

TEKONIVELLEIKATTUJEN NAISTEN KÄVELYN LIIKE-  
ANALYYSI ENNEN LEIKKAUSTA JA 12 KUUKAUTTA  
LEIKKAUKSEN JÄLKEEN

Jarmo Vesa

Pro gradu – seminaarityö  
Biomekaniikka  
Kevät 2013  
Liikuntabiologian laitos  
Jyväskylän yliopisto  
Työn ohjaaja: Janne Avela

## ***TIIVISTELMÄ***

**Vesa, Jarmo, 2013. Polven tekonivelleikkattujen naisten kävelyn liikeanalyysi ennen leikkausta ja 12 kuukautta leikkauksen jälkeen. Biomekaniikan pro gradu –seminaarityö. Liikuntabiologian laitos. Jyväskylän yliopisto, 65 s.**

Kävelyn biomekaniikkaa on tutkittu paljon. Myös polven tekonivelleikkauksen vaikutuksista kävelyyn on olemassa tutkimustietoa. Sen sijaan tutkimustietoa pitkäaikais seurannasta tekonivelleikkauksen jälkeen on vähän. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää eroja kävelyn liikeanalyysissä ennen ja 12 kuukautta leikkauksen jälkeen.

Koehenkilöinä toimi kahdeksan naista, joille tehtiin polven tekonivelleikkaus Keski-Suomen keskussairaalassa. Tutkittavina muuttujina olivat spatiotemporaaliset muuttujat, alustan reaktivoimat, nivelkulmat ja polvinivelten kulmanopeudet. Tilastolliset analyysit suoritettiin Microsoft Officen 2003 Excel-ohjelman parittaisella t-testillä.

12 kuukautta leikkauksen jälkeen koehenkilöiden kävelynopeus kasvoi tilastollisesti merkitsevästi (ennen leikkausta 0.85 m/s ja 1.12 m/s leikkauksen jälkeen), samoin ei-leikatun ja leikatun raajan askelparin pituus ja askelpituus kasvoivat. Myös tukialue (heilahtaako jalka eteenpäin vai jääkö jalka vartalon alle) heilahduksen jälkeen kasvoi molemmissa raajoissa leikkauksen jälkeen. Kontaktiajat ja jarrutusvaiheen kestot lyhenivät sekä ei-leikatussa että leikatussa raajassa. Kiihdytysvaiheen kesto lyheni sekä ei-leikatussa että leikatussa raajassa. Kaksoistukivaiheen kesto lyheni sekä ei-leikatussa ja leikatussa raajassa. Heilahdusvaiheen kesto lyheni leikatussa raajassa. Askeltiheys kasvoi sekä ei-leikatussa että leikatussa raajassa. Kinemaattisista muuttujista ei-leikatun raajan varvastyöntövaiheen polvikulma kasvoi ja lonkkakulma pieneni. Leikatussa raajassa nilkkakulma kasvoi kantaiskuvaiheessa ja polvikulma varvastyöntövaiheessa. Kulmanopeudet kasvoivat sekä leikatussa että leikatussa raajassa. Kineettisistä muuttujista ei-leikatun raajan kiihdytysvaiheen vertikaalivoima kasvoi, samoin leikatun raajan jarrutusvaiheen vertikaalivoima. Maksimaalisessa isometrisessä voimassa ja symmetriaindeksissä ei tapahtunut tilastollisesti merkitseviä muutoksia.

Polvinivelen tekonivelleikkauksella tämän tutkimuksen mukaan on vaikutusta kävelyyn ja sitä kautta toimintakykyyn. Kävelyn epäsymmetriaa koehenkilöt kompensoivat ennen leikkausta hitaammalla kävelyvauhdilla, tosin aikaisemmat tutkimukset ovat saaneet erisuuntaisia tutkimustuloksia.

Avainsanat: tekonivel, kävely, kinematiikka, kinetiikka.

## Sisältö

|  |    |
|--|----|
| TIIVISTELMÄ .....  | 2  |
| 1 JOHDANTO .....   | 5  |
| 2 KÄVELYSYKLI .....  | 7  |
| 2.1 Kävelysyklin vaiheet.....                                  | 7  |
| 2.2 Reaktivoimat (GRF).....                                    | 8  |
| 2.2.1 Pystyvoimat.....   | 9  |
| 2.2.2 Vaakavoimat .....  | 9  |
| 2.3. Kinematiikka .....  | 10 |
| 2.4 Ikääntymisen vaikutukset kävelyy.....                      | 12 |
| 2.5 Kävelyn symmetrisyys .....                                 | 14 |
| 3 POLVEN NIVELRIKON ETIOPATOGENEESI JA TEKONIVELLEIKKAUS ..... | 15 |
| 3.1 Polvinivel .....   | 15 |
| 3.2 Nivelrikko sairautena .....                                | 16 |
| 3.3 Nivelrikon riskitekijät .....                              | 17 |
| 3.3.1 Systemiset riskitekijät .....                            | 17 |
| 3.3.2 Paikalliset riskitekijät.....                            | 18 |
| 3.4 Polven nivelrikko ja isometrinen voima .....               | 20 |
| 3.5 Polven nivelrikko ja toimintakyky .....                    | 21 |
| 3.6 Polven tekonivelleikkaus .....                             | 22 |
| 4 TEKONIVELEN VAIKUTUKSET KÄVELYYN JA LIHASVOIMAAN.....        | 25 |
| 4.1 Kävely .....   | 25 |
| 4.2 Lihasvoima kävelyssä .....                                 | 26 |
| 4.3 Proprioseptiivinen järjestelmä.....                        | 27 |

|  |    |
|--|----|
| 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT.....               | 29 |
| 5.1 Tutkimuksen tarkoitus.....                                 | 29 |
| 5.2 Tutkimusongelmat .....                                     | 29 |
| 6 TUTKIMUSASETELMA JA TIEDON KERÄYS .....                      | 30 |
| 6.1 Koehenkilöt.....   | 30 |
| 6.2 Tutkimusasetelma .....                                     | 30 |
| 6.3 Mittaustilanteen kuvaus .....                              | 31 |
| 6.4 Analysointi .....  | 32 |
| 6.5 Tilastolliset analyysit .....                              | 33 |
| 7 TULOKSET .....   | 34 |
| 7.1 Spatiotemporaaliset muuttujat.....                         | 34 |
| 7.2 Kinemaattiset muuttujat .....                              | 38 |
| 7.3 Kineettiset muuttujat .....                                | 40 |
| 7.4 Maksimaalinen isometrinen voima .....                      | 41 |
| 7.5 Symmetriaindeksi.....                                      | 42 |
| 8 POHDINTA .....   | 43 |
| 8.1 Spatiotemporaaliset muuttujat.....                         | 43 |
| 8.2 Kinemaattiset muuttujat .....                              | 45 |
| 8.3 Kineettiset muuttujat .....                                | 46 |
| 8.4 Maksimaalinen isometrinen ojennus- ja koukistusvoima ..... | 47 |
| 8.5 Symmetriaindeksi.....                                      | 47 |
| 8.6 Yhteenveto .....   | 48 |
| LÄHDELUETTELO.....   | 49 |

# 1 JOHDANTO

Viime vuosikymmen julistettiin tuki- ja liikuntaelinsairauksien (TULES) vuosikymmeneksi (Bone and Joint Decade). Julistuksella oli Yhdistyneiden Kansakuntien (YK) ja Maailman Terveysjärjestön (WHO) tuki. TULE-sairauksista kärsii maailmassa yli 400 miljoonaa ihmistä. Noin miljoona suomalaista kärsii TULE-oireista ja heistä joka neljännellä arkitoiminnoista suoriutuminen on vaikeutunut. TULE-sairaudet aiheuttavat huomattavaa haittaa ja kipua sekä toimintakyvyn vajausta yksilölle. Lisäksi TULE-sairaudet aiheuttavat paljon kustannuksia yhteiskunnalle, sillä tuki- ja liikuntaelimestön vaivat ovat edelleen yleisin lääkäriissä käynnin ja toiseksi yleisin työkyvyttömyyseläkkeiden syy Suomessa. Suomalaisten ikääntymisen myötä tuki- ja liikuntaelimestön vaivat tulevat vain lisääntymään. (Suomen Reumaliitto 2010a.)

Nivelrikko eli artroosi on yleisin nivelsairaus. Nivelrikkoa esiintyy tavallisesti yli 50-vuotiailla, kyseessä on siis ikääntymiseen liittyvä ilmiö. Nivelrikko vaikuttaa maailmanlaajuisesti suureen osaan ihmiskuntaa. Nivelrikon esiintyvyys kasvaa dramaattisesti teollistuneissa maissa. (Helewa & Walker, 1996; 9-18) Esimerkiksi Kanadassa vuodesta 1991 nivelrikon esiintyvyyden on arvioitu lisääntyvän 2.9 miljoonasta 6.9 miljoonaan vuoteen 2031 mennessä, kasvua 124 %. (Badley & Wang, 1998) Nivelrikkomuutosten syitä tunnetaan vielä puutteellisesti. Tutkimusten mukaan nivelkuormituksella, esimerkiksi fyysisesti raskaalla ammatilla tai harrastuksella sekä elintavoilla, kuten ylipainoisuudella ja huonolla lihaskunnolla, on vaikutus nivelrikon alkamisprosessiin. Lisäksi yliliikkuvilla nivelillä ja perintötekijöillä on todettu olevan jonkinasteinen osuus nivelrikon syntyyn.

Nivelrikon hoito muodostuu niveliä säästävien työ- ja elämäntapojen omaksumisesta, apuvälineiden käytöstä, lääkehoidosta, liikunnasta ja viimeisenä keinona keinonivelleikkauksesta. (Suomen Reumaliitto 2010a.) Polven tekonivelleikkaus tehdään, mikäli potilaan oma nivel on tuhoutunut nivelrikon takia. Leikkauksen tavoitteena on kivuttomuus, nivelen liikealueen lisääminen tai säilyttäminen ja yleisen liikealueen lisääminen. Tuhoutunut nivel korvataan leikkauksessa keinotekoisella nivelellä. Onnistuneen

polven tekonivelleikkauksen jälkeen nivel on yleensä kivuton tai lähes kivuton. (Suomen Reumaliitto 2010b.)

Leikatuista potilaista yli 90 prosentille voidaan antaa hyvä ennuste 10 vuoden ajaksi. Polven tekonivelleikkauksessa vaurioituneet nivelpinnat korvataan tekonivelellä. Jos nivelrikko on vaurioittanut vain osaa polvinivelestä, voidaan käyttää polven puolitekoniveltä. Tarvittaessa tekonivelet voidaan asettaa molempiin polviin saman leikkauksen aikana. Tekonivel valmistetaan kobolttikromista, titaatista ja polyeteenimuovista. Uusintaleikkaus on tarpeellinen, jos tekonivelen osa irtoaa tai rikkoutuu tai muoviosa kuluu loppuun. Leikkaus voi epäonnistua myös bakteeri-infektion seurauksena. Tällöin tekonivel yleensä joudutaan poistamaan ja infektion parannuttua asennetaan uusi. Vuosien kuluessa polvessa voi tuntua rasituskipua proteesin osien irrotessa, mutta useimmiten uuden proteesin asettaminen on mahdollista.

Polven nivelrikon ja tekonivelleikkauksen vaikutuksia kävelyyn on tutkittu paljon. Kuitenkin omalla kävelyvauhdilla tehtyjä tutkimuksia on vähän. Tämän tutkimuksen tarkoituksena on arvioida muutoksia tekonivelleikattujen naisten vapaasti valitun (self selected) kävelynopeuden muutosta ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen. Lisäksi selvitetään kävelyn epäsymmetriaa ennen ja jälkeen leikkauksen.

## 2 KÄVELYSYKLI

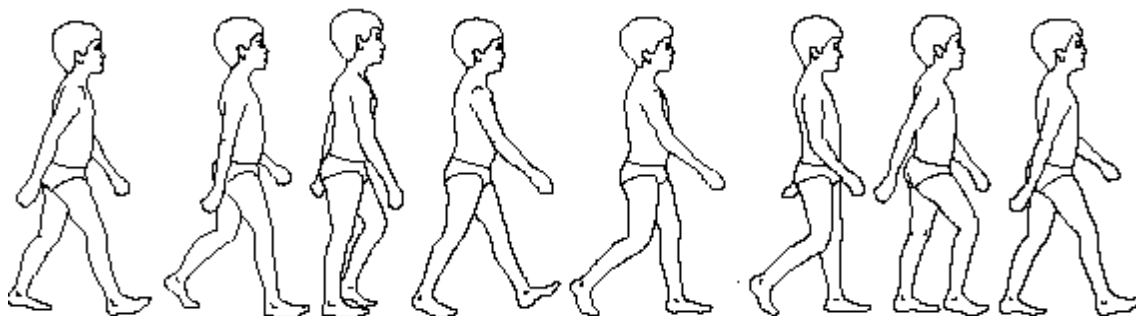
### 2.1 Kävelysyklin vaiheet

Kävelysyklillä tarkoitetaan kahden perättäisen saman jalan kantaiskun välistä ajanjaksoa. Sykli voidaan jakaa tuki- ja heilahdusvaiheeseen, joista edellinen voidaan jakaa yksöistukivaiheeseen ja kahteen kaksoistukivaiheeseen. Keskimäärin kävelysykli kestää sekunnin ajan, josta 60 % kuluu tukivaiheeseen ja loput 40 % heilahdusvaiheeseen. (Larsson ja muut, 1980; Vaughan ja muut, 1999.)

Tukivaihe alkaa kantanäkökontaktilla edeten jalkapohjan kontaktivaiheeseen. Tämä tapahtuu yksöistukivaiheessa. Kaksoistukivaiheen lopussa, päkiäkontaktin jälkeen, varpaat irtoavat maasta, jolloin siirrytään ko. jalan osalta heilahdusvaiheeseen. Tukivaihe voidaan edelleen jaotella viiteen ja heilahdusvaihe kolmeen toiminnalliseen osaan. Kontaktin alun jälkeen tulee kuormitusvaste, jonka aikana otetaan vastaan kehon paino. Yksöistukivaihe ilmenee keski- ja päätetukivaiheen kuluessa. Esiheilahdus on viimeinen tukivaiheen osa. Sen aikana jalka aloittaa liikkeen eteenpäin. Raajan liike eteenpäin jatkuu kaikissa kolmessa heilahdusvaiheessa. Alkuheilahduksen aikana polvi- ja lonkanivel ovat flexiossa ja nilkka dorsiflexiossa. Keskiheilahdusvaihe alkaa, kun edelleen kiihtyvässä liikkeessä oleva raaja on tukijalan kanssa rinnakkain (samassa tasossa sivulta katsottuna). Pääteheilahdusvaiheessa (terminal swing) mm. hamstring-lihakset kontrolloivat jalan valmistautumista kontaktiin. (KUVA 1.) (Perry 1992.)

I-----Tukivaihe-----I-----Heilahdusvaihe-----I

I-kaksoistuki- + yksöistukivaihe----- + kaksoistukivaihe—I  
vaihe



**KUVA 1.** Normaalin kävelysyklin vaiheet ( mukailtu lähteestä Vaughan ja muut, 1999).

Kävelynopeus muodostuu askelparin pituudesta ja askeltiheydestä seuraavan kaavan mukaan (Luhtanen & Komi 1978):

$$\text{Kävelynopeus (m/s)} = \text{Askelpituus (m)} \times \text{Askeltiheys (ask./s)}$$

Käveleminen tietyllä nopeudella on mahdollista useilla eri askelpituus ja – tiheys yhdistelmillä. Kävelynopeuden lisääntyminen vaikuttaa useimpiin mitattaviin muuttujiin, joten sen ilmoittaminen tutkimuksissa on oleellista. Nopeuden kasvaessa mm. askelsyklin kesto vähenee ja tukivaiheen aika suhteessa heilahdusvaiheeseen kasvaa. Samalla askelpituus ja tiheys lisääntyvät lähes lineaarisesti. (Larsson ym. 1980.)

## 2.2 Reaktivoimat (GRF)

Kävelyssä tukivaiheen aikana alustaan tuotettuja voimia voidaan mitata voimalevyanturien avulla. Kontaktin aikana mitattava reaktivoima muodostuu kaikkien kehon segmenttien massojen ja kiihtyvyyksien muodostamasta summavoimasta. Tämä ns. resultanttivoima voidaan kuvata GRF-vektorilla (ground reaction forces) ja jakaa tarkemmin kolmeen osakomponenttiin. Resultanttivoima jaetaan siis pystyvoimaan sekä vaakavoimiin etu-taka- ja sivusuunnassa (GRF z, x & y). (Winter 1988.)



### 2.2.1 Pystyvoimat

Kävelyssä pystysuuntaista voimaa kuvaava käyrä on kaksihuippuinen: ensimmäinen huippu johtuu painon vastaanottamisesta ja toinen työntövaiheesta. Pystysuuntaisen voiman suuruus on keskimäärin 120 % kehon painosta (body weight, BW) (Perry 1992). (KUVA 2.).

