

**ETURISTISIDEVAMMAN VAIKUTUKSET TASAPAINOON  
JA REFLEKSITOIMINTAAN**

Laura Valtonen

Pro-Gradu-työ

Kevät 2005

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaaja: Vesa Linnamo

## TIIVISTELMÄ

Laura Valtonen. 2005. Eturistisidevammman vaikutukset tasapainoon ja refleksitoimintaan. Liikuntabiologian laitos. Jyväskylän yliopisto. Sivuja: 86.

Eturistiside kontrolloi polven stabiliteettia ja sen vammautuminen aiheuttaakin ensisijaisesti ongelmia tasapainon hallinnassa. Tasapaino-ongelmien lisäksi se heikentää mm. vammautuneen jalan proprioseptiikkaa (reseptoreiden kykyä aistia asentoa ja sen muutoksia) ja motorista kontrollia sekä aiheuttaa reisilihaksen atrofiaa eli lihasmassan vähenemistä. Näitä toiminnan vajavaisuuksia esiintyy hyvin onnistuneesta leikkauksesta ja aikaisin aloitetusta kuntoutuksesta huolimatta ja niitä on tutkittu laajamittaisesti. Vaikka on mahdollista, että mm. vammalla aiheuttamalla vähentyneellä fyysisellä aktiivisuudella, jalan käytön välttelyllä, reisilihaksen atrofiolla, mahdollisilla lihassolumuutoksilla, kivulla ja turvotuksella sekä niiden aiheuttamalla refleksi-inhibitiolla on vaikutusta myös refleksitoimintaan, niiden tutkiminen on jäänyt suhteellisen vähälle huomiolle. Tämän tutkimuksen tarkoituksena olikin selvittää, aiheuttaako vamma muutoksia henkilön refleksitoimintaan ja voidaanko näillä mahdollisilla muutoksilla selittää osittain myös tasapainon heikentymistä.

Tutkimukseen osallistui kahdeksan tervettä kontrollihenkilöä ja kahdeksan henkilöä, joiden polven eturistiside oli operoitu kolme viikkoa ennen mittauksia. Koehenkilöiden tasapainoa testattiin Good Balance-tasapainolevyn (Metitur Oy, Suomi) avulla sekä yhdellä että molemmilla jaloilla seistessä. Refleksitoimintaa tutkittiin H-refleksin ja patellarefleksin avulla. H-refleksi saadaan aikaiseksi hermon keinotekoisella sähköstimulaatiolla ja sitä käytetään testaamaan stimuluksen kulkutehokkuutta, kun se kulkee afferenttia pitkin motoneuronialtaaseen ja sieltä edelleen efferenttia pitkin lihakseen. Tasapaino oli polviryhmässä merkittävästi huonompi kuin kontrolliryhmässä. Polviryhmäläisten vauhtimomentti oli 59 % ( $p < 0,05$ ), nopeus eteen- ja taaksepäin 41 % ja nopeus sivuille 40 % suurempi ( $p < 0,05$ ) normaalissa seisoma-asennossa. Patellarefleksin amplitudi oli 126 % ( $p < 0,05$ ) ja refleksin tuottama voima 91 % ( $p < 0,01$ ) suuremmat operoidussa kuin terveessä jalassa ja myös suurempia kuin kontrolliryhmässä.  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyydessä tapahtuneet muutokset jäivät edelleen epäselviksi.

Polvioperaation jälkeinen kipu on todennäköisin syy suurentuneeseen patellarefleksiin. Kipu lisää lihasspindelien herkkyyttä, jolloin spindeli reagoi enemmän lihaksen ve-

nymiseen. Siirteen laittaminen vanhan eturistisiteen tilalle on todennäköisin tasapainon heikentymiseen vaikuttava tekijä. Siirteen mekaaniset reseptorit eivät toimi kolme viikkoa leikkauksen jälkeen ja tällöin henkilön polven proprioseptiikassa ja siitä johtuen myös motorisessa kontrollissa on puutteita. Polviryhmäläisillä kivun herkistämien spindelien toiminta on myös tasapainon hallinnassa tehokkaampaa, mikä näkyy tasapainomittauksissa suurempana vauhtimomenttina sekä nopeutena eteen, taakse ja sivuille. Vaikka spindelit reagoivat herkästi lihaksen pituuden muutokseen, puutteet polven mekanoreseptoreissa ja siitä johtuva huonompi motorinen kontrolli tekevät asennon hallinnasta heikompaa ja huojumisesta suurempaa.

## **ABSTRACT**

Laura Valtonen. 2005. The effects of the anterior cruciate ligament injury to the balance control and the reflex arc activity. Department of biology of physical activity. University of Jyväskylä. Pages: 86.

The main role of anterior cruciate ligament (ACL) is to control the stability of the knee and that is the reason why tear of it causes problems in the balance control. It also changes proprioceptive (capability of the receptors to sense the posture and changes in the posture) and motor control of the injured leg and causes quadriceps atrophy, which means reducing of the muscle mass. These deficiencies exist despite successful ACL reconstruction and early begun rehabilitation and they are widely studied. It is possible that declined physical activity and leg usage, quadriceps atrophy, possible fiber type changes, pain and swelling, which are caused by injury, have some affect in the reflex arc activity. Anyway, this area is not well enough researched yet. The purpose of this study was to find out if the tear of ACL changes reflex arc activity and if it is possible to explain with that in part also the changes in balance control.

Eight healthy control subjects and eight subjects that had undergone ACL reconstruction three weeks prior to the measurements volunteered in this study. The balance control was measured with Good Balance –measurement device (Metitur Oy, Finland) while subjects were standing still with one or both legs. Reflex arc activity was researched with H-reflex and patellar reflex. H-reflex is electrically stimulated artificial reflex and it is used to find out how efficiently stimulus goes along Ia-afferent to the

motoneuron pool and from there along efferent to the muscle. The balance control was significantly lower in the ACL group. The moment of velocity was 59 % ( $p < 0,05$ ), speed anterior-posterior sway 41 % and speed medial-lateral sway 40 % greater ( $p < 0,05$ ) than in the control group. The amplitude of the patellar reflex was 126 % greater ( $p < 0,05$ ) and the force produced by the reflex 91 % greater ( $p < 0,01$ ) in the ACL leg compared to healthy leg and also greater compared to the healthy control subjects (no significance). Changes in the  $\alpha$ -motoneuron pool excitability remained still unclear.

There appeared to be still some pain three weeks after ACL reconstruction and the pain is the most likely explanation for the bigger patellar reflexes. Pain increases the sensitivity of the muscle spindles when spindles react more to the stretch of the muscle. The graft which has replaced the old ACL is the most likely explanation to decline in balance control. Mechanical receptors in the graft are not functional three weeks after operation and that causes lack in the proprioceptive and motor control. Spindles, that are more sensitive because of pain, function also in balance control more effectively. This can be seen with Good Balance -device in the greater moment of velocity and faster speed of anterior-posterior and medial-lateral sway. Although the spindles react more sensitively to the changes in the muscle length, deficits in the motor and proprioceptive control are making the balance control more difficult and ACL group is swaying more than healthy control subjects.

# SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ

ABSTRACT

1 JOHDANTO .....	8
2 TASAPAINON KONTROLLOINTI ON ERI TAHOJEN YHTEISTYÖTÄ.....	10
2.1 Staattinen ja dynaaminen tasapaino .....	10
2.2 Aistijärjestelmät .....	10
2.2.1 Visuaalinen järjestelmä .....	11
2.2.2 Vestibulaarinen järjestelmä.....	11
2.2.3 Somatosensorinen järjestelmä.....	12
2.3 Proprioseptiikka .....	17
2.4 Hermosto .....	18
2.5 Luusto ja lihakset .....	19
2.6 Kontrollointistrategiat .....	19
3 $\alpha$ -MOTONEURONIALTAAN ÄRTYVYYS JA SEN MITTAAMINEN .....	21
3.1 H-refleksi ja M-aalto .....	21
3.2 Mittauspaikka .....	22
3.3 Mittausvirheiden eliminointi.....	24
3.4 Ärtyvyys muokkautuu usean tekijän kautta .....	25
4 ETURISTISIDE ON LOUKKAANTUMISHERKKÄ.....	26
4.1 Eturistisideen toiminta .....	26
4.2 Eturistisideen rakenne .....	28
4.3 Vamman syntymekanismi .....	28
4.4 Leikkaus .....	29
4.5 Kuntoutus .....	30
5 VAMMAN VAIKUTUKSET TASAPAINOON JA $\alpha$ -MOTONEURONIALTAAN ÄRTYVYYTEEN .....	31
5.1 Eturistisidevamman vaikutukset tasapainoon .....	31
5.1.1 Proprioseptiikan heikkeneminen.....	31
5.1.2 Motorisen kontrollin heikkeneminen .....	32
5.1.3 Siirteiden mekaanisten reseptoreiden toimiminen .....	32
5.1.4 Reisilihaksen atrofia.....	33

5.1.5 Tahdonalaisen voiman väheneminen .....	34
5.1.6 Muuttuneet liikkeet ja lihasstrategiat .....	34
5.2 Vamman vaikutukset $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyyteen .....	36
5.2.1 Epävakaata asento .....	36
5.2.2 Refleksi – inhibitio .....	37
5.2.3 Vähentynyt fyysinen aktiivisuus .....	38
5.2.4 Lihassolutyypin muutokset .....	39
5.2.5 Reisilihaksen atrofia .....	40
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS .....	42
7 MITTAUSMENETELMÄT .....	44
7.1 Mitattavien muuttujien valintaperustelut .....	44
7.2 Koehenkilöt .....	45
7.3 Tasapainomittaukset .....	46
7.4 Refleksimittaukset .....	48
7.4.1 H-refleksin ja M-aallon mittaaminen .....	50
7.4.2 Patellarefleksin mittaaminen .....	51
7.5 Datan analysointi ja tilastolliset menetelmät .....	52
8 TULOKSET .....	54
8.1 Tasapaino .....	54
8.1.1 Perusasento .....	54
8.1.2 Yhdellä jalalla seisominen .....	55
8.2 $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyys .....	57
8.2.1 H-refleksin ja M-aallon amplitudit .....	57
8.2.2 H-refleksin ja M-aallon latenssiajat .....	57
8.2.3 H-refleksin symmetrisyys .....	58
8.3 Patellarefleksi .....	59
8.3.1 Patellarefleksin koko .....	59
8.3.2 Patellarefleksin voima .....	59
8.3.3 Patellarefleksin latenssiajat ja refleksiajat .....	62
9 JOHTOPÄÄTÖKSET .....	63
9.1 Polviryhmällä tasapaino oli kontrolliryhmää huonompi .....	63
9.2 $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyydessä tapahtuneet muutokset eivät selvinneet .....	65
9.3 Operoidun jalan patellarefleksi oli tervettä jalkaa suurempi .....	67
10 LÄHTEET .....	75

# 1 JOHDANTO

Eturistisidevamma on polven yleisin vamma. Eturistiside kontrolloi polven stabiliteettia ja siksi sen vammautuminen aiheuttaakin ensisijaisesti ongelmia tasapainon hallinnassa. Tasapaino-ongelmien lisäksi se aiheuttaa mm. muutoksia vammautuneen jalan/polven proprioseptiikassa (reseptoreiden kykyä aistia asentoa ja sen muutoksia) ja tästä syystä myös puutteita motorisessa kontrollissa sekä reisilihaksen atrofiaa eli lihasmassan vähenemistä. Nämä kaikki muutokset ovat yhteydessä toisiinsa. Polvi leikataan tähystysleikkauksessa, jossa repeytyneen eturistisiteen tilalle laitetaan siirre, joka on otettu joko patella- tai hamstring – jänteestä. Leikkauksen jälkeen alkaa kuntoutus. Kuntoutuminen on erilaista eri tekniikoilla tehtyjen leikkausten jälkeen, vaikka pitkäaikaistuloksissa ei suuria eroja olekaan. Nykyään käytössä on ns. nopeutettu kuntoutusmalli, jonka avulla henkilö pyritään palauttamaan mahdollisimman pian normaaleihin päivärutiineihinsa ja liikunnan pariin. Nopeutetussa kuntoutuksessa painotetaan täyttä ekstensiota, aikaista varausta sekä heti aloitettua, yksilöllisesti suunniteltua, progressiivista lihasharjoittelua ja polven hallinnan harjoittelua. Suurimmalle osalle potilaista jää hyvin onnistuneista leikkauksesta ja kuntoutuksesta huolimatta jonkinasteista toiminnan vajavaisuutta, mm. tasapaino-ongelmia, kuntoutetun raajan pienentyntä voimantuottoa tai puutteita sen proprioseptiikassa. Toiminnanvajavaisuudet ovat eri henkilöillä erilaisia ja eriasteisia, eikä kaikilla niitä ole edes havaittavissa. Syyt näihin toiminnan vajavaisuuksiin eivät ole täysin selviä.

Monet polven eturistisidevammaan kohdistuneet tutkimukset ovat keskittyneet vammasta aiheutuviin ulkoisiin muutoksiin, kuten quadricepsin atrofiaan ja proprioseptiikan muutoksiin. Näitä tekijöitä on yleensä vertailtu vammautuneen ryhmän ja terveen kontrolliryhmän välillä. Vähemmän löytyy tutkimuksia, joissa olisi tutkittu polven eturistisidevammaan aiheuttamia muutoksia refleksitoimintaan. Siksi onkin kiinnostavaa tutkia, onko  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyydessä tapahtunut vammasta johtuvia muutoksia. Lisätietoa aiheeseen antaa myös patellarefleksin tutkiminen eli lihasspindelin kautta toimiva venytysrefleksi. Jos muutoksia refleksikaareissa ilmenee, voidaanko muutoksien avulla löytää myös syitä edellä mainittuihin toiminnan vajavaisuuksiin. Tässä tutkimuksessa keskityttiin refleksitoiminnan lisäksi lähinnä tasapainomuutoksiin. Eturistisidevammaan aiheuttamat muutokset saattavat vaikuttaa refleksitoimintaan monimuotoisten

kytkentöjen kautta. Esimerkiksi eturistisidevamman aiheuttama reisilihaksen atrofia on tutkimusten mukaan ilmeistä jo ennen leikkausta sekä leikkausoperaation jälkeen jopa muutaman vuoden. Myös voimantuotossa on havaittu huomattavia puutteita. Leikkausta ei yleensä suoriteta välittömästi vammautumisen jälkeen, vaan yleensä muutamasta viikosta muutaman kuukauden kuluttua vammautumisesta. Tämän tutkimuksen koehenkilöryhmällä vammautumisen ja leikkauksen välinen aika oli hieman yli neljä kuukautta. Jalassa oli kipua, turvotusta ja jäykkyyttä jonkin verran vielä kolme viikkoa leikkauksen jälkeen, mikä otettiin tämän tutkimuksen mittausajankohdaksi. Mittaukset tehtiin siis keskimäärin viisi kuukautta vammautumisen jälkeen. Vaikka kuntoutuksessa painotetaan nykyään heti aloitettua lihasharjoittelua, eikä jalkaa immobilisoida enää niin kuin aiemmin, vähentää vamma kuitenkin merkittävästi fyysistä aktiivisuutta. Viisi kuukautta on riittävän pitkä aika, joten vammautuneen jalan lihaksissa on voinut tapahtunut muutoksia mm. lihassolusuhteissa, lihasspindelien toiminnassa tai hermolihassuhteissa mm. vähentyneestä fyysisestä aktiivisuudesta johtuen. Nämä muutokset voivat vaikuttaa refleksitoimintaan ja näkyä mitatuissa muuttujissa, patellarefleksissä ja H-refleksissä.

Refleksitoiminnan muutoksilla on vaikutusta myös tasapainoon. Tasapainon kontrollointiin osallistuvat reseptorit lähettävät valtavan suuren määrän tietoa selkäyttimeen, aivoille ja jopa aivokuorelle, auttaen jokaista hermoston osaa kontrolloimaan lihassupistuksia. Selkäytimen kautta kulkevat impulssit ja niiden aiheuttamat asennonkorjausliikkeet ovat refleksinomaisia. Tasapainon kontrollointiin käytetään siis myös samaa refleksikaarta, mitä myös H-refleksi ja patellarefleksi käyttävät mittaustilanteessa. Jos eturistisidevamman aiheuttaa muutoksia näissä mitatuissa reflekseissä, on oletettavaa, että muutokset heijastuvat myös tasapainon kontrollointiin.



## **2 TASAPAINON KONTROLLOINTI ON ERI TAHOJEN YHTEISTYÖTÄ**

### **2.1 Staattinen ja dynaaminen tasapaino**

Tasapaino tarkoittaa kykyä ylläpitää kehon painopiste jalkojen antamien tukipisteiden yläpuolella, oli tuki sitten liikkuva tai vakaa. Tasapaino voidaan jakaa staattiseen ja dynaamiseen tasapainoon. Seisomista voidaan kutsua staattiseksi tasapainoksi, kun taas dynaamista tasapainoa vaaditaan erilaisten liikkeiden ja liikuntasuoritusten aikana. (Spirduso 1995.)

Tasapainoisessa seisoma-asennossa jalat ovat hiukan toisistaan erillään. Tällöin jalat ovat vertikaalisessa linjassa ja ne antavat keholle parhaan mahdollisimman tuen. Lantion tulee olla ojennettuna, olkapäiden samassa linjassa lantion kanssa sekä pään ja vartalon suorassa. Tasapainoisessa seisonnassa henkilö voi keskittyä muihin toimintoihin kuin tasapainon ylläpitoon. (Carr & Shephard 1982.) Vaikka seisomista kutsutaankin staattiseksi tasapainoksi, ihmisen on mahdotonta seisoa aivan liikkumatta. Vaikka henkilö seisoi keskittyneesti kahdella jalalla, keho huojuu koko ajan jalkojen antamien tukipisteiden yläpuolella. Yhdellä jalalla seistessä jalan antama tukipinta on pienempi ja siksi huojuminen on silloin vielä suurempaa. (Spirduso 1995.)

Tasapainoinen seisominen vaatii keholta erilaisia korjausliikkeitä ja mukautumista, sillä kehon painopiste liikkuu jatkuvasti puolelta toiselle sekä eteen ja taakse. Säilyttääkseen tasapainon, kehon tasapainonhallintajärjestelmän tulee liikuttaa kehon painopiste takaisin oikeaan paikkaan. Tasapainoisessa seisonta-asennossa kehon painopisteestä alaspäin vedetty kuviteltu viiva osuu hieman nilkkojen etupuolelle, jalkojen keskelle (Carr & Shephar 1982). Kehon rakenne, lihasten toiminnat sekä kehon reseptoreiden ominaisuudet ja sijainnit vaikuttavat siihen, millaisen aisti- ja lihastoimintastrategian keho luo säilyttääkseen vaaditun tasapainotehtävän. (Nashner 1983.)

### **2.2 Aistijärjestelmät**

Tasapainon kontrollointiin osallistuvat aistijärjestelmät on nimetty taulukossa 1 ja esitelly tarkemmin seuraavissa kappaleissa.

TAULUKKO 1. Tasapainon kontrollointiin osallistuvat aistijärjestelmät.

<b>AISTIJÄRJESTELMÄT</b>	
<b>JÄRJESTELMÄ</b>	<b>RESEPTORIT</b>
VISUAALINEN	SILMÄ
VESTIBULAARINEN	TASAPAINORESEPTORIT SISÄKORVASSA
SOMATOSENSORINEN	NIVELRESEPTORIT LIHASRESEPTORIT IHORESEPTORIT

### 2.2.1 Visuaalinen järjestelmä

Tavaroista, esineistä ym. kohteista heijastuvat valoallot stimuloivat näköaistin toimintaa. Valon säteet vastaanotetaan silmässä ja ne muunnetaan hermoimpulsseiksi, jotka kulkevat aivokuoren visuaaliselle alueelle. Siellä impulssi muutetaan edelleen näköhavainnoksi. (Gardner ja Osburn 1978, 320.) Näköaisti on tärkeä tasapainon ylläpitäjä, koska se tuottaa tietoa ympäristöstä, yksilön sijainnista, liikkeen suunnasta ja nopeudesta. Näköaisti voi jossain määrin kompensoida puutteita muissa tasapainon hallintaan osallistuvissa aistijärjestelmissä (Spirduso 1995, 160 – 161). Näköaisti antaa ihmiselle visuaalisia vihjeitä siitä, kuinka kehon asentoa tulisi muuttaa tasapainon säilyttämiseksi. Terveellä henkilöllä visuaalinen ja somatosensorinen järjestelmä ovat kaksi tärkeintä järjestelmää tasapainon ylläpitämiseksi. (Lephart ym. 1998.)

### 2.2.2 Vestibulaarinen järjestelmä

Vestibulaarinen järjestelmä on sisäkorvassa sijaitseva erittäin tärkeä tasapainon hallitsija. Koska silmät voivat liikkua pään ollessa paikoillaan ja myös pää voi liikkua silmien katsoessa yhteen kohtaan, vestibulaarinen järjestelmä on tärkeä, koska se tuottaa näköaistin antamista vihjeistä riippumatonta tietoa. Järjestelmä sisältää joukon reseptoreita, jotka tuottavat tietoa pään liikkeistä. (Spirduso 1995, 160 – 161.) Tasapainoreseptoreiden aistimat asennon muutokset aiheuttavat hermoimpulsseja kahdeksannen aivohermon vestibulaarisen ganglion hermosoluissa, mistä ne kulkeutuvat aivorunkoon. Aivo-

rungossa impulssit synaptoituvat muiden vestibulaaristen neuronien kanssa. (Gardner ja Osburn 1978, 330) Impulsseilla on voimakas vaikutus myös selkäytimen motorisiin neuroneihin, jotka aktivoivat lihaksia ja näin vaikuttavat tasapainon hallintaan. Tällaiset selkäytimen kautta kulkevat impulssit ja niiden aiheuttamat asennonkorjausliikkeet ovat refleksinomaisia. (Spirduso 1995, 160 – 161.)

Tarkemmin sanottuna tasapainoelin koostuu kaarikäytävistä, pyöreästä rakkulasta ja soikeasta rakkulasta. Kaarikäytävät ovat puoliympyrän muotoisia tiehyitä, joita on kolme molemmissa korvissa sijaiten eri tasoissa. Tiehyet ovat endolymfanesteen täyttämät. Kaikki liikkeen hidastuvuudet ja kiihtyvyydet aiheuttavat endolymfaan liikettä, joka vastaavasti taivuttaa kaarikäytävän tyvessä, ampullassa, olevia karvasoluja, joiden pinta peittää geelimäinen hyytelö. Karvasolujen liike ärsyttää VII aivohermoon kuuluvat tuntoaaksonit toimimaan. Pyöreässä ja soikeassa rakkulassa on myös hyytelön peittämiä karvasoluja. Karvasolujen päihin on kiinnittynyt otoliitti-kiteitä ns. tasapainokiviä. Ne painavat karvasoluja voimalla, joka on riippuvainen pään asennosta. Informaatio välittyy VII aivohermon kuljettamana tasapainotumakkeisiin samalla tavalla kuin kaarikäytävästä välittyvä tietokin. (Ahonen ym. 1998, 124 – 125.)

### **2.2.3 Somatosensorinen järjestelmä**

Somatosensorinen järjestelmä on erittäin tärkeä tasapainon ja liikkeiden kontrolloija, koska se antaa tietoa kehon asennoista, liikkeistä ja kontakteista. Somatosensorinen järjestelmä sisältää kolmenlaisia mekaanisia reseptoreita: lihas-, iho- ja nivelreseptorit (Taulukko 2). (Spirduso 1995, 162.) Näillä kolmella reseptorilla voidaan tunnistaa nivelten asentoja ja liikkeitä, lihassupistuksiin liittyvää raskauden ja ponnistamisen tunnetta sekä lihassupistusten ajoituksia toisiinsa nähden. Liikkeiden tunnistaminen on tarkempaa henkilön ollessa aktiivinen kuin passiivinen. (McCloskey 1978.)

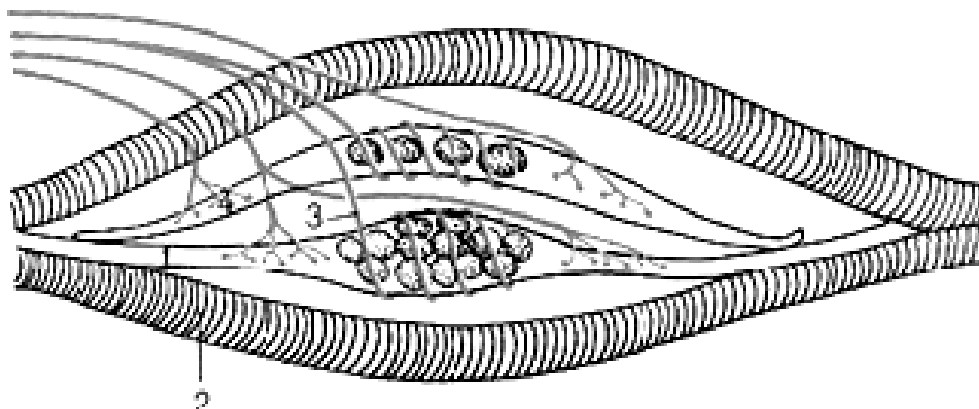
TAULUKKO 2. Somatosensorisen järjestelmän reseptorit.

<b>SOMATOSENSORINEN JÄRJESTELMÄ</b>	
<b>RESEPTORIN YLEISNIMITYS</b>	<b>RESEPTORI</b>
LIHASRESEPTORI	LIHASSPINDELI GOLGIN JÄNNE-ELIN PACINIAN SOLU
NIVELRESEPTORI	PACINIAN SOLU RUFFININ PÄÄTE GOLGIN PÄÄTE VAPAA HERMOPÄÄTE
IHORESEPTORI	

*Lihasureseptorit.* Toimiva liikkeiden kontrolli vaatii jatkuvaa palautetta hermostolle jokaiselta lihakselta, jotta tiedetään lihaksen status joka hetkellä. Hermoston tulee tietää, mikä on lihaksen pituus, jännitys ja kuinka nopeasti nämä muuttuvat. Lihasspindelit ja Golgin jänne-elimet ovat näiden erittäin tärkeiden tietojen hankkijoita. Näiden kahdenlaisien reseptorien lähettämien signaalien avulla voidaan kontrolloida lihaksen toimintaa. Reseptorit lähettävät valtavan suuren määrän tietoa selkäyttimeen, aivoilla ja jopa aivokuorelle, auttaen jokaista hermoston osaa kontrolloimaan lihassupistuksia. (Guyton 1991, 591 - 592.)

