

**SUUNNANMUUTOSTEN JA PUDOTUSHYPPYJEN KINEMA-  
TIIKKA JA KINETIIKKA SEKÄ POLVEN ACL-VAMMAN  
RISKIÄ LISÄÄVÄT TEKIJÄT SUUNNANMUUTOKSISSA**

Ville Rinta-Hiiro

Pro Gradu - tutkielma

Biomekaniikka

Kevät 2013

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaajat: Janne Avela

Juha-Pekka Kulmala

Jari Parkkari

# TIIVISTELMÄ

**Rinta-Hiiri, Ville 2013. Suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen kinematiikka ja kineettiikka sekä polven ACL-vamman riskiä lisäävät tekijät suunnanmuutoksissa. Biomekaniikan Pro Gradu - tutkielma. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, 58 s.**

Tämä tutkimus oli osa UKK-instituutin urheiluvammojen riskitekijöitä ja ennaltaehkäisyä selvittävää kolmivuotista seurantatutkimusta. Tutkimuksessa vertailtiin suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen suoritustekniikkaa ja tarkasteltiin kinemaattisia ja kineettisiä tekijöitä, jotka ovat suunnanmuutosliikkeissä yhteydessä polven abduktiokulmaan ja -momenttiin, joiden oletetaan aiheuttavan polven eturistisiteen (ACL) vammoja. Lisäksi tarkasteltiin eri lihasryhmien voimatasojen vaikutusta suunnanmuutosliikkeiden suoritustekniikkaan.

Tutkimukseen osallistui 100 nuorta koehenkilöä (80 naista ja 20 miestä), jotka olivat eri joukkuelajien urheilijoita. Koehenkilöt suorittivat suunnanmuutosliikkeitä ja pudotushyppyjä, joista tehtiin 3D-liikeanalyysi. Tarkastelun kohteena olivat alustan reaktiovoimat ja nivelkulmat sekä käänteisen dynamiikan menetelmällä määritetyt nivelmomentit. Koehenkilöiden maksimivoima mitattiin polven koukistuksesta ja ojennuksesta, jalkojen ojennuksesta sekä jalkaprässistä. Suunnanmuutosliikkeiden aikaisten polven maksimimomenttien perusteella koehenkilöt jaettiin keskenään erilaisiin ryhmiin käyttäen cluster-analyysin k-means -menetelmää. Lisäksi eri muuttujien välille määritettiin Pearsonin korrelaatiokertoimet.

Cluster-analyysi tunnisti kolme erilaista ryhmää. Ryhmän 3 polven maksimaalinen abduktiomomentti suunnanmuutoksissa ( $-1,62 \pm 0,36$  Nm/kg) oli 64 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,001$ ) ja 86 % suurempi kuin ryhmällä 2 ( $p \leq 0,001$ ). Lisäksi ryhmän 3 maksimaalinen fleksiomomentti suunnanmuutoksissa ( $2,93 \pm 0,38$  Nm/kg) oli 49 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,001$ ) ja 41 % suurempi kuin ryhmällä 2 ( $p \leq 0,001$ ). Maksimivoimissa ainoa merkitsevä ero ryhmien välillä oli polven ojennusvoimassa ryhmien 1 ja 2 välillä ( $p \leq 0,05$ ). Polven maksimaalisen abduktiokulman ja maksimaalisen abduktiomomentin välillä oli suunnanmuutoksissa merkitsevä korrelaatio ( $r=0,417$ ;  $p \leq 0,01$ ).

Ryhmällä 3 oli myös pudotushypyissä suurin polven maksimaalinen abduktiomomentti ( $-0,37 \pm 0,26$  Nm/kg), mikä oli 61 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,01$ ) ja 68 % suurempi kuin ryhmällä 2 ( $p \leq 0,001$ ). Polven maksimaalinen abduktiomomentti korreloikin merkittävästi pudotushyppyjen ja suunnanmuutosten välillä ( $r=0,376$ ;  $p \leq 0,01$ ). Myös polven maksimaalinen abduktiokulma korreloi näiden suoritusten välillä ( $r=0,778$ ;  $p \leq 0,01$ ). Pudotushypyissä esiintynyt polven maksimaalinen abduktiokulma ei kuitenkaan korreloinut suunnanmuutosten polven maksimaalisen abduktiomomentin kanssa ( $r=0,107$ ).

Suunnanmuutokset ja pudotushyppyt korreloivat nivelkulmien ja -momenttien osalta hyvin vahvasti keskenään. Kahdella jalalla tehtäviä pudotushyppyjä voitaisiin tämän tutkimusten tulosten perusteella käyttää ennustamaan usein urheilussa esiintyvien yhdellä jalalla suoritettavien suunnanmuutosliikkeiden kinematiikkaa ja kineettiikkaa. Suunnanmuutoksissa polven suureen abduktiomomenttiin olivat yhteydessä ainakin suuri vertikaalinen reaktiovoima, suuri polven abduktiokulma ja pieni polven sisäkierto. Maksimivoimat eivät merkittävästi selittäneet suunnanmuutosten polven abduktiota tai abduktiomomenttia.

Avainsanat: liikeanalyysi, pudotushyppy, suunnanmuutosliikkeet, ACL

# SISÄLTÖ

## TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO .....	5
2 JUOKSUN BIOMEKANIikka.....	6
2.1 Kinematiikka.....	6
2.2 Kinetiikka.....	8
2.3 Lihasaktiivisuus .....	10
3 SUUNNANMUUTOSLIIKKEET JA HYPYT PALLOPELEISSÄ .....	12
4 SUUNNANMUUTOSLIIKKEIDEN JA HYPPYJEN ALASTULOJEN RISKITEKIJÄT .....	15
4.1 ACL-vammat pallopeleissä.....	15
4.2 Sukupuolten väliset erot ACL-vamman riskissä.....	19
4.3 Lihasten toiminnan merkitys.....	21
4.4 Hermostollisen säätelyn merkitys .....	23
4.5 Loukkaantumisriskiin vaikuttavia tekijöitä.....	24
4.6 Loukkaantumisriskiä vähentäviä tekijöitä.....	25
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	27
6 MENETELMÄT .....	28
6.1 Tutkimuksen tiedot.....	28
6.2 Koehenkilöt .....	28
6.3 Mittaukset.....	28
6.3.1 Suunnanmuutokset ja pudotushypyt .....	29
6.3.2 Maksimivoima .....	30
6.3.3 Datan keräys.....	33
6.4 Analysointi .....	33

6.5 Tilastolliset menetelmät .....	34
7 TULOKSET .....	35
7.1 Cluster-ryhmät suunnanmuutoksissa .....	35
7.2 Cluster-ryhmät pudotushyppyissä ja muuttujien korrelaatiot .....	37
7.3 Maksimivoima .....	41
8 POHDINTA .....	43
8.1 Suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen vertailu .....	43
8.2 Polven abduktioon yhteydessä olevat tekijät suunnanmuutoksissa .....	44
8.3 Maksimivoima .....	48
8.4 Tutkimuksen kriittinen tarkastelu .....	50
8.5 Johtopäätökset.....	51
9 LÄHTEET.....	52

# 1 JOHDANTO

Suunnanmuutosliikkeet ja erilaiset hyppyt ovat olennainen osa pallopeleissä tapahtuvaa liikkumista. Nämä liikkeet tekevät pelikentällä liikkumisesta tehokkaampaa, mutta ne myös aiheuttavat runsaasti loukkaantumisia. Erityisesti polvessa sijaitsevan eturistiteen eli ACL:n vammat ovat pitkän kuntoutusajan vaativia urheiluvammoja, joita syntyy tyypillisesti suunnanmuutosliikkeissä sekä hyppy- tai jarrutusilanteissa, joissa kehon paino on yhden jalan varassa (Hewett 2000). ACL:n kuormittumisesta suunnanmuutosliikkeiden ja hyppyjen aikana on tehty runsaasti tutkimuksia, joiden tavoitteena on ollut ymmärtää syitä ja löytää riskitekijöitä, jotka näitä vammoja aiheuttavat.

Useiden tutkimusten mukaan, kuten Hewettin ym. (2005), polven valgus eli abduktio on yhteydessä ACL-vamman syntymiseen. Tämän lisäksi on olemassa monia muita tekijöitä, jotka vaikuttavat vamman syntymisriskiin. Esim. lonkan toiminta saattaa olla suoraan yhteydessä polven valgukseen (Pollard ym. 2007). Vamman syntymisriskiin vaikuttavat myös esim. sukupuoli, pelikokemus, lihasten toiminta ja niiden voimataso sekä nivelten ja muiden rakenteiden liikkuvuus. Myös ulkoisilla tekijöillä, kuten pelialustalla ja jalkineilla, on vaikutusta. Moniin vammariiskiin vaikuttaviin tekijöihin voi kuitenkin vaikuttaa oikeanlaisilla harjoitusohjelmilla.

Monissa aiemmissa ACL-vamman riskejä selvittävässä tutkimuksissa on tarkasteltu kahdella jalalla suoritettavia pudotushyppyjä, vaikka vammat syntyvät usein yhden jalan suunnanmuutoksissa ja alastuloissa. Tässä tutkimuksessa vertailtiin kahdella jalalla suoritettavaa pudotushyppyä yhden jalan suunnanmuutosliikkeeseen. Erityisesti tarkastelun kohteena oli polven mekaniikan yhteys näiden liikkeiden välillä. Lisäksi tässä tutkimuksessa selvitettiin, mitkä kinemaattiset ja kineettiset tekijät suunnanmuutoksissa aiheuttavat ACL-vammaan mahdollisesti yhteydessä olevaa polven abduktiota. Tutkimuksessa tarkasteltiin myös, millainen yhteys maksimivoimalla on suunnanmuutosten kinemaattisiin ja kineettisiin tekijöihin.

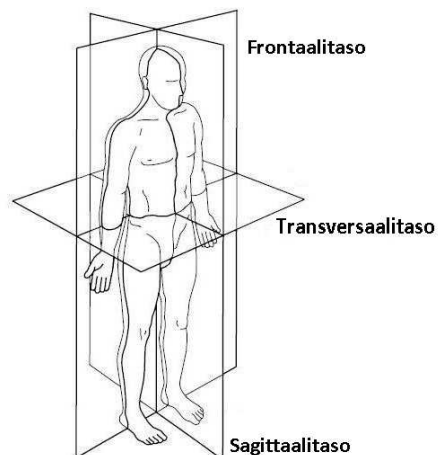
## 2 JUOKSUN BIOMEKANIikka

Juoksun askelsykli voidaan yksinkertaistaen jakaa kahteen pääasialliseen vaiheeseen, joita ovat tuki- ja heilahdusvaihe. Askelsykli alkaa siitä hetkestä kun jalka koskettaa alustaa ja loppuu siihen kun sama jalka koskettaa alustaa uudelleen. Tukivaiheen aikana jalka on kontaktissa alustaan. Alusta tuottaa jalkaan nähden Newtonin III:n lain mukaisesti yhtä suuren, mutta vastakkaissuuntaisen voiman, alustan reaktivoiman. Juoksijan massakeskipisteen sijainti ja kiihtyvyys määräävät alustan reaktivoiman suuruuden ja suunnan. (Adelaar 1986; Novacheck 1997.)

Juoksijat voidaan luokitella kahteen luokkaan sen perusteella, mikä osa jalkapohjasta osuu maahan tukivaiheessa ensimmäisenä. Laskeutuminen voi tapahtua joko kantapäätä tai jalkaterän keski-/etusaa käyttäen. Eri tutkimusten perusteella n. 80 % juoksijoista luokitellaan kantajuoksijoiksi (Novacheck 1997).

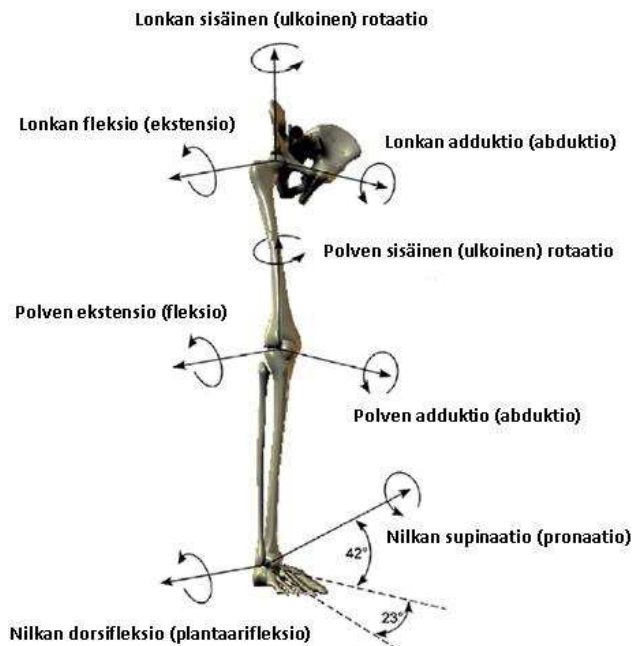
### 2.1 Kinematiikka

Kinemaattiset muuttujat liittyvät liikkeen kuvaamiseen, riippumatta liikkeeseen vaikuttavista voimista. Kinematiikkaa kuvaavia muuttujia ovat esim. pituus, kulma, nopeus ja kiihtyvyys. (Winter 2005, 9-10.) Juoksun aikainen nivelten kinematiikka tarkastelee usein nivelten kulmamuutoksia kolmessa eri tasossa (Kuva 1).

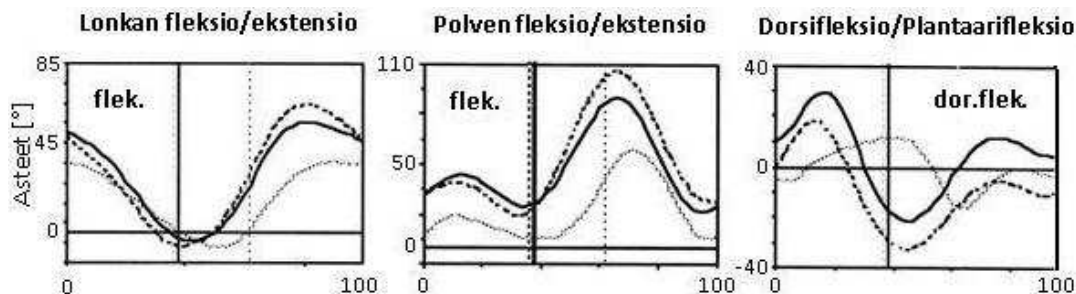


KUVA 1. Nivelten kinematiikan tarkastelussa yleisesti käytetyt kolme tasoa (Mukaeltu lähteestä Vaughan ym. 1999).

Kuvassa 2 on esitetty nilkan, polven ja lonkan kulmat, joita alaraajojen kinematiikan tutkimuksessa usein tarkastellaan. Suurimmat nivelten kulmamuutokset juoksussa ilmenevät sagittaalitasossa. Nivelten kulmamuutokset ovat sitä suurempia, mitä suurempi juoksunopeus on (Kuva 3) (Ounpuu 1994).



KUVA 2. Lonkan ja polven kulmamuutokset kolmessa tasossa (frontaali-, sagittaali- ja transversaalitaso) sekä nilkan kulmamuutokset kahdessa tasossa (frontaali- ja sagittaalitaso). Sulkuihin on kirjoitettu termi, joka kuvaa nivelen liikettä samassa tasossa, mutta päinvastaiseen suuntaan. (Mukaeltu lähteestä McLean ym. 2005a.)



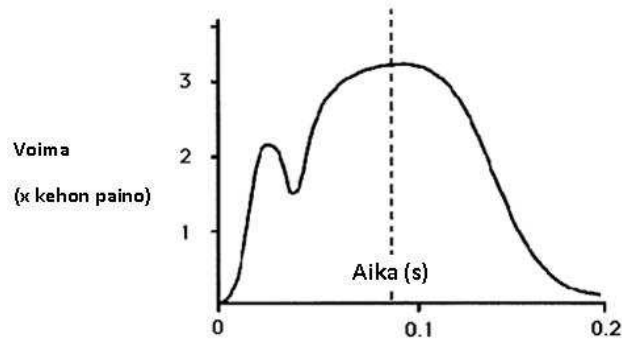
KUVA 3. Sagittaalitason kulmat lonkassa, polvessa ja nilkassa yhden askelsyklin (0-100) aikana. Askelkontakti alkaa ajankohdasta 0 ja pystysuuntainen viiva kuvaa ajankohtaa, jolloin jalka irtoaa maasta. Kuvioissa on eritelty kävely (.....), juoksu (—) ja sprinttijuoksu (- -). (Mukaeltu lähteestä Novacheck 1997.)

## 2.2 Kinetiikka

Kinetiikka kuvaa voimia, jotka aiheuttavat liikkeen. Voimat voivat olla sisäisiä (esim. lihakset tai ligamentit) tai ulkoisia (esim. alustan reaktiovoima, toinen pelaaja tai tuuli). Nivelen voimat ja momentit voidaan määrittää käänteisen dynamiikan menetelmän avulla. Tätä varten tarvitaan tietoa niveleen kohdistuvista ulkoisista voimista, kinematiikasta ja antropometriasta. (Winter 2005, 86.)

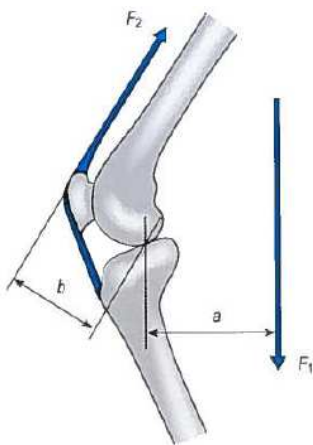
Alustan reaktiovoimia voidaan mitata voimalevyillä, jotka mittaavat voimia kolmessa eri tasossa (Novacheck 1997). Kuvassa 4 on tyypillinen kantajuoksijan juoksussa tapahtuvan askelkontaktin aiheuttama vertikaalinen eli pystysuuntainen reaktiovoima. Kuten kuvasta huomataan, suurin vertikaalinen voima on yli kolme kertaa kehon painon suuruinen.