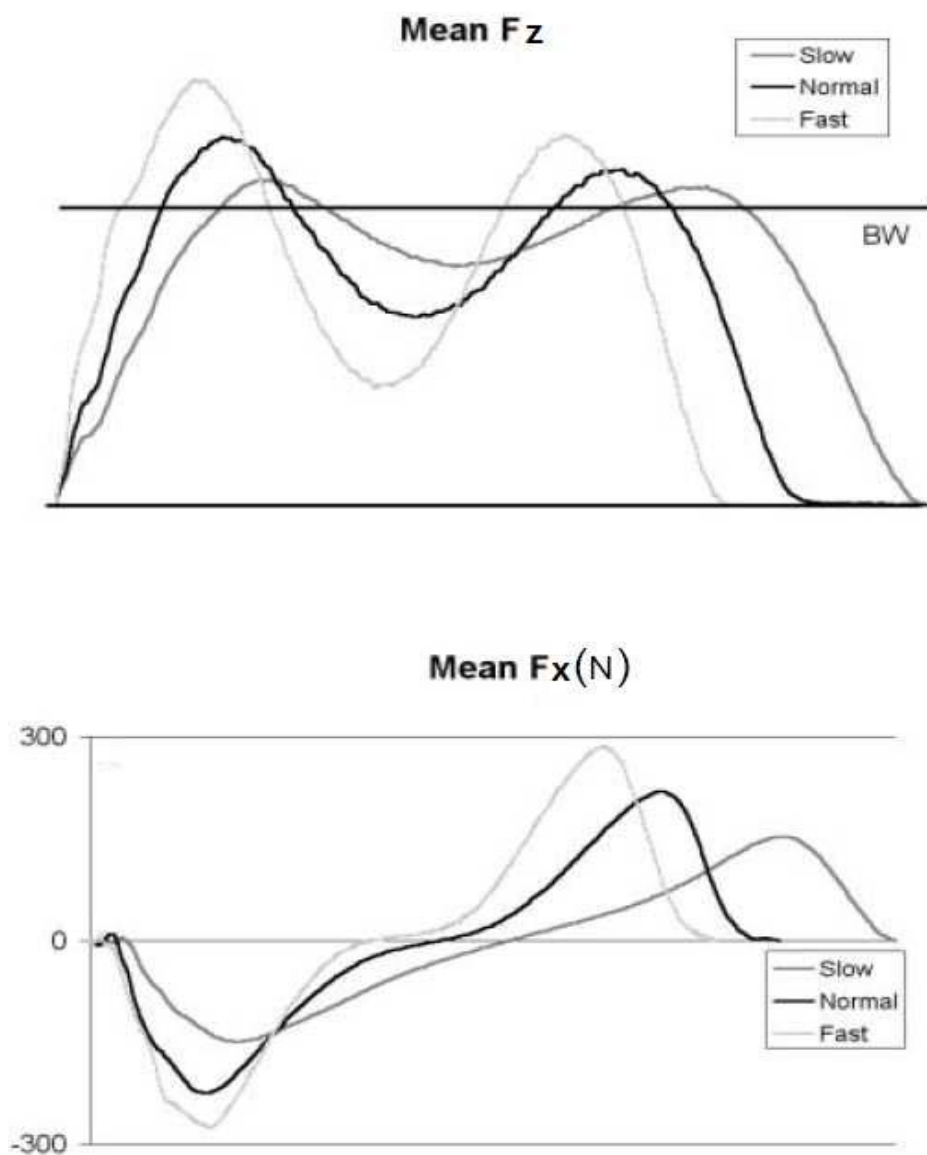
Askelkontaktin alussa kantapään osuessa alustaan voidaan pystysuuntaisessa voimassa nähdä kolmaskin voimapiikki, joka on kestoaltaan vain 10 - 20 ms. Tähän kantaiskusta aiheutuvan voimapiikin suuruuteen vaikuttavat mm. kävelynopeus, jalan nopeus sekä asento törmäyshetkellä. Voimapiikki ei aina ilmene jokaisessa askelkontaktissa kävelyn luonnollisesta variaatiosta johtuen, eikä sitä myöskään havaita kaikilla henkilöillä. Lisäksi voimalevyn liian matala taajuus tai datan alipäästösuodatus voivat estää voimapiikin näkymisen. (Whittle 1999.)

### 2.2.2 Vaakavoimat

Vaakasuuntaiset voimat ovat pystyvoimaa paljon pienempiä. Etu-taka -suuntainen vaakavoima on suuruudeltaan noin 25 % kehon painosta. Askelkontaktin alussa, kun kehon paino vastaanotetaan, tuotetaan alustaan negatiivinen etu-takasuuntainen vaakavoima.

Työntövaiheessa tämä voima on positiivinen, kun kehoa kiihdytetään eteenpäin. Tasapainon ylläpitämisen liittyvä sivusuuntaisen vaakavoima on alle 10 % kehonpainosta. (Winter 1988.) (KUVA 2.)

Kävelynopeuden kasvaessa reaktiovoimatkin suurentuvat. Kehon painon, askelpituuden ja -tiheyden lisääntyessä reaktiovoimat kasvavat amplitudiltaan. (Soames & Richardson 1985). Myös askelkontaktin kesto lyhenee (Perttunen 2002.). Joidenkin tutkimusten mukaan tuki- ja liikuntaelimestön vaivat, kuten selkä- ja polvikivut voivat johtua kantaiskun aiheuttamasta voimapiikistä, joka pidemmän ajan kuluessa saattaa vaurioittaa nivelrustoa ja aiheuttaa jopa nivelrikkoa (mm. Wosk ja muut, 1981; Radin ja muut 1991; Burr 2003.). Teorian kiistaton näyttö on kuitenkin vaikeaa pitkäaikaistutkimusten puuttuessa.



**KUVA 2.** Reaktivoiman pysty- ( $F_z$ ) ja etu-taka ( $F_x$ ) -suuntainen komponentti käveltäessä kolmella eri nopeudella (Perttunen, 2002).

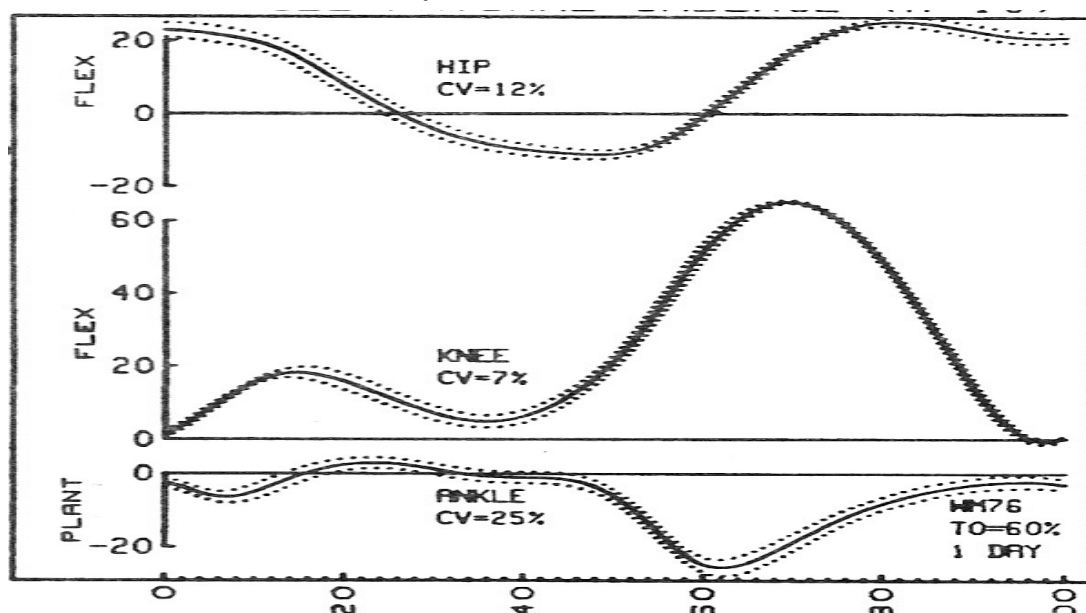
### 2.3. Kinematiikka

Kävelysykli koostuu useista peräkkäisistä raajojen liikkeistä, jotka mahdollistavat kehon eteenpäin siirtämisen. Tarkemmin kävelyn aikaisia nivelien ja segmenttien liikkeitä voidaan tarkastella keräämällä kinemaattista dataa videokameroita tai optoelektrisiä menetelmiä käyttäen. Menetelmien avulla seurataan kehoon kiinnitettyjen markkerien liikettä. Markkerien perusteella voidaan määrittää nivelten keskipisteiden sijainti ja

tehdä tietokoneella liikeanalyysi, jonka avulla kohteen liikkumista voidaan tarkastella kaksi- (2-D) tai kolmiulotteisesti (3-D). (Sutherland 2002.)

Suurimmat nivelten kierto- ja kiertoliikkeet kävelyssä ovat sagitaalitason ojennus- ja koukistusliikkeet. Askelkontaktin alussa lonkkakulma pysyy lähes muuttumattomana samalla, kun polven koukistus ja nilkan plantaarifleksio pehmentävät törmäystä. Keskitukivaiheessa lonkan ojentuminen vie kehoa eteenpäin samalla kun nilkka dorsifleksoituu. Päätetukivaiheessa kehoa liikutetaan eteenpäin nilkan plantaarifleksion ja lonkan ojennuksen avulla. Alkuheilahduksen vaiheessa jalan eteenpäin vievä liike alkaa, ja polvi sekä lonkka alkavat koukistua. Heilahduksen aikana nilkka dorsifleksoituu ja loppuvaiheessa polvi ojentuu vastaanottamaan törmäyksen. (KUVA 3.) (Ounpuu 1994.)

*Nivelkulmat – normaali askeltaajuus (n = 10)*



% askelsykleistä

**KUVA 3.** Sagittaalitason nivelkulmat askelsyklin aikana (mukailtu lähteestä Winter 1988).

Györy ja muut (1976) ja Stauffer ja muut (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 ja muiden (1976) tutkimuksessa kontrollihenkilöt olivat keski-ikänsä lähes 15 vuotta nivelrikkoa sairastavia nuorempia. Kummassakaan tutkimuksessa ei kontrolloitu kävelynopeutta tai jalkinetta sekä sallittiin apuvälineiden käyttö, mitkä saattoivat sinällään vaikuttaa liikelaajuuksiin. Väitettä tukee Möckelin ja muiden (2003) lonkkanivelrikkopotilailla tehty tutkimus, jossa kävelynopeudella oli merkittävä vaikutus kahdeksaan (yksöistukivaihe, vertikaalivoima, polvi- ja lonkkanivelen liikelaajuus sekä maksimaalinen ojennus- ja koukistuskulma) mitatuista kymmenestä kävelymuuttujasta. Muutokset lisäksi suurensivat kävelynopeuden kasvaessa. Perttunen ja Komi (2001) raportoivat jo aiemmin, että kävelynopeuden kasvaessa yksöistuki- ja heilahdusvaiheen kestot lyhenevät, pystysuuntaiset huippureaktivoimat kasvavat ja jalkapohjan paineet siirtyvät mediaalisesti sekä suurenevat useimmilla alueilla. Sen sijaan tutkimuksessa kävelynopeudella ei havaittu olevan vaikutusta kävelyn symmetriaan. Koehenkilöinä Perttusen ja Komin tutkimuksessa oli nuoria terveitä aikuisia.

Messier ja muut (1992) vertasivat polvinivelrikkopotilaiden kävelyä ikä- ja sukupuoli-vakioituihin niveliltään terveisiin henkilöihin, jotka kävelivät samalla nopeudella. Nivelrikkoa sairastavien polven kulmanopeus oli pienempi, mutta lonkan kulmanopeus puolestaan suurempi. Nivelrikkopotilaat pyrkivät siis kompensoimaan kipeän polven liikettä lonkkanivelen avulla. Kaufman ja muut (2001) eivät havainneet suuria eroja polven kinematiikassa tasamaa- ja porraskävelyn aikana. Polven kinemaattinen liike muuttui kävelytilanteen mukaan, mutta nivelrikkoisten polven maksimaalinen koukistuskulma ei eronnut missään kävelytilanteessa merkitsevästi terveiden koehenkilöiden polven koukistuskulmasta. Tasamaakävelyssä nivelrikkoa sairastavilla oli kuitenkin kuusi astetta pienempi polven liikelaajuus ja nivelrikkoa sairastavat kävelivät myös terveitä hitaammin. (Kaufman ja muut, 2001.)

## ***2.4 Ikääntymisen vaikutukset kävelyyn***

Kävelykyvyn ylläpito on tärkeä toiminnallisen itsenäisyyden ja elämänlaadun kannalta ikääntyessä. Kävelynopeus ennustaa hyvin yksilön toiminnallisia rajoituksia yksilön ikääntyessä. (Guralnik ja muut, 1995, Rantanen ja muut, 2001, Studenski ja muut, 2003, Visser ja muut, 2005.)

Ikääntymisen myötä kävely muuttuu, vaikka Immsin ja Edholmin (1981) mukaan erilaiset sairaudet vaikuttavat enemmän vanhuusväestön kävelyyn kuin kronologinen ikä. Murray ja muut (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 selvimmän 65 ikävuoden jälkeen. Rantanen ja muut (1999) osoittivat tutkimuksessaan, että vain kahdella prosentilla 65 – 74 -vuotiaista naisista oli vaikeuksia kävelyssä, kun taas 85 – vuotiailla tai vanhemmilla kävelyvaikeuksia oli yhdeksällä prosentilla naisista. Niin ikään Terveys 2000 – tutkimuksessa vain kahdella prosentilla 55 – 64 -vuotiaista oli vaikeuksia saavuttaa 0,8 m/s kävelynopeus, kun taas 75 – 84 – vuotiaista joka neljännellä oli vaikeuksia saavuttaa 0,8 m/s kävelynopeus. (Aromaa & Koskinen 2002.) Vaikka yksilön kävelykyky on riippuvainen hänen fysiologisista ominaisuuksistaan, kävely itsessään on monimutkainen suoritus, jossa vaaditaan myös korkeamman tason kognitiivisia toimintoja. (Hausdorff ja muut, 2005.)

Ikääntyminen vaikuttaa myös liikelaajuuteen rajoittaen nivelen liikkuvuutta. Etenkin lonkan ojennus ja nilkan plantaarifleksio voivat aiheuttaa vaikeuksia kävelyssä ja sen seurauksena hidastaa kävelynopeutta. (Kerrigan ja muut, 1998.) Nivelrikolla ei ollut pelkästään vaikutusta lihasvoiman heikkenemiseen vaurioituneen nivelen ympärillä, vaan sillä oli vaikutusta yksilön toiminnalliseen suorituskyykyyn, kuten kävelyyn. Kipu etenkin alaraajoissa aiheutti kävelyvaikeuksia ja hidasti kävelynopeutta. Alaraajakivut yleisesti ennustivat ikääntyneiden toimintakyvyn alentumista. (Barr ja muut, 2005.)

Kävelyssä tarvitaan sekä riittävää tasapainoa että alaraajojen lihasvoimaa. Rantanen ja muut (1999) osoittivat tutkimuksessaan, että kävelyvaikeuksien riski oli kymmenkertainen niillä ikääntyneillä naisilla, joilla oli sekä heikko tasapaino että alaraajojen lihasvoima. Tutkimus osoitti, että yksilö tarvitsee enemmän lihasvoimaa ylläpitääkseen vakaata pystyasentoa kävelyn aikana, mikäli hänen tasapainonsa on huono, verrattuna yksilöön, jonka tasapaino on riittävä. (Rantanen ja muut, 1999.) Kävelyssä ikääntyneet ihmiset eivät lisää kävelynopeutta eivätkä askelpituutta samassa määrin kuin nuoremmat ihmiset. Tutkijat olettivat, että kyseessä on ikääntyneen yksilön tapa ylläpitää kävelyssään vakautta. (Shkuratova ja muut, 2004.)

## 2.5 Kävelyn symmetrisyys

Ei-patologinen kävely on osoittautunut alaraajoja tasaisesti kuormittavaksi (Clayes, 1983; Hamill ja muut, 1984; Menard ja muut, 1992.) ja tutkimuksen mukaan symmetrinen kävely onnistuu parhaiten yksilön vapaasti valitsemalla kävelynopeudella (Rodano & Santambrogio, 1989.). Merkittäviä eroja ei löydy Fz- ja Fy-parametreistä oikean ja vasemman alaraajan välillä tai dominoivan / ei-dominoivan jalan välillä kävelyn aikana (Hamill ja muut, 1984; Menard ja muut, 1992.). Vaakavoima medio-lateraali-suunnassa kävelyn aikana on usein asymmetristä, jonka vuoksi Fx-parametrejä ei useinkaan käytetä kävelyanalyseissä (Herzog ja muut, 1989; Giakas & Baltzopoulos, 1997.).

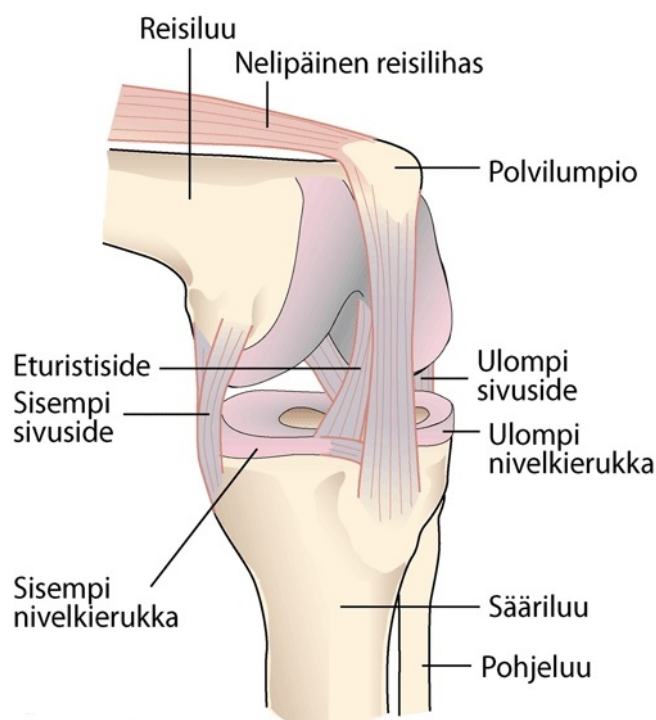
Kuitenkin on lukuisia tutkimuksia, joissa on raportoitu kävelyn epäsymmetriasta. Rosenrot ja muut (1980) raportoivat, että askelsyklin aikana kummankaan (ensimmäisen ja toisen) kaksoistukivaiheen kestot eivät ole identtiset. Crowe ja muut (1993) totesivat, että epäsymmetriaa kehon painopisteen muutoksessa kävelyn aikana. Wheelwrightin ja muiden (1993) mukaan kävelyn epäsymmetria saattaa johtua jalan liikeradasta heilahdusvaiheen aikana osoittaen koehenkilön toispuoleisuutta. Kuitenkin Gunderson ja muut (1989) totesivat, että asymmetriaa ei voida ennustaa oikean tai vasemman puolen dominanssin avulla.