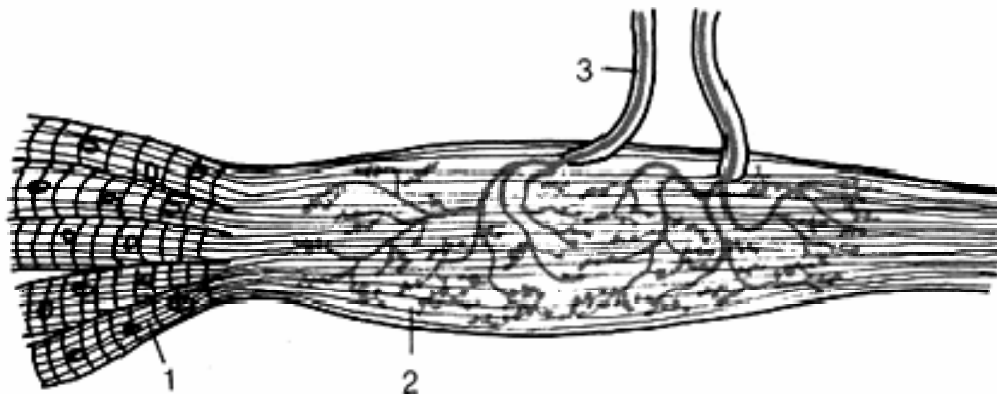
Lihasureseptoreita ovat lihasspindelit, Golgin jänne-elin ja Pacinian solut. Lihasspindelit ovat luultavasti tärkein ja monimutkaisin lihaksessa sijaitseva proprioseptinen reseptori (Kuva 1). Lihasspindeleitä löytyy koko lihasmassasta, mutta enemmän ne keskittyvät lihaksen keskivaiheille. Niitä on enemmän faasisissa kuin toonisissa lihaksissa. Koko kehosta löytyy n. 27 500 lihasspindelitä, niin että kummastakin jalasta niitä löytyy 7000 ja kummastakin kädestä 4000 (Prochazka 1996). Lihasspindelit ovat sukkulan muotoisia ja ne sijaitsevat samansuuntaisesti lihassolujen kanssa (Enoka 2002, 235). Lihasspindelien afferentteina hermoina toimivat Ia-neuronit ja joissakin lihasspindeleissä myös II-neuronit. (Gowitzke ja Milner 1980, 279 – 280.) Afferentin systeemin lisäksi lihasspindelillä on tietenkin myös efferentit hermot, joiden avulla sen lihaskuidut saavat tietoa muualta kehosta. Jokaisella spindelillä on efferentteinä hermoina 10–12 gammamotoneuronia ja yksi  $\beta$ -motoneuroni. Gammamotoneuroni on yhteydessä vain spindelien

intrafusaalisiin (sisäisiin) lihassoluihin ja  $\beta$ -motoneuroni sekä intrafusaalisiin että spindelin ulkopuolisiin (ekstrafusaalisiin) lihassoluihin. (Enoka 2002, 234.)



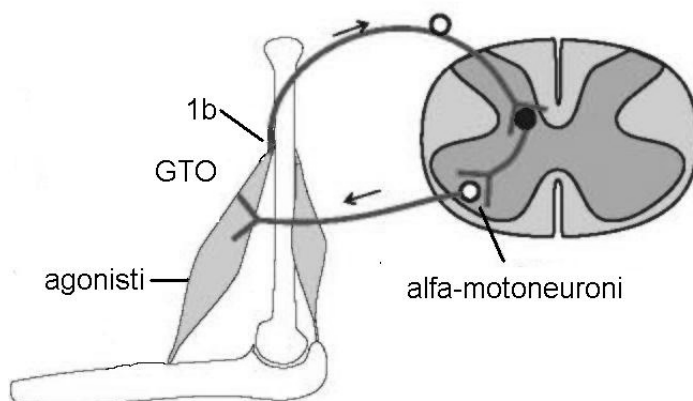
Kuva 1. Lihasspindeli: 1. erilaistuneita lihassyitä., 2. lihassyyt ja 3. sensorisia eli afferentteja hermosyitä (Nienstedt ym. 1997, 488).

Lihasspindeli on herkkä pituuden muutoksille ja venytettynä se vastaa sekä pysyvään että muuttuvaan pituuteen. Spindelin sensoriset neuronit havaitsevat pituuden muutoksia (faasinen vaste), mutta myös pituuden, joka lopulta saavutetaan ja säilytetään (tooninen vaste). (Gowitzke ja Milner 1980, 279 – 280.) Lihasspindelin aiheuttama venytysrefleksi voidaan jakaa sekä negatiiviseen että positiiviseen dynaamiseen ja staattiseen refleksiin. Positiivinen dynaaminen venytysrefleksi herää lihaksen venyessä, jolloin lihasspindelin primaariset päätteet lähettävät selkäyttimeen signaalin, josta edelleen afferenttia pitkin tulee samalle lihakselle käsky supistua. Supistus kompensoi venytyksen. Dynaaminen venytysrefleksi on ohi sekunnin murto-osassa, mutta sen jälkeen staattinen venytysrefleksi jatkaa toimintaa pidemmän ajan. Staattinen venytysrefleksi toimii primääristen ja sekundaaristen päätteiden staattisten reseptorien kautta ja se toimii niin kauan kuin lihas on venytettynä. Toisaalta, kun lihas lyhenee yht'äkkiä, spindeli alkaa lähettää negatiivisia signaaleja ja täsmälleen vastakkaiset toiminnot alkavat. Tämä negatiivinen venytysrefleksi pyrkii kumoamaan lyhenemisen samalla tavalla kuin positiivinen venytysrefleksi kumoaa venytyksen. Näiden edellä mainittujen venytysrefleksien lisäksi lihasspindelin tehtävänä on tasoittaa lihassupistuksia ja tehdä liikkeistä sulavampia. (Guyton 1991, 594.)



Kuva 2. Golgin jänne-elin: 1. lihas, 2. jänne., 3. jännereseptorista lähtevä myeliinitupellinen hermosyy. (Nienstedt ym. 1997, 489).

Golgin jänne-elin (Kuva 2) sijaitsee lihasjänneliitoksessa ja sen toiminta on lihaksen kannalta inhibitorista. Suurin ero lihasspindelin ja Golgin jänne-elimen välillä on, että lihasspindelillä havaitsee lihaksen pituuden muutokset, kun taas Golgin jänne-elin havaitsee lihasjännityksen (Guyton 1991, 596). Golgin jänne-elin voidaan herättää voimakkaalla passiivisella venytyksellä, vaikka sille se ei ole lähellekään niin herkkä kuin lihasspindelillä. Golgin jänne-elin on sitä vastoin erittäin herkkä lihaksen supistuksen siinä aiheuttamalle venytykselle. Sen afferentteina hermoina toimivat Ib – neuronit (Kuva 3). Golgin jänne-elimellä on inhibitorinen vaikutus omaan lihakseensa ja synergisteihin ja fasilitoiva vaikutus antagonisteihin. Koska kaikki supistukset aktivoivat Golgin jänne-elintä, sen inhibitorinen vaikutus täytyy sammuttaa tahdonalaisten supistusten aikana. (Gowitzke ja Milner 1980, 299 – 230.) Golgin jänne-elimen toiminta on siis täysin inhibitorista, vastakohtana lihasspindelin toiminnalle. Sen tarkoituksena on estää liiallisen lihasjännityksen kehittyminen. Toisaalta Golgin jänne-elimen tehtävänä on myös tasapainottaa jännitys erillisten lihassolujen välillä. Tällöin ne lihaskuidut, joissa on liian suuri jännitys inhiboituvat Golgin jänne-elimen aiheuttaman refleksin avulla ja ne, joissa on liian vähän jännitystä, aktivoituvat enemmän. Tämä estää paikallisia lihasvaurioita. (Guyton 1991, 596.)



Kuva 3. Jänteessä sijaitsevasta Golgin jänne-elimestä tieto välittyy  $\alpha$  - motoneuronille.

Pacinian soluja (Pacinian corpuscle) löytyy laajalti ympäri kehoa, mutta useimmiten ne yhdistetään niveliin. Niitä voidaan pitää kuitenkin myös lihasreseptoreina, koska lihaksessa sijaitsevat Pacinian solut reagoivat vibraatioon ja paineeseen (Powers 1976). Pacinian solut tuottavat tietoa keskushermostolle lihaksen supistustilasta ja ne voivat näin ottaa osaa liikkeiden refleksimäiseen kontrolliin. (Gowitzke ja Milner 1980, 301.)

*Nivelreseptorit.* Nivelreseptoreita ovat Pacinian solut, Ruffinin päätteet, Golgin päätteet sekä vapaat hermopäätteet. Toisin kuin lihasspindelillä ja Golgin jänne-elimellä, nivelreseptorit eivät ole yksittäisiä, helposti määriteltäviä yksikköjä. Ne vaihtelevat sijainniltaan (nivelkapseli, ligamentti, sidekudos), tyypiltään ja toiminnoiltaan. (Enoka 2002, 238.) Nivelreseptorit reagoivat impulssina mekaanisiin voimiin ja liikkeisiin, kuten jännitykseen, paineeseen, vetoon ja venytykseen (Biedert ym. 1992). Nivelten mekaaniset reseptorit voidaan jakaa nopeasti ja hitaasti adaptoituvii reseptoreihin. Pacinian solut ovat nopeasti adaptoituvia reseptoreita, jotka lopettavat syttymisensä muutamassa millisekunnissa stimuluksen alkamisesta. Pacinian solut aistivat vibraatiota ja painetta, nopeita liikkeitä, kiihtyvyyttä ja hidastuvuutta liikkeen alkaessa tai päättyessä. Ruffinin päätteet (Ruffini endings) ja Golgin päätteet ovat puolestaan hitaasti adaptoituvia ja ne jatkavatkin syttymistään jatkuvan stimuluksen aikana. Näiden reseptoreiden tehtävänä on aistia nivelen asentoja ja hitaita liikkeitä. (Fridén ym. 2001, Gowitzke ja Milner 1980, 303 – 305.) Golgin päätteet toimivat etenkin liikkeiden äärirajoilla (Enoka 2002, 238). Lisäksi nivelistä löytyy kahdenlaisia vapaita hermopäätteitä, joiden tehtävänä on aistia kipua. Polven eturistisiteessä vapaita hermopäätteitä on suhteellisen vähän, mikä saattaa osit-

tain selittää sen loukkaantumisherkkyyttä. (Biedert ym. 1992.) Nivelreseptoreiden afferentteina toimivat ryhmän II, III ja IV hermot (Enoka 2002, 238).

Nivelreseptoreiden tärkeys on todistettu polvipotilaiden avulla, jotka eivät polven turvotuksesta johtuen pysty aktivoimaan reisilihasta kunnolla. Kyky aktivoida lihas on alhainen, vaikka kipua ei esiintyisikään. Turvotuksen aiheuttama lihaksen heikkous voi johtaa lihaksen atrofiaan. (Young ym. 1987, Johansson ym. 1991.) Nivelreseptoreilla näyttäisi olevan suurempi vaikutus gamma- kuin alfa motoneuroneihin, joten ne vaikuttavat mieluummin epäsuorasti säätelemällä lihasspindelien aktiivisuutta kuin vaikuttamalla suoraan alfa motoneuroniin. (Enoka 2002, 238.)

*Ihoreseptorit.* Eräät perusrefleksit, kuten vastasyntyneen tarttumisrefleksi, alkavat toimimaan ihoreseptorien avulla. Niillä on myös panoksensa kehon suuntaamisreflekseissä. Ihoreseptoreista tulevat signaalit yhdistyvät nivel- ja lihasreseptoreista lähtöisin olevan tiedon kanssa kehon koordinoitua varten. Ihorefleksit käyttävät sekä spinaalisia että supraspinaalisia lenkkejä ja ainakin joiltain osin vasteet vaativat aivokuorta. (Gowitzke ja Milner 1980, 306 – 307.)

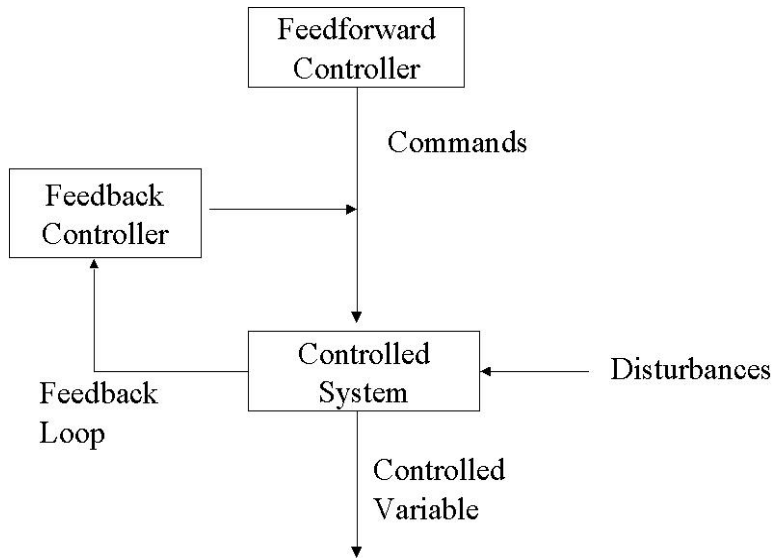
### 2.3 Proprioseptiikka

Proprioseptiikka eli kehon asennon aistiminen voidaan jakaa kahteen alatasoon: 1) staattiseen asennon aistimiseen sekä 2) liikkeen nopeuden aistimiseen, jota kutsutaan myös dynaamiseksi proprioseptiikaksi. Sekä staattinen että dynaaminen asento saadaan selville tunnistamalla kehon kaikkien tasojen nivelkulmien suuruudet ja niiden muutosnopeudet. Tähän käytetään useita eri proprioseptisiä reseptoreita, joista on kerrottu tarkemmin jo edellä. Liikkeen keskivaiheilla nivelkulman määrittämiseen käytetään erityisesti lihasspindeileitä. Nivelkulmien ollessa puolestaan ääriasennoissa, ligamenttien ja kudosten venyminen nivelten ympärillä antaa tietoa kehon asennosta. Tätä tietoa tulee Pacinian soluilta, Ruffinin päätteiltä ja Golgin päätteiltä. (Guyton 1991, 516.)

Proprioseptiikka toimii yhdessä eksteroseptiikan kanssa. Eksteroseptoreita ovat silmät, korvat ja iho, jotka aistivat ulkoisia stimuluksia, kuten ympäristöä ja kehon sijaintia suhteessa siihen. Kun proprioseptinen ja eksteroseptinen tieto yhdistetään, keho voi tuottaa nopean vasteen asennon muutokseen. (Enoka 2002, 232 – 233.)



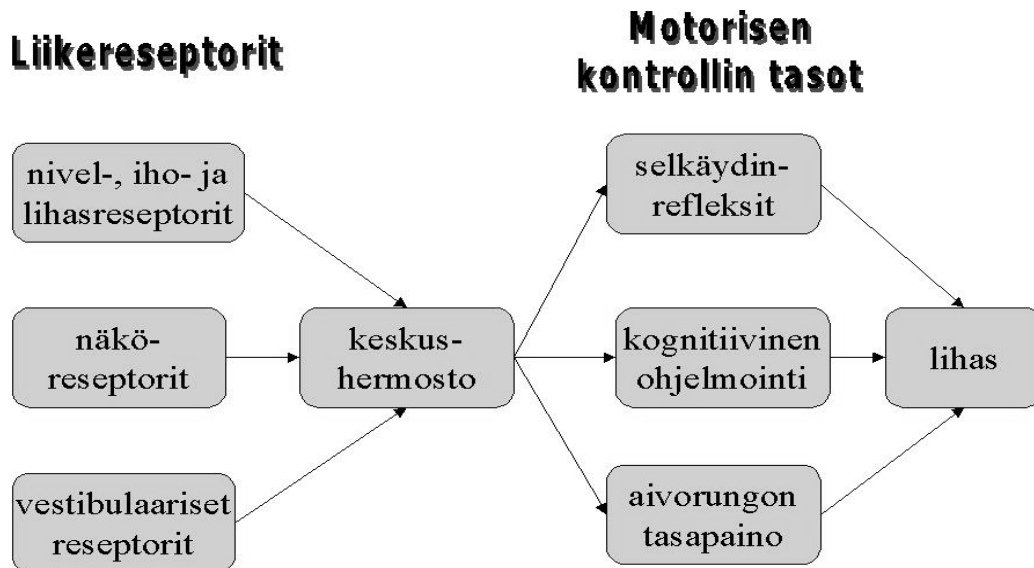
Kehon ja raajojen liikkeitä säädellään eteenpäin ja taaksepäin suuntautuvan kontrollointijärjestelmän avulla (Kuva 4). Yleensä liikkeisiin vaikuttaa eteenpäin menevän tiedon lisäksi taaksepäin suuntautuva kontrollointi, joka on lähtöisin aistireseptoreista. Tämä muokkaa lihakselle menevää tietoa ja tekee siitä tarkoituksen mukaista. (Enoka 2002, 346.)



Kuva 4. Kehon asennon kontrollointi on jatkuvaa käskyjen muokkausta (Enoka 2002, 346).

## 2.4 Hermosto

Visuaaliselta, vestibulaariselta ja somatosensoriselta systeemeiltä saatu tieto prosessoidaan kolmella erillisellä motorisen kontrollin tasolla: selkäydintasolla, aivorungossa sekä korkeammissa aivokeskuksissa (Kuva 5). Korkeammat aivokeskukset, kuten aivo-kuori, pikkuaivot ja basaali gangliat, ovat vastuussa luurankolihasen kognitiivisesta ohjelmoinnista. (Lephart ym. 1998.)



Kuva 5. Hermoston rooli tasapainon ylläpidossa (Lephart ym. 1996, suomennettu)

## 2.5 Luusto ja lihakset

Ihmisen tukirangassa on noin 208 luuta, joihin liittyy 501 tahdonalaista lihasta. Niiden ansiosta ihminen kykenee seisomaan suorana ja liikkumaan. Luut ovat eräänlainen vipuvarsijärjestelmä, jonka osat ovat liikkuvien nivelten välityksellä yhteydessä toisiinsa. Lihaksilla on tärkeä tehtävä tasapainon ylläpitäjänä. Lihas – ja sidekudoksen viskoelastiset ominaisuudet, eli niiden tuottamat passiiviset venymistä vastustavat voimat, kompensoivat osan kehon asennossa tapahtuvista muutoksista, mikä osaltaan hieman helpottaa hermoston tekemää tasapainon ylläpitotyötä. Käytännössä posturaalisten lihasten supistusaste vaihtelee jatkuvasti vähän. Tähän vaikuttavat tiedostamattomat lihassupistukset sekä kehon huojunnan käynnistämät reaktiot, joita kutsutaan posturaalisiksi reflekseiksi tai oikeammin liikemalleiksi. (Ahonen 1998, 22 – 24.)

## 2.6 Kontrollointistrategiat

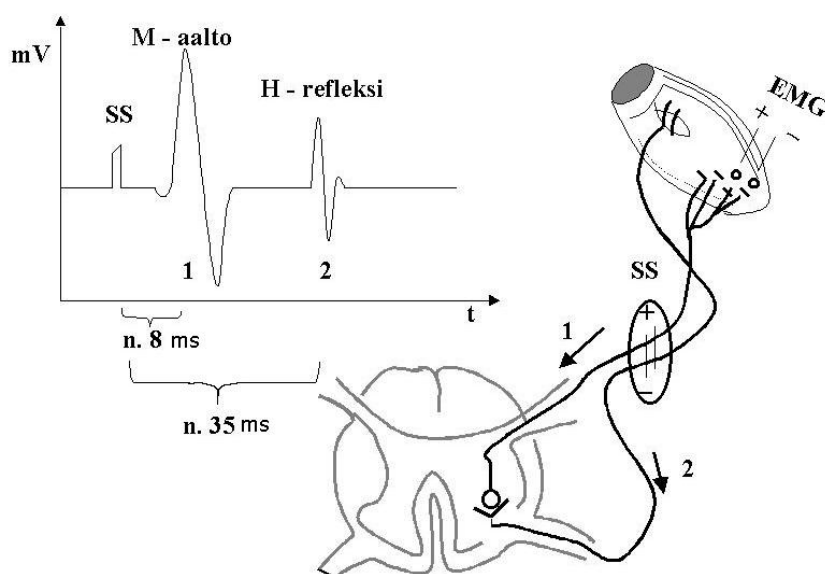
Keinotekoisesti tuotetun huojunnan avulla tehdyissä testeissä ihmisellä on havaittu olevan kolmenlaisia seisonta-asennon kontrollointistrategioita. Liikestrategioille on tyypillistä, että kehon asentoa ylläpitävät lihakset aktivoituvat tietyssä järjestyksessä toimimaan yhdessä eli ne muodostavat lihassynergioita. Pieni huojutus aktivoi ensiksi nilkkastrategian eli nilkan liikkeiden avulla pyritään säilyttämään tasapainoinen asento. Hie-

man suuremman huojunnan ollessa kyseessä, otetaan käyttöön lonkkastrategia, jossa kehon huojuminen eteenpäin johtaa ensin vatsalihasten aktivoitumiseen, jonka jälkeen myös quadriceps – lihas alkaa toimia. Taaksepäin huojuttaessa asentoa alkavat korjata paraspinaaliset lihakset ja pienen viiveen jälkeen hamstring – lihakset. Kolmas tasapainostrategia on askellusstrategia, jota ohjataan ilmeisesti sekä vestibulaarisen että visuaalisen järjestelmän avulla. Iäkkäillä henkilöillä askellusstrategia on muita yleisempi. Normaaleissa olosuhteissa kaikkia kolmea strategiaa käytetään yhdisteltynä. Eri henkilöt voivat valita samoissa tilanteissa erilaiset tasapainon kontrollointistrategiat riippuen heidän aistijärjestelmiensä ja hermostonsa toiminnoista sekä kehon biomekaanisista toiminnoista. (Ahonen ym. 1998, 23, 30.) Polven eturistisidevamma aiheuttaa muutoksia tasapainon hallinnassa ja siksi myös tasapainon kontrollointistrategiat saattavat tällöin poiketa normaalista.

## 3 $\alpha$ -MOTONEURONIALTAAN ÄRTYVYYS JA SEN MITTAAMINEN

### 3.1 H-refleksi ja M-aalto

Paul Hoffmann osoitti vuonna 1918, että posterior tibialis –hermon sähköinen stimulaatio (SS) saa pohjelihaksessa aikaan monosynapsisen refleksin, joka tunnetaan nykyään nimellä Hoffmann- tai H-refleksi (Kuva 6). Sähköinen stimulaatio aiheuttaa pohjelihaksessa lyhyen supistuksen, joka voidaan rekisteröidä ihon pinnalta EMG-elektrodeilla. Kun sähköisen stimulaation intensiteettiä nostetaan, saadaan ensin aikaiseksi ärsyke lihasspindelistä lähtevässä 1a-afferenttihermossa. Ärsyke kulkee motoneuronialtaaseen ja aiheuttaa siellä eksitatorisen postsynapsisen potentiaalin. Tämän jälkeen ärsyke kulkee motorista aksonia pitkin lihakseen, jossa potentiaali ylittää tiettyjen motoristen yksiköiden syttymiskynnyksen, jolloin supistus voidaan rekisteröidä EMG-elektrodeilla. Kun sähköistä intensiteettiä edelleen nostetaan, tulee esille ajallisesti H-refleksiä aikaisempi vaste, M-aalto. M-aalto aiheutuu motoristen aksonien suorasta stimuloinnista. Ärsyke kulkee motorista aksonia pitkin molempiin suuntiin ja sen vuoksi M-aallon kasvaessa, H-refleksi pienenee koko ajan. Kun M-aalto saavuttaa maksiminsa, ei H-refleksiä ole havaittavissa ollenkaan. Kooltaan M-aalto on noin kaksi kertaa H-refleksin suuruinen. (Hugon 1973.)



Kuva 6. H-refleksi ja M-aalto (muokattu, Enoka 2002, 301)

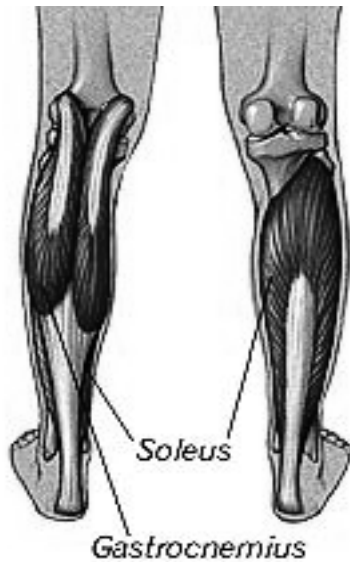
H-refleksiä käytetään testaamaan stimuluksen kulkutehokkuutta, kun se kulkee afferenttia pitkin motoneuronialtaaseen ja sieltä edelleen efferenttiä pitkin lihakseen (Enoka 2002, 300). H-refleksiä käytetään myös motoneuronialtaan ärtyvyyden mittarina (Hallett ym. 1994). Annettava sähköstimulus aktivoi siis Ia-afferenteja, mitä seuraa synaptoituminen motoneuroniin ja aktiopotentiaalien siirtyminen siihen. Todennäköisyys, että synaptiset potentialit aiheuttavat aktiopotentiaalin riippuu niiden suuruudesta ja kalvopotentiaalin tasosta. Mitä lähempänä kalvopotentiaali on aktiopotentiaalin syttymiskynnystä, sitä todennäköisemmin stimulus herättää aktiopotentiaalin. Jos useampien motoneuroneiden kalvopotentiaali on lähellä kynnystä, stimulus aiheuttaa aktiopotentiaalin useissa motoneuroneissa ja tällöin vastekin (EMG ja voima) on suurempi. H-refleksi aktivoi lähinnä hitaat ja pienikynnyksiset motoriset yksiköt (Buchthal & Schmalbruch 1970) ja siksi myös muutokset H-refleksissä kertovat muutoksista näiden motoristen yksiköiden ärtyvyydessä.

Koska H-refleksiin vaikuttaa motoneuronialtaan ärtyvyys, jopa kova ja odottamaton ääni saattaa vaikuttaa siihen. Tämän takia oikeastaan vasta H-refleksin ja M-aallon suhteen avulla voidaan kuvata  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyyttä ja sitä, kuinka suuri osa altaasta voidaan aktivoida tämän refleksin avulla. Suhteuttamalla M-aalto H-refleksiin, saadaan virheet ja häiriötekijät suodatettua pois. (Hugon 1973, Enoka 2002, 302). M-aalto kuvaa reittiä stimuluskohdasta (lihaksen hermo) aktiivisuuden mittaushaaraan (lihaksen EMG) eli sen avulla voidaan mitata stimuluksen leviämistä neuromuskulaarisessa liitoksessa (Bigland-Ritchie ym. 1982).

Jos erillisissä kokeissa samalla koehenkilöllä rekisteröidään identtiset M-aallot, voidaan mittausteknisten ominaisuuksien, eli stimuloinnin ja EMG-rekisteröinnin, olettaa olevan samanlaiset. H-refleksien samanlaisuudesta voidaan päätellä, että myös refleksikaari on pysynyt muuttumattomana. Edelleen, jos M-aalto on pysynyt erillisissä mittauksissa samanlaisena, mutta H-refleksissä on tapahtunut merkittäviä muutoksia, voidaan päätellä, että refleksikaaren ärtyvyydessä on tapahtunut muutoksia. (Hugon 1973.)

### 3.2 Mittauspaikka

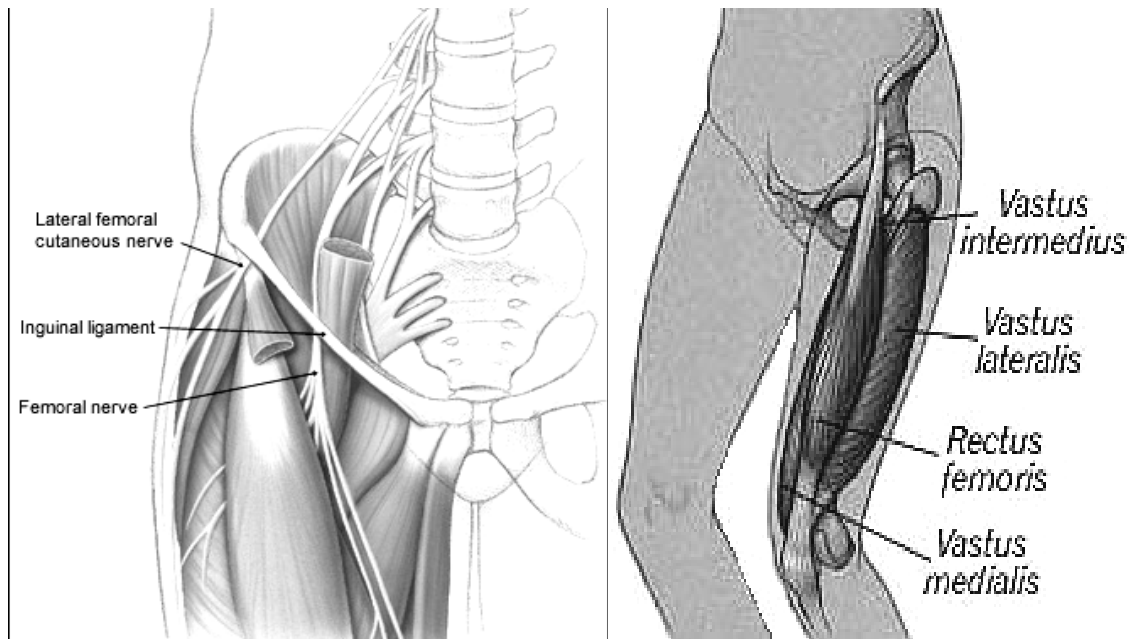
H-refleksiä mitataan yleisesti soleus-lihaksesta. Tällöin sähköstimulus annetaan posterior tibialis -hermoon polvitaiveeseen ja H-refleksi mitataan EMG-elektrodeilla ihon pinnalta soleus-lihaksen (Kuva 7) kohdalta. (Hugon 1973.)