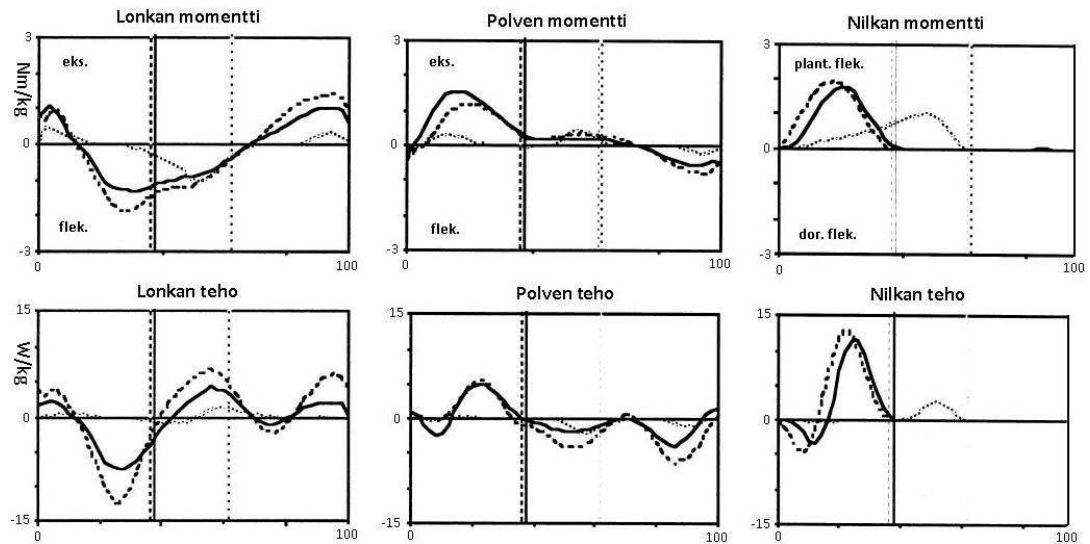


KUVA 4. Tyypillinen askelkontaktin tuottama alustan vertikaalinen reaktivoima. Alussa näkyvä ensimmäinen piikki voimassa syntyy jalan kantaosan osumisesta alustaan. Katkoviiva kuvaa hetkeä, jolloin voiman vastaanottaminen eli absorboiminen muuttuu voiman tuottamiseksi. (Mukaeltu lähteestä Novacheck 1997.)

Nivelmomentilla tarkoitetaan niveleen kohdistuvan voiman ja sen vipuvarren tuloa (Kuva 5). Vipuvarsi tarkoittaa voiman vaikutuksen etäisyyttä nivelen pyörimisakselista. Kuvassa 6 on esitetty tyypilliset nivelmomentit ja -tehot kävelyssä ja juoksussa. Nivelen teho määritellään nivelmomentin ja nivelen kulmanopeuden tulona. Nivelen tehoa kuvaavista kuvaajista voidaan havaita, että merkittävimmät tehontuottajat askelsyklin aikana ovat lonkan ojentajat tukivaiheen ensimmäisen puoliskon ja heilahdusvaiheen toisen puoliskon aikana, lonkan koukistajat heilahdusvaiheen alussa sekä polven ojentajat, lonkan loitontajat ja nilkan plantaarifleksorit tukivaiheen alun jälkeen. (Novacheck 1997.)



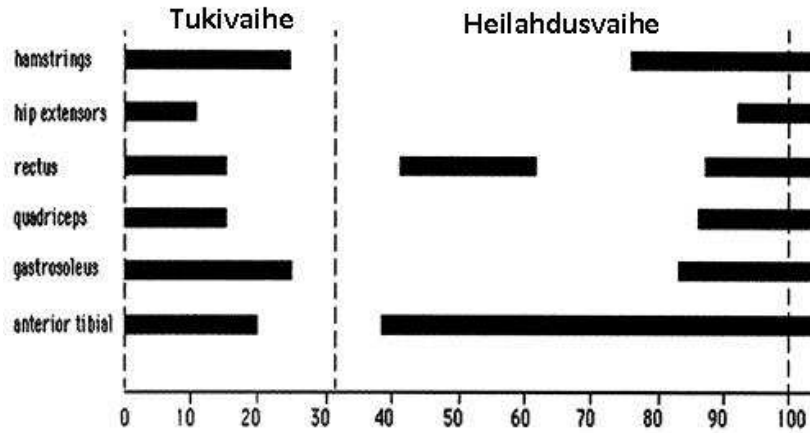
KUVA 5. Seistessä polvet koukistettuina, kehon painosta aiheutuva kuorma  $F_1$ , jonka etäisyys polvesta eli vipuvarsi on  $a$ , aiheuttaa polveen momentin. Etureiden lihasten supistusten tuottama voima  $F_2$  aiheuttaa vastakkaisen momentin, jonka vipuvarsi on  $b$ . (Whittle 2007, 39.)



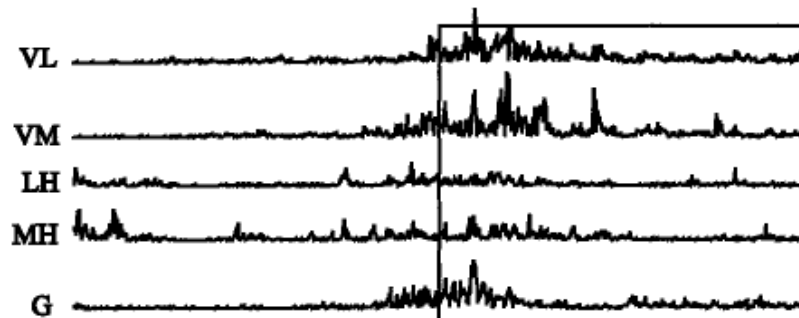
KUVA 6. Lonkan, polven ja nilkan sagittaalitasoon momentit (Nm/kg) ylemmällä rivillä ja nivelten teho (W/kg) alemmalla rivillä yhden askelkontaktin aikana (0-100). Askelkontakti alkaa ajankohdassa 0 ja pystysuuntainen viiva kuvaa ajankohtaa, jolloin jalka irtoaa maasta. Nivelten tehon kuvaajissa käyrän ollessa positiivisella puolella, nivel tuottaa energiaa. Kun käyrä on negatiivisella puolella, nivel absorboi energiaa. Kuvioissa on eritelty kävely (·····), juoksu (—) ja sprinttijuoksu (— —). (Mukaeltu lähteestä Novacheck 1997.)

## 2.3 Lihasktiivisuus

Lihaksen supistumisesta syntyvää sähköistä signaalia kuvaamaan käytetään lyhennettä EMG (electromyography). Tahdonalainen lihasaktiivisuus tuottaa EMG-signaalin, jonka suuruus on verrannollinen lihasaktiivisuuden suuruuteen. Useat tekijät vaikuttavat EMG-signaaliin, kuten lihaksen lyhenemisen tai pitenemisen nopeus, väsymys sekä refleksiaktiivisuus. (Winter 2005, 229.) Juoksun aikana lihakset ovat aktiivisimmillaan juuri ennen askelkontaktia sekä askelkontaktin alussa (Kuva 7). Lihasten aktiivisuus on tällöin olennaisempaa kuin askelkontaktin lopussa. (Novacheck 1997.) Kuvassa 8 esitetään viiden eri lihaksen aktiivisuus maksimaalisen hypyn alustulossa.



KUVA 7. Juoksussa merkittävien lihasten tyypillinen aktiivisuus yhden askelkontaktin aikana (0-100) (Mukaeltu lähteestä Novacheck 1997).



KUVA 8. Viiden eri lihaksen EMG-signaali maksimaalisen vertikaalisen hypyn (25 cm eteenpäin) alustulossa, jonka alkamisajankohta on kuvattu pystysuuntaisella viivalla keskellä kuvaa. VL=vastus lateralis, VM=vastus medialis, LH=lateral hamstring, MH=medial hamstring, G=gastrocnemius. (Mukaeltu lähteestä Fagenbaum & Darling 2003.)

### 3 SUUNNANMUUTOSLIIKKEET JA HYPYT PALLOPELEISSÄ

Suunnanmuutosliikkeitä ja erilaisia hyppyjä nähdään paljon erilaisissa joukkueurheilulajeissa ja erityisesti pallopeleissä, kuten jalkapallossa, koripallossa ja salibandyssä. Suunnanmuutoksia voidaan käyttää pallopeleissä esim. pelivälineen tai vastustajan seuraamiseen tai vastustajan ohittamiseen.

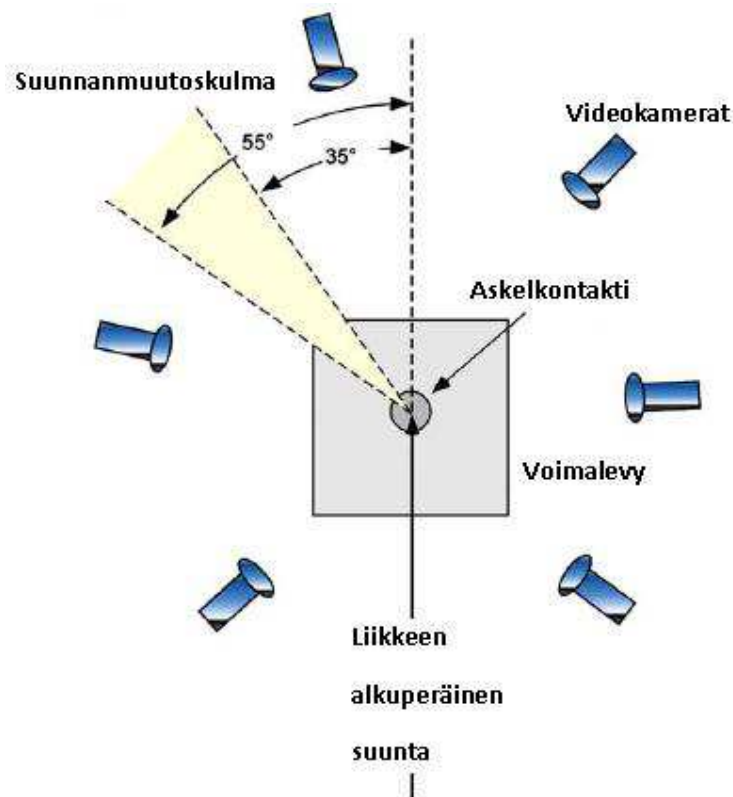
Juoksussa suoritettava suunnanmuutos voidaan jakaa karkeasti kahteen eri tapaan. Ensimmäinen tapa on sivuaskel (sidestep cut), jossa liikkeen suorittaja käyttää käännökseen eri puolen jalkaa kuin mihin hän kääntyy (Kuva 9). Vasemmalle kääntyessä asetetaan oikea jalka kontaktiin kauemmas oikealle, josta käännetään vasemmalle. (Rand & Ohtsuki 2000.)



KUVA 9. Esimerkki laboratoriossa sivuaskeleella suoritettavasta suunnanmuutosliikkeestä (Park ym. 2009).

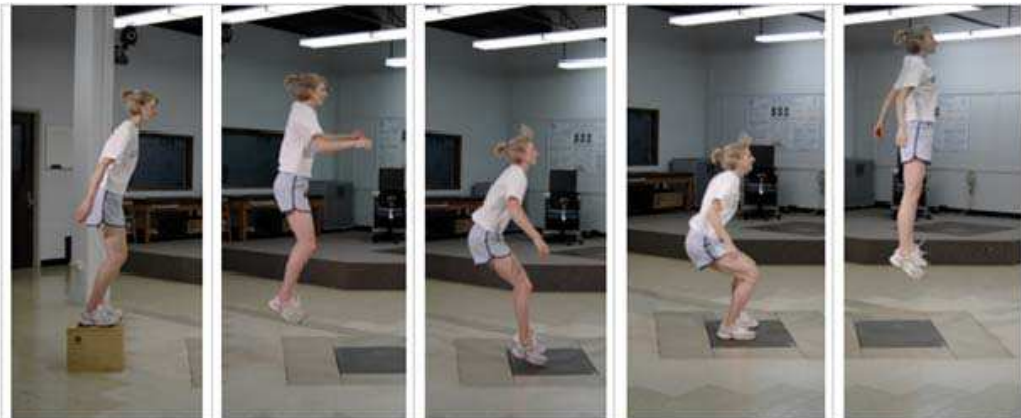
Toinen suunnanmuutostapa on ristiaskel (crossover cut), jossa käytetään saman puolen jalkaa, johon ollaan kääntymässä. Oikealla jalalla kääntyessä jalka asetetaan kontaktiin lähemmäs vasenta jalkaa ja käännetään oikealle. Suurimmassa osassa suunnanmuutosliikkeitä tarkastelevista tutkimuksista käsitellään sivuaskelta sen ollessa tehokkain ja yleisimmin käytetty tapa muuttaa juoksun suuntaa. Sivuaskeleella on suurempi kapasiteetti isompaan kääntymiskulmaan, juoksunopeuteen ja voimantuottoon. Lisäksi sivuas-

keleen askelkontaktin aikana on havaittu suurempi vastus medialis- ja gastrocnemiuslihasten aktiivisuus. (Rand & Ohtsuki 2000.) Kuvassa 10 on esitetty tyypillinen koeasetelma, jota käytetään suunnanmuutosliikkeitä tutkittaessa.



KUVA 10. Suunnanmuutosliikkeiden tutkimuksessa käytetty mittausasetelma. Suunnanmuutos tehtiin voimalevyllä, jota ympäröi 6 liikeanalyysikameraa. (Mukaeltu lähteestä McLean ym. 2005a.)

Pallopeleissä esiintyy myös runsaasti erilaisia hyppyjä sekä niiden alastuloja. Monet hyppyt tapahtuvat hyvin lyhyessä ajassa, tilanteiden vaatimalla tavalla. Myös lajeille tyypillisiä hyppyjä on olemassa, kuten koripallossa korin teon yhteydessä tapahtuva hyppy tai lentopallon verkolla tapahtuvat hyppyt. Monet hyppyistä aiheutuvat loukkaantumiset pallopeleissä tapahtuvat hyppöjen alastulovaiheessa (Ireland 1999). Tutkimuksissa suoritettavat hyppyt ovat pääasiassa vertikaalisuuntaisia. Usein hyppyt ovat pudotushyppytyylisiä eli koehenkilöt pudottautuvat tietyn korkuisen tason päältä joko suoraan alaspäin tai vaihtoehtoisesti vähän eteenpäin voimalevyllä, josta koehenkilö suorittaa maksimaalisen hypyn ylöspäin (Kuva 11). Tällaiset hyppyt simuloivat melko hyvin monissa pelitilanteissa tapahtuvia hyppyjä.



KUVA 11. Esimerkki eräässä tutkimuksessa tehdystä pudotushyppysuorituksesta (Beutler ym. 2009).

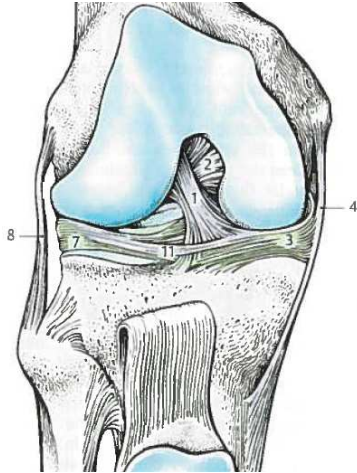
## **4 SUUNNANMUUTOSLIIKKEIDEN JA HYPPYJEN ALASTU- LOJEN RISKITEKIJÄT**

Suunnanmuutosliikkeet ja hyppyt ovat usein pallopeleissä esiintyviä liikkeitä, mutta ne ovat myös yhteydessä vammojen syntymiseen. Naisten salibandyssä havaittiin Pasasen ym. (2008a) tutkimuksessa yhden pelikauden aikana 1,8 loukkaantumista tuhatta harjoitustuntia kohden ja 40,3 loukkaantumista tuhatta pelituntia kohden. Suurin osa loukkaantumisista kohdistui polveen (27 %) ja nilkkaan (22 %).

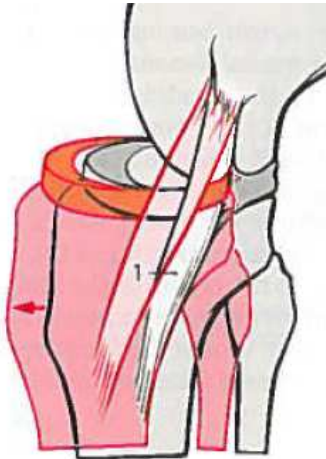
Besier ym. (2001a) vertailivat polven kuormittumista tavallisessa juoksussa ja suunnanmuutoksissa. He havaitsivat, että suunnanmuutokset aiheuttavat polvessa juoksuun verrattuna suuremman momentin frontaali- ja transversaalitasossa, ei kuitenkaan sagittaalitasossa. Suuri kuormitus saattaa aiheuttaa vammoja, ellei esim. lihasten oikea-aikainen ja oikean suuruinen aktiivisuus stabiloi niveltä (Besier ym. 2001a).

### **4.1 ACL-vammat pallopeleissä**

Polven etu- ja takaristisiteiden yhtenä tärkeänä tehtävänä on kuormituksen vastaanottaminen polven rotaatioliikkeissä. Eturistiside (ACL) on nivelside eli ligamentti, joka kiinnittyy tibian anterioriseen interkondylaariseen (intercondylar) alueeseen sekä femurin lateraalisen kondylen (condyle) sisäpintaan (Kuva 12). ACL:n tärkeänä tehtävänä on myös estää tibian anteriorinen translaatio eli siirtyminen femuriin nähden (Kuva 13). (Platzer 2004, 209 - 213.) Markolfin ym. (1995) tutkimuksen mukaan suurimman venyttävän voiman ACL:ään aiheuttaa tilanne, jossa polven täysi ojennus on yhdistetty polven sisäiseen rotaatioon eli sisäkiertoon ja sääreen kohdistuvaan anterioriseen vetoon.



KUVA 12. Oikean jalan polvinivelen rakennetta anteriorisesta suunnasta. Eturistiside (ACL) on merkitty kuvassa numerolla 1. (Mukaeltu lähteestä Platzer 2004, 209.)



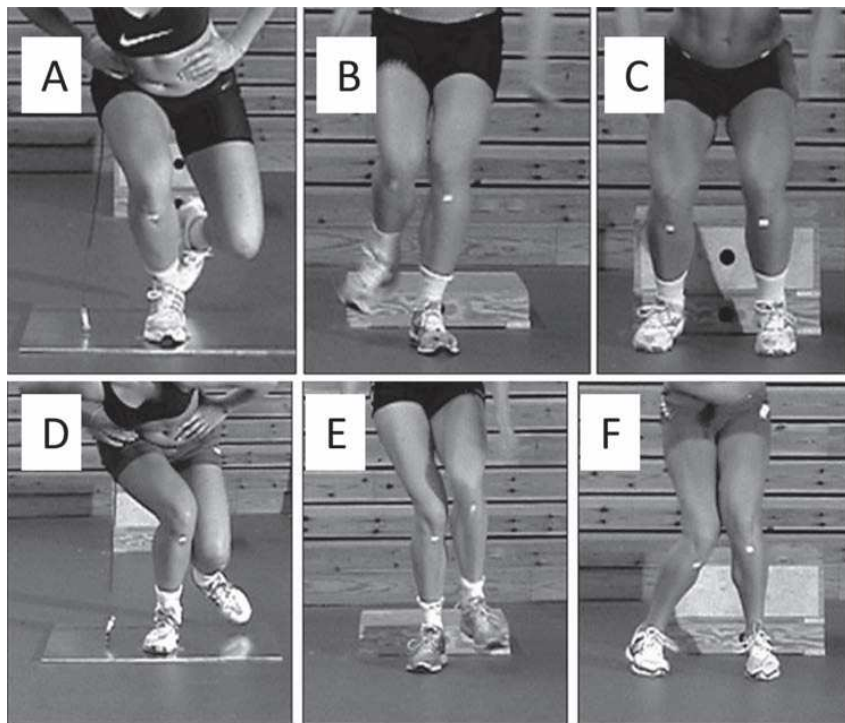
KUVA 13. Jos ACL repeytyy, tibiaa voidaan vetää 2-3 cm anteriorisesti (anteriorinen translaatio) polven ollessa koukistuneena (Mukaeltu lähteestä Platzer 2004, 213).