Kävelyn epäsymmetrian, tai alaraajojen puolieron kävelyn aikana, on ajateltu johtuvan dominanssista, sairaudesta, alaraajojen pituuserosta tai lihasvoiman epätasapainosta. (Sadeghi ja muut, 2000.) Esimerkiksi askelpituus raajojen välillä voi vaihdella johtuen lihasvoimien epätasapainosta. Kävelyn epäsymmetrian on osoitettu kasvavan ikääntymisen myötä ja on todennäköisempää ikääntyneillä, joilla on taipumus kaatua suurempi kuin ikääntyneillä, joilla ei ole taipumusta kaatua. (Yogev ja muut, 2007.)

## **3 POLVEN NIVELRIKON ETIOPATOGENEESI JA TE- KONIVELLEIKKAUS**

### ***3.1 Polvinivel***

Polvinivel on ihmisen suurin nivel (KUVA 4). Polvinivelen normaali stabiilius on nivelpintojen, ligamenttien (nivelsiteiden) ja lihasten monimutkaisen yhteistyön tulos. Polvinivelessä on kaksi nivelpintaa: patellofemoraalinen ja tibiofemoraalinen. Polvinivelen stabiiliutta lisäävät neljä suurta ligamenttia: etu- ja takaristiside (ACL ja PCL) sekä mediaalinen ja lateraalinen sivuside (MCL ja LCL). Lihaksista m. quadriceps (nelipäinen reisilihas) on polven tärkein ojentajalihas ja Hamstring - lihakset tärkeimmät koukistajat. Polvinivelen ojennuksessa Tensor fascia lata stabilisoi polvea lateraalipuolelta ja ojennuksen loppuvaiheessa. Koukistusliikkeessä Gastrocnemius-, Sartorius- ja Gracilis-lihakset vaikuttavat polven stabiliteettiin. Jänteet, ligamentit, nivelkapselit ja bursat osallistuvat polvinivelen tukemiseen ja pehmentävät polven liikettä. (Fairclough & Graham 2003.)



**KUVA 4.** Polvinivelen anatomia. (mukailtu lähteestä [www.terveyskirjasto.fi](http://www.terveyskirjasto.fi), 2013)

### 3.2 Nivelrikko sairautena

Nivelrikko on yleisin nivelsairaus. Nivelrikko aiheuttaa kipua ja toiminnan rajoituksia yksilölle ja voi pitkälle edenneenä viedä jopa liikuntakyvyn. Vuosittain nivelrikosta aiheutuu kymmenien miljoonien eurojen kustannukset kansantaloudellemme mm. varhaiseläkkeiden, sairauslomien ja tuhansien keidonivelleikkauksen muodossa. 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 ja muut, 2001.)

Nivelrikkoista polvea ympäröivät lihasten lihasvoimat ovat usein heikot, mutta MCL-, LCL- ja PCL- ligamentit ovat kestäviä. PCL – ligamentin kestävyys on erityisen tärkeää, koska sillä on merkittävä rooli aktiivisessa ja passiivisessa vaiheessa. (Sledge & Walker 1984.) Sen sijaan esimerkiksi nivelreumassa on osoitettu PCL - ligamentin



heikkoutta, joka aiheuttaa instabiliteettia polvinivelessä posteriorisesti (takasuuntaan) (Laskin & O'Flynn 1997.).

### ***3.3 Nivelrikon riskitekijät***

Nivelrikon syytä ei tiedetä tarkasti, mutta riskitekijöitä tunnetaan useita. Riskitekijät voidaan jakaa systeemisiin ja paikallisiin, 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 ja muut, 2001.) Perinteisesti nivelrikko-tauti 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 ja muut, 2001.).

#### **3.3.1 Systeemiset riskitekijät**

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 prosentissa tapauksista taudin syntyyn. (Spector ja muut, 1996.) Rustossa esiintyvän tyypin II kollageenin geenimutaation on osoitettu aiheuttavan perinnöllistä nivelrikkoa. Nivelrikkosuvuissa esiintyy lisäksi usein tuki- ja liikunta-elimistön kehityshäiriöitä. Rustolle ominaisten rakennemolekyylien geenien mutaatiot altistavat nivelrikolle. (Ala-Kokko, 2000.)

Useissa poikkileikkaustutkimuksissa on havaittu osteoporoosin eli luukadon ja nivelrikon olevan käänteisessä suhteessa toisiinsa (Dequeker ja muut, 1996; Felson & Zhang, 1998.). Poikkileikkaustutkimusten mukaan nivelrikkopotilaiden luuntiheys on suurempi kuin ikävakioiduilla verrokeilla, myös muualla luustossa kuin nivelrikon vaurioittamas-

sa 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 pieni, vaikka D-vitamiinillakaan ei näyttäisi olevan yhteyttä nivelrikon ilmaantuvuuteen. (McAlindon ja muut, 1996a, b.)

### 3.3.2 Paikalliset riskitekijät

Nivelrikko kehittyy helpommin lihaville kuin normaalipainoisille. Tämä yhteys on selvempi naisilla kuin miehillä. Henkilöillä, joiden BMI (Body Mass Index) on 30 - 35 kg/m<sup>2</sup>, on noin nelinkertainen riski saada polvinivelrikko verrattuna normaalipainoisiin (BMI ≤ 25 kg/m<sup>2</sup>). Liikapainon vähentämisen on arvioitu pienentävän oireisen polvirikon ilmaantuvuutta naisilla 27 – 52 % ja miehillä 28 – 53 %. Tutkimustulokset lonkanivelrikon ja painon välisistä yhteyksistä eivät ole yhtä selviä. Ylipainon artroosiriskiä lisäävä vaikutus perustuu siihen, että nivelpintaan kohdistuva kuormitus kasvaa ylipainoisilla. Pitkän ajan kuluessa kuormitus aiheuttaa rustovaurioita. Liikapainon aiheuttama nivelten kuormitus ei yksistään kuitenkaan riitä selittämään nivelrikkoriskin lisääntymistä, sillä ylipainolla näyttäisi olevan yhteys myös käsinivelrikkoon. (Felson & Zhang, 1998; Arokoski ja muut, 2001.)

DeVitan ja Hortobágyin (2003) tutkimuksen mukaan terve ylipainoinen ei välttämättä kuormitakaan niveliään kävelyssä normaalipainoista enemmän vaan pystyy kävelyn biomekaniikkaa muuttamalla suojaamaan niveliään. Ylipainoa suurempi nivelrikon riskitekijä voikin olla kyvyttömyys säätää hermo-lihasjärjestelmän toimintaa tarkoituksenmukaisesti. Tutkimustulosta ei voi 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. (DeVita & Hortobágyi, 2003.) Sen sijaan Messierin ja muiden (2004) tutkimus osoitti, että vaatimaton (modest) painon pudotus ja maltillinen (moderate) liikunta sai-

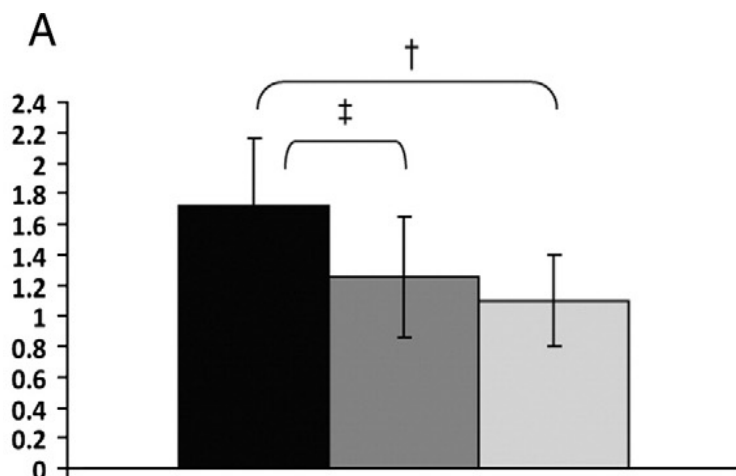
vat yhdessä paremman tuloksen ikääntyneillä ylipainoisilla kuin kumpikaan interventio yksinään. (Messier ja muut, 2004.)

Tapaturmat lisäävät nivelrikon riskiä. Polvivamman jälkeen naisilla on kolminkertainen ja miehillä on jopa 5-6 -kertainen riski saada polvinivelrikko terveisiin verrattuna. (Felson & Zhang, 1998.) Ristisidevammat ovat selvimmin yhteydessä suurentuneeseen nivelrikkoriskiin (Gillquist & Messner, 1999). Nivelkierukan poistaminen (meniskektomia) kokonaan aiheuttaa polvinivelrikkoa (Roos ja muut, 1998), mutta osittainenkin nivelkierukan poisto voi edistää nivelrikon kehittymistä. (Rockborn & Gillquist, 1996; Burks ja muut, 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.)

Tutkimuksissa koe-eläimillä on osoitettu mahdollisuus parantaa nivelruston biologisia ja biomekaanisia ominaisuuksia sopivan liikunnan avulla. Koe-eläimillä kohtuulliseksi arvioitu kuormitus lisää nivelrustokudoksen paksuutta ja proteoglykaanipitoisuutta, mikä parantaa ruston biomekaanisia kimmo-ominaisuuksia. Toisaalta raskas kuormitus heikentää paikallisesti näitä ominaisuuksia ja ruston kollageeniverkosta. 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 voi altistaa artroosille. (Haapala ja muut, 1999; Arokoski ja muut, 2000.) 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 ja muut, 1986; Lane, 1995.) Mannisen ja muiden (2001) mukaan säännöllinen ja kohtuullinen liikuntaharrastus itse asiassa vähentää polvinivelrikon riskiä. Nivelrikon riski kasvaa, jos kilpaurheilussa (joukkue- tai voimalajit) ylikuormitetaan niveliä toistuvilla väännöillä ja kovilla iskuilla. (Kujala ja muut, 1995.)

### 3.4 Polven nivelrikko ja isometrinen voima

Polven nivelrikko yhdistetään voimakkaasti quadriceps femoris- lihaksen heikkouteen. (Hurley 2003; Mizner ja muut, 2005b) Useat tutkimukset ovat osoittaneet, että polven tekonivelleikkaus vähentää kipua ja parantaa potilaan itse kokemaa toimintakykyä verrattuna ennen leikkausta olevaan tilanteeseen. (Ethgen ja muut, 2004.) Baert ja muiden tutkimuksessa (2010) nivelrikkopotilaiden quadriceps femoris-lihaksen lihasvoimat olivat merkittävästi huonommat verrattuna potilaisiin, jolla oli alkava nivelrikko. Ero kasvoi edelleen kun nivelrikkopotilaita verrattiin terveisiin kontrolliryhmän jäseniin. (Baert ja muut, 2010.) (KUVA 5.)



Polven extensio mitattu 60° flexiokulmassa.

**KUVA 5.** Isometrinen maksimaalinen lihasvoima kolmella eri ryhmällä (musta palkki = terveiden kontrolliryhmä, tummanharmaa palkki = alkava nivelrikkoryhmä ja vaaleanharmaa palkki = todettu nivelrikko). (Mukailtu lähteestä Baert ja muut, 2010.)

Huolimatta kuitenkin leikkauksen jälkeisestä toimintakyvyn parantumisista mittaavista objektiivisista tutkimuksista, monet polven tekonivelleikkauksessa olleet kokevat merkittävää huonontumista leikattua polvea ympäröivien lihasten lihasvoimissa, etenkin m. quadricepsin lihasvoimassa (Bojsen-Moller ja muut, 2005; Gapeyeva ja muut, 2007; Huang ja muut 1996; Lorentzen ja muut, 1996; Meier ja muut, 2008; Mizner ja muut 2005a; Mizner ja muut 2005b; Mizner & Snyder-Mackler, 2005; Yoshida ja muut,

2008.) ja toiminnallisissa mittauksissa, kuten kävelyssä ja porraskävelyssä, vielä jopa vuoden kuluttua leikkauksesta. (Lee ja muut, 1999; Meier ja muut, 2008.) Tällaiset rajoitukset potilaan toimintakykyyn ovat nousseet tärkeään tarkasteluun postoperatiivisessa hoidossa ja kuntoutuksessa. (Yoshida ja muut, 2008.)

Monen polven tekonivelleikkauksen läpikäyneen potilaan m. quadricepsin voimantuotto-ominaisuudet yleisesti palautuivat vähän paremmalle tasolle kuin ennen leikkausta ja tasaantuivat 6-12 kuukauden aikana leikkauksen jälkeen. (Mizner ja muut, 2005a.)

Useissa tutkimuksissa on kuitenkin osoitettu, että operoidun ja ei-operoidun välillä olevat puolierot ovat selviä, mm. maksimivoimien puoliero on osoitettu olevan 15 % aina 32 % vielä kuusi kuukautta leikkauksen jälkeen. (Gapeyeva ja muut, 2007; Lorentzen ja muut, 1999; Mizner ja muut, 2005a.) Huolimatta polven tekonivelleikkauksen aikaansaamista positiivisista tuloksista, jotka vähentävät kipua ja parantavat polven toiminnallisia ominaisuuksia, lihasvoiman ja polven toiminnallisuuden palautuminen normaalitasolle on harvinaista. (Maffioletti ja muut, 2010; Valtonen ja muut, 2009.)

### ***3.5 Polven nivelrikko ja toimintakyky***

Polven nivelrikosta johtuva fyysinen kyvyttömyys estää päivittäisistä toiminnoista suoriutumisen ja vaikuttaa negatiivisesti elämän laatuun. Monet tekijät vaikuttavat fyysiseen kyvyttömyyteen. Näihin tekijöihin kuuluvat mm. kipu, nivelen liikerajoitukset, polviniveltä ympäröivien lihasten heikkous ja koordinaation heikentyminen. (Sharma ja muut, 2003.) Kivun vähentyminen, parantunut nivelen stabiliteetti, kävely ja kyky kävellä portaissa ovat potilaiden useimmin esittämät odotukset ennen leikkausta. (Overhammer, 2001) Ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeiset m. quadricepsin lihasvoimat ovat määrittäviä tekijöitä kyvyssä suoriutua päivittäisistä toiminnoista, kuten polven tekonivelleikkauksen läpikäyneiden potilaiden kyvystä selviytyä tasamaakävelystä ja porraskävelystä. (Mizner ja muut, 2005a; Yoshida ja muut, 2008.) M. quadricepsin voimantuotto on katsottava välttämättömäksi toimintakykyä mittaavaksi muuttujaksi ja on yksi tärkein tekijä polven tekonivelleikkauksen jälkeisen toimintakyvyn alenemista arvioiva muuttuja. (Mizner & Snyder-Mackler, 2005.)

Potilaiden ollessa yhä nuorempia ja aktiivisempia he haluavat polvinivelen suurempaa liikelaajuutta leikkauksen jälkeen suoriutuakseen harrastuksistaan ja siten postoperatiiv-

vinen polvinivelen liikelaajuus saattaa suoraan vaikuttaa heidän elämänlaatuunsa. (Argenson ja muut, 2006; Victor ja muut, 2007; Lindgard ja muut, 2006; Ahlberg ja muut, 1998; Jones & Huo, 2006; Sharma ja muut, 2007.)

### ***3.6 Polven tekonivelleikkaus***

Polven nivelrikon hoidossa on tärkeää kontrolloida ja helpottaa kipua, ylläpitää ja parantaa polven toimintakykyä sekä estää nivelrikon etenemistä. (Jordan ja muut, 2003; Arokoski ja muut, 2007; Zhang ja muut, 2008.) Konservatiivinen, ei-farmakologinen hoito, kuten potilaan informointi, painon alentaminen, harjoittelu, kävelyn apuvälineet ja erilaiset muut apuvälineet ovat perusta polven nivelrikon hoidossa. (Jordan ja muut, 2003; Zhang ja muut, 2005.)

Leikkaushoitoa tarvitaan tilanteissa, joissa polven nivelrikosta aiheutuva kipu on sietämätöntä tai polvinivelen toiminta vaikeasti alentunut. Kuitenkin niissäkin tapauksissa konservatiivista hoitoa kokeillaan ensiksi. (Arokoski ja muut, 2007.) Vain noin kymmenelle prosentille harkitaan leikkaushoitoa. (Peat ja muut, 2001.)

Polven tekonivelleikkaus tehdään, mikäli potilaan oma nivel on tuhoutunut nivelrikon takia. Leikkauksen tavoitteena on kivuttomuus, nivelen liikealueen lisääminen tai säilyttäminen ja yleisen liikealueen lisääminen. Tuhoutunut nivel korvataan leikkauksessa keinotekoisella nivelellä. Polven tekonivelleikkaus on suuri toimenpide, minkä vuoksi potilaan leikkaukelpoisuus määritellään poliklinikalla tai sairaalassa. Edellytyksenä on sydämen, keuhkojen ja munuaisten hyvä kunto. Myös reisilihaksiston hyvä kunto on erittäin tärkeää leikkauksen onnistumisen kannalta. Lihaksia pitää sen vuoksi harjoittaa kotona ennen leikkausta. Onnistuneen polven tekonivelleikkauksen jälkeen nivel on kivuton tai lähes kivuton. (Suomen Reumaliitto 2010b.)

Leikkauksessa potilas nukutetaan tai potilas saa epiduraalipuudutuksen. Leikkauksen ajaksi leikattavan alaraajan verenkierto pysäytetään puristussiteellä, joka asetetaan reiteen. Tuhoutuneet nivelpinnat poistetaan. Säären puolelle asennetaan metallituettu muoviosa ja reisiluun puolelle kokometallinen proteesi. (KUVA 6.) Jos nivel on tuhoutunut pahoin ja epävakaa, käytetään sivulta tukevaa tekoniveltä. Proteesiosat kiinnitetään paikoilleen luusementillä. Käytössä on myös karhealla pinnoitteella päällystettyjä

proteeseja. Näin normaali luukasvu työntyy proteesin huokosiin ja kiinnittää sen luumun, eikä luusementtiä tarvita. (Suomen Reumaliitto 2010b.)