Kuva 7. Soleus ja gastrocnemius

Refleksivasteita, joilla on H-refleksin ominaisuudet, saadaan aikaan terveillä aikuisilla henkilöillä myös muissa raajojen lihaksissa kuin soleuksessa (esim. quadriceps femoris, tibialis anterior sekä useat käsivarren ja jalan lihakset), ei kuitenkaan jalan ja käden-pienissä lihaksissa (Enoka 2002, 300). Levossa H-refleksi saadaan näkyviin vain harvasta lihaksesta (soleus, quadriceps femoris, flexor carpi radialis), mutta tahdonalaisen supistuksen aikana sitä voidaan mitata useimmista raajojen lihaksista, koska tahdonalainen supistus nostaa motoneuronaltaan herkkyyttä. Jos refleksikaari on suhteellisen lyhyt, H-refleksi saattaa asettua päällekkäin M-aallon kanssa ja jäädä näkymättömiin. Näin voi käydä esim. mitattaessa H-refleksiä quadriceps-lihaksesta. Tahdonalainen supistus mahdollistaa kuitenkin riittävän suuren H-refleksin mittaamisen ilman, että M-aalto kasvaa liian suureksi. (Burke 1997.)

Quadricepsista H-refleksi saadaan näkyviin, kun sähköstimulus annetaan femoralhermoon (Kuva 8) juuri inguinal ligamentin alapuolelle (Guiheneuc & Ginet 1974).



Kuva 8. Femoral-hermo (Adkins & Figler 2000) ja quadriceps-lihasryhmä (Fitness Online).

### 3.3 Mittausvirheiden eliminointi

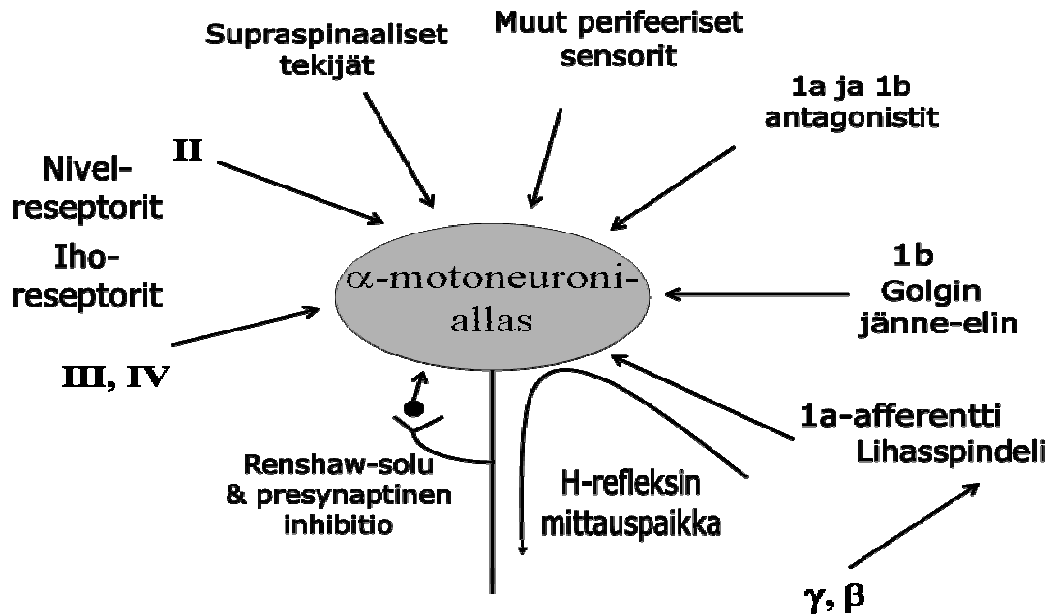
Mittaustilanteessa pienikin liike saattaa muuttaa elektrodin sijaintia verrattuna stimuloitavaan hermoon. Tällöin H-refleksiksi voidaan saada hyvinkin erilaisia vasteita, jotka aiheutuvat vain mittausvirheestä. Nämä virheet saadaan eliminointua vakioimalla sähköstimuluksen intensiteetti M-aaltoon. Vakointitapoja on kolme:

- mitataan maksimaalinen M-aalto ja maksimaalinen H-refleksi (Hugon 1973),
- mitataan maksimaalinen M-aalto, jonka jälkeen mitataan H-refleksi sähköintensiteetillä, jolla saavutetaan jokin tietty suhteellinen arvo (15 – 35 %) M-aallosta (Dyhre-Poulsen ym. 1991) tai
- H-refleksi mitataan sähköintensiteetillä, jolla M-aalto on juuri ja juuri näkymättömissä (Duchateau & Hainaut 1993).

Jos mahdollista, kannattaa mittaustilanteessa mitata H-refleksin koko herkkyyskäyrä niin monella pisteellä kuin mahdollista. Tällöin mittauksia analysoitaessa voidaan käyttää mitä tahansa edellä mainittua tapaa.

### 3.4 Ärtyvyys muokkautuu usean tekijän kautta

Kuvassa 9 on kuvattu altaan ärtyvyyteen vaikuttavia tekijöitä yleisesti. Kuva on koottu seuraavien kappaleiden tekstissä mainittujen lähteiden perusteella.



Kuva 9. Yhteenveto  $\alpha$ -motoneuroni-allasen ärtyvyyteen vaikuttavista tekijöistä (koottu tekstissä mainittujen lähteiden perusteella).

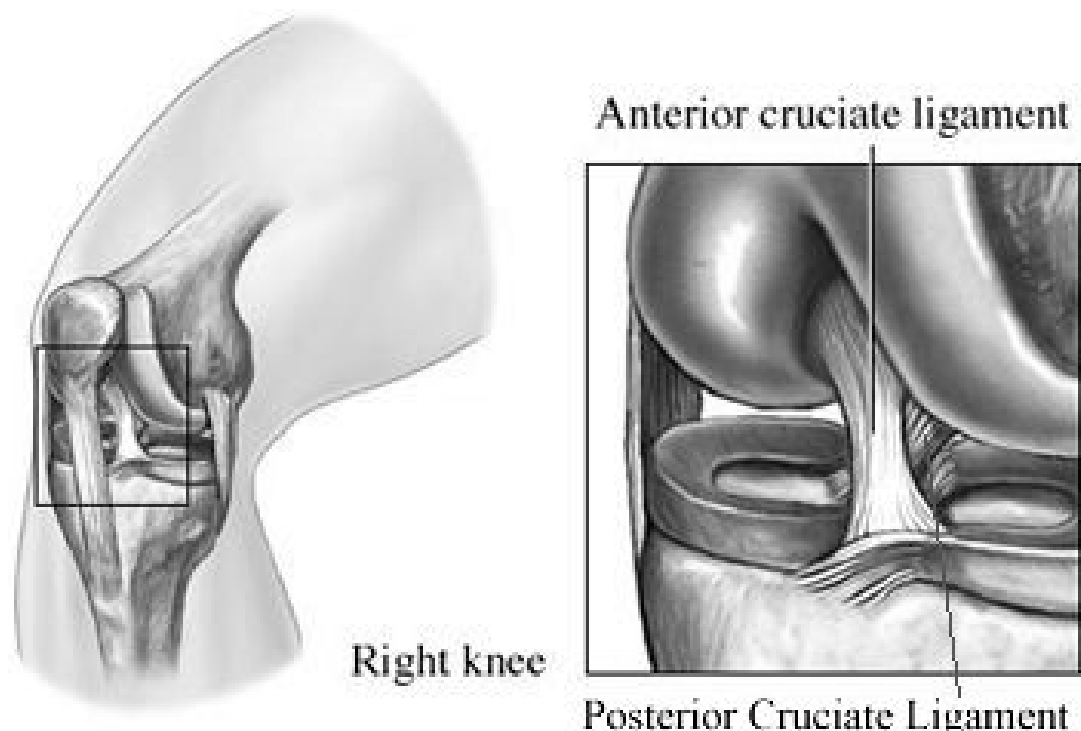


## 4 ETURISTISIDE ON LOUKKAANTUMISHERKKÄ

### 4.1 Eturistisiteen toiminta

Polvi on kehon suurin ja monimutkaisin nivel. Polven nivelsiteet, kierukat ja luut ovat vastuussa polven staattisesta stabiliteetista, kun taas jänteet ja lihakset vastaavat sen dynaamisesta stabiliteetista. Nivelsiteet toimivat yhtenä monimutkaisena yksikkönä, mutta ne voidaan jakaa neljäksi erilliseksi kappaleeksi: etu- ja takaristiside sekä mediaalinen ja lateraalinen sivuside. (Kulund 1988.) Polvinivelessä ilmenee kuusi liikesuuntaa: kolme liukumaa ja kolme rotaatiota (Beynnon & Amis 1998).

Kiinnityskohdastaan tibiaalisesta plateausta eturistiside (anterior cruciate ligament, ACL, Kuva 10) kulkee ylöspäin lateraalisesti ja posteriorisesti ja kiinnittyy reisiluun mediaaliseen seinämään. (Irrgang ym. 1996, 624 – 625). Eturistiside koostuu kolmesta kiertyneestä nipusta: anteriormediaalisesta, intermediaalisesta ja posteriorlateraalista. Polven eturistiside on tiukimmillaan liikkeen ääri rajoilla eli täydessä ekstensiossa tai fleksiossa. Polven ollessa puoliksi koukussa, eturistiside on tiukka ainoastaan, kun tibia on sisäänpäin kiertynyt. (Kulund 1988.)



Kuva 10. Polven eturistiside, anterior cruciate ligament (Your Medical Source 2003).

Polven sisällä sijaitsevat ristisiteet rajoittavat sääriluun anteriorista ja posteriorista liukumista suhteessa reisiluuhun sekä liian suuria ääriliikkeitä. Eturistisiteen tehtävänä on rajoittaa nimenomaan anteriorista liukumista. (Larson 1983.) Lisäksi sen tehtävänä on estää sääriluun epänormaalia sisäänpäin tai ulospäin kiertymistä tiukentamalla ja kiertymällä takaristisiteen kanssa (Kulund 1988). Eturistiside on polvelle elintärkeä, koska se on rakenteeltaan niin vankka ja hyvin muodostunut, ja lisäksi se on sijainniltaan erittäin merkittävässä kohdassa. Eturistiside ohjailee polven liikettä. Se sallii polven muiden siteiden kiristymisen ja suojelee polven kierukkaa ylimääräiseltä jännitykseltä. Eturistisidettä voidaan pitää polven toimintojen hienosäätäjänä. (Larson 1983.)

Takaristiside (posterior cruciate ligament, PCL) puolestaan estää tibian posteriorista liukumista eli liikettä taaksepäin suhteessa reiteen. Ristisiteet tukevat polvea myös hiukan sivusuuntaisesti, vaikka sivusiteet ovatkin siitä päävastuussa. Mediaalinen collateraalinen ligamentti estää säärtä kääntymästä abduktioon reiteen nähden ja lateraalinen vastaavasti rajoittaa säären adduktiota. (Ahonen ym. 1998.) Kun polvi on täysin suorassa, nivelsiteet ovat tiukkoja, eikä polvi pääse kiertymään. Kun taas polvi on koukussa, sääriluu pääsee kiertymään ja lateraaliset nivelsiteet rentoutuvat. (Kulund 1988.)

Polven eturistiside on ensisijainen passiivinen este tibian siirtymiselle eteenpäin ja siksi sillä onkin vaikutusta kehon tasapainoon. Eturistisiteen agonisteiksi kutsutaan niitä lihaksia, jotka dynaamisesti estävät tätä tibian anteriorista translaatiota. Antagonisteja puolestaan ovat ne lihakset, jotka dynaamisesti tukevat tätä liikettä. Hamstring – lihasten tiedetään olevan eturistisiteen agonisteja ja quadriceps – lihasten sen antagonisteja. Ruumiiden avulla tehtyjen tutkimusten avulla on havaittu, että myös pohjelihakset osallistuvat tibian translaatioon niin, että soleus toimii eturistisiteen agonistina ja gastrocnemius sen antagonistina. Pohjelihakset ovat aktiivisia sellaisten liikkeiden aikana, jolloin eturistisiteellä on suuri riski loukkaantua (esim. maahan laskeutuminen). Soleus voisi suojella eturistisidettä dynaamisten aktiviteettien aikana. Vaikka soleus ei ylitäkään polviniveltä, soleuksen aktivoiminen saa aikaan momenttivoiman, joka kiertää tibiaa suhteessa nilkkaan ja tällöin tibian proksimaalinen pää siirtyy taaksepäin polvinivelen kohdalla. Molempien pohjelihasten yhtäaikainen aktivointi siirtää tibiaa eteenpäin, mutta ainoastaan soleuksen aktivoiminen vähentää tätä siirtymää. Soleuksella on tapana aktivoitua ennen gastrocnemiusta leikkaus- ja pivot-liikkeiden aikana. Siksi soleuksen

nopea ja aikainen aktivointi voi olla yksi mekanismi, jolla eturistisidettä pystytään suojelemaan. (Elias ym. 2003.)

## 4.2 Eturistisiteen rakenne

Suurin osa eturistisiteestä koostuu tyypin I kollageeninipuista. Tyypin III kollageenifibrillit erottavat niput toisistaan. Pääosin eturistisiteestä löytyy spindelin muotoisia fibroblastisia soluja, jotka sijaitsevat toisistaan erillään kollageenifibrillien välissä. Eturistisiteen histologinen koostumus ei ole kuitenkaan homogeeninen. Siteen anteriorisessa osassa on rustomainen alue, jossa solut ovat asettuneet sarakkeisiin ja solun muoto on pyöreähkö. Eturistisidettä ympäröi kerros synovial-kudosta, joka koostuu löysästä sidekudoksesta, jossa on paljon verisuonia. (Petersen & Tillman 1999.)

Eturistisiteestä löytyy mekaanisia reseptoreita, kuten Ruffinin päätteitä, Pacinian soluja ja Golgin päätteitä (Schultz ym. 1984). Vapaita hermopäätteitä eturistisiteessä on suhteellisen vähän. Esimerkiksi takaristisiteessä vapaita hermopäätteitä on melkein kuusinkertaisesti verrattuna eturistisiteen määrään. (Biedert ym. 1992.) Tämä saattaa osittain selittää eturistisiteen loukkaantumisherkkyden.

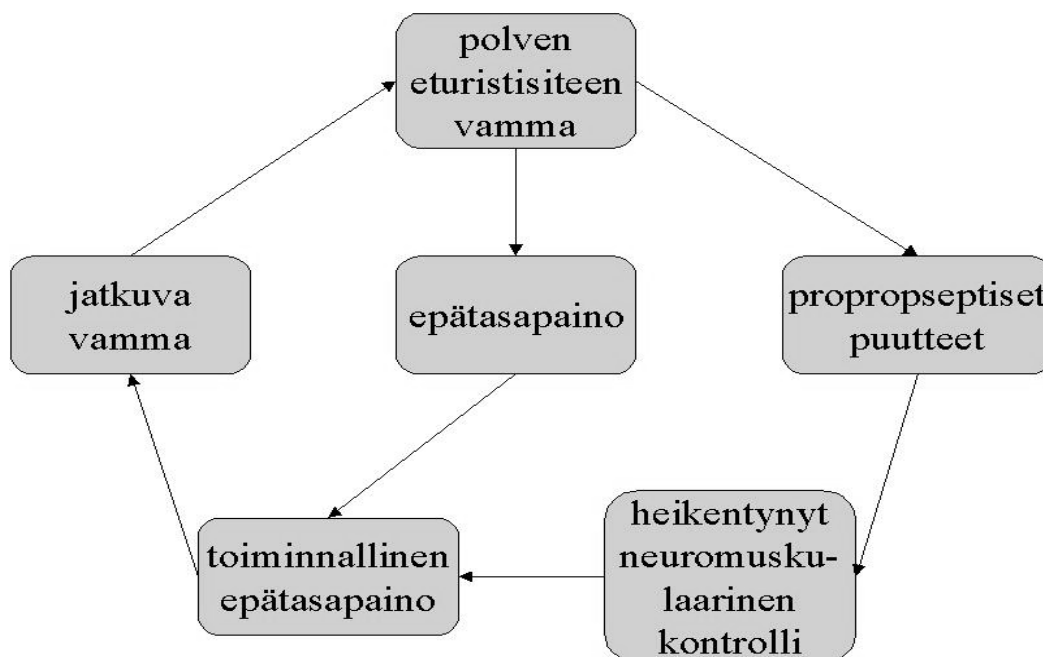
## 4.3 Vamman syntymekanismi

Eturistiside on polven yleisimmin vammautuva nivelside. Vamma on yleinen nuorilla aktiivisilla henkilöillä ja urheilijoilla (Gillqvist & Messner 1999). Syy vammautumiseen saattaa johtua polveen kohdistuvasta iskusta, joka voi tapahtua esimerkiksi jalkapalloa pelattaessa tai kaaduttaessa. Tällöin polvi joutuu epänormaaliin asentoon ja aiheuttaa yhden tai useamman nivelsiteen repeämisen. Vammat ovat yleensä seurausta polveen kohdistuvasta liiallisesta valgus – suuntaisesta (uloskääntynyt) voimasta (Delfico & Garrett 1998). Myös liiallisen varus – suuntaisen (sisäänkääntynyt) voiman aiheuttamia vammoja syntyy, mutta ei niin usein kuin valgus – suuntaisia (Boden ym. 2000). Useimmiten eturistisiteen repeäminen tapahtuu kuitenkin ilman minkäänlaista polvikontaktia. Tällaiset vammat syntyvät, kun urheilija esimerkiksi tekee yht’äkkisen pysähdyksen, laskeutuu maahan jalka suorana tai koripallossa kääntyy ja leikkaa korille. Nämä liikkeet ovat yleisiä mm. erilaisissa pallolajeissa. (Ireland ym. 1997)

Monissa tapauksissa polven eturistisiteen repeäminen aiheuttaa korvin kuultavan “pop”-äänen ja tunteen siitä, että polvi antaa periksi. Vamma aiheuttaa yleensä kohtalaisesti kipua, eikä aktiviteetin jatkaminen ole mahdollista. Repeämistä seuraa polven turvotus, jolloin kävely tulee vaikeaksi. Turvotus ja kipu ovat yleensä pahimpia kahden ensimmäisen päivän aikana. (American Orthopaedic Society for Sports Medicine 1997.)

#### 4.4 Leikkaus

Leikkaamattomana polven eturistisidevamma altistaa polven degeneratiivisille muutoksille (Kuva 11). Se saattaa hoitamattomana johtaa lisääntyvään rotaationaaliseen epätasapainoon, kierukkavammoille, nivelruston rappeutumiselle ja lopulta posttraumaattisille niveltulehduksille. Monet tutkimukset, joiden ennusteet ovat olleet näin negatiivisia, ovat kuitenkin sisältäneet potilaita, joilla on ollut myös muita nivelsidevammoja, tai ne ovat perustuneet eläin- tai ruumiskokeisiin. Lisäksi tutkimukset eivät ole sisältäneet riittävän pitkää, henkilökohtaista seurantajaksoa. (McDaniel ym. 1980.)



Kuva 11. Polven degeneratiiviset muutokset (Lephart & Henry 1996, suomennettu.)

Leikkaus on tärkeää polven paranemisen kannalta. Leikkauksissa käytetään pääasiassa kahta mallia: otetaan joko luu-patellajänne-luu – siirre tai rakennetaan siirre hamstring-jänneistä (semitendinosis + mahd. gracialis). (Frank & Jackson 1997.)

Tähystysleikkauksella ei ole välitöntä kiirettä eturistisidevamman saannin jälkeen useimpien henkilöiden kohdalla (poikkeuksena henkilöt, joilla on myös lateraalisia polvivammoja). Ennen leikkausta pyritään ensin saavuttamaan tiettyjä tavoitteita, joihin menee keskimäärin muutamasta viikosta muutamaa kuukauteen. Näitä tavoitteita ovat turvotuksen laskeminen, polven liikelaajuuden palauttaminen, polven yliojentamisen salliminen ja normaalin kävelytyylin uudelleen löytyminen. Myös henkinen valmistautuminen leikkaukseen ja parhaan leikkaujankohdan löytyminen työn, koulun ja sosiaalisten menojen mukaan on tärkeää. (Arnold & Shelbourne 2000.)

## 4.5 Kuntoutus

Kuntoutus polven eturistisideleikkauksen jälkeen on läpikäynyt dramaattisen muutoksen viimeisten kahden vuosikymmenen aikana. Nykyisin kuntoutuksessa käytetään ns. nopeutettua kuntoutusmallia. Nopeutetun kuntoutuksen päätavoitteet ovat polven stabiliteetin uudelleen rakentaminen, kierukan ja nivelpintojen suojelu, turvallinen ja tarkoituksenmukainen palaaminen normaaleihin aktiviteetteihin sekä komplikaatioiden nopea tunnistaminen. (Carlo ym. 1997) Nopeutetussa kuntoutuksessa painotetaan täyttä ekstensiota, aikaista varausta sekä heti aloitettua, yksilöllisesti suunniteltua ja progressiivista lihasharjoittelua ja polven hallinnan harjoittelua (Todd & Shelbourne 2000). Potilaat voivat palata normaaleihin aktiviteetteihin keskimäärin 4 – 6 kuukauden kuluessa leikkauksesta (Shelbourne & Gray 1997).

Kuntoutuksen tuloksellisuutta voidaan tutkia monin eri tavoin. Tähän tarkoitukseen on olemassa sekä subjektiivisia että objektiivisia mittareita, mm. IKDC (International Knee Documentation Committee)-lomake (Hefti ym. 1993), Lysholm-luokitus (Tegner & Lysholm 1985), polven laksiteetti eli anteroposteriorisen stabiliteetin mittaaminen KT-1000 – mittarin (MEDMetric, San Diego California) avulla sekä isokineettiset (esim. Cybex – dynamometri, Lumex, Ronkonkoma, New York) ja isometriset voimatestit. Quadriceps – lihasryhmän voiman ja polven toiminnan on todettu korreloivan hyvin keskenään. Reiden ympärysmittaa ei kuitenkaan pitäisi käyttää lihasvoiman mittarina. Paras tapa mitata quadricepsin voimaa on isokineettinen dynamometri tai sen puuttuessa horisontaalinen hyppytesti. Lysholmin pisteytys, jossa potilas arvioi itse selviytymistään tietyistä tilanteista ja polven toimintaa, ei ole tarpeeksi herkkä havaitsemaan lihassuorituksen rajoituksia. (Andrade ym. 2002.)

## **5 VAMMAN VAIKUTUKSET TASAPAINOON JA $\alpha$ -MOTONEURONIALTAAN ÄRTYVYYTEEN**

### **5.1 Eturistisidevamman vaikutukset tasapainoon**

Polven eturistisidevamman aiheuttaa useita muutoksia polvinivelen toimintaan. Koska eturistisiteen tehtävänä on kontrolloida polven tasapainoa, sen vamma johtaa epävakaaseen niveleen, jossa on useita toiminnallisia häiriöitä. Eturistisidevamman aiheuttaa epävakausta sekä polven anteroposterioriseen toimintaan että anterolateraaliseen rotaatioon. Nivelen lopullinen toiminta on riippuvainen vamman vakavuudesta, liitännäisvammoista, leikkaustoimenpiteestä, sitä seuraavasta kuntoutusprosessista sekä potilaan motivaatiosta. (Andrade ym. 2002, Satku ym. 1986.)

#### **5.1.1 Proprioseptiikan heikkeneminen**

Useiden tutkimusten mukaan proprioseptiikka heikkenee eturistisiteen repeämisen jälkeen (mm. Barrett 1991, Fridén ym. 1999, Fremerey ym. 2000). Eturistisiteen tilavuudesta 1 – 2 % on mekaanisia reseptoreita ja siksi siteen repeäminen huonontaaakin proprioseptiikkaa. Suurin osa mekaanisista reseptoreista sijaitsee lähellä eturistisiteen kiinnityskohtia reisi- ja sääriluuhun. (Fremerey ym. 2000.) Proprioseptiikka on tärkeää polven toiminnan kannalta. Hyvän proprioseptiikan ja polven vakauden- ja turvallisuudentunteen välinen yhteys on pystytty osoittamaan. Polven eturistisideleikkauksen jälkeinen polven toimiminen ei olekaan niin riippuvainen siirteen vahvuudesta ja tiukkuudesta vaan enemmänkin proprioseptiikan kunnollisesta palautumisesta. (Barrett 1991.)

Polven eturistisiteellä on tärkeä rooli proprioseptisessä palaute – systeemissä. Eturistisiteen ja hamstringin välisen refleksikaaren olemassaolo on eläinkokeiden lisäksi onnistuttu osoittamaan myös ihmisellä (Tsuda ym. 2001). Polven eturistisidevamman johtaa siis tehottamaan proprioseptiikkaan, koska vamma aiheuttaa puutteita polven mekanoreseptoreiden afferenteissa impulsseissa ja tällöin myös polven palaute – systeemissä tapahtuu negatiivisia muutoksia. (Tsuda ym. 2001.)

Barrettin menetelmän (Barrett 1991) avulla on todettu, että akuutti eturistisidevamman aiheuttaa valtavan muutoksen operoidun polven proprioseptiikassa ja myös pienemmän,

mutta kuitenkin merkittävän muutoksen terveen jalan proprioseptiikassa. Kuntoutuksessa proprioseptiikka alkaa parantua ja suurin osa paranemisesta tapahtuu 3 – 6 kuukautta polvioperaation jälkeen. Jalan fleksiassa ja ekstensiossa proprioseptiikka on 6 kuukauden jälkeen lähes normaali, mutta keskiasennossa vielä 4 vuoden jälkeenkin operoidussa jalassa on merkittävästi huonompi proprioseptiikka kuin terveessä jalassa. (Fremerey ym. 2000.) Terveillä koehenkilöillä ei ole löytynyt eroja dominoivan ja ei-dominoivan jalan proprioseptiikassa. Myöskään miesten ja naisten välisiä eroja ei yleensä ole löytynyt, poikkeuksena Sellin, Zacherin ja Lackin tutkimus vuonna 1993. (Fremerey ym. 2000.)

### **5.1.2 Motorisen kontrollin heikkeneminen**

Polven eturistisidevamman on todettu aiheuttavan puutteita motorisessa kontrollissa. KAT 2000:lla (California, USA) tehdyissä staattisissa 'yhden ja kahden jalan seisonta' –testeissä ja dynaamisissa 'kahden jalan seisonta' –testeissä keskimäärin 6,1 vuotta sitten polven eturistisiteen operoinnin läpikäyneillä henkilöillä oli huomattavasti huonompi motorinen kontrolli kuin normaalilla kontrolliryhmällä. Eturistisidevamman todettiin heikentävän myös terveen jalan motorista kontrollia, ei kuitenkaan siinä määrin kuin operoidun jalan (Denti ym. 2000).

