

IKÄÄNTYNEIDEN KÄVELYN BIOMEKANIikka JA NIVEL- RIKKO

Tuomas Liikavainio

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Syksy 2004

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat: Jari P. A. Arokoski ja

Paavo V. Komi

TIIVISTELMÄ

Tuomas Liikavainio

Ikääntyneiden kävelyn biomekaniikka ja nivelrikko

Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 2004

80 sivua, 5 liitettä

Tutkimuksen tarkoituksena oli verrata niveliltään terveiden henkilöiden tasamaa- ja porraskävelyn kuormittavuutta ja symmetriaa sekä tutkia kävelyn kantaiskuilmiötä yhdistämällä voimalevy-, painepohjalliset sekä EMG-data BMVM-laitteistolla. Koehenkilöt ($n = 21$ naista ja 6 miestä, ikä $66,2 \pm 7,6$ vuotta) valittiin satunnaisen väestötannan ja kliinisen tutkimuksen perusteella. Tutkittaville tehtiin biomekaaninen toiminta-analyysi, mihin sisältyi kävelysuoritusten lisäksi polven ojentajien ja koukistajien lihasvoimamittaus. Portaiden laskussa havaittiin voimakkain maksimaalinen pystyreaktiovoima kuormitusvaiheessa ($1,52 \pm 0,21$ BW). Tämä oli 32,5% ($p < 0,001$); 9,1% ($p < 0,05$) ja 48,2% ($p < 0,001$) suurempi kuin normaalivauhtisessa kävelyssä, maksimaalisessa kävelyssä ja portaiden nousussa. Maksimaalisessa kävelyssä todettiin voimakkain kuormitusnopeus ($14,27 \pm 4,63$ BW/s), mikä oli 68,4% ($p < 0,001$), 335% ($p < 0,001$) ja 31,3% ($p < 0,01$) suurempi kuin normaalikävelyssä, portaiden nousussa ja laskussa. Portaiden laskun kuormitusnopeus ($10,87 \pm 2,96$ BW/s) oli suurempi ($p < 0,01$) kuin normaalikävelyn ($8,55 \pm 1,93$ BW/s). Lähes 1/5 koehenkilöistä kuormitti alaraajojansa iskutyypisesti kävelyn kantaiskun aikana täysivauhtisessa kävelyssä. Heillä myös VM-lihaksen esiaktiivisuus oli vähäisempi kuin ei-kantaiskijöillä ($p < 0,05$) viitaten hermo-lihasjärjestelmän koordinaatiovajaukseen. Kävelynopeus riippui merkitsevästi iästä (norm. $r = -0,502$; maks. $-0,635$, $p < 0,01$) ja vaikutti merkitsevästi sekä kineettisiin että kinemaattisiin muuttujiin. Painepohjalliset ja EMG-datan perusteella porraskävelyn liikesuoritus eroaa tasamaakävelystä mm. kontaktin aloituksen ja lihasaktivaatiomallien suhteen. Tasamaakävelyn voidaan katsoa olevan symmetristä (ASI $< 10\%$), mutta epäsymmetria lisääntyy porraskävelyssä. Johtopäätöksinä voidaan todeta, että portaiden lasku on huomattavasti kuormittavampaa tuki- ja liikuntaelimestön kannalta kuin tasamaakävely normaalinopeudella ja porraskävely asettaa suuremmat vaatimukset hermo-lihasjärjestelmälle kuin kävely tasaisella. Tutkittavien kävelynopeus ja ikä pitää kontrolloida kävelyanalyysissä. Jatkossa tulisi pitkittäistutkimuksilla pyrkiä selvittämään erilaisten biomekaanisten tekijöiden vaikutus nivelrikon etiopatogeneesiin sekä osoittaa kantaiskun kliininen merkitys.

Avainsanat: kävely, porraskävely, reaktiovoima, EMG, painepohjalliset, ikääntyminen ja nivelrikko

ESIPUHE

Tämä tutkimushanke –"Ikääntyneiden polvinivelrikkopotilaiden biomekaaninen toiminta-analyysi"– toteutettiin yhteistyössä Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen, Kuopion yliopiston anatomian laitoksen, Kuopion yliopistollisen sairaalan (KYS) fysiatrian klinikan sekä Keski-Suomen keskussairaalan kirurgian klinikan kanssa. Projekti käynnistyi Kuopiossa syksyllä 2001, ja mittaukset tehtiin kesällä 2002 Jyväskylässä liikuntabiologian laitoksen kävelylaboratoriossa.

Haluan esittää lämpimät kiitokset työryhmän muille jäsenille dosentti Jari P. A. Arokoskelle, professori Heikki J. Helmiselle, tutkija Juha Isolehdolle, LT, liikuntalääketieteen erikoislääkäri Vesa Lepolalle, LitT, erikoistutkija Jarmo Perttuselle, professori Paavo V. Komille ja ortopedi, ylilääkäri Ilkka Kivirannalle. Erityiskiitos Vesa Lepolalle koehenkilöiden kliinisistä ja radiologisista tutkimuksista sekä Jari Arokoskelle ja Jarmo Perttuselle opastuksesta työn eri vaiheissa. Korvaamattomana apuna mittauksissa ahersivat liik.yo Merja Hoffrén ja liik.yo Henna Hämäläinen. Kiitokset myös laboratorioinsinööri Seppo Seppälälle, yliteknikko Markku Ruuskaselle ja laboratorioteknikko Sirpa Roivakselle teknisestä tuesta mittausten aikana. Olen kiitollinen Merjalle avusta datan analysoinnissa. Tilastomenetelmien oikeellisuuden tarkasti asiantuntija Vesa Kiviniemi Kuopion yliopistosta. Luonnollisesti kiitokset ansaitsevat lisäksi kaikki tutkimuksessa mukana olleet koehenkilöt.

Kaikkein suurimmat kiitokset kuuluvat kuitenkin perheelleni –pienelle Siiri Sofialle ja rakkaalle vaimolleni Riitalle, joka väsymättömästi jaksoi kuunnella ja tukea minua vaikeina hetkinä. Projekti oli äärimmäisen raskas vastoinikäymisineen. Se vaati myös paljon kärsivällisyyttä puolin ja toisin sekä aikataulujen sovittamista perhe-elämän ja lääketieteen opintojen kanssa. Parhaimmat kiitokset myös vanhemmilleni, jotka ovat aina kannustaneet minua opinnoissani.

Tämä tutkimushanke on saanut rahoitusta Pohjois-Savon Kulttuurirahastolta ja KYS:n fysiatrian klinikasta (ns. EVO-raha).

Kuopiossa 19.9.2004

Tuomas Liikavainio

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

1	JOHDANTO	7
2	KÄVELYSYKLI.....	8
2.1	Kävelysyklin vaiheet	8
2.2	Reaktivoimat ja momentit.....	9
2.2.1	<i>Pystyvoima</i>	<i>9</i>
2.2.2	<i>Vaakavoimat</i>	<i>10</i>
2.2.3	<i>Momentit polvinivelen suhteen</i>	<i>10</i>
2.3	Lihasakiivisuudet.....	11
2.4	Jalkapohjan paineen jakautuminen.....	12
2.5	Erityistilanteita.....	13
2.5.1	<i>Ikääntymisen vaikutukset.....</i>	<i>13</i>
2.5.2	<i>Porraskävely.....</i>	<i>14</i>
3	NIVELRIKON ETIOPATOGENEESI.....	18
3.1	Nivelrikko sairautena	18
3.2	Nivelrikon riskitekijät	18
3.2.1	<i>Systeemiset riskitekijät.....</i>	<i>19</i>
3.2.2	<i>Paikalliset biomekaaniset riskitekijät</i>	<i>20</i>
3.3	Nivelrikon patogeneesi -kaksi hypoteesia	22
4	NIVELRIKON VAIKUTUKSET KÄVELYYN	25
4.1	Kävely ja porraskävely.....	25
4.1.1	<i>Kinematiikka.....</i>	<i>25</i>
4.1.2	<i>Kinetiikka.....</i>	<i>26</i>

4.1.3	<i>Lihasktiivisuusmallit</i>	29
4.1.4	<i>Jalkapohjan paineen jakautuminen</i>	30
4.2	Lihaskvoima kvelyss	31
4.3	Proprioseptiivinen j	32
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEESIT	33
6	MENETELM	34
6.1	Koehenkil	34
6.2	Tutkimusasetelma ja mittaukset	35
6.3	Analyysimenetelm	38
6.3.1	<i>Datan ksittely</i>	38
6.3.2	<i>Tilastoanalyysit</i>	40
7	TULOKSET	41
7.1	Kinemaattiset muuttajat	41
7.2	Kineettiset muuttajat.....	43
7.3	EMG ja jalkapohjan paineet.....	48
7.4	Symmetriaindeksit	52
8	POHDINTA.....	54
8.1	Tärkeimm	54
8.2	Virhel	61
8.3	Johtop	62
9	L	64

LIITTEET

SANASTO

Adduktio = lähennys

AP = anterior-posterior, eteen-taakse

ASI = absoluuttinen symmetriaindeksi

BF = biceps femoris -lihas

BMVM = Biomechanical Modelling and Visualisation. Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella kehitetty järjestelmä tiedon visualisointiin ja mallinnukseen.

BW = body weight, kehon paino

DEXA = dual-energy x-ray absorptionmetry. Kaksienergisien röntgensäteilyn absorptioon perustuva menetelmä kehonkoostumuksen arviointiin.

IED = inter-electrode distance, elektrodien välinen etäisyys

F_x = reaktiovoima medio-lateraalisuunnassa

F_y = reaktiovoima eteen-taaksesuunnassa

F_z = pystysuuntainen eli vertikaalinen reaktiovoima

GM = gastrocnemius medialis -lihas

LR = loading rate, kuormitusnopeus

MIVC = maksimaalinen tahdonalainen isometrinen lihastyö

SI = symmetriaindeksi

VM = vastus medialis -lihas

VL = vastus lateralis -lihas

WOMAC = The Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index. Indeksillä arvioidaan nivelkivun ja alaraajan toiminnan vajauksen vaikeusastetta.

1 JOHDANTO

Kuluva vuosikymmen on julistettu tuki- ja liikuntaelinsairauksien (TULES) vuosikymmeneksi (Bone and Joint Decade). Hankkeella on YK:n ja WHO:n tuki. Yli miljoona suomalaista kärsii TULE-oireista. TULE-sairaudet aiheuttavat huomattavaa haittaa ja kipua sekä toimintakyvyn vajausta yksilölle mutta myös paljon kustannuksia yhteiskunnalle, sillä tuki- ja liikuntaelimistön vaivat ovat yleisin lääkäriissä käynnin ja toiseksi yleisin työkyvyttömyyseläkkeiden syy maassamme. Väestön ikääntymisen myötä TULE-sairaudet tulevat vain lisääntymään. (Suomen Reumaliitto 2004.)

Jopa 1/3 nuorista terveistä aikuisista voi kävelyn kantauskun aikana kuormittaa alaraajojansa iskutyypillisesti eli impulsiivisesti, mikä johtaa nivel- ja selkäkipuihin ja altistaa myös polvinivelrikon kehittymiselle (Voloshin & Wosk 1982; Radin ym. 1986, 121-123). Porraskävelyssä tuki- ja liikuntaelimistöön kohdistuu mahdollisesti vielä tasamaakävelyä huomattavasti suurempia iskukuormituksia (Loy & Voloshin 1991). Tähän mennessä porraskävelyn kuormittavuutta on kuitenkin tutkittu varsin vähän ja käytetyt menetelmät sekä koeasetelmat ovat olleet puutteellisia, mikä on vaikeuttanut luotettavien johtopäätösten tekemistä (ks. Stacoff ym. 2004). Niveltä ympäröivien lihasten toiminta on myös jäänyt vähemmälle huomiolle, vaikka riittävä lihasvoima ja toimiva hermo-lihasjärjestelmä voivat suojata painoa kantavia niveliä monin tavoin iskukuormitukselta (Slemenda ym. 1997; Hurley 1999; Mikesky ym. 2000; DeVita & Hortobágyi 2003).

Tämän tutkimuksen päätarkoituksena oli verrata satunnaisen väestötönnän perusteella valittujen niveliltään terveiden henkilöiden tasamaakävelyn ja porraskävelyn kuormittavuutta ja symmetriaa sekä tutkia kävelyn kantauskuilmiötä useilla eri biomekaanisilla menetelmillä samanlaisesti. Tämän mahdollisti Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella kehitetty biomekaanisen tiedon visualisointiin ja mallinnukseen (BMVM) tarkoitettu laitteisto, missä voidaan yhdistää mm. voimalevyantureista, painepohjallisista sekä pintaelektromyografiasta (EMG) saatu data synkronisesti. Eri menetelmien avulla pyrittiin selvittämään mekanismeja, joilla elimistö pystyy suojautumaan potentiaalisesti vaurioita aiheuttavilta kuormituksilta.

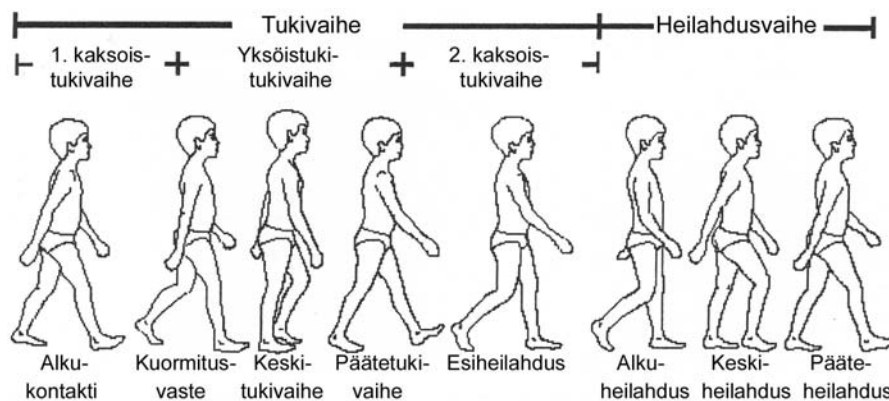
"Ikääntyneiden kävelyn biomekaniikka ja nivelrikko" -tutkimus on osa suurempaa tutkimushanketta –"Ikääntyneiden polvinivelrikkopotilaiden biomekaaninen toiminta-analyysi", mihin nyt kerättiin vertailuaineistoa. Hanke toteutettiin yhteistyössä Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen, Kuopion yliopiston anatomian laitoksen, Kuopion yliopistollisen sairaalan (KYS) fysiatrian klinikan sekä Keski-Suomen keskussairaalan (K-SKS) kirurgian klinikan kanssa.

2 KÄVELYSYKLI

2.1 Kävelysyklin vaiheet

Kävelysyklillä tarkoitetaan kahden perättäisen saman jalan kantaiskun välistä ajanjaksoa. Sykli (gait cycle, GC) voidaan jakaa tuki- (stance phase, ST) ja heilahdusvaiheeseen (swing phase, SW), joista edellinen voidaan jakaa yksöistukivaiheeseen (single support phase, SS) ja kahteen kaksoistukivaiheeseen (double support phase, DS). Matemaattisesti kävelysykli voidaan määritellä kaavalla $GC = ST + SW$, jossa $ST = DS + SS + DS$. Keskimäärin kävelysykli kestää noin sekunnin, josta 60% kuluu tuki- ja loput 40% heilahdusvaiheeseen. (Larsson ym. 1980; Vaughan ym. 1999.)

Tukivaihe alkaa yleensä kantanäkökontaktilla edeten jalkapohjan kontaktivaiheeseen yksöistukivaiheeseen. Kaksoistukivaiheen lopussa päkiäkontaktin jälkeen varpaat irtoavat maasta, jolloin siirrytään ko. jalan osalta heilahdusvaiheeseen. Tukivaihe voidaan vielä edelleen jaotella viiteen ja heilahdusvaihe kolmeen toiminnalliseen osaan (kuva 1). Kontaktin alun jälkeen tulee kuormitusvaste, jonka aikana otetaan vastaan kehon paino. Yksöistukivaihe ilmenee keski- ja päätetukivaiheen kuluessa. Esiheilahdus on viimeinen tukivaiheen osa, jonka aikana jalka aloittaa liikkeen eteenpäin. Raajan liike eteenpäin jatkuu kaikissa kolmessa heilahdusvaiheessa. Alkuheilahduksen aikana lonkka- ja polvinivel ovat fleksiassa ja nilkka dorsifleksiassa. Keskiheilahdusvaihe alkaa, kun edelleen kiihtyvässä liikkeessä oleva raaja on tukijalan kanssa kohdakkain. Lopuksi pääteheilahdusvaiheessa mm. hamstring-lihakset kontrolloivat jalan kontaktiin valmistautumista. (Perry 1992.)

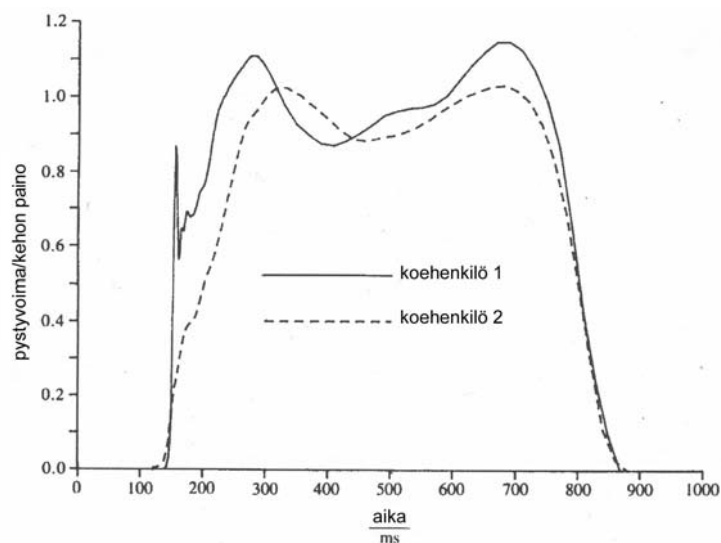


KUVA 1. Normaalin kävelysyklin vaiheet. (Mukaieltu lähteestä Vaughan ym. 1999.)

2.2 Reaktivoimat ja momentit

2.2.1 Pystyvoima

Voimalevyn mittaama reaktivoima on samansuuruinen, mutta vastakkaisuuntainen kuin kehon segmenttien jalan välityksellä maahan kohdistama summavoima. Voimalevyjen avulla voidaan tarkastella kehon nettoreaktivoimia kolmiulotteisesti vaaka- ja pystysuunnissa. Klassisessa kävelyn pystysuuntaisessa reaktivoimasignaalisissa nähdään kaksi huippua, joista ensimmäinen aiheutuu kehon painopisteen alaspäin suuntautuvan liikkeen jarruttamisesta. Toinen voimapiikki nähdään työntövaiheessa. Vertikaalinen reaktivoima on selvästi suurempi kuin vaakasuuntaiset voimat, sillä noin 15%:n kohdalla kävelysyklin alusta nähtävä ensimmäinen pystyvoimapiikki ylittää kehon painon (Winter 1988, 29). Vertikaalisessa reaktivoimassa voidaan nähdä vielä kolmaskin voimapiikki aivan kontaktin alussa, mikä johtuu voimakkaasta kantaiskusta (kuva 2). Tämä voima on lyhytkestoinen (5-25 ms) ja suuruudeltaan 0,5-1,25 -kertainen kehon painoon nähden (Simon ym. 1981). Voimakas kävelyn kantaisku on yhdistetty nivelriikon etiopatogeneesiin (esim. Radin ym. 1972; 1991). Monissa tutkimuksissa kantaiskua ei ole havaittu, koska keräystaajuus tai voimalevyn luonnollinen taajuus on ollut liian alhainen tai voimasignaali on suodatettu alipäästösuotimella (Collins & Whittle 1989). Toisaalta kantaisku esiintyy noin 1/3 väestöstä ja kengät vaimentavat kantatörmäystä merkittävästi (Radin ym. 1986, 121-123).



KUVA 2. Kävelyn pystyreaktivoima on tyypillisesti kaksihuippuinen (koehenkilö 2). Kuvan koehenkilöllä 1 on voimakas kantaisku normaalikävelyn aikana, mikä näkyy terävänä, kolmantena pystyvoimapiikkinä aivan askelkontaktin alussa. (Mukailtu lähteestä Jefferson ym. 1990.)

2.2.2 Vaakavoimat

Eteen-taakse (AP) -suuntautuva vaakareaktiovoima on amplitudiltaan noin 25% kehon painosta. Kontaktin alussa reaktiovoima on vastakkainen liikesuuntaan nähden tarkoittaen, että kehon liikettä jarrutetaan. Työntövaiheessa voima on positiivinen eli suuntautuu eteenpäin, kehon ollessa kiihtyvässä liikkeessä samaan suuntaan. Kävelyn tasapainoisuuteen liittyvä mediaali-lateraalisuuntaan vaikuttava reaktiovoima jää suuruudeltaan useimmiten noin 10% kehon painosta. Tukivaiheen alussa kuormitusvasteen aikana tämä vaakareaktiovoima suuntautuu mediaalisesti, mutta sen jälkeen lateraalisesti (Perry 1992; Vaughan ym. 1999). Kävelynopeuden kasvaessa reaktiovoimatkin suurentuvat. Kehon painon, askelpituuden ja -tiheyden lisääntyessä reaktiovoimat kasvavat amplitudiltaan (Soames & Richardson 1985).

2.2.3 Momentit polvinivelen suhteen

Voiman momentti tietyn nivelen suhteen saadaan laskemalla niveleen vaikuttavien lihasten, nivelsiteiden ja kitkavoimien momentit yhteen. Normaalikävelyssä nettomomentin voidaan katsoa kuitenkin riippuvan ainoastaan lihasvoimasta, koska kitkavoimat ovat minimaaliset. Momenteja tarkasteltaessa on otettava huomioon, puhutaanko ulkoisesta vai sisäisestä momentista. Ulkoisen momentin nivelakselin suhteen aiheuttaa maan reaktio- ja inertivoimat. Ulkoinen momentti on samansuuruinen mutta vastakkaisuuntainen kuin lihasten tuottamien sisäisten momenttien nettovaikutus nivelen kiertoakselin suhteen. Ojennussuuntaan vaikuttava sisäinen voiman momentti ilmoitetaan yleensä positiivisena, mikä siis tarkoittaa samaa kuin ulkoinen koukistusmomentti (Winter 1988, 31-32; Bailunas ym. 2002). Polviniveleen kohdistuvia momenteja voidaan tarkastella kolmessa eri tasossa. Frontaalitasossa nivelen kiertoakselin suhteen polvi pysyy joko loitontumaan (abduktoituu) tai lähentymään (adduktoituu). Polvi voi myös rotatoitua sisään- tai ulospäin horisontaalitasossa. Nivelrikkokirjallisuudessa frontaali- ja horisontaalitasoon momentit esitetään usein ulkoisen vääntövoiman avulla (esim. Hurwitz ym. 2002).

Tukivaiheen alussa polveen kohdistuu hetkellinen sisäinen koukistusmomentti. Tämän jälkeen reiden etuosan lihakset pyrkivät ojentamaan polvea ja estämään polven fleksiota otettaessa kehon paino vastaan. Gastrocnemius aktivoituu voimakkaasti työntövaiheen aikana, minkä vuoksi 30-50% kohdalla kävelysykliä polven momentti on lievästi flek-

soiva. Tukivaiheen lopusta keskiheilahdukseen polveen vaikuttaa ojennusmomentti, sillä voimakkaan työntövaiheen aikana polvi koukistuu 5°:sta aina 40°:een. Nelipäinen reisilihas pyrkii tällöin eksentrisesti kontrolloimaan polvikulman muutosta. Heilahdusvaiheen lopussa hamstring-lihakset jarruttavat maakontaktiin valmistautuvaa jalkaa, joten polveen vaikuttaa selvä koukistusmomentti. Kävelynopeus vaikuttaa polvinivelen momenttien suuruuteen, mutta ei juurikaan muotoon. (Winter 1988, 36.)

Kehon painopisteeseen piirretyn frontaalitason summareaktiovoiman vaikutussuora kävelyn tukivaiheessa kulkee polven mediaalipuolelta (Noyes ym. 1992). Mediaalilateraalisuunnassa polveen vaikuttaa siis koko tukivaiheen ajan ulkoinen lähennysmomentti, joka on suurempi kuin ojennus-/koukistusmomentti tai rotatoiva momentti (Andriacchi & Mikosz 1991, 51-91). Adduktiomomentissa voidaan yleensä nähdä kaksi huippua, joista ensimmäinen ilmenee alkutukivaiheessa ja toinen tukivaiheen lopulla (Hurwitz ym. 2002). Momenttien laskeminen halutun nivelen suhteen antaa paremmin tietoa niveleen kohdistuvista kuormituksista kuin pelkkien nivelkulmien tai reaktiovoimien tarkastelu, minkä vuoksi esim. nivelrikkopotilaiden kävelyanalyysitutkimuksissa on voiman momenttien laskeminen yleistynyt viime vuosina (esim. Kaufman ym. 2001; Bailunas ym. 2002).

2.3 Lihasaktiivisuudet

Elektromyografiaa (EMG) on käytetty runsaasti viimeisten vuosikymmenien aikana tutkittaessa normaalia ja patologista kävelyä. Pelkän momenttitarkastelun perusteella ei yksiselitteisesti voida sanoa, mitkä lihakset ovat tuottaneet aktiivisesti voimaa kävelysyklin aikana. Tämän vuoksi EMG on tärkeä väline lihastoiminnan tutkimisessa. EMG-signaalin amplitudiin kävelyssä aiheuttaa vaihtelua neuraalisen aktivoinnin lisäksi mm. lihasmassan määrä, ihonalainen rasvakudos ja elektrodien sijainti. Kävelynopeuden lisääntyessä myös EMG-aktiivisuudet kasvavat. Erityisesti tukivaiheen aikana sama liikemalli voidaan tuottaa hyvin erilaisilla lihasaktiivisuusyhdistelmillä terveilläkin henkilöillä. Lisäksi polvi- ja lonkkaniveleen vaikuttavien lihasten aktiivisuuden vaihtelu on suurempaa kuin distaalisemmin sijaitsevien, nilkkaniveltä liikuttavien lihasten, sillä proksimaaliset lihakset huolehtivat painon kannattelun lisäksi kehon tasapainosta. (Brandell 1977; Winter & Yack 1987.)

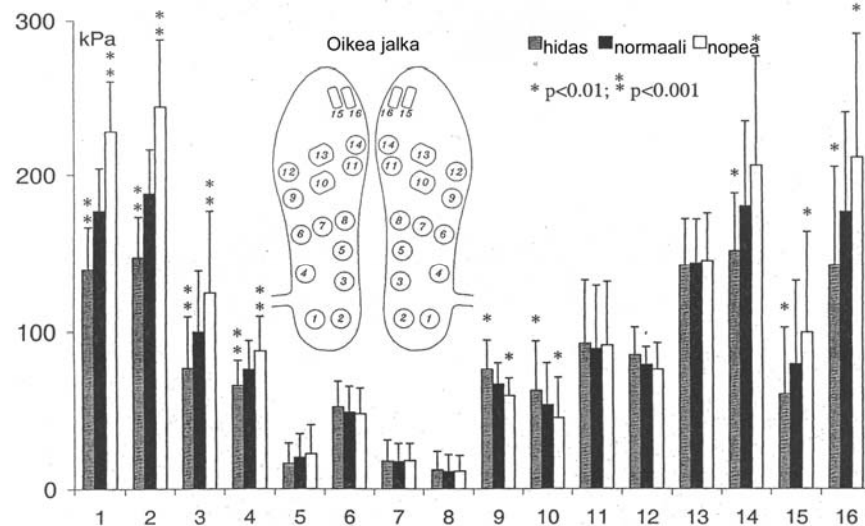
Kävelysyklin lihasaktiivisuusprofiileissa voidaan havaita yleiset samankaltaisuudet, vaikka "normaalikävelynkin" liikemalli voidaan tuottaa erilaisilla lihasaktiivisuuskom-binaatioilla Painon vastaanottavien lihasten (esim. hamstring-lihakset sekä nelipäinen reisilihas) suurin aktiivisuus on syklin ensimmäisen 15% aikana. Nelipäisen reisilihak-sen EMG-profiilissa voidaan nähdä toinen pienempi huippu työntövaiheen lopusta hei-lahdusvaiheen alkuun, kun se kontrolloi eksentrisesti polvikulman muutosta (Murray ym. 1984). Erector spinaella on kaksiosainen aktiivisuushuippu ensin 10% ja sitten 60% kohdalla, koska se tällöin kontrolloi vartalon rotaatiota eteenpäin. Plantaarifleksoreiden aktiivisuuspiikki ajoittuu työntövaiheeseen (50%:n kohta). Lonkan ojentajien ja polven koukistajien (gluteus maximus, hamstring-lihakset) aktiivisuusvaihe näkyy puolestaan heilahdusvaiheen lopussa, kun ne pysäyttävät jalan eteenpäin suuntautuvan liikkeen. Tibialis anterior on aktiivinen paitsi painon vastaanottovaiheessa niin myös alkuheilah-duksen aikana, kun se dorsifleksoi jalkaterää. (Winter & Yack 1987.)

2.4 Jalkapohjan paineen jakautuminen

Reaktiivoimia mittaavat voimalevyt eivät pysty kunnolla erottelemaan jalkapohjan eri osiin kohdistuvia voimia kävelysyklin aikana. Jalkapohjaan kohdistuvaa kuormitusta voidaan mitata kolmella eri tavalla: paljaan jalan ja alustan väliltä, pohjallisen ja alustan väliltä tai mittaamalla jalkapohjan pohjalliseen kohdistamaan painetta (Lord 1981). Pai-nepohjallistekniikalla pystytään tutkimaan helposti useita peräkkäisiä kävelysyklejä. Koehenkilön ei myöskään tarvitse tällöin tähdätä askeliaan pienelle painematolle tai voimalevylle. Nämä tekijät parantavat luonnollisesti tutkimusten luotettavuutta (Ca-vanagh ym. 1992).