**KUVA 6.** Polven tekonivel (mukailtu lähteestä [www.biomet.fi](http://www.biomet.fi), 2013)

Potilas pääsee jalkeille usein jo ensimmäisenä leikkauksen jälkeisenä päivänä. Kun puudutus on haihtunut, aloitetaan lihasharjoitukset aluksi jännittämällä reisilihaksia sekä koukistamalla ja ojentamalla polvea ja lonkkaa. Harjoituksilla pyritään estämään laskimoveritulpan kehittyminen. (Suomen Reumaliitto 2010b.)

Kävelyharjoitukset kainalosauvojen kanssa aloitetaan yleiskunnosta riippuen 1 – 5 päivän kuluttua leikkauksesta. Useimmiten potilas voi varata osittain painoa leikatulla raajalla jo varhaisvaiheessa. Sauvoista voi luopua yleensä 6 – 8 viikon kuluttua leikkauksesta. Jos leikkauksessa on käytetty luunsiirteitä, apuvälineitä tarvitaan kuukausia. Reisilihaksiston kunto ratkaisee, kuinka kauan potilas tarvitsee sauvoja. (Suomen reumaliitto 2010b.)

Osastolla hoitoaika on 7 – 14 vuorokautta. Ompeleet poistetaan kahden viikon kuluttua leikkauksesta. Fysioterapia voi jatkua vielä kotiutumisen jälkeen. Ensimmäinen poliklinikkakäynti on 2 – 4 kuukauden päästä leikkauksesta. Seuraava käynti poliklinikalla

on vuoden kuluttua, jolloin uudesta nivelestä otetaan röntgenkuvat. (Suomen Reumaliitto 2010b.)

Leikkauksen jälkeen tarpeetonta polvinivelen rasitusta on kuitenkin syytä välttää. Juoksu, hyppely tai lajit, joissa alaraajaan kohdistuu äkillisiä iskumaisia rasituksia, ovat haitaksi. Myös raskaita nostoja ja kyykkyasentoa tulee välttää. Ylipaino lisää nivelen irtoamisriskiä. Hyvä lihaskunto parantaa tekonivelen tukevuutta. Kuntoilulajeiksi suositellaan kävelyä, uintia tai pyöräilyä. (Suomen Reumaliitto 2010b.)

Leikatuista yli 90 prosentille voidaan antaa hyvä ennuste kymmenen vuoden ajaksi. Uusintaleikkaus on tarpeellinen, jos tekonivelestä osa irtoaa tai rikkoutuu tai muoviosa kuluu loppuun. Leikkaus voi epäonnistua esimerkiksi bakteeri-infektion seurauksena. Tällöin tekonivel yleensä joudutaan poistamaan ja infektion parannuttua asennetaan uusi. Vuosien kuluessa polvessa voi tuntua rasituskipua proteesin osien irrotessa, mutta usein uuden proteesin asettaminen on mahdollista. (Suomen reumaliitto 2010b.)



## 4 TEKONIVELEN VAIKUTUKSET KÄVELYYN JA LIHASVOIMAAN

### 4.1 Kävely

Toimintakyvyn palautuminen on tärkein tavoite polven tekonivelleikkauksessa. Päivittäisiin toimintoihin kuuluvat esimerkiksi kävely, porraskävely, istuutuminen ja seisomaan nousu sekä polvistuminen. (Patil ja muut, 2005.) 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. Vanhempien nivelrikkopotilaiden kävelytutkimusten menetelmien ja koeasetelmien kirjavuus on vaikeuttanut luotettavien johtopäätösten tekemistä. Näissä on usein keskitytty mittaamaan sagittaalitasossa reaktivoimia ja alaraajan nivelkulmia (esim. Györy ja muut, 1976), mutta uudemmissa tutkimuksissa näiden avulla on laskettu myös momenteja nivelten suhteen. (esim. Hurwitz ja muut, 1997; Baliunas ja muut, 2002.)

Polven tekonivelleikkauksen jälkeen kävelynopeuden oletetaan lisääntyvän (Ornetti ja muut, 2010), mutta pitkittäistutkimuksen mukaan kivun väheneminen ei johda lisääntyneeseen kävelynopeuteen. (White ja muut, 2011.) Ornetti ja muut (2010) totesivat, että kävelynopeuden validi meta-analyysi polven tekonivelleikkauksen jälkeen ei ole saavutettavissa. Kuitenkin Ornetti ja muut (2010) raportoivat keskimääräisen kävelynopeuden lisääntymiseksi 0.16 m/s, joka saattaa olla riittävän suuri muutos tilastollisesti merkittäväksi. (White ja muut, 2011.)

Tutkimuksessa toispuoleisen tekonivelleikkauksen läpikäyneillä potilailla raportoitiin kivuttomuutta polvinivelessä kävelyn aikana, suurempaa liikelaajuutta ja mahdollisuutta osallistua kohtuulliseen liikuntasuoritukseen. Tutkijat totesivat myös, että leikatut potilaat kykenivät kävelemään samaa vauhtia kuin terveet kontrolliryhmäläiset. Kävelynopeuteen vaikuttivat askeltiheys ja askelpituus molemmilla alaraajoilla. (Borjesson ja muut, 2005)

## 4.2 Lihassoima kävelyssä

Nelipäinen reisilihas on tärkeä tekijä kantauskun vaimennuksessa. (Jefferson ja muut, 1990.) Nivelrikon syntyä edesauttaa voimakas iskukuormitus ja reiden etuosan lihasten vähentynyt voima. (Radin ja muut, 1986, 121 - 123; Slemenda 1997.) Mikesky ja muut (2000) pyrkivät selvittämään vähentyneen lihassoiman ja kävelyn kantauskun aikaisen iskukuormituksen yhteyttä niveliltään terveillä naishenkilöillä, jotka jaettiin voimaharjoittelua harjoittaneisiin ja ei-harjoittaneisiin. Säännöllisesti voimaharjoitteluiden nelipäisen reisilihaksen ja hamstring - lihasten lihassoima (suhteutettuna kehon painoon) oli 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.

Monet muutkin tutkimukset ovat osoittaneet quadriceps femoris – lihaksen alentuneesta voimasta. (Tan ja muut, 1995; Hortobagyi ja muut, 2004; Lewek ja muut, 2004.) Nivelrikkoisen polven lihasten heikkouden on oletettu johtuvan nivelessä koetusta kivusta (O'Reilly ja muut, 1997; Hurley 1999.), polviniveltä ympäröivien lihasten refleksiinhibitioista (O'Reilly ja muut, 1997; O'Reilly ja muut, 1998; Hurley 1999.) ja kyvyttömyydestä täysin aktivoida m. quadriceps femoris aiheuttaen alentuneen voimantuoton lihaksessa (Fitzgerald ja muut, 2004; Lewek ja muut, 2004; Petterson ja muut, 2008.). Polven nivelrikon yhteydessä olevan lihassoheikkouden syntymekanismeja ei tunneta. Kuitenkin quadriceps femoris – lihaksen alentuneella voimalla saattaa olla merkittävä rooli polven nivelrikon kehittymisessä ja etenemisessä. (Slemenda ja muut, 1998; Hurley 1999; Amin ja muut, 2009.)

Samalla kuin quadriceps femoris - lihaksen on hyvin dokumentoitu polven nivelrikkopotilailla, hamstring-lihasten voimaa arvioivia tutkimuksia on vähemmän ja niiden tulokset ovat ristiriitaisia. (Slemenda ja muut, 1998; Tan ja muut, 1995). Tosin viimeisimmät tutkimukset ovat osoittaneet, että lantion alueen lihakset ovat heikommat polven nivelrikkopotilailla kuin kontrolliryhmällä. (Costa ja muut, 2010; Hinman ja muut, 2010.)

Ikääntyessä tai alaraajaan kohdistuneen vamman seurauksena lihasvoima yleensä heikkenee ja hermo-lihasjärjestelmän reaktioaika pitenee, mitkä voivat vähentää iskunvaimennuksen toimivuutta. On muistettava, että lihas on vain yksi osa hermo-lihasjärjestelmää. Toimiakseen optimaalisesti lihaksen täytyy olla vahva ja vahingoittumaton. Hermostollisen ohjauksen sekä sensorisen säätelyn pitää lisäksi toimia tarkoituksenmukaisesti. Hermo-lihasjärjestelmän vaurioituminen voi vaikuttaa paitsi lihasvoimaan niin myös lihaksen sensoriseen säätelyyn aiheuttaen lihaksen toiminnan vajaoksen. (Hurley 1999.)

### ***4.3 Proprioseptiivinen järjestelmä***

Lihasspindelit, nivelreseptorit ja Golgin jänne-elin ovat proprioseptoreita, jotka antavat tietoa nivelen asennosta ja liikkeistä. Jos proprioseptoreiden herkkyys alenee, niin niiden kyky välittää tietoa keskushermostolle laskee ja proprioseptisen järjestelmän tarkkuus vähenee. (Hurley 1999; Sharma 2003.) Esimerkiksi askelkontaktin alussa tarvitaan mm. täsmällistä proprioseptiivisen järjestelmän toimintaa, jotta kantapää ei törmäisi alustaan hallitsemattomasti, mikä voi vahingoittaa nivelrakenteita. (Hurley 1999.)

Lihasväsyyksen, (Skinner ja muut, 1986; Lattanzio ja muut, 1997) ikääntymisen (Skinner ja muut, 1984; Hurley ja muut, 1998.) ja nivelten yliliikkuvuuden (Hall ja muut, 1995.) on todettu vaikuttavan proprioseptisen järjestelmän oikeanlaiseen toimintaan. Potilailla, joilla on todettu polven nivelrikko, on selkeästi alentunut proprioseptiikka verrattuna samanikäisiin ja samaa sukupuolta oleviin ihmisiin. (Garsden & Bullock-Saxton, 1999.)

Sharman ja muiden (1997) tutkimuksen mukaan polvinivelrikkopotilaiden proprioseptiivisen 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 Garsden 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 ja muut, 1995) ovat osoitta-

neet, että unilateraalisesta nivelrikosta kärsivillä todetaan myöhemmin nivelrikko usein myös toisessa raajassa.

Proprioseptinen järjestelmä valvoo ja antaa palautetta keskushermostolle koko ajan saadakseen tarkan / hienosävyisen ja suunnitellun motorisen toiminnon mielekkääksi liikesuorituksiksi. Tämän kaiken tarkoituksena on suojella niveliä vahingoittavilta kuormituksilta. (Hurley 1999; Sharma 2003.) Tutkimuksissa on kuitenkin osoitettu, että vahingoittunut proprioseptinen järjestelmä lisää nivelrikkopotilaan toiminnallista vajaavuutta aiheuttamalla kävelyrytmin epäsäännöllisyyttä, lyhentämällä askelpituutta ja alentamalla kävelynopeutta ja kokonaiskävelyaikaa. (Sharma & Pai, 1997.)

## **5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT**

### ***5.1 Tutkimuksen tarkoitus***

Tämä tutkimus oli osa suurempaa Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksella meneillään olevaa tutkimusta, jossa tutkittiin polven tekonivelleikkauksen vaikutusta kävelyyn, porraskävelyyn, seisomaan nousuun ja istuutumiseen. Tämän osatutkimuksen tarkoituksena oli analysoida polven nivelrikon aikaansaamia toiminnallisia muutoksia toiminnallisissa kävelyanalyysissä sekä tutkia tekonivelleikkausten vaikutusten suuruutta ja vaikutusnopeutta potilaan toimintakyvyn palautumiseen normaalissa liikkeessä.

Tutkimuksen tarkoituksena oli verrata ikääntyneiden tekonivelleikkattujen henkilöiden tasamaakävelyn kuormittavuutta ja symmetriaa sekä tutkia kävelyssä tapahtuvia muutoksia ennen ja jälkeen tekonivelleikkauksen.

### ***5.2 Tutkimusongelmat***

Tutkimuksen tarkoituksena oli verrata tekonivelleikkattujen naisten tasamaakävelyn kuormittavuutta ja tutkia kävelyssä tapahtuvia muutoksia sekä selvittää:

- Muuttuuko kävelynopeus leikkauksen jälkeen (12 kk), kun koehenkilöt kävelivät tutkimustilanteissa haluamallaan (self selected) kävelynopeudella?
- Millaiset ovat nivelkulmamuuutokset ja kulmanopeudet ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen?
- Onko leikkauksen jälkeen tasamaakävelyn spatiotemporaalisissa parametreissa ei-operoidun ja operoidun alaraajan välillä epäsymmetriaa (ASI <10%)?

## 6 TUTKIMUSASETELMA JA TIEDON KERÄYS

### 6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen valittiin kahdeksan naispotilasta, joille tehtiin polven tekonivelleikkaus. Tutkimukseen osallistuminen oli vapaaehtoista ja potilaalle annettiin selvitys hänen oikeuksistaan, tutkimuksen tarkoituksesta ja tutkimuksessa käytettävistä menetelmistä sekä suullisesti että kirjallisesti. Tutkittavat allekirjoittivat tiedote- ja suostumuslomakkeen. Tutkittavilla oli mahdollisuus peruuttaa suostumuksensa missä vaiheessa tutkimusta tahansa. Tutkimukseen osallistumisen ehtona oli, että potilaan tuli voida liikkua ennen leikkausta ilman kyynärsauvoja tai kävelykeppiä. Poissulkevana kriteerinä oli lisäksi molemminpuolinen polven nivelrikko ja aiempi polven tekonivelleikkaus. Taulukossa 1 on esitetty koehenkilöiden taustatiedot.

**TAULUKKO 1.** Koehenkilöiden iän, pituuden, painon ja kehon massaindeksin (BMI) keskiarvot ja keskihajonnat (SD) tutkimuksen päättyessä.

|                          |              |
|--------------------------|--------------|
| Ikä (v)                  | 72.5 (±4.8)  |
| Pituus (m)               | 1.60 (±6.1)  |
| Paino (kg)               | 73.5 (±12.7) |
| BMI (kg/m <sup>2</sup> ) | 28.5 (±4.3)  |

### 6.2 Tutkimusasetelma

Koehenkilöille suoritettiin kaksi mittausta: yksi ennen operaatiota ja yksi seurantamittaus 12 kuukauden kuluttua leikkauksesta. Ennen mittauksia polviröntgenkuvista arvioitiin kummankin polven ja lonkan nivelrikon aste. Tekonivelleikkaus suoritettiin Keski-Suomen keskussairaalassa normaalien hoito- ja leikkauskäytäntöjen mukaisesti.

Toiminnallinen kävelyanalyysi suoritettiin Jyväskylän yliopiston liikuntabiologian laitoksen tutkimuslaboratoriossa. Sairaalassa tehtyjen alkututkimusten jälkeen toteutettiin toiminnallinen kävelyanalyysi, joka muodostui seuraavista osasuoritteista:

1. seisomaan nousu ja istuutuminen
2. kävely tasamaalla
3. portaiden nousu ja alas laskeutuminen.

Seisomaan nousu ja istuutuminen sekä porraskävely olivat osa suurempaa tutkimusta, jonka toteuttivat toiset tutkijat.

Osasuoritukset tehtiin voimalevyanturin (Raute, Lahti; Finland) päällä. Voimalevyanturilta (10m x 1,2m) tallennettiin vertikaalinen (pystyvoima) ja horisontaalinen (vaaka-voima) reaktiivoima. Voimalevyanturit ovat osasuorituksessa eriteltyinä vasempaan ja oikeaan sarjaan, jolloin molempien jalkojen voimia voidaan tarkastella erillisinä. Reaktiivoimien tallennus suoritettiin 1000 Hz keräystaajuudella Peak Motus®- järjestelmän avulla.

Liikeanalyysissä käytettävä videodata tallennettiin Peak Motus®- järjestelmän avulla. Järjestelmä mittasi kahden high speed- kameran (Peak Performance, USA) antaman videosignaalin 200 Hz taajuudella. Liikeanalyysin avulla tutkittiin toiminnallisen kävelyanalyysin kinematiikkaa.

Viimeisenä osasuorituksena oli polven ojentaja- ja koukistajalihasten isometrisen voimamittaus David 200 (David Fitness and Medical, Finland) laitteella.

### ***6.3 Mittaustilanteen kuvaus***

Mittausten alussa koehenkilö valmisteltiin mittausta varten. Lisäksi koehenkilöille kerrottiin tutkimuksen kulku. Tutkimus alkoi tasamaakävelyllä voimalevyanturisarjan ylitse (10 m). Kävelyssä käytettiin luonnollista kävelynopeutta, koehenkilön itsensä valitsemaa ja turvallisesti kokemaansa kävelyvauhtia. Koehenkilöiden kävelymatka oli kokonaisuudessaan 15 m, koska tutkimusasetelmassa koehenkilöt aloittivat kävelyn n. 3 m ennen voimalevyanturisarjaa ja kävely jatkui 2 m voimalevyanturisarjan jälkeen. Valokennot asetettiin 5 m etäisyydelle toisistaan. Ensimmäisen valokennon ohittaminen käynnisti samanaikaisen datan keräyksen ja jälkimmäisen ohittaminen päätti datan keräyksen. Onnistuneeksi koesuorituksiksi katsottiin kolmen askelsyklin suoritus valokennojen välisellä matkalla. Yhden tasamaakävelyn osasuorituksen kesto oli alle 60 sekuntia.

Liikeanalyysiä varten koehenkilöiden liikekeskipisteisiin kiinnitettiin heijastavat markerit (3. metatarsaalinivel, lateraalimalleoli, polvi, lonkka ja olkapää). Tasamaakävely kuvattiin kahdella videokameralla 200 Hz keräystaajuudella. Kameran oli sijoitettu siten, että ne sijaitsivat  $90^0$  kulmassa etu- ja takaviistossa suorituspaikkaan nähden.

Koehenkilöiden isometriset maksimaaliset polven ojennus- ja koukistusvoimat mitattiin koehenkilöiden istuessa reisipenkissä (David 200). Molempien alaraajojen isometriset maksimivoimat mitattiin polvikulman ollessa  $105^0$ . Isometrinen maksimivoima näkyi oskilloskoopilla, jotta koehenkilö saivat visuaalisen palautteen suorituksesta. Voimadata rekisteröitiin Peak Motus®- järjestelmälle 1000 Hz keräystaajuudella.