Toiminnallista kykyä arvioivat hyppy (yksöis- ja kolmiloikat) viittaavat siihen, että 4 – 8 kuukauden välisenä aikana leikkauksen jälkeen tapahtuvasta motorisen kontrollin paranemisesta huolimatta, jalka ei ole saavuttanut 8 kuukauden jälkeenkään täyttä toiminnallista kapasiteettiaan. (Andrade ym. 2002.)

Yhdellä jalalla seisten tehdyissä tasapainotesteissä on todettu saatavan parempia tuloksia dominoivalla kuin ei – dominoivalla jalalla (Douthit ym. 1994). Myös polven eturistisideoperaation jälkeen dominoivalla, mutta operoidulla jalalla, on todettu saatavan hiukan parempia tuloksia kuin ei – dominoivalla jalalla. Tulokset ovat kuitenkin aina olleet huonompia verrattuna terveeseen kontrolliryhmään. (Denti ym. 2000.)

### **5.1.3 Siirteen mekaanisten reseptoreiden toimiminen**

Proprioseptiikan ja motorisen kontrollin tiedetään huononevan polven eturistisidevamman vuoksi. Yksi syy siihen on varmasti eturistisiteen korvaaminen siirteellä. Teoreetti-

sesti ajateltuna luulisi, että eturistisiteen korjaamisen mieluummin kuin sen vaihtamisen, säilyttävän eturistisiteen aistiominaisuudet (Johansson ym. 1991). Kliiniset tutkimukset ovat kuitenkin yksiselitteisesti osoittaneet, että vanhan siteen korjaaminen (ompele) on huonompi vaihtoehto kuin uuden siirteen käyttäminen (Frank ja Jackson 1997). Siirteiden tutkiminen (histologically) on antanut ristiriitaisia tuloksia. Aune et. al (1996) eivät löytäneet merkkiäkään uudelleen toimimaan alkaneista mekaanisista reseptoreista tutkiessaan polven eturistisideleikkauksen jälkeisiä patellajännesiirteiden biopsianäytteitä. Toisessa tutkimuksessa (Denti ym. 1994) sitä vastoin löydettiin toimivia mekaanisia reseptoreita n. 10 vuotta semitendinosijännesiirteen asettamisen jälkeen. Siitä pääteltiin, että siirteen käyttäminen voisi ylläpitää tai saada aikaan proprioseptisia ominaisuuksia. Neurofysiologinen kirjallisuus ei kuitenkaan tue tätä väitettä (Hogervorst ja Brand 1999).

Edelleenkin on siis epäselvää, alkavatko siirteen mekaaniset reseptorit toimimaan kuten alkuperäiset terveessä eturistisiteessä olevat reseptorit. Jos näin ei tapahdu, polven somatosensorisen systeemin toiminta on puutteellista.

#### **5.1.4 Reisilihaksen atrofia**

Kun nivel immobilisoidaan, herkimpiä lihaksia atrofialle ovat posturaaliset lihakset, jotka ylittävät vain yhden nivelen ja joissa on paljon tyyppi I lihassoluja (Lieber ym 1988). Reisilihaksessa rectus femoris työskentelee myös lonkan fleksiossa, mutta kaikki muut quadricepsin lihakset ylittävät ainoastaan polvinivelen. Tämän vuoksi ne ovatkin herkkiä polvinivelen immobilisoinnille. (Morrissey 1989.) Eturistisidevamma ei täysin immobilisoi niveltä, mutta se vähentää huomattavasti fyysistä aktiivisuutta. Kuntoutuksessa niveltä liikutellaan päivittäin, alussa vähemmän ja kuntoutuksen edetessä enemmän. Leikkauksen jälkeisinä päivinä (noin viikko) operoidulle jalalle ei saa varata painoa. (Todd & Shelbourne 2000.) Tutkimukset ovat osoittaneet, että jo lyhytaikainen painon varaamattomuus jalalle vähentää merkittävästi jalan neuromuskulaarista toimintaa. Esimerkiksi kuusi viikkoa kestänyt jalalle varaamattomuus vähensi vastus lateralikesen poikkipinta-alaa 16 %. (Hather ym. 1992.)

Polven eturistisidevamman on todettu aiheuttavan reisilihaksen atrofiaa (mm. Haggmark ym. 1981, Rosenberg ym. 1992). Haggmark ym. (1981) havaitsivat, että ope-roidussa jalassa oli merkittävästi pienempi reisilihaksen ympäröimä kuin terveessä



jalassa sekä ennen leikkausta että viisi viikkoa leikkauksen jälkeen. Rosenberg ym. (1992) puolestaan havaitsivat reisilihaksesta otetuista tomografiakuvista, että operoidun jalan reisilihaksen halkaisijan pinta-ala oli huomattavasti pienempi kuin kontrolliryhmällä 12 – 24 kuukautta polven eturistisideleikkauksen jälkeen. Vielä yhden vuoden leikkauksen jälkeenkin on reiden ympärysmittassa havaittu 3 % vajavuus verrattuna terveen jalan ympärysmittaan (LoPresti ym. 1984).

### **5.1.5 Tahdonalaisen voiman väheneminen**

Polven eturistisidevamman on useissa tutkimuksissa havaittu aiheuttavan myös tahdonalaisen voiman alenemista (mm. Morrissey ym. 1985, Seto ym. 1988, Andrade ym. 2002, Hoffman 2000). Isokineettisessä voimatestissä ( $60^\circ/s$ ) osoitettiin, että 12 – 24 kuukautta polven eturistisideleikkauksen jälkeen, operoidussa jalassa on 18 % voimavaje verrattuna terveeseen jalkaan (Rosenberg ym. 1992). Hoffman (2000) mittasi isokineettisissä testeissä operoidun ja terveen jalan maksimaaliset voimat ja suhteutti ne toisiinsa. Polviryhmän voimasuhde oli 0,66, kun taas kontrolliryhmällä ei jalkojen välisiä eroja juurikaan ollut. Isometrisissä voimatesteissä tulokset olivat samansuuntaisia: polviryhmän jalkojen välinen suhde oli 0,75 ja kontrolliryhmän 1,07. Isokineettisellä dynamometrillä (Cybex 6000, Lumex, Inc., Ronkonkoma, New York) tehdyissä testeissä quadricepsin huippuvoiman, kokonaistyömäärän, keskimääräisen voiman ja räjähtävän voiman on todettu nousevan 4 – 8 kuukauden välisenä aikana eturistisiteen leikkauksen jälkeen, mutta operoidun jalan tulokset ovat olleet kuitenkin huonompia kuin terveen jalan. Lisäksi hamstring:quadriceps –suhde on paljon korkeampi operoidussa kuin terveessä jalassa. (Andrade ym. 2002.) Vielä viisi vuotta leikkauksen jälkeenkin tehdyssä tutkimuksessa on huomattu, että operoidussa jalassa on havaittavissa pientä voimavajetta isokineettisissä testeissä. Voimataso lähentelee tällöin kuitenkin jo terveen jalan voimaa. (Seto ym. 1988.)

### **5.1.6 Muuttuneet liikkeet ja lihasstrategiat**

Eturistisiteen vammauttaneilla henkilöillä on todettu olevan ns. korvaavia lihasstrategioita, joilla he yrittävät vähentää vammautuneeseen raajaan kohdistuvia iskuja ja vääntöjä. Korvaavat lihasstrategiat tulevat esille esimerkiksi, kun pysähdytään nopeasti ja vaihdetaan liikkeen suuntaa. Tällöin tervejalkainen henkilö käyttää tukijalkaa pysähty-

miseen ja kääntymiseen, kun taas eturistisidevammaisen henkilö nojaa pysähdyksen aikana eteenpäin pienentääkseen jalkaan kohdistuvaa iskua ja pyrkii kääntämään suunnan enemmän ylävartalonsa avulla, jotta vammautuneeseen raajaan ei kohdistuisi niin suurta rotaatiota. (Branch ym. 1993.)

Pyöräily on suosittu kuntoutusmuoto polven eturistisiteensä katkaisseilla henkilöillä. Edellä todettiin, että eturistisidevammaiset henkilöt usein vähentävät quadricepsin aktiivisuutta ja polvinivelen ojennusmomenttia kävellessään. Myös pyöräilyssä on todettu käytettävän tätä quadricepsin välttämistä strategiaa. Toisin kuin kävelyssä, pyöräilyn aikana huomattiin, että henkilöt vähensivät koko vammaisen raajan voimantuottoa. Liikkeiden todettiin kuitenkin olevan laajuudeltaan samanlaisia alaraajan kolmessa nivelessä sekä vammautuneessa että terveessä jalassa. Tibian eteenpäin siirtymistä pyöräilyn aikana pyrittiin vähentämään pienentämällä polkimeen kohdistuvaa voimantuottoa työntövaiheessa. Terveen jalan aktiivisuus oli huomattavasti suurempaa ja sillä pyrittiinkin ”auttamaan” vammautunutta jalkaa eli tällöin vammautuneen jalan ei tarvinnut tehdä yhtä suurta työtä säilyttääkseen tasainen polkemisvauhti. (Hunt ym. 2003.)

Polven eturistisiteensä vammauttaneet henkilöt kompensoivat eturistisiteen antaman tuen menetystä quadricepsin ja hamstringin yhteissupistuksella eli he stabiloivat polven näiden lihasten aktiivisella yhtäaikaisella käytöllä. Quadricepsin ja hamstringin yhtäaikaisen käytön on vertikaalisissa hypyissä osoitettu olevan suurempaa eturistisideryhmällä kuin terveellä kontrolliryhmällä. (Doorenbosch & Harlaar 2002.)

Kuusi vapausastetta omaavien elektrogoniometriä (Toronto, Canada) avulla on vertailtu eturistisiteen vammauttaneiden henkilöiden ja terveen kontrolliryhmän polven liikettä kävelyn aikana. Kuusi vapausastetta sisältää kolme rotationaalista liikettä (fleksio/ekstensio, aksiaalinen tai internaalinen/eksternaalinen rotaatio ja varus/valgus angulaatio) ja kolme translaationaalista liikettä, jotka ovat liikkeitä edellä mainituilla akselleilla. Polven liikkeen rotationaalisilla komponenteissa ei havaittu merkittäviä eroja kahden eri ryhmän välillä, ainoastaan aksiaalinen rotaatioliike oli hieman vähäisempää eturistisideryhmällä. Translationaalisista komponenteista anterior/posterior –liike oli merkittävästi suurempi eturistisideryhmällä. (Marans ym. 1989).

## 5.2 Vamman vaikutukset $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyyteen

### 5.2.1 Epävakaata asento

Polven eturistisidevamma heikentää tasapainoa eli tällöin seisonta-asennosta tulee epävakaampi kuin terveillä henkilöillä. Tutkimusten mukaan nuorilla henkilöillä H-refleksi laskee sitä mukaa, mitä vaikeampi toiminta on kyseessä ja mitä enemmän asennon epävakaumus kasvaa. Capaday ja Stein (1986) osoittivat, että soleuksen H – refleksi on pienempi henkilöiden kävellessä verrattuna paikallaan seisomiseen. Myöhemmin he osoittivat, että juostessa H – refleksi on pienempi kuin kävellessä. (Capaday & Stein 1987.) H-refleksin amplitudin on todettu olevan n. 40 % pienempi koehenkilön kävellessä kaapean palkin päällä verrattuna juoksumatolla kävelemiseen (Llewellyn ym. 1990).

Myös vanhusten staattinen tasapaino heikentyy ikääntymisen myötä (Sheldon 1963). Soleuksen H-refleksin on todettu laskevan (Sabbahi ym. 1982) tai pysyvän muuttumattomana ikääntymisen myötä (deVries ym. 1985). Sabbahi ym. (1982) totesivat tutkimuksessaan H-refleksin syttymiskynnyksen olevan korkeampi ja myös latenssiajan olevan pitempi vanhoilla koehenkilöillä verrattuna nuoriin. Myös H-refleksin amplitudi oli vanhuksilla merkittävästi pienempi, pitempikestoisempi ja muodoltaan epätasaisempi kuin nuorilla.

Vanhojen ja nuorien henkilöiden soleuksen H-refleksit käyttäytyvät eri tavoin, kun toiminnan vaikeustaso muutetaan. Nuoret henkilöt laskevat H-refleksin amplitudia vaikeustason kasvaessa, kun taas vanhuksent nostavat sitä helpommissa tasapainotehtävissä ja laskevat vaikeammassa. H-refleksi on erilainen vanhoilla henkilöillä verrattuna nuoriin kaikkien aistien ollessa käytössä, mutta lähes samanlainen, kun ainoastaan proprioseptiikka on käytössä. Huojuminen lisääntyy molemmissa ryhmissä vaikeustason kasvaessa. (Earles 2000.)

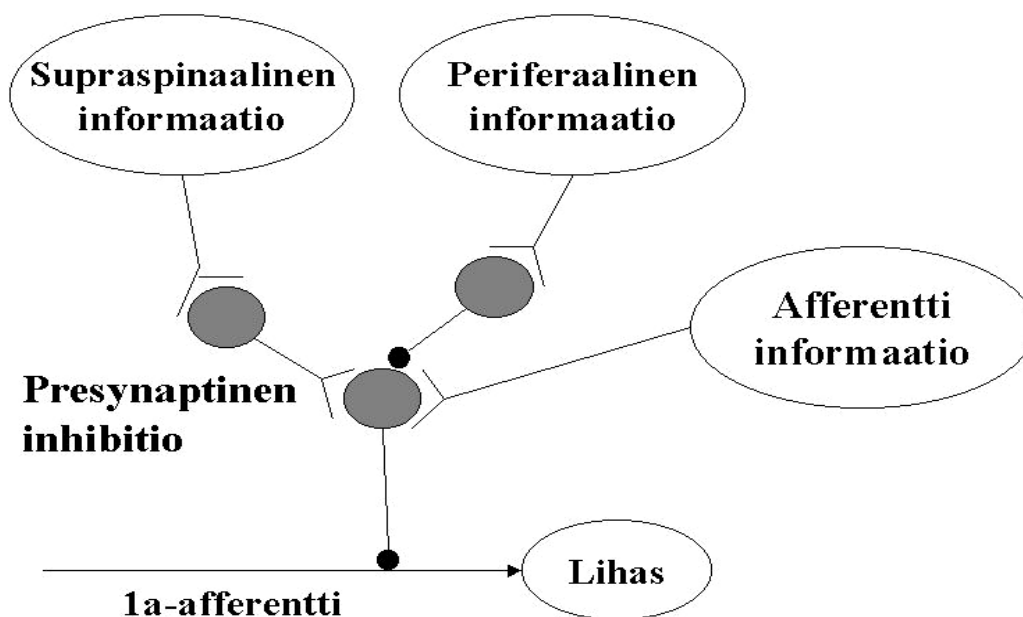
Asennon on todettu vaikuttavan H – refleksin suuruuteen. Kun koehenkilöiden H – refleksiä mitattiin soleuksesta ja lateraalista gastrocnemiuksesta samalla, kun heidän staattista, tuettua, asentoansa muutettiin makuuasennosta vertikaaliseen, merkittäviä eroja H – refleksin suuruudessa ei esiintynyt. Ainoastaan, kun kaikkien tuettujen asentojen H-refleksiä verrattiin vapaaseen, ei-tuettuun, seisontaan, jossa keho huojui normaali-

listi, todettiin H-refleksin pienentyvän merkittävästi vapaassa seisonnassa. Tämän ilmiön oletetaan johtuvan Ia-afferenttien presynaptisesta inhibitiosta. (Trimble 1998.)

### 5.2.2 Refleksi – inhibitio

H-refleksi herätetään sähköisesti, joten se ohittaa lihasspindelin. H-refleksi antaa tietoa sentraalisista mekanismeista, jotka muokkaavat motoneuronin jännittyisyyttä eli se kertoo myös inhibition määrästä. Polvivammoista johtuvat kipu (Doxey 1986), turvotus (deAndrade ym. 1965) ja immobilisaatio (Wolf ym. 1971) aiheuttavat polven toimintaan liittyvissä lihaksissa refleksi-inhibitiota. Refleksi-inhibitiota tapahtuu, kun jokin sensorinen stimulus vähentää refleksin aktiivisuutta. Tämä inhibitio vaikuttaa enemmän quadriceps femorikseen kuin hamstring-ryhmään, ja quadriceps-lihasten sisällä vaikutus on suurinta vastus lateraliksessa. Vähäisintä refleksi-inhibitio on quadriceps-lihasten sisällä rectus femoriksessa, koska se ylläpitää aktiviteettiaan työskentelemällä myös lonkan fleksiossa. Kaikki muut quadricepsin lihakset ovat riippuvaisia polven kunnollisesta toiminnasta, koska ne eivät ylitä mitään muuta niveltä kuin sen. Polven kuntoutuksessa tulisi käyttää tekniikoita, joilla estetään lihasten refleksi-inhibitiota. (Morrissey 1989.)

*Presynaptinen inhibitio* määritellään eksitatoristen postsynaptisten potentiaalien depressioksi, joka aiheuttaa muutoksia postsynaptisessa eksitaatioissa (Davidoff & Hackman 1984). Toisin sanoen, Ia – afferenttia pitkin kulkevaa tietoa muokataan ennen sen välittymistä motoneuronille (Kuva 12). Presynaptinen inhibitio kontrolloi viestin välittymistehoa Ia-afferenttien ja  $\alpha$ -motoneuronien välillä. (Mynark ja Koceja 2001.) Frank ja Fourtes keksivät presynaptisen inhibition olemassaolon jo vuonna 1957. Toinen tie refleksin muokkaamiselle on *resiprokaalisen inhibition* kautta. Tällöin inhibitorinen Ia – välineuronin inhibitoi antagonisti-lihasta silloin, kun agonisti-lihas supistuu. Resiprokaalisen inhibition avulla nivel pystyy liikkumaan koko liikeratansa laajuudella. Kolmas inhibitiomekanismi (*recurrent inhibition*) toimii Renshawsolu - välineuronin kautta. Sen löytäjä oli solun nimen mukaisesti Renshaw vuonna 1941. Renshawsolu aktivoituu, kun motoneuronin stimuloituu (Renshaw 1946). Renshawsolujen arvellaan rajoittavan motoneuronin syttymisfrekvenssiä, jotta lihas ei aktivoituisi liikaa. Myös muita hypoteesejä sen toiminnasta on esitetty, mutta edellä mainittu on niistä yleisin. (Morrissey 1989.)



Kuva 12. Presynaptinen inhibitio (muokattu Kocejä ym 2001 mukaan)

### 5.2.3 Vähentynyt fyysinen aktiivisuus

Polven eturistisidevamma vähentää fyysistä aktiivisuutta. Vaikka kuntoutuksessa käytetäänkin nykyään ns. nopeutettua mallia, jossa potilas pyritään palauttamaan mahdollisimman nopeasti normaaleihin aktiviteetteihin, vähenee fyysinen aktiivisuus kuitenkin vähäksi aikaa. Potilaat voivat palata normaaleihin aktiviteetteihin keskimäärin 4 – 6 kuukauden kuluessa leikkauksesta (Shelbourne & Gray 1997). Tähystysoperaatiota ei kuitenkaan tehdä välittömästi vamman synnyttyä, joten todellisuudessa fyysinen aktiivisuus vähenee sitäkin pidemmäksi ajaksi. (Todd & Shelbourne 2000.) Vähentyneellä fyysisellä aktiivisuudella saattaa olla vaikutusta H-refleksin kokoon.

H-refleksin koko vaihtelee eri yksilöiden välillä (Táboriková ja Sax 1968). Poikkitie-teellisten tutkimusten avulla on osoitettu, että H-refleksin koko on suurempi henkilöillä, jotka harrastavat paljon aerobista fyysistä aktiivisuutta, kuin vähemmän aktiivisilla henkilöillä (Nielsen ym. 1993). H-refleksin koon on todettu kasvavan jo 8 viikon pituisen lisääntyneen kestävyysharjoittelun jälkeen (Pérot ym. 1991). Kestävyystyyppisen harjoittelun on todettu lisäävän hitaiden motoristen yksiköiden määrää lihaksessa, jotka syttyvät nopeita yksiköitä nopeammin ja herkemmin ja tällöin myös H-refleksi on isompi. Vähentynyt fyysinen aktiivisuus vaikuttaa päinvastoin.

### 5.2.4 Lihassolutyyppien muutokset

Hitaiden (tyypin I) ja nopeiden (tyypin II) lihassoluujen suhteellinen määrä lihaksessa vaikuttaa H-refleksin kokoon. Lihakset, joissa on enemmän hitaita lihassoluja, sisältävät myös enemmän lihasspindleitä (Botterman ym. 1978). Hitaita lihassoluja ohjaavat motoneuronit, joilla on malampi refleksikynnys kuin nopeita lihassoluja säätelevillä motoneuroneilla (Bava ym. 1984). Hitaat lihaskuidut, niitä säätelevät motoneuronit ja Ia – afferentit kuuluvat hitaisiin, aikaisin rekrytoitaviin motorisiin yksiköihin (Burke 1981). H-refleksivasteen on katsottu johtuvan hitaiden motoristen yksiköiden aktivaatiosta ja mahdollisesta nopeasti supistuvasta, väsymistä vastustavan motoneuronialtaan osan mukanaolosta (Buchthal & Schmalbruch 1970). Tämän vuoksi H-refleksi on suurempi soleuksessa, jossa on paljon hitaita lihassoluja kuin vastaavassa lihaksessa, jossa on vähemmän hitaita lihassoluja. Hitaiden ja nopeiden lihassolujen merkitystä H-refleksin kokoon on tutkittu mm. vertailemalla soleuksen ja lateraalisen gastrocnemiuksen H-refleksejä, joissa on tiedetty olevan erilainen jakauma nopeita ja hitaita motorisia yksiköitä (soleuksessa 70 – 80 % ja gastrocnemiuksessa 50 -60 % hitaita lihassoluja). Soleuksen H-refleksin koko oli lähes kaksinkertainen gastrocnemiuksen H-refleksiin verrattuna. (Casabona ym. 1990; Saltin & Gollnick 1983.)

Lihaksissa on erisuuruiset määrät eri lihassolutyyppejä (I, II, IIb). Hitaiden ja nopeiden lihassolujen jakaumaan vaikuttaa vahvasti perimä, mutta siihen voidaan vaikuttaa myös intensiivisellä harjoittelulla. Tällä ilmiöllä voidaan selittää harjoittelemattomien ja jonkin verran harjoittelevien henkilöiden kesken vallitseva H-refleksien kokojen suuri hajonta. (Saltin & Gollnick 1983.) Esimerkiksi rotan takajalan kipsaus vain yhdeksi viikoksi aiheutti soleuksen ja gastrocnemiuksen lähetti-RNAn profiilien muuttumisen kohti nopeampia isoformeja (Jänkälä ym. 1997). Toinen rottatutkimus osoittaa, että 14 päivän ajan kestänyt takajalan riiputtaminen (suspensio) vähensi puhtaita tyypin I kuituja ja lisäsi kuituja, jotka sisälsivät MHC II:ta tai hybridejä. (Talmadge ym. 1996). Muutoksia lihassolutyypeissä tapahtuu siis varsin lyhyelläkin aikavälillä. Yleinen trendi on, että nivelen immobilisaatio tai raajan kuormittamattomuus aiheuttaa tyypin I lihassolujen muuttumista kohti tyypin II lihassoluja. Jos lihas on venytetyssä asennossa, muutos on vähäisempää (Pattullo ym. 1992).

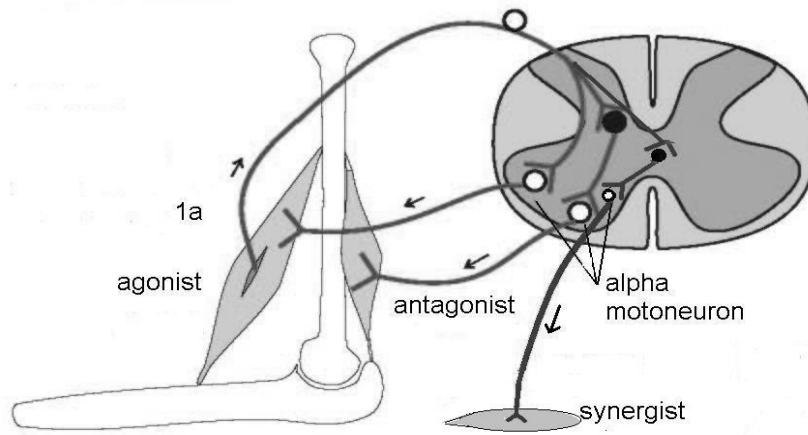
Polven eturistisidevammakin saattaa muuttaa vammautuneen jalan lihasten lihassoluja nopeammiksi, tyypin II lihaskuiduiksi. Kuinka suurta tämä muutos on, riippuu polven

kuntoutumisesta ja jalan käyttömäärästä vamman saannin jälkeen. Tutkimuksia tästä aiheesta ei ollut saatavissa. Koska H-refleksi on suurempi lihaksissa, joissa on enemmän tyypin I kuituja, voidaan olettaa, että eturistisidevamma pienentää H-refleksiä.

### 5.2.5 Reisilihaksen atrofia

Reisilihaksen atrofia voi olla seurausta refleksi-inhibitiosta. Myös muut tekijät voivat vaikuttaa lihaksen kokoon, mm. lihaksen vähentynyt käyttö. (Morrissey 1989.) Mark Hoffman (2000) vertaili soleuksen H/M-suhdetta polven eturistisideleikkauksen läpikäyneiden henkilöiden ja terveen samanikäisen kontrolliryhmän välillä tarkoituksenaan löytää yhteys soleuksen H-refleksin ja quadicepsin atrofian välillä. Mittaukset tehtiin 3 – 30 kk leikkausoperaation jälkeen. Merkittäviä eroja H/M – suhteessa polviryhmässä operoidun jalan ja terveen jalan tai kahden eri ryhmän välillä ei ollut havaittavissa. Hoffmanin tutkimuksen mukaan polven eturistisidevamma ei siis vaikuta H-refleksin amplitudiin. Ainoastaan operoidun jalan H-refleksin symmetria poikkesi toisen jalan refleksimuodosta. Tällaisia samanlaisia symmetriaeroja ei ole aiemmin havaittu dominoivan ja ei-dominoivan jalan välillä, eikä Hoffmanin tutkimuksessa havaittu myöskään kontrolliryhmällä.

Hoffmanin tutkimuksessa H-refleksi mitattiin soleuksesta, koska oli aiheellista arvella quadicepsin muutosten vaikuttavan myös soleukseen. Afferentit hermot synaptoituvat useiden eri terminaalien kanssa selkäyttimeen tulon jälkeen ja refleksikaaret muodostavat erittäin monimutkaisia mekanismeja (Kuva 13). Nämä selkäytimessä olevat terminaalit tarkoittavat välineuroneja, motoneuroneja sekä neuroneja, jotka projisoituvat nousuvista keskuksista. Koska monosynaptisten yhteyksien on huomattu synaptoituvan heteronomisiin lihaksiin, kuten quadicepsin ja soleuksen motoneuronaltaiden välillä, voisi eturistisideoperointi muuttaa näitä neuraalisia piirejä. Soleuksen ja polven lihasten välillä on siis vahva neuraalinen linkki. (Meunier ym. 1993.) Olisivatko tulokset kuitenkin olleet toisenlaiset, jos H-refleksi olisi mitattu quadicepsista, missä myös vamman aiheuttama atrofia ilmenee?



Kuva 13. Esimerkki 1a – afferentin synaptoitumisesta selkäytimessä.



## 6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia, aiheuttaako eturistisidevamman muutoksia refleksitoimintaan. Polven eturistisidevamman todettiin kirjallisuuden perusteella vähentävän fyysistä aktiivisuutta ja polvinivelen käyttöä, vaikuttavan mahdollisesti reisilihaksen lihassolusuhteisiin ja lisäävän refleksi-inhibitiota sekä asennon epävakautta. Näiden tekijöiden vuoksi refleksin välitystehon oletettiin laskevan. Refleksitoimintaa mitattiin H-refleksin ja patellarefleksin avulla. Näiden refleksien oletettiin olevan polviryhmällä operoidussa jalassa pienempiä kuin terveessä jalassa ja polviryhmällä pienempiä kuin terveellä kontrolliryhmällä.