ACL-vamma johtaa monesti pitkään poissaoloon pelikentiltä, todennäköistä on jopa kokonaisen pelikauden jääminen väliin. Vamma vaatiikin usein leikkaushoitoa sekä laajamittaista kuntoutusta. (Hewett 2000.) ACL-vammoja syntyy erityisesti suunnanmuutosliikkeissä, hyppyjen laskeutumisissa sekä äkillisissä pysähtymisissä. (Sanna ym. 2008.) Useimmat ACL-vammat syntyvät tilanteissa, joissa ei ole kontaktia vastustajan kanssa. Bodenin ym. (2000) tutkimuksessa tarkasteltiin koripalloilijoiden kokemia ACL-vammoja ja havaittiin, että yli 70 % vammoista syntyi ei-kontaktitilanteissa. Agelin ym. (2005) seurantatutkimus keräsi tietoa koripalloilijoiden ja jalkapalloilijoiden ACL-vammoista 13 vuoden ajalta. Tarkastellusta joukosta koripalloa harrastavilla nai-



silla 75,7 % ACL-vammoista syntyi ei-kontakttilanteissa, kun miehillä vastaava luku oli 70,1 %. Jalkapallossa sitä vastoin naisilla 58,3 % ACL-vammoista syntyi ei-kontakttilanteissa ja miehillä 49,6 %.

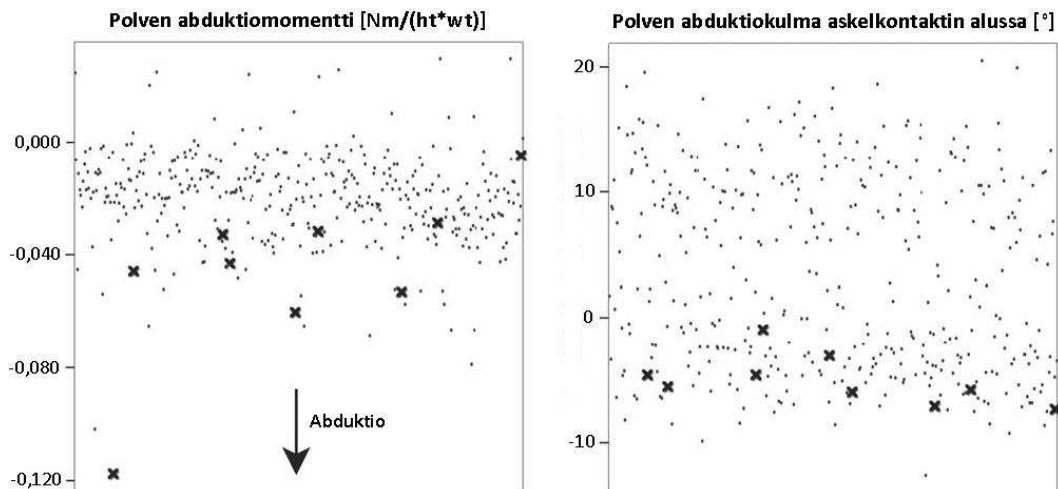
Krosshaugin ym. (2007) mukaan hetkellä, jolloin ACL-vamma syntyy, on polvi yleensä valgus-asennossa. Polven valgus tarkoittaa polven abduktiota, jolloin polvi on siirtynyt lähemmäs vartalon keskilinjaa frontaalitasossa. Stensrudin ym. (2011) tutkimuksessa fysioterapeutti arvioi polven kontrollia eri suorituksissa ja kuvasta 14 huomataan, että huono polven kontrolli liittyy sen abduktioon. McLeanin ym. (2005a) mukaan polven suurin abduktiomomentti suunnanmuutosliikkeen askelkontaktin aikana ilmenee yleensä ensimmäisen 20 %:n aikana askelkontaktin alusta.



KUVA 14. Fysioterapeutti arvioi hyvän polven kontrollin (kuvat A, B ja C) ja huonon polven kontrollin (D, E ja F) yhden jalan kyykyssä (A ja D), yhden jalan pudotushypyssä (B ja E) ja kahden jalan pudotushypyssä (C ja F) (Stensrud ym. 2011).

Hewettin ym. (2005) tutkimukseen osallistui yhteensä 205 jalkapalloa, koripalloa tai lentopalloa harrastavaa naista. He osallistuivat ennen pelikauden alkua mittauksiin, joissa he suorittivat pudotushyppyjä, joiden alastuloista analysoitiin alaraajojen kinematiik-

kaa ja kinetiikkaa. Mittauksia seuraavan pelikauden aikana 9 koehenkilöä sai ACL-vamman. Verrattaessa ACL-vamman saaneita koehenkilöitä muihin koehenkilöihin, havaittiin vammaryhmällä muihin koehenkilöihin verrattuna pudotushyppyjen alustuksessa 2,5 kertaa suurempi polven abduktiomomentti, 8° suurempi abduktiokulma, 20 % suurempi vertikaalinen reaktiovoima sekä 16 % lyhyempi askelkontaktin aika. Kuvasta 15 nähdään yhteys ACL-vamman sekä suuren abduktiomomentin ja abduktiokulman välillä.

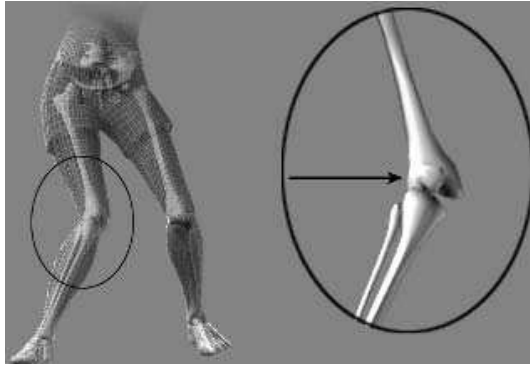


KUVA 15. Hajontakuviota (scattergram) polven abduktiomomentin ja askelkontaktin alun abduktiokulman yhteydestä ACL-vammaan. ACL-vamman saaneet koehenkilöt on merkitty rastilla ja muut on merkitty pisteellä. Loukkaantuneet koehenkilöt sijoittuvat kuvioiden alaosiin eli heidän abduktiomomenttinsa ja -kulmansa ovat olleet verrattaen suuria (ht=pituus; wt=paino). (Mukaeltu lähteestä Hewett ym. 2005.)

Myös lonkan kinematiikka, lähinnä sen adduktiio ja sisäkierto, saattavat olla yhteydessä polven valgukseen (Pollard ym. 2007). McLeanin ym. (2005a) tutkimuksen mukaan polven suuri abduktiomomentti on polven abduktiokulman lisäksi yhteydessä askelkontaktin alun lonkan suureen fleksioon ja lonkan sisäkiertoon. Suuren abduktiomomentin on havaittu olevan yhteydessä myös lateraalisesti suuntautuneisiin reaktiovoimiin (Sigward & Powers 2007).

Boden ym. (2000) tarkastelivat videomateriaalia 27 eri ACL-vamman syntymistilanteesta. He havaitsivat, että useimmissa tilanteissa sääri oli kiertynyt ulkoisesti, polvi oli

lähellä täyttä ojennusta ja askelkontaktin aikana tapahtui liikkeen jarruttamisen jälkeen ns. alaraajojen dynaaminen valgus (Kuva 16).



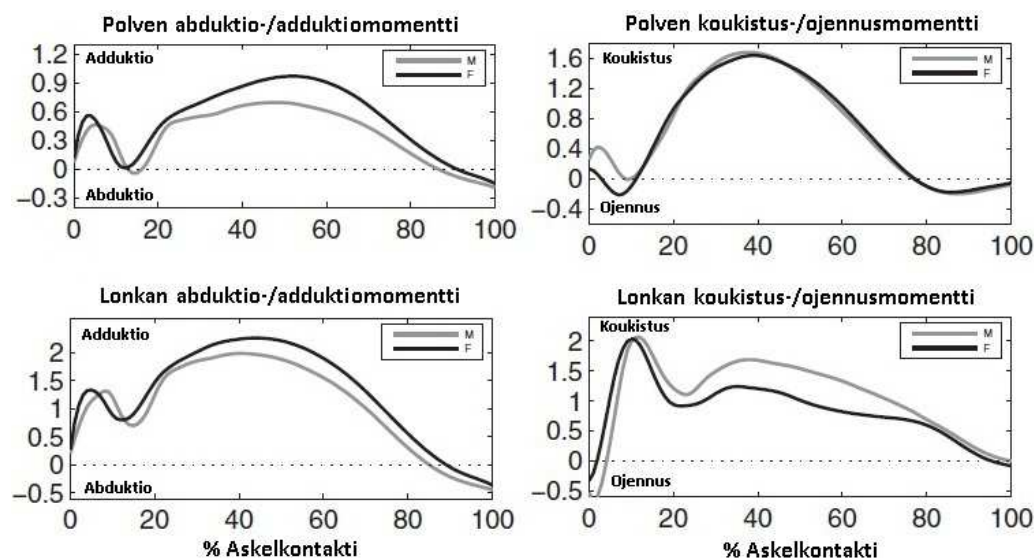
KUVA 16. Alaraajojen dynaaminen valgus on yhdistelmä liikkeitä lonkassa, polvessa ja nilkassa. Dynaaminen valgus koostuu lonkan adduktiosta ja sisäkierrosta, polven abduktiosta, säären ulkoisesta rotaatiosta ja anteriorisesta siirtymästä sekä nilkan eversiosta. (Hewett ym. 2006.)

## 4.2 Sukupuolten väliset erot ACL-vamman riskissä

Naisilla ACL-vamman riski on 2 - 7 kertaa miehiä suurempi (de Loes ym. 2000). Naisien suurempi ACL-vamman riski johtuu todennäköisesti neuromuskulaarisista eli hermolihaskäytännön liittyvistä, anatomisista ja hormonaalisista tekijöistä. Anatomisia tekijöitä, jotka saattavat naisilla lisätä ACL-vamman riskiä, ovat reiden suurempi suhteellinen pituus, suurempi Q-kulma (quadriceps-lihasten frontaalitason kulma), pienempi reisiluun loven (femoral notch) leveys, suurempi polvinivelen löysyys (joint laxity), suurempi hamstrings-lihasten venyvyys, suurempi nilkan pronaatio sekä korkeampi BMI. Hormonaaliset tekijät ovat naisilla yhteydessä hormonipitoisuuksien syklisiin muutoksiin (Hewett 2000). Tämä voi johtaa ligamenttien ja lihasten vähentyneeseen voimaan (Ford ym. 2005).

Sukupuolten välisiä eroja suunnanmuutoksissa ja erilaisissa hyppyissä on tarkasteltu useissa tutkimuksissa (Kuva 17). Tutkimuksissa on löydetty eroja kinematiikassa ja kinetiikassa, jotka voivat selittää naisten suurempaa ACL-vamman riskiä. Merkittävimmät sukupuolten väliset erot Kernozekin ym. (2005) tutkimuksessa havaittiin frontaalitasossa, ei niinkään sagittaalitasossa. Monissa tutkimuksissa naisilla on havaittu

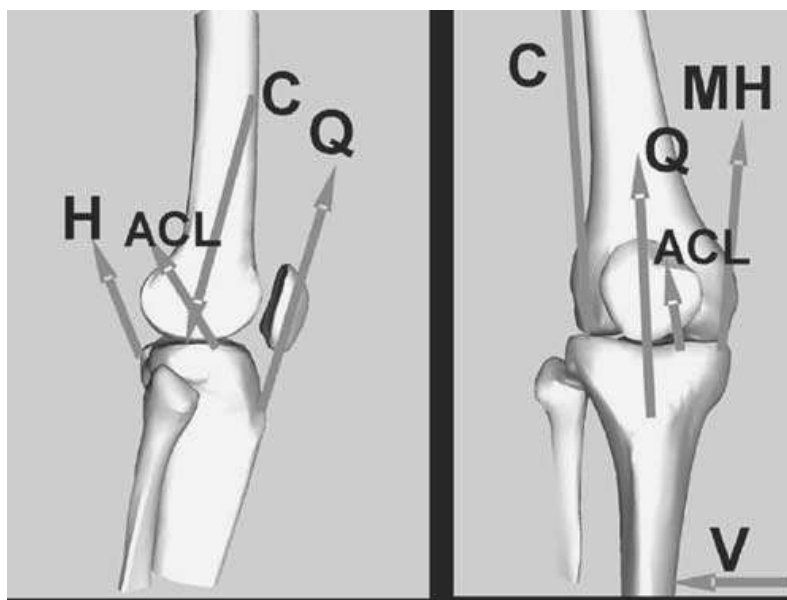
suurempi polven abduktiokulma suunnanmuutoksissa (Ford ym. 2005) sekä pudotushyppyissä ja hyppyjen alastuloissa (Kernozek ym. 2005; Malinzak ym. 2001). Josephin ym. (2011) tutkimuksissa havaittiin lisäksi, että naisilla polven maksimaalinen abduktiokulma esiintyi hyppyjen alastuloissa miehiä aiemmin, jolloin polven abduktion kulmanopeus oli suurempi. Abduktion kulmanopeuteen liittyen Norcross ym. (2010) tutkivat energian absorboitumista alaraajoissa hypyn alastulon aikana. He havaitsivat, että alastulon alkuvaiheessa (0-100 ms) absorboitu suuri energian määrä aiheutti suuremman riskin ACL-vamman syntymiselle. McLeanin ym. (2005b) tutkimuksessa havaittiin myös, että kehon painoon ja pituuteen suhteutettu polven abduktiomomentti suunnanmuutosliikkeissä oli naisilla miehiä merkittävästi suurempi. Chappellin ym. (2007) tutkimuksessa naiskoehenkilöillä oli vertikaalisten hyppyjen alastulon alussa miehiin verrattuna lonkka ja polvi enemmän ojentuneena. Ojentuneempi polvi hyppyjen alastulossa havaittiin myös Malinzakin ym. (2001) tutkimuksessa. Naisten enemmän ojentunut lonkka on havaittu myös suunnanmuutosliikkeissä (Pollard ym. 2007). Nilkan eversio-kin (pronaatio) saattaa olla naisilla suurempaa sekä hyppyjen alastuloissa (Kernozek ym. 2005) että suunnanmuutosliikkeissä (Ford ym. 2005).



KUVA 17. Suunnanmuutoksen askelkontaktin aikaiset momentit polvessa ja lonkassa frontaali- ja sagittaalitasossa. Momentit on suhteutettu koehenkilön painoon (Nm/kg). Lisäksi kuvioissa on eritelty mies (M)- ja naiskoehenkilöt (F). (Mukaeltu lähteestä Landry ym. 2007.)

### 4.3 Lihasten toiminnan merkitys

Polven alueen lihasten toiminta on merkityksellistä vastaanottaessa kuormia, jotka kohdistuvat niveliin suunnanmuutosliikkeiden ja hyppyjen alastulojen aikana. Lihakset voivat osaltaan vähentää esim. ACL:ään kohdistuvia kuormia (Hewett ym. 2005). Erityisesti polven koukistajien ja ojentajien toiminnalla on merkittävä vaikutus ACL:n kuormittumiseen (Kuva 18). Polven ojentajina toimivat quadriceps-lihakset aiheuttavat supistuessaan tibian anteriorista siirtymistä ja täten venymää ACL:ssä. Polvea koukistavien hamstrings-lihasten supistuminen sitä vastoin estää tibian anteriorista siirtymää. Hamstrings-lihasten voidaan sanoa olevan agonisti ACL:lle. (Lephart ym. 2002.)



KUVA 18. Vasemmalla olevassa kuvassa nähdään, että quadriceps-lihasten (Q) ja hamstrings-lihasten (H) yhtäaikainen supistuminen vähentää kuormitusta ACL:ssä. Myös nivelen kontaktipintojen (C) voima vaikuttaa ACL:n kuormitusta vähentävästi. Oikeassa kuvassa nivelen kohdistuva valguskuorma (V) kohdistaa kuormituksen nivelen lateraaliselle sivulle. Valguksen aiheuttamaa kuormaa ACL:ssä vähentävät esim. mediaalisen hamstring-lihaksen (MH), quadriceps-lihasten ja nivelen kontaktipintojen voima. (Hewett ym. 2005.)

Bodenin ym. (2000) tutkiessa videomateriaalia ACL-vammojen syntytilanteista, havaittiin suurimman osan ei-kontaktitilanteiden ACL-vammoista syntyneen tilanteissa, joissa polvi oli lähellä täyttä ojennusta. Tällöin polven ojentajat työskentelevät suurella voimalla eksentrisesti. Quadriceps-lihasten supistus aiheuttaakin ACL:n venytystä erityi-

sesti kun polvi on lähes täysin ojentunut (DeMorat ym. 2004). Polven ollessa ojentuneena hamstrings-lihasten supistus ei riitä estämään tibian anteriorista translaatiota. Tämä johtuu siitä, että polven täydessä ojennuksessa hamstrings-lihasten kulma tibiaan nähden on hyvin pieni. (Pandy & Shelburne 1997.) Polven koukistuessa hamstrings-lihasten supistus kuitenkin vähentää merkittävästi ACL:ään kohdistuvaa venyttävää voimaa. Tämä kertoo hamstrings-lihasten koaktivaation ACL:ää suojaavasta roolista. (Li ym. 1999.) Koaktivaatiolla on vastustava vaikutus myös polven abduktioon ja alaraajojen dynaamiseen valgukseen (Hewett ym. 2006).

Colby ym. (2000) tutkivat quadriceps- ja hamstrings-lihasten aktiivisuutta suunnanmuutosliikkeissä ja hyppyjen alastuloissa. Heidän tulostensa perusteella quadriceps-lihasten aktiivisuus oli suurta juuri ennen askelkontaktia sekä suunnanmuutoksissa että hypyissä. Suurinta aktiivisuus oli kuitenkin eksentrisen vaiheen puolivälissä, jolloin se oli supra-maksimaalista eli suurempaa kuin maksimaalisen isometrisen supistuksen aikainen quadriceps-lihasten aktiivisuus. Hamstrings-lihasten aktiivisuus sitä vastoin oli submaksimaalista askelkontaktin aikana. Quadriceps-lihasten dominoiva aktiivisuus hamstrings-lihaksiin verrattuna saattaa osaltaan selittää ACL:ään kohdistuvaa suurta kuormitusta suunnanmuutoksissa ja hyppyjen alastuloissa (Chappel ym. 2007; Hanson ym. 2008).