## ***6.4 Analysointi***

Suoritusten aikainen videokuva kaapattiin Peak Motus®- liikeanalyysijärjestelmään. Koehenkilöstä digitoitiin oikealta ja vasemmalta puolelta viisi nivelpistettä (3. metatarsaali, malleoli, polvi, lonkka ja olkapää) ja tulokset suodatettiin (Butterworth cut off 4 Hz). Nivelpisteiden avulla määriteltiin tasamaakävelyn ajalta nivelkulmat (nilkka-, polvi ja lonkkakulmat) oikeasta ja vasemmasta alaraajasta. Nivelkulmadatasta laskettiin koehenkilön suoritusten keskiarvot ja keskihajonnat (SD). Lisäksi polvinivelestä määritettiin nivelen kulmanopeudet tukivaiheen jarrutus- ja kiihdytysvaiheissa.

Demsterin massaparametrien (Winter 1990) avulla laskettiin massakeskipisteen siirtymien keskiarvot ja keskihajonnat askelen eri vaiheissa (kantaisku, keskitukivaihe ja varvastyöntö). Massakeskipisteen sijainnin perusteella määriteltiin massakeskipisteen etäisyys tukipinnan etureunasta (3. metatarsaali) tukivaiheen alussa, jotta saadaan selville heilahtaako jalka eteenpäin vai jääkö jalka suoraan vartalon alle.

Alustaan kohdistuvista reaktiovoimista määriteltiin vertikaalinen ja horisontaalinen (anterior-posterior-suuntainen) voima ( $F_z$ , ja  $F_x$ ) molempien alaraajojen alta erikseen suunnitellun tutkimusprotokollan mukaisesti. Alustan reaktiovoimat suhteutettiin koehenkilöiden kehon painoon.

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  $ASI < 10\%$ .

Symmetriaindeksi lasketaan kaavasta:

$$ASI (\%) = \frac{X_h - X_{op}}{\frac{1}{2}(X_h + X_{op})} \times 100\%$$

$X_h$  = ei-leikatun alaraajan kävelymuuttuja

$X_{op}$  = leikatun alaraajan kävelymuuttuja

### ***6.5 Tilastolliset analyysit***

Tilastolliset analyysit suoritettiin Microsoft Officen 2003 Excel-ohjelmalla. Kaikista muuttujista laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat. Ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen olleita muuttujia verrattiin parittaisella kahden otoksen t-testin keskiarvoilla. Tilastollisen merkitsevyyden tasoina käytettiin: + =  $p \leq 0.05$ , ++ =  $p \leq 0.01$  ja +++ =  $p \leq 0.001$ .

## 7 TULOKSET

### 7.1 Spatiotemporaaliset muuttujat

Kävelynopeudessa tapahtui tilastollisesti merkitsevä muutos verrattaessa kävelynopeutta ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen. Ennen leikkausta kävelynopeus oli 0.85 m/s ja leikkauksen jälkeen 1.11 m/s ( $p < 0.01$ ). Myös ei-leikatun raajan askelsyklin pituus kasvoi tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0.001$ ), samoin leikatun raajan askelpituus ( $p < 0.01$ ). Askelpituuden muutokset sekä ei-leikatussa raajassa että leikatussa raajassa olivat tilastollisesti merkitseviä ( $p < 0.001$ ). (TAULUKKO 2.)

**TAULUKKO 2.** Spatiotemporaaliset muuttujat (keskiarvo ja SD). Tilastollista eroa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen on merkitty merkillä +.

| Ennen                  | Jälkeen             | Merkitsevyys        |     |
|------------------------|---------------------|---------------------|-----|
| Kävelynopeus (m/s)     | 0.85 ( $\pm 0.31$ ) | 1.12 ( $\pm 0.31$ ) | ++  |
| Askelsyklin pituus (m) |                     |                     |     |
| ei-operoitu            | 0.98 ( $\pm 0.19$ ) | 1.18 ( $\pm 0.19$ ) | +++ |
| operoitu               | 0.98 ( $\pm 0.17$ ) | 1.12 ( $\pm 0.13$ ) | ++  |
| Askelpituus (m)        |                     |                     |     |
| ei-operoitu            | 0.46 ( $\pm 0.08$ ) | 0.56 ( $\pm 0.10$ ) | +++ |
| operoitu               | 0.52 ( $\pm 0.08$ ) | 0.59 ( $\pm 0.09$ ) | +++ |

Kehonpainopisteen (COM) siirtymien keskiarvot ja keskihajonnat laskettiin askelen eri vaiheissa (kantaisku (TD), keskitukivaihe (MID) ja varvastyöntö (TO)). Kehon painopisteen siirtymien muutokset eivät olleet tilastollisesti merkitseviä verrattaessa tilannetta ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen. (TAULUKKO 3.)

**TAULUKKO 3.** Kehonpainopisteen muutos (m) tukivaiheessa (keskiarvot  $\pm$ SD).

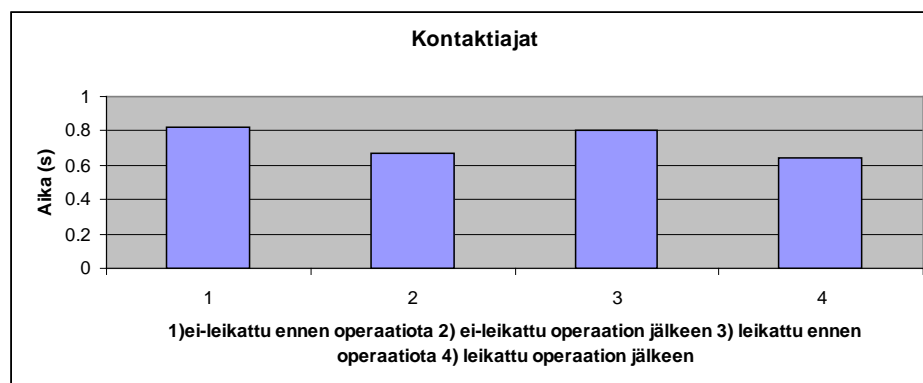
| Ennen   | Jälkeen    | Merkitsevyys |    |
|---------|------------|--------------|----|
| COM TD  | 0.84 $\pm$ | 0.85 $\pm$   | ns |
| COM MID | 0.79 $\pm$ | 0.81 $\pm$   | ns |
| COM TO  | 0.85 $\pm$ | 0.87 $\pm$   | ns |

Massakeskipisteen sijainnin perusteella määriteltiin massakeskipisteen etäisyys tukipinnan etureunasta (3. metatarsaali) tukivaiheen alussa (Su area), jotta saatiin selville heilahtaako jalka eteenpäin vai jääkö jalka suoraan vartalon alle. Sekä ei-leikatussa ja leikatussa alaraajassa muutos oli tilastollisesti merkitsevä. (TAULUKKO 4.)

**TAULUKKO 4.** Tukialueen muutos (cm) tukivaiheessa (keskiarvot ja  $\pm$ SD). Tilastollista eroa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen on merkitty merkillä +.

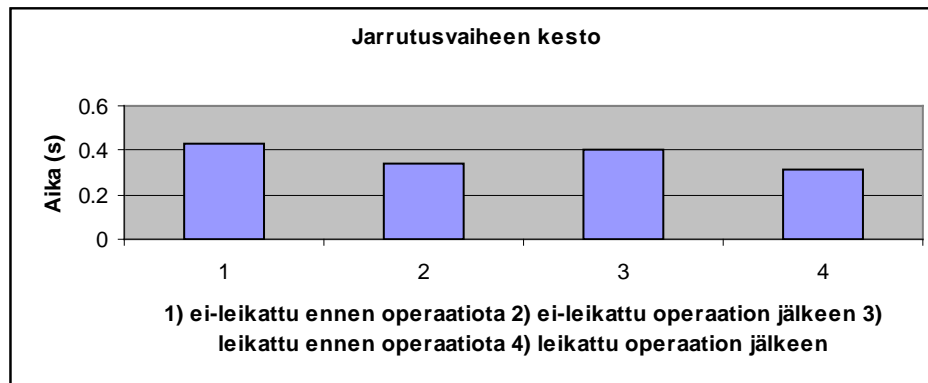
|                    | Ennen             | Jälkeen           | Merkitsevyys |
|--------------------|-------------------|-------------------|--------------|
| <b>Ei-leikattu</b> | 21.7 ( $\pm$ 5.4) | 25.3 ( $\pm$ 7.2) | +++          |
| Su area            |                   |                   |              |
| <b>Leikattu</b>    |                   |                   |              |
| Su area            | 21.3 ( $\pm$ 4.9) | 25.7 ( $\pm$ 3.7) | ++           |

Yksöistukivaiheen kontaktiajat muuttuivat tilastollisesti merkitsevästi sekä ei-leikatussa (0.82 s  $\pm$ 0.17 ennen leikkausta ja 0.66 s  $\pm$ 0.13 leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$ ) että leikatussa raajassa (0.800 s  $\pm$ 0.19 ennen leikkausta ja 0.641 s  $\pm$ 0.07 leikkauksen jälkeen,  $p < 0.001$ ). (KUVA 7.)



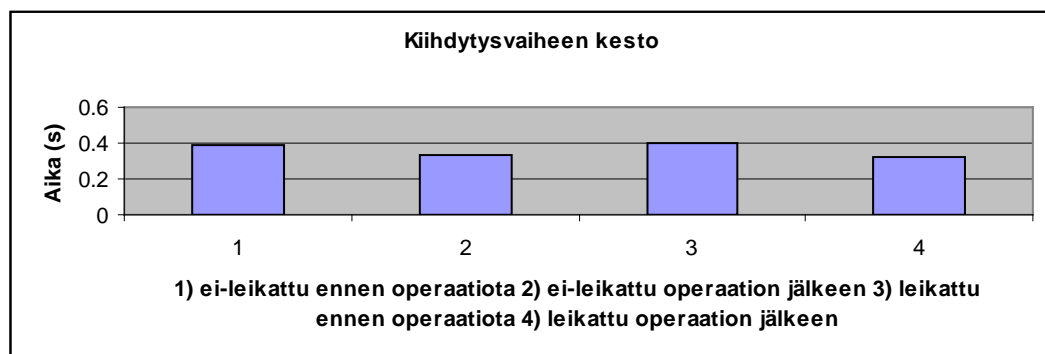
**KUVA 7.** Kontaktiajat: ei-operoidut; pylväät 1 & 2 ( $p < 0.001$ ) ja operoidut; pylväät 3 & 4 ( $p < 0.001$ ).

Tukivaiheen jarrutusvaiheen kestossa muutokset olivat tilastollisesti merkitseviä (0.432 s  $\pm$ 0.12 ennen leikkausta ja 0.339 s  $\pm$ 0.04 leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$ ) ei-leikatussa raajassa. Leikatussa raajassa tukivaiheen keston muutokset olivat myös tilastollisesti merkitseviä (0.403 s  $\pm$ 0.13 ennen leikkausta ja 0.317 s  $\pm$ 0.04 leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$ ). (KUVA 8.)



**KUVA 8.** Jarrutusvaiheen kesto: ei-operoidut; pylväät 1 & 2 ( $p < 0.01$ ) ja operoidut; pylväät 3 & 4 ( $p < 0.01$ ).

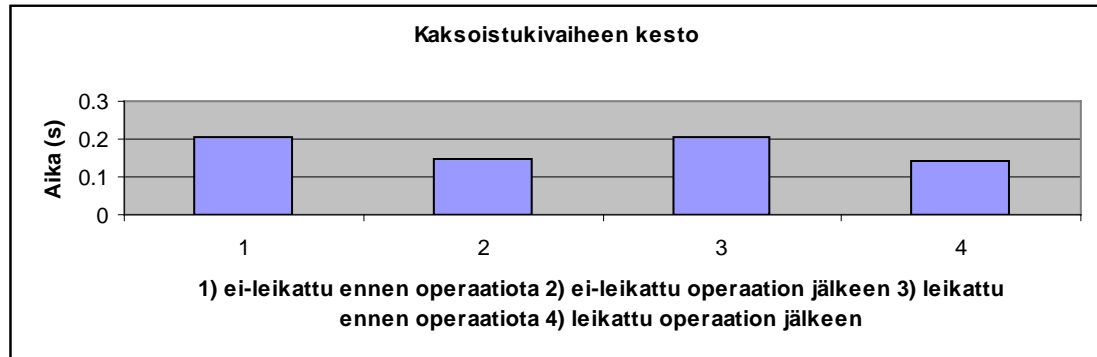
Myös tukivaiheen kiihdytysvaiheessa muutokset olivat tilastollisesti merkitseviä ei-leikatussa raajassa (ennen leikkausta  $0.389 \text{ s} \pm 0.1$  ja  $0.328 \text{ s} \pm 0.05$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.05$ ). Samoin kiihdytysvaiheen muutokset olivat tilastollisesti merkitseviä leikatussa raajassa ( $0.394 \text{ s} \pm 0.11$  ennen leikkausta ja  $0.324 \text{ s} \pm 0.05$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$ ). (KUVA 9.)



**KUVA 9.** Kiihdytysvaiheen kesto: ei-operoidut; pylväät 1 & 2 ( $p < 0.05$ ) ja operoidut; pylväät 3 & 4 ( $p < 0.01$ ).

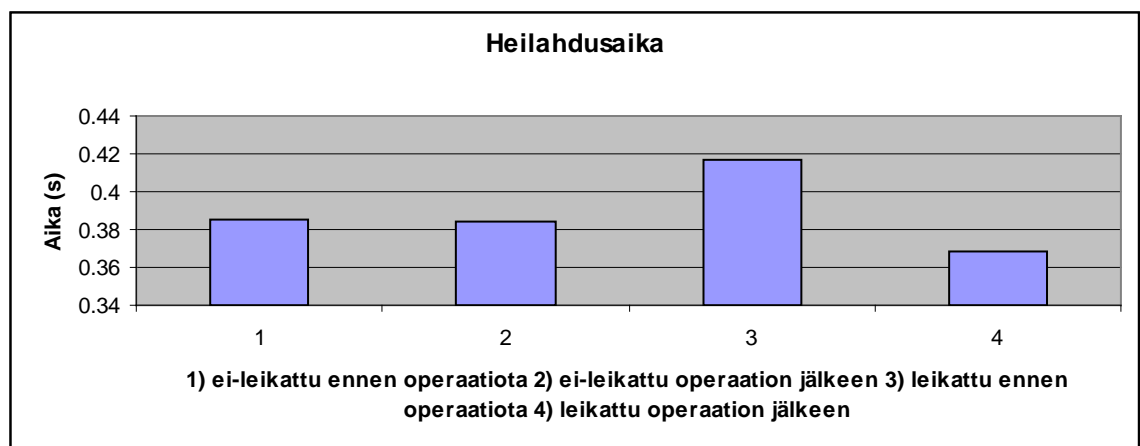
Kaksoistukivaiheen kesto lyheni sekä ei-leikatussa raajassa että leikatussa raajassa. Ei-leikatussa raajassa kaksoistukivaihe lyheni ( $0.199 \text{ s} \pm 0.04$  ennen leikkausta ja  $0.148 \text{ s} \pm 0.04$  leikkauksen jälkeen,  $P < 0.001$ ) tilastollisesti merkitsevästi. Leikatussa raajassa

kaksoistukivaiheen keston muutos oli tilastollisesti merkitsevä ( $0.188 \text{ s} \pm 0.02$  ennen leikkausta ja  $0.145 \text{ s} \pm 0.02$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.001$ ). (KUVA 10.)



**KUVA 10.** Kaksoistukivaiheen kesto: ei-operoidut; 1 & 2 ( $p < 0.001$ ) ja operoidut; 3 & 4 ( $p < 0.001$ ).

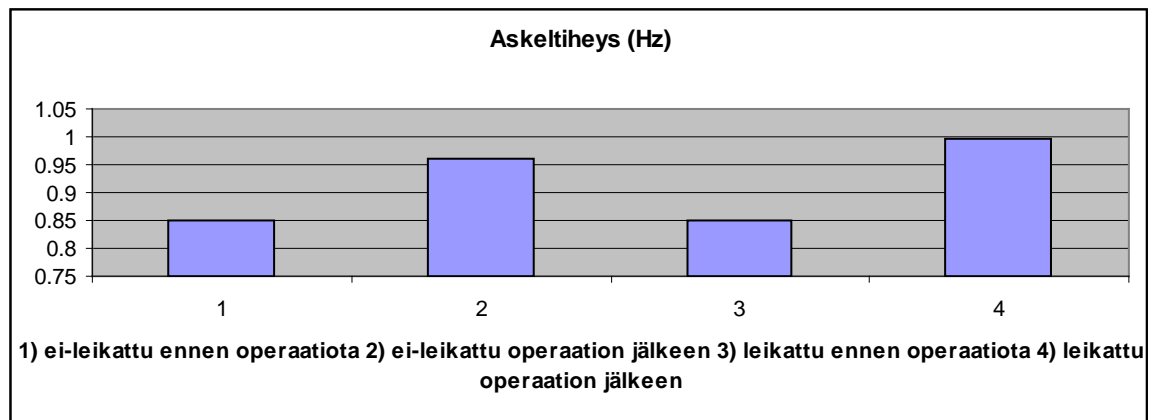
Ei-leikatun raajan heilahdusvaiheen kesto ei muuttunut tilastollisesti merkitsevästi ( $0.385 \text{ s} \pm 0.03$  ja  $0.384 \text{ s} \pm 0.03$  leikkauksen jälkeen, ns). Leikatussa raajassa heilahdusvaiheen kesto lyheni tilastollisesti merkitsevästi ( $0.417 \text{ s} \pm 0.07$  ennen leikkausta ja  $0.368 \text{ s} \pm 0.02$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$ ). (KUVA 11.)



**KUVA 11.** Heilahdusajan kestot: ei-operoidut; 1 & 2 (ns) ja operoidut; 3 & 4 ( $p < 0.01$ ).

Askeltiheys muuttui tilastollisesti merkitsevästi sekä ei-leikatussa että leikatussa raajassa. Ei-leikatussa raajassa askeltiheys kasvoi ( $0.85 \text{ Hz} \pm 0.14$  ennen leikkausta ja  $0.96 \text{ Hz}$

$\pm 0.17$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$ ) samoin leikatussa raajassa ( $0.85 \text{ Hz} \pm 0.08$  ennen leikkausta ja  $0.99 \text{ Hz} \pm 0.19$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.001$ ). (KUVA 12.)