Kävelyssä suurimmat paineet kohdistuvat kantapään, jalkaterän ja isovarpaan alueille, kun taas vähäisimmän kuormituksen alueita ovat jalkapohjan keskiosa sekä uloimmat varpaat (kuva 3). Kantapään kuormitus on suurimmillaan tukivaiheen alussa ja päkiän tukivaiheen lopussa (Soames 1985). Jalkapohjan paineen keskipiste etenee normaalikä-velyssä kontaktin aikana hieman kantapään lateraalipuolelta jalkapohjan keskilinjaa pitkin metatarsaaliluiden distaalipäitä kohden. Tämän jälkeen painekeskipiste siirtyy mediaalisesti 1. tai 2. varpaan alle (Kato ym. 1983). Jalkapohjan paineet suurenevät lähes lineaarisesti kävelynopeuden suhteen siten, että huippupaineet kasvavat kanta-päässä ja jalkaterän mediaalipuolella mutta pienenevät lateraalipuolella (Rosenbaum

ym. 1994; Perttunen & Komi 2001). Useat tekijät kuitenkin vaikuttavat jalkapohjan kuormitukseen kävelyn aikana aiheuttaen yksilöllistä vaihtelua mitatuissa arvoissa (ks. Perttunen 2002, 20-29).



KUVA 3. Kävelynopeuden vaikutus jalkapohjan huippupaineisiin oikean jalan osalta eri sensorien (n = 16) alueilta. Tilastollinen merkitsevyys tarkoittaa eroa normaalikävelyn suhteen. Sensorit on sijoitettu kliinisesti tärkeimmille kohdille jalkapohjaa Paromed®-painepohjallisissa. (Mukailtu lähteestä Perttunen ym. 2004.)

2.5 Erityistilanteita

2.5.1 Ikääntymisen vaikutukset

Ikääntymisen myötä kävely muuttuu, vaikka Immsin ja Edholmin (1981) mukaan erilaiset sairaudet vaikuttavat enemmän vanhuusväestön kävelyyhin kuin kronologinen ikä. Murrayn ym. (1969) tutkivat 20-87-vuotiaiden terveiden miesten kävelyä ja havaitsivat muun muassa, että ikääntyneiden miesten kävelynopeus, askelpituus ja -frekvenssi sekä alaraajan nivelten liikelaajuudet olivat nuoria alhaisemmat. Erot näkyivät selvimmin 65 ikävuoden jälkeen. Tuoreemman tutkimuksen mukaan kävelynopeuden lasku iän myötä johtuu askelpituuden eikä -tiheyden vähenemisestä (Winter ym. 1990). Nuorilla on lisäksi tehokkaampi työntövaihe ja lyhyempi kaksoistukivaihe kuin vanhuksilla (Finley ym. 1969). Jos halutaan verrata esimerkiksi polvinivelrikkopotilaiden kävelyä nivellettään terveisiin henkilöihin, pitäisi käyttää ikävakioituja kontrollihenkilöitä, koska ikä sekoittavana tekijänä vaikeuttaa tulosten tulkintaa.

2.5.2 Porraskävely

Porraskävelyn biomekaniikka. Portaissa liikkuminen noudattaa samoja periaatteita tuki- ja heilahdusvaiheineen kuin tasamaakävely. Portaita noustessa tukivaihe on yleensä hieman pidempi, ja paino otetaan aluksi vastaan jalkapohjan etu- sekä keskikolmanneksella. Kuormitusvaiheessa polven ja lonkan ojentajat sekä pohjelihakset tekevät voimakkaasti konsentrista lihastyötä, jotta keho saadaan siirrettyä ylemmälle askelmalle. Yksöistukivaiheessa lonkan loitontajat sekä tukijalka työskentelevät tehokkaasti estääkseen lantion kallistumisen tuettomalle puolelle. Tukivaiheen loppupuolella polven ollessa ojentuneena nelipäinen reisilihas toimii isometrisesti polvikulman stabiloijana painopisteen siirtyessä tukijalan eteen. Pohjelihakset työntävät kehon ylös- ja eteenpäin tukivaiheen päätteeksi. Tällöin polven- ja lonkan ojentajalihaksissa ei juurikaan ole aktiivisuutta. Heilahtavan jalan lonkan polven koukistajat huolehtivat, että jalka siirtyy alemmalta askelmalta tukijalan ohi seuraavalle askelmalle. Lähes koko heilahdusvaiheen ajan tibialis anterior toimii isometrisesti estääkseen jalkaterän osumisen ylempiin askelmiin. (Andriacchi ym. 1980; McFadeyn & Winter 1988.)

Portaiden laskun tukivaihe voidaan jakaa painon vastaanotto- ja painopisteen laskuvaiheisiin. Edellisessä jalkapohja tulee alemmalle askelmalle ensin etu- ja lateraaliosilla. Pohjelihakset tekevät eksentristä lihastyötä, kunnes nilkkanivel on kääntynyt plantaarifleksiosta normaaliasentoon. Polvinivel voi koukistua jopa 50° painon vastaanottovaiheessa iskunvaimennukseksi polven ja lonkan ojentajalihasten jarruttaessa liikettä eksentrisesti. Keskitukivaiheessa painopiste lasketaan seuraavalle askelmalle, jolloin polvi ja lonkka koukistuvat, nilkka dorsifleksoituu ja nelipäinen reisilihas, lonkan ojentajat ja pohjelihakset toimivat eksentrisesti. Heilahtavan jalan lonkan ja polven koukistajat työskentelevät aluksi konsentrisesti. Loppuvaiheessa valmistauduttaessa uuteen kontaktiin lonkan koukistajat, hamstring-lihakset ja tibialis anterior toimivat eksentrisesti. Porraskävelyssä lonkan ja polven liikelaajuudet ovat tasamaakävelyä suuremmat. Lisäksi vaaditaan enemmän voimaa ja parempaa tasapainoa, minkä vuoksi esimerkiksi iäkkäillä portaissa liikkuminen on usein vaikeutunut. (McFadeyn & Winter 1988.)

Porraskävelyn kinetiikkaa on tutkittu suhteellisen vähän, vaikka portaissa liikkuminen on yksi tavallisimmista päivittäisistä toimista. Tulosten vertailua vaikeuttaa lisäksi se, että koeasetelmat eroavat usein toisistaan portaiden jyrkkyyden ja askelmien sekä tutki-

tun koehenkilöjoukon suhteen (taulukko 1). Stacoff ym. (2004) julkaisivat kuitenkin aivan äskettäin erinomaisen artikkelin siitä, miten ikä ja portaiden jyrkkyys vaikuttavat reaktivoimiin. Tutkimukseen osallistui yhteensä 20 tervettä henkilöä, jotka jaettiin kolmeen eri ikäryhmään. Tutkittavat kävelivät kahden voimalevyn päältä tasaisella sekä portaissa, jonka nousukulmaa vaihdeltiin (19,8°; 30,4° ja 41,0°). Seitsemästä eri suorituksesta analysoitiin noin yhdeksän perättäistä askelta jokaiselta koehenkilöltä. Pystysuuntainen reaktivoiman muoto vaihteli huomattavasti eri suoritusten ja tutkittavienkin välillä. Portaiden nousussa vertikaalivoimassa esiintyi voimakas huippuvoima työntövaiheessa, kun taas alas tultaessa työntövoimapiikki saattoi jopa jäädä pois. Yleisesti ottaen portaiden jyrkkyys lisäsi vaihtelua. Suurimmat huippureaktivoimat nähtiin nuorimassa ikäryhmässä, mutta he myös kävelivät nopeimmin. Jyrkimpiä portaita noustessa kävelynopeus oli pieni, mutta laskeutumisnopeuteen portaiden jyrkkyydellä ei ollut vaikutusta. Vasemman ja oikean jalan välin epäsymmetrisyys oli suurinta portaiden laskussa. Tasamaakävelyssä epäsymmetrisyys (2-5% vs. 5-15%) oli vähäisintä, kuten myös suoritusten välinen vaihtelukin (2-5% vs. 5-10%). Iällä ei havaittu olevan suurta merkitystä suoritusten väliseen vaihteluun eikä epäsymmetriaan. Ryhmien välistä vertailua kuitenkin hankaloittaa se, että kävelynopeuksia ei vakioitu.

TAULUKKO 1. Porraskävelytutkimuksia, joissa on käytetty askelmien alle laitettuja voimalevyjä. (Mukailtu lisäyksin lähteestä Stacoff ym. 2004.)

Tekijät	Kh	lkm	Askelmat		Nousukulma (°)	Voimalevyt
			korkeus (cm)	leveys (cm)		
Andriacchi ym. (1980, 1982)	10 m	3	21	25,5	39,5	1
Besser ym. (1993)		3	22	25	41,3	2
Christina & Cavanagh (2002)	12 nu + 12 va	7	18	28	32,7	2
Costigan ym. (2002)	20 n + 15 m	3	20	20	33,7	1
Kaufman ym. (2001)	9 m + 11 n	4	18	25	35,8	2
McFadeyn & Winter (1988)	3 m	5	-	-	37	1
Nadeau ym. (2003)	5 n + 6 m	4	17	26	33	3
Riener ym. (2002)	10 m	5	13,8-23,0	13,8-24,7	24-43	4
Savvidis & von der Decken (1999)	8 n + 7 m	4	17	-	-	1
Stacoff ym. (2004)	10 m + 10 n	6/7/9	13,3-20,0	23,0-37,0	19,8-41,0	2
Yu ym. (1996; 1997)	5m + 5n	4	18	25	35,8	3
Zachazewski ym. (1993)	8 n + 3 m	4	18	28	32,7	2

m = mies, n = nainen, nu = nuori (<20 v.), va = ikääntynyt (>65 v.).

Porraskävelyn kuormittavuus. Loy ja Voloshin (1991) vertailivat sääreen ihon pinnalle kiinnitetyn kiihtyvyyssanturin avulla tasamaa- ja porraskävelyn sekä hyppelyn (paikallaan ja tuoilta alas) kuormittavuutta. Koehenkilöinä oli tosin vain neljä nuorta miestä. Portaiden laskussa tärähdysaaltojen amplitudi oli 130% suurempi kuin portaiden nousussa ja 250% suurempi kuin tasamaakävelyssä. Hyppelyssä iskukuormitus oli kuitenkin lähes kahdeksan kertaa voimakkaampaa kuin kävelyssä. Portaiden nousussa isku-kuormitus välittyi lähinnä päkiän kautta, kun taas tasamaakävelyn suurimmat hidastuvuudet mitattiin kantauskun aikana. Vaikka päkiä aloitti kontaktin portaiden laskussa, niin suurimmat hidastuvuudet nähtiin vasta kantapään osuessa askelmalle. Suoritukset toistettiin vielä neljästi, kun kenkiin laitettiin vuoron perään eri materiaaleista valmistettuja pohjallisia. Pohjallisesta ja suorituksesta riippuen tärähdysaaltojen amplitudi väheni 9-41%. Parhaiten pohjalliset vaimensivat kantauskua. Hyppelyssä absoluuttinen vaimennus oli suurempi, mutta suhteellisesti tarkasteltuna pohjalliset vaimensivat paremmin iskua portaisissa.

Suurimmat absoluuttiset hidastuvuudet Loy ja Voloshin (1991) tutkimuksessa ilmenivät ilman pudotushypyissä (korkeus 40 cm) ilman pohjallisia. Kaikkien tutkittavien maksimi-arvot ylittivät 20g:tä, yhdellä jopa 26g:tä. Portaiden nousussa keskimääräiset maksimihidastuvuudet olivat 6g:n luokkaa ja laskeuduttaessa lähes 8g:tä. Taulukossa 2 (seuraava sivu) on vertailtu eri tutkimuksissa esitettyjä huippureaktiivoimia kävelyssä ja porraskävelyssä. Tasamaalla maksimivoimat ovat noin 1,1-kertaisia kehon painoon suhteutettuna, kun portaisissa vastaavat lukemat nousevat hyvinkin 1,5-kertaisiksi kehon painoon nähden. Nopeassa kävelyssä tosin reaktiivoimat lähentelevät normaalinopeuksisen porraskävelyn arvoja (ks. Perttunen & Komi 2001).

TAULUKKO 2. Valikoiduissa kävelytutkimuksissa esitettyjä maksimaalisia reaktiovoimia ja kuormitusnopeuksia niveliltään terveillä. (Mukailtu lisäyksen lähteestä Stacoff ym. 2004.)

Tekijät	Kh	Suoritus	Nopeus (m/s)	Fz2 (BW)	Fz3 (BW)	LR (BW/s)
Borden ym. (1999)	9 va	tasamaa	1,2 ± 10%	1,02 ± 0,04	1,03 ± 0,05	-
Christina & Cavanagh (2002)	12 nu	alas1	0,65 ± 0,04	1,40 ± 0,20	0,96 ± 0,10	13,9 ± 4,36
	12 nu	alas2		1,48 ± 0,20	0,93 ± 0,11	14,0 ± 4,35
	12 va	alas1		1,43 ± 0,20	0,97 ± 0,13	14,5 ± 4,58
	12 va	alas2		1,50 ± 0,27	0,93 ± 0,13	16,0 ± 5,75
Chao ym. (1983)	52 m	tasamaa	-	1,13 ± 0,08	1,12 ± 0,08	-
	55 n	tasamaa		1,08 ± 0,08	1,12 ± 0,08	
Giakas & Balzopoulos (1997)	10 m	tasamaa/v	-	1,18 ± 0,08	1,07 ± 0,04	-
	10 m	tasamaa/o		1,17 ± 0,10	1,12 ± 0,06	
McCrory ym. (2001)	20 n+ 15 m	tasamaa	0,8 ± 0,2	1,05 ± 0,04	1,02 ± 0,04	5,22 ± 2,12
Nigg & Skleryk (1988)	23 va	tasamaa		1,04 ± 0,13	0,99 ± 0,10	-
Perry (1992)	-	tasamaa	1,37	(noin) 1,10	(noin) 1,10	-
Perttunen & Komi (2001)	2 n +10 m	tasamaa	1,11 ± 2,5%	1,07 ± 0,03	1,07 ± 0,03	-
			1,53 ± 2,5%	1,24 ± 0,05	1,14 ± 0,04	
			1,94 ± 2,5%	1,48 ± 0,08	1,23 ± 0,06	
Radin ym. (1991)	5 n + 9 m	tasamaa	1,37 ± 0,09	1,10 ± 0,07	1,11 ± 0,06	47,9 ± 14,4
Riener ym. (2002)	10 m	alas 30°	-	(noin) 1,32	(noin) 1,03	-
		alas 42°		(noin) 1,43	(noin) 1,04	
Savvidis & von der Decken (1999)	8 n + 7 m	ylös alas	-	1,2-1,7 <2,6	-	-
Stacoff ym. (2004)	8 va	tasamaa	1,31 ± 0,18	1,15 ± 0,12	1,13 ± 0,05	7,46 ± 1,78
		ylös 30°	0,60 ± 0,09	1,06 ± 0,09	1,26 ± 0,12	4,87 ± 1,06
		alas30°	0,64 ± 0,07	1,51 ± 0,18	-	13,5 ± 3,40
		ylös 41°	0,50 ± 0,05	1,09 ± 0,05	1,32 ± 0,17	4,50 ± 0,83
		alas 41°	0,64 ± 0,06	1,53 ± 0,24	-	13,8 ± 5,23

LR = kuormitusnopeus, BW = kehon paino, Fz2 = vertikaalinen huippureaktiovoima kuormitusvaiheessa, Fz3 = vertikaalinen huippureaktiovoima työntövaiheessa, m = mies, n = nainen, nu = nuori (<20 v.), va = ikääntynyt (>65 v.), alas = portaiden lasku, ylös = portaiden nousu, v = vasen, o = oikea.

3 NIVELRIKON ETIOPATOGENEESI

3.1 Nivelrikko sairautena

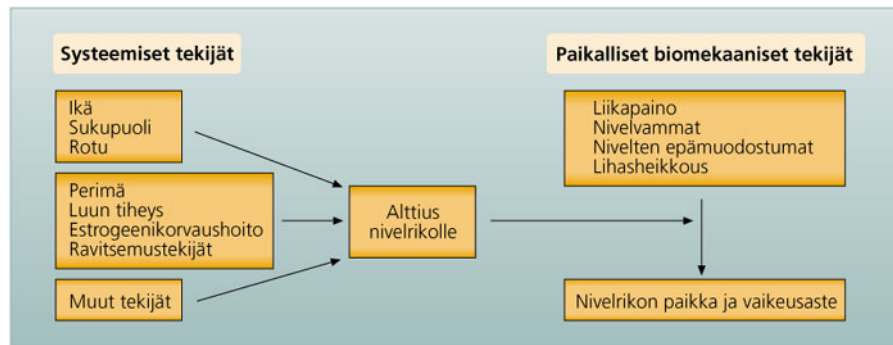
Nivelrikko on yleisin nivelsairaus. Noin 400 000 suomalaisella on oireinen polven tai lonkan nivelrikko. Nivelrikko aiheuttaa kipua ja toiminnan rajoituksia yksilölle ja voi pitkälle edenneenä viedä jopa liikuntakyvyn. Lisäksi vuosittain nivelrikosta aiheutuu kymmenien miljoonien eurojen kustannukset kansantaloudellemme mm. varhaiseläkkeiden, sairauslomien ja tuhansien tekonivelleikkauksen muodossa. Nivelrikkotaudilla tarkoitetaan ryhmää samankaltaisia sairaustiloja, joilla on erilainen etiologia, mutta joiden kliininen kuva sekä biologiset ja morfologiset muutokset nivelissä ja tuki- ja liikuntaelimestössä ovat samankaltaiset. Nivelrikko ei yksinomaan tuhoa nivelrustoa vaan vaikuttaa koko niveleen mukaan lukien rustonalainen luu, nivelsiteet, ja -kapseli sekä niveltä liikuttavat lihakset. Nivelrikko syntyy epätasapainon vallitessa yhtäältä niveleen kohdistuvan kuormituksen ja siihen liittyvien katabolisten vaikutusten ja toisaalta kudoksen normaalia muotoa ja homeostaasia ylläpitävien anabolisten tekijöiden välillä. Perusongelma on se, että nivelruston uusiutumiskyky on huono. (Helminen ym. 2001.)

Englannin kielessä nivelrikosta käytetään usein termiä 'osteoarthritis' (artriitti = niveltulehdus), joka viittaa siis tulehdukselliseen nivelsairauteen. Tavallisesti nivelrikkoon liittyvä tulehdus on kuitenkin lievä, jos verrataan esim. nivelreumaan. Nivelrustoon ja rustonalaisen luuhun vaikuttava biomekaaninen rasitus sekä biokemialliset muutokset nivelrustossa ja nivelvoidekalvossa ovat keskeisiä tekijöitä nivelrikon patogeneesissä, vaikkakaan nivelrikon syitä ei siis tunnetakaan tarkasti. Tulehdus näyttäisi olevan seurausta nivelrustokudoksen vauriosta, joka ärsyttää nivelvoidekalvoa. Tämän vuoksi termi 'osteoarthritis' (artroosi = ei-tulehduksellinen nivelsairaus) olisi sopivampi kuvaamaan nivelrikkoa. (Radin 1976; Hochberg ym. 1995.)

3.2 Nivelrikon riskitekijät

Nivelrikon syitä ei tiedetä tarkasti, mutta riskitekijöitä tunnetaan useita. Riskitekijät voidaan jakaa systeemisiin ja paikallisiin (kuva 4), joista edellisiin kuuluu mm. ikä, sukupuoli ja perinnölliset tekijät. Systeemiset tekijät voivat altistaa paikallisille riskitekijöille. Paikalliset riskitekijät, kuten nivelvammat ja poikkeavat kuormitusolosuhteet,

määräävät nivelrikon paikan ja vaikeusasteen (Arokoski ym. 2001). Perinteisesti nivelrikkotauti jaetaan primaariseen eli idiopaattiseen, jossa sairauden syytä ei tunneta, ja sekundaariseen muotoon, jossa taudille löytyy altistava tekijä, kuten tunnistettu geenivirhe, aineenvaihdunnan sairaus, nivelrustovamma tai nivelkierukan poisto (Helminen ym. 2001).



KUVA 4. Nivelrikon systeemisten ja paikallisten biomekaanisten riskitekijöiden yhteys (Arokoski ym. 2001).

3.2.1 Systemiset riskitekijät

Ikä sukupuoli ja perimä. Nivelrikkoa esiintyy harvoin alle 45-vuotiailla, ja tässä ikäryhmässä se on yleisempi miehillä kuin naisilla. Sekä lonkka- että polvinivelrikon esiintyvyys ja ilmaantuvuus lisääntyvät iän myötä molemmilla sukupuolilla (Felson & Zhang 1998). Vanhemmissa ikäryhmissä polvinivelrikkoa esiintyy kuitenkin enemmän naisilla kuin miehillä. Perinnöllisillä tekijöillä on keskeinen osa nivelrikon synnyssä, sillä on arvioitu perintötekijöiden vaikuttavan 39-65%:ssa tapauksista taudin syntyyn (Spector ym. 1996). Rustossa esiintyvän tyypin II kollageenin geenimutaation on osoitettu aiheuttavan perinnöllistä nivelrikkoa. Nivelrikkosuvuissa esiintyy lisäksi usein tuki- ja liikuntaelimestön kehityshäiriöitä. Rustolle ominaisten rakennemolekyylien geenien mutaatiot altistavat kondro- ja osteodysplasialle sekä nivelrikolle (Ala-Kokko 2000). Tutkimustulokset siitä, onko nivelrikko yleisempi mustalla rodulla kuin valkoisella, ovat ristiriitaisia. Polvinivelrikkoa esiintyy mustan rodun naisilla enemmän kuin valkoisen, mutta vastaava eroa ei ole havaittu miehillä (Felson & Zhang 1998).

Luuntiheys ja ravitsemustekijät. Useimmissa tutkimuksissa, etupäässä poikkileikkaustutkimuksissa, on havaittu osteoporoosin eli luukadon ja nivelrikon olevan käänteisessä suhteessa toisiinsa (Dequeker ym. 1996; Felson & Zhang 1998). Poikkileikkaustutki-

musten mukaan nivelrikkopotilaiden luuntiheys on suurempi kuin ikävakioiduilla verrokeilla, myös muualla luustossa kuin nivelrikon vaurioittamassa nivelessä. Nivelrikkoiset ovat usein ylipainoisia, mikä luonnollisesti kuormittaa luustoa ja vahvistaa sitä. Nivelrikkoisten suurentunut luuntiheys on kuitenkin riippumaton painoindeksistä. C-vitamiini voi mahdollisesti ehkäistä tai ainakin myöhentää nivelrikon kehittymistä. Framinghamin seurantatutkimuksessa vähäinen C-vitamiinin saanti lisäsi selvästi riskiä nivelrikon pahenemiseen, nivelraon kapenemiseen ja nivelkipuun. Samassa tutkimuksessa nivelrikon radiologinen kehitysnopeus oli suurempi niillä, joiden seerumin D-vitamiinin pitoisuus oli pienin, vaikka D-vitamiinillakaan ei näyttäisi olevan yhteyttä nivelrikon ilmaantuvuuteen. (McAlindon ym. 1996a, b.)

3.2.2 Paikalliset biomekaaniset riskitekijät

Ylipaino. Nivelrikko kehittyy helpommin lihaville kuin normaalipainoisille. Tämä yhteys on selvempi naisilla kuin miehillä. Henkilöillä, joiden BMI on 30-35 kg/m², on noin nelinkertainen riski saada polvinivelrikko verrattuna normaalipainoisiin (BMI ≤ 25 kg/m²). Liikapainon vähentämisen on arvioitu pienentävän oireisen polvirikon ilmaantuvuutta naisilla 27-52% ja miehillä 28-53%. Tutkimustulokset lonkkanivelrikon ja painon välisistä yhteyksistä eivät ole yhtä selviä. Ylipainon artroosiriskiä lisäävä vaikutus perustuu siihen, että nivelpintaan kohdistuva kuormitus kasvaa ylipainoisilla ja ajan oloon tämä aiheuttaa rustovaurioita. Liikapainon aiheuttama nivelten kuormitus ei yksistään kuitenkaan riitä selittämään nivelrikkoriskin lisääntymistä, sillä ylipainolla näyttäisi olevan yhteys myös käsinivelrikkoon. (Felson & Zhang 1998; Arokoski ym. 2001.)

Vastailmestyneen tutkimuksen mukaan (DeVita & Hortobágyi 2003) terve ylipainoinen ei välttämättä kuormitakaan niveliään kävelyssä normaalipainoista enemmän vaan pysyy kävelyn biomekaniikkaa muuttamalla suojaamaan niveliään. Ylipainoa suurempi nivelrikon riskitekijä voikin olla kyvyttömyys säätää hermo-lihasjärjestelmän toimintaa tarkoituksenmukaisesti. DeVitan ja Hortobágyin (2003) tutkimustulosta ei voi suoraan yleistää koskemaan kaikkia ylipainoisia, koska tutkimukseen osallistui ainoastaan terveitä henkilöitä, joilla ei todettu ylipainoon liittyviä sekundaarisairauksia. Tästä huolimatta havainto on erittäin mielenkiintoinen mutta vaatii lisätutkimuksia aineistolla, jossa ylipainoisten joukkoa ei ole rajattu vain terveisiin.

Nivelten vammat ja epämuodostumat. Tapaturmat lisäävät nivelrikon riskiä, sillä polvivamman jälkeen naisilla on kolminkertainen ja miehillä on 5-6-kertainen riski saada polvinivelrikko terveisiin verrattuna (Felson & Zhang 1998). Ristisidevammat ovat selvimmän yhteydessä suurentuneeseen nivelrikkoriskiin (Gillquist & Messner 1999). Nivelkierukan poistaminen (meniskektomia) kokonaan aiheuttaa polvinivelrikkoa (Roos ym. 1998), mutta osittainenkin nivelkierukan poisto voi edistää nivelrikon kehittymistä (Rockborn & Gillquist 1996; Burks ym. 1997). Työn fyysinen kuormittavuus voi olla polvi- ja lonkkanivelrikon taustalla varsinkin, jos työssä vaaditaan kyykistelyä, polvien koukistelua ja raskaiden taakkojen kantamista (Hochberg & Lethbridge-Cejku 1997, 169-186). Synnynnäiset epämuodostumat ja nivelten kehityshäiriöt, kuten synnynnäinen lonkkaluksaatio, Legg-Calvé-Perthesin tauti ja kasvuruston vammat, saattavat johtaa lonkkanivelrikkoon myöhemmällä iällä, sillä kehityshäiriöt muuttavat helposti nivelen mekaanista akselia ja nivelpintojen yhteensopivuutta eli kongruenssia (Felson & Zhang 1998).

Liikunnan puute. Koska nivelrusto on rustosolujen tuottaman proteoglykaaniväliaineen ja veden muodostama kimmoisa geeli, jota kollageenisäikeet pitävät koossa, on herännyt ajatus mahdollisuudesta parantaa nivelruston biologisia ja biomekaanisia ominaisuuksia sopivan liikunnan avulla. Koe-eläimillä kohtuulliseksi arvioitu kuormitus lisääkin nivelrustokudoksen paksuutta ja proteoglykaanipitoisuutta, mikä parantaa ruston biomekaanisia kimmo-ominaisuuksia. Toisaalta raskas kuormitus heikentää paikallisesti näitä ominaisuuksia ja ruston kollageeniverkoston. Lyhytkestoinen immobilisaatio alentaa ruston proteoglykaanipitoisuutta ja pehmentää rustoa, mutta nämä muutokset ovat palautuvia liikunnan ja kuormittamisen uudelleen aloittamisen jälkeen. Pitempään kestänyt liikkumattomuus voi kuitenkin aiheuttaa pysyviä muutoksia nivelruston proteoglykaanirakenteessa, mikä saattaa altistaa artroosille (Haapala ym. 1999; Arokoski ym. 2000). Useimmat kliiniset tai epidemiologiset tutkimukset eivät ole pystyneet osoittamaan, että kohtuullinen juoksuharjoittelu tai muu vapaa-ajan liikunta lisää riskiä saada polvi- tai lonkkanivelrikko, mikäli niveleen ei ole kohdistunut vammoja (esim. Panush ym. 1986; Lane 1995.) Mannisen ym. (2001) mukaan säännöllinen ja kohtuullinen liikuntaharrastus itse asiassa vähentää polvinivelrikon riskiä. Jos kilpaurheilussa (joukkue- ja voimalajit) ylikuormitetaan niveliä toistuvilla väännöillä ja kovilla iskuilla, nivelrikon riski kasvaa (Kujala ym. 1995).