Tutkimuksen tarkoituksena oli myös vahvistaa aiemmin tehdyistä tutkimuksista saatu tieto, että tasapaino heikentyy eturistisidevammasta johtuen. Eturistisidevamman on todettu aiheuttavan puutteita proprioseptiikassa ja motorisessa kontrollissa sekä reisilihaksen atrofiaa. Siirteen mekaaniset reseptorit eivät toimi kuten oikean eturistisiteen reseptorit ja tällöin on selvää, että proprioseptiikassa on puutteita, jotka heijastuvat tasapainon kontrollointiin. Jos vamman todettaisiin heikentävän refleksitoimintaa, voitaisiin sen avulla selittää osittain myös tasapainon heikentymistä, koska tasapainon kontrollointi on osittain refleksinomaista. H-refleksiä käytetään testaamaan stimuluksen kulku-tehokkuutta, kun se kulkee afferenttia pitkin motoneuronialtaaseen ja sieltä edelleen efferenttia pitkin lihakseen. Pienempi H-refleksi kuvastaa stimuluksen tehottomampaa kulkua. Tällöin myös tasapainon ylläpitoon vaadittavat asennon korjausrefleksit eli reseptoreiden lähettämät asennonkorjaussignaalit kulkevat tehottomammin ja huojuunta lisääntyy. Näin ainakin voidaan olettaa.

Tutkimusongelmat olivat seuraavat:

1. Onko vammautuneessa jalassa huonompi tasapaino kuin terveessä jalassa kolme viikkoa leikkauksen jälkeen? Onko kontrolliryhmällä eroja jalkojen välisessä tasapainossa? Onko eturistisideryhmän ja kontrolliryhmän välillä tasapainoeroja seisottaessa kahdella jalalla?
2. Ovatko polven eturistisiteen katkeaminen, leikkaus ja uuden siirteen laittaminen aiheuttaneet muutoksia Ia-afferentin ja  $\alpha$ -motoneuronin monosynaptisessa toi-

minnassa? Muuttaako polven eturistisidevamma  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyyttä? Löytyykö polviryhmässä ja kontrolliryhmässä eroja jalkojen ja kahden eri ryhmän välillä.

3. Onko lihasspindelin kautta kulkevassa refleksissä eroja polviryhmässä ja kontrolliryhmässä jalkojen välillä tai kahden eri ryhmän välillä?

## 7 MITTAUSMENETELMÄT

### 7.1 Mitattavien muuttujien valintaperustelut

*Tasapaino.* Polven eturistisidevamma aiheuttaa muutoksia polvinivelen toiminnassa. Koska eturistisiteen tehtävänä on kontrolloida polvinivelen tasapainoa, vamma johtaa epävakaaseen niveleen. (mm. Andrade ym. 2002, Satku ym. 1986, Barrett 1991.) Koska tarkoituksena oli selittää tasapainon heikentymistä osittain myös refleksitoiminnan heikentymisellä, haluttiin varmistaa, että tasapaino oli polviryhmällä kontrolliryhmää heikompi kolme viikkoa eturistisideoperoinnin jälkeen.

*H-refleksi ja M-aalto.* Mittausten tarkoituksena oli tutkia polven eturistisidevammasta mahdollisesti aiheutuvia  $\alpha$  – motoneuronialtaan ärtyvyydessä tapahtuvia muutoksia ja pyrkiä selittämään niiden avulla osittain myös tasapainossa tapahtuvia muutoksia.  $\alpha$  – motoneuronialtaan ärtyvyyttä mitattiin H-refleksin ja M-aallon suhteen avulla. H-refleksi mitattiin vastus lateraliksesta, koska polven eturistisidevamma aiheuttaa quadricepsin atrofiaa (Rosenberg ym. 1992) ja täten ajateltiin, että myös muutokset olisivat selkeimpiä quadricepsin H-refleksissä. Neljästä reisilihaksesta valittiin juuri vastus lateralis, koska refleksi-inhibitio on quadriceps-lihasryhmän sisällä suurinta ko. lihaksessa (Morrissey 1989). H-refleksi mitattiin myös soleuksesta, koska vastus lateraliksesta sen esille saaminen on usein vaikeaa (Burke 1997), eikä mittausten alussa tiedetty, saadaanko sitä kaikilta ko. lihaksesta esille.

*Patellarefleksi.* Tutkimuksessa mitattiin myös patellarefleksiä, minkä tarkoituksena oli tuoda lisäinformaatiota henkilön refleksitoiminnasta. Koska H-refleksi herätetään keinotekoisesti sähköstimulaation avulla (Hugon 1973), patellarefleksin avulla saatiin myös tietoa lihasspindelin kautta tapahtuvasta refleksitoiminnasta. Koska polven eturistisidevamma aiheuttaa quadricepsin atrofiaa (Rosenberg ym. 1992), tapahtuu luultavimmin myös lihaksessa sijaitsevan lihasspindelin toiminnassa muutoksia. Patellarefleksin ko-koa käytetään kuvaamaan yhdistetysti lihasspindelin toiminta-aktiivisuutta, motoneuro- nin ärtyvyyttä ja Ia-afferenttien presynaptisen inhibition määrää selkäydintasolla (Enoka 2002, 299). Patellarefleksin amplitudissa on vaihteluita sekä yksilöllä itsellään että eri yksilöiden välillä. Latenssiaika sitä vastoin on suhteellisen muuttumaton eri mittaus- kertojen välillä samalla yksilöllä. Patellarefleksin latenssiaika saattaakin olla muuttu-

mattomuutensa vuoksi H-refleksin latenssia parempi mittari tutkittaessa perifeeristä impulssin välittymistä hermostossa. (Frijns ym. 1997.)

## 7.2 Koehenkilöt

Mittauksissa oli kaksi ryhmää: polvi- ja kontrolliryhmä. Molemmissa ryhmissä oli kahdeksan koehenkilöä. Eturistisideryhmään kuuluvat henkilöt olivat läpikäyneet polven eturistisideleikkauksen kolme viikkoa ennen mittauksia. Kaikki koehenkilöt olivat vapaaehtoisia ja he olivat allekirjoittaneet suostumuslomakkeet luettuaan mittausprotokollan. Koehenkilöillä oli oikeus keskeyttää halutessaan mittaukset missä vaiheessa tahansa.

Koehenkilöt olivat nuoria aikuisia, iältään keskimäärin  $29,8 \pm 7,3$  vuotta. Kontrolliryhmään kuuluvat olivat keskimäärin  $28,6 \pm 3,7$ -vuotiaita, nuoria ja terveitä aikuisia. Koehenkilöt olivat pääosin miehiä, molemmissa ryhmissä oli ainoastaan yksi nainen. Taulukossa 3 näkyy jokaisen koehenkilön ikä sekä vamman ja leikkauksen välinen aika. Mittaukset tehtiin kaikille polviryhmäläisille kolme viikkoa leikkauksen jälkeen. Kontrolliryhmässä mittausajankohdalle ei ollut muita kriteereitä kuin, että koehenkilöt olivat mittausten aikana terveitä.

TAULUKKO 3. Koehenkilöt.

<b>POLVIRYHMÄ</b>								
Ikä	34	29	25	19	25	27	43	36
Vamman ja leikkauksen välinen aika	6 kk	1 kk	3 kk	8 kk	3 kk	6 kk	2 v	3 kk
Leikkauksen ja mittaus-ten välinen aika	3 vk	3 vk	3 vk	3 vk	3 vk	3 vk	3 vk	3 vk
Operoitu jalka	oik/dom	oik/dom	vas/dom	oik/dom	oik/dom	oik/dom	oik/dom	vas/ei-dom
<b>KONTROLLIRYHMÄ</b>								
Ikä	31	29	24	26	26	32	35	26

Koehenkilöiden jalan dominoivuus selvitettiin kahdella testillä:

- Koehenkilöä pyydettiin astumaan tason päälle. Ensimmäisenä astuva jalka todettiin dominoivaksi.
- Koehenkilöä pyydettiin kallistumaan eteenpäin ja laittamaan toinen jalka tueksi eteen ennen kaatumista. Tukijalaksi valittu jalka todettiin dominoivaksi.

Ainoastaan yhdellä koehenkilöllä operoitu jalka oli ei-dominoivassa asemassa, muilla dominoiva jalka oli operoitu. Operoidussa jalassa oli mittausten aikaan jonkin verran kipua, varsinkin rasiskipua. Myös turvotusta kaikilla koehenkilöillä oli vielä jonkun verran.

### **7.3 Tasapainomittaukset**

Tasapaino mitattiin Good Balance- mittausjärjestelmällä (Metitur Oy, Suomi), mikä perustuu seisoma-alustaan kohdistuvien pystysuuntaisten voimien mittaamiseen ja analysointiin (Kuva 14). Järjestelmän avulla koehenkilölle pystytään antamaan välitöntä ja tarkkaa palautetta asennosta ja sen muutoksista. Seisoma-alusta on kolmionmuotoinen levy, minkä jokaisessa nurkassa on venymäliuska-anturit. Voimasignaalien perusteella systeemi tuottaa tietokoneelle dimensionaalisen viivan, mikä osoittaa kehon huojunnan määrän ja piirteet mittausajalta. Tulokset voidaan laskea joko absoluuttisina yksikköinä tai sitten ne mukautetaan koehenkilön pituuteen. Tietokoneohjelma laskee useita muutujia, jotka kuvaavat koehenkilön huojumista testin aikana, mm. eteen- ja taaksepäin sekä sivuille kohdistuvan huojunnan määrä ja vauhti, huojunnan amplitudi ja tehtiheys-analyysi. (Metitur.)



Kuva 14. Good Balance-mittausjärjestelmä (Metitur Oy, Suomi).

Ennen varsinaisten mittauksen alkua, koehenkilö sai harjoitella jokaista liikettä vähän aikaa. Kun harjoittelu oli tehty, mittaja pyysi koehenkilöä seisomaan levyllä annettujen ohjeiden mukaisesti mahdollisimman hiljaa (huojumatta) paikallaan koko mittausajan. Koehenkilöä pyydettiin seisomaan levyllä seuraavien ohjeiden mukaisesti:

- Standard eyes open (SEO) = koehenkilö seisoo luonnollisessa seisoma-asennossa levyn keskellä, kädet edessä ja yhdessä, katse kiinnitettynä seinään piirrettyyn rastiin, mittausaika 30 s
- Standard eyes closed (SEC) = sama asento kuin edellisessä kohdassa, mutta silmät ovat kiinni, mittausaika 30 s
  - molempia tehdään vuorotellen kaksi kertaa eli silmät auki, kiinni, auki ja kiinni
- Feet together eyes open (FTEO) = jalat kiinni toisissa, kädet edessä yhdessä, katse seinässä olevassa rastissa, mittausaika 30 s
- Feet together eyes closed (FTEC) = sama asento kuin edellisessä, mutta silmät kiinni, mittausaika 30 s
  - molempia tehdään vuorotellen kaksi kertaa eli silmät auki, kiinni, auki ja kiinni

- One leg standing, dominoiva jalka (OLSD) = koehenkilö seisoo dominoivalalla jalalla niin, että toinen jalkaterä on kiinni sääressä nilkkanivelen yläpuolella, silmät auki, kädet lanteilla, mittauaika 20 s
  - One leg standing, ei-dominoiva jalka (OLSED) = sama asento kuin edellisessä, mutta seisominen tapahtuu ei-dominoivalla jalalla, mittauaika 20 s
- molempia tehdään vuorotellen kolme kertaa, dominoiva jalka aloittaa.

## 7.4 Refleksimittaukset

*Ohjeistus.* Koehenkilöt olivat tutustuneet jo ennen mittauksia kirjalliseen selostukseen mittaustapahtumista. Kirjallisessa selostuksessa koehenkilöitä oli pyydetty välttämään alkoholin käyttöä ja fyysistä rasitusta (muuta kuin kävelyä) 24 tuntia ennen mittauksia. Ruokaa, kahvia ja tupakkaa oli pyydetty välttämään kaksi tuntia ennen mittauksia, jos mahdollista. Mittaustilanteeseen tuli varata ylleen lyhyet shortsit tai alushousut. Ennen mittauksia koehenkilölle selostettiin vielä suullisesti, mitä tulee tapahtumaan ja pyydettiin häntä allekirjoittamaan suostumus mittauksiin.

*EMG-elektrodien kiinnittäminen.* EMG- elektrodit kiinnitettiin vastus lateralukseen ja medialukseen sekä soleukseen. Ennen elektrodien paikalleen asettamista koehenkilön ihoa hiottiin hiekkapaperilla ihon aiheuttaman vastuksen pienentämiseksi (Kuva 15). Hiomisen jälkeen iho pyyhittiin Neoamiseptiin kostutetulla vanulapulla, jotta lika ja rasva saatiin poistettua. Elektrodin ja ihon kontaktikohtaan laitettiin pastaa, jotta virta kulkisi kontaktikohdan yli. Elektrodi asetettiin paikalleen SENIAMin (Hermens ym. 1999) ohjeiden mukaisesti ja kiinnitettiin teipeillä. Yleismittarin avulla tarkastettiin, että vastus oli 5 – 10 k $\Omega$ . Maaelektrodi kiinnitettiin ranteeseen H-refleksimittausten ajaksi (Kuva 16).



Kuva 15. Ihoa hiotaan hiekkapaperilla ennen elektrodien kiinnittämistä.



Kuva 16. Koehenkilöä valmistellaan mittauksiin: maaelektrodin kiinnittäminen ranteeseen.



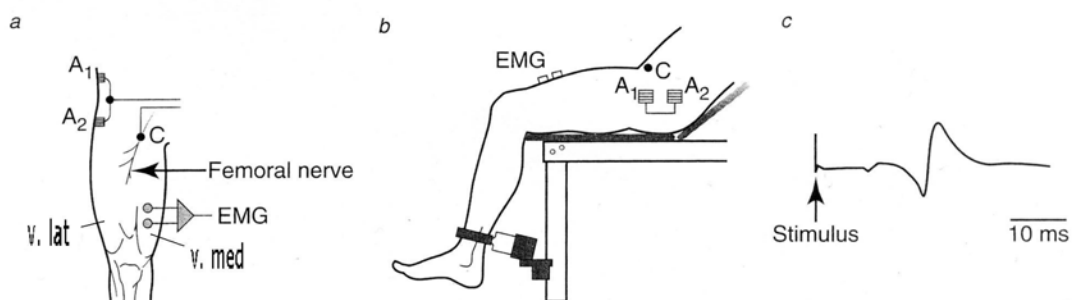
### 7.4.1 H-refleksin ja M-aallon mittaaminen

H-refleksiä ja M-aaltoa mitattaessa koehenkilöt istuivat mahdollisimman rennossa asennossa niin, että sekä lonkkakulma että polvikulma olivat 130 astetta, selkä tuettuna ja kädet käsinojilla. Koehenkilöillä oli jalassaan alushousut tai lyhyet shortsit, jotta hankaaminen ei aiheuttanut häiriöitä stimulantielektrodiin. Mittausympäristö oli mahdollisimman rauhallinen ja hiljainen. Sähköstimulus (1 ms) annettiin Neuropack-laitteella (Neuropack four mini, Nikon Kohden, Japan), jolla oli mahdollista antaa 0 - 100 mA stimulus (Kuva 17). Stimulus oli 0,2 Hz:n kenttäsignaali. Myös EMG-signaali nähtiin Neuropackin kuvaruudulla, jolta se myös analysoitiin. Stimuluksen anto aloitettiin aina nollostasta ja sitä kasvatettiin pikkuhiljaa, jotta H-refleksi saataisiin näkyviin. Kun H-refleksi oli saavuttanut maksiminsa ja M-aalto alkoi kasvaa, stimulusta nostettiin reippaasti ylöspäin, maksimaalisen M-aallon saavuttamiseksi.



Kuva 17. Neuropack.

Sähköstimulus annettiin ensin koehenkilön femoral-hermoon ja lihasaktiivisuutta mitattiin vastus lateraliuksen pinnalta. Kuvassa 18 esitetään käytetty mittausasetelma sillä erolla, että H-refleksi mitataan siinä EMG:n avulla vastus medialikiuksen, eikä vastus lateraliuksen, pinnalta.



Kuva 18. H-refleksin mittaaminen quadriceps femoriksesta: a) stimulointielektrodioiden paikka C, b) koehenkilön asento ja c) H-refleksi mitattuna EMG:n avulla vastus medialiksen pinnalta. (Enoka 2002, 301).

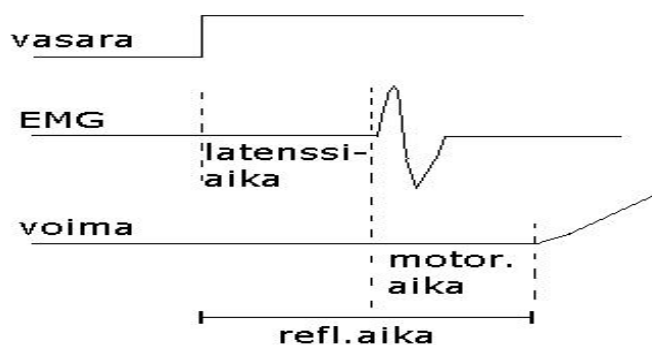
Tarkoituksena oli mitata maksimaalinen H-refleksi ja M-aalto ensin vastus lateraliksen pinnalta ja sen jälkeen soleus-lihaksen pinnalta. Soleuksesta mitattaessa, sähköstimulus annettiin henkilön posterior tibialis-hermoon (polvitaipeseen). Mittaukset tehtiin molemmille jaloille. Polviryhmällä mittaukset tehtiin ensin terveeseen jalkaan ja sitten opeoituun. Kontrolliryhmällä aloitusjalka valittiin sattumanvaraisesti.

Yrityksistä huolimatta vastus lateraliksesta ei löytynyt H-refleksiä kuin muutamassa mittauksessa. M-aalto onnistuttiin kuitenkin löytämään kaikilta. Soleuksesta löydettiin kaikilta koehenkilöiltä sekä H-refleksi että M-aalto. Sähköstimulus annettiin Neuro-pack-laitteella, jolla oli mahdollista antaa maksimissaan vain 100 mA stimulus. Tämä ei valitettavasti riittänyt kaikilla maksimaalisen M-aallon saamiseen. Monilla 100 mA:n sähköstimuluksella saatu M-aalto oli suurin ja oli vaikea sanoa, olisiko se kasvanut vielä, vai, oliko aalto saavuttanut jo maksiminsa. Maksimaalinen H/M-suhde saatiin siis vain muutamalta koehenkilöltä.

#### 7.4.2 Patellarefleksin mittaaminen

Patellarefleksillä tarkoitetaan quadriceps-lihasten sisällä tapahtuvaa supistusilmiötä, joka saadaan aikaan venyttämällä ko. lihasryhmän jännettä patellan alapuolelta (Mynark ja Kocejka 2001). Patellajänteen venyttäminen aiheuttaa ainoastaan Ia-afferenttien ja siihen liittyvän motoneuronin aktivoitumisen (Matthews 1990). Refleksiaika muodostuu jänteen ärsytyksen ja lihasnykäyksen välisestä ajasta. Refleksiaika voidaan jakaa edelleen latenssiaikaan ja motoriseen aikaan (Kuva 19). Latenssiaika (25 – 30 ms) tarkoittaa viivettä jänteenvenytyksen ja EMG:alun välillä, ja motorinen aika EMG:n alun ja lihas-

nykäyksen alun välistä aikaa. Koska patellarefleksi perustuu monosynaptisiin yhteyksiin, sen vaste on nopea. (Enoka 2002, 299.)



Kuva 19. Patellarefleksin ja refleksin aiheuttaman voimantuoton latenssiajat.

Patellarefleksiä mitattaessa koehenkilöt istuivat voimapenkissä mahdollisimman rennossa asennossa. Polvikulma oli 110 astetta. Heidän jalkansa oli kiinnitetty nilkan kohdalta vyöllä voimadynamometriin, jonka avulla patellarefleksin aiheuttama lihasnykäys saatiin muutettua voimaksi. Penkin käsinojaan oli kiinnitetty vasararakennelma, joka pudotettiin 60 ° kulmassa niin, että vasaran pää osui polvilumpion alapuolelle patella-jänteeseen. Vasaran päässä oli mekaaninen kytkin, mikä antoi tiedon osumaajankohdasta. Patellarefleksin aikaansaamaa lihasaktiivisuutta mitattiin vastus lateraliksesta. Patellarefleksi mitattiin koehenkilön molemmista jaloista. Mittausten aikaista tausta-aktiivisuutta seurattiin oskilloskoopilta ja Codasin näytöltä.

## 7.5 Datan analysointi ja tilastolliset menetelmät

Tulososio on jaettu kaikkien muuttujien kohdalta koehenkilön jalkojen välisiin eroihin ja ryhmien välisiin eroihin. Taulukossa 4 on selvennetty, kuinka jalkoja ja ryhmiä on vertailtu toisiinsa. Koehenkilön jalkojen välisissä eroissa on tarkasteltu, löytyykö mitatuissa muuttujissa eroja kontrolliryhmässä dominoivan ja ei-dominoivan sekä polviryhmässä terveen ja operoidun jalan väliltä. Ryhmien välisissä eroissa on verrattu kontrolliryhmän dominoivaa jalkaa polviryhmän terveeseen jalkaan ja kontrolliryhmän ei-dominoivaa jalkaa polviryhmän operoituun jalkaan. Ryhmien välisten erojen tarkastelussa päädyttiin tekemään vertailut näin, vaikka suurimmalla osalla polviryhmän koehenkilöistä operoitu jalka olikin dominoivassa asemassa. Eturistisideleikkaus vähentää kuitenkin hetkellisesti merkittävästi operoidun jalan käyttöä, jolloin henkilö joutuu varaan tekemisiään enemmän terveen jalan varaan. Jalan dominoivuus ei oikeasti etu-

ristisidevammasta johtuen muutu, tässä tapauksessa ainoastaan koehenkilöiden vertailu oli helpompi tehdä kuvittelemalla terveen jalan olevan kaikilla dominoiva ja operoidun jalan ei-dominoiva.

TAULUKKO 4. Jalkojen väliset erot ja ryhmien väliset erot.

Jalkojen väliset erot	Ryhmien väliset erot
Kontrolliryhmän dominoiva jalka $\times$ ei-dominoiva jalka	Kontrolliryhmän ei-dominoiva jalka $\times$ Polviryhmän operoitu jalka
Polviryhmän terve jalka $\times$ operoitu jalka	Kontrolliryhmän dominoiva jalka $\times$ Polviryhmän terve jalka

Tasapainomittauksista analysoitiin yhdellä jalalla (one leg standing terve/dominoiva ja one leg standing operoitu/ei-dominoiva) ja perusasennossa (standard eyes open) seisten tehdyt mittaukset. Jokaisesta eri testiasetelmasta valittiin ainoastaan paras tulos analysointiin. Huojuminen suhteutettiin koehenkilön pituuteen. Good Balance – ohjelma (Metitur Oy, Suomi) laski vauhtimomentin ( $\text{mm/s}^2$ ), y-nopeuden eli nopeuden eteen- ja taaksepäin ( $\text{mm/s}$ ) ja x-nopeuden eli nopeuden sivuille ( $\text{mm/s}$ ). Patellarefleksin voimaisignaalia, vasaran antamaa signaalia ja EMG:tä analysointiin F-Codasilla. Analysoitavaksi otettiin refleksin koko ja latenssiaika sekä refleksin aiheuttama voima ja refleksiaika. H-refleksi ja M-aalto analysoitiin Neuropackilla. Muuttujiksi otettiin molempien latenssiajat ja aaltojen maksimaaliset amplitudit. Kaikille muuttujille laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat. Tilastolliset merkittävyydet laskettiin kaikille tuloksille SPSS-ohjelmalla MANOVAN avulla. Korrelaatiokertoimet on saatu Pearsonin bivarianssikorrelaation avulla.

## 8 TULOKSET

### 8.1 Tasapaino

#### 8.1.1 Perusasento

Normaalissa seisoma-asennossa (standard eyes open) polviryhmä huojui huomattavasti enemmän kuin kontrolliryhmä. Suurempi huojuminen näkyy sekä 59 % suurempana vauhtimomenttina että 41 % suurempana y- suuntaisena ja 40 % suurempana x- suuntaisena nopeutena. Ero oli tilastollisesti merkittävä näiden jokaisen muuttujan osalta: vauhtimomentti,  $p < 0,05$ ; y-nopeus,  $p < 0,05$  ja x-nopeus,  $p < 0,05$ . Huojumisarvot näkyvät taulukossa 5 koehenkilöittäin.

TAULUKKO 5. Vauhtimomentti (vm), nopeus eteen- ja taaksepäin (Y) sekä sivuille (X) normaalissa seisoma-asennossa kontrolli- ja polviryhmällä.

KH	Kontrolliryhmä			Polviryhmä		
	vm mm/s <sup>2</sup>	Y mm/s	X mm/s	vm mm/s <sup>2</sup>	Y mm/s	X mm/s
1	9,7	5,1	3,5	15,0	7,6	4,3
2	8,9	5,4	3,9	5,3	5,4	3,3
3	3,8	5,3	2,8	7,5	6,3	3,8
4	3,3	4,0	2,6	15,0	6,9	5,8
5	2,1	2,6	1,9	10,2	5,3	3,2
6	4,0	4,0	2,2	8,5	8,2	4,1
7	9,7	5,1	3,5	9,4	6,4	5,4
8	8,9	5,4	3,9	8,9	5,9	3,8
ka (SD)	6,3 (3,3)	4,6 (1,0)	3,0 (0,8)	10,0 (3,4)	6,5 (1,0)	4,2 (0,9)

### 8.1.2 Yhdellä jalalla seisominen

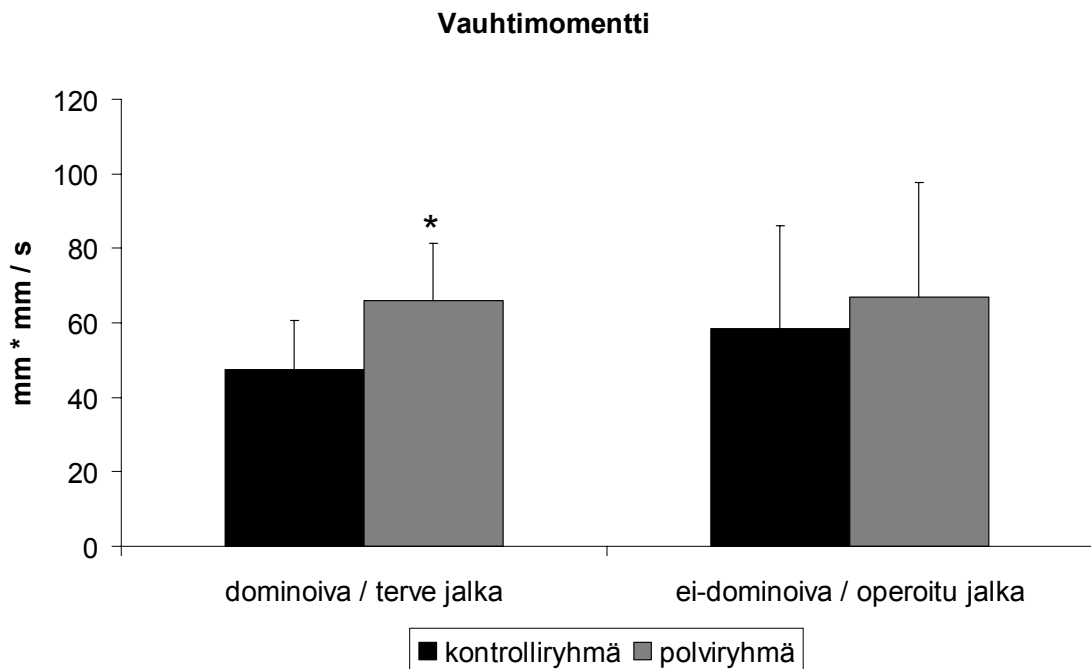
Polviryhmän jalkojen väliset vauhtimomenttieroit on esitetty taulukon 6 yläosassa. Puolella koehenkilöistä operoidun jalan vauhtimomentti on suurempi kuin terveen jalan (harmaaksi värjätty alueet) ja toisella puolella taas terveen jalan vauhtimomentti on suurempi (valkoisymueet). Keskihajonta on operoidun jalan vauhtimomenteissa suhteellisen suuri (30,8 mm/s<sup>2</sup>), terveen jalan keskihajonta on huomattavasti pienempi (15,4 mm/s<sup>2</sup>). Kontrolliryhmässä osalla koehenkilöistä vauhtimomentti oli suurempi ei-dominoivassa jalassa ja osalla dominoivassa jalassa. Keskihajonta oli kontrolliryhmällä suurempi ei-dominoivassa jalassa (27,6 mm/s<sup>2</sup>) kuin dominoivassa (13,1 mm/s<sup>2</sup>).