**KUVA 12.** Askeltiheyden muutos: ei-operoitu; 1 & 2 ( $p < 0.01$ ) ja operoidut; 3 & 4 ( $p < 0.001$ ).

## 7.2 Kinemaattiset muuttujat

Alkukontaktin (heel strike tai touch down "TD") aikana ei-leikatun raajan tutkituissa nivelparametreissa (nilkka-, polvi ja lonkkakulmat) ei tapahtunut tilastollisesti merkittäviä muutoksia. Samoin alimman polvikulman hetkellä (vaiheessa, jolloin tukivaiheen jarrutusvaihe muuttuu kiihdytysvaiheeksi, "MID") ei-leikatun raajan tutkituissa parametreissa ei tapahtunut tilastollisesti merkitseviä muutoksia. Sen sijaan varvastyönön (toe off, "TO") aikana ei-leikatun raajan polvikulmassa ja lonkkakulmassa tapahtui tilastollisesti merkitsevä muutos (polvi  $32.2^0 \pm 2.8$  ennen leikkausta ja  $33.8^0 \pm 1.9$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$  ja lonkka  $3.6^0 \pm 2$  ennen leikkausta ja  $2.1^0 \pm 0.8$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.01$ ). (TAULUKKO 5.)

**TAULUKKO 5.** Ei-leikatun raajan kinemaattiset muuttujat (keskiarvo  $\pm$ SD). Tilastollista eroa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen on merkitty merkillä +, ei-tilastollista eroa on merkitty kirjaimilla ns.

| Ennen                    | Jälkeen            | Merkitsevyys       |    |
|--------------------------|--------------------|--------------------|----|
| ANKLE TD ( $^{\circ}$ )  | 5.22 ( $\pm$ 1.2)  | 5.21 ( $\pm$ 1)    | ns |
| ANKLE MID ( $^{\circ}$ ) | 1.12 ( $\pm$ 0.4)  | 1.49 ( $\pm$ 0.8)  | ns |
| ANKLE TO ( $^{\circ}$ )  | 10.18 ( $\pm$ 2.0) | 10.76 ( $\pm$ 1.1) | ns |
| KNEE TD ( $^{\circ}$ )   | 4.87 ( $\pm$ 1.7)  | 4.36 ( $\pm$ 1.4)  | ns |
| KNEE MID ( $^{\circ}$ )  | 11.81 ( $\pm$ 1.4) | 12.07 ( $\pm$ 1.3) | ns |
| KNEE TO ( $^{\circ}$ )   | 32.27 ( $\pm$ 2.8) | 33.80 ( $\pm$ 1.9) | ++ |
| HIP TD ( $^{\circ}$ )    | 21.67 ( $\pm$ 1.7) | 21.99 ( $\pm$ 0.9) | ns |
| HIP MID ( $^{\circ}$ )   | 22.77 ( $\pm$ 1.3) | 22.78 ( $\pm$ 1)   | ns |
| HIP TO ( $^{\circ}$ )    | 3.63 ( $\pm$ 2)    | 2.14 ( $\pm$ 0.8)  | ++ |

Alkukontaktin aikana leikatun raajan nilkkakulmassa todettiin tilastollisesti merkitsevä muutos ( $4.92^{\circ} \pm 1.6$  ennen leikkausta ja  $5.36^{\circ} \pm 1.2$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.05$ ). Lisäksi leikatun raajan polvikulmassa todettiin tilastollisesti merkitsevä muutos varvastyöntövaiheessa ( $32.14^{\circ} \pm 3.1$  ennen leikkausta ja  $33.04^{\circ} \pm 2.6$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.05$ ). Muuten leikatun raajan nivelparametreissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia. (TAULUKKO 6.)

**TAULUKKO 6.** Leikatun raajan kinemaattiset muuttujat (keskiarvo  $\pm$ SD). Tilastollista eroa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen on merkitty merkillä +, ei-tilastollista eroa on merkitty kirjaimilla ns.

| Ennen                    | Jälkeen            | Merkitsevyys       |    |
|--------------------------|--------------------|--------------------|----|
| ANKLE TD ( $^{\circ}$ )  | 4.92( $\pm$ 1.6)   | 5.36 ( $\pm$ 1.2)  | +  |
| ANKLE MID ( $^{\circ}$ ) | 1.26 ( $\pm$ 0.5)  | 1.32 ( $\pm$ 0.7)  | ns |
| ANKLE TO ( $^{\circ}$ )  | 9.88 ( $\pm$ 1.7)  | 10.35 ( $\pm$ 1)   | ns |
| KNEE TD ( $^{\circ}$ )   | 4.96 ( $\pm$ 2.2)  | 4.27 ( $\pm$ 1.8)  | ns |
| KNEE MID ( $^{\circ}$ )  | 12.86 ( $\pm$ 2.1) | 12.41 ( $\pm$ 1.6) | ns |
| KNEE TO ( $^{\circ}$ )   | 32.14 ( $\pm$ 3.1) | 33.04 ( $\pm$ 2.6) | +  |
| HIP TD ( $^{\circ}$ )    | 21.03 ( $\pm$ 1.1) | 21.37 ( $\pm$ 0.7) | ns |
| HIP MID ( $^{\circ}$ )   | 22.35 ( $\pm$ 1.4) | 22.42 ( $\pm$ 0.9) | ns |
| HIP TO ( $^{\circ}$ )    | 3.35 ( $\pm$ 2.4)  | 2.59 ( $\pm$ 1.5)  | ns |

Sekä ei-leikatusta että leikatusta polvinivelestä määritettiin nivelen kulmanopeudet tukivaiheen jarrutus- ja kiihdytysvaiheessa. Kiihdytysvaiheessa (AV Ac) sekä ei-leikatun raajan ( $54.00^{\circ}/s \pm 20.1$  ja  $67.98^{\circ}/s \pm 12.6$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.001$ ) että leikatun raajan ( $55.31^{\circ}/s \pm 22.2$  ennen leikkausta ja  $69.90^{\circ}/s \pm 21.5$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.001$ ) kulmanopeuden muutos oli tilastollisesti merkitsevä. (TAULUKKO 7.)

**TAULUKKO 7.** Jarrutus- ja kiihdytysvaiheen polvinivelen kulmanopeudet (keskiarvot ja  $\pm$ SD). Tilastollista eroa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen on merkitty merkillä +, ei-tilastollista eroa on merkitty kirjaimilla ns.

|                        | Ennen                | Jälkeen              | Merkitsevyys |
|------------------------|----------------------|----------------------|--------------|
| <b>Ei-leikattu</b>     |                      |                      |              |
| AV Br ( $^{\circ}/s$ ) | 21.06 ( $\pm 5.67$ ) | 23.63 ( $\pm 4.46$ ) | ns           |
| AV Ac ( $^{\circ}/s$ ) | 54.00 ( $\pm 20.1$ ) | 67.98 ( $\pm 12.6$ ) | +++          |
| <b>Leikattu</b>        |                      |                      |              |
| AV Br ( $^{\circ}/s$ ) | 24.88 ( $\pm 6.95$ ) | 25.08 ( $\pm 5.9$ )  | ns           |
| AV Ac ( $^{\circ}/s$ ) | 55.31 ( $\pm 22.2$ ) | 69.90 ( $\pm 21.5$ ) | +++          |

### 7.3 Kineettiset muuttujat

Reaktiivoimista tarkasteltiin jarrutus- ja työntövaiheiden huippuarvoja sekä näitä arvoja suhteutettuna koehenkilön kehonpainoon. Ei-leikatun raajan jarrutusvaiheen maksimaalisissa vertikaalivoimissa ( $mF_yBN$ ) ei ollut tilastollisesti merkitsevää muutosta. Ei-leikatun raajan kiihdytysvaiheen maksimipystyvoimassa ( $mF_yAN$ ) oli tilastollisesti merkitsevä muutos ( $712\text{ N} \pm 78$  ennen leikkausta ja  $746\text{ N} \pm 101$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.05$ ).

Leikatun raajan jarrutusvaiheen maksimaalisissa vertikaalivoimissa ( $mF_yBN$ ) oli tilastollisesti merkitsevä muutos ( $714\text{ N} \pm 72$  ennen leikkausta ja  $769\text{ N} \pm 85$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.05$ ). Leikatun raajan kiihdytysvaiheen maksimaalisissa vertikaalivoimissa ( $mF_yAN$ ) ei ollut tilastollisesti merkitsevää muutosta.

Ei-leikatussa raajassa ei ollut tilastollisesti merkitsevää muutosta, kun jarrutusvaiheen maksimaalinen vertikaalivoima suhteutettiin koehenkilön kehonpainoon ( $mF_yBBW$ ). Kun kiihdytysvaiheen maksimaalinen vertikaalivoima suhteutettiin koehenkilön ke-



honpainoon ( $mF_yABW$ ), muutos oli tilastollisesti merkitsevä ( $1.06 \times BW \pm 0.02$  ennen leikkausta ja  $1.11 \times BW \pm 0.03$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.05$ ).

Kun leikatun raajan jarrutusvaiheen maksimaalinen vertikaalivoima suhteutettiin koehenkilön kehonpainoon ( $mF_yBBW$ ), muutos oli tilastollisesti merkitsevä ( $1.07 \times BW \pm 0.07$  ennen leikkausta ja  $1.15 \times BW \pm 0.13$  leikkauksen jälkeen,  $p < 0.05$ ). Sen sijaan tilastollisesti merkitsevää muutosta ei ollut, kun kiihdytysvaiheen maksimaalinen vertikaalivoima suhteutettiin koehenkilön kehonpainoon ( $mF_yABW$ ). (TAULUKKO 8.)

**TAULUKKO 8.** Maksimaaliset vertikaalivoimat suhteutettuna kehonpainoon (BW) (keskiarvo  $\pm$ SD). Tilastollista eroa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen on merkitty merkillä +, ei-tilastollista eroa on merkitty kirjaimilla ns.

|                    | Ennen           | Jälkeen         | Merkitsevyys |
|--------------------|-----------------|-----------------|--------------|
| <b>Ei-leikattu</b> |                 |                 |              |
| mFyBBW             | 1.01 $\pm$ 0.04 | 1.07 $\pm$ 0.07 | ns           |
| mFyABW             | 1.06 $\pm$ 0.02 | 1.11 $\pm$ 0.03 | +            |
| <b>Leikattu</b>    |                 |                 |              |
| mFyBBW             | 1.07 $\pm$ 0.07 | 1.15 $\pm$ 0.13 | +            |
| mFyABW             | 1.05 $\pm$ 0.05 | 1.05 $\pm$ 0.11 | ns           |

Horisontaalisissa maksimaalisissa vaakavoimissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen. Myöskään kehonpainoon suhteutettuna tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei ollut ei-leikatun ja leikatun raajan välillä.

#### **7.4 Maksimaalinen isometrinen voima**

Maksimaalisessa tahdonalaisessa isometrisessä voimassa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei-leikatussa raajassa eikä leikatussa raajassa. (TAULUKKO 9.)

**TAULUKKO 9.** Isometriset absoluuttiset maksimaaliset polven ojennus- ja koukistusvoimat (N) ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen.

|                    | Ennen             | Jälkeen           | Merkitsevyys |
|--------------------|-------------------|-------------------|--------------|
| <b>Ei-leikattu</b> |                   |                   |              |
| Ojennus            | 381 ( $\pm 185$ ) | 345 ( $\pm 263$ ) | ns           |
| Koukistus          | 115 ( $\pm 66$ )  | 119 ( $\pm 66$ )  | ns           |
| <b>Leikattu</b>    |                   |                   |              |
| Ojennus            | 339 ( $\pm 151$ ) | 356 ( $\pm 195$ ) | ns           |
| Koukistus          | 117 ( $\pm 60$ )  | 115 ( $\pm 79$ )  | ns           |

### 7.5 Symmetriaindeksi

Kävelyn aikaisia epäsymmetrisyyksiä eri muuttujissa tarkasteltiin Herzogin ja muiden (1989) esittämän symmetriaindeksin (SI) kaavasta johdetun absoluuttisen symmetriaindeksin (ASI) avulla (Giakas & Baltzopoulos 1997). Ei-leikatun ja leikatun alaraajan välillä ei katsottu olevan epäsymmetriaa, jos  $ASI < 10\%$ . Ennen leikkausta jarrutusvaiheen ASI oli 7,3 % verrattaessa ei-leikattavaa ja leikattavaa alaraajaa. Leikkauksen jälkeen ASI oli 6,1 %. Heilahdusvaiheen keston ASI ennen leikkausta oli 7,6 %, leikkauksen jälkeen ASI ei-leikatun ja leikatun alaraajan välillä oli 5,4 %. Kaikkien muiden muuttujien ero ei-leikatun ja leikatun raajan välillä oli alle 5 % sekä ennen leikkausta että leikkauksen jälkeen.

## 8 POHDINTA

Tässä tutkimuksessa 8 koehenkilöä suorittivat testikävelyt tasamaalla ennen polven tekonivelleikkausta ja 12 kuukautta leikkauksen jälkeen. Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia tekonivelleikkauksen aiheuttamaa muutosta kävelyn biomekaniikassa ja selvittää mahdollisia eroja ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen. Tutkimus osoitti, että vapaaasti valittu kävelynopeus lisääntyi selvästi.

### *8.1 Spatiotemporaaliset muuttujat*

Kävelynopeuden muutos oli tilastollisesti merkitsevä, ennen leikkausta 0.85 m/s ja leikkauksen jälkeen 1.12 m/s. Tutkimus osoitti, että itsevalittu kävelynopeus parantui selvästi. Aiemmat tutkimukset vahvistavat tämän tutkimuksen tulosta, mm. Ornettin ja muiden tutkimus (2010). Whiten ja muiden (2011) pitkittäistutkimuksen mukaan esimerkiksi kivun väheneminen ei johda lisääntyneeseen kävelynopeuteen. Sen sijaan Kramers-de Quervainin ja muiden (2012) tutkimuksessa osoitettiin, että kahden vuoden seurannan jälkeen kävelynopeus ja askeltiheys olivat tilastollisesti merkitsevästi parantuneet polven tekonivelleikkauksen jälkeen. Samansuuntaisia tuloksia osoittivat Abbasi-Bagfhi ja muut (2012) omassa artikkelissaan. Abbasi-Bagfhi ja muut totesivat, että jopa 6 – 12 kuukautta on liian lyhyt aika verrattaessa tekonivelleikkauksen aikaansaamaa hyötyä tilanteeseen ennen leikkausta. Lisäksi tutkijat totesivat, että monella polvi-potilaalla on myös muita sairauksia, jotka vaikuttavat kävelynopeuteen.

Yksöistukivaiheen kontaktiajat leikkauksen jälkeen lyhenivät tilastollisesti merkitsevästi sekä ei-leikatussa alaraajassa että leikatussa alaraajassa, ennen leikkausta ei-leikatun raajan tukivaiheen kesto 0.82 s ja leikkauksen jälkeen 0.66 s ja leikatussa 0.80 s ennen leikkausta ja 0.64 s leikkauksen jälkeen. Tutkimuksissa on raportoitu jo aiemmin, että kävelynopeuden kasvaessa yksöistukivaiheen kesto lyheni. (Perttunen ja Komi, 2001.) Kontaktiajan lyheneminen johtui todennäköisesti siitä, että leikkauksen jälkeen tutkittavilla kävely oli kivuttomampaa ja esimerkiksi askelkontaktin kantaiskuun

(TD) koehenkilö saattoi ottaa leikkauksen jälkeen kovemman törmäysiskun vastaan kuin ennen leikkausta.

Yksöistukivaiheen jarrutus- ja kiihdytysvaiheen kestot lyhenivät. Syynä keston lyhenemiseen saattaa olla kivuttomuus leikatussa raajassa, mikä mahdollistaa suuremman vertikaalisen törmäysvoiman kantaiskuvaiheessa ja paremman ponnistuksen kiihdytysvaiheessa.

Tässä tutkimuksessa kaksoistukivaiheen kesto lyheni sekä ei-leikatussa raajassa että leikatussa raajassa. Syynä kaksoistukivaiheen keston lyhenemiseen on lisääntynyt kävelynopeus. Winter ja muut (1990) totesivat tutkimuksessaan, että ikääntyneillä kaksoistukivaiheen kesto kasvoi, kun heitä verrattiin nuorten kontrolliryhmään.

Györy ja muut (1976) sekä Stauffer ja muut (1977) havaitsivat tutkimuksissaan, että nivelrikkopotilaiden kävelynopeus, askelpituus ja -tiheys ovat myös alhaisemmat. Tässä tutkimuksessa ei-leikatun raajan askelparin (askelsyklin) pituus kasvoi tilastollisesti merkitsevästi, 0.98 m ennen leikkausta ja 1.18 m leikkauksen jälkeen, samoin leikatun raajan askelparin pituus kasvoi verrattuna tilanteeseen ennen leikkausta, 0.98 m ja 1.12 m. Koehenkilöiden askelpituus oli myös suurempi leikkauksen jälkeen. Baliunasin ja muiden (2002) tutkimus osoitti, että polven nivelrikkoa sairastavien askelparin pituus oli tilastollisesti merkitsevästi pienentynyt verrattaessa kontrolliryhmän jäseniin.

Tutkimuksessa askeltiheys kasvoi sekä ei-leikatussa että leikatussa raajassa. Samansuuntaisia tuloksia Kramers-de Quervain ja muut (2012) osoittivat kaksivuotisessa polven tekonivelleikkauksen seurantatutkimuksessa. Baliunas ja muut (2002) vertailivat polven nivelrikkoa sairastavien ja kontrolliryhmän välisiä eroja ja totesivat, että askeltiheys oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi nivelrikkoa sairastavilla kuin kontrolliryhmällä.

Ei-leikatun raajan heilahdusvaiheen kesto ei muuttunut tilastollisesti merkitsevästi.