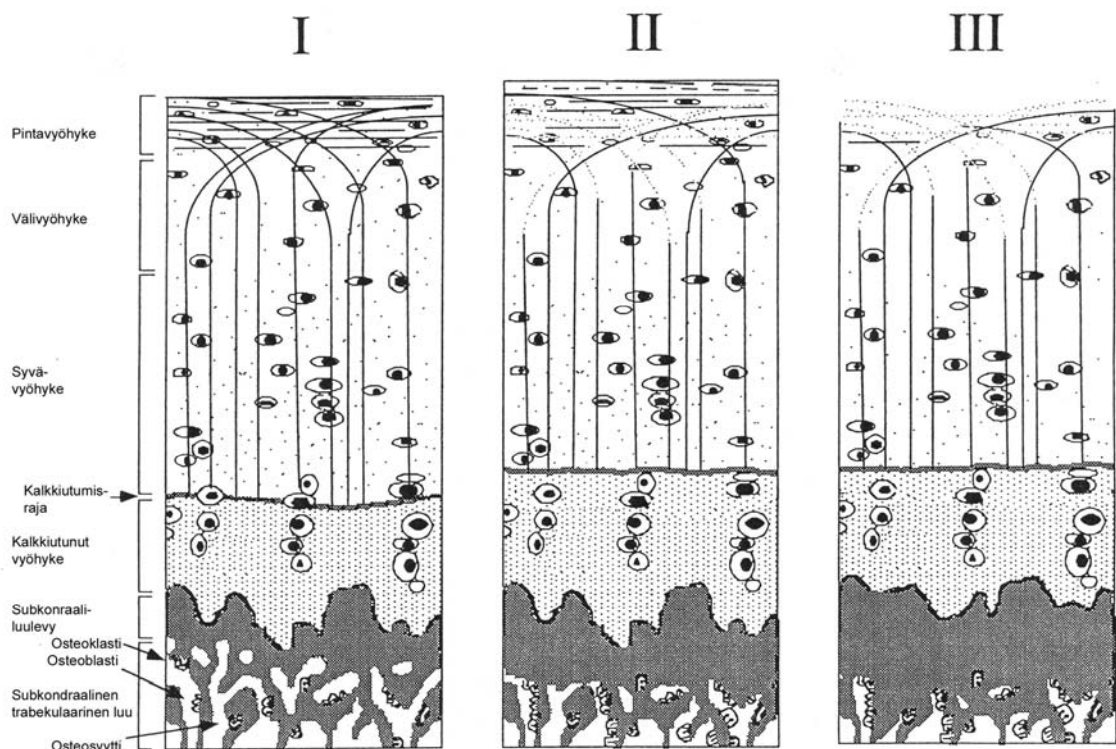
Nivelruston kollageenien synteesi ja järjestäytyminen säikeiksi ja nivelruston kypsyminen näyttäisi tapahtuvan 20 ikävuoteen mennessä (Bank ym. 1998). Hyttisen ym. (2001) tutkimuksessa juoksuharjoittelu paransi nuorilla koe-eläimillä ruston kollageeniverkoston ominaisuuksia, mutta vanhemmilla eläimillä sama harjoittelu aiheutti päinvastaiset muutokset. Helminen ym. (2000) ovat esittäneet hypoteesin, että lasten ja nuorten aktiivisella liikuntaharrastuksella voitaisiin vahvistaa nivelruston kollageeniverkostoa ja ehkäistä nivelrikkoa myöhemmällä iällä.

Lihassoima. Nivelistä liikuttavien lihasten tasapaino on keskeinen nivelistä suojeleva tekijä (O'Reilly ym. 1997). Suurella osalla oireisista polvinivelrikkopotilaista nelipäisen reisi-
lihaksen voima on vähentynyt. Yleisesti uskotaan tämän olevan seurausta nivelkivuista, mikä vähentää lihasten käyttöä aiheuttaen lihasatrofiaa. Slemendan ym. (1997) tutkimuksessa havaittiin kuitenkin, että nelipäinen reisilihas voi olla heikentynyt nivelrikkoi-
silla, jolla ei ole WOMAC-indeksin mukaan nivelkipuja eikä lihasatrofiaa DEXA:lla mitattuna. Tutkijat arvelivat nivelrikkosten lihasheikkouden johtuvan mahdollisesti nivelperäisestä lihasinhibitiosta (Rutherford ym. 1986), mikä vähentää nelipäiseen reisi-
lihakseen menevän efferentin motoneuronin ärsytystä. Slemendan ym. (1997) tutkimus-
tulos tukeekin oletusta, että nelipäisen reisilihaksen voimattomuus voi olla primaarinen
nivelkivun, työkyvyttömyyden ja nivelvaurion etenemisen syy nivelrikkopotilailla. Ne-
lipäisen reisilihaksen voimaharjoittelua suositellaan yleisesti polvinivelrikkopotilaille,
mutta se voi kuitenkin olla jopa haitallista tibio-femoraalisen nivelrikon etenemisen
kannalta, mikäli polvinivel on löysä tai virheasentoinen (Sharma ym. 2003). Sharman
ym. (2003) tekemä havainto on jossain määrin yllättävä ja vielä vailla vahvistusta.
Voimaharjoittelun mahdolliset haittavaikutukset tietyillä potilasryhmillä antavat kuiten-
kin aiheen pohtia nivelrikkopotilaiden kuntoutuksen suunnittelua ja toteutusta.

3.3 Nivelrikon patogeneesi -kaksi hypoteesia

Nivelrikossa rusto häviää vähitellen nivelpinnoilta. Rustossa ei ole tuntohermopäätteitä, joten nivelrikkoon liittyvä kipu ilmaantuu - valitettavasti - yleensä vasta kun rusto on jo selvästi vaurioitunut. Nivelrikko voi alkaa joko rustonalaisesta luusta edeten ruston rappeumaan (Radin ym. 1972) tai rustomuutoksilla nivelruston pinnallisesta vyöhykkeestä (Buckwalter & Mankin 1997). Rustomuutokset voidaan jakaa kolmeen vaiheeseen. Aluksi proteoglykaanipitoisuus alenee ruston pinnalla ja myös kollageenisäikeitä kat-

keilee kudoksen pintaosasta, mikä aiheuttaa kudoksen vesipitoisuuden lisääntymisen (kuva 5). Seuraavaksi rustosolujen synteysiaktiivisuus sekä väliaineen rakenneosien hajoaminen lisääntyvät, kun rustosolut pyrkivät korjaamaan syntynyttä vauriota. Tällöin rusto saattaa jopa paksuuntua. Kolmannessa vaiheessa rustosolujen korjauskyky vähenee, jolloin proteoglykaanipitoisuus pienenee, ruston pinta hapsuuntuu ja rustokudos voi halkeilla ja rapautua. Mikäli vaurioitunut rusto menettää kollageeniverkostonsa, ei rustokudoksen uusiutuminen ole enää mahdollista. (Buckwalter & Mankin 1997.) Rustovaurion kanssa samanaikaisesti myös rustonalainen luulevy paksuuntuu (Schiller 1995, 95-101).



KUVA 5. Hypoteesi (Arokoski ym. 2000) nivelrikon aiheuttamista rakenteellisista muutoksista nivelrustossa ja rustonalaisessa luussa. I Nivelruston normaali histologinen rakenne: nivelrustoa ylläpitävät kondrosyytit eli rustosolut (soikeat rakenteet), joista rakentuvat kudosta koossa pitävät kollageenisäikeet (kaareutuvat viivat) ja solujen väliin sijoittuvat proteoglykaanimolekyylit (pisteet). II Nivelrikon alkuvaiheessa nivelruston pinnalta katoaa proteoglykaaneja ja pinnalliset kollageenisäikeet katkeilevat, mutta Radinin ym. (1972) esittämän hypoteesin mukaan ensimmäisenä paksuuntuu rustonalainen luu, mikä aiheuttaa ruston vaurioitumisen. III Myöhemmin kollageenisäikeistö pilkkoutuu ja ruston pinta hapsuuntuu. (Mukailtu lähteestä Arokoski ym. 2000.)

Radinin ym. (1972) mukaan pystysuuntaisissa iskukuormituksissa nivelruston vaurioitumista suojaa rustonalaisen luun rakenteelliset ominaisuudet. Heidän mielestään iskutyypinen kuormitus aiheuttaa mikromurtumia subkondraalisessa trabekulaarisessa luussa. Luun muovautuessa uudelleen se kovettuu. Tämä lisää luun päällä olevan nivelruston rasitusta johtaen ruston vaurioitumiseen ja nivelrikkoon. Väitettä tukee Radinin ym. (1973) tekemä tutkimus kaniineilla. Eläinten polviniveeliin kohdistettiin kävelyä muistuttava impulsiivinen kuormitus. Kuormitus aiheutti rappeumamuutoksia altistetuissa nivelissä, ja jokaisessa tapauksessa rustovauriota edelsi rustonalaisen luun kovettuminen. Nivelrikon patogeneesiin kuuluu lisäksi osteofyyttien ja kystien muodostuminen. Edellisiä havaitaan nivelpintojen reuna-alueilla luun uudismuodostuksen seurauksena ja jälkimmäisiä rustonalaisessa luussa lähinnä kuormituksen lisääntymisen vuoksi. Nivelrikkoisella myös nivelkapseli paksuntuu ja nivelkalvossa voi esiintyä tulehdusta. (Schiller 1995, 95-101.)

4 NIVELRIKON VAIKUTUKSET KÄVELYYN

4.1 Kävely ja porraskävely

Fyysinen toimintakyky on yksi tärkeä tekijä arvioitaessa polvinivelrikkopotilaan tilaa. Kävelyanalyysi on kvantitatiivinen ja luotettava menetelmä fyysisen toimintakyvyn testaamisessa. Nivelrikkopotilaiden kävelyä käsittelevien tutkimusten määrä on lisääntynyt viime vuosien aikana liikeanalyysilaitteistojen kehittymisen myötä. Lisäksi WHO on julistanut kuluvan vuosikymmenen tuki- ja liikuntaelinsairauksien vuosikymmeneksi, mikä on osaltaan varmasti lisännyt alan tutkimusta. Vanhempien nivelrikkopotilaiden kävelytutkimusten menetelmien ja koeasetelmien kirjavuus on vaikeuttanut luotettavien johtopäätösten tekemistä. Näissä on usein keskitytty mittaamaan sagittaalitasossa reaktiivoimia ja alaraajan nivelkulmia (esim. Györy ym. 1976), mutta uudemmissa tutkimuksissa näiden avulla on laskettu myös momenteja nivelten suhteen (esim. Hurwitz ym. 1997; Baliunas ym. 2002). Kuitenkin tutkimukset, joissa käsiteltäisiin jalkapohjan paineen jakautumisesta tai alaraajan lihasten aktivoitumisesta askelsyklin aikana, puuttuvat edelleenkin lähes kokonaan. Julkaistut raportit käsittelevät lisäksi lähinnä tasa-maakävelyä, vaikka porraskävely ja seisomaan nousu kuuluvat päivittäisiin toimiin, joista selviytyminen on polvinivelrikkoisilla vaikeutunut.

4.1.1 Kinematiikka

Györy ym. (1976) ja Stauffer ym. (1977) havaitsivat tutkimuksissaan, että normaalikävelyn aikana polvinivelrikkopotilaan polvinivelen liikelaajuus sagittaalitasossa on pienempi ja että tukivaiheessa polvinivelen koukistus on vähäisempää terveisiin verrattuna. Lisäksi em. tutkimusten mukaan nivelrikkopotilaiden kävelynopeus, askelpituus ja -tiheys ovat myös alhaisemmat. Suurempi tukivaiheen polvikulma voi vähentää nelipäisen reisilihaksen rasitusta ja polvinivelen kuormitusta. On huomattava, että Györyn ym. (1976) tutkimuksessa kontrollihenkilöt olivat keski-ikältään lähes 15 vuotta nivelrikkoisia nuorempia. Kummassakaan tutkimuksessa ei kuitenkaan kontrolloitu kävelynopeutta tai jalkinetta ja sallittiin apuvälineiden käyttö, mitkä saattoivat sinällään vaikuttaa liikelaajuuksiin. Väitettä tukee Möckelin ym. (2003) tuore lonkkanivelrikkopotilailla tehty tutkimus, missä kävelynopeudella oli merkittävä vaikutus kahdeksaan (yksöistukivaihe, vertikaalivoima, polvi- ja lonkkanivelen liikelaajuus sekä maksimaalinen ojennus- ja

koukistuskulma) mitatuista kymmenestä kävelymuuttujasta. Muutokset lisäksi suure-
nivat kävelynopeuden kasvaessa. Perttunen ja Komi (2001) raportoivat jo aiemmin, että
kävelynopeuden kasvaessa yksöistuki- ja heilahdusvaiheen kestot lyhenevät, pystysuun-
taiset huippureaktiivoimat kasvavat ja jalkapohjan paineet siirtyvät mediaalisesti sekä
suurenevat useimmilla alueilla. Sen sijaan tutkimuksessa kävelynopeudella ei havaittu
olevan vaikutusta kävelyn symmetriaan. Koehenkilöinä tässä tutkimuksessa oli nuoria
terveitä aikuisia.

Messier ym. (1992) vertasivat polvinivelrikkopotilaiden kävelyä ikä- ja sukupuolivaki-
oituihin niveliltään terveisiin henkilöihin, jotka kävelivät samalla nopeudella. Nivelrik-
koisten polven kulmanopeus oli pienempi, mutta lonkan kulmanopeus puolestaan suu-
rempi. Nivelrikkopotilaat pyrkivät siis kompensoimaan kipeän polven liikettä lonk-
kanivelen avulla. Kaufman ym. (2001) eivät havainneet suuria eroja polven kinemati-
kassa tasamaa- ja porraskävelyn aikana. Polven kinemaattinen liike muuttui kävelytilan-
teen mukaan, mutta nivelrikkoisten polven maksimaalinen koukistuskulma ei eronnut
missään kävelytilanteessa merkittävästi terveiden koehenkilöiden polven koukistuskul-
masta. Tasamaakävelyssä nivelrikkoisilla oli kuitenkin 6° pienempi polven liikelaajuus,
mutta nivelrikkoiset kävelivät myös terveitä hitaammin.

4.1.2 Kinetiikka

Sagittaalitaso. Kaufmanin ym. (2001) polvinivelrikkotutkimuksessa laskettiin liikeana-
lyysi- ja voimalevydatan avulla myös vääntömomentit polvinivelen suhteen sekä tasa-
maa- että porraskävelystä. Nivelrikkoisten polvinivelen maksimaalinen sisäinen ojennus-
momentti jäi kaikissa kävelytilanteissa terveiden maksimiarvoja pienemmiksi, vaikk-
ka polven kinetiikassa ei muuten havaittu eroja kävelysyklin aikana. Nivelrikkoisilla
naisilla todettiin miehiä suurempi polven maksimaalinen koukistuskulma ja ojennus-
momentti, mikä tutkijoiden mielestä selittää osaltaan nivelrikon yleisempää esiintyvyyt-
tä naisilla. Lisäksi nivelrikkoiset, joiden painoindeksi oli suuri, vähensivät nivelen
kuormitusta pienemmän ojennusmomentin avulla. Tulosten luotettavuutta heikentää
kuitenkin se, että terveet olivat keskimäärin 27 vuotta nuorempia ja että terveet käveli-
vät hieman nopeammin. Bailunas ym. (2002) eivät kuitenkaan löytäneet eroja pol-
vinivelrikkopotilaiden maksimaalisessa ojennusmomentissa tasamaakävelyn keskituki-
vaiheen aikana ikävakoituihin kontrollihenkilöihin verrattuna, mutta nivelrikkoisten

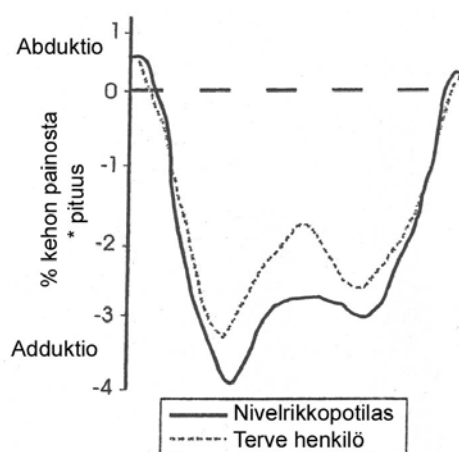
ulkoinen lähennysmomentti oli merkitsevästi suurempi, mitä puolestaan Kaufman ym. (2001) eivät havainneet tutkimuksessaan. Tulosten erot voivat johtua koeasetelmien eroavaisuuksista.

Reaktivoimien visualisointi ja kvantifointi on osoittautunut hyödylliseksi työkaluksi tutkittaessa nivelrikkaisen kävelyn kävelyä. Oireinen tekonivelleikkausta odottava polvinivelrikkopotilas pyrkii vähentämään kipeän raajan kuormitusta tukivaiheen aikana, mikä näkyy viivästyneenä ensimmäisenä pystyvoimapiikkinä voimakäyrässä. Kipeän jalan pystyvoima voi jäädä apuvälineitä käytettäessä jopa hieman alle kehon painon. Hietaamalla kuormituksella kantauskun jälkeen voidaan vähentää tukivaiheen pystysuuntaisia kiihtyvyyksiä/hidastuvuuksia ja siten nivelen kuormittumista. AP -suunnassa reaktivoimat ovat myös pienemmät ja viivästyneet nivelrikkaisilla (Györy ym. 1976; Stauffer ym. 1977). Messier ym. (1992) eivät kuitenkaan havainneet pystyvoimapiikin suuruudessa eroja, kun tutkittavat kävelivät samalla nopeudella.

Kantaisku. Radinin ym. (1986, 121-123) mukaan jopa 1/3 nuorista terveistä aikuisista kuormittaa kävelyn kantauskun aikana (ks. kuva 2, sivu 9) alaraajaansa impulsiivisesti, mikä voi johtaa nivelrikkoon. Radin ym. (1991) tutkivat 18 nuorta aikuista (keski-ikä 27,7 vuotta), joilla oli liikuntaan liittyviä lieviä, ohimeneviä polvikipuja mutta ei muita nivelrikkoon viittaavia löydöksiä, alaraajoihin kohdistuneita vammoja tai leikkauksia. Tämän "koeryhmän" lisäksi tutkittiin 14 ikävakioitua täysin oireetonta verrokkia. Ryhmien välillä ei nähty eroja kävelynopeudessa eikä kävelyn kinematiikassa, mutta koeryhmän jäsenillä havaittiin kuitenkin voimakkaampi kantaisku ja jalan voimakas kulma- ja aksiaalinen hidastuvuus. Kantauskun jälkeen koeryhmän maksimaalinen tukivaiheen polven fleksiokulma oli pienempi ($8,7^\circ$) kuin kontrolliryhmällä (16°). Kontrolliryhmän nelipäinen reisilihas oli pidemmän aikaa aktiivisena, joten he käyttivät tehokkaasti eksentristä lihastyötä jalan liikkeen hidastamiseen. Koeryhmässä puutteellisen lihastyön vuoksi kantapää törmäsi lattiaan, mikä voi kertoa hermo-lihasjärjestelmän lievistä koordinaatiohäiriöistä. Tutkijoiden mukaan tarkoituksenmukainen hermo-lihasjärjestelmän toiminta onkin tärkeä tekijä nivelvaurion ehkäisyssä. Kantaiskuvaiheessa ei esiinny pelkästään pystysuuntaisia voimia vaan myös samansuuruisia horisontaalisia voimia, jotka hankaavat nivelpintoja (Collins & Whittle 1989).

Lihastoiminnan lisäksi luusto vaimentaa iskukuormitusta tehokkaasti. Kantaluun alla sijaitseva rasvapatja on keskeinen luonnollinen iskunvaimentaja kävelyssä (esim. Kinoshita ym. 1993). Sen sijaan nivelten viskoelastisten osien (nivelkierukat, nivelrusto ja välilevyt) merkitys on vähäinen. Kaikkein tehokkain keino iskutyypisten voimien vaimennukseen on kuitenkin jousto nivelten liikkeiden avulla, minkä vuoksi tutkittaessa ihmisen liikkumista pitää huomioida kinemaattiset muuttujat, kuten nivelten kulmanopeudet ja koukistuskulmat (Collins & Whittle 1989). Esimerkiksi kantauskun jälkeen seuraa välittömästi nilkan plantaarifleksio, joka vähentää tärähdyksaaltojen etenemistä Perry 1992, 150).

Adduktiomomentti. Kävelyssä polveen kohdistuvat voimat eivät jakaannu tasaisesti mediaalisen ja lateraalisen nivelnastan välillä vaan mediaalisen puolen kuormitus on noin 2,5-kertainen lateraaliseen puoleen verrattuna. Adduktiomomentti on yhteydessä polven mediaaliselle nivelpinnalle kohdistuvaan kuormitukseen pyrkien lähentämään polvea lähes koko kävelysyklin tukivaiheen ajan (kuva 6). (Andriacchi & Mikosz 1991, 51-91; Shiplein & Andriacchi 1991). Sharma ym. (1998) osoittivat, että polven dynaaminen lähennysmomentin suuruus kävelyssä korreloi tilastollisesti erittäin merkittävästi polvinivelriikon radiologisen vaikeusasteeseen ja merkittävästi nivelraon kaventumisen kanssa. Korrelaatiossa otettiin huomioon mahdolliset sekoittavat tekijät, kuten ikä, sukupuoli ja kivun voimakkuus. Tutkijat eivät havainneet yhteyttä polven koukistus/ojennusmomentin ja sairauden vaikeusasteen välillä.



KUVA 6. Polven tukivaiheen aikainen ulkoinen adduktiomomentti polvinivelrikkopotilaalla ja niveliltään terveellä henkilöllä. Polvinivelrikosta kärsivän polvinivelen adduktiomomentti on suurempi kuin terveen henkilön. (Mukaiiltu lähteestä Bailunas ym. 2002.)

Kaksi vuotta sitten julkaistun tutkimuksen mukaan (Hurwitz ym. 2002), polven lähennysmomentti kävelyn tukivaiheen aikana on voimakkaimmin yhteydessä raajan mekaaniseen akseliin eikä röntgenkuvasta arvioituun sairauden vaikeusasteeseen. Mekaaninen akseli mitattiin röntgenkuvasta asteen tarkkuudella, minkä perusteella koehenkilöt jaettiin varus-, valgus- ja normaaliasentoihin. Mitä suurempi varus-virheasento nivelrikkopotilaalla todettiin, sitä voimakkaampi oli myös lähennysmomentti. Kävelytekniikan yksilöllisyyttä kuvaa kuitenkin se, että polven mekaaninen akseli selitti vain noin 50% lähennysmomentin vaihtelusta polvinivelrikkopotilailla. Sharman ym. (1998) tai Hurwitzin ym. (2002) poikkileikkaustutkimuksen tulosten perusteella ei kuitenkaan voida vetää johtopäätöksiä adduktiomomentin vaikutuksista nivelrikon kehittymiseen, sillä syy-seuraussuhteen selvittämiseen tarvittaisiin seurantatutkimusta.

Miyazaki ym. (2002) selvittivätkin kuuden vuoden pitkittäistutkimuksen avulla, ennustaako alkutilanteessa mitattu kävelyn aikainen adduktiomomentti polven mediaalisen nivelnastan nivelrikon etenemistä. Logistisen regressioanalyysin perusteella nivelrikon etenemisen riski kasvaa 6,5-kertaiseksi, kun adduktiomomentti suurenee 1%:n verran. Tutkimuksessa käytettiin vakionopeutta 0,7 m/s. Lievää mediaalisen nivelnastan polvinivelrikkoa sairastavat pystyvät kuitenkin vähentämään kävellessä maksimaalista adduktiomomenttia hidastamalla kävelynopeutta. Sen sijaan maksimaalisen adduktomomentin ja koehenkilön itse valitseman luonnollisen kävelynopeuden välillä on vain hyvin lievä yhteys viitaten siihen, ettei adduktiomomentti ole polvinivelrikon syytekijä. (Mündermann ym. 2004.)

Tulehduskipulääkkeiden avulla voidaan lievittää nivelrikkopotilaan kipuja, mutta niiden runsaan käytön epäillään johtavan sairauden etenemisen kannalta haitallisesti polvinivelen voimakkaampaan kuormittamiseen kävelyn aikana, mikä näkyy mm. kävelynopeuden ja polvinivelen liikelaajuuksien sekä niveleen kohdistuvien vääntövoimien suurenemisena (Schnitzer ym. 1993).

4.1.3 Lihasaktiivisuusmallit

Nivelrikkoisten lihasaktiivisuusmalleista kävelyn tai porraskävelyn aikana on julkaisu vain muutamia tutkimuksia. Childs ym. (2004) selvittivät vasta ilmestyneessä julkaisussaan polvinivelrikkopotilaiden EMG-aktiivisuusmalleja kävelyssä ja portaiden laskussa. Tutkijat havaitsivat, että kaikki mitatut alaraajojen lihakset (VM, TA, GM ja mediaali-

nen hamstring) olivat nivelrikkoisilla huomattavasti pitempään aktiivisia kuin terveillä ikä- ja sukupuolivakioituilla kontrollihenkilöillä. Lihasten koaktivaatio oli terveillä merkittävästi vähäisempää kävelyssä. Polvinivelen liikelaajuus oli lisäksi suurempi terveillä kuormitusvaiheessa molemmissa suorituksissa. Nivelrikkoiset pyrkivät mahdollisesti vähentämään kipua ja stabiloimaan polviniveltään kuormitusvaiheessa. Tämä saattaa olla jopa haitallista nivelrikon etenemisen kannalta, koska tällöin kuormitus polvinivelessä lisääntyy. On kuitenkin huomattava, että tutkimuksen koehenkilöiden polvinivelen liikelaajuus oli kliinisessä tutkimuksessa merkittävästi pienempi eikä EMG-aktiivisuutta suhteutettu kontaktin keston. Kävelynopeutta ei myöskään vakioitu tarkasti.

Al-Zahranin ja Bakheitin (2002) kävelytutkimukseen osallistui yhteensä 58 vaikeaa polvinivelrikkoa sairastavaa miestä ja naista. Nivelrikkoisten rectus femoris -lihas oli aktiivinen koko tukivaiheen ajan, kun terveillä ikä- ja sukupuolivakioituilla kontrollihenkilöillä lihasaktiivisuus sijoittui keskitekivaiheen alkuun. Terveillä mediaalisen gastrocnemiuksen aktivaatio alkoi aiemmin, mutta tibialis anterior - ja mediaalisen hamstring -lihasten suhteen eroja ei havaittu ryhmien välillä. Nivelrikkoiset kävelivät kuitenkin huomattavasti hitaammin ja tukivaiheen kesto oli pidempi, mikä voi osaltaan selittää gastrocnemiuksen viivästynyttä aktivaatiota.

4.1.4 Jalkapohjan paineen jakautuminen

Ainoastaan yhdessä tutkimuksessa on tarkasteltu paineen mittausjärjestelmän avulla polvinivelrikkopotilaan kävelyä. Tutkijat käyttivät kahta paineenmittaus levyä (28 cm × 39 cm), jotka sovitettiin askelpituuden mukaan 6 m:n pituisen kävelytilan keskelle. Nivelrikkoisten askelkontakti kesti pidempään (922 ms vs. 748 ms), ja ennen tekonivelleikkausta nivelrikkoisten kontaktiaika kesti jo hieman yli sekunnin. Niveliltään terveillä askelkontaktin keskimääräinen vertikaalinen voima oli merkitsevästi suurempi nivelrikkoisiin verrattuna. Lisäksi paineen keskipiste jalkapohjan keskikohdan ja päkiän alueella korreloi polven varus/valgus-virheasennon kanssa. Mitä suurempi varusvirheasento, sitä lateralisemmin sijaitsi paineen keskipiste ko. alueella. Nivelrikkoiset pyrkivät siis kävelytekniikkaa muuttamalla ehkäisemään polvinivelen kipua ja kuormitusta. Tutkijoiden mielestä tutkimuksessa käytetty paineenmittausjärjestelmä soveltuu yksinkertaisuutensa vuoksi hyvin kliiniseen käyttöön (Otsuki ym. 1999). Järjestelmän

luotettavuutta heikentää kuitenkin se, että koehenkilön pitää tähdätä askeleensa painelevyille ja keräystaajuus on kovin alhainen (20 Hz).

Perttunen ym. (2004) tutkivat alaraajojen pituuseron vaikutusta kävelyn symmetrisyyteen. Koehenkilöt kävelivät 10 m pitkän voimalevyanturiletkan päältä tossujen sisään laitettujen Paromed®-paine pohjallisten kanssa, mikä mahdollistaa useiden perättäisten askelsykleiden seuraamisen. Käytetyn paineenkeräysjärjestelmän (keräystaajuus 200 Hz) sensorit (16+16) kattavat 23% pohjallisen alasta, mutta ne on sijoitettu jalkapohjan kliinisesti keskeisimmille alueille. Alaraajan pituusero johti pitemmän raajan voimakkaampaan kuormitukseen ja kuormituksen siirtymiseen enemmän jalkaterälle pitemmässä raajassa. Tutkijoiden mukaan korjaamaton alaraajojen pituusero voi aiheuttaa selkärangan ja alaraajan epänormaalia rasitusta. Jalkapohjan kuormituksen jakautumisen selvittäminen voi auttaa ehkäisemään ja korjaamaan selkärangan ja alaraajan rappeumamuutoksia em. potilasryhmällä.

4.2 Lihassoima kävelyssä

Nelipäinen reisilihas on tärkeä tekijä kantaiskun vaimennuksessa (Jefferson ym. 1990). Nivelrikon syntyä edesauttaa voimakas iskukuormitus ja reiden etuosan lihasten vähentynyt voimakkuus (Radin ym. 1986 121-123; Slemenda 1997). Mikesky ym. (2000) pyrkivät selvittämään vähentyneen lihasvoiman ja kävelyn kantaiskun aikaisen iskukuormituksen yhteyttä niveliltään terveillä naishenkilöillä, jotka jaettiin voimaharjoittelaisiin ja ei-harjoittelaisiin. Säännöllisesti voimaharjoitteluiden nelipäisen reisilihaksen ja hamstring-lihasten kehon painoon suhteutettu lihasvoima oli oletetusti merkittävästi harjoittelemattomia suurempi. Kävellessä harjoittelemattomat kuormittivat mitattua dominoivaa raajaa voimakkaammin ja heillä esiintyi yleisemmin voimakas kantaisku kontaktivaiheen alussa. Vähän liikuntaa harrastavan naisen riski saada polvinivelrikko näyttäisi siis olevan suurentunut. Voimaharjoittelun avulla voitaisiin todennäköisesti osittain ehkäistä nivelrikon kehittymistä ja vähentää nivelkipuja, mutta tätä ei ole todennettu pitkittäistutkimuksella.