TAULUKKO 6. Polviryhmän vauhtimomenttien ja y- ja x- suuntaisen (Y ja X) liikkeiden arvot. Alue on värjätty harmaaksi, jos operoidun jalan arvo suurempi.

POLVIRYHMÄ: VAUHTIMOMENTTI (mm / s <sup>2</sup> )									
KH	1	2	3	4	5	6	7	8	ka (SD)
terve	87,0	72,3	85,4	50,8	59,0	43,2	63,6	65,3	65,8 (15,4)
operoitu	125,4	40,7	55,8	37,2	50,2	49,4	91,4	85,9	67,0 (30,8)
POLVIRYHMÄ: NOPEUS Y- JA X-SUUNTAAN (mm / s)									
KH	1	2	3	4	5	6	7	8	ka (SD)
terve (Y)	22,0	12,3	19,9	13,2	19,1	17,0	18,8	28,0	18,8 (5,0)
operoitu (Y)	26,7	11,9	20,1	12,8	13,6	15,6	16,0	21,8	17,3 (5,1)
terve (X)	23,8	22,7	22,3	18,1	19,1	14,7	17,8	24,6	20,4 (3,5)
operoitu (X)	32,7	15,2	23,9	16,2	16,7	16,2	27,1	21,8	21,2 (6,3)

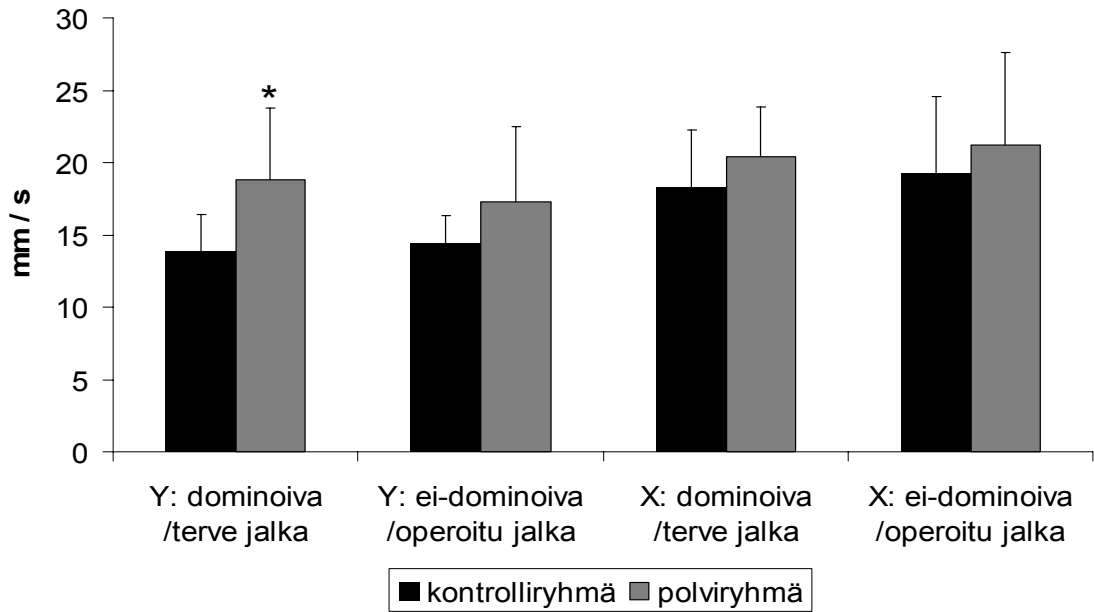
Vauhtimomentin lisäksi mitatuista tasapainomuuttujista analysoitiin huojunta eteen- ja taaksepäin (y-suunta) sekä sivuille (x-suunta). Polviryhmän arvot on merkitty taulukon 6 alaosaan. Jälleen koehenkilöt ovat jakautuneet puoliksi: osalla polviryhmän koehenkilöistä operoidulla jalalla seisotessa huojuminen on suurempaa ja osalla terveellä jalalla seisotessa. Alue on värjätty harmaaksi, jos operoidulla jalalla seisottaessa huojuminen on suurempaa kuin terveellä jalalla. Kontrolliryhmässäkin osa seisoo paremmin dominoivalla jalalla ja osa ei-dominoivalla.

Verrattaessa kontrolliryhmän ja polviryhmän vauhtimomenttien arvoja toisiinsa, saatiin tilastollisesti merkittävä ero ( $p < 0,05$ ) kontrolliryhmän dominoivan ja polviryhmän terveen jalan vauhtimomenteissa (Kuva 20). Polviryhmän terveen jalan vauhtimomentin keskiarvo on  $65,8 \pm 15,4 \text{ mm/s}^2$ , kun kontrolliryhmän vastaava keskiarvo on huomattavasti pienempi,  $47,6 \pm 13,1 \text{ mm/s}^2$ . Ero on 38 %. Polviryhmän operoidun jalan vauhtimomentti on 15 % suurempi ( $67,0 \pm 30,8 \text{ mm/s}^2$ ) kuin kontrolliryhmän ei-dominoivan jalan vauhtimomentti ( $58,5 \pm 27,6 \text{ mm/s}^2$ ).



Kuva 20. Vauhtimomentti, ryhmien vertailu.

Polviryhmän tasapaino oli huonompi kuin kontrolliryhmän mitattuna sekä x- että y-suuntaisen muuttujan avulla (Kuva 21). Tilastollisesti ero oli merkittävä ainoastaan y-suuntaisessa liikkeessä kontrolliryhmän dominoivan ja polviryhmän terveen jalan välillä ( $p < 0,05$ ). Polviryhmän y-suuntainen nopeus oli 36 % suurempi.



Kuva 21. Nopeus eteen- (Y) ja taaksepäin (X), kontrolli- ja polviryhmän väliset erot.

## 8.2 $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyys

### 8.2.1 H-refleksin ja M-aallon amplitudit

Ainoastaan H-refleksille saatiin maksimaalinen amplitudi soleuksesta jokaiselle koehenkilölle. Koska pelkkää H-refleksiä ei voida verrata koehenkilöiden eikä edes saman koehenkilöiden jalkojen välillä, amplitudeilla ei tehdä mitään, eikä niitä ole kirjattu tulosoiteen.

### 8.2.2 H-refleksin ja M-aallon latenssiajat

Soleuksen H-refleksin ja M-aallon latenssiajat saatiin mitattua lähes kaikilta koehenkilöiltä. Latenssiajoissa ei ollut merkittäviä eroja jalkojen eikä ryhmien välillä. Ajat on kirjattu taulukkoon 7 niin, että ensiksi on ilmoitettu H-refleksin ja sen jälkeen M-aallon latenssiaika.

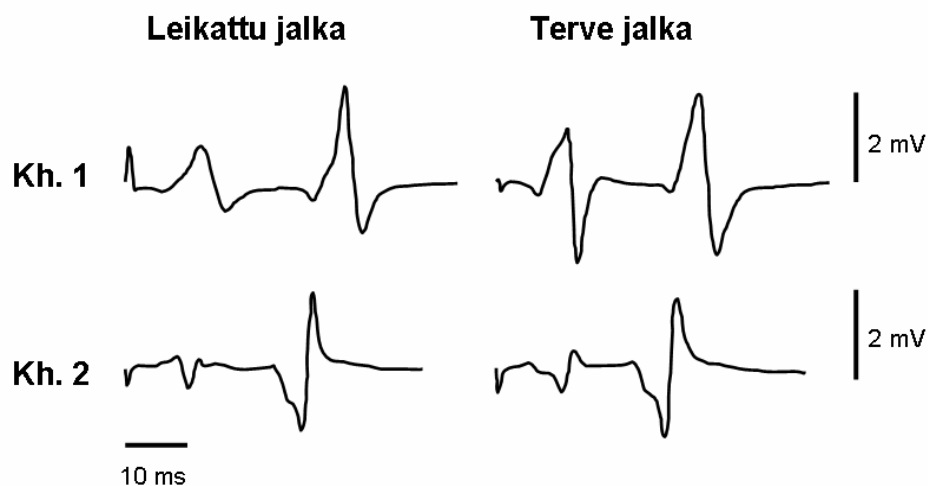


TAULUKKO 7. Molempien ryhmien latenssiajat soleuksen H-refleksille ja M-aallolle.

KH	KONTROLLIRYHMÄ		POLVIRYHMÄ	
	H-lat (ms) / M-lat (ms)		H-lat (ms) / M-lat (ms)	
	dominoiva	ei-dominoiva	terve	operoitu
1	32,6 / 5,0	32,2 / 4,8	33,0 / 4,8	34,6 / 4,2
2	37,8 / 6,0	38,4 / 5,2	29,8 / 4,6	32,6 / 5,4
3	30,6 / 5,2	32,6 / 4,6	33,6 / 5,8	28,4 / 4,4
4	30,4 / 3,8	30,4 / 3,4	28,8 / 5,8	29,2 / 4,4
5	32,2 / 5,4	32,6 / 4,4	29,4 / 3,6	30,6 / 5,4
6	31,8 / 5,0	31,6 / 4,0	30,8 / 4,4	32,0 / 5,0
7	32,0 / 4,4	31,6 / 4,0	31,6 / 4,4	33,8 / 3,6
8	27,0 / -	26,4 / 5,4	31,3 / 3,6	- / -
ka (SD)/	31,8 (3,0) /	32,0 (3,3) /	31,0 (1,7) /	31,6 (2,3) /
ka (SD)	5,0 (0,7)	4,5 (0,7)	4,6 (0,8)	4,6 (0,7)

### 8.2.3 H-refleksin symmetrisyys

H-refleksin muoto oli yleensä samanlainen jalkojen välillä (Kuva 22). Muutamalla koehenkilöllä symmetria ei ollut aivan täydellistä, mutta tätä pientä epäsymmetrisyyttä löytyi sekä polvi- että kontrolliryhmässä.



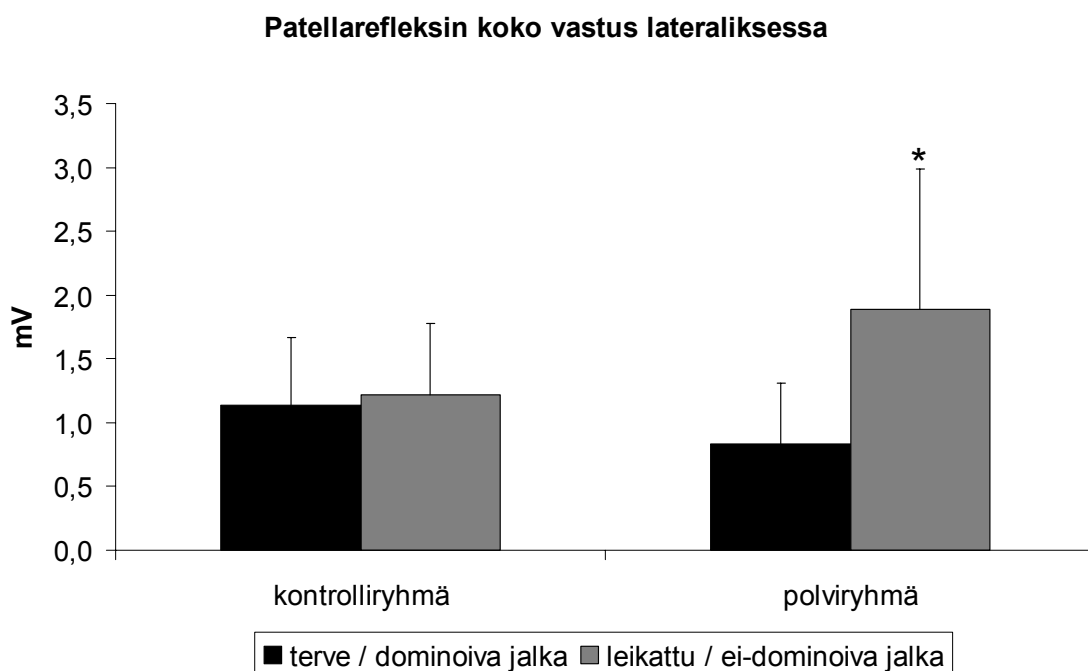
Kuva 22. H-refleksien symmetrisyys.

## 8.3 Patellarefleksi

### 8.3.1 Patellarefleksin koko

Patellarefleksin aiheuttama lihasaktivaatio mitattiin vastus lateralixen (vl) pinnalta EMG:n avulla. Kontrolliryhmässä vl:n aktivaatiossa ei ollut eroja dominoivan ja ei-dominoivan jalan välillä. Polviryhmässä jalkojen välinen ero oli tilastollisesti merkittävä ( $p < 0,05$ ). Patellarefleksin koko oli 126 % suurempi operoidussa jalassa kuin terveessä (Kuva 23).

Polviryhmässä, yhtä koehenkilöä lukuun ottamatta, kaikilla patellarefleksin koko oli suurempi operoidussa kuin terveessä jalassa. Kontrolliryhmä jakautui kahtia: puolella oli dominoivassa jalassa suurempi patellarefleksi ja puolella ei-dominoivassa jalassa. Erot eivät kuitenkaan olleet lähellekään niin suuria kuin polviryhmällä.



Kuva 23. Patellarefleksin koko, koehenkilön jalkojen väliset erot.

### 8.3.2 Patellarefleksin voima

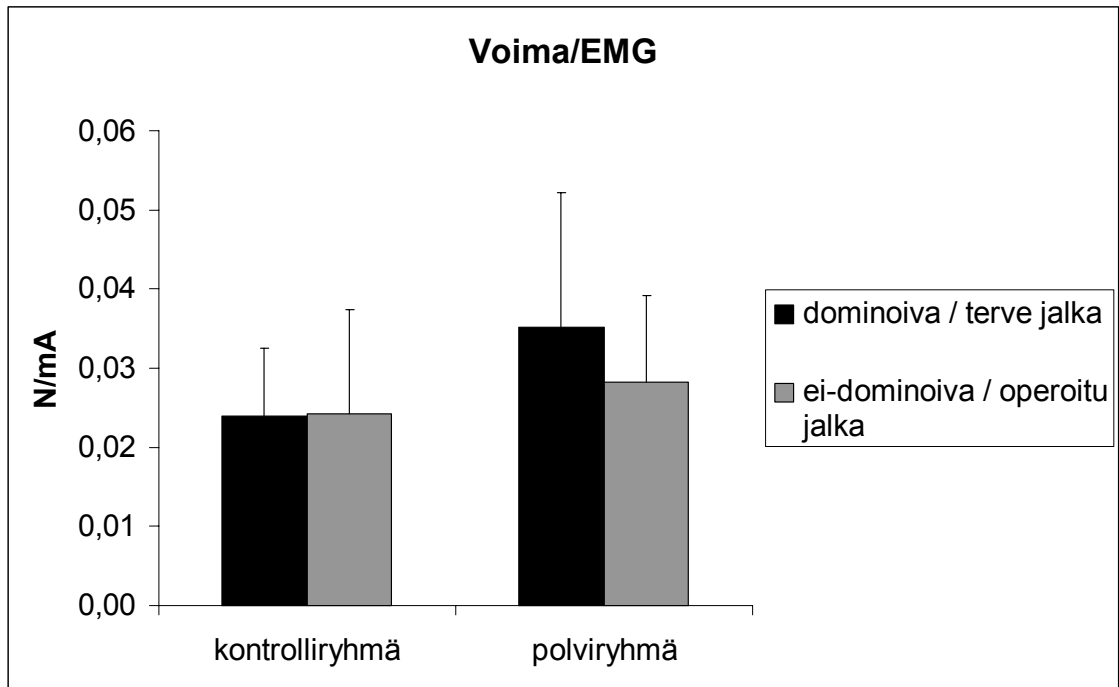
Patellarefleksin aiheuttama jalan nykäys mitattiin voimadynamometrillä, joka oli kiinnitetty nilkkaan. Polviryhmällä operoidun jalan voimantuotto oli 91 % suurempi ( $p < 0,01$ )

operoidussa kuin terveessä jalassa (Taulukko 8). Kontrolliryhmällä voimantuotossa ei ollut eroja jalkojen välillä.

TAULUKKO 8. Patellarefleksin voima. Yksikkö on mN.

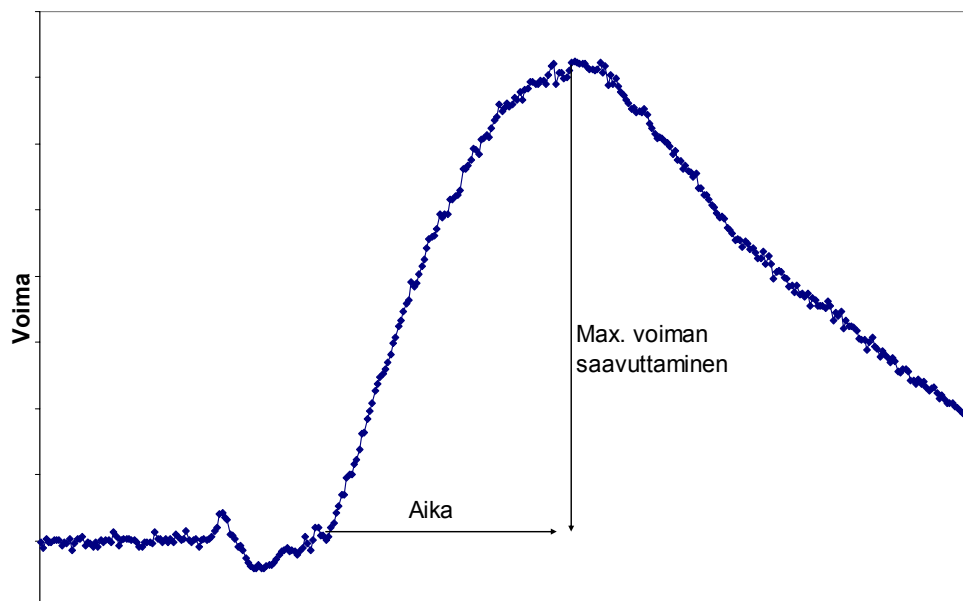
KH	KONTROLLIRYHMÄ		POLVIRYHMÄ	
	dominoiva	ei-dominoiva	terve	operoitu
1	18,4	15,9	12,3	-
2	10,6	14,9	34,0	56,7
3	22,9	13,0	21,2	26,8
4	30,6	38,4	20,7	29,1
5	32,4	32,9	20,8	60,1
6	61,8	46,4	51,5	50,6
7	11,1	10,1	16,0	51,5
8	33,0	41,9	15,8	46,2
ka (SD)	27,6 (16,5)	26,7 (14,7)	24,0 (12,8)	45,9 (13,1) *

Kuvassa 24 patellarefleksin voimantuotto on suhteutettu EMG:n amplitudiin (N/mA). Kuvasta voidaan päätellä, että polviryhmä tuottaa suuremman voiman samalla lihasaktiivisuudella kuin kontrolliryhmä. Vaikka polviryhmässä sekä patellarefleksin amplitudi ja voimantuotto olivat suurempia operoidussa jalassa, silti voimantuoton suhde EMG:en terveessä jalassa on 25 % suurempaa ( $0,035 \pm 0,017$ ) kuin operoidussa jalassa ( $0,028 \pm 0,011$ ). Kontrolliryhmässä voima/EMG-suhde on lähes samanlaista jalkojen välillä: molemmissa suhde on n.  $0,024 \pm 0,013$ .



Kuva 24. Patellarefleksin voiman suhde EMG:n amplitudiin.

Maksimivoiman saavuttamiseen mennyt aika (Kuva 25) oli molemmissa jaloissa ja molemmissa ryhmissä lähes sama. Kontrolliryhmässä dominoivalla jalalla kesti  $0,091 \pm 0,019$  ms saavuttaa maksimivoima ja ei-dominoivalla  $0,089 \pm 0,020$  ms. Polviryhmässä terveen jalan aika oli  $0,093 \pm 0,017$ ms ja operoidun jalan vastaava aika  $0,090 \pm 0,039$ ms.



Kuva 25. Voiman kehittyminen patellarefleksissä ja maksimivoiman saavuttamisaika.

### 8.3.3 Patellarefleksin latenssiajat ja refleksiajat

Patellanapautuksen jälkeisissä latenssiajoissa ja refleksiajoissa ei ollut merkittäviä eroja jalkojen tai ryhmien välillä. Refleksiajat olivat lähes kaksinkertaisia verrattuna latenssiaikoihin. Polviryhmän latenssi- ja refleksiajat olivat hiukan suurempia kuin kontrolliryhmän. Taulukossa 9 on ajat ilmoitettu millisekunteinä niin, että ensiksi on latenssiaika ja sen jälkeen refleksiaika.

TAULUKKO 9. Latenssi- ja refleksiajat

KH	Kontrolliryhmä		Polviryhmä	
	lat.aika (ms)/ refl.aika (ms)		lat.aika (ms)/ refl.aika (ms)	
	dominoiva	ei-dominoiva	terve	operoitu
1	21,3 / 44,6	21,0 / 40,6	<b>24,6 / 49,3</b>	22,0 / 36,9
2	20,0 / 54,6	23,0 / 54,3	22,0 / 42,3	24,0 / 53,3
3	21,0 / 37,9	21,6 / 34,9	24,0 / 48,2	21,3 / 35,3
4	23,0 / 34,6	26,0 / 37,6	19,6 / 37,9	22,3 / 34,6
5	23,0 / 32,0	22,0 / 43,6	22,3 / 35,9	23,6 / 39,9
6	22,6 / 35,3	21,0 / 39,3	20,3 / 39,6	20,3 / 39,6
7	21,0 / 40,6	22,0 / 42,6	26,0 / 52,6	22,0 / 41,3
8	19,3 / 36,3	18,6 / 36,9	22,0 / 41,3	- / -
x (SD)/	21,4 (1,4)/	21,9 (2,1)/	22,6 (2,1)/	22,2 (1,3)/
x (SD)	39,5 (7,2)	41,2 (6,0)	43,4 (5,9)	40,1 (6,3)

## 9 JOHTOPÄÄTÖKSET

### 9.1 Polviryhmällä tasapaino oli kontrolliryhmää huonompi

Mittaustulokset osoittivat, että kolme viikkoa polven eturistisideleikkauksen jälkeen, koehenkilöillä oli heikentynyt tasapaino verrattuna terveeseen kontrolliryhmään. Heikentynyt tasapaino näkyi polviryhmässä normaalissa seisoma-asennossa 59 % suurempana vauhtimomenttina ja 40 % suurempana nopeutena eteen- ja taaksepäin sekä 40 % suurempana nopeutena sivuille verrattuna kontrolliryhmään. Aiemmin tehdyt tulokset ovat osoittaneet, että motorinen kontrolli ei ole täysin palautunut 8 kuukautta (Andrade ym 2002) tai edes 6 vuotta (Denti ym. 2000) leikkauksen jälkeen. Saadut tulokset tukevat siis aiemmin tehtyjä tutkimuksia ja osoittavat, että motorinen kontrolli ei ole ennallaan kolme viikkoa eturistisideoperaation jälkeen. Barrettin menetelmän (Barrett 1991) avulla on todettu, että akuutti eturistisiteen vamma aiheuttaa valtavan muutoksen operoidun polven proprioseptiikkaan ja myös pienemmän, mutta kuitenkin merkittävän muutoksen terveen jalan proprioseptiikkaan. Yksi syy heikentyneeseen proprioseptiikkaan on se, että eturistisidesiirteen mekaaniset reseptorit eivät ole palautuneet vielä kolmen viikon jälkeen ennalleen, jos palautuvat ollenkaan (Aune et. al 1996, Denti ym. 1994). Vamma on voinut vaikuttaa myös muihin proprioseptoreihin, mm. lihasspindelisiin ja Golgin jänne-eliimiin. Polviryhmän huonompiin tasapainotuloksiin vaikuttavat luultavasti kaikki seuraavat tekijät: heikompi proprioseptiikka (Barrett 1991, Fridén ym. 1999, Fremerey ym. 2000) ja siitä johtuva huonompi motorinen kontrolli (Denti ym. 2002, Andrade ym. 2002), reisilihaksen atrofia (Haggmark ym. 1981, Rosenberg ym. 1992) ja reisilihaksen voimavaje (Morrissey ym . 1985, Seto ym. 1988, Andrade ym. 2002, Hoffman 2000).

Yhdellä jalalla tehdyt tasapainotestit osoittavat, että osalla polviryhmän koehenkilöistä operoidun jalan ja osalla terveen jalan tasapaino oli huonompi. Yhtä vaille kaikilla operoidu jalka oli dominoivassa asemassa. Myös kontrolliryhmästä osa huojui enemmän dominoivalla jalalla ja osa ei-dominoivalla jalalla. Tämä johtuu osaltaan luultavasti koehenkilöiden erilaisista tasapainon kontrollointistrategioista. Polviryhmässä osa saattaa käyttää quadricepsin ja hamstring-lihasten yhteissupistusta polvinivelen stabiloinnissa, jolla he pyrkivät kompensoimaan polven eturistisiteen antaman tuen menetystä

(Doorenbosch & Harlaar 2002). Tällöin jalka on kuin ”tukki”, joka hyvän asennon saatuaan pysyy paikallaan huojumatta. Tasapainotuloksiin vaikuttaa yleensä myös jalan dominoivuus. Yhdellä jalalla seisten tehdyissä tasapainotesteissä on todettu saatavan parempia tuloksia dominoivalla kuin ei-dominoivalla jalalla (Douthit ym. 1994). Myös polven eturistisideoperaation jälkeen dominoivalla, mutta operoidulla jalalla, on todettu saatavan hiukan parempia tuloksia kuin ei-dominoivalla jalalla. Tulokset ovat kuitenkin aina olleet huonompia verrattuna terveeseen kontrolliryhmään. (Denti ym. 2000.) Jalan dominoivuus ei kuitenkaan tässä tapauksessa selitä, miksi polviryhmässä osa huojuu enemmän dominoivalla ja osa ei-dominoivalla jalalla, koska yhtä vaille kaikilla koehenkilöillä juuri dominoiva jalka oli myös operoitu. Myös kontrolliryhmän tulokset sotivat Dentin ym. (2000) tutkimusta vastaan, koska kontrolliryhmässä toiset seisoivat varmemmin ei-dominoivalla jalalla. Myöskään proprioseptiikassa ei pitäisi olla eroja terveillä koehenkilöillä dominoivan ja ei-dominoivan jalan välillä (Fremerey ym. 2000). Luultavasti suurin syy siihen, että osa huojuu enemmän dominoivalla ja osa ei-dominoivalla jalalla, ei löydy kummassakaan ryhmässä proprioseptiikasta, jalan dominoivuudesta tai muista yhtä helposti määritettävistä tekijöistä. Tasapaino vaihtelee yksinkertaisesti eri mittauskertojen välillä. Siihen vaikuttavat luonnollisesti ympäristön rauhallisuus, keskittyminen, alkuasennon löytyminen ja erilaiset tasapainon kontrolloimisstrategiat.