Leikatussa raajassa heilahdusvaiheen kesto lyheni tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0.01$ ). Perttunen ja Komi (2001) raportoivat jo aiemmin, että kävelynopeuden kasvaessa heilahdusvaiheen kesto lyheni.

Kehonpainopisteen (COM) siirtymien keskiarvot ja keskihajonnat laskettiin askelen eri vaiheissa. Kehonpainopisteet laskettiin oikean alaraajan kantaiskun (TD), keskikivaiheen (MID) ja varvastyönnön (TO) hetkellä. Kehon painopisteen siirtymissä ei ollut muutoksia. Tässä tutkimuksessa koehenkilöiden kehonpainopisteet olivat hieman

alempana kuin kehonpainopisteen arvioidaan normaalisti olevan (pituus  $\times 0.543$ ). Syynä saattoi olla se, että koehenkilöiden oli vaikea ainakin ennen leikkausta, ja osalla leikkauksen jälkeen, ojentaa leikattava polvinivel täyteen ojennukseen (extensioon), mm. Györy ja muut (1976) ovat osoittaneet samansuuntaisia tuloksia, esimerkiksi toteamalla, että seisoma-asennossa polvinivelen koukistus oli suurempi nivelrikkoa sairastavilla verrattaessa terveisiin kontrolliryhmän koehenkilöihin.

Tässä tutkimuksessa määriteltiin massakeskipisteen sijainnin perusteella massakeskipisteen etäisyys tukipinnan etureunasta (3. metatarsaali) tukivaiheen alussa, jotta saatiin selville heilahtaako jalka eteenpäin vai jääkö jalka suoraan vartalon alle. Tutkimus osoitti, että leikkauksen jälkeen koehenkilöt kävelivät niin, että jalka heilahti selvästi eteenpäin verrattuna kävelyn ennen leikkausta.

## ***8.2 Kinemaattiset muuttujat***

Tutkimuksessa alkukontaktin (TD) aikana ei-leikatun raajan tutkituissa nivelpareissa (nilkka-, polvi- ja lonkkakulmat) ei tapahtunut tilastollisesti merkittäviä muutoksia. Samoin alimman polvikulman hetkellä (vaiheessa, jolloin tukivaiheen jarrutusvaihe muuttuu kiihdytysvaiheeksi, ”MID”) ei-leikatun raajan tutkituissa parametreissa ei tapahtunut tilastollisesti merkitseviä muutoksia. Sen sijaan varvastyönön (TO) aikana ei-leikatun raajan polvikulma ja lonkkakulma kasvoivat. Yhtenä todennäköisenä syynä voi olla se, että koehenkilöt valitsivat itse haluamansa kävelynopeuden ja ennen leikkausta tehdyllä mittauskerralla koehenkilöt ovat kävelleet itselleen ”sopivalla” kävelynopeudella, joka tekee kävelystä mahdollisimman turvallisen ja kivuttoman.

Alkukontaktin (TD) aikana leikatun raajan nilkkakulma kasvoi tilastollisesti merkitsevästi. Lisäksi leikatun raajan polvikulma kasvoi tilastollisesti merkitsevästi varvastyöntövaiheessa (TO). Tutkimus tukee aiempia havaintoja, mm. Györy ja muut (1976) havaitsivat tutkimuksessaan, että normaalikävelyn aikana polvinivelrikkopotilaan polvinivelen liikelaajuus sagittaalitasossa on pienempi ja että tukivaiheessa polvinivelen koukistus on vähäisempää terveisiin verrattuna. Suurempi tukivaiheen polvikulma voi vähentää nelipäisen reisilihaksen rasitusta ja polvinivelen kuormitusta. On huomattava, että Györyn ja muiden (1976) tutkimuksessa kontrollihenkilöt olivat keski-ikältään lähes 15 vuotta nivelrikkoisia nuorempia. Baliunas ja muut (2002) puolestaan totesivat pol-

ven nivelrikkoa sairastavien ja kontrolliryhmän nivelkulmien välillä tilastollisesti merkitseviä eroja vain suuremmassa polvinivelen ojennuksessa (minimum knee angle) ja paremmassa polven liikelaajuudessa kuin kontrolliryhmällä. Muuten tämän tutkimuksen leikatun raajan nivelkulmaparametreissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia.

Tutkimuksessa määritettiin ei-leikatusta ja leikatusta polvesta nivelen kulmanopeudet tukivaiheen jarrutus- ja kiihdytysvaiheessa. Kiihdytysvaiheessa (AV Ac) sekä ei-leikatun raajan että leikatun raajan kulmanopeus kasvoi. Sen sijaan Fuchsin ja muiden (2002) tutkimuksen mukaan maksimaalisissa kulmanopeuksissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroja kun verrattiin tekonivelleikattuja potilaita kontrolliryhmään.

### ***8.3 Kineettiset muuttujat***

Vertikaalisista reaktiovoimista tarkasteltiin jarrutus- ja työntövaiheiden huippuarvoja sekä näitä arvoja suhteutettuna koehenkilön kehonpainoon. Ei-leikatun raajan kiihdytysvaiheen maksimipystyvoimat ( $mF_{yAN}$ ) kasvoivat tilastollisesti merkitsevästi. Myös leikatun raajan jarrutusvaiheen maksimaaliset vertikaalivoimat ( $mF_{yBN}$ ) kasvoivat. Chenin ja muiden (2003) tutkimuksessa kehonpainoon suhteutetut vertikaalivoimat olivat osteoartriittia sairastavilla ja ikääntyneiden kontrolliryhmällä alhaisemmat kuin tässä tutkimuksessa.

Kun leikatun raajan jarrutusvaiheen maksimaalinen vertikaalivoima suhteutettiin koehenkilön kehonpainoon ( $mF_{yBBW}$ ), muutos oli tilastollisesti merkitsevä ( $1.07 \times BW \pm 0.07$  ennen leikkausta ja  $1.15 \times BW \pm 0.13$  leikkauksen jälkeen). Tulos on samansuuntainen kuin Perttusen tutkimustulos (2002), jossa osoitettiin, että kävelynopeuden lisääntyessä myös pysty- ja vaakavoimat kasvavat.

Horisontaalisissa maksimaalisissa vaakavoimissa ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen. Myöskään kehonpainoon suhteutettuna tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei ollut ei-leikatun ja leikatun raajan välillä.

#### ***8.4 Maksimaalinen isometrinen ojennus- ja koukistusvoima***

Polven maksimaalisessa tahdonalaisessa isometrisessä ojennus- ja koukistusvoimassa ennen leikkausta ja leikkauksen jälkeen ei ollut tilastollisesti merkitseviä muutoksia ei-leikatussa raajassa eikä leikatussa raajassa. Ei-leikatun alaraajan maksimaalisessa isometrisessä ojennusvoimassa hajonta oli suurta ennen leikkausta (62 – 587 N) ja leikkauksen jälkeen (90 – 834 N). Leikatun alaraajan maksimaalisessa isometrisessä ojennusvoimassa hajonta oli myös suurta, mutta pienempää kuin ei-leikatussa alaraajassa. Tulokseen vaikutti todennäköisesti suuri hajonta, koska kahden koehenkilön maksimaaliset isometriset voimat olivat selkeästi huonommat kuin muulla koehenkilöryhmällä.

Lanshammarin ja Ribomin (2011) mukaan lihasvoiman epäsymmetria, tai prosentuaalinen ero tiettyjen vasemman ja oikean puolen lihasten välillä, voi johtua raajan domianssista, toispuoleisesta patologiasta (Suetta ja muut, 2007) ja sen on osoitettu kasvavan ikääntymisen myötä. (Perry ja muut, 2007.)

#### ***8.5 Symmetriaindeksi***

Tutkimuksessa tarkasteltiin kävelyn aikaisia epäsymmetrisyyksiä eri muuttujien välillä Herzogin ja muiden (1989) esittämän symmetriaindeksin (SI) kaavan mukaan. Ei-leikatun ja leikatun alaraajan välillä ei katsottu olevan epäsymmetriaa, jos  $ASI < 10\%$ . Tutkimustulos on selkeä, mutta vastoin odotuksia. Todennäköisin syy selkeän epäsymmetrian puuttumiseen on se, että ennen leikkausta olleella mittauskerralla koehenkilöt kävelivät itselleen sopivalla kävelynopeudella, jolloin kävely sovitettiin mahdollisimman kivuttomaksi ja oireettomaksi. Leikkauksen jälkeen leikatun raajan kipu oli todennäköisesti vähäisempää ja toimintakyky oleellisesti parempi kuin ennen leikkausta. Leikkauksen jälkeisen mittauskerran epäsymmetrisyys johtuu lisääntyneestä kävelynopeudesta, ennen leikkausta suoritettulla kävelynopeudella kävely leikkauksen jälkeen olisi ollut todennäköisesti lähes symmetristä.

Toisaalta symmetrinen kävely tutkimusten valossa on harhaluulo, vaikka symmetrisen kävelyn katsotaan olevan tyypillistä normaalille kävelylle. Claeys ja muut (1983) vertailivat 67 nuoren aikuisen oikean ja vasemman alaraajan vertikaalivoimia tasamaakävelyn aikana. Tutkituista 34 koehenkilön oikean ja vasemman alaraajan vertikaalivoi-

mat olivat symmetriset, mutta 33 koehenkilön vertikaalivoimien asymmetria oli tilastollisesti merkitsevä. Kuitenkin on lukuisia tutkimuksia, jossa kävelyn epäsymmetriaa on dokumentoitu. Rosenrot ja muut (1980) raportoivat, että ensimmäisen ja jälkimmäisen kaksoistukivaiheen kestot eivät olleet identtiset. Crowe ja muut (1993) totesivat epäsymmetriaa kehonpainopisteen vaihtelussa käyttäen alustaan kohdistuvaa voimadattaa. Wheelwrightin ja muiden (1993) mukaan kävelyn epäsymmetria voi johtua heilahdettavan jalan asennosta reflektoiden tutkittavan toispuoleista dominanssia. Tosin Gundersen ja muut (1993) päättelivät, että kävelyn epäsymmetriaa ei voi ennustaa toispuoleisesta dominanssista. Lihasvoiman epäsymmetria ei kuitenkaan välttämättä johdu raajan dominanssista ja lihasvoiman toispuoleisuus voi vaihdella jokaisen nivelen toiminnan tai toiminnallisen tehtävän mukaan. (Vagenas & Hoshizaki, 1991.) Edellä mainittujen tutkimusten mukaan tässä tutkimuksessa saadut tulokset ovat täysin normaalin hajonnan sisällä.

## ***8.6 Yhteenveto***

Tämä tutkimus osoitti, että tekonivelleikkattujen naisten vapaasti valittu (self selected) kävelynopeus kasvoi selvästi. Myös kehonpainoon suhteutetut pystyvoimat kasvoivat. Sen sijaan leikatun polven liikeradoissa kävelyn aikana ei tapahtunut juurikaan muutoksia, mikä vahvistaa aiempia tutkimustuloksia. Tutkimustulokset osoittivat, että polven tekonivelleikkauksesta saatava toiminnallinen hyöty on merkittävä. Aikaisemmat tutkimukset ovat jo osoittaneet leikkausta seuranneen tekonivelleikatun polvinivelen kivuttomuuden kuin myös tekonivelleikkausten kustannusvaikuttavuuden.



## **LÄHDELUETTELO**

Abbasi-Bafghi H, Fallah-Yakhdani HR, Meijer OG, de Vet HCW, Bruijn SM, Yang LY, Knol DL, van Royen BJ & van Dieën JH.(2012) The effects of knee arthroplasty on walking speed: A meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2012, 13 (66): 1-10.

Ahlberg A, Moussa M, Al-Nahdi M. (1998) On geographical variations in the normal range of joint motion. *Clin Orthop Relat Res.*234:229--231.

Ala-Kokko L. (2000) Kollageenien geenivirheet rusto- ja selkäsairauksissa. *Suomen Lääkärilehti.* 55 (18): 1967-1971.

Amin S, Baker K, Niu J, Clancy M, Goggins J, Guermazi A, Grigoryan M, Hunter DJ & Felson DT. (2009) Quadriceps strength and the risk of cartilage loss and symptom progression in knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* 60 (1): 189-98.

Andriacchi TP & Mikosz RP. (1991) Muskuloskeletal dynamics, locomotion and clinical applications Teoksessa: Mow VC & Hayes WC. (toim.). *Basic Orthopaedic Biomechanics.* New York: Raven Press.

Argenson JN, Komistek RD & Mahfouz M. (2006) A high flexion total knee arthroplasty design replicates healthy knee motion. *Clin Orthop Relat Res.*428:174--179.

Arokoski JPA, Jurvelin JS, Väättäinen U & Helminen HJ. (2000) Normal and pathological adaptations of articular cartilage to joint loading. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports.* 10: 186-198.

Arokoski JPA, Lammi M, Kiviranta I, Jurvelin JS, Parkkinen J, Hyttinen MM, Tammi MI & Helminen HJ. (2001) Nivelriikon etiopatogeneesi. *Duodecim*. 117: 1617-1626.

Arokoski J, Malmivaara M, Moilanen E, Ojala R, Paavolainen P, Ruuskanen J, Viro-lainen P, Virtapohja H, Vuolteenaho K & Österman H. (2007) Polvi- ja lonkkanivelriikon hoito, Käypä hoito –suositus. *Duodecim* 123 (5): 601-620.

Aromaa, A & Koskinen S. (toim.) (2002) Health and functional capacity in Finland. Baseline results of the Health 2000 health examination survey. Publications of the National Public Institute B3 / 2002. Helsinki: National Public Health Institute.

Badley EM & Wang PP. (1998) Arthritis and the aging population: projections of arthritis prevalence in Canada 1991 to 2031. *J Rheumatol*. 25: 138–144.

Baert IAC, Jonkers I, Staes F, Luyten FP, Truijien S & Verschueren SMP. (2010) Gait characteristics and lower limb muscle strength in women with early and established knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 28: 40-47.

Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA & Andriacchi TP. (2002) Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 10: 573-579.

Barr ELM, Browning C, Lord SR, Menz HB & Kendig H. (2005) Foot and leg problems are important determinants of functional status in community dwelling older people. *Disability and Rehabilitation* 27: 917-923.

Bojsen-Moller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M & Aagaard P. (2005) Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of tendinous structures. *J Appl Physiol*. 99:986–994.

Burks RT, Metcalf MH & Metcalf RW. (1997) Fifteen-year follow-up of arthroscopic partial meniscectomy. *Arthroscopy* 13 (6): 673-679.

Burr DB & Radin EL. (2003) Microfractures and microcracks in subchondral bone: are they relevant to osteoarthritis? *Rheumatic Disease Clinics of North America* 29: 675–685

Chen CPC, Chen MJL, Pei YC, Lew HL, Wong PY & Tang SFT. (2003) Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil.*82:307–312.

Clayes R. (1983) The analysis of ground reaction forces symmetry during walking and running. *Int Orthop* 7: 113-9.

Costa, RA, Oliveira LM, Watanabe SH, Jones A & Natour J. (2010) Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics (Sao Paulo)* 65: 1253–1259.

Crowe, A, Schiereck P, Boer R & Keessen W. (1993) Characterization of gait of young adult females by means of body center of mass oscillation derived from ground reaction forces. *Gait and Posture* 1: 61-68.

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.

Ethgen O, Bruyere O, Richy F, Dardennes C & Reginster JY. (2004) Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty: a qualitative and systematic review of literature. *J Bone J Surg Am.*;86:963–974.

Fairclough JA & Graham GP. (2003) The knee. In: Rheumatology, 3<sup>rd</sup> edition, 661–680. (toim.) Hochberg M, Silman A, Smolen J, Weinblatt M & Weisman M. Mosby, Edinburgh.

Felson DT & Zhang Y (1998) An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis & Rheumatism* 41 (8): 1343-1355.

Fitzgerald GK, Piva SR, Irrgang JJ, Bouzubar F & Starz TW. (2004) Quadriceps activation failure as a moderator of the relationship between quadriceps strength and physical function in individuals with knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* 51 (1): 40-8.

Fuchs S, Flören M, Skwara A & Tibesku CO. (2002) Quantitative gait analysis in unconstrained total knee arthroplasty patients. *International Journal of Rehabilitation Research* 25: 65–70.

Gapeyeva H, Buht N, Peterson K, Erelina J, Haviko T & Paasuke M. (2007) Quadriceps femoris muscle voluntary isometric force production and relaxation characteristics before and 6 months after unilateral total knee arthroplasty in women. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*15:202–211.

Gardsen LR & Bullock-Saxton JE. (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 variability and asymmetry. *Gait Posture* 5: 189-97.

Gillquist J. & Messner K. (1999) Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Medicine* 27 (3): 143-156.

Gunderson LA, Valle DR, Barr AE, Danoff JV, Stanhope SJ & Synder-Mackler L. (1989) Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry. *Physical Therapy* 69: 640-50

Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME & Wallace RB. (1995) Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *The New England Journal of Medicine* 332: 556-561.

Györy AN, Chao EYS & Stauffer RN. (1976) Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 57 (12): 571-577.

Haapala J, Arokoski JP, Hyttinen MM, Lammi M, Tammi M, Kovanen V, Helminen HJ & Kiviranta I. (1999) Remobilization does not fully restore immobilization induced articular cartilage atrophy. *Clinical Orthopaedic and Related Research* 362: 218-229.

Hall MG, Ferrell WR, Sturrock RD, Hamblen DL & Baxendale RH. (1995) The effect of the hypermobility syndrome of the knee proprioception. *British Journal of Rheumatology* 34 (2): 121-5.

Hamill J, Bates BT, & Knutzen KM. (1984) Ground reaction force symmetry during walking and running. *Res Q Exerc Sport* 55: 289-93.

Hausdorff JM, Yogev G, Springer S, Simon ES & Giladi N. (2005) Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task. *Experimental Brain Research* 164: 541-548.

Helewa A & Walker JM. (1996) Epidemiology and economics of arthritis. In: Walker JM & Helewa A, eds. *Physical Therapy in Rheumatoid Arthritis*. Toronto, Ontario, Canada: WB Saunders Co:9 –18.