Myös lihasten voimakkuudella saattaa olla merkittävä vaikutus ACL-vamman riskiin. Mikäli hamstrings-lihakset ovat heikot tai ne aktivoituvat heikosti, myös quadriceps-lihasten aktivaatio saattaa olla tavallista pienempi, jotta voidaan tuottaa vaadittava polven koukistusvoima. Heikko hamstrings-lihasten voima tai aktivaatio saattaakin lisätä ACL:n kuormitusta. (Hewett ym. 2005.) Claibornen ym. (2006) tutkimuksen perusteella polven abduktiokulma oli yhden jalan kyykyssä pieni niillä koehenkilöillä, jotka olivat voimakkaita lonkan abduktioliikkeessä sekä polven fleksio- ja ekstensioliikkeissä.

Suljetun kineettisen ketjun teorian mukaan lonkan adduktio ja rotaatio aiheuttavat polven abduktiota. Tämän teorian perusteella ainakin gluteus maximus- ja gluteus medius-lihakset vaikuttavat polven abduktioon, sillä nämä lihakset aiheuttavat lonkan adduktiota ja sisäkiertoa. (Hanson ym. 2008.) Myös epätasapaino polvea ympäröivien lateraalisten ja mediaalisten lihasten välillä saattaa kuormittaa polven rakenteita. Beaulieun ym.

(2009) tutkimuksessa naisilla havaittiin suunnanmuutosliikkeissä miehiin verrattuna suurempi vastus medialiksen ja pienempi vastus lateraloksen aktiivisuus. Tämä mahdollinen epätasapaino saattaa aiheuttaa polveen suuremman abduktiomomentin.

#### **4.4 Hermostollisen säätelyn merkitys**

Keskushermosto saattaa käyttää erilaisia strategioita polven alueen lihasten kontrollointiin suunnanmuutosliikkeiden aikana. Yhden strategian mukaan polveen kohdistuvan ulkoisen kuormituksen vastaanottamiseen käytetään lihasten aktivoinnissa ns. eri lihasten valikoivaa strategiaa, kuten esim. gracilis-lihaksen tavallista suurempaa aktivaatiota polven valguskuorman vastaanottamiseen. Toinen strategia on yleinen yhteissupistus (kokontraktio), jonka mukaan quadriceps- ja hamstring-lihakset aktivoituvat yhtäaikaaisesti ilman tarkempaa valikointia lihasten supistumisessa. (Besier ym. 2003; Lloyd & Buchanan 2001.) Besier ym. (2003) tutkivat polvea ympäröivien lihasten aktivaatiostrategioita ennakoitujen ja ennakoimattomien suunnanmuutosliikkeiden aikana. Yhteenlaskettujen lihasten aktivaatioiden taso oli ennakoimattomissa liikkeissä 10 - 20 % suurempi. Adduktio- ja abduktiomomenteissa sekä sisä-/ulkokiertomomenteissa oli ennakoimattomissa liikkeissä 100 %:n lisäys. Ennakoitujen suunnanmuutosliikkeiden aikana lihasten aktivoinnissa käytettiin valikoivaa strategiaa, jolloin polven alueen eri lihakset supistuivat valikoivasti vastaanottamaan polveen kohdistuvia kuormia. Ennakoimattomissa suunnanmuutosliikkeissä sitä vastoin havaittiin yleinen yhteissupistus, joka ei välttämättä kontrolloi liikettä kovinkaan tarkasti. Tämä saattaa olla yksi selittävä syy, miksi ennakoimattomat suunnanmuutosliikkeet ovat ennakoituja riskialttiimpia.

Myös hermostollisen aktivaation nopeus saattaa vaikuttaa vammojen syntyyn. Bienin (2011) mukaan ACL-vammat saattavat joissain tilanteissa syntyä niin nopeasti, ettei lihasten refleksiivinen vaste ehdi ehkäistä vammojen syntymistä. Organisoidumpi ja tehokkaampi lihasten esiaktiivisuus voikin lisätä polvinivelen jäykkyyttä suojaamaan nivelen rakenteita (Chimera ym. 2004).

## 4.5 Loukkaantumisriskiin vaikuttavia tekijöitä

*Pelinomaiset tilanteet.* Suunnanmuutoksissa, jotka eivät ole ennalta suunniteltuja eli pelitilanteen omaisissa suunnanmuutoksissa alaraajoihin saattaa kohdistua huomattavasti suurempi kuormitus kuin ennalta tiedostettavissa olevissa suunnanmuutoksissa. McLeanin ym. (2004) tutkimuksessa tavoitteena oli simuloida pelitilanne, jossa koehenkilö suorittaa suunnanmuutoksen puolustavan pelaajan edestä. Tällainen pelitilannetta simuloiva suoritus aiheutti suunnanmuutosliikkeen tehneille koehenkilöille suuremman lonkan ja polven abduktion ja fleksion sekä mediaalisuuntaisen alustan reaktivoiman. Bersierin ym. (2001b) tutkimuksessa tarkasteltiin ennakoita aavistamattoman suunnanmuutosliikkeen kinetiikkaa. Ennakolta aavistamaton suunnanmuutosliike aiheutti selvästi suuremman abduktio-/adduktiomomentin sekä rotaatiomomentin polveen.

*Urheilulaji.* Cowleyn ym. (2006) tutkimuksessa vertailtiin naisjalkapalloilijoita ja koripalloilijoita suunnanmuutosliikkeissä ja pudotushypyissä. Koripalloilijoilla havaittiin pudotushypyissä suurempi alustan reaktivoima ja lyhyempi kontaktiaika, mutta suunnanmuutosliikkeissä asia oli päinvastoin. Tämä saattaa kertoa lajien ja niiden urheilijoiden eroista. Suurempi alustan reaktivoima ja lyhyempi kontaktiaika mahdollistavat nopeamman ja tehokkaamman suorituksen, mutta ne saattavat altistaa loukkaantumisille. Urheilulaji saattaa vaikuttaa myös siihen, millaisia suunnanmuutoksia tai hyppyjä ja niiden alastuloja urheilijat tyypillisesti suorittavat. Pappasin ym. (2007) tutkimuksessa yhdellä jalalla laskeutuminen aiheutti kahden jalan laskeutumiseen verrattuna suuremman polven abduktion sekä pienemmän polven fleksion ja lonkan adduktion.

*Pelikokemus.* Sigwardin ja Powersin (2006) tutkimuksessa vertailtiin kokemattomia ja kokeneita naisurheilijoita suunnanmuutoksissa. Heidän tulostensa perusteella kokemattomilla koehenkilöillä oli pienempi polveen kohdistunut ulkoinen kuormitus ja suurempi lihasaktiivisuus. Tutkijat päättelivät, että kokeneille urheilijoille suunnanmuutos oli liikkeenä niin tuttu, ettei heillä ollut liikkeen aikana käytössä ns. suojaavaa mekanismia, jolloin he saattaisivat suuremmalla todennäköisyydellä saada esim. ACL-vamman.

*Väsymys.* Pitkäkestoinen fyysinen aktiivisuus aiheuttaa väsymystä eli hermoston ja lihaskudoksen toimintakyvyn heikentymistä. Väsymys vähentää tutkimusten mukaan



lihasten voimantuottokykyä (Rahnama ym. 2003), heikentää nivelten asennon ja paikan aistimusta sekä hidastaa hermo-lihasjärjestelmän vastetta (Rozzi ym. 1999). Väsymys aiheutuu fysiologisista mekanismeista, jotka tapahtuvat sentraalisilla ja perifeerisillä tasoilla. Väsymys voi vaikuttaa hermo-lihasjärjestelmän afferentteihin osiin eli proprioseptiikkaan. (Miura ym. 2004.) Lisäksi väsymys voi vaikuttaa efferentteihin osiin, jolloin lihaksen vasteeseen kuluva aika on pidempi (Nyland ym. 1997). Väsymyksellä onkin vaikutusta myös suunnanmuutosliikkeisiin ja hyppyjen alastuloihin. Hawkinsin ja Fullerin (1999) tutkimuksessa osoitettiin, että suurin osa jalkapallo-ottelussa syntyvistä polvivammoista syntyy ensimmäisen jakson viimeisen 15 minuutin ja toisen jakson viimeisen 30 minuutin aikana. Sannan ja O'Connorin (2008) tutkimuksessa juosten suoritettu väsytykset eivät aiheuttaneet muutoksia sagittaali- ja frontaalitasojen kinematiikassa ja kinetiikassa. Transversaalitasossa nilkassa, polvessa ja lonkassa havaittiin suurempi ulkokierto askelkontaktin alussa ja lisäksi polvessa suurempi sisäkierto askelkontaktin aikana. Väsymys siis aiheutti suunnanmuutosliikkeen aikana polvessa suuremman rotaation transversaalitasossa, joka saattaa aiheuttaa suuremman riskin polvivamman syntymiselle.

#### **4.6 Loukkaantumiseriskiä vähentäviä tekijöitä**

Dempsey ym. (2009) tutkimuksessa koehenkilöt harjoittelivat erilaista suunnanmuutosliikkeen tekniikkaa, joka mahdollisesti pienentäisi loukkaantumiseriskiä. Tarkoituksena oli tuoda kontaktijalka lähemmäs vartalon keskilinjaa. Harjoittelun seurauksena polven abduktiomomentti ja ylävartalon lateraalifleksio suunnanmuutosliikkeissä pienentyivät. Tällaisen uuden tekniikan tai liikemallin opetteleminen saattaa mahdollisesti kuitenkin heikentää suunnanmuutosliikkeen tehokkuutta pelitilanteissa. ACL-vamman riskiä voidaan todennäköisesti pienentää myös harjoittelulla, joka parantaa fyysistä suorituskykyä. Pasasen ym. (2008b) tutkimuksessa naislibandynpelaajat suorittivat yhden pelikauden aikana ennen varsinaisia harjoituksiaan 20-30 minuuttia kestävä harjoitusosion, joka sisälsi juoksutekniikkaa, tasapainoa, kehonhallintaa, plyometrisia harjoituksia ja voimaharjoituksia. Näin harjoitelleet pelaajat kokivat pelikauden aikana 0,65 ei-kontaktitilanteessa syntynyttä jalkavammaa tuhatta peli-/harjoittelutuntia kohden kun taas vertailuryhmässä jalkavammoja syntyi 2,08 tuhatta tuntia kohden. Bienin (2011)

mukaan eri tutkimusten perusteella ACL-vamman riskiä on voitu pienentää monipuolisella harjoittelulla, johon on kuulunut esim. lonkan alueen lihasten ja hamstringslihasten harjoittelua, keskivartalon harjoittelua, plyometristä harjoittelua, tasapainoharjoittelua, ketteryysharjoittelua sekä liikkuvuusharjoittelua. Haasteena harjoitusohjelmien tekemisessä on kuitenkin oikeanlaisten ohjelmien löytäminen kaikenlaisille ikäryhmille ja taitotasolle (Hewett ym. 2005).

Myerin ym. (2009) tutkimuksessa mitattiin 1692 koehenkilöltä (jalka- ja koripalloilijoita) heidän maksimaalinen isokineettinen polven koukistus- ja ojennusvoimansa. Koehenkilöjoukosta 22 naista altistui seuraavan kahden vuoden aikana ACL-vammalle. Loukkaantuneita naisia verrattiin 110 naiskoehenkilön joukkoon, joiden dominoiva jalka, kehittyneisyysaste, urheilulaji, pituus ja paino olivat verrattavissa loukkaantuneiden ryhmään. Havaittiin, että loukkaantumiselle altistuneilla naisilla oli verrattaen pieni hamstrings-lihasten voima (polven koukistus) suhteessa quadriceps-lihasten voimaan (polven ojennus). Tutkijat päättelivätkin, että harjoittelussa kannattaisi kiinnittää huomiota hamstrings-lihasten suhteellisen voimakkuuden ja aktivoinnin lisäämiseen. Myös keskivartalon lihasten harjoittelulla voidaan vaikuttaa ACL-vamman riskiin. Keskivartalon heikon lihasvoiman johdosta ylävartalo voi esim. suunnanmuutosliikkeissä koukistua lateraaliseen suuntaan, jolloin alustan tuottaman reaktivoiman paikka siirtyy kauemmas polvesta ja vipuvarsi siihen kasvaa. (Hewett ym. 2009.)

Nivelen ja sitä ympäröivien rakenteiden liikkuvuus saattaa myös osaltaan vaikuttaa vammojen syntymiseen. Fongin ym. (2011) mukaan nilkan liikkuvuudella on yhteys ACL-vammoihin. Heidän tutkimuksessaan nilkan dorsifleksion suuri ROM passiivisessä tilanteessa oli yhteydessä hyppyjen alastuloissa polven suurempaan fleksioon ja pienempään alustan reaktivoimaan, mitkä todennäköisesti pienentävät riskiä ACL-vammalle. Nilkan liikkuvuuden lisääminen dorsifleksiossa saattaa siis vähentää loukkaantumisriskiä. Hamiltonin ym. (2011) mukaan dorsifleksion liikelaaajuudella ei kuitenkaan ollut vaikutusta polven abduktion suuruuteen. Hamstrings-lihasten suuri venyvyys sitä vastoin saattaa lisätä ACL-vamman riskiä, sillä tällöin ne eivät välttämättä estä tibian anteriorista translaatiota kovin tehokkaasti.

## 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tässä tutkimuksessa tarkasteltiin suunnanmuutosliikkeiden ja pudotushyppyjen kinematiikkaa ja kinetiikkaa. Hewettin ym. (2005) tutkimuksen perusteella kahdella jalalla suoritettuja pudotushyppyjä voidaan käyttää arvioimaan ACL-vamman riskiä. ACL-vammoja syntyy kuitenkin usein myös yhdellä jalalla suoritettavien suunnanmuutosliikkeiden aikana. Tässä tutkimuksessa vertailtiin pudotushyppyjä ja suunnanmuutoksia, jotta voitiin selvittää voidaanko pudotushyppyjä käyttää ennustamaan suunnanmuutosliikkeiden kinematiikkaa ja kinetiikkaa sekä näin arvioimaan ACL-vamman riskiä.

Hewettin ym. (2005) tutkimuksen perusteella polven suuri abduktiokulma ja -momentti pudotushyppyissä ovat riskitekijöitä polven ACL-vammalle. Tässä tutkimuksessa oli tavoitteena löytää kinemaattisia ja kineettisiä tekijöitä suunnanmuutoksissa, jotka ovat yhteydessä polven abduktiokulmaan ja -momenttiin ja olisivat näin myös riskitekijöitä ACL-vamman syntymiselle. Pollardin ym. (2007) tutkimuksen perusteella ainakin lonkan adduktion ja sisäkierron voitiin olettaa olevan yhteydessä polven abduktioon. Lisäksi Hewettin ym. (2005) mukaan suuri alustan vertikaalinen reaktivoima on yhteydessä polven suureen abduktiomomenttiin.

Yhtenä tutkimuksen tavoitteena oli vielä tarkastella maksimivoiman mahdollista yhteyttä suunnanmuutosliikkeiden kinematiikkaan ja kinetiikkaan. Oletuksena oli, että ainakin voimakkuus lonkan loitonnuksessa sekä polven koukistuksessa ja ojennuksessa olisivat yhteydessä polven pienempään abduktioon, kuten havaittiin Claibornen ym. (2006) tutkimuksessa.

## 6 MENETELMÄT

### 6.1 Tutkimuksen tiedot

Tämä tutkimusaineisto kerättiin UKK-instituutin seurantatutkimuksessa, jossa selvitettiin urheiluvammojen riskitekijöitä ja ennaltaehkäisyä. Tutkimus toteutettiin Tampereella vuosina 2011-2014. UKK-instituutin yhteistyökumppaneita tutkimuksessa ovat olleet Tampereen yliopisto, Jyväskylän yliopisto ja Norjan liikuntatieteellinen yliopisto. Tämän pro gradun aineisto sisältää toukokuussa 2012 kerättyjen alkumittausten tuloksia.

### 6.2 Koehenkilöt

Tässä tutkimuksessa tarkasteltiin 100 tutkimukseen osallistunutta koehenkilöä. Näistä koehenkilöistä 80 oli naisia (salibandy = 38, koripallo = 27 ja jääkiekko = 15) ja 20 miehiä (salibandy = 13 ja koripallo = 7). Koehenkilöiden taustatiedot on eritelty taulukossa 1.

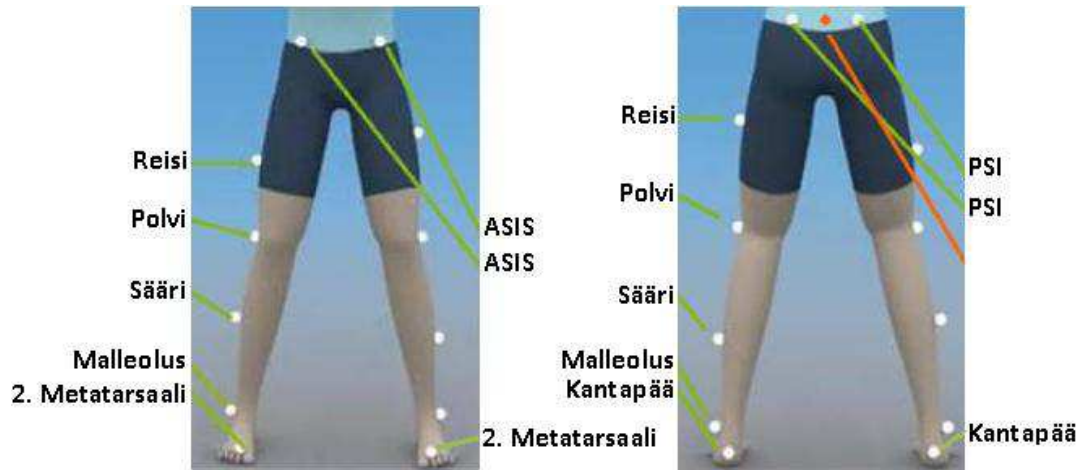
TAULUKKO 1. Koehenkilöiden taustatiedot (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta)

	<b>n</b>	<b>Ikä (v)</b>	<b>Pituus (cm)</b>	<b>Paino (kg)</b>
Naiset	80	17,4 $\pm$ 3,5	167,6 $\pm$ 6,5	64,0 $\pm$ 7,4
Miehet	20	17,5 $\pm$ 1,0	179,0 $\pm$ 8,1	75,1 $\pm$ 8,2
Kaikki koehenkilöt	100	17,4 $\pm$ 3,2	169,9 $\pm$ 8,2	66,2 $\pm$ 8,7

### 6.3 Mittaukset

Koehenkilöt suorittivat satunnaisessa järjestyksessä maksimivoimatestit ja liikeanalyysisuoritukset (suunnanmuutokset ja pudotushyppy). Ennen liikeanalyysisuorituksia koehenkilöihin kiinnitettiin markerit (kuva 19) ja heiltä mitattiin antropometrisiä tietoja, joita olivat paino, pituus, polven leveys (leveys polvinivelen kiertymisakselin kohdalta), nilkan leveys (mediaalisen ja lateraalisen malleolin etäisyys) ja jalan pituus (ASIS-

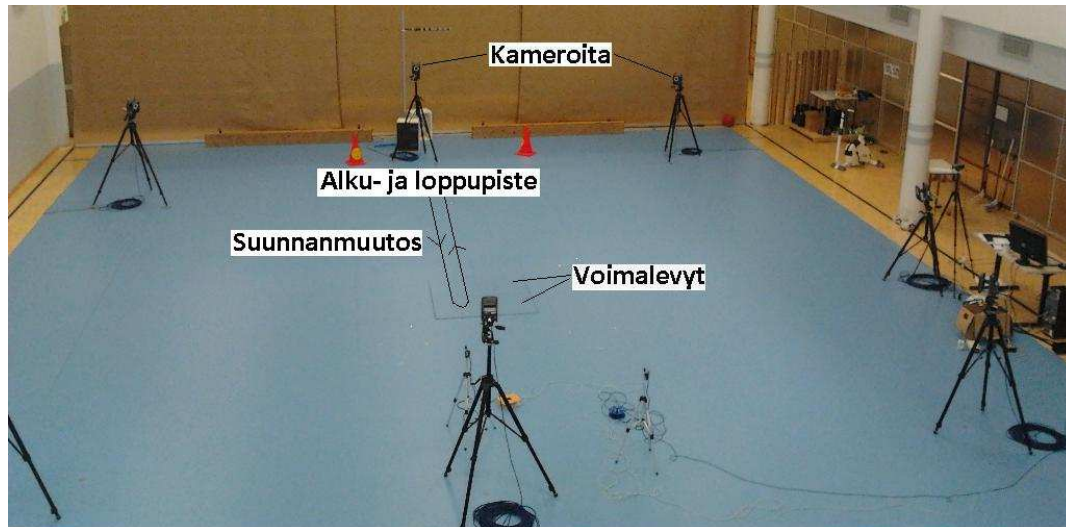
markkerin ja mediaalisen malleolin etäisyys). Lisäksi koehenkilöt lämmittelivät kuntopöyrällä kevyellä teholla 5-10 minuutin ajan ennen liikeanalyysisuorituksia.