Ryhmiä verrattaessa saatiin tilastollisesti merkittävät tulokset polviryhmän terveen ja kontrolliryhmän dominoivan jalan välille: vauhtimomentti oli 38 % ja y-suuntainen nopeus 36 % suurempia polviryhmän terveessä kuin kontrolliryhmän dominoivassa jalassa. Tästä voi huomata, että vamma ja leikkaus todella aiheuttivat suuret muutokset myös terveeseen jalkaan. Kuten jo edellä mainittiin, Barrett (1991) on osoittanut, että polvipotilailla myös terveen jalan proprioseptiikka heikkenee merkittävästi. Tulos tukee myös Dentin ym. (2000) tutkimuksessa saatuja tuloksia motorisen kontrollin heikkenemisestä terveessä jalassa. Myös kaikissa muissa yhdellä jalalla tehdyissä tasapainomittauksissa polviryhmässä huojunta oli suurempaa kuin kontrolliryhmässä, kun polviryhmän tervettä jalkaa verrattiin kontrolliryhmän dominoivaan ja operoitua jalkaa kontrolliryhmän ei-dominoivaan.

*Yhteenveto tasapainotuloksista.* Suurimpina syinä polviryhmän heikompiin tasapainotuloksiin voidaan pitää puutoksia siirteen mekaanisissa reseptoreissa ja niiden aiheuttamia

muutoksia proprioseptiikassa ja motorisessa kontrollissa. Operoidun jalan käytön tiedostetulla tai tiedostamattomalla välttelyllä (= jalan varomisella) saattaa olla myös vaikutusta tasapainotuloksiin. Polviryhmäläisillä kivun herkistämien spindelien toiminta on myös tasapainon hallinnassa tehokkaampaa, mikä näkyy tasapainomittauksissa suurempana vauhtimomenttina sekä nopeutena eteen, taakse ja sivuille. Vaikka spindelit reagoivat herkästi lihaksen pituuden muutokseen, polven mekanoreseptoreiden puutteista johtuva heikompi proprioseptiikka ja motorinen kontrolli tekevät asennon hallinnasta vaikeampaa ja huojumisesta suurempaa. Kivun vaikutuksesta lihasspindelien toimintaan on kerrottu enemmän seuraavissa kappaleissa.

## **9.2 $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyydessä tapahtuneet muutokset eivät selvinneet**

$\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyydessä tapahtuneet muutokset eivät selvinneet mittauksissa, koska mittauksista ei saatu kaikkia haluttuja muuttujia. Vastus lateraliksesta ei löydetty H-refleksiä kuin kahdelta koehenkilöltä, mutta M-aalto saatiin kaikilta näkyviin. Soleuksesta löydettiin molemmat aallot helposti. Mittaukset tehtiin Neuropack-laitteella, jolla oli mahdollista antaa vain 100 mA:n sähköstimulaatio. Tämä ei riittänyt maksimaalisen M-aallon löytämiseen. Maksimaalinen H-refleksi löydettiin kaikilta, mutta pelkästään sen vertaileminen koehenkilöiden tai edes saman henkilön jalkojen välillä ei ole kannattavaa, koska siinä näkyvät kaikki virhetekijät. Maksimaaliseen M-aalloon suhteuttamalla virheet olisi saatu suodatettua pois (Hugon 1973). Myös muita mahdollisuuksia virheiden eliminoimiseksi olisi ollut (Dyhre-Poulsen ym. 1991 tai Duchateau & Hainaut 1993), mutta myöskään näitä ei onnistuttu tekemään. Vaikka mittaukset suurelta osin ed. mainituista syistä epäonnistuivatkin, tulokset saatiin kuitenkin H-refleksin ja M-aallon latenssiajoista. Latenssiaikojen perusteella ei voida päätellä, että johtumisnopeudessa olisi tapahtunut jotain muutoksia.

Kirjallisuuden perusteella voitaisiin olettaa eturistisidevamman heikentäneen  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyyttä. Ensinnäkin reisilihaksessa tapahtuneen atrofian ja vammasta johtuvan vähentyneen fyysisen aktiivisuuden vuoksi lihaksessa on saattanut tapahtua lihassolumuutoksia, mikä suosii tyyppin II lihassolujen lisääntymistä tyyppin I kustannuksella (Saltin & Gollnick 1983.). Koska H-refleksi johtuu juuri hitaiden motoristen yksiköiden aktivaatiosta ja mahdollisesta nopeasti supistuvasta, väsymistä vastustavan



motoneuronaltaan osan mukanaolosta (Buchthal & Schmalbruch 1970), voitaisiin olettaa H-refleksin pienenevän hitaiden lihassolujen vähetessä. H-refleksin koon on todettu myös olevan suurempi henkilöillä, jotka harrastavat paljon aerobista fyysistä aktiivisuutta, kuin vähemmän aktiivisilla henkilöillä (Nielsen ym. 1993). Jo 8 viikon pituinen lisääntynyt kestävyysharjoittelu on ollut tarpeeksi H-refleksin suurentumiseen (Pérot ym. 1991). Eturistisidevamman vähentämä fyysinen aktiivisuus saattaa vaikuttaa päinvastoin H-refleksiä pienentävästi.

Toisaalta on myös viitteitä siihen suuntaan, että  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyys ja H-refleksi eivät eturistisidevammasta johtuen muutu. Hoffmanin (2000) tutkimuksessa H-refleksiä mitattiin 3 – 30 kuukautta eturistisideoperaation jälkeen ja tällöin vamma ei näyttänyt aiheuttavan H-refleksiin muutoksia, vaikka operoidun jalan lihaksissa oli havaittavissa merkittävää atrofiaa. Ainoastaan H-refleksin symmetria oli Hoffmanin tutkimuksessa erilainen operoidun ja terveen jalan välillä. Tätä ei kuitenkaan pystytty vahvistamaan tässä tutkimuksessa, vaan sekä kontrolliryhmässä ja polviryhmässä H-refleksit olivat symmetrisiä jalkojen välillä.

Tutkimukseen osallistuneilla koehenkilöillä oli jonkin verran kipua polvessa, varsinkin rasituksen aikaista. Voisiko kipu sitten aiheuttaa muutoksia  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyyteen? Rennossa lihaksessa  $\alpha$ -motoneuronin kalvopotentiaali on yleensä kaukana syttymiskynnyksestä johtuen pääasiassa perifeerisistä ja aivoista tulevista toonisista inhibitorisista vaikutuksista. On mahdollista, että lihaksen kipua aistivien reseptoreiden (nociceptor) aktiivisuus vähentää aivoista tulevaa toonista inhibitorista vaikutusta ja tällöin  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyys lisääntyy ja H-refleksi kasvaa. (Matre ym. 1999.) Toisaalta kivun (Doxey 1986) ja turvotuksen (deAndrade ym. 1965) on havaittu lisäävän refleksi-inhibitiota, mikä pyrkii estämään signaalin kulkua monosynaptisen liitoksen kautta ja täten pienentämään H-refleksiä. Lihaksen kipua aistivien afferenttien on kuitenkin raportoitu pystyvän muuttamaan välineuronien aktiivisuutta, jotka toimivat presynaptisen ja resiprokaalisen inhibition välittäjinä (Rossi ym. 1999). Jos kipua aistivat reseptorit pystyvät muuttamaan ja estämään inhibitiomekanismeja, on mahdollista, että  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyys lisääntyy. Lihakseen ruiskutetun kipua aiheuttavan liuoksen ei ole kuitenkaan havaittu aiheuttavan muutoksia H-refleksiin eli pelkkä koettu kipu ei muuta  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyyttä (Matre ym. 1997). Kivun lisäksi tarvitaan siis jotain muutakin muuttamaan  $\alpha$ -motoneuronaltaan ärtyvyyttä.

*Yhteenveto  $\alpha$ -motoneuronialtaan äryvyydestä.* Edellä mainittujen seikkojen perusteella täytyy todeta, että polven eturistisidevamma aiheuttamat muutokset  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtävyydelle jäävät edelleen epäselväksi.

### 9.3 Operoidun jalan patellarefleksi oli tervettä jalkaa suurempi

Patellarefleksimittausten avulla oli tarkoitus saada tietoa lihasspindelin kautta tapahtuvasta refleksitoiminnasta. Patellarefleksimittauksesta saatiin seuraavia muuttujia: refleksin koko mitattuna EMG:n avulla vastus lateraloksen pinnalta, latenssiaika sekä lihassupistuksesta johtuva jalan nytkähdyksen aiheuttaman voima mitattuna nilkkadynamometrin avulla sekä refleksiaika. Patellarefleksimittauksissa mittausasetelma pyrittiin tekemään jokaiselle koehenkilölle samanlaiseksi mittauslaitteiden ja tilojen sallimissa rajoissa. Vasara pudotettiin aina samalta korkeudelta patellajänteeseen ja polvikulma oli  $110^\circ$ . Tosin pieniä heittoja pudotuskorkeudessa, ja vasaran ja polven kontaktikohdassa saattoi olla. Osa polviryhmän koehenkilöistä jännitti patellarefleksimittauksia, koska he pelkäsivät vasaran iskun vahingoittavan heidän polveaan enemmän. Vakuuttelu mittausten turvallisuudesta ei poistanut kaikkien koehenkilöiden kokemaa jännitystä ja tämä on saattanut vaikuttaa tuloksiin. Lihaksen tausta-aktiivisuutta kontrolloitiin oskilloskoopilta ja Codasin näytöltä, eikä sitä juurikaan ollut havaittavissa

Patellarefleksin amplitudin suuruus vaihtelee suhteellisen paljon eri henkilöiden välillä ja jopa samalla henkilöllä eri mittauskertojen välillä (Stam & Crevel 1989). Tästä syystä patellarefleksin koko tulisi suhteuttaa johonkin, jotta koehenkilöitä tai edes saman koehenkilön jalkoja voitaisiin verrata luotettavasti toisiinsa. Tarkoitus oli suhteuttaa patellarefleksin koko  $H_{\max} / M_{\max}$  -suhteeseen, mutta se ei ollut mahdollista Neuropackin liian matalan sähköstimuloinnin vuoksi. Ainoastaan kahdelle koehenkilölle saatiin mittaustulos sekä patellarefleksin koolle että  $H_{\max} / M_{\max}$  -suhteelle, eikä sen pohjalta voitu vetää mitään johtopäätöksiä. Koska patellarefleksiä ei saatu suhteutettua haluttuun muuttajaan, tulee se ottaa huomioon johtopäätöksiä tehtäessä. Esimerkiksi elektrodien paikka suhteessa lihakseen on saattanut vaihdella koehenkilöiden ja jopa saman koehenkilön jalkojen välillä ja tämä on voinut aiheuttaa eroja patellarefleksin koossa. Myös ihonalaisen rasvakerroksen paksuuden vaihtelu on saattanut aiheuttaa eroja refleksisiin.

Kontrolliryhmässä ei ollut jalkojen välisiä eroja patellarefleksin koossa. Polviryhmässä operoidun jalan patellarefleksi oli 126 % suurempi kuin terveen jalan refleksin koko

( $p < 0,05$ ). Patellarefleksin tai sen aiheuttaman voimantuoton latenssiajoissa ei ollut eroja jalkojen eikä koehenkilöiden välillä. Kontrolliryhmässä ei ollut jalkojen välisiä eroja patellarefleksin aiheuttamassa voimantuotossa. Polviryhmässä jalkojen välillä oli merkittävä ero ( $p < 0,01$ ): operoidun jalan voimantuotto oli lähes kaksinkertainen (vrt. 24,0 mN  $\times$  45,9 mN), kasvua 91 %. Saadut tulokset ovat erisuuntaisia kuin Tsuruiken ja Kocejän (1999) tutkimuksessa, jossa isokineettiset quadricepsin voimatestit ja patellarefleksimittaukset osoittivat, että eturistisidevamma aiheuttaa merkittävän voimavajeen reisilihakseen, mutta ei muutoksia venytysrefleksiin. Tosin heidän tutkimuksessa eturistisideoperaatiosta oli pitempi aika (8 – 126 kuukautta).

Myös voiman ja EMG:n suhde osoittaa, että polviryhmässä on tapahtunut muutoksia voimantuotossa; polviryhmässä voiman ja EMG:n suhde (N/mA) oli molemmissa jaloissa suurempi kuin kontrolliryhmässä. Erot eivät kuitenkaan olleet tilastollisesti merkitseviä. Kontrolliryhmässä jalkojen välillä ei ollut juuri eroa, suhde oli molemmissa jaloissa n. 0,024. Polviryhmän operoidun jalan voima/EMG-suhde oli vähän (17 %) suurempi kuin kontrolliryhmässä (operoidun jalan voima/EMG-suhde oli 0,028), terveen jalan ja kontrolliryhmän välinen ero oli suurempi eli 25 % (terveessä jalassa suhde oli 0,035). Tulokset osoittavat, että polviryhmässä saadaan suurempi voima aikaiseksi pienemmällä lihasaktivaatiolla.

Mistä nämä erot polviryhmän ja kontrolliryhmän välillä sitten johtuvat? Patellarefleksin kokoahan käytetään kuvaamaan yhdistetysti lihasspindelien toiminta-aktiivisuutta, motoneuronin ärtyvyyttä ja 1a-afferenttien presynaptisen inhibition määrää selkäydintasolulla (Enoka 2002, 299). Koska patellarefleksi oli suurempi operoidussa kuin terveessä jalassa, vamman on täytynyt aiheuttaa muutoksia johonkin tai useampaan ed. mainittuun tekijään. Koska  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyyttä ei onnistuttu mittaamaan, ei tiedetä, mikä osuus sillä on suurentuneeseen patellarefleksin. Patellarefleksi alkaa vasaranis-kun venyttäessä patellajännettä. On mahdollista, että patellarefleksiin vaikuttavat tekijät alkavat jo siinä vaiheessa eli mahdollisia refleksiin vaikuttavia tekijöitä on useita, mm. muutokset jänteessä, lihasspindeleissä, lihasjäykkyydessä, -jännityksessä ja hermolihasliitoksessa sekä reisilihaksen atrofia ja kipu.

Jänteen ja ligamenttien ominaisuudet huononevat mm. immobilisaation ja vuodelevon aikana, mutta paranevat kroonisen harjoittelun myötä. (Larsen ym. 1987, Woo ym. 1994). Harjoittelu näyttäisi lisäävän ligamenttien vahvuutta ja jäykkyyttä n. 10 – 20 %,

kun taas immobilisaatio heikentää näitä ominaisuuksia (Frank 1996). Esimerkiksi Larsenin ym. (1987) tutkimuksessa rottien jalan kipsaus 4 viikoksi heikensi eturistisiteen jäykkyyttä 25 %. Kuormituksen puute heikentää tehokkaasti jänteiden ominaisuuksia. Vaikka nivelen liike olisikin sallittu, kuormituksen puute vähentää nopeasti jänteen mekaanisia ominaisuuksia. Vaikutukset ovat riippuvaisia kuormituksen määrästä ja ajasta, minkä jänne on alikuormitettuna. Esimerkiksi jäniksillä patellajänteen mekaaniset ominaisuudet huononivat ja sen poikkipinta-ala kasvoi jo viikon jälkeen, kun jänteen kuormitusta vähennettiin. Kolmen viikon jälkeen muutokset olivat entistä näkyvämpiä. (Majima ym. 1996.) Eturistisidevamma ei aiheuta täyttä immobilisaatiota, mutta fyysinen aktiivisuus ja jalan kuormitus vähenevät sen vuoksi huomattavasti. Epäselvää on, vaikuttaako vamma patellajänteen ominaisuuksiin, ja jos vaikuttaa, niin kuinka paljon. Jos oletetaan, että ligamentit ja jänteet heikkenevät eturistisideoperaation jälkeen, vasaran iskun aiheuttama jänteen venyminen välittyisi huonommin lihakseen ja sitä kautta myös patellarefleksi pienenesi (päinvastoin kuin oikeasti kävi). Tämän vuoksi jänteen ominaisuuksien muuttuminen ei ainakaan yksin selitä sitä, miksi operoidussa jalassa patellarefleksi ja sen voima on suurempi kuin terveessä jalassa tai kontrolliryhmässä. Jos jänteen heikkenemistä tapahtuu, täytyy tapahtua myös jotain muuta, mikä kompensoi ja ylittää tämän aiheuttaman vaikutuksen.

Eturistisidevamma muuttaa reisilihaksen ominaisuuksia. Vamman on todettu aiheuttavan reisilihaksen atrofiaa (mm. Haggmark ym. 1981, Rosenberg ym. 1992). Tutkimuksissa atrofiaa on todettu olevan koehenkilöillä jo ennen leikkausta ja vielä jopa kaksi vuotta leikkauksen jälkeenkin. Vamma vähentävää myös reisilihaksen voimantuottoa (mm. Morrissey ym. 1985, Seto ym. 1988, Andrade ym. 2002, Hoffman 2000). Jalan ja lihaksen vähentynyt käyttö aiheuttaa määrällisiä ja laadullisia muutoksia reisilihaksen proteiini- ja entsyymipitoisuuksiin, mikä puolestaan muuttaa lihaksen mekaanisia ominaisuuksia. Voiman vähenemisen lisäksi, lihasjännitys pienenee (Winiarski ym. 1987, Riley ym. 2000), mikä saattaa johtua poikkisiltojen vähentyneestä määrästä poikkipinta-alaa kohti (McDonald and Fitts 1995) tai hermostollisista muutoksista, joiden vuoksi henkilö ei pysty maksimaalisesti rekrytoimaan lihasta (Duchateau 1995). Toisaalta eturistisidevamma aiheuttaa kipua ja turvotusta, jotka saattavat lisätä lihaksen jäykkyyttä. Useissa eläinkokeissa on todettu kivun lisäävän fusimotoristen neuronien syytymistä (mm. Mense & Skeppar 1991 ja Djubsjöbacka 1995) ja myös intramuskulaariset EMG-mittaukset ovat osoittaneet kissan lihaksen tonuksen kasvaneen sen jälkeen, kun lihak-

seen on ruiskutettu kipua aiheuttavaa KCl-liuosta (Schmidt ym 1981). On myös toisenlaisia tutkimuksia, joissa ei ole havaittu lihaksen EMG-aktiivisuudessa lepotilanteessa mitään eroa kivuliaitten ja ei-kivuliaitten lihasten välillä (esim. Nouwen & Bush 1984). Tutkimukset kivun vaikutuksesta lihaksen toimintaan eivät siis ole aivan yksiselitteisiä vaan erilaisia tuloksia löytyy.

Vastus lateraloksen lihasspindelien toiminnassa on voinut tapahtua polven eturistisidevammasta johtuvia muutoksia. Ensinnäkin lihasspindelien määrä vastus lateraloksessa on saattanut vähentyä hitaiden lihassolujen vähentyessä ja nopeiden lisääntyessä, koska lihakset, joissa on enemmän hitaita lihassoluja, sisältävät myös enemmän lihasspindleitä (Botterman ym. 1978). Toisekseen lihasspindelien ja jänne-elimien afferenttien toiminnassa on saattanut tapahtua muutoksia johtuen pääasiassa lihaksen atrofoitumisesta ja ”säätöuudistuksista”. Säätöuudistukset tarkoittavat sitä, että spindelit ja jänneelimet eivät reagoi samaan ärsytykseen enää samoin kuin aiemmin. (Nordstrom ym 1995.) Toisaalta eläinkokeissa on osoitettu, että kissan takajalan immobilisointi kuudeksi viikoksi aiheutti vain aivan minimaalisia muutoksia lihasspindelien ja Golgin jänne-elinten toimintaan, vaikka lihaksessa tapahtuikin atrofoitumista (Gioux & Petit 1993 ja Nordstrom ym. 1995). Koska suurin osa lihasspindelien primaarisista afferenteista on yhdistynyt pääasiassa hitaisiin lihassoluihin (Botterman ym. 1978), lihaksen atrofoituminen ei ehkä vaikuta patellarefleksiin, joka saadaan aikaiseksi lähinnä juuri hitaiden lihassolujen avulla. (Tsuruike & Kocejka 1999.)

Kuten jo aiemmin on todettu, tutkimukseen osallistuneilla koehenkilöillä oli jonkin verran kipua (etenkin rasituksen aikaista) polvessa. Eläinkokeet ovat osoittaneet, että kipua tuottavien yhdisteiden ruiskuttaminen lihakseen saattaa aktivoita gammasysteemin (mm. Schmidt ym 1981). Lihasspindelien afferenttien ja vastaavien motoneuronien välillä on eksitatorinen yhteys (Schomburg 1990). Kohonnut gamma-systeemin aktiivisuus fasilitoi tätä eksitatorista yhteyttä ja aiheuttaa suuremman EMG-aktiivisuuden kivuliaissa lihaksissa (Johansson & Sojka 1991). Mittaukset olivat kuitenkin tässä tapauksessa passiivisia, joten gamma-aktiivisuus on minimaalista. Koetun lihaskivun on todettu suurentavan ihmisen venytysrefleksiä, kun refleksi on mitattu samasta lihaksesta, jossa myös kipu on koettu (Matre ym. 1998 ja 1999). Edellä mainituissa tutkimuksissa kipu on aiheutettu keinotekoisesti ruiskuttamalla hypertoonista liuosta (5%) haluttuun lihakseen. Kivun aiheuttamisen jälkeen koehenkilöillä oli suurempi venytysrefleksi ki-

vuliaassa kuin kivuttomassa lihaksessa, mutta H-refleksi pysyi muuttumattomana. Koska H-refleksi pysyi muuttumattomana, kivun vaikutukset olivat ilmeisesti enemmän perifeerisiä kuin sentraalisia, eivätkä muutokset johtuneet lihasspindelien primaaristen ja sekundaaristen afferenttien lepopotentiaalien kasvusta. Todennäköinen syy venytysrefleksin kasvuun on lihasspindelien herkkyyden muuttuminen. Tällöin lihaksen venymisen aiheuttaisi suuremman reaktion lihasspindelissä ja siten myös Ia-afferenttia pitkin lähtevä signaali olisi suurempi. Lihasspindelien primarisia afferentteja kontrolloivat sekä staattiset että dynaamiset fusimotoriset neuronit (Matthews 1964) eli molempien neuronien toiminnassa on voinut tapahtua muutoksia. Koska lihakseen aiheutetaan suhteellisen nopea venytys, dynaamisten fusimotoristen neuronien lisääntynyt syttyminen on todennäköisempi syy primaarisen afferenttien kasvaneeseen vasteeseen. Myös muuttumaton H-refleksi viittaa siihen, että ainoastaan dynaamisten fusimotoristen neuronien toiminta on lisääntynyt, koska staattisten neuronien aktivaation kasvu nostaisi Ia-afferenttien toonista taustalla tapahtuvaa syttymistä (Hulliger ym. 1977), joka puolestaan vaikuttaisi  $\alpha$ -motoneuronialtaan herkkyyteen ja sitä kautta myös H-refleksin kokoon. (Matre ym 1998.)

Polvivammoista johtuvan kivun, turvotuksen ja immobilisaation on todettu aiheuttavan myös refleksi-inhibitiota (Doxey 1986, deAndrade ym. 1965, Wolf ym. 1971, Morrissey 1989). Operoidussa jalassa koehenkilöillä oli vielä jonkin verran turvotusta ja rasisuspua, jotka ovat saattaneet aiheuttaa refleksi-inhibitiota. Refleksi-inhibitio vaikuttaa inhiboivasti lihasspindelien afferenttia pitkin selkäytimelle lähettämään signaaliin, joka sisältää tietoa lihaksen venymisestä. Kuitenkin patellarefleksi oli suurempi operoidussa kuin terveessä jalassa eli muiden syiden kuin refleksi-inhibition täytyy vaikuttaa enemmän signaalin tehokkaampaan kulkuun.

Hermolihasliitos on jalan vähentyneen käytön vuoksi saattanut muuttua polviryhmän operoidussa jalassa. Immobilisoiduissa lihaksissa on havaittu neuromuskulaarisessa liitoksessa monenlaisia häiriöitä, mm. pinta-alan kasvua ja leviämistä (Fahim & Robbins 1986, Pachter & Eberstein 1986). Esimerkiksi kissoilla soleuksen massa väheni 37 %, lihassolujen kalvodepolarisaatio aleni 5 mV, pätekalvopotentiaalit (end plate potentials) alenivat 60 % ja natriumin ja kaliumin kulku kalvon läpi heikkeni 25 %, kun lihas immobilisoitiin seitsemäksi päiväksi lyhyeen asentoon (Zemková ym. 1990). Rotilla puolestaan kolmen viikon immobilisaatio lihaksen ollessa venytetyssä asennossa aiheut-

ti hermolihasliitosten postsynaptisten alueiden kasvua sekä tyyppin I että II lihaskuiduilla (Pachter & Eberstein 1986). Päätekalvopotentiaalit (EPP) ovat suurempia nopeissa kuiduissa ja niillä on suurempi ”turvallisuus tekijä” (=safety factor =  $EPP/(E_{ap}/E_m)$ , missä  $E_{ap}$  on kynnyspotentiaali aktiopotentiaalin syntymiselle ja  $E_m$  on kalvopotentiaali) (Ruff 1992). Robbinsin ja Fiscbachin (1971) tutkimuksessa immobilisoitujen rottien soleuksissa päätekalvopotentiaalit suurentuivat eli signaalin välittyminen tehostui. Ihmisillä on raportoitu immobilisoiduissa jalkalihaksissa ”turvallisuustekijän” myös pienentyneen (Grana ym 1996, Zemková ym.1990.) Ristiriitaisista tutkimustuloksista huolimatta voidaan olettaa, että eturistisidevamma vaikuttaa jotenkin hermolihasliitokseen ja signaalin välittymiseen. Välittymistehokkuus heijastuu patellarefleksiin.

*Yhteenveto muutoksista patellarefleksissä.* Näyttäisi siltä, että osa polven eturistisidevaman aiheuttamista muutoksista heikentäisi ja osa tehostaisi patellajänteen venymisen aiheuttaman signaalin välittymistä lihasspindelistä afferenttia pitkin hermolihasliitokseen ja sieltä edelleen motoneuronian pitkin lihakseen. Tämä merkitsee sitä, että signaaliin vaikuttavat eksitatoriset vaikutukset ovat suurempia kuin inhibitoriset vaikutukset. Luultavasti tärkeimmät tekijät, jotka aiheuttavat operoidun jalan suuremman patellarefleksin ovat kipu ja turvotus. Koska mittaukset tehtiin suhteellisen aikaisessa vaiheessa (3 viikkoa leikkauksen jälkeen), kipumekanismit olivat läsnä. Myös muutoksia lihassolujen suhteissa, lihasspindelien toiminnassa, jänteiden jäykkyydessä ja hermolihasliitoksessa oli saattanut tapahtua, koska aika vamman saamisesta mittauksiin oli keskimäärin viisi kuukautta. Vaikka vamma ei siis aiheutakaan täyttä immobilisaatiota ja jalan käyttökieltoa, vähentää se kuitenkin merkittävästi henkilön fyysistä aktiivisuutta jopa yli puoleksi vuodeksi (Shelbourne & Gray 1997). Mutta onko näillä tekijöillä merkitystä patellarefleksiin?

Tsuruiken ja Kocejjan (1999) tutkimus lisää syitä epäillä kivun ja turvotuksen merkitystä, mutta vähentää syitä epäillä atrofian merkitystä suurentuneeseen patellarefleksiin. Heidän tutkimuksessaan patellarefleksiä mitattiin 8 – 126 kuukautta eturistisideoperaation jälkeen, jolloin eroja patellarefleksissä terveen ja operoidun jalan välillä ei juuri ollut. Koehenkilöillä oli mittausajankohtana havaittavissa huomattavaa atrofiaa, mutta heillä ei esiintynyt enää kipua tai turvotusta. Atrofian merkitystä vastaan ovat myös Giouxin ja Petitin (1993) ja Nordstromin ym. (1995) tutkimukset, jotka osoittivat, että kissan takajalan lihasten atrofia ei juurikaan vaikuttanut lihasspindelien toimintaan.