Helminen HJ, Arokoski JPA & Kiviranta I. (2001) Polven ja lonkan nivelrikon ehkäisy – haavettako vain? *Suomen Lääkärilehti* 56 (51-52): 5259-5256.

Herzog W, Nigg BM, Read LJ, & Olsson E. (1989) Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc* 21:110-4.

Hinman RS, Hunt MA, Creaby MW, Wrigley TV, Mcmanus, FJ & Bennell KL. (2010) Hip muscle weakness in individuals with medial knee osteoarthritis. *Arthritis Care Res.* 62: 1190–1193.

Hochberg MC & 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.

Hortobagyi T, Garry J, Holbert D & Devita P. (2004) Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* 51 (4): 562-9.

Huang CH, Cheng CK, Lee YT & Lee KS. (1996) Muscle strength after successful total knee replacement: a 6- to 13-year followup. *Clin Orthop Relat Res.*328: 147–154.

Hurley MV, Rees J & Newham DJ. (1998) Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. *Age and ageing* 27 (1): 55-62.

Hurley MV. (1999) The role of muscle weakness in the pathogenesis of osteoarthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North America* 25 (2): 283-298.

Hurley MV. (2003) Muscle dysfunction and effective rehabilitation of knee osteoarthritis: what we know and what we need to find out. *Arthr Care Res.* 49: 444-452.

Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA & Andriacchi TP. (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.

Imms FJ & Edholm OG. (1981) Studies of gait and mobility in the elderly. *Age and Ageing*. 10 (3): 147-156.

Jefferson RJ, Collins JJ, Whittle MW, Radin EL & O'Connor JJ. (1990) The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. *Journal of Engineering in Medicine* 204: 21-28.

Jones RE & Huo MH. (2006) Rotating platform knees: an emerging clinical standard: in the affirmative. *J Arthroplasty* 21: 33-36.

Jordan KM, Arden NK, Doherty M, Bannwarth B, Bijlsma JW, Dieppe P, Gunther K, Hauselmann H, Herrero-Beaumont G, Kaklamanis P, Lohmander S, Leeb B, Lequesne M, Mazieres B, Martin-Mola E, Pavelka K, Pendleton A, Punzi L, Serni U, Swoboda B, Verbruggen G, Zimmermann-Gorska I & Dougados M. Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials ESCISIT. (2003) EULAR Recommendations 2003: an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis: Report of a Task Force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT). *Annals of the Rheumatic Diseases* 62 (12): 1145-55.

Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M & An K-N. (2001) Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics* 34: 907-915.

Kerrigan DC, Todd MK, Croce UD, Lipsitz LA & Collins JJ. (1998) Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 79: 317-322.

Kramers-de Quervain IA, Kämpfen S, Munzinger U & Mannion FA. (2012) Prospective study of gait function before and 2 years after total knee arthroplasty. *The Knee* 19: 622-627.

Kujala UM, Kettunen J, Paananen H, Aalto T, Battie MC, Impivaara O, Sarna S. & Videman T. (1995) Knee osteoarthritis in former runners, soccer players, weight lifters and shooters. *Arthritis & Rheumatism*. 38 (4): 539-546.

Lanshammar K & Ribom EL. (2011) Differences in muscle strength in dominant and non-dominant leg in females aged 20–39 years—a population-based study. *Phys Ther Sport*. 12(2): 76–9.

Lane NE. (1995) Exercise: a cause of osteoarthritis. *Journal of Rheumatology*, (suppl.) 43: 3-5.

Larsson LE, Odenrick P, Sandlund B, Weitz P & Öberg PÅ. (1980) The phases of the stride and their interaction in human gait. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 12 (3): 107–112.

Laskin RS & O’Flynn HM. (1997) Total knee replacement with posterior cruciate ligament retention in rheumatoid arthritis. Problems and complications. *Clinical Orthopaedic and Related Research* 345: 24-8.

Lattanzio PJ, Petrella RJ, Sproule RJ & Fowler PJ. (1997) Effects of fatigue on knee proprioception. *Clinical Journal of Sport Medicine* 7 (1): 22-27.

Lee TH, Tsuchida T, Kitahara H & Moriya H. (1999) Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty: study using linear regression model of normal controls—women without arthroplasty. *J Orthop Sci*. 4: 13–21.

Lewek MD, Rudolph KS & Snyder-Mackler L. (2004) Quadriceps femoris muscle weakness and activation failure in patients with symptomatic osteoarthritis. *Journal of Orthopaedic Research* 22 (1): 110-115.

Lingard EA, Sledge CB & Learmonth ID. (2006) Patients expectations regarding total knee arthroplasty: differences among the United States, United Kingdom, and Australia. *J Bone Joint Surg Am*.88: 1201-1207.

Lorentzen JS, Petersen MM, Brot C & Madsen OR. (1999) Early changes in muscle strength after total knee arthroplasty: a 6-month followup of 30 knees. *Acta Orthop Scand*. 70: 176–179.



Luhtanen P & Komi PV (1978) Mechanical energy states during running. *Ergonomics* 21;38(1): 41-48.

Maffiuletti NA, Bizzini M & Widler K. (2010) Asymmetry in quadriceps rate of force development as a functional outcome measure in TKA. *Clin Orthop Relat Res* 468: 191-198.

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 TE, Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Aliabadi P, Weissman B, Rush D, Wilson PW & 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 TE, Jacques P, Zhang Y, Hannan MT, Aliabadi P, Weissman B, Rush D, Levy D & Felson, DT. (1996b) Do antioxidant micronutrients protect against the development and progression of knee osteoarthritis? *Arthritis & Rheumatism* 39 (4): 648-656.

Meier W, Mizner RL, Marcus RL, Dibble LE, Peters C & Lastayo PC. (2008) Total knee arthroplasty: muscle impairments, functional limitations, and recommended rehabilitation approaches. *J Orthop Sports Phys Ther.* 38: 246–256.

Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL & Wise CM. (1992) Osteoarthritis of the knee: Effects on gait, strength, and flexibility. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 73 (1): 29-36.

Messier SP, Loeser RF, Miller GD, Morgan TM, Rejeski WJ, Sevick MA., Ettinger WH, Pahor MJr & Williamson JD. (2004) Exercise and dietary weight loss in overweight and obese older adult with knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism* 5: 1501-1510.

Mikesky AE, Meyer A & Thompson KL. (2000) Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *Journal of Orthopaedic Research* 18 (2): 171-175.

Mizner RL, Petterson SC & Snyder-Mackler L. (2005a) Quadriceps strength and the time course of functional recovery after total knee arthroplasty. *J Orthop Sports Phys Ther.* 35: 424–436.

Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, Vandenborne K & Snyder-Mackler L. (2005b) Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty: the contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. *J Bone Joint Surg Am.* 87: 1047–1053.

Mizner RL & Snyder-Mackler L. (2005) Altered loading during walking and sit-to-stand is affected by quadriceps weakness after total knee arthroplasty. *J Orthop Res.* 23: 1083–1090.

Mont MA, Mizner DL, Jones LC & Hungerford DS. (1995) History of the contralateral knee after primary knee arthroplasty for osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics* 321: 145-150.

Murray MP, Kory RC & Clarkson BH. (1969) Walking patterns in healthy old men. *Journal of Gerontology* 24: 169-178.

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.

Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Saddemi SR & 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 of Rheumatology* 9 (3): 259-62.

O'Reilly S, Jones A, Muir KR & Doherty M. (1998) Muscle weakness in osteoarthritis: the effect on pain and disability. *Annals of Rheumatic Diseases* 57 (10): 588-94.

Ornetti P, Maillefert JF, Laroche D, Morisset C, Dougados M & Gossec L. (2010) Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: a systematic review. *Joint Bone Spine*. 77(5): 421–425.

Otsuki T, Koji N & Okuno M. (1999) Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthrosis of the knee before and after total knee athroplasty. *Gait analysis using a pressure measuring system. Journal of Orthopaedic Science*. 4 (2): 99-105.

Ounpuu S. (1994) The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine* 13 (4): 843-863.

Palmieri-Smith RM, Thomas AC, Karvonen-Gutierrez, C & Sowers MF. (2010) Isometric quadriceps strength in women with mild, moderate, and severe knee osteoarthritis. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 89: 541–548.

Panush RS, Schmidt C & Caldwell JR. (1986) Is Running associated with degenerative joint disease? *The Journal of the American Medical Association* 255 (9): 1152-1154.

Peat G, McCarney M & Croft P. (2001) Knee pain and osteoarthritis in older adults: a review of community burden and current use of primary health care. *Annals Rheumatic Diseases* 60 (2): 91-7.

Perry J. (1992) *Gait analysis. Normal and pathological gait*. Thorfare: Slack incorporated.

Perry MC, Carville SF, Smith IC, Rutherford OM & Newham DJ. (2007) Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *Eur J Appl Physiol.* 100(5): 553–61.

Perttunen J & Komi PV. (2001) Effect of walking speed on foot loading patterns. *Journal of Human Movement Studies* 40: 291-305.

Perttunen J. (2002) Foot Loading in Normal and Pathological Walking (väitöstutkimus). Jyväskylän yliopisto.

Perttunen J, Anttila E, Södergård J, Merikanto J & Komi PV. (2004) Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 14 (1): 49-56.

Petterson SC, Barrance P, Buchanan T, Binder-Macleod S & Snyder-Mackler L. (2008) Mechanisms underlying quadriceps weakness in knee osteoarthritis. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 40 (3): 422-7.

Radin EL, Whittle MW, Yang KH, Jefferson RJ, Rodgers MM, Kish VL & O'Connor JJ. (1986) The heelstrike transient, its relationship with the angular velocity of the shank, and the effect of quadriceps paralysis. Teoksessa Lantz SH & King AI. (toim.) *Advances in Bioengineering*. New York: American Society of Mechanical Engineers.

Radin EL, Burr DB, Caterson B, Fyhrrie D, Brown TD & Boyd RD. (1991) Mechanical determinants of osteoarthritis (Review). *Seminar in Arthritis & Rheumatism* 21: 12-21

Rantanen T, Guralnik JM., Ferrucci L, Leveille S & Fried LP. (1999) Coimpairments: strength and balance as predictors of severe walking disability. *Journal of Gerontology: Medical Sciences*: 54A, M172-M176.

Rantanen T, Guralnik JM, Ferrucci L, Penninx BWJH, Leveille S, Sipilä S & Fried LP. (2001) Coimpairments as predictors of severe walking disability in older women. *Journal of the American Geriatrics Society* 49: 21-27.

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.

Rodano R & Santambrogio GC (1989) Walking symmetry at different step frequencies: An analysis based on the ground reaction force processing. In *Biomechanics XI* (Eds. Gregor RJ, Zernicke RF & Whiting WC). Los Angeles, USA. UCLA Abstract 299.

Roos H, Lauren M, Adalberh T, Roos EM, Jonsson K. & Lohmander LS. (1998) Knee osteoarthritis after meniscectomy: prevalence of radiographic changes after twenty-one years, compared with matched controls. *Arthritis & Rheumatism* 41 (4): 687-693.

Rosenrot P, Wall JC & Charteris J. (1980) The relationship between velocity, stride time, support time and swing time during normal walking. *Journal of Human Movement Studies* 6: 323-335.

Sadeghi H, Allard P, Prince F & Labelle H. (2000) Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*. 12(1): 34-45.

Sharma L & Pai YC. (1997) Impaired proprioception and osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol*. 9:253-258.

Sharma L. (2003) Proprioception in osteoarthritis. Brandt K., Doherty M & Lohmander S. (toim.) *Osteoarthritis*, 2<sup>nd</sup> ed. New York: Oxford University Press 172-7

Sharma A, Komistek RD & Scuderi GR. (2007) High-flexion TKA designs: what are their in vivo contact mechanics? *Clin Orthop Relat Res* 464: 117-126.

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.

Shkuratova N, Morris ME & Huxham F. (2004) Effects of age on balance control during walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 85: 582-588.

Skinner HB, Barrack RL & Cook SD. (1984) Age-related decline in proprioception. *Clinical Orthopaedic and Related Research* 184: 208-11.

Skinner HB, Wyatt MP, Hodgdon JA, Conard DW & Barrack RL. (1986) Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *Journal of Orthopaedic Research* 4 (1): 112-8.

Sledge CB. & Walker PS. (1984) Total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis. *Clinical Orthopaedic and Related Research* 182: 127-36.

Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, Mazzuca S, Braunstein EM, Katz BP & Wolinsky FD. (1997) Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Annals of Internal Medicine* 127 (2): 97-104.

Slemenda C, Heilman DK, Brandt KD, Katz BP, Mazzuca SA, Braunstein EM & Byrd D. (1998) Reduced quadriceps strength relative to body weight: a risk factor for knee osteoarthritis in women. *Arthritis & Rheumatism* 41 (11): 1951-9.

Soames, RW & Richardson, RPS. (1985) Stride length and cadence: their influence on ground reaction forces during gait. Teoksessa: Winter DA, Norman RW, Wells RP, Hayes KC & Patla AE. (toim.). *Biomechanics IX-A*, 406-410. Champaign: Human Kinetics Publishers.

Spector TD, Cicuttini F, Baker J, Loughin J & Hart DJ. (1996). Genetic influences on osteoarthritis: a twin study. *British Medical Journal* 312 (7036): 940- 943.

Stauffer RN, Chao EYS & Györy AN. (1977) Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. *Clinical Orthopaedics* 126: 246-255.

Studenski S, Perera S, Wallace D, Chandler JM, Duncan PW, Rooney E, Fox M & Guralnik JM. (2003) Physical performance measures in the clinical setting. *Journal of the American Geriatrics Society* 51: 314-322.

Suetta C, Aagaard P & Magnusson SP. (2007) Muscle size, neuromuscular activation, and rapid force characteristics in elderly men and women: effects of unilateral long-term disuse due to hiposteoarthritis. *J Appl Physiol.* 102(3): 942–8.

Suomen Reumaliitto (2010a) Tuki- ja liikuntaelinten hyvinvoinnin tietopankki. Luettavissa: <http://www.tule-tietopankki.fi/tules-ja-yhteiskunta/tules-lukuina/> (Luettu 20.4.2012).

Suomen Reumaliitto (2010b) Reuma-aapinen. Luettavissa: [http://www.reumaliitto.fi/reuma-aapinen/leikkaukset/polven\\_tekonivelleikkaus/](http://www.reumaliitto.fi/reuma-aapinen/leikkaukset/polven_tekonivelleikkaus/) (luettu 4.5.2012).

Sutherland DH. (2002) The evolution of clinical gait analysis Part II: Kinematics. *Gait and Posture* 16: 159–179.

Tan J, Balci N, Sepici V & Gener FA. (1995) Isokinetic and isometric strength in osteoarthritis of the knee. A comparative study with healthy women. *American Journal of Physical and Medicine Rehabilitation* 74 (5): 364-9.

Uvehammer J. (2001) Knee joint kinematics, fixation and function related to joint area design in total knee arthroplasty. *Acta orthopaedica scandinavica supplementum no. 299*, vol. 72.

Vagenas G & Hoshizaki B. (1991) Functional asymmetries and lateral dominance in the lower limbs of distance runners. *Int J Sport Biomech.* 7: 311–329.

Valtonen A, Pöyhönen T, Heinonen A & Sipilä S. (2009) Muscle deficits persist after unilateral knee replacement and have implications for rehabilitation. *Phys Ther* 89: 1072–1079.

Vaughan CL, Davis BL & O'Connor JC. (1999) *Dynamics of Human Gait*. 2. painos. Cape Town: Kiboho Publishers.

Victor J, Ries M, Bellemans J. (2007) High-flexion, motion-guided total knee arthroplasty: who benefits the most? *Orthopedics* 30: 77--79.

Visser M, Goodpaster BH, Kritchevsky SB, Newman AB, Nevitt M, Rubin SM, Simonsick EM & Harris TB. (2005) Muscle mass, muscle strength, and muscle fat infiltration as predictors of incident mobility limitations in well-functioning older persons. *Journal of Gerontology: Medical Sciences* 60A, M324-M333.

Wheelwright EF, Minns RA, Law HT & Elton RA. (1993) Temporal and spatial parameters of gait in children. I: normal control data. *Developmental Medicine and Child Neurology* 35: 102-113.

White DK, Felson DT, Niu J, Nevitt MC, Lewis CE, Torner JC, Neogi T. (2011) Reasons for functional decline despite reductions in knee pain: the multicenter osteoarthritis study. *Phys Ther*, 91(12): 1849–1856.

Whittle MW. (1999) Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot. *Gait and Posture* 10: 264-275.

Winter DA. (1988) *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. 2. painos. Ontario. University of Waterloo Press.

Wosk J & Voloshin AS. 1981. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics* 14: 261-7.

[www.biomet.fi/potilaat/polvi](http://www.biomet.fi/potilaat/polvi). (2013) (luettu 12.6.2013)

[www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto). (2013) (luettu 11.6.2013)

Yogev G, Plotnik M, Peretz C, Giladi N & Hausdorff JM. (2007) Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: when does the bilateral coordination of gait require attention? *Exp Brain Res*.177(3): 336–46.



Yoshida Y, Mizner RL, Ramsey DK & Snyder-Mackler L. (2008) Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clin Biomech.* 23: 320–328.

Zhang W, Doherty M, Arden N, Bannwarth B, Bijlsma J, Gunther KP, Hauselmann HJ, Herrero-Beaumont G, Jordan K, Kaklamanis P, Leeb B, Lequesne M, Lohmander S, Mazieres B, Martin-Mola E, Pavelka K, Punzi L, Swoboda B, Varatojo R, Verbruggen G, Zimmerman-Gorska I & Dougados M, EULAR Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT). (2005) EULAR evidence based recommendations for the management of hip osteoarthritis: report of a task force of the EULAR Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutics (ESCISIT). *Annals of Rheumatic Diseases* 64 (5): 669-81.

Zhang W, Moskowitz RW, Nuki G, Abrahamson S, Altman RD, Arden N, Bierma-Zeinstra S, Brandt KD, Croft P, Doherty M, Dougados M, Hochberg M, Hunter DJ, Kwoh K, Lohmander LS & Tugwell P. (2008) OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based expert consensus guidelines. *Osteoarthritis Cartilage* 16 (2): 137-62.