Ikääntyessä tai alaraajaan kohdistuneen vamman seurauksena lihasvoima yleensä heikenee ja hermo-lihasjärjestelmän reaktioaika pitenee, mitkä voivat vähentää iskunvaimennuksen toimivuutta. On myös muistettava, että lihas on vain yksi osa hermo-

lihaskäijestelmää. Toimiakseen optimaalisesti lihaksen täytyy olla vahva ja vahingoittumaton. Hermostollisen ohjauksen sekä sensorisen säätelyn pitää lisäksi toimia tarkoituksenmukaisesti. Hermo-lihaskäijestelmän vaurioituminen voi vaikuttaa paitsi lihasvoimaan niin myös lihaksen sensoriseen säätelyyn aiheuttaen lihaksen toiminnan vajakun. (Hurley 1999.)

4.3 Proprioseptiivinen järjestelmä

Lihasspindelit ovat proprioseptoreita, jotka antavat tietoa raajan asennosta ja liikkeistä. Mikäli spindeleiden herkkyys on vähentynyt, niiden kyky havaita ja välittää tietoa keskushermostolle vähenee, mikä heikentää proprioseptiivisen järjestelmän tarkkuutta. Esimerkiksi askelkontaktin alussa tarvitaan mm. täsmällistä proprioseptiivisen järjestelmän toimintaa, jotta kantapää ei törmäisi alustaan hallitsemattomasti, mikä voi vahingoittaa nivelrakenteita. Lihaskäijestelmä on yksi tekijä, joka heikentää proprioseptiivisen järjestelmän toimintaa lisäten nivelrakenteiden vaurioiden riskiä (Hurley 1999). Sharman ym. (1997) tutkimuksen mukaan polvinivelrikkopotilaiden proprioseptiivinen järjestelmän toiminta on heikentynyt. Unilateraalisesta polvinivelrikosta kärsivät potilaat arvioivat huonommin nivelen asennon kuin niveliltään terveet. Terveen raajan toiminta ei kuitenkaan ollut parempi, joten proprioseptiivisen järjestelmän heikentyminen ei voi yksinomaan olla seurausta nivelrikosta. Myöhemmin Gardsen ja Bullock-Saxton (1999) päätyivät samaan lopputulokseen. He kuitenkin huomasivat, että nivelrikkoisten oireettoman raajan nivelen asentotunto oli myös heikentynyt kontrolliryhmään verrattuna. Useat tutkimukset (esim. Mont ym. 1995) ovat osoittaneet, että unilateraalisesta nivelrikosta kärsivillä todetaan myöhemmin nivelrikko usein myös toisessa raajassa.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEESIT

Tutkimuksen tarkoituksena oli verrata satunnaisen väestötannan perusteella valittujen niveliltään terveiden henkilöiden kävelyn ja porraskävelyn kuormittavuutta ja symmetriää sekä tutkia kävelyn kantaiskuilmiötä useilla eri biomekaanisilla menetelmillä samanaikaisesti. Tämän mahdollisti Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella kehitetty biomekaanisen tiedon visualisoitiin ja mallinnukseen (BMVM) tarkoitettu laiteisto, missä voidaan yhdistää mm. voimalevyantureista, painepohjallisista sekä pinta-elektromyografiasta (EMG) saatu data synkronisesti. Eri menetelmien avulla pyrittiin selvittämään mekanismeja, joilla elimistö pystyy suojautumaan potentiaalisesti vaurioita aiheuttavilta kuormituksilta. Tutkimuksen päämääränä oli myös kerätä vertailuaineistoa ikä- ja sukupuolivakioitujen polvinivelrikkopotilaiden tutkimukseen.

Kirjallisuuden perusteella voitiin asettaa seuraavat työhypoteesit:

- Portaiden laskussa kuormitukset ovat suuremmat kuin käveltäessä omavalintaisella nopeudella tasamaalla, mikä näkyy suurempana maksimaalisena pystyreaktiovoimana ja kuormitusnopeutena kontaktin alkuvaiheessa (ns. kuormitusvaiheessa). Erot pienenevät verrattaessa portaiden laskua maksimikävelynopeuteen.
- Tasamaakävelyssä vasemman ja oikean jalan välillä ei esiinny epäsymmetriää (ASI <10%) mitattavissa muuttujissa. Porraskävelyssä vasemman ja oikean raajan välinen epäsymmetria suurenee ja on voimakkaampaa tasamaakävelyyn verrattuna.
- Kantaiskuilmiö tulee selvimmin esiin maksimaalisen kävelyn aikana. VM- ja VL-lihasten esiaktiivisuus (aEMG) on alhaisempi niillä, joilla havaitaan voimakas kantaiskupiikki pystyreaktiovoimassa (F_z).

6 MENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöt (ks. taulukko 3) poimittiin Jyväskylän kaupungin väestörekisteristä satunnaisesti valituista tuki- ja liikuntaelimestöltään terveistä henkilöistä.

TAULUKKO 3. Koehenkilötiedot (keskiarvo \pm SD).

Sukupuoli	Ikä (vuosi)	Pituus (cm)	Paino (kg)	BMI (kg/m ²)
21 naista + 6 miestä	66,2 \pm 7,6	163 \pm 9	69,9 \pm 11,9	26,4 \pm 3,9

Toukokuun 2002 alussa lähetettiin 50–80-vuotiaille jyväskyläläisille yhteensä 225 kirjettä (liite 1), jossa oli kerrottu tärkeimmät poissulkukriteerit. Kirjeeseen vastasi takarajaksi asetetun kahden viikon kuluessa lähes 100 henkilöä, joista osa hylättiin ajanvarauksen yhteydessä puhelimesta tarkentuneiden tietojen perusteella ja yhdeksän henkilöä ei läpäissyt kliinistä tarkastusta. Koehenkilöiden kliinisestä tutkimuksesta vastasi erikoislääkäri, LT Vesa Lepola. Kliinisessä tutkimuksessa kontrollihenkilöiltä tarkastettiin normaalikävelyn lisäksi mm. selän ja alaraajojen nivelten liikelaajuudet, polvinivelen stabiilitetti ja kivuttomuus, mahdolliset alaraajojen asentovirheet ja pituuserot sekä polvinivelen nivelrikkoon viittaavat muutokset. Tutkimukseen tarkastuksen jälkeen hyväksytyiltä kontrollihenkilöiltä otettiin vielä polvinivelen etu- ja sivuröntgenkuva K-SKS:ssa nivelruston ja rustonalaisen luun kunnan määrittämiseksi. Muutokset arvioitiin luokituksella 0-3, missä 0 = normaali löydös ja 3 = selvästi artroottinen polvi, nivelrako kokonaan hävinnyt ja runsaasti osteofyyttejä (Nagaosa ym. 2000). Koehenkilö hyväksyttiin tutkimukseen, mikäli hän läpäisi kliinisen tarkastuksen eikä hänellä ollut nivelistä johtuvaa kipuja tai toiminnallista haittaa.

Tutkimukseen osallistuminen oli täysin vapaaehtoista, ja tutkittaville annettiin selvitys heidän oikeuksistaan, tutkimuksen tarkoituksesta ja käytettävistä menetelmistä sekä kirjallisesti että suullisesti. Tutkittavat allekirjoittivat tiedote-/suostumuslomakkeen (liite 2), ja heidät oli vakuutettu tutkimuksen ajaksi. Tutkimukseen oli saatu lupa K-SKS:n eettiseltä toimikunnalta.

6.2 Tutkimusasetelma ja mittaukset

Mittaukset tehtiin kokonaisuudessaan Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen tutkimuslaboratoriossa, joka täyttää lääketieteelliselle mittaustilalle asetettavat vaatimukset. Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella on kehitetty biomekaaniseen tiedon visualisoitiin ja mallinnukseen (BMVM) laitteisto, jossa voidaan yhdistää voimalevyantureista, painepohjallisista sekä pintaelektromyografiasta (EMG) saatu data synkronisesti. Tutkittaville tehtiin touko-kesäkuussa 2002 biomekaaninen toiminta-analyysi, joka muodostui seuraavista osista:

- Tasamaakävely (normaali- ja maksimaalinen nopeus)
- Portaiden nousu ja alas laskeutuminen (normaalinopeus)
- Polven ojentajien ja koukistajien maksimaalisen lihasvoiman määrittäminen

EMG:n mittaamista varten koehenkilö valmisteltiin kiinnittämällä ihon valmistelun jälkeen kahdeksan pintaelektrodia (Ag-AgCl, Niko Medical Products, Type 4560, EU) vastus medialis (VM)-, vastus lateralis (VL)-, gastrocnemius medialis (GM)- ja biceps femoris (BF) –lihasten pinnalle SENIAM:in (1999) ohjeiden mukaisesti. Elektrodienvälinen etäisyys (IED) pidettiin vakiona 20 mm:ssä ja impedanssiksi hyväksyttiin <5 k Ω . Lihasten välisellä ylikuuluvuudella (cross-talk) ei katsottu olevan juurikaan merkitystä suhteellisen pienen IED:n vuoksi (Winter ym. 1994). Samalla koehenkilölle laitettiin kooltaan sopivimmat 2 mm:n paksuiset painepohjalliset (Paromed-System®, Medizintechnik GmbH, Saksa) kaikille samanlaisten voimistelutossujen sisälle. Näin pyrittiin minimoimaan jalkineiden vaikutukset suorituksiin. Koehenkilölle selitettiin valmistelujen yhteydessä mittausten sisältö, minkä lisäksi tarkat ohjeet kerrottiin vielä juuri ennen kunkin suorituksen alkua. Koehenkilöt tutustuivat myös jokaiseen tehtävään 2-4 kertaa aina ennen varsinaista mittausta.

Mittaukset aloitettiin tasamaakävelyllä 15 m pitkän, tartan-matolla päällystetyn kävelytien päällä (kuva 7, seuraava sivu), jonka keskelle oli upotettu 10 metriä pitkä ja 1,2 m leveä voimalevyanturijono (Raute, Lahti, Suomi. Järjestelmän luonnollinen taajuus: ≥ 150 Hz, lineaarisuus $\leq 1\%$ ja cross-talk: $\leq 2\%$). Voimalevy oli jaettu vasempaan ja oikeaan sarjaan, joten kummankin jalan reaktivoimat voitiin tutkia erikseen. Koehenkilöt kävelivät ensiksi kaksi kertaa luonnollisella ja sitten kaksi kertaa maksimaalisella kävelynopeudella mahdollisimman luontevasti. Kävelynopeuden mittaamiseksi valokennot

(Newtest, Muurame, Suomi) oli asetettu kävelyalueen keskelle 5 m:n etäisyydelle toisistaan. Ensimmäinen valokenno käynnisti synkronisesti jalkapohjan paineen, EMG:n ja reaktivoimien mittaukset.



KUVA 7. Koehenkilö käveli voimalevyjen päältä jaloissaan painepohjalliset ja alaraajan lihas-ten pinnalla EMG-elektrodit. Valokennot (etäisyys 5 m) käynnistivät mittauksen. Koehenkilön selkään oli kiinnitetty vyöllä Datalogger, jonka sisällä olevalle muistikortille tallennettiin sekä painepohjalliset että EMG-data.

Tasamaakävelyn jälkeen voimalevyjen päähän asetettiin kaiteeton, tukeva portaikko. Portaikossa oli neljä kovalevystä valmistettua askelmaa (korkeus 20 cm, syvyys 30 cm ja nousukulma $33,7^\circ$) ja kaiteellinen tasanne, jossa tutkittavat pystyivät kääntymään turvallisesti alastuloa varten. Koehenkilöt kävelivät kaksi kertaa luonnollista kävelynopeutta tasamaakävelyn tapaan valokennojen ohi portaikon alkuun. Tutkittavat saivat vapaasti valita kummalla jalalla he aloittivat vasempaan ja oikeaan puoliskoon jaetun portaikon nousun ja laskun. Askelmat oli jaettu vasempaan ja oikeaan puoliskoon, jotta alla olevat voimalevyt pystyivät mittaamaan molempien raajojen kontaktin erikseen.

Kävelyanalyysien jälkeen mitattiin polven ojentaja- ja koukistajalihasten isometrinen voima David 200 -laitteella $n. 110^\circ$ polvikulmalla sekä taltioitiin suoritusten ajalta EMG-aktiivisuudet vastaavista alaraajojen lihasryhmistä. Penkin säätämisen jälkeen tutkittava kiinnitettiin lannevyöllä penkkiin, ja polvinivelen liike estettiin reiden yli ki-

ristetyn vyön avulla. Nilkkatyyny säädettiin juuri malleolien yläpuolelle. Vastakkainen jalka lepäsi tuen päällä eikä käsillä saanut auttaa suoritusta. Ensin tehtiin vasemman ja oikean jalan polven ojennukset 100%, 80% sekä 60% voimatasoilla ja sitten oikean ja vasemman jalan polven koukistukset em. voimatasoilla.

Tutkittavat tekivät jokaista isometristä maksimaalista lihasvoimamittausta ennen muuttaman lämmittelysuorituksen. Maksimi katsottiin saavutetuksi, kun seuraava yritys ei enää parantanut tulosta. Koehenkilöitä kannustettiin voimakkaasti yrittämään parhaansa. Submaksimaalisten voimatasojen suoritukset hyväksyttiin, jos voimakäyrä pysyi noin sekunnin tasaisena tavoitetasolla. Yleensä sekä maksimaaliset että submaksimaaliset voimatasot saavutettiin 1-3 yrityksellä. Voimatasot tarkistettiin heti kunkin suorituksen jälkeen oskilloskoopin näytöltä. Jokaisen yksittäisen suoritusten välillä pidettiin 1-2 minuutin tauko. Lisäksi jokaisen osakokonaisuuden ja isometristen ojennusten ja koukistusten välillä pidettiin pidempi tauko, kun paineen ja EMG:n keräysjärjestelmän muistikortti tyhjennettiin ja alustettiin uudelleen. Kokonaisuudessaan tutkimus kesti noin 2 h valmisteluineen, sillä porraskävelyn jälkeen mitattiin myös seisomaan nousu tuolista, mitä ei kuitenkaan analysoitu tähän tutkimukseen liittyen.

Jalkapohjan paineiden jakautuminen kävelysuorituksista mitattiin painepohjallisjärjestelmän avulla (Paromed-System®, Medizintechnik GmbH, Saksa, kokonaismassa 570 g.) Kummassakin pohjallisissa on 24 piezoelektristä mikrosensoria upotettuna eristettyihin, nesteellä täytettyihin soluihin. Schumacherin (1995) mukaan järjestelmän mitta-
usalue on $62,5 \text{ N/cm}^2$, resoluutio $0,25 \text{ N/cm}^2$ ja mittausrvirhe normaalikäytön oletetuilla jalkapohjan paine-, ilman kosteus- ja lämpötila-alueilla $<2,0\%$. Sensorit kattavat pohjallisen alasta yli 50%, ja ne on sijoitettu jalkapohjan kliinisesti keskeisimmille alueille. Pohjalliset kytkettiin kahdella kaapelilla Data Loggeriin, joka kiinnitettiin vyöllä koehenkilön selkään. Data Loggeriin yhdistettiin myös EMG-elektrodien johdot, sillä Data Loggerissa on 48 kanavaa paineen mittaukseen ja 8 kanavaa muita analogisignaaleja (mm. EMG) varten. Kaikki johdot kiinnitettiin siten, että ne häiritsivät mahdollisimman vähän luonnollista kävelyä. Jalkapohjan paineet tallennettiin 200 Hz:n ja EMG-signaalit 800 Hz:n taajuuksilla Data Loggerin 4 MB:n muistikortille (SPRAM-PCMCIA, type I). Valmistaja on asettanut laitteen esivahvistukseksi 100 ja sisääntuloimpedanssiksi 10 GΩ. Vahvistimen kaistataajuus on 1 Hz-120kHz. Neljällä ensimmäisellä analogisella AC-kanavalla (vasemman jalan EMG) on lisäksi 10 Hz:n ylipäästösuodatin.

Voimalevyjen mitaamat kolmiulotteiset reaktiovoimat kerättiin 1000 Hz:n taajuudella Peak Motus® -järjestelmän avulla (Peak Performance, USA). Kaikki mittaukset käynnistyivät samanaikaisesti valokennosignaalin perusteella. Mittalaitteisto kokonaisuudessaan mahdollistaa useiden peräkkäisten kävelysytkien tutkimisen. Painepohjallisuuden kalibroinnin jälkeen kaikkien mittalaitteistojen data lähetettiin Silicon Graphics työasemalle (Silicon Graphics, Inc, CA, USA) prosessointia, analysointia ja visualisointia varten. David 200 -laitteella mitatut isometriset voimasuoritukset tallennettiin Peak Motus® -järjestelmän avulla ja analysoitiin Cudas-ohjelman (Jyväskylän yliopisto) avulla vastaavien EMG-signaalien kanssa. Datan jatkokäsittelyyn käytettiin Microsoft Excel-taulukkolaskentaohjelmaa (v. 98; Microsoft Corporation, USA)

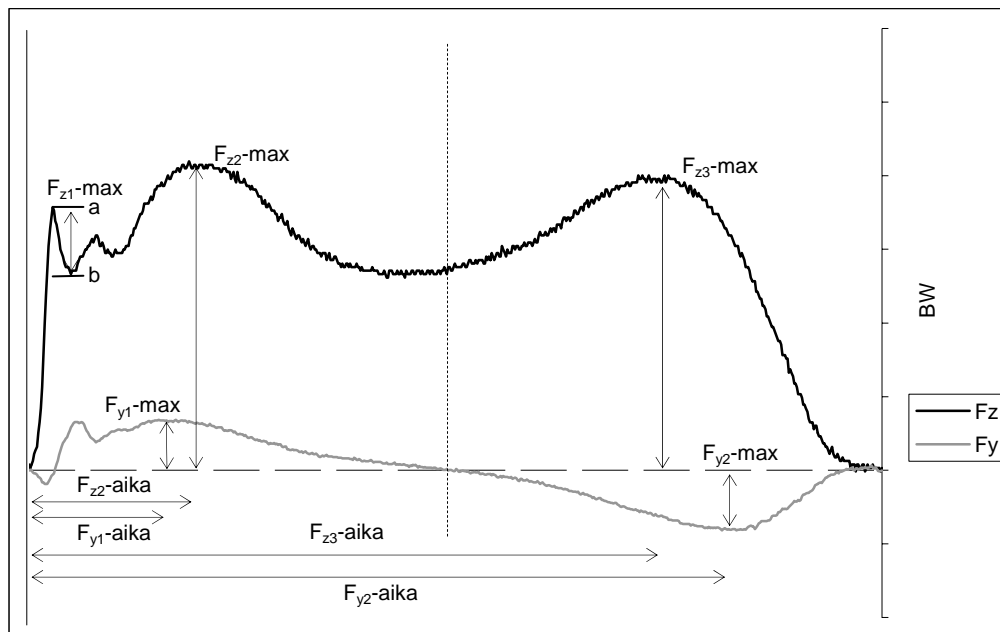
6.3 Analyysimenetelmät

6.3.1 Datan käsittely

Kaikki mitatut signaalit keskiarvostettiin tasamaakävelyn kontaktivaiheen ajalta molempien kävelynopeuksien osalta jälkimmäisestä suorituksesta kultakin koehenkilöltä. Ensimmäiset suoritukset normaali- ja maksimaalisessa kävelyssä olivat tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0,001$ ja $p < 0,05$) hitaampia jälkimmäisiin verrattuna huolimatta 2-4 harjoituskerrasta. Tasamaakävelyn analyysiin otettiin mukaan 2-6 peräkkäistä askelsykliä valokennojen väliseltä alueelta, joten ensimmäiset kiihdytysaskeleet (2-4) jätettiin huomioimatta samoin kuin viimeiset jarrutusaskeleet. Porrasvoimat suodatettiin käyttäen signaaliin parhaiten sopivaa suodatinta (Butterworth, cut-off 4 Hz). Porraskävelystä analysoitiin myös kaikki mitatut signaalit peräkkäisistä neljästä askelkontaktista erikseen sekä portaiden noususta että laskeutumisesta. Kontaktit keskiarvostettiin kahdesta suorituksesta, koska askeltiheydessä ei ollut eroja suoritusten välillä. Analyysistä poistettiin ainoastaan sellaiset kontaktit, jossa koehenkilö astui yhtäaikaan molemmille voimalevyille. Aikaisempien tutkimusten mukaan (Herzog ym. 1989; Kadaba 1989; Giakas & Baltzopoulos 1997) x-akselin suuntaisesta reaktiovoimasta laskettuihin parametreihin liittyy huomattavaa variaatioita, minkä takia F_x -reaktiovoimat jätettiin analysoimatta.

Kontaktiajat jaettiin kuormitus- (jarrutus) ja työntövaiheeseen AP-reaktiovoiman suunnan perusteella (Mero & Komi 1986). Kontaktin alku ja loppu määritettiin vertikaalisen reaktiovoiman perusteella manuaalisesti saman, tutkimusryhmän ulkopuolisen, ana-

lysoijan toimesta. Mikäli koehenkilön vertikaalisessa reaktivoimassa havaittiin kantaiskupiikkejä, ne analysoitiin Radinin ym. (1986, 121-123) esittämän menetelmän avulla. Menetelmässä jaetaan kantaiskupiikin maksimiarvo piikkiä seuraavan ”laaksokohdan” arvolla. Koehenkilön katsotaan kuuluvan ns. mikrokluzers-kävelijöihin, voimakkaasti nivelrustoa kuormittava kävely, suhteen ylittäessä arvon 1,2. Kontaktit keskiarvostettiin ja aikanormalisoitiin lyhimmän mukaan ennen kantaiskuanalyysiä Codas-ohjelmalla (Jyväskylän yliopisto). F_y - ja F_z - reaktivoimista määritetyt muuttujat on esitetty kuvassa 8.



KUVA 8. Reaktivoimista määritetyt muuttujat. Katkoviiva osoittaa kuormitus- ja työntövaiheen rajakohtaa. Kuormitusnopeus (LR) laskettiin kaavalla $LR = Fz2\text{-max}/Fz2\text{-aika}$. Jos koehenkilöllä $a/b > 1,2$, niin hänet luokiteltiin kantaiskijäksi (Radin ym. 1986, 121-123).

Painepohjallisanalyysin avulla määritettiin kontaktivaiheiden aikaiset maksimaaliset paineet (N/cm^2) ja niiden sijoittuminen suhteessa kontaktin keston molemmista jaloista kunkin sensorin alueelta. Lisäksi määritettiin paineakeskipisteen kulkema rata jalkapohjan alueella yksittäisen koehenkilön osalta. Kävelyn aikaisia epäsymmetrisyyksiä eri muuttujissa tarkasteltiin Herzogin ym. (1989) esittämän symmetriaindeksin (SI) kaavasta johdetun absoluuttisen symmetriaindeksin (ASI) avulla (Giakas & Baltzopoulos 1997). Vasemman ja oikean raajan välillä ei katsottu olevan epäsymmetriaa, jos $ASI < 10\%$.

$$\text{ASI (\%)} = \frac{|(X_r - X_l)|}{|\frac{1}{2}(X_r + X_l)|} \times 100\%$$

X_r = oikean jalan kävelymuuttuja

X_l = vasemman jalan kävelymuuttuja

Tasamaa- ja porraskävelyn sekä isometristen voimamittausten EMG-data kokoaalto-tasasuunnattiin (full wave rectified) ja keskiarvostettiin (aEMG). Kävelyn ja porraskävelyn aEMG-aktiivisuus jaettiin esiaktiivisuus- (100 ms), kuormitus- ja työntövaiheisiin reaktiivoimien perusteella. Polven ojentaja- ja koukistajalihasten tuottama painoon suhteutettu maksimivoima ja EMG-aktiivisuudet laskettiin keskiarvona yhden sekunnin ajalta, sillä voimataso ja EMG-aktiivisuus olivat vakaita. Kävelyjen ja porraskävelyjen aEMG-arvot suhteutettiin maksimaalisen tahdonalaisen isometrisen voimatuoton aikana mitattuun EMG:hen VM- ja VL-lihasten osalta. (SENIAM:n 1999; Soderberg & Knutson 2000).

6.3.2 Tilastanalyysit

Eri muuttujien osalta laskettiin keskiarvo ja -hajonnat. Tilastollisessa testauksessa päädyttiin käyttämään parametrisia testejä, sen jälkeen kun mitattujen muuttujien jakaumien normaaliutta ja varianssien homoskedastisuutta oli testattu Kolmogorov-Smirnovin - ja Levenen testeillä. Normaali- ja maksimaalisen kävelyn sekä porraskävelyn kuormitavuuden vertailuun käytettiin kaksisuuntaista parittaista t-testiä. Kantaiskun tutkimiseksi koehenkilöjoukko jaettiin kahteen ryhmään edellä kuvatun kriteerin perusteella. Ryhmien välisessä vertailussa käytettiin paritonta kaksisuuntaista t-testiä. Eri muuttujaparien yhteisvaihtelua tutkittiin Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokertoimella ja riippuvuutta testattiin regressioanalyysillä. Tulos katsottiin tilastollisesti merkitseväksi, kun $p < 0,05$. Tilastanalyysit tehtiin SPSS for Windows® -ohjelmalla (v. 11.5, SPSS Inc. Chicago, IL, USA).

7 TULOKSET

Vain yhdellä koehenkilöllä oli selvät nivelrikkomuutokset (luokka 3) oikeassa polvinivelessä. Kohtalaisia muutoksia (luokka 2) esiintyi kolmella henkilöllä sekä oikeassa että vasemmassa raajassa ja yhdellä vain oikealla. Gradus 1 -muutoksia nähtiin lähes kaikilla, kuten ikäluokkaan sopiinkin. Vasemman ja oikean jalan välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja kuin yksitaisissa muuttujissa, minkä vuoksi tuloksissa on esitetty normaali- ja maksimaalisen kävelyn sekä porraskävelyn muuttujat vain vasemman jalan osalta lukuun ottamatta symmetrisyystarkastelua Vasemman jalan nivelrikkomuutokset olivat myös vähäisemmät (vain kolmella gradus 2).

7.1 Kinemaattiset muuttujat

Taulukkoon 4 on koottu tehtyjen suoritusten kinemaattisten muuttujien arvot. Kontaktien lukumäärässä on eritelty vasemman ja oikean jalan kontaktit.

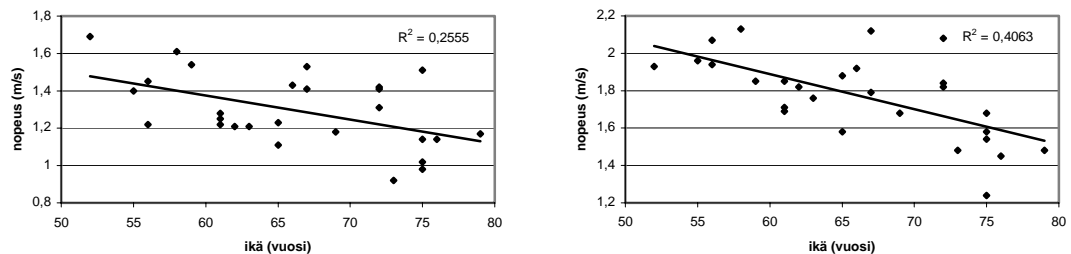
TAULUKKO 4. Kävelyn ja porraskävelyn kinemaattiset muuttujat (keskiarvo \pm SD). Kuormitus- ja työntövaiheen kestot on ilmaistu prosentteina kontaktin kestosta.

	Kontaktit (v/o)	Nopeus (m/s)	Askelp. / kh:n pituus	Askeltiheys (Hz)	Kontaktiaika (s)	Kuormitusvaiheen kesto (%)	Työntövaiheen kesto (%)
Norm.	4,2 \pm 0,9 3,9 \pm 0,8	1,30 \pm 0,19	0,41 \pm 0,04	1,97 \pm 0,14	0,65 \pm 0,06	51,6 \pm 3,3	31,5 \pm 3,4
Maks	3,2 \pm 1,0 3,2 \pm 1,3	1,77 \pm 0,22	0,46 \pm 0,04	2,35 \pm 0,14	0,52 \pm 0,04	49,0 \pm 4,2	51,0 \pm 4,2
Ylös	3,4 \pm 0,6 3,3 \pm 0,8	-	-	1,41 \pm 0,18	1,00 \pm 0,14	46,3 \pm 5,9	53,7 \pm 5,9
Alas	3,8 \pm 0,5 3,8 \pm 0,5	-	-	1,53 \pm 0,31	0,82 \pm 0,14	36,9 \pm 2,9	63,1 \pm 2,9

Kontakteja kertyi yhteensä 8,2 \pm 1,4; 6,4 \pm 2,2; 7,6 \pm 0,9 ja 6,7 \pm 1,2 eri suorituksissa taulukon järjestyksessä esitettynä. Askeltiheys (2,35 \pm 0,14 Hz) oli selvästi suurin (p < 0,001), kun koehenkilöt kävelivät maksiminopeudella. Askelpituuksien absoluuttiset arvot olivat 0,66 \pm 0,08 m ja 0,76 \pm 0,10 m normaali- ja maksimaalisessa kävelyssä. Kontaktiaika oli 19,8%; 48,0% ja 36,5% (p < 0,001) lyhyempi maksimikävelyssä (0,52 \pm 0,04 s), verrattuna normaalinopeuteen, portaiden nousuun ja laskuun. Portaiden nousussa kontaktin kesto oli peräti yhden sekunnin luokkaa. Portaiden laskussa nähtiin puo-

lestaan lyhin suhteellinen kuormitusvaiheen kesto ($36,9 \pm 2,9\%$), vaikka absoluuttisesti lyhin kuormitusaika ilmeni maksimaalisessa kävelyssä ($0,26 \pm 0,04$ s). Kaiken kaikkiaan kinemaattisissa muuttujissa esiintyi paljon vaihtelua eri suoritusten välillä.