Atrofialla ei siis näiden kahden edellä mainitun tutkimuksen mukaan ole vaikutusta patellarefleksiin.

Kipu ja kivun herkistämät lihasspindelit näyttäisivät siis todellakin olevan suurin syy suurentuneeseen patellarefleksiin. Koska  $\alpha$ -motoneuronialtaan ärtyvyydessä tapahtuneita muutoksia ei saatu selvitettyä, ei tiedetä, miten suuri vaikutus niillä on kokonaisuuteen. Toisaalta myös hermolihassuhteissa on voinut tapahtua patellarefleksin kasvua suosivia muutoksia.

*Yhteenveto polven eturistisidevamman vaikutuksista tasapainoon ja refleksitoimintaan.* Eturistisidevamma on polven yleisin vamma. Eturistiside kontrolloi polven stabiliteettia ja siksi sen vammautuminen aiheuttaa ensisijaisesti ongelmia tasapainon hallinnassa. Tasapaino-ongelmat, puutteet motorisessa kontrollissa ja muutokset vammautuneen jalan/polven proprioseptiikassa ovat kaikki yhteydessä toisiinsa. Vamma aiheuttaa myös reisilihaksen atrofiaa. Tässä tutkimuksessa keskityttiin eturistisidevamman aiheuttamiin muutoksiin tasapainossa ja refleksitoiminnassa. Eturistisidevamman vaikutuksia refleksitoimintaan on tutkittu suhteellisen vähän, vaikka on syytä olettaa vamman vaikuttavan siihen. Vamman vähentämä fyysinen aktiivisuus, jalan käytön välttely, reisilihaksen atrofia, mahdolliset lihassolumuutokset, kipu ja turvotus voivat aiheuttaa muutoksia refleksitoimintaan.

Tutkimukseen osallistui kahdeksan tervettä kontrollihenkilöä ja kahdeksan henkilöä, joiden polven eturistiside oli operoitu kolme viikkoa ennen mittauksia. Refleksitoiminnan muutoksista saatiin tietoa patellarefleksin avulla. Operoidun jalan patellarefleksi ja sen aiheuttama voima olivat suurempia kuin terveen jalan. Tähystysleikkauksessa tehdyn polvioperaation jälkeinen kipu on todennäköisin syy suurentuneeseen patellarefleksiin. Kipu lisää lihasspindelien herkkyyttä, jolloin spindeli reagoi enemmän lihaksen venymiseen.

Eturistisidevamman vaikutukset tasapainoon olivat myös huomattavat. Tasapainomittaukset tehtiin Metiturin Good Balance-mittalaitteistolla. Polviryhmäläisten tasapaino oli heikompi kaikissa mitatuissa tasapainomuuttujissa. Siirteen laittaminen vanhan eturistisiteen tilalle on todennäköisin tasapainon heikentymiseen vaikuttava tekijä. Siirteen mekaaniset reseptorit eivät toimi kolme viikkoa leikkauksen jälkeen ja tällöin polven mekanoreseptoreissa ja siitä johtuen myös motorisessa kontrollissa on puutteita. Polvi-



ryhmäläisillä kivun herkistämien spindelien toiminta on myös tasapainon hallinnassa tehokkaampaa, mikä näkyy tasapainomittauksissa suurempana vauhtimomenttina sekä nopeutena eteen, taakse ja sivuille. Vaikka spindelit reagoivat herkästi lihaksen pituuden muutokseen, puutteet polven mekanoreseptoreissa ja siitä johtuva huonompi motorinen kontrolli tekevät asennon hallinnasta heikompaa ja huojumisesta suurempaa.

## 10 LÄHTEET

- Adkins, S. B., Figler, R. A. 2000. Hip pain in athletes. *The American Academy of Family Physicians* 61, 2109 – 2118.
- Ahonen, J., Sandström, M., Laukkanen, R., Haapalainen, J., Immonen, S., Jansson, L., Fogelholm, M. 1998. *Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu*. Gummerus Kirjapaino Oy.
- Andrade, M. S., Cohen, M., Picarro, I. C., Silva, A. C. 2002. Knee performance after anterior cruciate ligament reconstruction. *Isokinetics and Exercise Science* 10, 81 – 86.
- American Orthopaedic Society for Sports Medicine. 1997. *Sports Tips*.
- Arnold, T., Shelbourne, K. D. 2000. A perioperative rehabilitation program for anterior cruciate ligament surgery. *The physician and sportsmedicine* 28, 31 – 44.
- Aune, A. K., Hukkanen, M., Madsen, J. E., Polak, J. M., Nordsletten, L. 1996. Nerve regeneration during patellar tendon autograft remodelling after anterior cruciate ligament reconstruction: an experimental and clinical study. *J Orthop Res.*, 14: 193 – 199.
- Barrett, D. S. 1991. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 73 – B, 833 – 837.
- Beynon, B. D., Amis, A. A. 1998. In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstruction. *Knee surgery, Sports traumatology, Arthroscopy* 6 (S1): S70 – S76.
- Biedert, R. M., Stauffer, E., Friederich, N. F. 1992. Occurrence of free nerve endings in the soft tissue of the knee joint. *The American Journal of Sports Medicine* 20, 430 – 433.

- Bigland-Ritchie, B., Kukulka, C. G., Lippold, O. C., Woods, J. J. 1982. The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. *The Journal of Physiology* 330, 265 – 278.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., Garrett, W. E. 2000. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopaedics* 23 (6): 573 – 578.
- Botterman, B. R., Binder, M. C., Stuart, D. G. 1978. Functional anatomy of the association between motor units and muscle receptors. *Am Zool* 18, 135 – 152.
- Branch, T. P., Indelicato, P. A., Riley, S., Miller, G. 1993. Kinematic analysis of anterior cruciate ligament –deficient subjects during side–step cutting with and without a functional knee brace. *Clinical Journal of Sport Medicine* 3, 86 – 94.
- Buchthal, F., Schmalbruch, H. 1970. Contraction times of reflexly activated motor units and excitability cycle of the H-reflex. *Progress in Brain Research* 44, 367 – 376.
- Burke, D. 1997. Assessing spinal function using non-conventional reflexes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 103, 44 – 45.
- Casabona, A., Polizzi, M. C., Perciavalle, V. 1990. Differences in H-reflex between athletes trained for explosive contractions and non-trained subjects. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 26 – 32.
- Carlo, M. W., Klootwyk, T. E., Shelbourne, K. E. 1997. ACL surgery and accelerated rehabilitation: revisited. *Journal of Sport Rehabilitation* 6, 144 – 156.
- Carr, J. H., Shephard, R. B. 1982. A motor relearning programme for stroke. *William Heineman Medical Books*, 102 – 103.
- Chmielewski, T. L., Stackhouse, S., Axe, M. J., Snyder – Mackler L. 2004. A prospective analysis of incidence and severity of quadriceps inhibition in a consecutive sample of 100 patients with complete acute anterior cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopaedic Research* 22, 925 – 930.
- Davidhoff, R. A., Hackman, J. C. 1984. Spinal inhibition. In R. A. Davidhoff (Ed.), *Handbook of the spinal cord* (Vols. 2 & 3, 385 – 460). New York: Marcel Dekker.

- deAndrade, J. R., Grant, C., Dixon, A. S. J. 1965. Joint distension and reflex muscle inhibition in the knee. *Journal of Bone and Joint Surgery* 47 – A: 313 – 322.
- deVries, Wiswell, Romero, Heckathorne. 1985. Changes with age in monosynaptic reflexes elicited by mechanical and electrical stimulation. *American Journal of Physical Medicine* 64, 71 – 81.
- Delfico, A. J., Garrett, W. E. jr. 1998. Mechanisms of injury of the anterior cruciate ligament in soccer players. *Clinics in Sports Medicine* 17 (4): 779 – 785.
- Denti, M., Monteleone, M., Berardi, A., Panni, A. S., 1994. Anterior cruciate ligament mechanoreceptors. Histologic studies on lesions and reconstruction. *Clin Orthop.*, 325: 10 – 18.
- Denti, M., Randelli, P., Vetere, D. L., Moioli, M., Bagnoli, I., Cawley, P. W. 2000. Motor control performance in the lower extremity: normals vs. anterior cruciate ligament reconstructed knees 5 – 8 years from the index surgery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 8, 296 – 300.
- Djupsjöbacka, M., Johansson, H., Bergenheim, M., Sjolander, P. 1995. Influences on the gamma-muscle-spindle system from contralateral muscle afferents stimulated by KCl and lactic acid. *Neuroscience Research* 21, 301 – 309.
- Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J. 2002. A clinically applicable EMG-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of the anterior cruciate ligament. *Clinical Biomechanics* 18, 142 – 149.
- Douthit, B. E., Losse, G. M. 1994. Correlation of lower extremity injury to balance indices: an investigation utilizing an instrumented unstable platform, 7<sup>th</sup> Annual Meeting, Specialty Day, American Academy of Orthopedic Surgeons, New Orleans, 27 February. ???
- Doxey, G. E. 1986. The influence of patellofemoralpain on electromyographic activity during submaximal isometric contractions. Master's thesis, University of Utah, Salt Lake City, Utah.

- Duchateau, J. 1995. Bed rest induces neural and contractile adaptations in triceps surae. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27, 1581 – 1589.
- Duchateau, J., Hainaut, K. 1993. Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. *Journal of Physiology* 471, 787 – 799.
- Dyhre-Poulsen, P., Simonsen, E. B., Voigt, M. 1991. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *Journal of Physiology* 437, 287 – 304.
- Earles, D. R. 2000. Environmental changes in soleus H – reflex excitability in young and elderly subjects. *International Journal of Neuroscience* 105, 1 – 14.
- Elias, J. J., Faust, A. F., Chu, Y – H., Chao, E. Y., Cosgarea, A. J. 2003. The soleus muscle acts as an agonist for the anterior cruciate ligament. *The American Journal of Sports Medicine* 31, 241 – 246.
- Enoka, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. Third edition. ISBN: 0-7360-0251-0.
- Fahim, M. A., Robbins, N. 1986. Remodelling of the neuromuscular junction after subtotal disuse. *Brain Research* 383, 353 – 356.
- Fitness Online. <http://www.fitness-center.at/wissen/index.html>. Viitattu 15.10.2003.
- Frank, C. B. 1996. Ligament injuries: Pathophysiology and healing. In J. E. Zachazewski, D. J. Magee, W. S. Quillen (Eds.), *Athletic injuries and rehabilitation*, 9 – 26. Philadelphia: Saunders.
- Frank, C. B., Jackson, D. W. 1997. Current concepts review. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 79 – A, 1556 – 1576.
- Frank, K., Fourtes, M. G. F. 1957. Presynaptic and postsynaptic inhibition of monosynaptic reflexes. *Federation Proceedings* 16, 39 – 40.
- Fremerey, R. W., Lobenhoffer, P., Zeichen, J., Skutek, M., Bosch, U., Tscherne, H. 2000. Proprioception after rehabilitation and reconstruction in knees with defi-

- ciency of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone Joint Surgery* 82 B, 801 – 806.
- Fridén, T., Roberts, D., Ageberg, E., Waldén, M., Zätterström, R. 2001. Review of knee proprioception and the relation to extremity function after an anterior cruciate ligament rupture. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 31, 567 – 576.
- Fridén, T., Roberts, D., Zätterström, R., Lindstrand, A., Moritz, U. 1999. Proprioceptive defects after an anterior cruciate ligament rupture: the relation to associated anatomical lesions and subjective knee function. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, 7: 226 – 231.
- Frijns, C. J. M., Laman, D. M., van Duijn, M. A. J., van Duijn, H. 1997. Normal values of patellar and ankle tendon reflex latencies. *Clinical Neurology and Neurosurgery* 99, 31 – 36.
- Gardiner, W. D., Osburn, W. A. 1978. *Anatomy of the human body*. Third edition. ISBN 0-7216-4022-2. W. B. Saunders Company.
- Gillqvist, J. & Messner, K. 1999. Anterior cruciate ligament reconstruction and the long term incidence of gonarthrosis. *Sports Medicine* 27 (3): 143 – 156.
- Gioux, M., Petit, J. 1993. Effect of immobilizing the cat peroneus longus muscle in the activity of its own spindles. *Journal of Applied Physiology* 75, 2629 – 2635.
- Gowitzke, B. A., Milner, M. 1980. *Understanding the scientific bases of human movement*. 2<sup>nd</sup> edition. ISBN 0-683-03592-4. Williams & Wilkins.
- Guiheneuc, P., Ginet, J. 1974. Study of the Hoffman reflex obtained at the level of the quadriceps muscle of normal human subjects. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 36, 225 – 231.
- Grana, E. A., Chiou-Tan, F., Jaweed, M. M. 1996. Endplate dysfunction in healthy muscle following a period of disuse. *Muscle & Nerve* 19, 989 – 993.
- Guyton, A. C. 1991. *Textbook of Medical Physiology*. Eight edition. ISBN 0 – 7216 – 3087 – 1. W. B. Saunders Company.

- Haggmark, T., Jansson, E., Eriksson, E. 1981. Fiber type area and metabolic potential of the thigh muscle in man after knee surgery and immobilization. *International Journal of Sports Medicine* 2, 12 – 14.
- Hallett, M., Berardelli, A., Delwaide, P., Freund, H. – J., Kimura, K., Lücking, C., Rothwell, J. C., Shanani, B. T., Yanagisawa, N. 1994. Central EMG and tests of motor control. Report of an IFCN committee. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 90, 404 – 432.
- Hather, B. M., Adams, G. R., Tesch, P. A., Dudley, G. A. 1992. Skeletal muscle responses to lower limb suspension in humans. *Journal of Applied Physiology* 72, 193 – 1498.
- Hefti, F., Muller, W., Jakob, R. P., Staubli, H. U. 1993. Evaluation of knee ligament injuries with IKDC form. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1, 226 – 234.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G. 1999. SENIAM. European Recommendations for Surface Electromyography. ISBN 90-75452-15-2.
- Hoffman, Mark. 2000. Hoffmann reflex profiles and strength ratios in postoperative anterior cruciate ligament reconstruction population. *International Journal of Neuroscience* 104, 17 – 27.
- Hogervorst, T., Brand, R. A. 1998. Mechanoreceptors in joint function. *Jornal of Bone and Joint Surgery*, 80: 1365 – 1378.
- Hugon, M. 1973. Methodology of the Hoffmann reflex in man. *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology*, ed. Desmedt JE, Karger, Basel, 277 – 293.
- Hulliger, M., Matthews, P. B. C., Noth, J. 1977. Effects of combining static and dynamic fusimotor stimulation on the response of the muscle spindle primary ending to sinusoidal stretching. *Journal of Physiology* 267, 839 – 856.

- Hunt, M. A., Sanderson, D. J., Moffet, H., Inglis, J. T. 2003. Biomechanical changes elicited by an anterior cruciate ligament deficiency during steady rate cycling. *Clinical Biomechanics* 18, 393 – 400.
- Ireland, M. L., Gaudette, M., Scott, C. 1997. ACL injuries in the female athlete. *Journal of Sport Rehabilitation* 6, 97 – 110.
- Irrgang, J. J., Safran, M. R., Fu, F. H. 1996. The Knee: Ligamentous and meniscal injuries. Teoksessa: Zachazewski, J. E., Magee, D. J., Quillen, W. S. (toim.). *Athletic injuries and rehabilitation*. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 623 – 692.
- Johansson, H., Sojka, P., 1991. Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: A hypothesis. *Med. Hypoth.* 35, 196 – 203.
- Johansson, H., Sjölander, P., Sojka, P. 1991. Receptors in the knee ligaments and their role in the biomechanics of the joint. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 18, 341 – 368.
- Jänkälä, H., Harjola, V. P., Peterson, N. E., Härkönen, M. 1997. Myosin heavy chain mRNA transform to faster isoforms in immobilized skeletal muscle: A quantitative PCR study. *Journal of Applied Physiology* 82, 977 – 982.
- Kulund, D. N. 1988. *The injured athlete*. Second Edition. J. B. Lippincott Company, 435 – 440.
- Larsen, N. P., Forwood, M. R., Parker, A. W. 1987. Immobilization and retarding of cruciate ligaments in the rat. *Acta Ortop Scand* 58, 260 – 264.
- Larson, R. L. 1983. Editorial. The knee – The physiological joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 65 – A, 143 - 144
- Lephart, SM., Henry, TJ. 1996. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sport Rehab* 5, 71 – 87.
- Lieber, R. L., Fridén, J. O., Hargens, A. R., Danzig, L. A., Gershuni, D. H. 1988. Differential response of the dog quadriceps muscle to external skeletal fixation of the knee. *Muscle & Nerve* 11, 193 – 201.



- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Rozzi, S. L. 1998. Proprioception of the ankle and knee. *Sports Medicine* 25, 149 – 155.
- LoPresti, C., Kirkendall, D., Street, G. 1984. Degree of quadriceps atrophy at one year post anterior cruciate repair. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 16, 204.
- Majima, T., Yasuda, K., Fujii, T., Yamamoto, N., Hayashi, K., Kaneda, K., 1996. Bio-mechanical effects of stress shielding of the rabbit patellar tendon depend on the degree of stress reduction. *Journal of Orthop Re* 14, 37 – 383.
- Marans, H. J., Jackson, R. O., Glossop, N. D., Young, C. 1989. Anterior cruciate ligament insufficiency: A dynamic three dimensional motion analysis. *American Journal of Sports Medicine* 17, 325 – 332.
- Mark.Rierson.com. 1998. Anterior cruciate ligament rupture.  
  
[www.artreality.com/portfolio/wdwork/vet/anteriorcruciaterupture.htm](http://www.artreality.com/portfolio/wdwork/vet/anteriorcruciaterupture.htm). [Viitattu 25.4.2003]
- Matthews, P. B. C. 1964. Muscle spindles and their motor control. *Physiol. Rev.* 44, 219 – 288.
- Matre, D. A., Sinkjaer, T., Knardahl, S., Andersen, J. B., Arendt-Nielsen, L. 1999. The influence of experimental muscle pain on the human soleus stretch reflex during sitting and walking. *Clinical Neurophysiology* 110, 2033 – 2043.
- Matre, A. M., Sinkjaer, T., Svensson, P., Arendt-Nielsen, L. 1998. Experimental muscle pain increases the human stretch reflex. *Pain* 75, 331 – 339.
- Matthews, P., B., C. 1990. The knee jerk: Still an enigma? *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 68, 347 – 354.
- McCloskey, D. I. 1978. *Physiological Reviews* 58, 763 – 820.
- McDonald, K. S., Fitts, R. H. 1995. Effect of hind limb unloading on rat soleus fiber force, stiffness, and calcium sensitivity. *Journal of Applied Physiology* 79, 1796 – 1802.

- Mense, S., Skeppar, P. 1991. Discharge behaviour of feline gamma-motoneurons following induction of an artificial myositis. *Pain* 46, 201 – 210.
- Metitur Oy. [www.metitur.com](http://www.metitur.com). Viitattu 14.1.2004.
- Metitur. Good Balance. Esite.
- Morrissey, M. C. 1989. Reflex inhibition of thigh muscles in knee injury. Invited Review. *Sports Medicine* 7, 263 – 276.
- Mynark, R. G., Koceja, D., M. 2001. Effects of age on the spinal stretch reflex. *Journal of Applied Biomechanics* 17, 188 – 203.
- Nashner, L. M. 1983. Strategies for organization of human posture. In: Igarashi, Black (eds.), *Vestibular and Visual Control on Posture and Locomotor Equilibrium*. 7th International Symposium of the International Society of Posturography, Houston, Tex., 1 – 8.
- Nielsen, J., Crone, C., Hultborn, H. 1993. H-reflexes are smaller in dancers from the Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology* 66, 116 – 121.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., Björkqvist, S-E. 1997. *Ihmisen fysiologia ja Anatomia*, ISBN 951-0-16801-7
- Nordström, M. A., Enoka, R. M., Reinking, R. M., Callister, R. C., Stuart, D. G. 1995. Reduced motor unit activation of muscle spindles and tendon organs in the immobilized cat hindlimb. *Journal of Applied Physiology* 78, 901 – 913.
- Nouwen, A., Bush, C. 1984. The relationship between paraspinal EMG and chronic low back pain. *Pain* 20, 109 – 123.
- Pachter, B. R., Eberstein, A. 1986. The effect of limb immobilization and stretch on the fine structure of the neuromuscular junction in rat muscle. *Experimental Neurology* 92, 13 – 19.
- Panizza, M. MD, Nilsson, J. BSEE, Hallett, M. MD. 1989. Optimal stimulus duration for the H Reflex. *Muscle & Nerve* 12, 576 – 579.

- Pattullo, M. C., Cotter, M. A., Cameron, N. E., Barry, J. A. 1992. Effects of lengthened immobilization on functional and histochemical properties of rabbit tibialis anterior muscle. *Exp. Physiol.* 77, 433 – 442.
- Pérot, C., Goubel, F., Mora, I. 1991. Quantification of T- and H-responses before and after a period of endurance training. *European Journal of Applied Physiology* 63, 368 – 375.
- Peterson, W., Tillmann, B. 1999. Structure and vascularization of the cruciate ligaments of the human knee joint. *Anat Embryol* 200, 325 – 334.
- Prochazka, A. 1996. Proprioceptive feedback and movement regulation. In L. B. Rowell & J. T. Shephard (Eds.), *Handbook of physiology: Sec. 12 Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems*, 89 – 172.
- Renshaw, B. 1941. Influence of discharge of motoneurons upon excitation of neighboring motoneurons. *Journal of Neurophysiology* 4, 167 – 183.
- Renshaw, B. 1946. Central effects of centripetal impulses in axons of spinal ventral roots. *Journal of Neurophysiology* 9, 191 – 204.
- Riley, D. A., Bain, J. L. W., Thompson, J. L., Fitts, R. H., Widrick, J. J., Trappe, S. W., Trappe, T. A., Costill, D. L. 2000. Increased thin filament density and length in human atrophic soleus muscle fibers after spaceflight. *Journal of Applied Physiology* 88, 567 – 572.
- Robbins, N., Fischbach, G. D. 1971. Effect on chronic disuse of rat soleus neuromuscular junctions on presynaptic function. *Journal of Neurophysiology* 34, 570 – 578.
- Rochcongar, P., Dassonville, J., Le Bars, R. 1979. Modification of the Hoffmann reflex in function of athletic training. *European Journal of Applied Physiology* 40, 165 – 170.
- Rosenberg, T. D., Franklin, J. L., Baldwin, G. N., Nelson, K. A. 1992. Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest from anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 20, 519 – 526.

- Rossi, A., Decchi, B., Ginanneschi, F. 1999. Presynaptic excitability changes of group Ia fibres to muscle nociceptive stimulation in humans. *Brain Research* 818, 12 – 22.
- Ruff, R. L. 1992. Na current density at and away from end plates on rat fast- and slow-twitch skeletal muscle fibers. *Am. J. Physiol. Cell Physiol.* 262, C229 – C234.
- Sabbahi, M. A., Sedgwick, E. M. 1982. Age-related changes in monosynaptic reflex excitability. *Journal of Gerontology* 37, 24 – 32.
- Saltin, B., Gollnick, P.D. 1983. Skeletal muscle adaptability: Significance for metabolism and performance. In L.D. Peachey (Ed.) *Handbook of physiology. Section 10: Skeletal muscle*, 555 – 631. Bethesda. M-D: American Physiological Society.
- Satku, K., Kumar, V. P., Ngoi, S.S. 1986. Anterior cruciate ligament injuries. *Journal of Bone and Joint Surgery* 68 – B, 458 – 461.
- Schomburg, E. D. 1981. Review article: Spinal sensorimotor systems and their supraspinal control. *Neurosci Res* 7, 265 – 340.
- Schmidt, R. F., Kniffki, K – D., Schomburg, E. D. 1981. Der Einfluss Klinkalibriger Muskelafferenzen auf den Muskeltonus. In: Bauer, H., Koella, W. P., Strupler, H, editors. *Therapie der Spastik*, München: Verlag für angewandte Wissenschaft, 71 – 86.
- Schultz, R. A., Miller, D.C., Kerr, C. S. 1984. Mechanoreceptors in human cruciate ligament. A histological study. *Journal of Bone and Joint Surgery* 69 A, 1072 – 1076.
- Seto, J. L., Orofino, A. S., Morrissey, M. C., Medeiros, J. M., Mason, W. J. 1988. Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sports activity level five years after anterior cruciate ligament reconstruction. *American Journal of Sports Medicine* 16, 170 – 180.
- Shelbourne, K. D., Gray, T. 1997. Anterior cruciate ligament reconstruction with autogenous patellar tendon graft followed by accelerated rehabilitation: a two- to nine-year followup. *American Journal of Sports Medicine* 25 (6), 786 – 795.

- Sheldon, J. H. 1963. The effects of age on the control of sway. *Gerontologia Clinica*, 5: 129 – 138.
- Spirduso, W. W. 1995. Physical dimensions of aging. *Human Kinetics*. Illinois. USA.
- Stam, J., van Crevel, H. 1989. Measurement of tendon reflexes by surface electrode in normal subjects. *Journal of Neurology* 236, 231 – 237.
- Táboriková, H., Sax, D. S. 1968. Motoneurone pool and the H-reflex. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 31, 354 – 361.
- Talmadge, R. J., Roy, R. R., Edgerton, V. R. 1996. Distribution of myosin heavy chain isoforms in non-weight-bearing rat soleus muscle fibers. *Journal of Applied Physiology* 81, 2540 – 2546.
- Tegner, Y., Lysholm, J. 1985. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clinical Orthopaedics* 198, 43 – 49.
- Todd, A., Shelbourne, K. D. 2000. A perioperative rehabilitation program for anterior cruciate ligament surgery. *The Physician and Sportsmedicine* 28 (1), 31 – 44.
- Trimble, M. H. 1998. Postural modulation of segmental reflex: effect of body tilt and postural sway. *International Journal of Neuroscience* 95, 85 – 94.
- Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., Komatsu, T., Tokuya, S. 2001. Direct evidence of the anterior cruciate ligament – hamstring reflex arc in humans. *The American Journal of Sports Medicine* 29, 83 – 87.
- Tsuruike, M., Koceja, D. M. 1999. Conditioned patellar tendon-tap reflexes in patients with acl reconstruction. *International Journal of Sports Medicine* 20, 263 – 266.
- Young, A., Stokes, M., Iles, J. F. 1987. Effects of joint pathology on muscle. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 219, 21 – 27.
- Your Medical Source. 2003.  
[http://www.yourmedicalsourc.com/library/arthroscopyknee/ARK\\_what.html](http://www.yourmedicalsourc.com/library/arthroscopyknee/ARK_what.html). Viitattu 15.10.2003.

- Winiarski, A., Roy, R., Alford, E., Chiang, P., Edgerton, V. 1987. Mechanical properties of rat skeletal muscle after hind limb suspension. *Experimental Neurology* 96, 650 – 660.
- Wolf, E., Magora, A., Gonen, B. 1971. Disuse atrophy of the quadriceps muscle. *Electromyography* 11: 479 – 490.
- Woo, S. L – Y., An, K – N., Arnoczky, S. P., Wayne, J. S., Fithian, D. C., Myers, B. S. 1994. Anatomy, biology, and biomechanics of tendon, ligament, and meniscus. In S. R. Simon (Ed.), *Orthopaedic basis science*, 45 – 87. Park Ridge, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Zemková, H., Teisinger, J., Almon, R. R., Vejsada, R., Hník, P., Vyskocil, F. 1990. Immobilization atrophy and membrane properties in rat skeletal muscle fibres. *Pflügers Archive* 416, 126 – 129.