KUVA 19. Koehenkilöihin kiinnitetyt markerit Plug in Gait-mallin mukaisesti. (Mukaeltu lähteestä Vicon Plug-in Gait Product Guide, 2010).

### 6.3.1 Suunnanmuutokset ja pudotushyppy

Suunnanmuutokset oli tarkoitus suorittaa pelinomaisissa tilanteissa (kuva 20). Salibandy ja jääkiekon pelaajien kanssa käytettiin salibandy mailaa ja -palloa syöttöjen suorittamiseen, kun taas koripalloilijoiden kanssa käytettiin koripalloa. Tarkoituksena oli, että koehenkilö teki suunnanmuutoksen voimalevyillä siten, että suunnanmuutoksen suorittavan jalan jalkapohja osui kokonaan vain toiselle voimalevyille. Suoritus hylättiin, mikäli näin ei käynyt. Suorituksissa oli ohjeena käyttää liikkumisnopeutta, jota oikeassa pelitilanteessakin käytettäisiin. Suunnanmuutoksia suoritettiin 3 kpl kummallakin jalalla.



KUVA 20. Kuvausalueetta ympäröi yhteensä kahdeksan kameraa ja sen keskellä sijaitti kaksi vierekkäistä voimalevyä. Kuvan alkupisteessä koehenkilö suoritti pelitilanteen omaisen syötön, jonka jälkeen hän juoksi voimalevyille, missä hän suoritti suunnanmuutoksen. Suunnanmuutoksen jälkeen koehenkilö palasi alkupisteeseen, missä syöttö suoritettiin uudestaan.

Pudotushypyissä koehenkilö pudottautui 30 cm korkean laatikon päältä voimalevyille, josta hän suoritti välittömästi maksimaalisen vertikaalisen hypyn (samankaltainen suoritus kuvassa 11). Kummankin jalan jalkapohjan oli osuttava kokonaan omalle voimalevyilleen. Ennen varsinaisia suorituksia tehtiin yksi kokeilusooritus, jonka jälkeen suoritettiin 3-5 maksimaalista pudotushyppyä.

### 6.3.2 Maksimivoima

*Polven maksimaalinen isokineettinen koukistus- ja ojennusvoima.* Suoritukset mitattiin kuvassa 21 näkyvällä Biodex System 4 Pro-isokineettisellä dynamometrillä (Biodex Medical Systems, Shirley, USA). Koehenkilö aseteltiin laitteen penkkiin siten, että jalka oli lähes täydessä ojennuksessa. Laitteen vääntövivun pituus säädettiin siten, että nilkkatuen alareuna oli juuri nilkan malleolien yläpuolella. Lisäksi koehenkilön lantion ja hartioiden yli kiristettiin vyöt. Laitteen kulmanopeus oli vakio, 60 °/s. Laitteen vääntövipu ei tuottanut liikettä, mutta vastusti koehenkilön tuottamaa voimaa niin paljon, että kulmanopeus pysyi vakiona. Suorituksissa käytetty polvinivelen liikelaajuus oli 90°. Yksi suoritus koostui kolmesta konsentrisesta polven koukistuksesta ja kolmesta kon-

sentrisestä polven ojennuksesta, jotka toistuivat vuorotellen ilman taukoja. Ennen maksimaalisia suorituksia tehtiin kolme lämmittelysuoritusta, joiden tehoksi koehenkilön oli arvioitava 30, 50 ja 90 % maksimaalisesta suorituksesta. Näiden jälkeen koehenkilö suoritti kaksi maksimaalista suoritusta kummallakin jalalla. Suoritusten välissä oli yhden minuutin tauko. Analyysiin valittiin suurimmat oikealla jalalla tuotetut hetkelliset koukistus- ja ojennusvoimat.



KUVA 21. Polven maksimaalisen isokineettisen koukistus ja -ojennusvoiman mittaukseen käytetty laitteisto.

*Lonkan maksimaalinen isometrinen loitonuusvoima.* Loitonuusvoima mitattiin kuvassa 22 näkyvällä käsin pidettävällä dynamometrillä (Advantage Medical, Bolingbrook, USA). Koehenkilö makasi selällään makuualustalla ja lantion yli asetettiin vyö pitämään lantio liikkumattomana. Nilkka pidettiin suoritusten aikana 90°:n kulmassa. Suorituksen aikana mittaushenkilö piti dynamometriä nilkan yläpuolella, jalan lateraalisivulla. Suoritusten aikana dynamometriä painettiin niin tiukasti makuualustaa vasten, ettei se liikkunut. Ennen maksimaalisia suorituksia tehtiin yksi kokeilukerta. Maksimaalisen suorituksen aikana koehenkilö loitonsi lonkkaansa niin, että saatiin n. 5 sekunnin tasaisena pysyvä maksimi. Maksimaalisia suorituksia tehtiin kummallakin jalalla kaksi kappaletta. Tämän tutkimuksen analyysiin valittiin oikean jalan suorituksista se, kummassa tuotettiin suurempi maksimivoima.



KUVA 22. Lonkan maksimaalisen loitonusvoiman mittaamiseen käytetty dynamometri.

*Jalkojen maksimaalinen dynaaminen ojennusvoima.* Jalkojen maksimaalisen bilateraali-  
sen ojennusvoiman määrittämiseen käytettiin kuvassa 23 näkyvää jalkaprässiä (Techno-  
gym, Bologna, Italia). Laitteen kelkan paikka säädettiin siten, että polvet olivat lähtö-  
asennossa 80°:n kulmassa. Yhden toiston maksimin (1RM) selvittämiseen käytettiin  
kahta erilaista lähestymistapaa (taulukko 2), joista mittaushenkilöstö valitsi omasta mie-  
lestään sopivamman kullekin koehenkilölle.



KUVA 23. Jalkojen maksimaalisen dynaamisen ojennusvoiman mittaamiseen käytetty jalka-  
prässi.

TAULUKKO 2. Kaksi erilaista lähestymistapaa jalkaprässin 1RM:n selvittämiseen. Kummas-  
sakin tavassa käytettiin kolmea lähestymissarjaa, joiden jälkeen tehtiin yhden toiston suorituksia  
niin kauan, että 1RM löytyi.

	TAPA 1	TAPA 2
↓	40 kg x 8 toistoa	50 kg x 8 toistoa
	70 kg x 4 toistoa	80 kg x 4 toistoa
	90-100 kg x 1-2 toistoa	120 kg x 1 toisto
	1RM	1RM



### 6.3.3 Datan keräys

Videokuvan keräämiseen käytettiin kahdeksaa Viconin T40S-kameraa (Vicon, Oxford, UK), joiden kuvaustaajuus oli 300 Hz. Kameran oli asetettu tasaisin välimatkoin kuvausalueen ympärille. Kuvausalueen keskelle lattiaan oli upotettu vierekkäin kaksi 1500 Hz:n taajuudella toimivaa AMTI:n BP 600-1200 voimalevyä (Advanced Mechanical Technology, Watertown, USA). Suoritukset kerättiin tietokoneelle Vicon Nexus 1.7.1 -ohjelmalla (Vicon, Oxford, UK).

## 6.4 Analysointi

Suunnanmuutosliikkeistä analysoitiin oikealla jalalla tehdyt suunnanmuutokset ja pudotushypyissäkin tarkasteltiin vain oikeaa jalkaa. Sekä suunnanmuutoksista, että pudotushypyistä analysoitiin kolme onnistunutta suoritusta koehenkilöä kohden. Analysointi suoritettiin Vicon Nexus 1.7.1-ohjelmalla (Vicon, Oxford, UK). Analysointia varten ohjelmaan syötettiin kunkin koehenkilön antropometriset tiedot. Reaktiivoimat ja liike-data suodatettiin 15 Hz:n Butterworth-suodattimella.

Liikeanalyysissä tarkasteltavia muuttujia olivat alustan reaktiivoimat, nivelkulmat ja nivelmomentit. Näitä tarkasteltiin kaikissa kolmessa tasossa. Nivelmomentit analysointiohjelma määrittää käänteisen dynamiikan menetelmällä. Käänteisen dynamiikan menetelmässä niveleen kohdistuvat voimat ja momentit määritetään mittaamalla ulkoiset voimat (reaktiivoimat), segmenttien kinematiikka (liike) ja segmenttien inertiaaliset ominaisuudet (segmenttien antropometria eli niiden massa, painovoimakeskuste ja inertiamomentti) (Robertson ym. 2004, 145). Tarkastelussa olivat maksimiarvot askelkontaktin aikana ja lisäksi nivelkulmissa tarkasteltiin niiden liikelaajuutta (ROM), sekä niiden arvoa askelkontaktin alussa. Jokainen analysoitu askelkontakti suhteutettiin välille 0-100 % Vicon Polycon 3.5.1-ohjelmalla (Vicon, Oxford, UK). Tällä ohjelmalla tehtiin myös sekä kolmesta pudotushyppysuorituksesta että kolmesta suunnanmuutoksesta yksi keskiarvokuvaaja, joita käytettiin analyyseihin.

Koehenkilöiden suoritusnopeudet suunnanmuutoksissa analysoitiin määrittämällä heidän keskimääräinen horisontaalinen nopeutensa välillä kaksi metriä ennen käännöstä ja kaksi metriä käännöksen jälkeen. Nopeuden laskemisessa seurattiin niskaan kiinnitettyä markkeria. Mittausalueen nollakohta eli origo oli voimalevyn takakulmassa, josta kaksi metriä määritettiin. Myös pudotushyppyjen hyppykorkeudet määritettiin. Voimalevyjen yläpuolelle oli asetettu joustava rima, jonka korkeutta säädettiin hyppyjen välillä aina uuteen tavoitekorkeuteen. Varsinainen hyppykorkeus laskettiin vähentämällä korkeimmasta saavutetusta rimakorkeudesta koehenkilön pituus.

## 6.5 Tilastolliset menetelmät

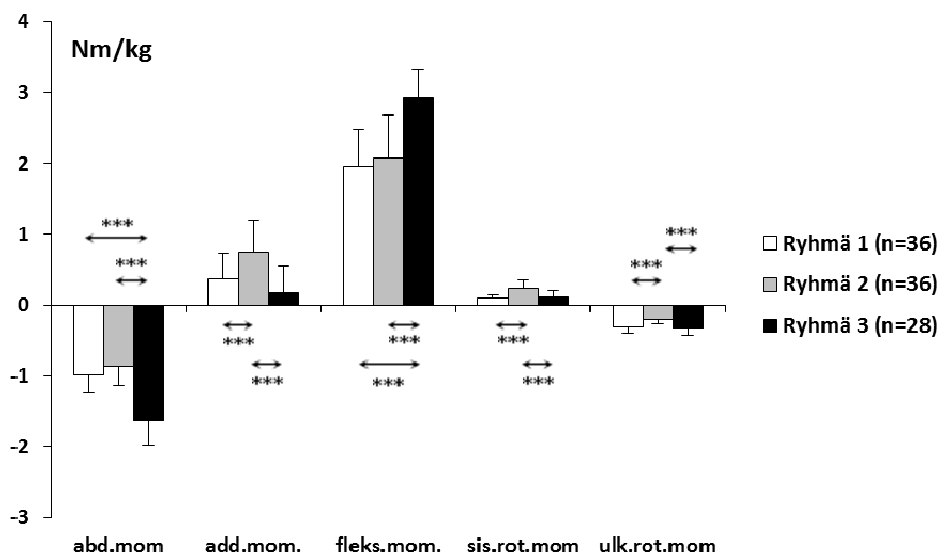
Koehenkilöjoukko jaettiin suunnanmuutosten perusteella kolmeen eri ryhmään. Ryhmien jako tehtiin cluster-analyysillä, k-means -menetelmällä. Cluster-analyysi on kuvailevia muuttujia apunaan käyttävä menetelmä, joka jakaa kunkin koehenkilön ryhmään, jonka muiden jäsenien ominaisuudet ovat samankaltaisia kuin tällä koehenkilöllä on. (White & McNair 2002, Hairin ym. 1990, 293 - 348 mukaan). Muuttujat, joiden mukaan ryhmät tässä tutkimuksessa muodostettiin, olivat polven abduktiomomentin, adduktiomomentin, fleksiomomentin, sisäkiertomomentin sekä ulkokierto momentin maksimiarvot. Cluster-analyysin tekoon käytettiin MATLAB 7.6-ohjelmaa (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA).

Tilastolliset analyysit tehtiin SPSS Statistics 20.0-ohjelmalla (SPSS Inc., USA). Ryhmien väliseen vertailuun käytettiin yhdensuuntaisen ANOVA:n menetelmää. Mikäli muuttujan varianssien yhtäsuuruus ei ollut voimassa, käytettiin Brown-Forsythe -menetelmää. Ryhmien väliseen post hoc-parivertailuun käytettiin LSD-menetelmää. Lisäksi eri muuttujien välisten yhteyksien tarkastelua varten laskettiin Pearsonin korrelaatiokertoimet. Tilastollisen merkitsevyyden tasot olivat:  $*=p\leq 0,05$ ;  $**=p\leq 0,01$  ja  $***=p\leq 0,001$ . Korrelaatioissa käytettiin seuraavia tilastollisen merkitsevyyden tasoja:  $*=p\leq 0,05$  ja  $**=p\leq 0,01$ .

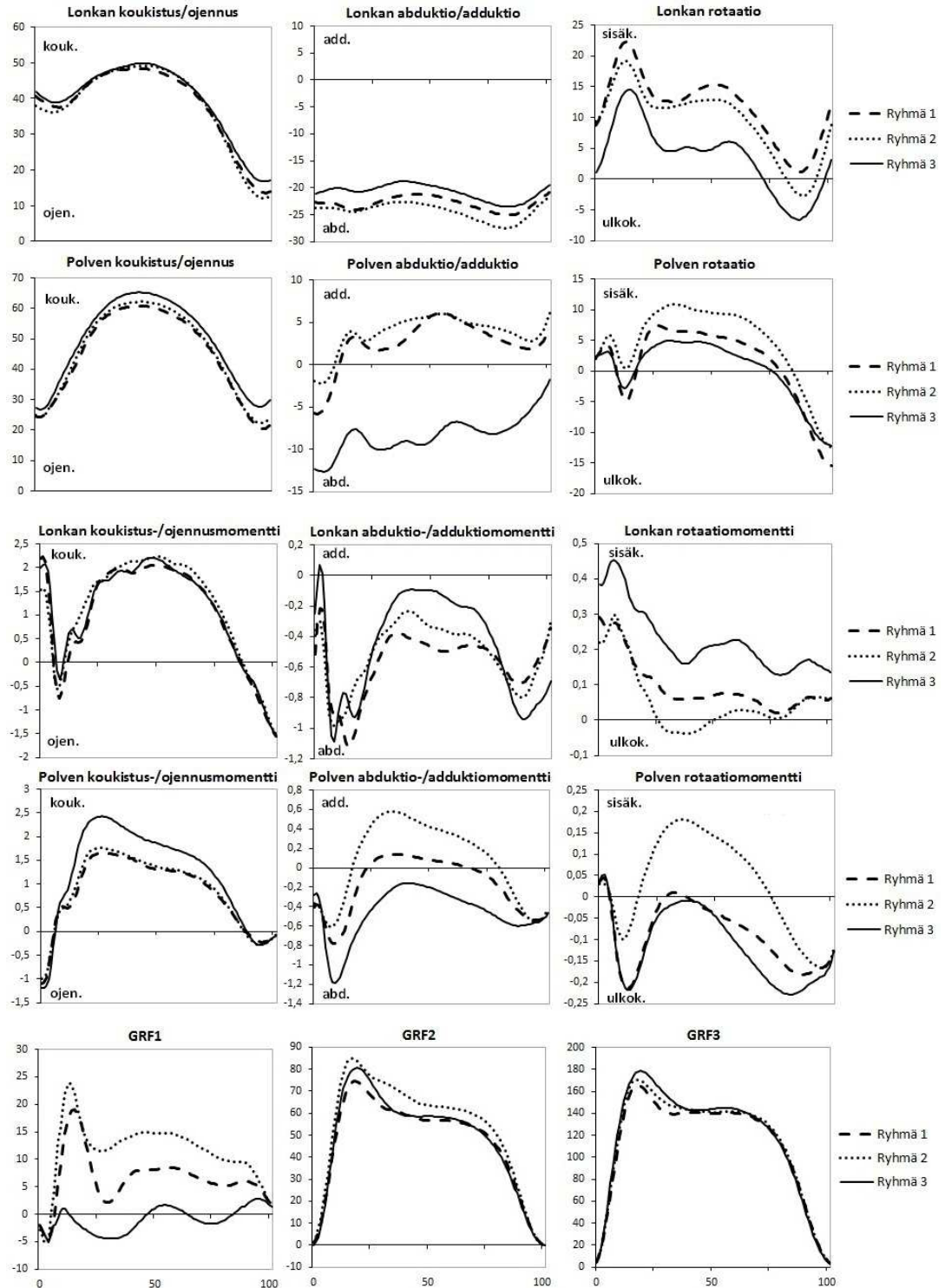
## 7 TULOKSET

### 7.1 Cluster-ryhmät suunnanmuutoksissa

Suunnanmuutosliikkeiden ja niissä esiintyneiden polven maksimimomenttien perusteella muodostui kolme toisistaan selvästi eroavaa cluster-ryhmää. Ryhmällä 3 oli suurin suoritusnopeus ( $2,81 \pm 0,19$  m/s) suunnanmuutoksissa (Taulukko 3). Suoritusnopeus oli 2,2 % suurempi kuin ryhmällä 2 ja 4,5 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,05$ ). Kuvassa 24 on esitetty cluster-ryhmien keskimääräiset polven maksimimomentit suunnanmuutosliikkeen askelkontaktin aikana. Suunnanmuutoksissa suurin polven maksimaalinen abduktiomomentti oli ryhmällä 3, jonka abduktiomomentti ( $-1,62 \pm 0,36$  Nm/kg) oli 64 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,001$ ) ja 86 % suurempi kuin ryhmällä 2 ( $p \leq 0,001$ ). Ryhmän 3 maksimaalinen fleksiomomentti ( $2,93 \pm 0,38$  Nm/kg) oli 49 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,001$ ) ja 41 % suurempi kuin ryhmällä 2 ( $p \leq 0,001$ ). Kuvasta 25 huomataan ryhmän 3 muita ryhmiä suuremmat polven abduktiokulma sekä abduktiomomentti koko askelkontaktin ajalta. Huomattavaa on lisäksi esim. ryhmän 3 suurin maksimaalinen polven fleksiomomentti ja pienin polven sisäkierto.