Kävelynopeus laski iän myötä merkittävästi (kuva 9). Ikä selitti kävelynopeuden vaihtelusta 25,5% omavalintaisella kävelynopeudella ja 40,6% maksimaalisella kävelynopeudella. Nopeuden lasku näytti olevan lineaarista. Kävelynopeus riippui myös kontaktiajan kestosta, askelpituudesta ja -tiheydestä (ks. liite 3). Edellä mainittujen muuttujien ja kävelynopeuden väliset korrelaatiokertoimet on esitetty taulukossa 5. Parhaiten kävelynopeuden laskua selitti koehenkilön pituuteen suhteutettu askelpituus, sillä tällöin R^2 oli 0,733 ja 0,755 normaali- ja maksimaalisella kävelynopeudella.



KUVA 9. Iän vaikutus kävelynopeuteen. Vasemmalla normaalinopeus ja oikealla maksiminopeus. Huomaa erilaiset y-akselit.

TAULUKKO 5. Kävelynopeuden riippuvuus valikoiduista kinemaattisista muuttujista. Miinusmerkki kertoimen edessä tarkoittaa kääntäen verrannollisuutta.

	Ikä	Kontaktiaika	Askelpituus / pituus	Askeltiheys (Hz)	Kaksoistuki / kontaktiaika
Norm	-0,502 ^a	-0,784 ^a	0,853 ^a	0,661 ^a	-0,789 ^a
Maks	-0,635 ^a	-0,624 ^a	0,845 ^a	0,415 ^b	-0,741 ^a

a: $p < 0,01$ ja b: $p < 0,05$.

Askelpituus suhteutettuna koehenkilön pituuteen lyheni iän lisääntyessä molemmilla kävelynopeuksilla (norm. $r = -0,532$ ja maks: $r = -0,655$; $p < 0,01$), mutta askeltiheyteen iällä ei ollut vaikutusta tasamaakävelyssä (norm.: $r = -0,087$ ja maks.: $r = -0,010$; $p > 0,05$) eikä portaissa (ylös: $r = 0,355$ ja alas $r = 0,336$; $p > 0,05$). (ks. liite 3).

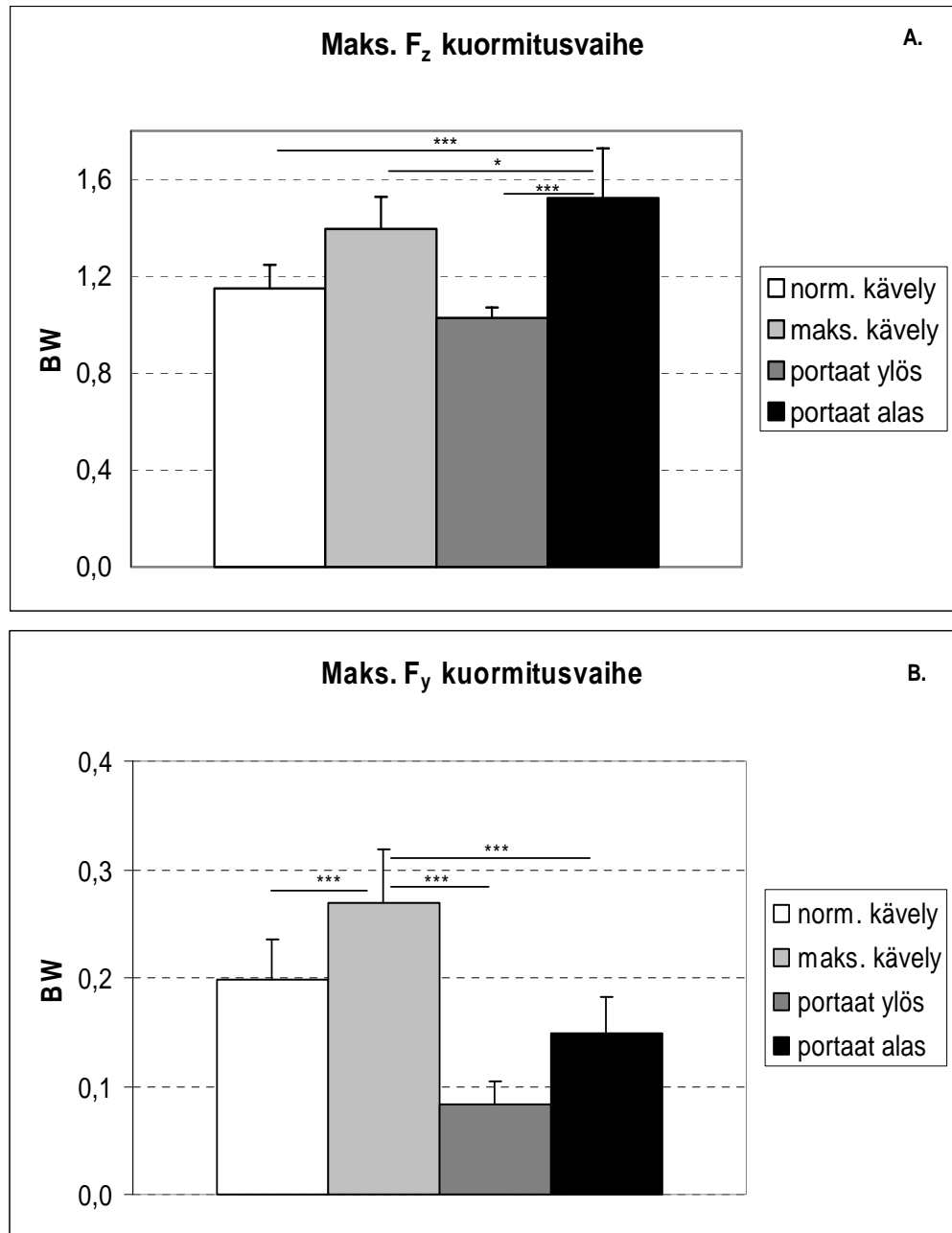
7.2 Kineettiset muuttujat

Isometrisessä maksimivoimatestissä (MIVC) ei havaittu raajojen välillä epäsymmetriaa polven ojennuksessa (vasen $0,22 \pm 0,06$ BW; oikea $0,23 \pm 0,06$ BW) eikä koukistuksessa (vasen $0,07 \pm 0,03$ BW; oikea $0,08 \pm 0,02$ BW). Vastaavat keskimääräiset symmetriaindeksit olivat $8,9 \pm 9,4\%$ ja $12 \pm 11\%$. Vasemman jalan reiden koukistusmomentin suhde ojennusmomenttiin oli $0,33 \pm 0,07$, ja oikealla puolella samaten $0,33 \pm 0,06$. Absoluutisissa voimissa todettiin erittäin suuri vaihtelu koehenkilöiden välillä (vo: 287-901 N; vk: 100-356 N; oo: 375-873 N ja ok: 112-343 N) parhaimpien pystyessä tuottamaan polvenojennuksessa selvästi kehon painon ylittäviä voimatasoja (maksimi 1,23 BW; minimi 0,35 BW). Erot voimantuotossa kuvastavat hyvin heterogeenistä koehenkilöryhmää.

Kuormitusvaiheessa suurimmat vertikaaliset maksimivoimat (kuva 10a, seuraava sivu) todettiin portaiden laskussa ($1,52 \pm 0,21$ BW, vaihteluväli: 1,19-1,93 BW). Pienimmät kuormitusvaiheen maksimireaktiovoimat pystysuunnassa esiintyivät puolestaan portaiden nousussa ($1,03 \pm 0,04$ BW, vaihteluväli 0,93-1,14 BW). Portaiden laskeutumisessa ilmenneet vertikaaliset maksimivoimat kuormitusvaiheessa olivat 32,5% ($p < 0,001$); 9,1% ($p < 0,05$) ja 48,2% ($p < 0,001$) suuremmat kuin normaalivauhtisessa kävelyssä, maksimaalisessa kävelyssä ja portaiden nousussa. Portaiden laskun maksimaalinen kuormitusvaiheen F_z -voima ajoittui $18,6 \pm 3,7\%$ kohdalle suhteessa kontaktin keston. Huippuvoima saavutettiin tilastollisesti merkitsevästi aiemmin kuin vastaava voima normaalikävelyssä ($21,4 \pm 2,7\%$ $p < 0,01$) tai portaiden nousussa ($32,6 \pm 4,3\%$, $p < 0,001$). Sen sijaan maksimaaliseen kävelyyn verrattuna eroa ei havaittu ($19,4 \pm 2,6\%$, $p > 0,05$).

AP-reaktiovoimassa (kuva 10b, seuraava sivu) suurin maksimaalinen reaktiovoima havaittiin täysivauhtisessa kävelyssä ($0,27 \pm 0,50$ BW, vaihteluväli 0,17-0,36 BW), kun vähäisimmät AP-suuntaiset voimat esiintyivät portaita noustessa ($0,08 \pm 0,02$ BW, vaihteluväli: 0,03-0,13 BW). Maksimaalisen kävelyn F_y -reaktiovoima oli kuormitusvaiheessa 35,9% ($p < 0,001$), 220% ($p < 0,001$) ja 81,3% ($p < 0,001$) suurempi kuin vastaava voima normaalikävelyssä, portaiden nousussa ja laskussa. Kuormitusvaiheessa AP-voimat olivat siis suurimmillaankin (maks. kävely) vain 27,2% kehon painosta. Huippuvoima saavutettiin maksimaalisella nopeudella käveltäessä ($13,2 \pm 2,8\%$) mer-

kitsevästi aiemmin kuin omavalintaisella nopeudella käveltäessä ($14,4 \pm 2,5\%$, $p < 0,05$), portaita noustessa ($19,6 \pm 4,8\%$, $p < 0,001$) tai alas tultaessa ($15,4 \pm 2,5\%$, $p < 0,05$).



KUVA 10. Yhäällä (a.) maksimaalinen pystyvoima kuormitusvaiheesta ja alhaalla (b.) vastaava AP-voima. Voimat suhteuttu kehon painoon (BW). Huomaa erilainen y-akseli. Suurinta F_z ja F_y -reaktivoimaa on verrattu muihin suorituksiin. * = $p < 0,05$ ja *** = $p < 0,001$.

Suurimmat kuormitusnopeudet todettiin maksimaalisessa kävelyssä ($14,27 \pm 4,63$ BW/s), mikä oli 68,4% ($p < 0,001$), 31,3% ($p < 0,01$) ja peräti 335% ($p < 0,001$) suurempi

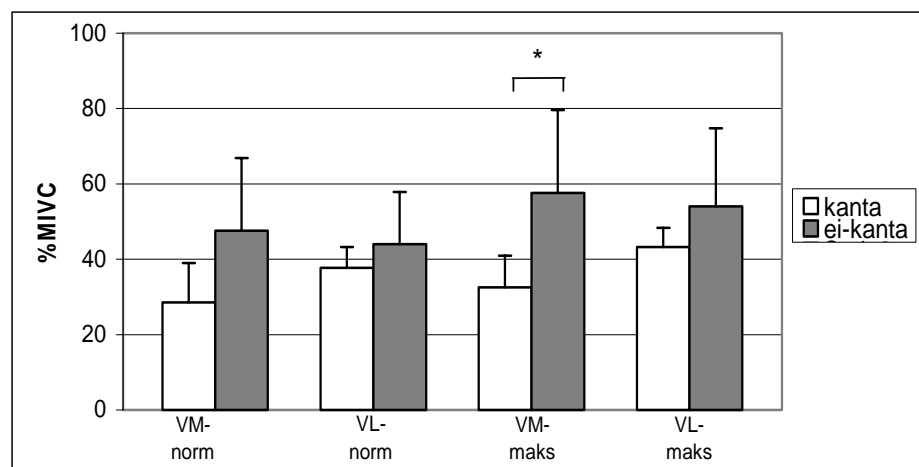
kuin normaalikävelyssä, portaiden laskussa ja nousussa. Portaiden laskun kuormitusnopeus ($10,87 \pm 2,96$ BW/s) oli myös selvästi suurempi ($p < 0,01$) kuin normaalikävelyn ($8,55 \pm 1,93$ BW/s). Portaiden nousun kuormitusnopeus ($3,28 \pm 0,75$) oli ($p < 0,001$) vähäisin kaikkiin muihin suorituksiin verrattuna. Voimakkaan kantaISKUN aikainen pystyvoimapiikki (F_{z1}) suurentaa kuormitusnopeutta, koska tällöin huippuvoima voi ilmetä aivan kontaktin alkuhetkillä (ks. kuva 12a ja c, sivu 47). Mikäli kantaISKU olisi huomioitu kuormitusnopeuden laskussa, maksimikävelyn arvo olisi muuttunut lukemiin ($18,46 \pm 19,0$ BW/s).

Työntövaiheen maksimaaliset vertikaalivoimat eivät eronneet minkään suorituksen välillä tilastollisesti merkitsevästi toisistaan ($p > 0,05$). Jokaisessa suorituksessa työntövaiheen maksimaalinen pystyvoima ylitti kehon painon (norm. $1,12 \pm 0,07$ BW; maks. $1,09 \pm 0,10$ BW; ylös: $1,12 \pm 0,09$ BW; alas: $1,12 \pm 0,07$ BW). Huippuvoiman ajoittumisessa sen sijaan oli selviä eroja, sillä portaiden laskussa työntövaiheen maksimaalinen pystyvoima ilmeni $47,6 \pm 9,4\%$ kohdalla kontaktin alusta. Muissa suorituksissa kyseinen voima ajoittui myöhemmäksi suhteessa kontaktin keston (norm: $71,7 \pm 2,2\%$, ($p < 0,001$); maks. $72,9 \pm 2,4\%$, ($p < 0,001$); ylös: $77,0 \pm 6,8\%$, ($p < 0,001$)). Täysivauhtisessa kävelyssä työntövaiheen maksimaalinen F_z -voima ajoittui myöhemmäksi kuin normaalivauhtisessa kävelyssä ($P < 0,05$).

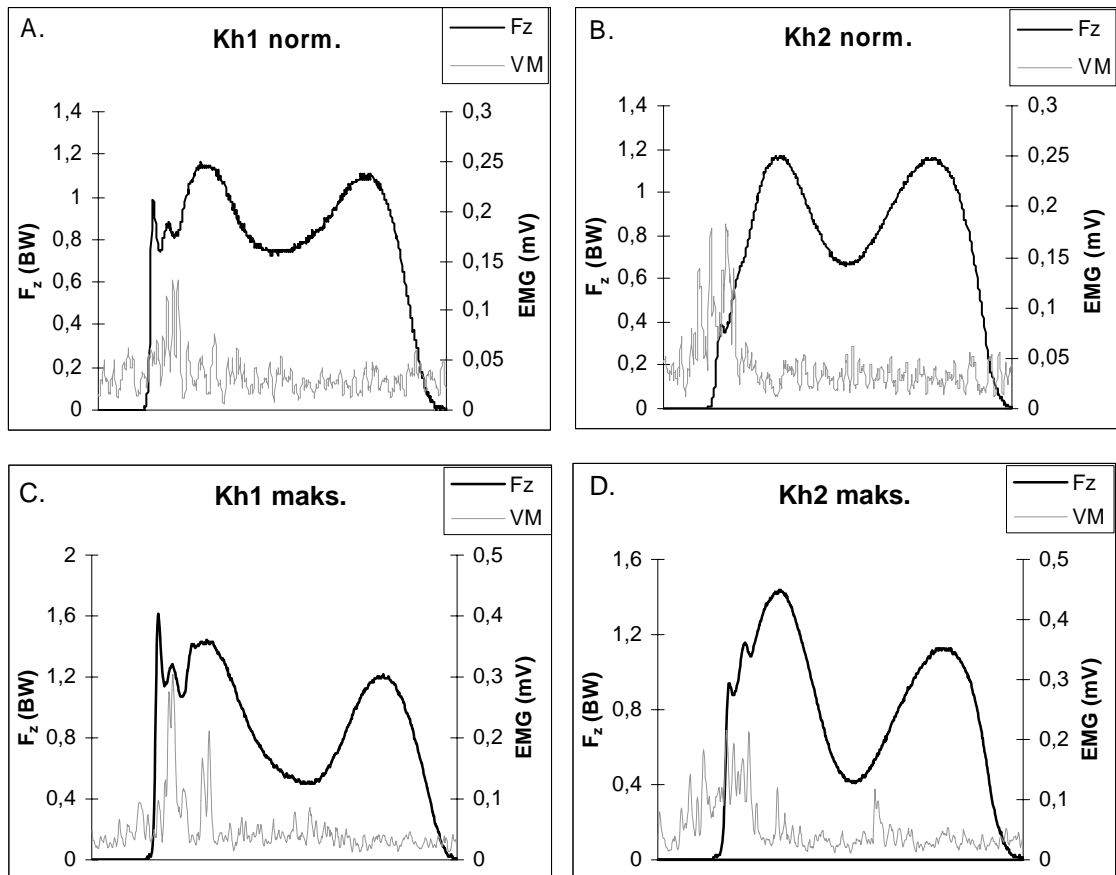
Työntövaiheessa suurimmat AP-suuntaiset reaktiovoimat nähtiin maksimaalisessa kävelyssä ($0,24 \pm 0,04$ BW). Tämä oli tilastollisesti erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$) suurempi kuin muissa suorituksissa (norm: $0,20 \pm 0,03$ BW; ylös: $0,09 \pm 0,03$ BW; alas: $0,18 \pm 0,03$ BW). Huippuvoiman ajoituksessa ei ollut eroja suoritusten välillä AP-suunnassa (norm: $83,7 \pm 1,5\%$; maks: $84,1 \pm 1,7\%$; ylös: $82,5 \pm 6,3\%$; alas: $83,6 \pm 2,2\%$). Liitteessä 4 on esitetty regressiokuvaajat omavalintaisen kävelynopeuden ja maksimaalisten reaktiovoimien riippuvuudesta. Yleisesti voidaan sanoa, että kävelynopeus selitti maksimivoiman vaihtelua erittäin hyvin, sillä ainoastaan maksimaalisen kävelynopeuden ja työntövaiheen vertikaalisen huippuvoiman riippuvuus ei muodostunut kovin voimakkaaksi ($P < 0,05$).

Kolmella koehenkilöllä näkyi luonnollisella kävelynopeudella Radinin ym. (1986, 121-123) esittämän kriteerin mukainen kantaISKU ($1,29 \pm 0,05$), jonka kesto oli $29 \pm 2,5$ ms. Maksimaalisella nopeudella kantaISKUJÖITÄ löytyi viisi ($1,38 \pm 0,13$, kesto $44,6 \pm 12,1$

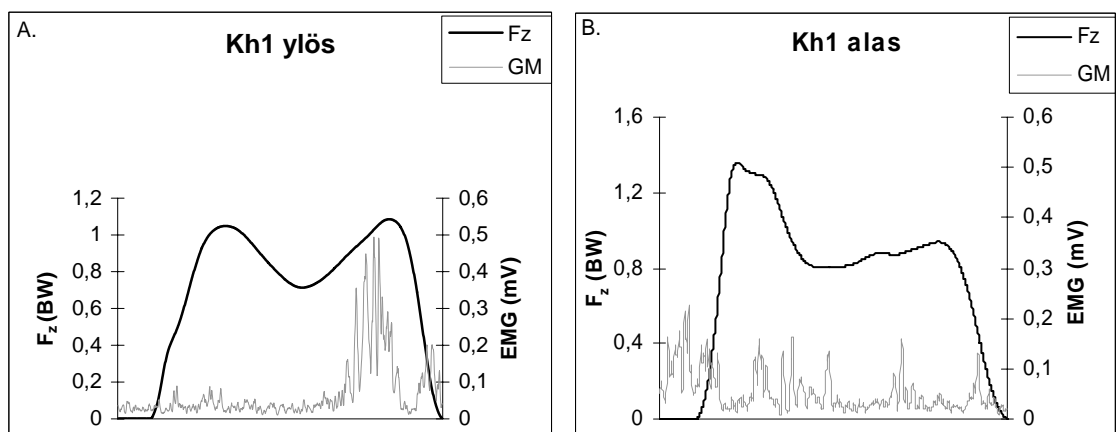
ms). Koko koehenkilöjoukosta voimakas kantaisku löytyi siten 11%:lta normaalikävelyssä ja 18,5%:lta maksimaalisessa tasamaakävelyssä. Mielenkiintoinen havainto oli, että maksiminopeudella kävellessä ei-kantaiskijöiden VM-lihaksen esiaktiivisuus oli voimakkaampi kuin kantaiskijöillä ($p < 0,05$). Omavalintaisessa nopeudessa lihasaktiivisuuksissa ei havaittu eroa eikä myöskään maksimaalisessa nopeudessa VL-lihaksessa (kuva 11). Kummassakaan suorituksessa kantaiskijöiden kävelynopeus ei ollut merkittävästi suurempi (norm. $1,3 \pm 0,2$ vs. $1,5 \pm 0,1$ ja maks. $1,8 \pm 0,2$ vs. $1,9 \pm 0,2$). Kuvassa (12a-d) on esitetty tyypilliset pystyreaktiovoimakuvaajat yhdistettynä VM-lihaksen EMG-aktiivisuuteen molemmista tasamaakävelyistä kahdelta koehenkilöltä, joista toinen kuuluu "kantaiskijöihin" ja toinen ei. Kantaiskijällä reaktiivoimassa näkyy kolmas terävä piikki aivan kontaktin alussa, mutta VM-lihaksen esiaktiivisuus on vähäinen. Ei-kantaiskijällä reaktiivoima on kaksihuippuinen muistuttaen m-kirjainta. Portaiden nousussa pystyvoima nousee hitaammin ja työntövaiheen pystyvoima korostuu, mutta portaiden laskussa tilanne on päinvastoin (kuva 13a ja b).



KUVA 11. VM- ja VL-lihasten esiaktiivisuus kantaiskijöillä (harmaa) ja ei-kantaiskijöillä (valkoinen). Aktiivisuudet suhteuttu MIVC:n aEMG-arvoihin. Maksimikävelyssä VM-lihaksen esiaktiivisuus oli kantaiskijöillä alhaisempi (* = $p < 0,05$).



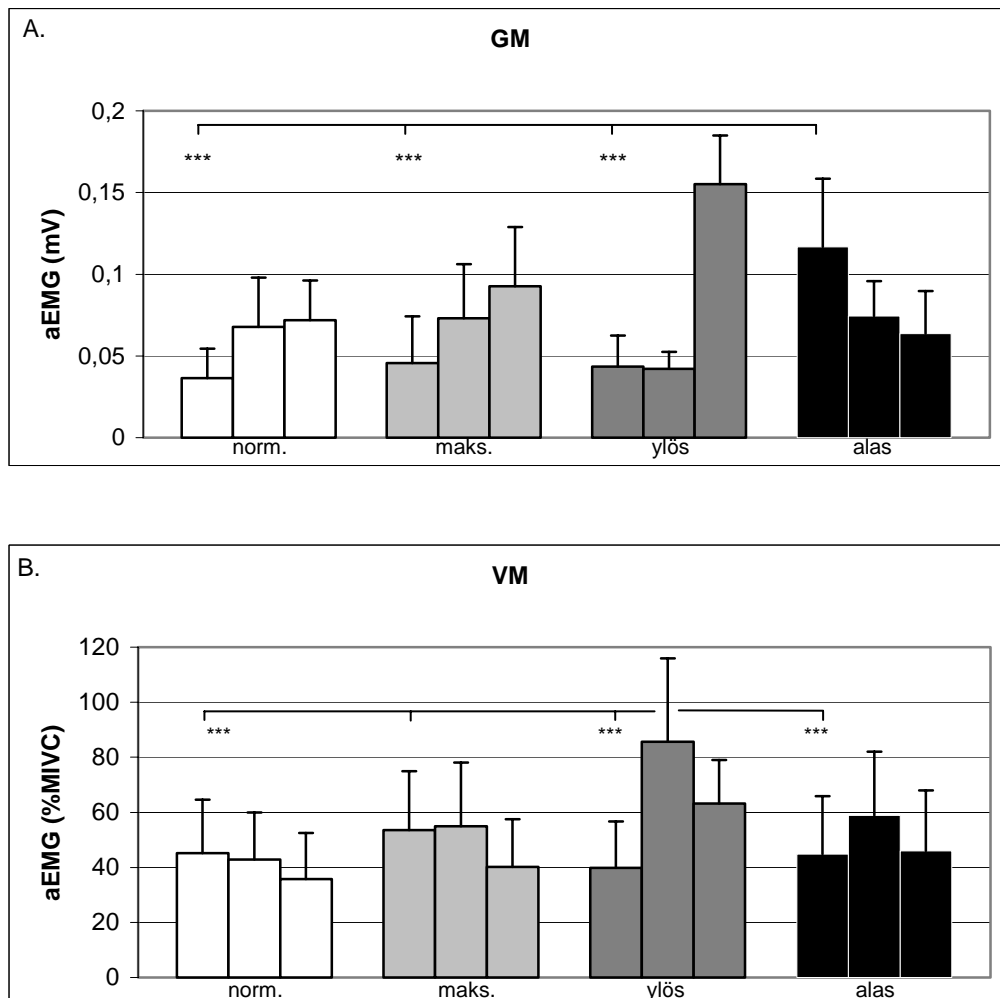
KUVA 12. Esimerkkikuvaajat tasamaakävelyistä kahdelta koehenkilöltä, joista toinen kuuluu kantaeskijöihin (kh1). Ylhäällä normaali- (a. ja b.) ja alhaalla maksimikävely (c. ja d.). Kuvaajissa esitetty myös VM-lihaksen tasasuunnattu ja suodatettu (moving average) EMG-signaali. Molemmat signaalit on keskiarvostettu ja aikanormalisoitu suoritusten kaikista kontakteista.

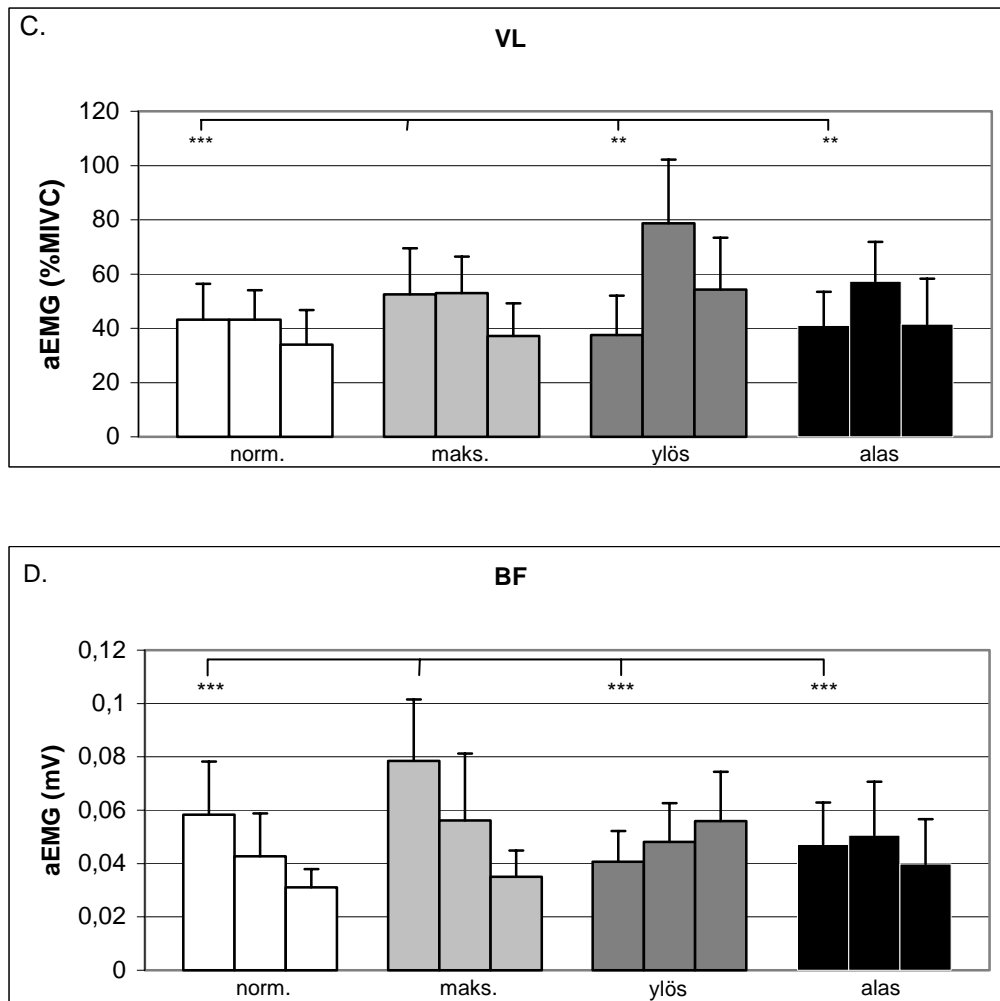


KUVA 13. Esimerkkikuvaajat porraskävelystä yhdeltä koehenkilöltä. Vasemmalla portaiden nousu (a.) ja oikealla lasku (b.). Kuvaajissa esitetty myös GM-lihaksen tasasuunnattu ja suodatettu (moving average) EMG-signaali. Molemmat signaalit on keskiarvostettu ja aikanormalisoitu suoritusten kaikista kontakteista.

7.3 EMG ja jalkapohjan paineet

Mediaalisen gastrocnemiuksen esiaktiivisuus oli selvästi voimakkainta portaiden laskussa (norm, maks ja ylös: $p < 0,001$). Aktiviteetti oli peräti 155% voimakkaampaa kuin täysivauhtisessa kävelyssä (kuva 14a). VM- ja VL-lihasten esiaktiivisuus oli puolestaan suurinta maksimaalisessa kävelyssä. VM-lihaksen osalta aktiivisuus oli 24,1%, 37,1% ja 22,9% suurempi kuin normaalikävelyssä, portaiden nousussa ja portaiden laskussa (kuvat 14b-c). Kaikki em. erot olivat erittäin merkitseviä ($p < 0,001$). Vastaavaksi suhteelliseksi eroiksi VL-lihaksen osalta saatiin 33,5%, 56,2% ja 33,2%. Biceps femoriksen esiaktiivisuus (kuva 13d) oli myöskin voimakkainta täysivauhtisessa kävelyssä. Prosentteina ilmaistuna erot olivat 33,5%; 56,2% ja 33,2% (kaikki $p < 0,001$) verrattuna omavalmintaiseen kävelynopeuteen ja portaiden nousuun ja laskuun.





KUVA 14. EMG-aktiivisuudet mitatuista lihaksista. Voimakkainta esiaktiivisuutta on verrattu muihin kunkin lihaksen kohdalla. ** = $p < 0,01$ ja *** = $p < 0,001$.

Kuvissa 13a-d näkyvät tutkittujen lihasten aktiivisuudet myös kuormitus- ja työntövaiheissa. Yleistäen voidaan sanoa, että lihasaktiivisuudet molempien tasamaakävelyjen eri vaiheissa näyttävät hyvin samankaltaisilta, vaikkakin maksimikävelyssä arvot ovat kauttaaltaan suuremmat. Silmiinpistäväntä kävelyissä on ehkä eri lihasten voimakas esiaktiivisuus. Portaiden nousulle on ominaista voimakas GM-lihaksen aktiivisuus työntö- ja nelipäisen reisilihaksen aktiviteetti kuormitusvaiheessa. Valitettavasti työntövaiheen EMG-arvot ovat vain neljältä koehenkilöltä, koska EMG-analyysi päättyi 750 ms:n kohdalle kontaktin alusta (keskimääräinen kontaktiaika $1,00 \pm 0,14$ s). GM-lihaksen voimakas esiaktiivisuus ja nelipäisen reisilihaksen selvä aktiviteetti kuormitusvaiheessa kuvastavat parhaiten neljän mitatun lihaksen toimintaa portaiden laskussa.

Jalkapohjan paineen jakautumisesta seurattiin erityisesti päkiän, isovarpaan ja kantaan alle kohdistuneita paineita, missä yleensä havaitaan suurimmat painekuormitukset.

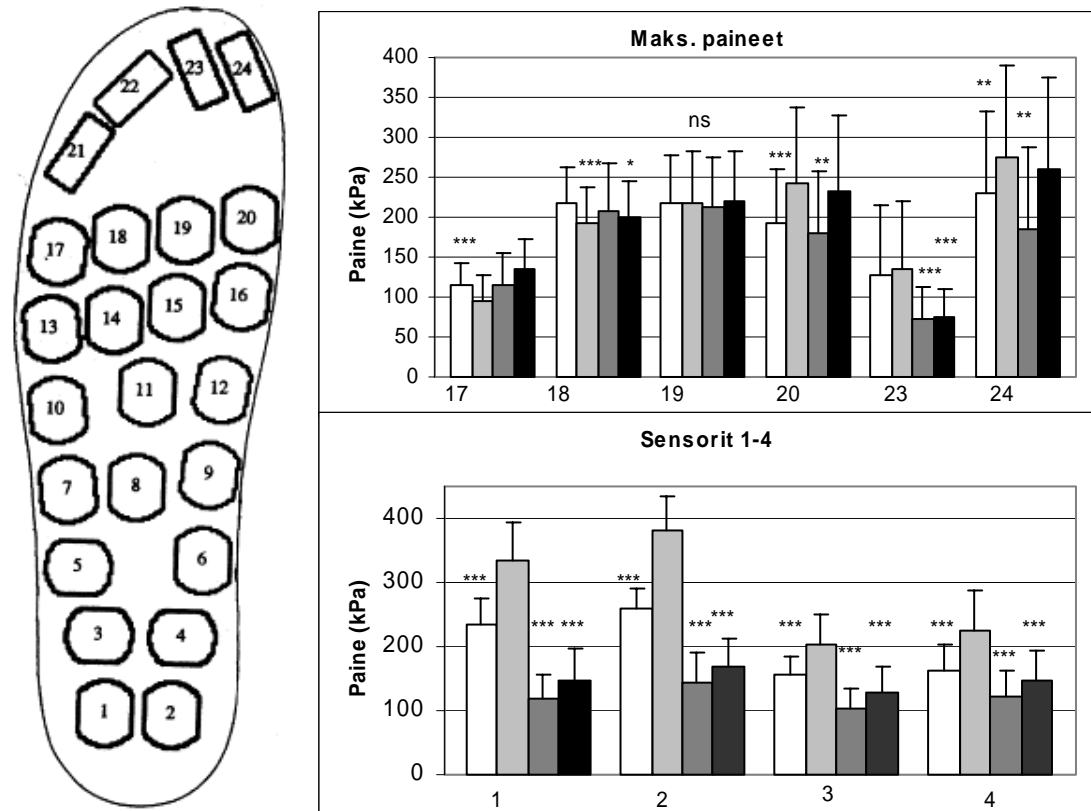
Voimakkaimmat kuormitukset kantapäähän alueelle kohdistuivat tasamaakävelyissä. (maks S1: 335 ± 60 kPa; S2: 380 ± 55 kPa). Sensoreiden 1-4 maksimipaineet olivat selvästi suuremmat täysivauhtisessa kävelyssä kuin muissa suorituksissa ($p < 0,001$). Oma-valintaisessa kävelynopeudessaakin sensoreiden 1-4 maksimiarvot olivat suuremmat kuin portaissa ($p < 0,001$; paitsi vertailussa portaiden laskeutumiseen sensori S3: $p < 0,01$ ja S4: $p > 0,05$). Sensoreiden 1 ja 2 huippupaineet täysivauhtisessa kävelyssä olivat 42,0% ja 46,3% suuremmat kuin normaalikävelyssä (maks: $334,6 \pm 59,9$ kPa ja $379 \pm 54,6$ kPa, norm: $235,6 \pm 38,7$ kPa ja $259,7 \pm 31,9$ kPa). Portaiden laskuun verrattuna erot muodostuivat suuriksi, 128% ja 125%. Jalkapohjan lateraaliosien (sensorit: 7, 10, 13, 17 ja 21) suurimmat maksimipaineet havaittiin portaiden laskussa (taulukko 6). Korkeimmat huippupaineet isovarpaan ja päkiän mediaalisen osan alla (sensorit 19, 20, 23, 24) puolestaan esiintyivät maksimaalisessa kävelyssä, mutta ero ei ollut merkitsevä portaiden laskuun verrattuna (kuva 15) kuin sensorin 23 kohdalla ($p < 0,001$). Voimakkaimmat kuormitukset esiintyvät sensoreiden 20 ja 24 alla ($242 \pm 95,4$ kPa; 272 ± 114 kPa) täysivauhtisessa kävelyssä.

TAULUKKO 6. Maksimaaliset paineet (kPa) jalan lateraaliosasta (keskiarvo \pm SD).

	Sensori 7	Sensori 10	Sensori 13	Sensori 17	Sensori 21
Norm	$58,4 \pm 30,2^b$	$70,2 \pm 28,3^c$	$96,1 \pm 24,5^b$	$116 \pm 27,5^{ns (p=,06)}$	$62,2 \pm 26,7^{ns (p=,88)}$
Maks	$57,9 \pm 39,8^c$	$60,1 \pm 31,6^c$	$78,0 \pm 29,9^c$	$94,0 \pm 32,5^c$	$62,4 \pm 28,0^{ns (p=,89)}$
Ylös	$80,2 \pm 53,7^{ns (p=,12)}$	$92,2 \pm 49,3^{ns (p=,07)}$	$109 \pm 43,4^a$	$115 \pm 41,6^{ns (p=,09)}$	$54,4 \pm 24,7^a$
Alas	$92,3 \pm 69,4$	$107,7 \pm 57,4$	$130 \pm 49,8$	$134 \pm 39,4$	$61,8 \pm 27,0$

ns: ei merkitsevä ero, a: $p < 0,05$; b: $p < 0,01$ ja c: $p < 0,001$ verrattuna portaiden laskuun.

Mielenkiintoinen havainto oli jalkapohjan kuormituksen siirtyminen mediaalipuolelle nopeuden noustessa. Tästä kertoo normaalikävelyn suuremmat maksimipaineet sensoreiden 10, 13 ja 17 alueilla eli jalan lateraaliosassa. Vastaavasti mediaalipuolella (sensorit: 2, 4, 6, 8, 15, 20 ja 24) lukuun ottamatta jalkaholvin aluetta (S: 6, 9, 11, 12 ja 16) maksimipaineet nousivat korkeammiksi täysivauhtisessa kävelyssä. Jalkapohjan paine-keskipisteen kulkema rata kontaktin ajalta on piirretty esimerkkinä yhdeltä koehenkilöltä eri suorituksista liitteessä 5.



KUVA 15. Maksimipaineet kantapään ja päkiän alueilta. Suurinta maksimipainetta on verrattu muiden suoritusten arvoihin kunkin sensorin kohdalla. Värikoodit samat kuin kuvassa 13. * = $p < 0,05$; ** = $p < 0,01$ ja * = $p < 0,001$.

Maksimipaineen ajoittumisessa suhteessa kontaktin keston havaittiin suuria eroja eri suoritusten välillä. Kantapään sensoreiden 1 ja 2 huippupaineet tasamaakävelyssä saavutettiin merkitsevästi aiemmin ($p < 0,001$) kuin portaisissa (S1: norm $8,8 \pm 4,0\%$; maks $6,1 \pm 3,2\%$; ylös $32,2 \pm 10,6\%$ ja alas $23,3 \pm 8,0\%$. S2: norm $11,2 \pm 6,0\%$; maks $6,5 \pm 3,4\%$; ylös $33,9 \pm 12,7\%$ ja alas $23,0 \pm 5,6\%$). Päkiän alueen (S17, 18, 19 ja 20) maksimipaineet ilmenivät huomattavasti aiemmin suhteessa kontaktin keston portaiden laskussa verrattuna muihin suorituksiin ($p < 0,001$, paitsi S19 maks $p < 0,01$ ja S20 maks $p < 0,05$ sekä ylös $p < 0,01$). Myös lateraaliosien (S: 7, 10, 13 ja 17) huippupaineet ilmaantuivat aiemmin portaiden laskussa kuin muissa suorituksissa ($p < 0,001$, paitsi S7 maks $p < 0,01$). Sen sijaan portaita noustessa paine jakautui tasaisemmin koko jalkapohjan alueelle kontaktin alkuvaiheessa, sillä huippupaineet saavutettiin 25-45%:n aikana kantaosan alueella. Yleistäen voidaan todeta, että huippupaineiden ajoittumisessa oli suuria yksilöllisiä eroja, mikä näkyy suhteellisen suurina keskihajontoina. Taulukkoon 7 on kerätty valikoitujen sensoreiden huippuaktiivisuuksien ajoittumiskohdat.

TAULUKKO 7. Huippupaineiden ajoittuminen (%) suhteessa kontaktin keston (keskiarvo \pm SD) jalkapohjan eri alueilta.

	Sensori 1	Sensori 13	Sensori 19	Sensori 24
Norm	8,8 \pm 4,0	51,7 \pm 9,7	73,2 \pm 7,6	85,4 \pm 4,7
Maks	6,1 \pm 3,2	39,0 \pm 10,9	71,3 \pm 4,8	82,7 \pm 3,9
Ylös	32,2 \pm 10,6	60,0 \pm 15,2	82,4 \pm 2,5	82,2 \pm 12,1
Alas	23,3 \pm 8,0	19,8 \pm 7,0	55,5 \pm 18,2	82,1 \pm 8,7

7.4 Symmetriaindeksit

Kinemaattisissa muuttujissa vasemman ja oikean jalan välillä ei ollut epäsymmetrisyyksiä (SI <10%) tasamaakävelyssä. Porraskävelyn ajallisissa muuttujissa (kontaktiaika, kuormitus- ja työntövaiheen kestot) symmetriaindeksin raja-arvo ylittyi neljän parametrin kohdalla (taulukko 8). Porraskävelyn AP-huippureaktiovoimissa esiintyi selvää epäsymmetriaa (F_y -kuormitus ylös: 22 \pm 20%; alas: 17 \pm 13% ja F_y -työntö ylös: 39 \pm 24%; alas: 14 \pm 8,8%). Erot eivät kuitenkaan olleet tilastollisesti merkittäviä (p >0,05). Sen sijaan tasamaakävelyn reaktiovoimissa havaittiin tilastollisesti merkitsevät erot vasemman ja oikean jalan välillä lukuun ottamatta normaalikävelyn F_y -kuormitus- ja molempien suoritusten F_y -työntövoimaa. Symmetriaindeksin keskiarvot jäivät tästä huolimatta 3,6-9,5%:iin. Suoritusten välisiä tilastollisia eroja tarkasteltaessa havaittiin, että porraskävelyn ASI-arvot olivat suuremmat kuin tasamaakävelyssä useimpien taulukossa esitettyjen muuttujien välillä. Portaiden nousu oli symmetrisempää kuin portaiden lasku kontaktiajan (p <0,01) ja maksimaalisen F_z -kuormitusvoiman (p <0,01) perusteella, mutta portaiden laskun maksimaalisen F_y -työntövoiman ASI-arvo oli puolestaan merkitsevästi pienempi kuin portaiden nousun vastaava lukema (p <0,05).

Jalkapohjan maksimipaineiden symmetrisyyttä tarkasteltiin neljän sensorin osalta jalkapohjan eri osista. Kaikkien sensoreiden alueella ylitettiin symmetriaindeksin raja-arvo, mutta tilastollisia eroja ei löytynyt vasemman ja oikean jalan väliltä. Yksilölliset vaihtelut olivat erittäin suuria. Porraskävelyn symmetriaindeksi-arvot olivat suuremmat jokaisen tarkastellun muuttujan kohdalla, ja yleistäen porraskävelyn jalkapohjan paineissa todettiin suurin epäsymmetrisyys (14-40%) ja tasamaakävelyn kinemaattisissa parametreissa vähäisin (1,7-7,2%). Tilastollisesti merkitseviksi erot osoittautuivat maksimaali-

sen kävelyn ja portaiden nousun välillä sensoreiden 1 ja 24 kohdalla ($p < 0,05$) ja maksimaalisen kävelyn sekä portaiden laskun välillä sensorin 1 kohdalla ($p < 0,05$). Portaiden laskussa epäsymmetrisyys oli selvästi vähäisempää vain sensorissa 24 portaiden nousuun verrattuna.

TAULUKKO 8. Keskimääräiset absoluuttiset symmetriaindeksit (%). Painesensoreista on esitetty neljän edustavan sensorin arvot. Selkeyden vuoksi tilastolliset erot on ilmoitettu vain vasemman ja oikean raajan väliltä (ks. tarkemmin tiedot tekstistä). Tulokset esitetty muodossa keskiarvo \pm SD.

	Norm	Maks	Ylös	Alas
Kontaktiaika	1,7 \pm 1,3	2,4 \pm 1,9	4,5 \pm 3,4	10 \pm 7,3
Kuormitusv. kesto%	6,7 \pm 4,7	6,9 \pm 6,7	12 \pm 10	14 \pm 8,4
Työntöv. kesto%	7,2 \pm 5,2	6,8 \pm 6,9	11 \pm 10	7,7 \pm 4,7
Askelp. / kh:n pituus	2,4 \pm 7,8	0,9 \pm 0,9	-	-
Askeltiheys	2,0 \pm 5,8	0,9 \pm 0,9	4,8 \pm 3,6	7,3 \pm 7,5
Maks Fz kuorm.	4,5 \pm 2,9 ^c	4,4 \pm 3,8 ^a	4,1 \pm 3,5 ^c	8,5 \pm 7,1
Maks Fz työntö	3,6 \pm 2,6 ^c	5,8 \pm 4,4 ^b	6,8 \pm 5,1	6,3 \pm 4,7
Maks Fy kuorm.	9,5 \pm 7,18	8,9 \pm 6,3 ^a	22 \pm 20	17 \pm 13
Maks Fy työntö	8,9 \pm 6,7	8,0 \pm 6,4	39 \pm 24	14 \pm 8,8
Maks paine S1	18 \pm 35	13 \pm 9,8	33 \pm 26	25 \pm 20
Maks paine S13	26 \pm 23	30 \pm 24	40 \pm 28	29 \pm 25
Maks paine S19	14 \pm 10	19 \pm 24	22 \pm 37	21 \pm 33
Maks paine S24	34 \pm 25	26 \pm 24	45 \pm 40	27 \pm 21

ns: ei merkitsevä ero, a: $p < 0,05$; b: $p < 0,01$ ja c: $p < 0,001$

8 POHDINTA

8.1 Tärkeimmät tulokset

Tämän tutkimuksen koehenkilöjoukko ($n = 27$) valittiin Jyväskylän kaupungin väestörekisteristä satunnaisotannalla. Poissulkukriteereiden (liite 1) ja kliinisen tutkimuksen perusteella koehenkilöt olivat niveliltään terveitä, sillä kellään ei ollut nivelkipuja tai toiminnallisia rajoituksia. Radiologisessa tutkimuksessa kaikilla esiintyi kuitenkin vähintään gradus 1 –tasoisia nivelrikkomuutoksia ikäluokkaan (52-79 v.) sopien. Tutkimuksen koehenkilöjoukon katsottiinkin edustavan hyvin tuki- ja liikuntaelimestöltään terveitä ikäihmisiä.

Kinemaattiset muuttujat. Maksimaalisessa kävelyssä ($1,77 \pm 0,22$ m/s) havaittiin suurin askeltiliheys ($2,35 \pm 0,14$ Hz) ja lyhyin kontaktiaika ($0,52 \pm 0,04$ s), mitkä erosivat merkitsevästi muista suorituksista ($p < 0,001$). Kuormitusvaiheen kesto oli lyhyin portaiden laskussa ($p < 0,001$) ja työntövaiheen kesto normaalikävelyssä ($p < 0,01$). Kävelynopeus laski selvästi iän myötä ($R^2 = 25,5\%$ ja maks. $R^2 = 40,6\%$, $p < 0,01$). Kävelynopeus riippui myös kontaktiajan ja kaksoistukivaiheen kestosta, suhteellisesta askelpituudesta ja askeltiliheydestä. Parhaiten nopeuden vähenemistä selitti suhteellinen askelpituus (norm. $R^2 = 73,3\%$ ja maks. $R^2 = 75,5\%$). Iän myötä askelpituus laski, muttei askeltiliheys porraskävelyssä. Tulos antaa vahvistusta Winterin ym. (1990) havainnolle, että ikäänymisen myötä havaittava kävelynopeuden lasku johtuu askelpituuden lyhenemisestä eikä –tiliheyden vähenemisestä. Vastaavan ikäryhmän luonnolliseksi kävelynopeudeksi aiemmissa tutkimuksissa on mitattu 1,35 m/s (Stacoff ym. 2004) ja 1,2 m/s (Kaufman ym. 2001), mitkä ovat hyvin sopuissa tämän tutkimuksen keskiarvon ($1,30 \pm 0,19$ m/s) kanssa. TULE-vaivoista kärsivillä omavalintainen kävelynopeus voi kuitenkin olla selvästi hitaampi (esim. Kaufman ym. 2001).

Kineettiset muuttujat. Isometrisessä maksimivoimatestissä ei havaittu raajojen välillä eroja. Polven koukistuksessa tuotettu momentti oli vain hieman yli 30% ojennusmomentista. Koehenkilöiden oli myös vaikeampi oppia tuottamaan maksimivoima koukistussuuntaan, minkä vuoksi tarvittiin useampia yrityksiä parhaan tuloksen saavuttamiseksi. Tutkittavien väliset erot lihasvoimassa muodostuivat suuriksi johtuen heterogeenisestä koehenkilöjoukosta. Tutkimuksessa ei käytetty supramaksimaalista sähkö-

stimulaatiota aktiivisuustason määrittämiseen. Osa koehenkilöistä saattoi kuitenkin olla kykenemättömiä aktivoimaan varsinkin hamstring-lihaksiaan maksimaalisesti. Maksimaalinen aktivaatiokyky riippuu käytetystä lihasryhmästä, mutta ikääntymisen myötä maksimaalisessa aktivaatiokyvyssä voi myös esiintyä enemmän vaihtelua suoritusten välillä. Tutkimustulokset ikääntymisen vaikutuksista lihasten tahdonalaiseen aktivaatiokykyyn ovat kuitenkin ristiriitaisia. (Jakobi & Rice 2002.) Nivelrikkopotilailla maksimaalinen tahdonalainen voimantuotto sekä aktivaatiokyky ovat heikentyneet pääasiassa kivun vuoksi (O'Reilly ym. 1997), mikä on tärkeä huomioitava tekijä EMG:n suhteuttamisessa.

Voimakkaimmat vertikaaliset reaktivoimat kuormitusvaiheessa esiintyivät laskeuduttaessa portaita ($1,52 \pm 0,21$ BW), sillä ne olivat 32,5% ($p < 0,001$); 9,1% ($p < 0,05$) ja 48,2% ($p < 0,001$) suuremmat kuin tavallisessa ja täysivauhtisessa kävelyssä sekä portaiden nousussa. Huippuvoima saavutettiin nopeimmin portaiden laskussa ($18,6 \pm 3,7\%$) ja maksimaalisessa kävelyssä ($18,5 \pm 4,7\%$). Kantauskun vaikutuksen poistamisella maksimaalisesta kävelystä oli vain vähäinen vaikutus huippuvoiman ajoittumiseen ($19,4 \pm 2,9\%$). Kuormitusnopeuksissa havaittiin suuri ero eri suoritusten välillä. Maksimaalisella nopeudella käveltäessä kuormitusnopeus oli $14,27 \pm 4,63$ BW/s, mikä oli 68,4% ($p < 0,001$), 31,3% ($p < 0,01$) ja peräti 335% ($p < 0,001$) suurempi kuin normaalikävelyssä, portaiden laskussa ja nousussa. Rienerin ym. (2002) tutkimuksessa maksimaaliseksi kuormitusvaiheen vertikaalivoimaksi mitattiin noin 1,32 BW 30°:een ja 1,43 BW 42°:een portaissa. Stacoff ym. (2004) puolestaan raportoivat 1,56 BW ja 1,51 BW maksimaalisista kuormituksista ikäryhmissä 63,6 \pm 2,7 v. ja 76,5 \pm 4,2 v. Tämän tutkimuksen tulokset olivat siis yhteneväiset aiempiin töihin verrattuna.

Kuormitusnopeuden laskemiseen ei ole kirjallisuudessa vakiintunutta menetelmää. Christina ja Cavanagh (2002) laskivat kuormitusnopeuden (LR) ensimmäisestä vertikaalisesta huippuvoimasta (F_{z1}) kaavalla $LR = 0,8 \times F_{z1} / \Delta t_f$, jossa $\Delta t_f = 0,1 \times F_{z1}:n$ ja $0,9 \times F_{z1}:n$ välinen aika. Lafortune ja Hennig (1992) käyttivät vastaavaa menetelmää, mutta (1992) laskivat kuormitusnopeuden (FLR) ensimmäisestä vertikaalisesta voimapiikistä (IPF) kaavalla $FLR = 0,7 \times IPF / \Delta t_f$, jossa $\Delta t_f = 0,2 \times IPF:n$ ja $0,9 \times IPF:n$ välinen aika. Aiemmin samat tutkijat määrittelivät voiman nousunopeuden juoksussa ensimmäisen pystyvoimapiikin huippuun asti nollassa (Hennig & Lafortune 1991). Radin ym. (1991) käyttivät työssään 5-10 pisteen lineaarista regressioanalyysiä kantauskun kuormi-

tusnopeuden määrittelyyn. Stacoff ym. (2004) puolestaan laskivat kuormitusnopeuden kaavalla $LR = 0,8 \times F_{z2}/\Delta t_f$, jossa Δt_f = aika $0,8 \times F_{z2}$:een nollassa (F_{z1} = kantaisku). McCrory ym. (2001) määrittivät voiman nousunopeuden ensimmäisen vertikaalisen huippuvoiman ja siihen kuluneen ajan suhteena. Tätä samaa menetelmää käytettiin tässä tutkimuksessa. On luonnollista, että suurimmat kuormitusnopeudet saadaan Radinin ym. (1991) menetelmällä, jossa mitataan muutaman pisteen avulla voimakäyrän kulmakerrointa kantauskusta. McCroryn ym. (2001) kaava tuottaa pienimmät voiman nousunopeudet, koska voimakäyrä ehtii kävelyssä loiventua huippuvoimaa ennen. Kantauskun voimapiikki on niin terävä, ettei voimakäyrässä havaita juuri kaartumista, minkä vuoksi Hennigin ja Lafortunen (1991) laskutapa antaa todennäköisesti suurempia arvoja kuin edellinen kaava.

Edellisen perusteella taulukon 2 ja tämän tutkimuksen tuloksia on tulkittava varauksella. McCrory ym. (2001) mittasivat tasamaakävelyssä (nopeus 0,8 m/s) kuormitusnopeudeksi 5,22 BW/s ja Stacoff ym. (2004) tasamaakävelyssä (nopeus 1,33 m/s) 7,46 BW/s ja 30°:een portaissa 13,01 BW/s (0,70 m/s). Havaittuihin eroihin voi siis vaikuttaa menetelmän lisäksi mm. ikä, kävelynopeus ja jalkineiden käyttö. Radinin ym. (1991) raportoivat terveillä 47,9 BW/s ja polvikipuisilla, mutta niveliltään terveillä jopa 67,6 BW/s:n kuormitusnopeuksista. On selvää, että tällaiset kuormitusnopeudet vaativat tarkoituksenmukaisesti toimivan hermo-lihasjärjestelmän, jotta tuki- ja liikuntaelimistö ei vaurioituisi toistuvassa impulsiivisessa kuormituksessa. Joka tapauksessa nivelrikkoa sairastavat pyrkivät vähentämään kipeän jalan rasitusta vähentämällä kuormitusnopeutta (Messier ym. 1992). Vaadittaisiin kuitenkin pitkittäistutkimuksia selvittämään, aiheuttaako voimakas iskukuormitus nivelrikkomuutoksia.

Täysivauhtisessa kävelyssä nähtiin suurimmat F_y -reaktiovoimat kuormitusvaiheessa ($0,27 \pm 0,50$ BW). Kävelyn aikana voikin siis esiintyä vertikaalisten kompressiovoimien lisäksi hankaus- eli ns. shear-voimia. Kiihtyvyyssanturitutkimusten perusteella on jopa arvioitu, että nämä vaakasuuntaiset shear-voimat olisivat suurusluokaltaan kompressiovoimien tasoa. (Collins & Whittle 1989.) Porraskävelyssä AP-suuntaiset reaktiovoimat olivat pieniä. Hieman yllättävä tulos työntövaiheen reaktiovoimissa oli se, että maksimaalinen F_z -voima ei ollut täysivauhtisessa kävelyssä suurempi kuin tavallisessa kävelyssä. Maksimaalisen kävelyn kaksoistukivaiheen kesto- oli kuitenkin merkitsevästi ($p < 0,001$) lyhyempi ja maksimaalinen työntövaiheen AP-voima ($p < 0,001$) suurempi.

Maksimaalisessa kävelyssä askel on siis ollut "rullaavampi" ja työntövaiheessa voima on suuntatunut enemmän taaksepäin. Työntövaiheen vertikaalivoimissa ei havaittu muutenkaan eri suoritusten välillä eroja. Maksimaaliset reaktivoimat selittivät hyvin nopeuden vaihtelua tasamaakävelyssä.

Radinin ym. (1986, 121-123) mukaan jopa 1/3 nuorista terveistä aikuisista kuormittaa kävelyn kantaiskun aikana alaraajaansa impulsiivisesti, mikä voi johtaa nivel- ja selkäkipuihin (Voloshin & Wosk 1982) ja jopa nivelrikkoon. Tässä tutkimuksessa havaittiin sama kantaiskuilmiö tosin vain hieman alle 20%:lla maksimaalisessa kävelyssä ja 11%:lla normaalikävelyssä. Radinin ym. (1986, 121-123) tutkimuksessa koehenkilöt kävelivät ilman kenkiä nopeudella 0,87-1,01 m/s, kun tässä tutkimuksessa voimalevyt oli päällystetty tartan-matolla ja koehenkilöt käyttivät jumppatossuja, joiden sisään oli asetettu 2 mm:n vahvuiset painepohjalliset. Toisaalta Radinin ym. (1986, 121-123) työssä koehenkilöitä oli vain 21, joten sen perusteella ei voi vetää väestötasoa koskevia johtopäätöksiä. Kävelynopeus ei tässä tutkimuksessa selittänyt kantaiskua, sillä ryhmien välillä ei havaittu tilastollista eroa kävelynopeuksissa kummassakaan suorituksessa. Kantaiskupiikki kuitenkin voimistui niillä koehenkilöillä, joilla se näkyi jo omavalintaisella nopeudella. Jeffersonin ym. (1990) mukaan aktiivinen nelipäinen reisilihas on tärkeä tekijä kantaiskun vaimennuksessa, sillä se voi jarruttaa Maan vetovoiman ja aktiivisten hamstring-lihasten aiheuttamaa jalan kiihtyvää liikettä juuri ennen kantaiskua. Jefferson ym. (1990) estivät yhdeltä koehenkilöltä nelipäisen reisilihaksen toiminnan ruiskuttamalla lidokaiinia reisihermoon. Toimenpiteen jälkeen kyseisellä koehenkilöllä näkyi kävelyn aikana selvä kantaiskupiikki vertikaalivoimassa.