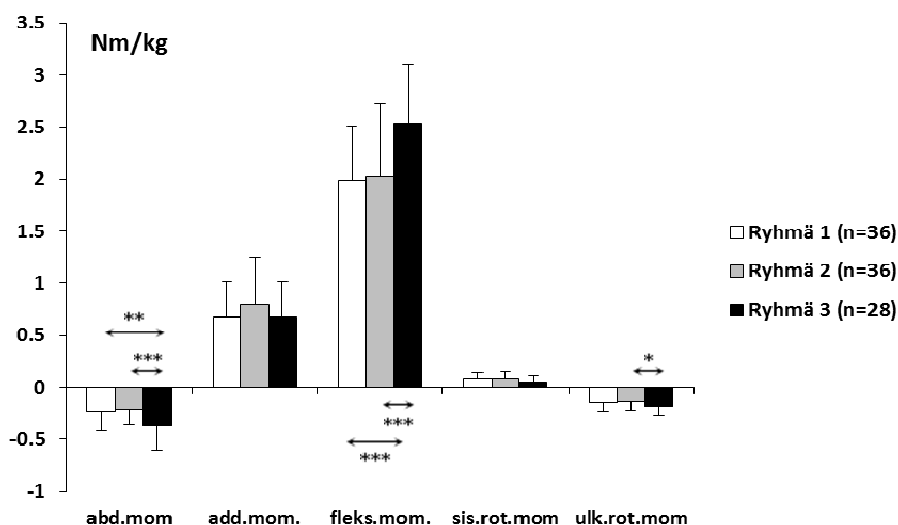
KUVA 24. Suunnanmuutosliikkeiden aikaisten polven maksimimomenttien keskiarvot cluster-ryhmissä. Muuttujat ovat vasemmalta luettuna polven abduktiomomentti, adduktiomomentti, fleksiomomentti, sisäkiertomomentti ja ulkokierto.



KUVA 25. Suunnanmuutosten cluster-ryhmien keskimääräiset nivelkulmat ja -momentit lonkassa ja polvessa suunnanmuutosliikkeen askelkontaktin aikana, välillä 0-100 %. Alimmalla rivillä on esitetty alustan reaktiivoimat. Kulmien yksikkö on  $^{\circ}$ , momenttien Nm/kg ja reaktiivoimien % kehon painosta.

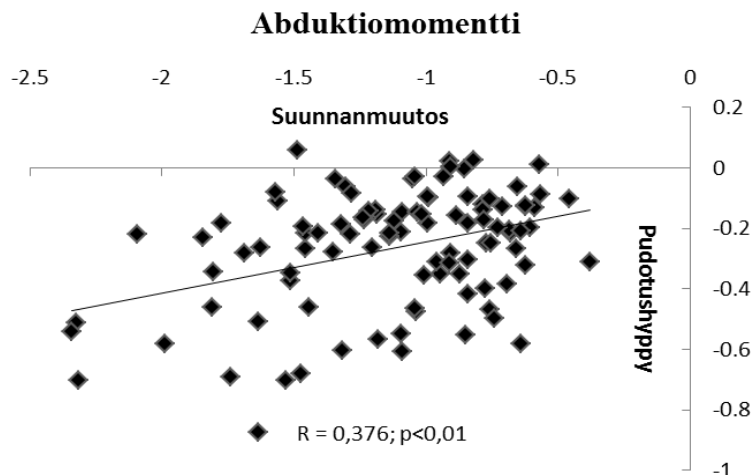
## 7.2 Cluster-ryhmät pudotushyppyissä ja muuttujien korrelaatiot

Pudotushyppyissä ryhmällä 2 oli suurin hyppykorkeus (Taulukko 3). Ryhmän 2 hyppykorkeus ( $47,4 \pm 8,7$  cm) oli 8,9 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,05$ ) ja 3,9 % suurempi kuin ryhmällä 3. Kuvassa 26 on esitetty suunnanmuutosten perusteella muodostettujen cluster-ryhmien polven maksimimomentit pudotushyppyissä. Myös pudotushyppyissä ryhmällä 3 oli suurin polven maksimaalinen abduktiomomentti ( $-0,37 \pm 0,26$  Nm/kg), joka oli 61 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,01$ ) ja 68 % suurempi kuin ryhmällä 2 ( $p \leq 0,001$ ). Lisäksi ryhmän 3 maksimaalinen fleksiomomentti oli 27 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p \leq 0,001$ ) ja 25 % suurempi kuin ryhmällä 2 ( $p \leq 0,001$ ).



KUVA 26. Suunnanmuutosten perusteella muodostettujen cluster-ryhmien keskimääräiset polven maksimimomentit pudotushyppyissä.

Polven maksimaalisen abduktiomomentin yhteys pudotushyppyissä ja suunnanmuutoksissa havainnollistetaan myös kuvassa 27, jossa koordinaatistoon on sijoitettu kaikkien koehenkilöiden polven maksimaalinen abduktiomomentti sekä pudotushyppyissä että suunnanmuutoksissa. Näiden kahden muuttujan välinen korrelaatiokerroin oli 0,376 ( $p < 0,01$ ). Lisäksi polven maksimaalisen abduktiokulman korrelaatiokerroin pudotushyppyjen ja suunnanmuutosten välillä oli 0,778 ( $p \leq 0,01$ ). Pudotushyppyissä esiintyneen polven maksimaalisen abduktiokulman ja suunnanmuutoksissa esiintyneen polven maksimaalisen abduktiomomentin välinen korrelaatio ei kuitenkaan ollut merkitsevää ( $r = 0,107$ ).



KUVA 27. Polven maksimaalisen abduktiomomentin (Nm/kg) yhteys suunnanmuutosten (x-akseli) ja pudotushyppyjen (y-akseli) välillä. Jokainen koehenkilö on esitetty taulukossa omana havaintopisteensä.

*Ryhmiä vertailu eri muuttujissa.* Taulukossa 3 on vertailtu cluster-ryhmiä suunnanmuutoksissa ja pudotushyppyissä. Suunnanmuutoksissa suurimman polven maksimaalisen abduktiomomentin omanneella ryhmällä 3 havaittiin muihin ryhmiin verrattuna merkitsevästi suurempi polven abduktiokulma (askelkontaktin alku, maksimi ja ROM), lonkan maksimaalinen abduktiomomentti ja lonkan maksimaalinen sisäkiertomomentti. Myös pudotushyppyissä ryhmällä 3 oli merkitsevästi muita ryhmiä suurempi polven abduktiokulma (askelkontaktin alku ja maksimi). Lisäksi ryhmällä 3 oli merkitsevästi muita ryhmiä suurempi lonkan maksimaalinen adduktiomomentti.

*Korrelaatiot muuttujien välillä.* Taulukossa 4 on esitetty korrelaatioita eri muuttujien välillä suunnanmuutoksissa. Polven abduktiomomentti korreloi merkitsevästi polven adduktiomomentin ( $r=-0,361$ ;  $p \leq 0,01$ ) ja fleksiomomentin ( $r=0,471$ ;  $p \leq 0,01$ ) kanssa. Lisäksi polven abduktiomomentti korreloi esim. polven abduktion ( $r=0,417$ ;  $p \leq 0,01$ ), vertikaalisen reaktivoiman ( $r=0,229$ ;  $p \leq 0,05$ ) ja polven sisäkierron ROM-arvon ( $r=-0,207$ ;  $p \leq 0,05$ ) kanssa. Taulukon oikeassa reunassa olevasta sarakkeesta huomataan, että useimmat muuttujat reaktivoimia lukuun ottamatta korreloivat merkitsevästi suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen välillä.

TAULUKKO 3. Ryhmien 1, 2 ja 3 vertailua. Vaaleapohjainen rivi tarkoittaa ryhmän keskiarvoa (keskiarvo $\pm$ keskihajonta) suunnanmuutoksissa ja tämän alapuolella tummennettu rivi ryhmän keskiarvoa samassa muuttujassa pudotushyppyissä. Ryhmien 1 ja 2 välistä eroa on kuvattu merkillä \*, ryhmien 1 ja 3 eroa merkillä # ja ryhmien 2 ja 3 eroa merkillä + (bw=kehon paino).

Suunnanmuutokset/Pudotushyppyt	1	2	3	Parivertailu
Polven fleksio max [°]	61,6 $\pm$ 7,0	62,7 $\pm$ 7,7	65,8 $\pm$ 8,1	#
	84,5 $\pm$ 12,3	83,5 $\pm$ 83,5	84,2 $\pm$ 11,2	
Polven abd. askelkontaktin alku [°]	-5,8 $\pm$ 8,1	-1,9 $\pm$ 8,2	-12,4 $\pm$ 8,5	* ## +++
	6,2 $\pm$ 7,5	6,7 $\pm$ 7,3	-0,9 $\pm$ 10,2	## +++
Polven abduktio max [°]	-8,2 $\pm$ 9,2	-5,4 $\pm$ 8,7	-18,6 $\pm$ 11,9	### +++
	-4,5 $\pm$ 6,5	-4,1 $\pm$ 8,3	-13,2 $\pm$ 12,7	### +++
Polven abduktio ROM [°]	-2,4 $\pm$ 3,6	-3,6 $\pm$ 4,8	-6,2 $\pm$ 5,2	### +
	-10,7 $\pm$ 5,6	-10,7 $\pm$ 6,1	-12,3 $\pm$ 6,4	
Polven sisäkierto max [°]	11,5 $\pm$ 9,1	14,0 $\pm$ 11,4	10,8 $\pm$ 10,9	
	16,2 $\pm$ 10,2	17,6 $\pm$ 12,8	12,6 $\pm$ 11,3	
Polven sisäkierto ROM [°]	9,2 $\pm$ 6,0	12,0 $\pm$ 7,3	8,4 $\pm$ 5,9	+
	24,5 $\pm$ 9,0	22,7 $\pm$ 9,6	18,6 $\pm$ 6,3	#
Lonkan add.momentti max [Nm/kg]	0,33 $\pm$ 0,38	0,39 $\pm$ 0,55	0,64 $\pm$ 0,61	#
	0,70 $\pm$ 0,36	0,67 $\pm$ 0,32	0,89 $\pm$ 0,46	# +
Lonkan abd.momentti max [Nm/kg]	-1,62 $\pm$ 0,47	-1,60 $\pm$ 0,48	-1,96 $\pm$ 0,66	## ++
	-0,78 $\pm$ 0,33	-0,80 $\pm$ 0,37	-0,87 $\pm$ 0,30	
Lonkan sisäk.momentti max [Nm/kg]	0,37 $\pm$ 0,15	0,39 $\pm$ 0,17	0,65 $\pm$ 0,20	### +++
	0,13 $\pm$ 0,09	0,15 $\pm$ 0,13	0,21 $\pm$ 0,14	#
Anter.-poster.GRF max (% bw)	39,5 $\pm$ 38,0	46,0 $\pm$ 47,6	41,8 $\pm$ 46,3	
	5,5 $\pm$ 3,6	5,9 $\pm$ 4,9	7,4 $\pm$ 6,2	
Mediaal.-later. GRF max (% bw)	85,0 $\pm$ 42,4	97,8 $\pm$ 48,5	97,0 $\pm$ 51,7	
	16,7 $\pm$ 5,6	16,8 $\pm$ 6,2	19,5 $\pm$ 7,3	
Vertikaalinen GRF max (% bw)	182,7 $\pm$ 27,3	192,7 $\pm$ 29,9	200,5 $\pm$ 23,8	#
	172,3 $\pm$ 31,8	178,2 $\pm$ 46,8	184,7 $\pm$ 40,4	
Nopeus suunnanmuutoksissa (m/s)	2,69 $\pm$ 0,19	2,75 $\pm$ 0,19	2,81 $\pm$ 0,19	#
Hyppykorkeus pud. hyppyissä (cm)	43,5 $\pm$ 7,1	47,4 $\pm$ 8,7	45,6 $\pm$ 8,8	*

TAULUKKO 4. Polven maksimimomenttien korrelaatiokerroimia suunnanmuutoksissa. Reunimmaisena oikealla olevassa sarakkeessa on lisäksi esitetty kunkin muuttujan korrelaatiokerroin suunnanmuutoksen ja pudotushypyn välillä.

	Polven abduktio-momentti	Polven adduktio-momentti	Polven fleksio-momentti	Polven sisäkierto-momentti	Sama muuttuja pudotushypyissä
Polven adduktiomomentti	-0,361**		-0,195	0,452**	0,526**
Polven fleksiomomentti	0,471**	-0,195		-0,099	0,549**
Polven sisäkiertomomentti	-0,109	0,452**	-0,099		0,305**
Polven max fleksio	0,157	-0,045	0,411**	-0,138	0,420**
Polven max abduktio	0,417**	-0,378**	0,477**	-0,161	0,778**
Polven abduktio ROM	0,278**	-0,219*	0,331**	0,003	0,220*
Polven max sisäkierto	-0,182	0,496**	0,072	-0,001	0,868**
Polven sisäkierto ROM	-0,207*	0,332**	0,064	0,139	0,376**
Lonkan adduktiomomentti	0,299**	0,004	0,193	0,096	0,589**
Lonkan abduktiomomentti	0,512**	0,114	0,176	0,096	0,297**
Lonkan sisäkiertomomentti	0,678**	-0,341**	0,550**	-0,066	0,218*
Lonkan max abduktio	-0,046	0,098	-0,220*	0,163	0,332**
Lonkan max sisäkierto	-0,168	0,197*	-0,458**	-0,020	0,775**
Anter.-poster. GRF	0,005	0,154	0,056	-0,036	-0,172
Mediaal.-lateraal. GRF	0,181	0,003	0,179	0,103	-0,005
Vertikaalinen GRF	0,229*	0,059	0,297**	0,229*	0,164
Suoritusnopeus	0,152	0,049	0,277**	0,110	



### 7.3 Maksimivoima

Kaikkien koehenkilöiden keskimääräinen tulos polven ojennuksessa oli  $159,3 \pm 34,8$  kg; polven koukistuksessa  $90,4 \pm 18,4$  kg; lonkan loitonnuksessa  $12,9 \pm 3,2$  kg ja jalkaprässissä  $151,8 \pm 47,3$  kg. Eri cluster-ryhmien keskimääräiset kehon massa (kg) suhteutetut maksimivoimat kilogrammoina (kg) on esitetty taulukossa 5. Ainoa tilastollisesti merkitsevä ryhmien välinen ero oli ryhmien 1 ja 2 välillä polven ojennusvoimassa ( $p \leq 0,05$ ).

TAULUKKO 5. Eri cluster-ryhmien keskimääräiset kehon massa suhteutetut maksimivoimat kilogrammoina neljässä eri suorituksessa (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta).

	Polven ojennus	Polven koukistus	Lonkan loitonnuks	Jalkaprässi
Ryhmä 1	$2,31 \pm 0,43$	$1,33 \pm 0,22$	$0,198 \pm 0,04$	$2,20 \pm 0,40$
Ryhmä 2	$2,50 \pm 0,39$	$1,42 \pm 0,19$	$0,204 \pm 0,05$	$2,36 \pm 0,64$
Ryhmä 3	$2,40 \pm 0,37$	$1,33 \pm 0,20$	$0,183 \pm 0,05$	$2,28 \pm 0,70$

Taulukossa 6 on esitetty suunnanmuutosten muuttujien korrelaatioita maksimivoimien kanssa. Polven ojennusvoima korreloi merkitsevästi polven sisäkiertomomentin ( $r=0,206$ ;  $p \leq 0,05$ ) ja lonkan adduktiomomentin ( $r=-0,215$ ;  $p \leq 0,05$ ) kanssa. Lonkan loitonnuksvoima korreloi merkitsevästi polven sisäkiertomomentin ( $r=0,213$ ;  $p \leq 0,05$ ) ja lonkan abduktion ( $r=0,240$ ;  $p \leq 0,05$ ) kanssa. Jalkaprässin kanssa merkitsevät korrelaatiot olivat polven fleksiolla ( $r=0,226$ ;  $p \leq 0,05$ ) ja sivusuuntaisella reaktivoimalla ( $r=0,206$ ;  $p \leq 0,05$ ). Lisäksi suoritusnopeus korreloi merkitsevästi kaikkien maksimivoimien kanssa.

TAULUKKO 6. Suunnanmuutosten muuttujien korrelaatiokertoimia maksimivoimien kanssa.

	Polven ojennus	Polven koukistus	Lonkan loitonuus	Jalkaprässi
Polven fleksiomomentti	0,113	0,029	-0,018	0,182
Polven abduktiomomentti	-0,077	-0,167	-0,075	0,011
Polven sisäkiertomomentti	0,206*	0,193	0,213*	0,137
Polven max fleksio	0,152	0,093	-0,006	0,226*
Polven max abduktio	-0,162	-0,188	-0,101	-0,110
Polven max sisäkierto	0,105	0,082	-0,089	-0,055
Lonkan adduktiomomentti	-0,215*	-0,111	-0,113	-0,162
Lonkan abduktiomomentti	0,090	0,077	-0,010	0,134
Lonkan max abduktio	0,145	0,107	0,240*	0,119
Nilkan dorsifleksiomomentti	0,073	0,182	0,005	0,155
Anter.-poster. GRF	-0,112	-0,153	-0,157	-0,195
Mediaal.-lateraal. GRF	0,150	0,133	0,071	0,206*
Vertikaalinen GRF	-0,127	-0,177	-0,031	-0,184
Suunnanmuutosten suoritusnopeus	0,328**	0,441**	0,277**	0,574**

## 8 POHDINTA

### 8.1 Suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen vertailu

Pudotushyppyissä esiintyneen polven abduktion ja abduktiomomentin on huomattu olevan yhteydessä ACL-vammoihin (Hewett ym. 2005). Pudotushyppy saattaa siten olla hyödyllinen työkalu arvioimaan ACL-vamman riskiä. Yhtenä tämän tutkimuksen tavoitteena oli selvittää miten hyvin kahdella jalalla suoritettavien pudotushyppyjen kinematiikka ja kinetiikka ovat yhteydessä yhdellä jalalla suoritettaviin suunnanmuutoksiin.