Tässä tutkimuksessa VM-, muttei VL-lihaksen esiaktiivisuus oli vähäisempi ($p < 0,05$) kantaiskijöillä maksimaalisella kävelynopeudella. Mainittujen lihasten esiaktiivisuudessa ei ollut kuitenkaan eroja tavallisella kävelynopeudella. Aiemmissä tutkimuksissa (Radin ym. 1986 121-123, 1991; Jefferson ym. 1990) ei ole suoraan osoitettu, että kantaiskijöillä nelipäisen reisilihaksen esiaktiivisuus olisi alhaisempi. Radin ym. (1991) tutkimuksessa kontrolliryhmän nelipäinen reisilihas oli pidempään aktiivinen ja polven maksimaalinen fleksiokulma suurempi, mistä tutkijat päättelivät kontrollihenkilöiden vaimentavan kantaiskua tehokkaasti eksentrisen lihastyön avulla. Jatkossa on kuitenkin tärkeää selvittää, mikä on voimakkaan kantaiskun kliininen merkitys, koska on osoitettu kenkien eri pohjallismateriaalien vaimentavan iskukuormitusta merkittävästi (esim. Loy

& Voloshin 1991). Toisaalta voimalevyt ja ihon pinnalle tai luuhun kiinnitettävät kiihtyvyyssanturit arvioivat vain epäsuorasti niveleen ja nivelrustoon kohdistuvia impulsiivisia kuormituksia. Voihan olla, että kantauskijällä on tehokkaat luonnolliset vaimennusmekanismit (esim. luusto, jousto nivelistä ja kantapää rasvapatja), jotka estää rustoa vahingoittumasta. Mikäli hermo-lihasjärjestelmän toiminta on kuitenkin puutteellinen, aktiivinen lihastyö ei jarruta jalan liikettä tai proprioseptiikka on heikentynyt, kantauskijä on alttiimpi rustovaurioille muiden vaimennusominaisuuksien pysyessä samoina.

Jalkapohjan paineet. Tasamaakävelyissä suurimmat huippupaineet kohdistuivat kantapään alueelle (maks S1: 335 ± 60 kPa; S2: 380 ± 55 kPa). Maksimaalisen kävelyn erot portaiden laskuun muodostuivat suuriksi kantapään sensoreiden alueilla (128% ja 125%). Portaiden laskussa puolestaan jalan lateraaliosa kuormittui voimakkaimmin. Maksimaalisen kävelyn ja portaiden laskun välillä ei ollut tilastollista eroa kuin sensorin 23 kohdalla ($p < 0,001$). Suurimmat kuormitukset päkiän alla esiintyivät täysivauhtisessa kävelyssä. Perttunen ja Komi (2001) ovat aiemmin raportoineet huippupaineiden ylittävän 200 kPa kantapään, ensimmäisen metatarsaaliluun ja isovarpaan alueilla ennalta määrättyllä 1,94 m/s:n kävelynopeudella. Mielenkiintoinen havainto tässä tutkimuksessa oli jalkapohjan kuormituksen siirtyminen mediaalipuolelle kävelynopeuden noustessa. Perttunen ja Komi (2001) havaitsivat samankaltaisen mediaalisen siirtymän kävelynopeuden kasvaessa, mutta vain päkiän alueella. Eroa mediaalisiirtymässä ja maksimipaineissa voi osaltaan selittää se, että aiemmassa tutkimuksessa käytettiin 100 Hz:n keräystaajuutta ja pohjallisia, joissa oli vain 16 sensoria (23% pinta-alasta). Suurimmat kuormitukset havaittiin kuitenkin kantapään mediaalipuolella. Tämä tukee Perttusen ja Komin (2001) johtopäätöstä, että jalka evertoituu kantauskussa ja näin kuormitus siirtyy mediaalisivulle.

Huippupaineiden ajoittuminen suhteessa kontaktin keston toi hyvin esiin kävelyn ja porraskävelyn erot jalkapohjan kuormittumisen suhteen. Tasamaakävelyissä kantapään sensorit mittasivat huippupaineen 6,1-11,2% kohdalla. Viimeisenä huippupaineen saavuttivat ensimmäisen metatarsalin sekä isovarpaan sensorit. Portaiden laskussa päkiän ja jalan lateraaliosien sensoreiden maksimipaineet ilmenivät muita suorituksia huomattavasti aiemmin ($p < 0,001$). Sen sijaan portaita noustessa paine jakautuu tasaisemmin koko jalkapohjan alueelle alkuvaiheessa, sillä huippupaineet saavutettiin 25-45%:n aikana kantaosan alueella. Lopussa voimakas päkiä- ja varvastyöntö kohottavat jalan seu-

raavalle askelmalle. Silmiinpistävää oli kuitenkin suuret yksilölliset erot maksimipainoiden ajoittumisessa.

EMG. Tasamaa- ja porraskävely erosivat lihasaktiivisuusmalleiltaan selvästi toisistaan. Portaiden laskussa mediaalinen gastrocnemius oli voimakkaasti esiaktiivinen (norm, maks ja ylös: $p < 0,001$). Tämä onkin tärkeää, koska portaiden laskussa alaraajojen lihasten, lähinnä plantaarifleksorit ja nelipäinen reisilihas, pitää tehdä eksentristä lihastyötä potentiaalienergian absorboimiseksi. Toisaalta työntövaiheessa lihastyön merkitys on vähäisempi verrattaessa portaiden nousuun, missä lihastyön energia muutetaan potentiaalienergiaksi kehon painopisteen nostamiseksi seuraavalle askelmalle. Portaiden nousussa esiintyikin voimakkaat lihasaktiivisuudet varsinkin kontaktin alkuvaiheessa (79-86% MIVC:stä) VM- ja VL-lihaksissa. Edellä mainittujen vaiheiden tarkka rajausta on tulkinnanvaraista, koska porraskävelyssä AP-reaktiovoimat ovat pienet. Loppuvaiheessa kuitenkin plantaarifleksoreiden avulla ponnistetaan ylemmälle askelmalle, mikä näkyy voimakkaana lihasaktiivisuutena GM-lihaksessa (kuvassa 14, $n = 4$).

Tasamaakävelylle tyypillisiä piirteitä olivat VM- ja VL-lihasten esiaktiivisuus (maks vs. alas ja ylös: $p < 0,001$), minkä avulla pyritään jarruttamaan jalkaterän liike ennen kantaisua. Nelipäisen reisilihasen aktivaatio jatkui kuormitusvaiheessa, jolloin se pyrkii kontrolloimaan polvikulmaa (eksentrisen lihastyö). Biceps femoriskin on tärkeä polvinivelen tukija, joten sekin on voimakkaasti aktiivinen juuri ennen kantakontaktia. Työntövaiheessa GM-lihasen aktivaatio voimistuu aivan kuten portaiden nousussakin. Kaiken kaikkiaan lihasaktiivisuusmallit noudattivat tasamaa- ja porraskävelyssä aiemmin kirjallisuudessa esitettyjä malleja (McFadyen & Winter 1988; Winter 1988, 45-55). Olisi kuitenkin mielenkiintoista nähdä, missä vaiheessa tasamaakävelyn liikemalli muuttuu porraskävelyksi, kun nousukulmaa muutettaisiin asteittain. Riener ym. (2002) ovat esittäneet hypoteesin, että muutoksen täytyy tapahtua alle 24° :een nousu-/laskukulmalla. Tasamaakävelyssä ensin maahan osuu kantapää, kun taas porraskävelyssä kontaktin aloittaa päkiä. Tutkijoiden mielestä tämän kontaktin aloitusvaiheen muuttumisen täytyy liittyä jotenkin koko liikemallin vaihtumiseen. Luonnossa ala- ja ylämäet muistuttavat kuitenkin enemmän 'rampeja' kuin 'portaita'. Tällöin kontakti aloitetaan alamäessä kantapäällä ja vasta jyrkähkössä ylämäessä siirrytään päkiäkontaktiliikemalliin. Varsinkin alamäessä alaraajoihin kohdistuu tällöin todennäköisesti voimakkaita kompressio- ja hankausvoimia.

ASI. Absoluuttinen symmetriaindeksi osoitti, että tasamaakävelyn kinemaattisten ja kineettisten muuttujien välillä ei ollut epäsymmetriaa ($ASI = 3,6-9,5\%$). Porraskävelyssä sen sijaan todettiin epäsymmetriaa ($ASI = 4,1-39\%$) sekä kinemaattisissa että kineettisissä muuttujissa. Kaikkien tarkasteltujen sensorien alueella ylitettiin *ASI*:n raja-arvo 10% sekä tasamaa- että porraskävelyssä. Voidaankin todeta, että tasamaakävelyssä vasemman ja oikean jalan väliset erot ovat vähäiset kinemaattisissa ja kineettisissä muuttujissa, mutta porraskävelyssä epäsymmetria lisääntyy. Portaiden nousun ja laskun välillä ei pystytty osoittamaan epäsymmetrisyyseroja, sillä tutkituissa muuttujissa havaitut erot menivät ristikkäin. Stacoffin ym. (2004) tutkimuksessa normaalikävelyn *ASI*-arvoiksi saatiin 2-5%. (F_z -kuormitus 4,6%, F_z -työntö 3,1%, kontaktiaika 1,9%). Samassa tutkimuksessa laskettiin myös ensimmäistä kertaa porraskävelyn *ASI*-arvot, jotka olivat hieman suuremmat, 5-15%. Lisäksi portaiden laskussa epäsymmetria näytti kasvavan, mutta vertailu tehtiin vain kolmen muuttuja välillä. Tutkittujen kontaktien vähäinen määrä porraskävelyssä saattoi vaikuttaa siihen, että tässä tutkimuksessa ei havaittu portaiden nousun tai laskun välillä systemaattista eroa kävelyn symmetriassa.

Perttunen ja Komi (2001) selvittivät tasamaakävelyn symmetrisyyttä painepohjallisten ja voimalevyjen avulla. Heidän tutkimuksessaan epäsymmetriaa havaittiin vain jalkapohjan keskiosan alueella sekä huippupaineissa että ajallisissa muuttujissa, vaikka erot eivät muodostuneetkaan tilastollisesti merkitseviksi. Reaktivoimissakaan ei todettu epäsymmetriaa. Kävelynopeudella ei näyttänyt olevan vaikutusta raajojen väliseen symmetriaan. On kuitenkin huomattava, että Perttunen ja Komi (2001) käyttivät absoluuttisen symmetriaindeksin (*ASI*) sijasta Herzogin ym. (1989) symmetriaindeksin (*SI*) kaavaa, jossa positiiviset ja negatiiviset symmetriaindeksin arvot voivat kumota toisensa keskiarvostettaessa eri suoritusten ja koehenkilöiden välisiä symmetriaindeksejä. Kontaktien lukumäärä oli kuitenkin suurempi (vähintään 15) kuin tässä tutkimuksessa.

Tässä tutkimuksessa ei valitettavasti pystytty laskemaan suoritusten välistä vaihtelua koehenkilön sisällä ja arvioimaan sen perusteella mitattujen muuttujien toistettavuutta. Kävelymuuttujien toistettavuus koehenkilön sisällä on riippuvainen tutkittavasta muuttujasta ja siitä, tehdäänkö vertailu saman päivän aikana vai eri päivien välillä. Päivien välistä vaihtelua lisää mm. markkereiden asettelu uudelleen. Sagittaalitasoin kinemaattiset muuttujat ovat toistettavia sekä saman päivän aikana että eri päivien välillä tehdyissä mittauksissa. Niin ikään reaktivoimien toistettavuus on erinomainen sagittaalitasossa,

muttei niin hyvä frontaalitasossa. EMG-datan toistettavuus on parempi saman päivän sisällä kuin eri päivien välillä. Yksittäistä kävelytutkimusta voidaankin käyttää kliinissä työssä arvioimaan potilaan kävelysuoritusta. (Kadaba ym. 1989.) Porraskävelyn huippureaktivoimien variabiliteetti (CV) on 5-10%:n ja kuormitusnopeuden 10-15%:n luokkaa saman päivän sisällä (Stacoff ym. 2004). Yun ym. (1997) mukaan kinemaattiset ja kineettiset muuttujat porraskävelyssä ovat toistettavia etenkin sagittaalitasossa. Siirtymäaskeleet tasamaalta portaisiin ja päinvastoin ovat vähiten toistettavia.

8.2 Virhelähteet ja rajoitukset

Tasamaakävelyn muuttujat on laskettu yhdestä suorituksesta, joka sisälsi normaalikävelyssä keskimäärin 8,2 ja maksimaalisessa kävelyssä 6,4 askelta. Portaista keskiarvostettiin kahden suorituksen askeleet, mutta silti kontaktien yhteislukumäärä jäi alle kymmenen. Koehenkilöt kuitenkin totuttautuivat kuhunkin suoritukseen aina ennen varsinaista mittausta. Mittauksissa tutkittavat kävelivät yhtenäisen voimalevysarjan yli, joten heidän ei tarvinnut tähdätä askeliaan levyille. Lisäksi pitkä kävelytie (15 m) mahdollisti riittävän määrän jarrutus- ja kiihdytysaskelia, joita ei huomioitu tulosten analysoinnissa. Nämä tekijät parantavat datan luotettavuutta, koska voidaan ajatella mitattujen peräkkäisten kontaktien kuvaavan hyvin kutakin kävelysuoritusta. Koeasetelmassa suoritusjärjestystä ei satunnaistettu. Yksittäinen suoritus kesti kuitenkin vain 5-20 s, ja jokaisen tehtävän välillä pidettiin lepotaukoja. Väsymyksellä ei siten katsottu olevan juurikaan merkitystä tuloksiin, mutta sitä ei voida poissulkea.

Kuormitusnopeuden laskemiseen ei ole kirjallisuudessa yhtenäistä käytäntöä. Tässä tutkimuksessa kuormitusnopeus laskettiin kuormitusvaiheen vertikaalisen huippuvoiman ja sen saavuttamiseen kuluneen ajan suhteena. Fysikaalisesti tämä ei kuvaa käyrän muutosnopeutta. Toisaalta pystyvoima ei useinkaan nouse lineaarisesti, joten muutamiensa mittauspisteiden avulla laskettu suoran kulmakerroin voi yliarvioida todellista kuormitusnopeutta suuremmalla aikavälillä. Todellinen kuormitusnopeus tässä tutkimuksessa olisi todennäköisesti ollut suurempi, jos kuormitusnopeus olisi laskettu esim. Stacoffin ym. (2004) käyttämällä kaavalla $LR = 0,8 \times F_{z2}/\Delta t_f$, jossa Δt_f = aika $0,8 \times F_{z2}$:een nollatasosta. Tällöin vertikaalivoimakäyrä ei ehdi silmin havaittavasti juurikaan loiventua huippua kohden. Kantaiskun poisjättäminen kuormitusnopeuden määrittämisestä aliarvioi todellista impulsiivista kuormitusta. Tässä tutkimuksessa porrasvoimat suodatet-

tiin käyrään parhaiten sopivalla (Butterworth, cut off 4 Hz) suodattimella. Suodatus pienentää jonkin verran laskennallista voiman nousunopeutta. Porraskävelyissä ei mitattu kävelynopeutta. Suoritusten väliseen nopeusvertailuun käytettiin askeltiheyyttä, koska askelpituus on portaissa suhteellisen vakio.

Tutkimuksen koehenkilöaineisto koostui niveliltään terveistä ikääntyneistä (62 ± 8 v.) naisista ja miehistä. Tulosten yleistäminen koskemaan muita ikäryhmiä voi johtaa virhetulkintoihin. Aineiston koko ($n = 27$) ja keräystapa satunnaisotannalla väestökisteristä mahdollistavat kuitenkin tulosten vertailun saman ikäryhmän (52-79 v.) sisällä, kun kävelynopeuden vaikutus tuloksiin huomioidaan.

8.3 Johtopäätökset

Tässä työssä tutkittiin ikääntyneiden kävelyn biomekaniikkaa tasamaalla sekä portaissa ja verrattiin edellä mainittujen suoritusten kuormittavuutta tuki- ja liikuntaelimestön kannalta. Tutkimuksessa pureuduttiin myös kävelyn kantaiskuilmiöön sekä pohdittiin mekaanisen kuormituksen merkitystä nivelrikon etiologisena tekijänä. Tutkimuksen tulosten pohjalta voidaan vetää seuraavat loppupäätelmät:

- Tasamaa- ja porraskävely noudattavat erilaisia liikemalleja. Porraskävelyssä päkiä aloittaa kontaktin. Portaiden laskussa alaraajan lihakset joutuvat tekemään eksentristä lihastyötä kuormitusvaiheessa, kun taas portaiden nousussa nelipäinen reisilihas ja pohje työskentelevät konsentrisesti kehon painon nostamiseksi seuraavalle askelmalle. Tasamaakävelyssä reiden lihakset kontrolloivat jalan liikkettä ennen kontaktia.
- Portaiden laskussa esiintyvät voimakkaimmat vertikaaliset reaktivoimat ($1,52 \pm 0,21$ BW) ja maksimaalisessa kävelyssä nähdään suurimmat kuormitusnopeudet ($14,27 \pm 4,63$ BW/s) sekä AP-voimat ($0,27 \pm 0,50$ BW). Luonnollisella kävelynopeudella portaiden lasku on kuitenkin huomattavasti kuormittavampaa tuki- ja liikuntaelimestölle kuin normaalivauhtinen tasamaakävely.
- Osa ihmisistä voi kuormittaa alaraajojansa impulsiivisesti kävelyn kantaiskussa. Voimakas kantaisku johtuu osaksi siitä, että nelipäinen reisilihas ei jarruta jalan liikkettä vaan kantapää törmää alustaan hermo-lihasjärjestelmän koordinaatiovajakuksen takia.

- Tasamaakävely on symmetristä ASI (3-9%), mutta epäsymmetria kasvaa porraskävelyssä. Syynä tähän voi olla se, että porraskävely vaatii enemmän voimaa ja tasapainoa ja on siten haastavampi suoritus hermo-lihasjärjestelmälle.
- Kävelynopeus ja suhteellinen askelpituus riippuivat iästä. Kävelynopeus vaikuttaa selvästi sekä kinemaattisiin että kineettisiin muuttujiin, minkä vuoksi ikä ja kävelynopeus on kontrolloitava kävelytutkimuksissa, kun tehdään ryhmien välisiä vertailuja. Kävelynopeus pitää vakioda myös tehtäessä koehenkilön sisäisiä vertailuja suoritusten välillä.
- TULE-sairauksissa hermo-lihasjärjestelmän toiminta voi olla heikentynyt. Kävelyanalyysin avulla voidaan tutkia samanaikaisesti useilla eri menetelmillä ihmisen liikkumista, minkä vuoksi se on hyvä työkalu pyrittäessä etsimään hermo-lihasjärjestelmän toimintavajauksien syitä.
- Jatkossa pitäisi pitkittäistutkimusten avulla pyrkiä selvittämään erilaisten biomekaanisten tekijöiden vaikutus nivelrikon etiopatogeneesiin. Myös kantaiskuilmiön kliinisen merkityksen osoittaminen on tärkeä tulevaisuuden tutkimuskohde. Tutkimustyö tämän asian selvittämiseksi on jo käynnistynyt.

9 LÄHTEET

- Ala-Kokko, L. 2000. Kollageenien geenivirheet rusto- ja selkäsairauksissa. Suomen Lääkärilehti. 55 (18), 1967-1971.
- Al-Zahrani, K. S. & Bakheit, A. M. O. 2002. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and Rehabilitation*. 24 (5), 275-280.
- Andriacchi, T. P., Andersson, G. B., Fermier, R. W., Stern, D. & Galante, J. O. 1980. A study of lower limb mechanics during stair-climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 62A (5), 749-757.
- Andriacchi, T. P., Galante, J. O. & Fermier, R. W. 1982. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 64A (9), 1328-1335.
- Andriacchi, T. P. & Mikosz, R. P. 1991. *Muskuloskeletal dynamics, locomotion and clinical applications* Teoksessa: Mow, V., C. & Hayes, W. C. (toim.). *Basic Orthopaedic Biomechanics*. New York: Raven Press.
- Arokoski, J. P. A., Jurvelin, J. S., Väättäinen, U. & Helminen, H. J. 2000. Normal and pathological adaptations of articular cartilage to joint loading. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 10, 186-198.
- Arokoski, J. P. A., Lammi, M., Kiviranta, I., Jurvelin, J. S., Parkkinen, J., Hyttinen, M. M., Tammi, M. I. & Helminen H. J. 2001. Nivelrikon etiopatogeneesi. *Duodecim*. 117, 1617-1626.
- Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A. & Andriacchi, T. P. 2002. Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 10, 573-579.
- Bank, R. A., Bayliss, M. T., Lafeber, F. P., Maroudas, A. & Tekoppele, J. M. 1998. Aging and zonal variation in post-translational modification of collagen in normal human articular cartilage. *The Biochemical Journal*. 330 (Pt 1), 345-351.
- Besser, M. P., Kowalk, D. L. & Vaughan, C. L. 1993. Mounting and calibration of stairs on piezoelectric force platforms. *Gait and Posture*. 1, 231-235.

- Borden, L. S., Perry, J. E., Davis, B. L., Owings, T. M. & Grabiner, M. D. 1999. A Biomechanical evaluation of one-stage vs. two-stage bilateral knee athroplasty patients. *Gait and Posture*. 9, 24-30.
- Brandell, B. R. 1977. Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion. *American journal of Physical Medicine*. 56 (2), 59-74.
- Buckwalter, J. A. & Mankin, H. J. 1997. Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am.)* 79 (4), 612-632.
- Burks, R. T., Metcalf, M. H. & Metcalf, R. W. 1997. Fifteen-year follow-up of arthroscopic partial meniscectomy. *Arthroscopy*. 13 (6), 673-679.
- Cavanagh, P. R., Hewitt, F. G. Jr. & Perry, J. E. 1992. In-shoe plantar pressure measurement: a review. *Foot*. 2, 185-194.
- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E. & Stauffer, R. N. 1983. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level gait. *Journal of Biomechanics*. 16 (3) 219-233.
- Childs, J. D., Sparto, P. J., Fitzgerald, G. K., Bizzini, M. & Irrgang, J. J. 2004. Alterations in lower extremity movement and muscle activation patterns in individuals with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 19, 44-49.
- Christina, K. A. & Cavanagh, P. R. 2002. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. *Gait and Posture*. 15, 153-158.
- Collins, J. J. & Whittle, M. W. 1989. Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics*. 4, 179-187.
- Costigan, P. A., Deluzio, K. J. & Wyss, U. P. 2002. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait and Posture*. 16, 31-37.
- Dequeker, J., Boonen, S., Aerssens, J. & Westhovens, R. 1996. Inverse relationship osteoarthritis-osteoporosis: what is the evidence? What are the consequences? *British Journal of Rheumatology*. 35, (9) 813-818.
- DeVita, P. & Hortobágyi, T. 2003. Obesity is not associated with increased knee joint torque and power during level walking. *Journal of Biomechanics*. 36, 1355-1362.

- Dieppe, P. 1999. Osteoarthritis: time to shift the paradigm. This includes distinguishing between severe disease and common minor disability. *BMJ*. 318 (7194), 1299-1300.
- Felson, D. T. & Zhang, Y. 1998. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis & Rheumatism*. 41 (8), 1343-1355.
- Finley, F. R., Cody, K. A. & Finizie, R. V. 1969. Locomotion patterns in elderly women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 50, 140-146.
- Gardsen, L. R. & Bullock-Saxton, J. E. 1999. Joint reposition sense in subjects with unilateral osteoarthritis of the knee. *Clinical Rehabilitation*. 13, 148-155.
- Giakas, G & Baltzopoulos, V. 1997. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of symmetry and variability. *Gait and Posture*. 5, 189-197.
- Gillquist, J. & Messner, K. 1999. Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Medicine*. 27 (3), 143-156.
- Györy, A. N., Chao, E. Y. S. & Stauffer, R. N. 1976. Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 57 (12), 571-577.
- Haapala, J., Arokoski, J. P., Hyttinen, M. M., Lammi, M., Tammi, M., Kovanen, V., Helminen, H. J. & Kiviranta, I. 1999. Remobilization does not fully restore immobilization induced articular cartilage atrophy. *Clinical Orthopaedic and Related Research*. 362, 218-229.
- Helminen, H. J., Hyttinen, M. M., Lammi, M. J., Arokoski, J. P. A., Lapveteläinen, T., Jurvelin, J. S., Kiviranta, I. & Tammi, M. I. 2000. Regular joint loading in youth assists in the establishment and strengthening of the collagen network of articular cartilage and contributes to the prevention of osteoarthritis later in life: a hypothesis. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*. 18 (5), 245-257.
- Helminen, H. J., Arokoski, J. P. A. & Kiviranta, I. 2001. Polven ja lonkan nivelrikon ehkäisy –haavettako vain? *Suomen Lääkärilehti*. 56, (51-52), 5259-5256.
- Hennig, E. M. & Lafortune, M. A. 1991. Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sport Biomechanics*. 7, 303-309.

- Herzog, W., Nigg, B. M., Read, L. J. & Olsson, E. 1989. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and science in Sports and Exercise*. 21, 110-114.
- Hochberg, M. C., Altman, R. D., Brandt, K. D., Clark, B. M., Dieppe, P. A., Griffin, M. R., Moskowitz, R. W. & Schnitzer, T. J. 1995. Guidelines for the medical management of osteoarthritis. Part II. Osteoarthritis of the Knee. *Arthritis & Rheumatism*. 38 (11), 1541-1546.
- Hochberg, M. C. & Lethbridge-Cejku, M. 1997. Epidemiologic considerations in the primary prevention of osteoarthritis. Teoksessa Hamerman, D. (toim.) *Osteoarthritis. Public health implications for an aging population*. Baltimore: the John Hopkins University Press.
- Hurley, M. V. 1999. The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North America*. 25 (2), 283-298.
- Hurwitz, D. E., Hulet, C. H., Andriacchi, T. P., Rosenberg, A. G. & Galante, J. O. 1997. Gait Compensations in Patients with Osteoarthritis of the Hip and Their Relationship to Pain and Passive Hip Motion. *Journal of Orthopaedic Research*. 15 (4), 629-635.
- Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Case, J. P., Block, J. A. & Andriacchi, T. P. 2002. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *Journal of Orthopaedic Research*. 20 (1), 101-107.
- Hyttinen, M. M., Arokoski, J. P. A., Parkkinen, J. J., Lammi, M. J., Lapveteläinen, T., Mauranen, K., Kiraly, K., Tammi, M. I. & Helminen, H. J. 2001. Age matters: collagen birefringence of superficial articular cartilage is increased in young guinea-pigs but decreased in older animals after identical physiological type of joint loading. *Osteoarthritis Cartilage*. 9 (8), 694-701.
- Imms, F. J. & Edholm, O. G. 1981. Studies of gait and mobility in the elderly. *Age and Ageing*. 10 (3), 147-156.
- Jakobi, J. M. & Rice, C. L. 2002. Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. *Journal of Applied Physiology*. 93 (2), 457-462.

- Jefferson, R. J., Collins, J. J., Whittle, M. W., Radin, E. L. & O'Connor, J. J. 1990. The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. *Journal of Engineering in Medicine*. 204, 21-28.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J. Gorton, G. & Cochran, G. V. B. 1989. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 7, 849-860.
- Kato, Y., Chao, E. Y. S., Laughmann, R. K., Schneider, E & Morrey, B. F. 1983. Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. *Clinical Orthopedics*. 177, 23-33.
- Kaufman, K. R., Hughes, C., Morrey, B. F., Morrey, M. & An, K-N. 2001. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*. 34, 907-915.
- Kinoshita, H., Ogawa, T., Kuzuhara, K. & Ikuta, K. 1993. In vivo examination of the dynamic properties of the human heel pad. *International Journal of Sports Medicine*. 14 (6), 312-319.
- Kujala, U. M., Kettunen, J., Paananen H., Aalto, T., Battie, M. C., Impivaara, O., Sarna, S. & Videman, T. 1995. Knee osteoarthritis in former runners, soccer players, weight lifters and shooters. *Arthritis & Rheumatism*. 38 (4), 539-546.
- Lafortune, M. A. & Hennig, E. M. 1992. Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurement. *Clinical Biomechanics*. 7, 181-184.
- Lane, N. E. 1995. Exercise: a cause of osteoarthritis. *Journal of Rheumatology*, (suppl.). 43, 3-5.
- Larsson, L. E., Odenrick, P., Sandlund, B., Weitz, P. & Öberg, P. Å. 1980. The phases of the stride and their interaction in human gait. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 12 (3), 107-112.
- Lord, M. 1981. Foot pressure measurement: a review of methodology. *Journal of Biomedical Engineering*. 3 (2), 91-99.
- Loy, D. J. & Voloshin A. S. 1991. Biomechanics of stair walking and jumping. *Journal of Sports Sciences*. 9, 137-149.