Cluster-ryhmistä ryhmällä 3 oli merkitsevästi ryhmiä 1 ja 2 suurempi polven maksimaalinen abduktiomomentti sekä suunnanmuutoksissa (64 %;  $p \leq 0,001$  ja 86 %;  $p \leq 0,001$ ) että pudotushyppyissä (61 %;  $p \leq 0,01$  ja 68 %;  $p \leq 0,001$ ). Ryhmällä 3 oli kummassakin suorituksessa polven maksimimomenteista myös suurin fleksiomomentti ja ulkokierto-momentti. Polven maksimimomenttien perusteella suoritukset olivat siis hyvin samankaltaisia. Polven maksimimomentit myös korreloivat hyvin merkitsevästi suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen välillä, kuten esimerkiksi polven maksimaalinen abduktiomomentti, jonka korrelaatiokerroin suoritusten välillä oli 0,376 ( $p \leq 0,01$ ). Polven maksimaalisen abduktiokulman korrelaatiokerroin oli 0,778 ( $p \leq 0,01$ ). Suuren polven abduktiokulman ja -momentin pudotushyppyssä omaavalla koehenkilöllä on siis todennäköisesti suuri abduktiokulma ja -momentti myös suunnanmuutoksissa. Toisaalta pudotushyppyissä esiintynyt maksimaalinen abduktiokulma ei korreloinut merkitsevästi suunnanmuutosten abduktiomomentin kanssa ( $r=0,107$ ). Korrelaatiokerroin on positiivinen, mikä on oletettavaa, mutta merkitsevyyden puuttuessa ei näiden muuttujien välillä kuitenkaan ollut vahvaa yhteyttä.

Polven abduktiomomentin yhteys eri liikkeiden välillä on huomattu myös McLeanin ym. (2005b) tutkimuksessa, jossa polven maksimaalisen abduktiomomentin havaittiin korreloivan vahvasti ( $r \geq 0,84$ ) 35-55°:n suunnanmuutoksen, sivuhypyn (hyppy juoksusta) sekä 180°:n suunnanmuutoksen välillä. Hartyn ym. (2011) tutkimuksessa sekä polven maksimaalinen abduktiokulma ( $r \geq 0,716$ ) että maksimaalinen abduktiomomentti ( $r \geq 0,426$ ) korreloivat merkitsevästi alas astumisen, yhden jalan hypystä laskeutumisen

sekä pudotushypyn välillä. Myös näiden tutkimusten perusteella näyttäisi siltä, että suuri polven abduktio ja abduktiomomentti ovat suorituksesta riippumattomia. Oikea pelitilanne voi tietysti olla erilainen, mutta ei kuitenkaan todennäköisesti niin erilainen, että se aiheuttaisi isoja muutoksia polven abduktiossa.

Muiden muuttujien korrelaatiokertoimia tarkastelemalla havaittiin, että reaktiivoimia lukuun ottamatta kaikki tarkastelun kohteeksi taulukkoon 4 valitut muuttujat korreloivat hyvin vahvasti suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen välillä. Voidaankin päätellä suunnanmuutosliikkeiden ja pudotushyppyjen nivelkulmien ja -momenttien olevan hyvin vertailtavissa. Tietysti on huomattava, että nivelmomentit olivat suurempia suunnanmuutoksissa. Esim. polven maksimaalinen abduktiomomentti oli suunnanmuutoksissa keskimäärin noin neljä kertaa suurempi kuin pudotushypyissä ( $-1,12 \pm 0,43$  Nm/kg vs.  $-0,27 \pm 0,19$  Nm/kg).

Tämän tutkimuksen perusteella näyttää siis siltä, että pudotushyppyjä, joiden mittaaminen saattaa olla helpompaa ja joiden suoritustapaa on helpompi kontrolloida, tutkimalla voidaan tehdä johtopäätöksiä myös suunnanmuutoksista. Lisäksi, koska liikkeiden kinematiikka ja kinetiikka ovat samankaltaisia, voidaan neuromuskulaarisella, esim. ACL-vammojen vähentämiseen tähtävällä harjoittelulla pienentää vammojen riskiä monissa erilaisissa liikkeissä. ACL-vammojen vähentämiseen tarkoitettua harjoittelua onkin havaittu olevan hyötyä vammojen ehkäisyssä. Mandelbaumin ym. (2005) tutkimuksessa 1041 naisjalkapalloilijaa lisäsivät harjoituksiinsa ACL-vamman riskiä pienentävää harjoittelua, joka sisälsi lihasvoimaharjoittelua, venyttelyä, plyometristä harjoittelua ja lajispesifistä ketteryysharjoittelua. Seuraavan pelikauden aikana ACL-vammojen määrä vähentyi 88 % verrattuna kontrolliryhmään.

## **8.2 Polven abduktioon yhteydessä olevat tekijät suunnanmuutoksissa**

Hewettin ym. (2005) tutkimuksessa ACL-vamman pelikauden aikana saaneilla koehenkilöillä oli havaittu ennen kauden alkua pudotushypyissä muihin koehenkilöihin verrattuna suurempi polven maksimaalinen abduktiomomentti sekä polven abduktiikulma pudotushypyn askelkontaktin alussa. Polven maksimaalinen abduktiomomentti oli

ACL-vamman saaneilla 2,5-kertainen muihin verrattuna. Tässä tutkimuksessa selvitetiin, mitkä kinemaattiset ja kineettiset tekijät suunnanmuutoksissa ovat yhteydessä polven abduktioon ja abduktiomomenttiin.

Cluster-ryhmistä ryhmällä 3 oli suurin polven maksimaalinen abduktiomomentti, joten tätä ryhmää voitiin tarkastella tässä tutkimuksessa ns. ACL-vamman riskiryhmänä. Ryhmällä 3 oli polven maksimimomenteista myös suurin fleksiomomentti ja ulkokiertomomentti. Muiden muuttujien osalta ryhmällä 3 oli esim. suurin polven maksimaalinen abduktio, pienin polven maksimaalinen sisäkierto ja suurin maksimaalinen vertikaalinen reaktiovoima. Lisäksi ryhmällä 3 esiintyi suurin lonkan maksimaalinen adduktiomomentti, abduktiomomentti ja sisäkiertomomentti. Sigwardin ja Powersin (2007) tutkimuksessa koehenkilöt oli jaettu polven abduktiomomentin perusteella kahteen ryhmään. Ensimmäinen oli normaalin abduktiomomentin (n=38) ryhmä ja toinen oli suuren abduktiomomentin ryhmä (n=23). Suuren abduktiomomentin ryhmällä havaittiin suunnanmuutoksissa suurempi lateraalinen reaktiovoima sekä lonkan abduktio ja sisäinen rotaatio. Nämä Sigwardin ja Powersin (2007) tulokset eivät kuitenkaan saaneet tukea tässä tutkimuksessa, sillä polven abduktiomomentin korrelaatiot lateraalisen reaktiovoiman ja lonkan abduktion ja sisäisen rotaation kanssa eivät olleet merkitseviä. Lisäksi korrelaatiokertoimet lonkan abduktion ja sisäisen rotaation kanssa olivat negatiivisia. Muita korrelaatioita tarkastelemalla havaittiin polven abduktiomomentin korreloivan momenteista positiivisesti polven fleksiomomentin ja ulkokiertomomentin, sekä lonkan eri momenttien kanssa. Lisäksi polven abduktiomomentti korreloi positiivisesti polven abduktion ja vertikaalisen reaktiovoiman, sekä negatiivisesti polven sisäkierron kanssa.

Cluster-ryhmien vertailu ja korrelaatioiden tarkastelu antoivat siis hyvin samankaltaisia tuloksia. Näyttää siltä, että polven suuri maksimaalinen abduktiomomentti on yhteydessä muihin suuriin nivelmomenteihin. Nivelkulmista suuri polven abduktiomomentti oli yhteydessä polven suureen maksimaaliseen abduktioon ja abduktioon askelkontaktin alussa, polven suureen maksimaaliseen sisäkiertoon ja askelkontaktin alun suureen lonkan fleksioon. McLeanin ym. (2005a) tutkimuksessa polven maksimaalisen abduktiomomentin huomattiin korreloivan suunnanmuutoksissa askelkontaktin alun lonkan fleksion ja sisäisen rotaation sekä askelkontaktin alun polven abduktion kanssa. Myös

tässä tutkimuksessa havaittiin askelkontaktin alun polven abduktion ja lonkan fleksion yhteys polven abduktiomomenttiin, mutta polven abduktiomomentilla ja askelkontaktin alun lonkan sisäkierrolla oli kuitenkin negatiivinen korrelaatio ( $r=-0,191$ ), joten tämä tulos ei tukenut McLeanin ym. (2005a) tuloksia.

Polven suuri maksimaalinen abduktiokulma havaittiin suunnanmuutoksissa merkitsevien korrelaatioiden perusteella silloin kun esiintyi suuri polven fleksio askelkontaktin alussa ( $r=0,318$ ;  $p\leq 0,01$ ), suuri polven maksimaalinen fleksio ( $r=0,402$ ;  $p\leq 0,01$ ), suuri polven abduktio askelkontaktin alussa ( $r=0,909$ ;  $p\leq 0,01$ ), suuri polven maksimaalinen sisäkierto ( $r=0,242$ ;  $p\leq 0,05$ ), pieni polven rotaation ROM ( $r=-0,213$ ;  $p\leq 0,05$ ), suuri askelkontaktin alun lonkan fleksio ( $r=0,360$ ;  $p\leq 0,01$ ), suuri lonkan maksimaalinen fleksio ( $r=0,300$ ;  $p\leq 0,01$ ), suuri askelkontaktin alun lonkan adduktio ( $r=0,310$ ;  $p\leq 0,01$ ) suuri lonkan maksimaalinen adduktio ( $r=0,222$ ;  $p\leq 0,05$ ), pieni askelkontaktin alun lonkan sisäkierto ( $r=-0,760$ ;  $p\leq 0,01$ ) ja pieni lonkan maksimaalinen sisäkierto ( $r=-0,621$ ;  $p\leq 0,01$ ). Ryhmän 3 muita ryhmiä suurempi polven abduktio voidaan havainnoida myös kuvasta 25, josta huomataan polven olevan koko askelkontaktin ajan enemmän abduktiossa kuin muilla ryhmillä. Se, että tällä ryhmällä polvi on abduktiossa jo heti askelkontaktin alussa, voi selittyä neuromuskulaaristen tekijöiden lisäksi esimerkiksi anatomisilla tekijöillä, kuten Q-kulmalla. Toisaalta McLeanin ym. (2005b) tai Hartyn ym. (2011) tutkimuksissa ei havaittu yhteyttä staattisen polven abduktion ja eri liikkeissä esiintyneen polven abduktion välillä.

Vertikaalinen reaktiovoima korreloi merkitsevästi polven maksimaalisen abduktiomomentin kanssa ( $r=0,229$ ;  $p\leq 0,05$ ) suunnanmuutoksissa. Lisäksi ryhmän 3 suurin maksimaalinen vertikaalinen reaktiovoima kertoi polven abduktiomomentin ja vertikaalisen reaktiovoiman yhteydestä, mikä ei ole yllättävää, sillä korkeiden reaktiovoimien voidaan olettaa olevan yhteydessä suuriin nivelmomentteihin (Hewett ym. 2005). Suuret nivelmomentit ja vertikaalinen reaktiovoima taas saattoivat mahdollisesti selittyä koehenkilön suurella voimantuotolla. Tämän oletuksen perusteella suurimman polven abduktiomomentin ja fleksiomomentin omanneella ryhmällä 3 olisi ollut korkein hyppykorkeus pudotushypyssä ja suurimmat maksimivoimat. Erityisesti suuren fleksiomomentin pudotushypyssä voisi olettaa olevan yhteydessä suureen etureiden voimantuottoon ja suureen hyppykorkeuteen. Fleksiomomentin ja hyppykorkeuden välinen korre-

laatio olikin merkitsevä ( $r=0,273$ ;  $p\leq 0,01$ ). Pudotushyppyjen hyppykorkeus oli kuitenkin suurin ryhmässä 2, jonka hyppykorkeus oli 8,9 % ( $p\leq 0,05$ ) suurempi kuin ryhmällä 1 ja 3,9 % suurempi kuin ryhmällä 3. Ryhmän 3 hyppykorkeus ei siis ollut suurin, eikä se näin ollen selittänyt abduktiomomenttia, mitä todistaa myös hyppykorkeuden ja abduktiomomentin välinen negatiivinen korrelaatiokerroin ( $r=-0,075$ ).

Myös suunnanmuutosten suoritusnopeuden vaikutusta on syytä pohtia, sillä suoritusnopeutta ei vakioitu tässä tutkimuksessa. Useissa tutkimuksissa suunnanmuutosten suoritusnopeus on ollut vakioitu ja huomioitavaa on myös, että useissa tutkimuksissa suunnanmuutos on suoritettu tekemällä melko pieni muutos liikkeen suuntaan, kun tässä tutkimuksessa suunnanmuutoksessa käännyttiin takaisin tulosuuntaan. Esimerkiksi McLeanin ym. (2005b) tutkimuksessa suoritettiin  $35^\circ$ :n ja  $55^\circ$ :n suunnanmuutokset ja juoksunopeutena tutkimuksessa käytettiin 4,5-5,5 m/s. Tämän tutkimuksen suunnanmuutoksissa suurimman polven abduktiomomentin omaavalla ryhmällä 3 oli myös nopein keskimääräinen suoritusnopeus, mikä oletettavasti osaltaan selittää suurta abduktiomomenttia. Erot ryhmien välillä eivät kuitenkaan olleet kovin suuria, sillä ryhmän 3 suoritusnopeus oli 4,5 % suurempi kuin ryhmällä 1 ( $p\leq 0,05$ ) ja 2,2 % suurempi kuin ryhmällä 2. Nopeus ei korreloinut merkitsevästi polven abduktiomomentin ( $r=0,152$ ) tai polven maksimaalisen abduktiokulman ( $r=0,167$ ) kanssa, kuten ei alustan reaktiovoimienkaan kanssa. Vaikka korrelaatiot eivät ole merkitseviä, ovat ne kuitenkin positiivisia ja niistä voi päätellä, että nopeus sekä polven maksimaalinen abduktio ja abduktiomomentti ovat kuitenkin löyhästi yhteydessä toisiinsa. Suoritusnopeudella oli kuitenkin merkitsevä positiivinen korrelaatio esim. polven fleksiomomentin ja lonkan abduktiomomentin kanssa. Vaikuttaa siltä, että suoritusnopeus selittää osan polven suuresta abduktiomomentista ja muistakin suurista momenteista. Suoritusnopeuden yhteys maksimivoimiin taas kertoo siitä, että vahvimmat koehenkilöt suorittivat suunnanmuutokset nopeimmin.

Nopeampi suoritus on todennäköisesti tehokkaampi pelitilanteissa, mutta saattaa myös olla alttiimpi aiheuttamaan vammoja. Sigwardin ja Powersin (2006) tutkimuksessa havaittiin, että kokeneemmilla naisurheilijoilla oli suunnanmuutoksissa vähemmän urheiluleisiin verrattuna suurempi kuormitus polvessa ja lisäksi pienempi polveen vaikuttavien lihasten aktiivisuus. Tämän perusteella tutkijat päättelivät, että enemmän urheilua har-

rastaneilla olisi suurempi riski saada ACL-vamma. Voi kuitenkin olla, että urheilua enemmän harrastaneilla olisi tekniikka vakioitunut tai kehittynyt suunnanmuutosliikkeissä siten, etteivät he kuitenkaan altistuisi niin todennäköisesti vammoille kuin vähemmän urheilleet. Vähemmän urheilleet saattavat useammin kohdata yllättäviä ja epätavallisia tilanteita, jotka myös mahdollisesti aiheuttavat vammoja. Lisäksi kokeneemilla urheilijoilla saattavat esim. polven rakenteet kestää harjoittelun johdosta suurempaa kuormitusta.

Täysin selvää ei varmastikaan ole, että polven abduktio lisää ACL-vamman riskiä. Toisin kuin Hewettin ym. (2005) tutkimuksessa, Goetschiuksen ym. (2012) tutkimuksessa ei löydetty yhteyttä polven suuren abduktiomomentin ja ACL-vamman välille. Lisäksi huomionarvoista heidän tutkimuksessaan oli, että tutkimukseen osallistuneista 1855 koehenkilöstä (naisia) vain 20 sai ACL-vamman (ei-kontakti) yhden pelikauden aikana, kun Hewettin ym. (2005) tutkimuksessa 200 koehenkilöstä jopa 9 sai ACL-vamman. Smithin ym. (2012) tutkimuksessa 3876:sta (1855 naista ja 2021 miestä) tutkimukseen osallistuneesta koehenkilöstä seuraavan pelikauden aikana ACL-vamman (ei-kontakti) sai 32 koehenkilöä (19 naista ja 9 miestä), mikä on samaa suuruusluokkaa oleva ACL-vammojen määrä koehenkilöiden lukumäärään nähden (~1%) kuin oli Goetschiuksen ym. (2012) tutkimuksessa. Yhtenä todisteena polven abduktion ja ACL-vammojen yhteydestä voidaan kuitenkin pitää sitä, että naisilla on havaittu miehiä enemmän ACL-vammoja ja naisilla on myös havaittu suurempi polven abduktio (Ford ym. 2005; Kernozek ym. 2005; Malinzak ym. 2001).

### **8.3 Maksimivoima**

Yhtenä tarkastelun kohteena tässä tutkimuksessa oli maksimivoiman yhteys suunnanmuutosten kinematiikkaan ja kinetiikkaan. Suljetun kineettisen ketjun teorian mukaan suuri lonkan adduktio ja polven abduktio ovat yhteydessä toisiinsa, jolloin lonkan loitontajalihasten toiminta vaikuttaa suunnanmuutoksissa lonkan adduktioon ja näin myös polven abduktioon (Hanson ym. 2008). Tämä yhteys löydettiin Claibornen ym. (2006) tutkimuksessa, jossa voimakkuus lonkan loitonnuksessa oli yhteydessä polven pienempään abduktioon yhden jalan kyykyssä. Tässä tutkimuksessa oletettiin, että suuri



polven maksimaalinen abduktio ja abduktiomomentti suunnanmuutoksissa ovat yhteydessä heikkoon lonkan loitonusvoimaan.