- Manninen, P., Riihimäki, H., Heliövaara, M. & Suomalainen, O. 2001. Physical exercise and risk of severe knee osteoarthritis requiring arthroplasty. *Rheumatology*. 40 (4), 432-437.
- McAlindon, T. E., Felson, D. T., Zhang, Y., Hannan, M. T., Aliabadi, P., Weissman, B., Rush, D., Wilson, P. W. & Jacques, P. 1996a. Relation of dietary intake and serum levels of vitamin D to progression of osteoarthritis of the knee among participants in the Framingham study. *Annals of Internal Medicine*. 125 (5), 353-359.
- McAlindon, T. E., Jacques, P., Zhang, Y., Hannan, M. T., Aliabadi, P., Weissman, B., Rush, D., Levy, D. & Felson, D. T. 1996b. Do antioxidant micronutrients protect against the development and progression of knee osteoarthritis? *Arthritis & Rheumatism*. 39 (4), 648-656.
- McCrary, J. L., White, S. C. & Lifeso, R. M. 2001. Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait and Posture*. 14, 104-109.
- McFadyen, B. J. & Winter, D. A. 1988. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*. 21 (9), 733-744.
- Mero, A. & Komi, P. V. 1986. Force-, EMG- and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology*. 55, 553-561.
- Messier, S. P., Loeser, R. F., Hoover, J. L., Semble, E. L. & Wise, C. M. 1992. Osteoarthritis of the knee: Effects on gait, strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 73 (1), 29-36.
- Miyazaki, T., Wada, M., Kawahara, H., Sato, M., Baba, H. & Shimada, S. 2002. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Annals of Rheumatic Disease*. 61, 617-622.
- Mikesky, A. E., Meyer, A. & Thompson, K. L. 2000. Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *Journal of Orthopaedic Research*. 18 (2), 171-175.
- Mont, M. A., Mizner, D. L., Jones, L. C. & Hungerford, D. S. 1995. History of the contralateral knee after primary knee arthroplasty for osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics*. 321, 145-150.

- Murray, M. P., Kory, R. C. & Clarkson, B. H. 1969. Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology*. 24, 169-178.
- Murray, M. P., Mollinger, L. A., Gardner, G. M. & Sepic, S. B. 1984. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 2 (3), 272-280.
- Mündermann, A., Dyrby, C. O., Hurwitz, D. E., Sharma, L. & Andriacchi, T. P. 2004. Potential strategies to reduce medial compartment loading in patients with knee osteoarthritis of varying severity. Reduced walking speed. *Arthritis & Rheumatism* 50 (4), 1172-1178.
- Möckel, G., Perka, C., Labs, K. & Duda, G. 2003. The influence of walking speed on kinetic and kinematic parameters in patients with osteoarthritis of the hip using a force-instrumented treadmill and standardised gait speed. *Archives Of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 123, 278-282.
- Nadeau, S. McFadyen, B. J. & Malouin, F. 2003. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults over 40 years. What are the challenges compared to level walking? *Clinical Biomechanics* 18, 959-959.
- Nagaosa, Y., Mateus, M., Hassan, B., Lanyon, P. & Doherty, M. 2000. Development of a logically devised line drawing atlas for grading of knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 59 (8), 587-595.
- Nigg, B. M. & Skleryk, B. N. 1988. Gait characteristics of the elderly. *Clinical Biomechanics*. 3, 79-87.
- Noyes, F. R., Schipplein, O. D., Andriacchi, T. P., Saddemi, S. R. & Weise, M. 1992. The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment: an analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. *American Journal of Sports Medicine*. 20 (6), 707-716.
- O'Reilly, S., Jones, A. & Doherty, M. 1997. Muscle weakness in osteoarthritis. *Current Opinion in Rheumatology*. 9 (3), 259-262.
- Otsuki, T., Koji, N. & Okuno, M. 1999. Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthrosis of the knee before and after total knee arthroplasty. Gait analysis using a pressure measuring system. *Journal of Orthopaedic Science*. 4 (2), 99-105.

- Panush, R. S., Schmidt, C., Caldwell, J. R. 1986. Is Running associated with degenerative joint disease? *The Journal of the American Medical Association*. 255 (9), 1152-1154.
- Perry, J. 1992. *Gait Analysis. Normal and Pathological Gait*. Thorfare: SLACK Incorporated.
- Perttunen, J. 2002. *Foot Loading in Normal and Pathological Walking (väitöskirja)*. Jyväskylä: Jyväskylän yliopisto.
- Perttunen, J. & Komi, P. V. 2001. Effect of walking speed on foot loading patterns. *Journal of Human Movement Studies*. 40, 291-305.
- Perttunen, J., Anttila, E., Södergård, J., Merikanto, J. & Komi, P. V. 2004. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 14 (1), 49-56.
- Radin, E. L. 1976. Mechanical Aspects of Osteoarthritis. *Bulletin on The Rheumatic Diseases*. 26, 862-865.
- Radin, E. L., Paul, I. L. & Rose, R. M. 1972. Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. *Lancet*. i, 519-521.
- Radin, E. L., Parker, H. G., Pugh, J. W., Steinberg, R. S., Paul, I. L. & Rose, R. M. 1973. Response of joints to impact loading. II — Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *Journal of Biomechanics*. 6, 51-57.
- Radin, E. L., Whittle, M. W., Yang, K. H., Jefferson, R. J., Rodgers, M. M., Kish, V. L. & O'Connor, J. J. 1986. The heelstrike transient, its relationship with the angular velocity of the shank, and the effect of quadriceps paralysis. *Teoksessa Lantz, S. H. & King, A. I. (toim.) Advances in Bioengineering*. New York: American Society of Mechanical Engineers.
- Radin, E. L., Yang, K. H., Riegger, C., Kish, V. L. & O'Connor, J. J. 1991. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research*. 9, 398-405.
- Riener, R., Rabuffetti, M. & Fricco, C. 2002. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait and Posture*. 15, 32-44.

- Rockborn, P. & Gillquist, J. 1996. Long-term results after arthroscopic meniscectomy. The role of preexisting cartilage fibrillation in a 13 year follow-up of 60 patients. *International Journal of Sports Medicine*. 17 (8), 608-613.
- Roos, H., Lauren, M., Adalberh, T., Roos, E. M., Jonsson, K. & Lohmander, L. S. ym. 1998. Knee osteoarthritis after meniscectomy: prevalence of radiographic changes after twenty-one years, compared with matched controls. *Arthritis & Rheumatism*. 41 (4), 687-693.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M. & Claes, L. 1994. Effect of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait and posture*, 2, 191-197.
- Rutherford, O. M., Jones, D. A. & Newham, D. J. 1986. Clinical and experimental application of the precutaneous twitch superimposition technique for the study of human muscle activation. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*. 49 (11), 1288-1291.
- Savvidis, E. & von der Decken, C. B. 1999. Kräfte an den Fußsohlen beim Treppengang von gesunden und von Coxarthrose-erkrankten Menschen. *Biomedizinische Technik*. 44 (4), 98-103.
- Schiller, A. L. 1995. Pathology of osteoarthritis factors. Teoksessa: Kuettner, K. E. & Goldberg, V. M. (toim.). *Osteoarthritic disorders*. Kalifornia: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Schipplein, O. D. & Andriacchi, T. P. 1991. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 9, 113-119.
- Schnitzer, T. J., Popovich, J. M., Andersson, G. B. J. & Andriacchi, T. P. 1993. Effect of piroxicam on gait in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis & Rheumatism*. 36 (9), 1207-1213.
- Schumacher, D. P. F. 1995. Final report: Checking the measuring technical characteristics of the Parotec pressure distribution measuring system. München, Germany. TUV Product Service.
- SENIAM 8. European recommendations for surface electromyography. 1999. Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorstklug, C. & Hägg, G. ISBN 90-75452-15-2.

- Sharma, L., Pai, Y., Holtkamp, K. & Rymer, W. 1997. Is knee joint proprioception worse in the arthritic knee versus the unaffected knee in unilateral knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* 40 (8), 1518-1525.
- Sharma, L., Hurwitz, D. E., Thonar, E. J., Sum, J. A., Lenz, M. E., Dunlop, D. D., Schnitzer, T. J., Kirwan-Mellis, G. & Andriacchi, T. P. 1998. Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*. 41 (7), 1233-1240.
- Sharma, L. Dunlop, D., Cahue, S., Song, J. & Hayes K. W. 2003. Quadriceps strength and osteoarthritis progression in malaligned and lax knees. *Annals of Internal Medicine*. 138, 613-619.
- Simon, S. R., Paul, I. L., Mansour, J., Munro, M., Abernethy, P. J. & Radin, E. L. 1981. Peak dynamic force in human gait. *Journal of Biomechanics*. 14, 817-822.
- Slemenda, C., Brandt, K. D., Heilman, D. K., Mazzuca, S., Braunstein, E. M., Katz, B. P. & Wolinsky, F. D. 1997. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Annals of Internal Medicine* 127 (2), 97-104.
- Soames, R. W. 1985. Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*. 7 (2), 120-126.
- Soames, R. W. & Richardson, R. P. S. 1985. Stride length and cadence: their influence on ground reaction forces during gait. Teoksessa: Winter, D. A., Norman, R. W., Wells, R. P., Hayes, K. C. & Patla, A. E. (toim.). *Biomechanics IX-A*, 406-410. Champaign: Human Kinetics Publishers.
- Soderberg, G. L. & Knutson L. M. 2000. A Guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*. 80 (5). 485-498.
- Spector, T. D., Cicuttini, F., Baker, J., Loughin, J. & Hart, D. J. 1996. Genetic influences on osteoarthritis: a twin study. *British Medical Journal*. 312 (7036), 940-943.
- Stacoff, A. Diezi, C., Luder, G., Stüssi, E. & Kramers-de Quervain, I. A. 2004. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait and Posture*. Painossa.
- Stauffer, R. N., Chao, E. Y. S. & Györy, A. N. 1977. Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. *Clinical Orthopaedics*. 126, 246-255.

- Suomen Reumaliitto. 2004. Kansainväliset TULES-vuosikymmenen tavoitteet. Luettavissa: <http://www.tules-vuosikymmen.org/tavoitteet.html>. Luettu 19.9.2004.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L. & O'Connor, J. C. 1999. *Dynamics of Human Gait*. 2. painos. Cape Town: Kiboho Publishers.
- Voloshin, A. & Wosk, J. 1982. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*. 15 (1), 21-27.
- Winter, D. A. 1988. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. 2. painos. Ontario: University of Waterloo Press.
- Winter, D. A. & Yack, H. J. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 67 (5), 402-411.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S. & Walt, S. E. 1990. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*. 70 (6), 340-347.
- Winter, D. A., Fuglevand, A. J. & Archer, S. E. 1994. Cross-talk in surface electromyography: theoretical and practical estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 4, 15-26.
- Yu, B., Growney, E. S., Schultz, F. M. & An, K-N. 1996. Calibration of measured center of pressure of a new stairway design for kinetic analysis of stair climbing. *Journal of Biomechanics*. 29 (12), 1625-1628.
- Yu, B., Kienbacher, T., Growney, E. S., Johnson, M. E. & An, K-N. 1997. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. *Journal of Orthopaedic Research*. 15, 348-352.
- Zachazewski, J. E. & Riley, P. O. 1993. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 30 (4), 412-422.

LIITE 1: TUTKIMUSTIEDOTE

Hyvä Jyväskylän alueella asuva 50-80 -vuotias nainen tai mies,

Jyväskylän yliopistossa on käynnissä nivelrikkotutkimus ”Ikääntyneiden polvinivelrikkopotilaiden biomekaaninen toiminta-analyysi”. Tutkimuksessa pyritään löytämään muutokset, joita polvinivelrikko aiheuttaa tavallisessa kävelyssä ja portaissa liikkumisessa. Suomessa nivelrikosta kärsii noin 400000 ihmistä, joten sairaus on merkittävä kansanterveydellinen ongelma maassamme. Niveliltään terveiden ryhmän tarvitsemme jyvaskyläläisiä 50-80-vuotiaita naisia ja miehiä. Väestörekisteriotannassa arpa osui Teihin. Olette sopiva tutkimukseen, mikäli täytätte alla olevat kriteerit:

1. Teillä ei ole pitkäaikaisia kipuja lonkka- tai polvinivelissä ja aikaisemmin mahdollisesti otetuissa polvi- ja lonkkaröntgen-kuvissa ei ole todettu nivelrikkoa.
2. Teillä ei ole ollut merkittäviä alaraajoihin tai selkärankaan kohdistuneita vammoja (kuten nivelsidevammoja ja murtumia), leikkauksia, muita sairauksia (kuten niveltulehduksia) tai rakenteellisia poikkeavuuksia.
3. Teillä ei ole kivuliasta tai toimintakykyä haittaavaa kroonista selkäsairautta, kuten alaraajoihin säteilevää iskiasoireyhtymää, spinaalistennoosia, vaikeasteista lanneranka-nivelrikkoa tai todettu nivel- tai selkärankareumaa.
4. Teillä ei ole ollut aivoverenkiertohäiriöitä tai sairastettuja halvauksia tai katkokävelyoiretta tai todettua alaraajojen valtimoiden kovettumatautia.

Tutkimus toteutetaan Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laboratoriossa touko-kesäkuussa 2002. Teille tehdään aluksi lääkärin toimesta terveystarkastus, jossa selvitetään tarkemmin tuki- ja liikuntaelimistönne tilanne ja soveltuvuutenne tutkimukseen. Jos tuossa yhteydessä tehdyssä lääkärintutkimuksessa katsomme, että olette sopiva ja halukas tutkimukseen, Teiltä pyydetään tuolloin kirjallinen suostumus.

Varsinaisessa tutkimuksessa alaraajojen ihon pinnalle asetetaan elektrodit pintaEMG-mittausta varten. Tutkimus alkaa toiminnallisella kävelyanalyysillä, johon kuuluvat istumasta nousu, tasamaakävely ja porraskävely. Lopuksi mitataan reisilihasten voima sekä määritetään ultraäänellä ulomman reisilihaksen paksuus. Kävelytutkimus kestää kaiken kaikkiaan muutaman tunnin. Tutkimukseen hyväksytyiltä otetaan lisäksi Keski-Suomen keskussairaalassa polvinivelen röntgenkuva, minkä aiheuttama säteilyrasitus on vähäinen. PintaEMG- ja ultraäänitutkimus ovat täysin kivuttomia ja vaarattomia. Tutkimus on hyväksytty Keski-Suomen keskussairaalan eettisessä toimikunnassa. Teillä on oikeus kieltäytyä tutkimuksesta tai keskeyttää tutkimus missä vaiheessa tahansa ilman seuraamuksia. Kaikki antamanne tiedot käsitellään luottamuksellisesti. Tutkittavat on vakuutettu tutkimuksen ajan.

Tutkimukseen osallistumisesta emme valitettavasti pysty maksamaan palkkiota tai matkakorvauksia. Tutkimus antaa Teille kuitenkin tiedon reisilihasten ja alaraajojen nivelten tämän hetkisestä kunnosta. Samalla olette mukana työssä, jossa pyritään löytämään nivelrikon ehkäisyyn ja konservatiiviseen hoitoon tähtävää tutkimustietoa. Jatkuu

Jatkuu

Mikäli katsotte olevanne sopiva tutkimukseen ja olette kiinnostunut osallistumaan tutkimuksemme, ottakaa yhteyttä viikon sisällä Jari Arokoskeen tai Vesa Lepolaan (yhteystiedot seuraavalla sivulla). Tarvittaessa lisätietoja tutkimuksesta antaa myös Tuomas Liikavainio (yhteystiedot seuraavalla sivulla).

Tuomas Liikavainio
liikunta- & lääketieteen yo
puh. 050-3668873
Koskenharjuntie 1 A2
40200 Jyväskylä
liikavai@hytti.uku.fi

Juha Isolehto
Tutkija
Jyväskylän yliopisto
puh. 014-2602084
juha.isolehto@kolumbus.fi

Jari P. A. Arokoski
dosentti, ma. fysiatrian professori
Oulun yliopisto
puh. 040-7362721
jari.arokoski@ppshp.fi

Jarmo Perttunen
Tutkija, LitM
Jyväskylän yliopisto
puh. 014-2602055
jarmop@maila.jyu.fi

Heikki J. Helminen
Professori
Kuopion yliopisto
puh. 017-163000
heikki.helminen@uku.fi

Paavo V. Komi
Professori
Jyväskylän yliopisto
puh. 014-2602073
komi@maila.jyu.fi

Vesa Lepola
LT, liikuntalääketieteen erikoislääkäri
puh. 014-691811
vesa.lepola@ksshp.fi

Ilkka Kiviranta
Ortopedi, ylilääkäri
puh. 014-691811
ilkka.kiviranta@ksshp.fi

Tutkimuspaikkojen yhteystiedot:

Neuromuscular Research Center
Liikuntabiologian laitos
Jyväskylän yliopisto
PL 35 40351 Jyväskylä
Käyntiosoite: Rautpohjankatu 8

Kirurgian klinikka
Keski-Suomen keskussairaala
Keskussairaalan tie 19
40640 Jyväskylä

LIITE 2: SUOSTUMUSASIAKIRJA

Jyväskylän yliopistossa liikuntabiologian laboratoriossa on aloitettu nivelrikkotutkimus ”Ikääntyneiden polvinivelrikkopotilaiden biomekaaninen toiminta-analyysi”. Tutkimuksessa pyritään löytämään muutokset, joita polvinivelrikko aiheuttaa tavallisessa kävelyssä ja portaissa liikkumisessa.

Varsinaisessa tutkimuksessa alaraajojen ihon pinnalle asetetaan elektrodit pintaEMG-mittausta varten. Tutkimus alkaa toiminnallisella kävelyanalyysillä, johon kuuluvat istumasta nousu, tasamaakävely ja porraskävely. Lopuksi mitataan reisilihasten voima sekä määritetään ultraäänellä ulomman reisilihaksen paksuus. Tutkimukseen hyväksytyiltä otetaan lisäksi Keski-Suomen keskussairaалassa polvinivelen röntgenkuva, minkä aiheuttama säteilyrasitus on vähäinen. PintaEMG- ja ultraäänitutkimus ovat täysin kivuttomia ja vaarattomia. Tutkimus on hyväksytty Keski-Suomen keskussairaalan eettisessä toimikunnassa.

Tutkimukseen osallistuminen on täysin vapaaehtoista. Tutkittavalla on oikeus keskeyttää testit ja kieltäytyä mittauksista, ilman että siitä aiheutuu mitään seuraamuksia. Tutkittavalla on oikeus kysyä missä vaiheessa tahansa lisätietoja tutkimuksesta. Tutkimuksessa saadut tiedot tulevat ainoastaan tutkijaryhmän käyttöön ja saadut tulokset raportoidaan nimettöminä tilastollisina ryhminä, joista yksittäisten henkilöiden tietoja on mahdoton erottaa. Tutkittavat on vakuutettu tutkimuksen ajan.

Olen perehtynyt tämän tutkimuksen tarkoitukseen ja sisältöön, tutkittaville aiheutuviin mahdollisiin haittoihin sekä tutkittavien oikeuksiin. Olen terve ja suostun osallistumaan tutkimukseen minulle annettujen ohjeiden mukaisesti.

tutkittavan nimi

syntymäaika

allekirjoitus

paikka, pvm

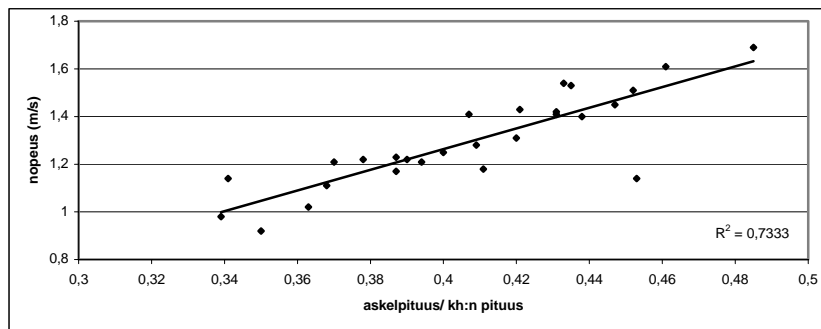
tutkittavan osoite ja puhelinnumero

suostumuksen vastaanottaja

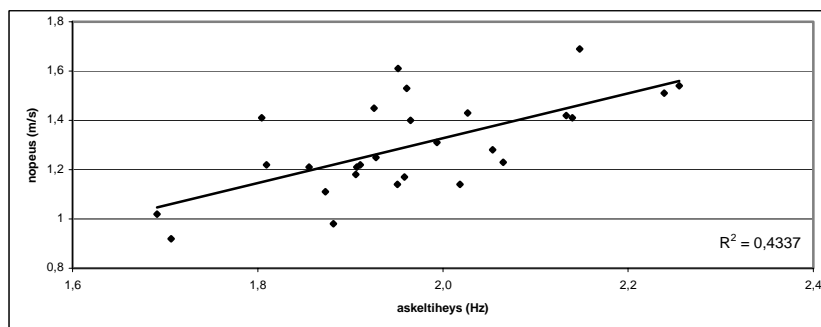
paikka, pvm

nimen selvennys

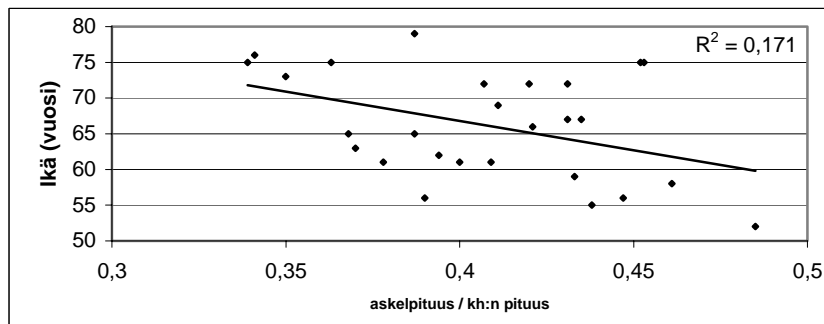
LIITE 3.



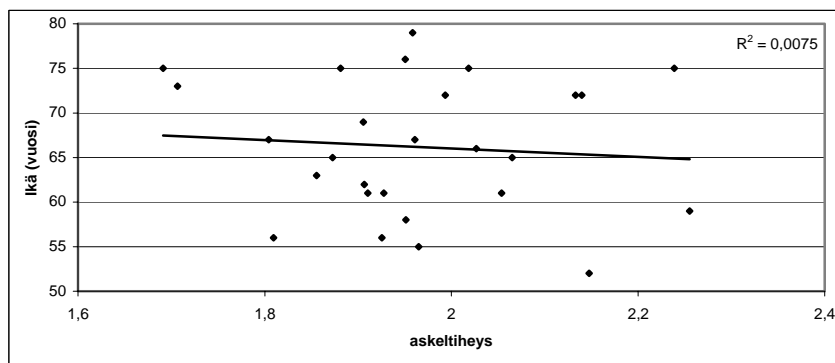
A.



B.



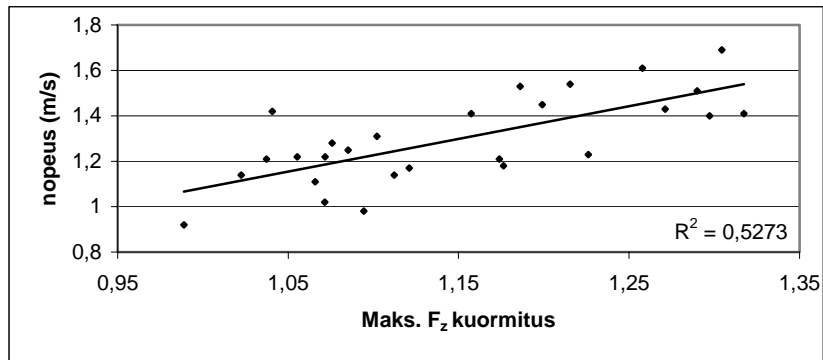
C.



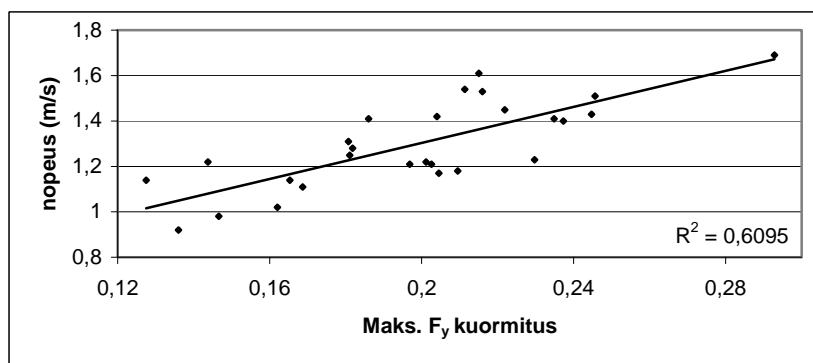
D.

KUVA 15. Omavalintaisen kävelynopeuden ja koehenkilön pituuteen suhteutetun askelpituuden (a.) sekä askeltiheyden (b.) välinen riippuvuus. Iän ja koehenkilön pituuteen suhteutetun askelpituuden (c.) sekä askeltiheyden (d.) välinen riippuvuus. Tarkemmat tiedot tekstissä.

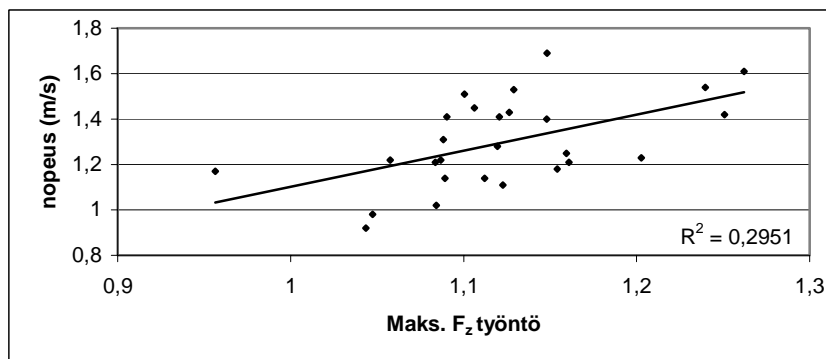
LIITE 4.



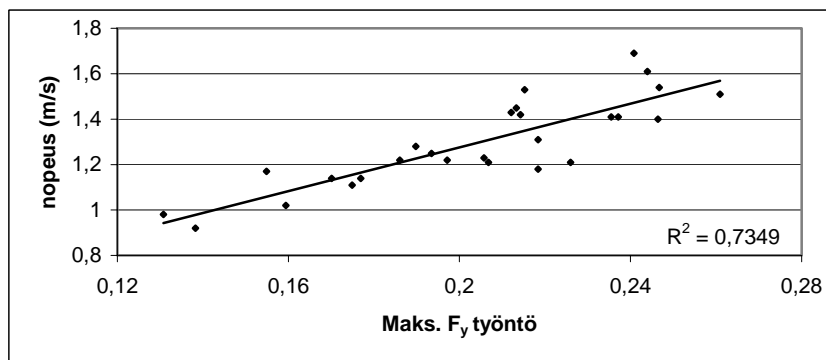
A.



B.

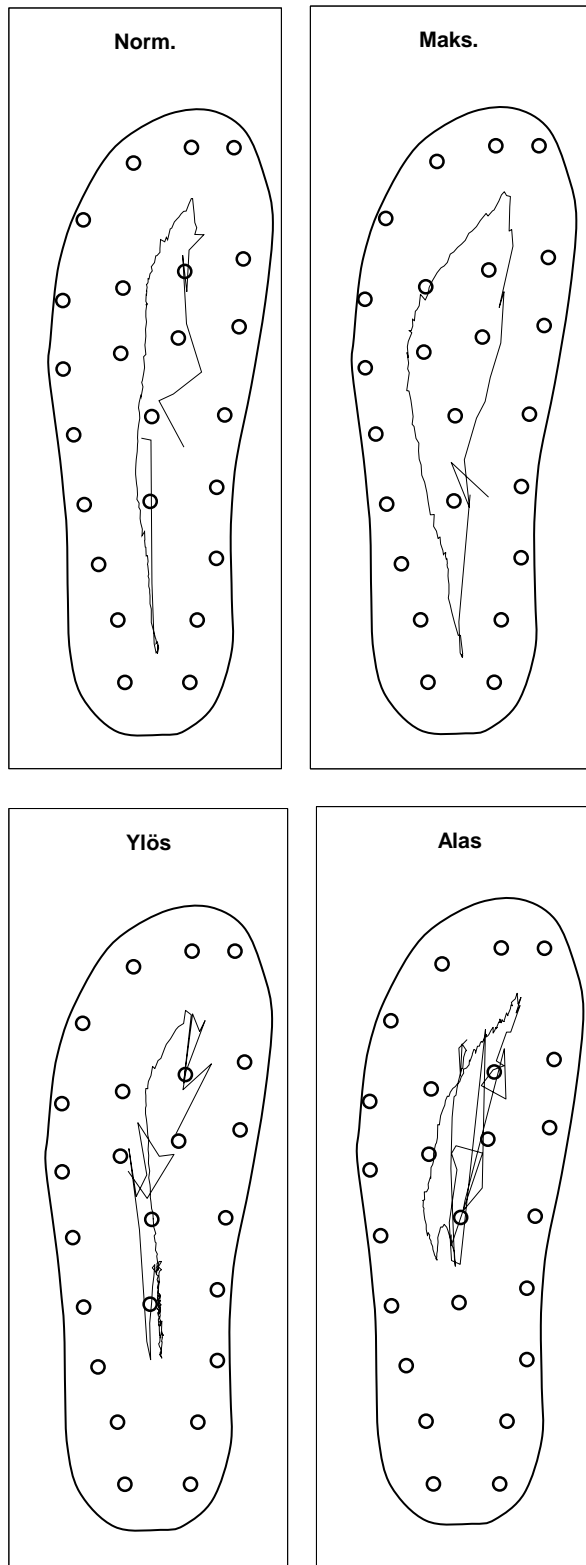


C.



D.

KUVA 16. Omavalintaisen kävelynopeuden ja kuormitusvaiheen pysty- (a.) sekä AP-voiman (b.) välinen riippuvuus. Kuvissa c. ja d. vastaavat riippuvuudet työntövaiheesta.

LIITE 5.

KUVA 17. Esimerkki painekeskipisteen kulkemasta radasta yhdeltä koehenkilöltä tasamaa- ja porraskävelyistä. Portaisissa painekeskipiste on enemmän päkiällä ja maksimaalisessa kävelyssä voidaan nähdä lievä mediaalisiirtymä.