Suurimman polven maksimaalisen abduktiomomentin ryhmällä 3 oli pienin keskimääräinen maksimivoima lonkan loitonuksessa, mikä voisi tukea tämän tutkimuksen hypoteesiä. Ryhmän 3 lonkan loitonusvoima oli 3,0 % pienempi kuin ryhmällä 1 ( $p=0,181$ ) ja 11,5 % pienempi kuin ryhmällä 2 ( $p=0,069$ ). Erot eivät kuitenkaan olleet tilastollisesti merkitseviä. Korrelaatiokertoimien perusteella lonkan loitonusvoimalla oli polven maksimaalisen abduktion ( $r=-0,101$ ) ja abduktiomomentin ( $r=-0,075$ ) kanssa heikot negatiiviset korrelaatiot ilman tilastollisia merkitsevyyksiä. Vaikka merkitseviä korrelaatioita ei löydettykään, antavat ne kuitenkin viitteitä siitä, että tässäkin tutkimuksessa saattoi olla yhteys heikon lonkan loitonusvoiman sekä polven suuren abduktion ja abduktiomomentin välillä. Näin lonkan loitonajien vahvistaminen voi olla perusteltua suuren polven abduktion omaaville liikkujille.

Ainoa tilastollisesti merkitsevä ero maksimivoimissa havaittiin ryhmien 1 ja 2 välillä polven ojennusvoimassa. Claibornen ym. (2006) tutkimuksessa havaittiin, että voimakkaan lonkan loitonuksen lisäksi voimakkuus polven koukistus- ja ojennusliikkeissä oli yhteydessä polven pienempään abduktioon. Tässä tutkimuksessa ei havaittu ryhmän 3 polven koukistus- ja ojennusvoiman olevan muita ryhmiä pienempää. Korrelaatiokertoimista kuitenkin huomataan, että polven abduktiolla ja abduktiomomentilla on molemmilla negatiiviset korrelaatiot sekä polven ojennus- ( $r=-0,162$ ;  $r=-0,077$ ) että koukistusvoiman ( $r=-0,188$ ;  $r=-0,167$ ) kanssa. Näissä ei ollut tilastollisia merkitsevyyksiä, mutta negatiiviset korrelaatiokertoimet saattavat kuitenkin antaa viitteitä siitä, että myös voimakkuus polven koukistuksessa ja ojennuksessa vähentävät polven abduktiota.

Muiden muuttujien kanssa maksimivoimilla oli vain vähän merkitseviä korrelaatioita. Poikkeuksena oli suunnanmuutoksen suoritusnopeus, jonka kanssa kaikilla neljällä maksimivoimalla oli hyvin merkitsevä korrelaatio. Tämä kertoo siitä, että voimakaimmat koehenkilöt tekivät nopeimmat suunnanmuutokset ja he olivat mahdollisesti urheilullisimmat koehenkilöt tässä tutkimuksessa. Eräs johdonmukainen tulos on myös jalkaprässin merkitsevä korrelaatio polven fleksion ja vertikaalisen reaktivoiman kanssa. Suoritusnopeuden havaittiin lisäksi korreloivan merkitsevästi polven momenteista

ainoastaan fleksiomomentin kanssa. Näiden perusteella voidaan päätellä nopeimmin suunnanmuutokset tehneiden ja myös vahvimpien koehenkilöiden yhdeksi tunnusmerkiksi suunnanmuutoksissa suuremman polven fleksion ja fleksiomomentin.

## 8.4 Tutkimuksen kriittinen tarkastelu

Koehenkilöiden määrä tässä tutkimuksessa oli suuri, mikä lisää tutkimuksen luotettavuutta. Ison koehenkilöjoukon johdosta voitiin käyttää cluster-analyysiä, jota ei ole aiemmin käytetty tämän aihepiirin tutkimuksissa. Cluster-analyysi voi olla hyödyllinen työkalu ison koehenkilöjoukon tutkimuksissa, joissa halutaan jakaa koehenkilöt joidenkin ominaisuuksien perusteella samankaltaisiin, mutta keskenään erilaisiin ryhmiin. Näitä ryhmiä voidaan vertailla muiden ominaisuuksien osalta, kuten tässä tutkimuksessa, jossa määritettiin ACL-vamman riskiryhmä, jota sitten verrattiin muihin ryhmiin eri muuttujien osalta.

Monissa aiemmissa tämän aihepiirin tutkimuksissa naiset ja miehet on eroteltu tulosten tarkasteluissa, mitä ei tässä tutkimuksessa tehty. Naiset ja miehet olivat kuitenkin jakautuneet melko tasaisesti eri cluster-ryhmiin, sillä ryhmässä 1 (n=36) oli miehiä 4 kpl, ryhmässä 2 (n=36) miehiä oli 10 kpl ja suurimman polven abduktiomomentin ryhmässä 3 (n=28) miehiä oli 6 kpl. Tämän perusteella voisi olettaa, ettei sukupuoli selittänyt cluster-ryhmien eroja. On kuitenkin mahdollista, että sukupuolten erittely olisi selittänyt tämän tutkimuksen tuloksia tarkemmin. Cluster-analyysin tekeminen oli kuitenkin hyödyllisempää, koska naisia ja miehiä ei tarkasteltu erikseen ja näin koehenkilöjoukko oli isompi.

Useissa tutkimuksissa suoritusnopeudet on ollut vakioitu, mutta tässä tutkimuksessa koehenkilöitä ohjeistettiin käyttämään suunnanmuutoksissa maksimaalista suoritusnopeuttaan. Tämän tarkoituksena oli saada suoritukset mahdollisimman pelinomaisiksi kunkin koehenkilön kohdalla ja koska koehenkilöissä oli kumpaakin sukupuolta, he olivat eri-ikäisiä ja edustivat eri lajeja, oli koehenkilöiden suorituskyvyssä varmasti eroja. Toisaalta mittaustilanteessa pelinomaisen suorituksen tekeminen on varmasti haastavaa, eivätkä suoritusnopeudet todennäköisesti olleet kaikkien kohdalla maksimaalisia.

Tutkimuksen kriittisessä tarkastelussa on otettava huomioon myös liikeanalyysiin liittyvät tekijät. Ihon pinnalle kiinnitettävien markkerien käyttö ei välttämättä täysin vastaa nivelten todellista sijaintia tai liikettä. Liikeanalyysin epätarkkuutta saattaa aiheuttaa myös kameroista tai liikeanalyysiohjelmasta johtuvat tekijät. Kameroilla ei aina ole mahdollista seurata kaikkien markkereiden liikettä koko suorituksen ajan, mikä voi johtua esim. valaistuksesta tai ylimääräisistä heijastavista tekijöistä. Liikeanalyysidata joudutaan myös suodattamaan, jolloin haasteena on mahdollisimman todenmukaisen datan saaminen. Nivelmomenttien laskeminen käänteisen dynamiikan menetelmällä asettaa myös omat rajoituksensa tulosten realistisuuteen. Tällä tavoin lasketut nivelmomentit eivät varmasti kuvaa täydellisesti nivelten kuormitusta, mutta ne todennäköisesti antavat melko hyvän arvion todellisuudesta. On myös hyvä huomata, että nivelissä ja niiden yhteydessä on useita rakenteita, kuten lihakset, jotka vastaanottavat kuormitusta ja joiden toiminta näin vaikuttaa nivelten todelliseen kuormittumiseen.

## 8.5 Johtopäätökset

Suunnanmuutosten ja pudotushyppyjen kinematiikka ja kinetiikka korreloivat hyvin vahvasti keskenään, joten kinematiikka ja kinetiikka eivät todennäköisesti ole riippuvaisia liikkeestä joka suoritetaan vaan koehenkilön henkilökohtaisista ominaisuuksista. Toisaalta nivelkulmat ja -momentit sekä reaktiovoimat ovat suuruudeltaan erilaisia näissä liikkeissä. Polven suuren abduktiomomentin havaittiin olevan suunnanmuutoksissa yhteydessä nilkan, polven ja lonkan suuriin momentteihin. Lisäksi suuri polven abduktiomomentti oli yhteydessä suureen polven abduktioon ja pieneen polven sisäkiertoon. Suurta polven abduktiomomenttia selittivät osaltaan myös suuri suunnanmuutoksen suoritusnopeus ja suuri vertikaalinen reaktiovoima. Maksimivoimat eivät merkittävästi selittäneet polven abduktiomomenttia, mutta pieni lonkan loitonnuksen-, polven koukistus- ja polven ojennusvoima olivat kuitenkin osittain yhteydessä suureen polven abduktiomomenttiin. Koehenkilöiden suuret maksimivoimat olivat kuitenkin merkittävästi yhteydessä suunnanmuutosten suureen suoritusnopeuteen.

## 9 LÄHTEET

- Adelaar, R. S. 1986. The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine* 14(6), 497 - 500.
- Agel, J., Arendt, E. A. & Bershadsky, B. 2005. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer. *The American Journal of Sports Medicine* 33(4), 524 - 530.
- Beaulieu, M. L., Lamontage, M. & Xu, L. 2009. Lower limb muscle activity and kinematics of an unanticipated cutting manoeuvre: a gender comparison. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 17(8), 968 - 976.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G. & Ackland, T. R. 2003. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35(1), 119 - 127.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R. & Cochrane, J. L. 2001a. External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33(7), 1168 - 1175.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R. & Cochrane, J. L. 2001b. Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33(7), 1176 - 1181.
- Beutler, A. I., de la Motte, S. J., Marshall, S. W., Padua, D. A. & Boden, B. P. 2009. Muscle strength and qualitative jump-landing differences in male and female military cadets: The jump-ACL study. *Journal of Sports Science and Medicine* 8, 663 - 671.
- Bien, D. P. 2011. Rationale and implementation of anterior cruciate ligament injury prevention warm-up programs in female athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 25(1), 271 - 285.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A. & Garrett, W. E. 2000. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics* 23(6), 573 - 578.
- Chappel, J. D., Creighton, R. A., Giuliani, C., Yu, B. & Garrett, W. E. 2007. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump. *The American Journal of Sports Medicine* 35(2), 235 - 241.

- Chimera, N. J., Swanik, K. A., Swanik, C. B. & Straub, S. J. 2004. Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in female athletes. *Journal of Athletic Training* 39(1), 24 - 31.
- Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V. & Pincivero, D. M. 2006. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics* 22(1), 41 - 50.
- Colby, S., Francisco, A., Yu. B., Kirkendall, D., Finch, M. & Garrett, W. 2000. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers. *The American Journal of Sports Medicine* 28(2), 234 - 240.
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W. & Hewett, T. E. 2006. Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of Athletic Training* 41(1), 67 - 73.
- de Loes, M., Dahlstedt, L. J. & Thomee, R. 2000. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 10(2), 90 - 97.
- DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S. & Garrett, W. 2004. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine* 32(2), 477 - 483.
- Dempsey, A. R., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., Steele, J. R. & Munro, B. J. 2009. Changing sidestep cutting technique reduces knee valgus loading. *The American Journal of Sports Medicine* 37(11), 2194 - 2200.
- Fagenbaum, R. & Darling, W. G. 2003. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine* 31(2), 233 - 240.
- Fong, C-M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M. & Padua, D. A. 2011. Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training* 46(1), 5 - 10.
- Ford, K. R., Myer, G. D., Toms, H. E. & Hewett, T. E. 2005. Gender differences in the kinematics of unanticipated cutting in young athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37(1), 124 - 129.
- Goetschius, J., Smith, H. C., Vacek, P. M., Holterman, L. A., Shultz, S. J., Tourville, T, W., Slauterbeck, J., Johnson, R. J. & Beynnon, B. D. 2012. Application of a clin-

- ic-based algorithm as a tool to identify female athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 40(9), 1978 - 1984.
- Hair, J., Anderson, R. E. & Tatham, R. L. 1990. *Multivariate data analysis with readings*, 2<sup>nd</sup> ed. New York, Macmillan.
- Hamilton, M., Velasquez, J. R. & College, D. 2011. Ankle flexibility and jump landing mechanics: Implications for ACL injury risk. *International Journal of Athletic Therapy & Training* 16(6), 14 - 16.
- Hanson, A. M., Padua, D. A., Blackburn, J. T., Prentice, W. E. & Hirth, C. J. 2008. Muscle activation during side-step cutting maneuvers in male and female soccer athletes. *Journal of Athletic Training* 43(2), 133 - 143.
- Harty, C. M., DuPont, C. E., Chmielewski, T. L. & Mizner, R. L. 2011. Intertask comparison of frontal plane knee position and moment in female athletes during three distinct movement tasks. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 21, 98 - 105.
- Hawkins, R. D. & Fuller, C. W. 1999. A prospective study of injuries in four English professional football clubs. *British Journal of Sports Medicine* 33(3), 196 - 203.
- Hewett, T. E. 2000. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. *Sports Medicine* 29(5), 313 - 327.
- Hewett, T. E., Myer, G. D. & Ford, K. R. 2006. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 34(2), 299 - 311.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V. & Succop, P. 2005. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 33(4), 492 - 501.
- Hewett, T. E., Torg, J. S. & Boden, B. P. 2009. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine* 43(6), 417 - 422.
- Ireland, M. L. 1999. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. *Journal of Athletic Training* 34(2), 150 - 154.
- Joseph, M. F., Rahl, M., Sheehan, J., MacDougall, B., Horn, E., Denegar, C., Trojian, T. H., Anderson, J. M. & Kraemer, W. J. 2011. Timing of lower extremity frontal

- plane motion differs between female and male athletes during a landing task. *The American Journal of Sports Medicine* 39(7), 1517 - 1521.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., van Hoof, H., Cowley, H & Tanner, S. 2005. Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 37(6), 1003 - 1012.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R. & Hewett, T. E. 2007. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball. *The American Journal of Sports Medicine* 35(3), 359 - 367.
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D. & Deluzio, K. J. 2007. Neuromuscular and lower limb biomechanical differences exist between male and female elite adolescent soccer players during an unanticipated run and crosscut maneuver. *The American Journal of Sports Medicine* 35(11), 1901 - 1911.
- Lephart, S. M., Ferris, C. M., Riemann, B. L., Myers, J. B. & Fu, F. H. 2002. Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 401, 162 - 169.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B. & Woo, S. L.-Y. 1999. The importance of quadriceps and hamstring muscle loadings on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics* 32(4), 395 - 400.
- Lloyd, D. G. & Buchanan, T. S. 2001. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics* 34(10), 1257 - 1267.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B. & Garrett, W. E. 2001. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics* 16(5), 438 - 445.
- Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J., Watanabe, D. S., Knarr, J. F., Thomas, S. D., Griffin, L. Y., Kirkendall, D. T. & Garrett, W. 2005. Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 33(7), 1003 - 1010.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shephard, M. F., Finerman, G. A. M. & Slauterbeck, J. L. 1995. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research* 13(6), 930 - 935.

- McLean, S. G., Lipfert, S. W. & van den Bogert, A. J. 2004. Effect of gender and defensive opponent on the biomechanics of sidestep cutting. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36(6), 1008 - 1016.
- McLean, S. G., Huang, X., Su, A. & van den Bogert, A. J. 2005a. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics* 20(8), 863 - 870.
- McLean, S. G., Walker, K. B. & van den Bogert, A. J. 2005b. Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. *Journal of Science and Medicine in Sport* 8(4), 411 - 422.
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H. & Toh, S. 2004. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy* 20(4), 414 - 418.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Barber, K. D., Liu, C., Nick, T. G. & Hewett, T. E. 2009. The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical Journal of Sports Medicine* 19(1), 3 - 8.
- Norcross, M. F., Blackburn, J. T., Goerger, B. M. & Padua, D. A. 2010. The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clinical Biomechanics* 25(10), 1031 - 1036.
- Novacheck, T. F. 1997. Biomechanics of running. *Gait & Posture* 7(1), 77 - 95.
- Nyland, J. A., Caborn, D. N. M., Shapiro, R. & Johnson, D. L. 1997. Fatigue after eccentric quadriceps femoris work produces earlier gastrocnemius and delayed quadriceps femoris activation during crossover cutting among normal athletic women. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 5(3), 162 - 167.
- Ounpuu, S. 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine* 13(4), 843 - 863.
- Pandy, M. G. & Shelburne, K. B. 1997. Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *Journal of Biomechanics* 30(10), 1015 - 1024.
- Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M. & Rose, D. 2007. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: Gender differences. *Clinical Journal of Sports Medicine* 17(4), 263 - 268.
- Park, S-K., Stefanyshyn, D. J., Ramage, B., Hart, D. A. & Ronsky, J. L. 2009. Relationship between knee joint laxity and knee joint mechanics during the menstrual cycle. *British Journal of Sports Medicine* 43, 174 - 179.



- Pasanen, K., Parkkari, J., Kannus, P., Rossi, L., Palvanen, M., Natri, A. & Järvinen, M. 2008a. Injury risk in female floorball: a prospective one-season follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 18, 49 - 54.
- Pasanen, K., Parkkari, J., Pasanen, M., Hiilloskorpi, H., Mäkinen, T., Järvinen, M. & Kannus, P. 2008b. Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study. *British Medical Journal* 337, 96 - 99.
- Platzer, W. 2004. *Color atlas and textbook of human anatomy, Vol 1: Locomotor system*. Thieme, Germany/USA.
- Pollard, C. D., Sigward, S. M. & Powers, C. M. 2007. Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver. *Clinical Journal of Sport Medicine* 17(1), 38 - 42.
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A. & Graham-Smith, P. 2003. Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Sciences* 21(11), 933 - 942.
- Rand, M. K. & Ohtsuki, T. 2000. EMG analysis of lower limb muscles in humans during quick change in running directions. *Gait and Posture* 12(2), 169 - 183.
- Robertson, G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G. & Whittlesey, S. N. 2004. *Research methods in biomechanics*. Human Kinetics, USA.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M. & Fu, F. H. 1999. Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *Journal of Athletic Training* 34(2), 106 - 114.
- Sanna, G. & O'Connor, K. M. 2008. Fatigue-related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers. *Clinical Biomechanics* 23(7), 946 - 954.
- Sigward, S. M. & Powers, C. M. 2006. The influence of experience on knee mechanics during side-step cutting in females. *Clinical Biomechanics* 21(7), 740 - 747.
- Sigward, S. M. & Powers, C. M. 2007. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting. *Clinical Biomechanics* 22(7), 827 - 833.
- Smith, H. C., Johnson, R. J., Shultz, S. J., Tourville, T., Holterman, L. A., Slauterbeck, J., Vacek, P. M. & Beynon, B. D. 2012. A prospective evaluation of the landing error scoring system (LESS) as a screening tool for anterior cruciate ligament injury risk. *The American Journal of Sports Medicine* 40(3), 521 - 526.

- Stensrud, S., Myklebust, G., Kristianslund, E., Bahr, R. & Krosshaug, T. 2011. Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *British Journal of Sports Medicine* 45(7), 589 - 595.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L. & O'Connor, J. C. 1999. *Dynamics of human gait*. second ed. Cape Town, South Africa, Kiboho Publishers.
- Vicon Plug-in Gait Product Guide-Foundation Notes Revision 2.0, March 2010.
- White, S. G., McNair, P. J. 2002. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics* 17, 177 - 184.
- Whittle, M. W. 2007. *Gait analysis: An introduction*. Oxford: Butterworth Heinemann, Elsevier.
- Winter, D. A. 2005. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons Inc. Waterloo, Canada.