

**AKUUTIN PITKÄAIKAISEN ISTUMISEN VAIKUTUKSET  
HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTAAN  
LENTOPALLOILIJOILLA**

Marko Karppi

Biomekaniikan

Pro-gradu tutkielma

Kevät 2013

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat: Jarmo Piirainen

Vesa Linnamo

## TIIVISTELMÄ

Marko Karppi (2013). Akuutin pitkäaikaisen istumisen vaikutukset hermolihäs-järjestelmän toimintaan lentopalloilijoilla. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan Pro-gradu – tutkielma, s 81.

Tässä tutkimuksessa selvitetään matkustamisen yhteydessä tapahtuvaa istumisen vaikutusta urheilusuoritukseen. Urheilijalle on tuttu käsite ”jalat jäi bussiin”. Tällä tarkoitetaan esim. ottelun alun vaikeuksia, jolloin jalat eivät toimi kunnolla ja saattavat olla esim. raskaan, kankean ja hitaan tuntuiset. Tämän tutkimuksen kirjallisuuskatsauksessa käydään läpi istumisen biomekaniikkaa ja pitkäaikaisesta akuutista istumisesta (matkustaminen) liikkumattomuudesta johtuvia asioita, jotka voivat vaikuttaa negatiivisesti urheilusuoritukseen. Myös optimaaliseen istuma-asentoon ja istuimeen kiinnitetään huomiota. Tutkimuksessa yritetään selvittää, kuinka n. 8 tunnin linja-autossa istuminen vaikuttaa pelaajien hermo-lihasjärjestelmän toimintaan ja suorituskäyttöön lentopallo-ottelussa.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia linja-automatkustamisen vaikutusta sm-liiga tason mieslentopalloilijoiden hermo-lihasjärjestelmään ja suorituskäyttöön staattisen (HIK = hyppy ilman kevennystä) ja esikevennetyn (HK = hyppy kevennyksellä) hypyn avulla. Tutkimuksessa käytettiin voimalevyjä hyppyjen testaamiseen. Lihaskäyttöä mitattiin soleus, tibial anterior, rectus femoris ja vastus lateralis lihaksesta hyppyjen aikana. Synkronoidusta voimalevy- ja EMG signaalista määriteltiin voimantuotto, voimantuottonopeus, lihaskäyttö, hyppikorkeudet ja soleus lihaksesta venytysrefleksiä vastaavat komponentit ja esiaktiivisuus esikevennyshypyn aikana.

Staattinen hyppy (HIK) heikkeni kotipelimitauksesta linja-automatkustamisen jälkeiseen vieraspelimitaukseen 11 mm (n. 2,5 %) ja sen konsentrisen voimantuotto oli laskenut 62N

(9 %), mikä oli tilastollisesti merkittävä ( $p < 0.05$ ). Esikevennyshyppy (HK) oli parantunut kotipelimitäuksesta vieraspelimitäukseen 6 mm (n. 1 %, n.s.). Venytysrefleksi komponenteissa M1, M2 ja M3 ei havaittu tilastollisesti merkittäviä eroja koti- ja vieraspelimitäusten välillä, vaikka venytysrefleksin esiaktiivisuus oli tilastollisesti merkittävästi suurempaa ( $p < 0.05$ ) 32 % vieraspelimitäuksessa.

Hypyssä ilman kevennystä (HIK) konsentrisen voimantuoton ja voimantuotonajan heikkenemiset saattavat liittyä istumisen aiheuttamasta lihasten ja kudosten väsymykseen ja puutumiseen, mikä johtuu heikentyneestä aineenvaihdunnasta, verenvirtauksesta ja kuormituksesta alaraajoissa. Myös iskemia saattaa aiheuttaa alaraajoissa hermoston heikentyneen toiminnan, jolloin räjähtävän HIK hypyn suorittaminen hidastuisi ja voimataso laskisi, koska kyky motoristen yksiköiden rekrytointiin on heikentynyt. Toisaalta tämä ei näy HK hypyissä niin selkeästi, mikä johtuneen siitä, että HK hyppy on luonteeltaan erilainen, missä korostuu lonkan ojentajalihasten suurempi käyttö, elastisuus ominaisuudet ja venytysrefleksi. Yllättävää oli, että HK hyppy tulos oli hiukan parempi vieraspelimitäuksessa kuin kotipelimitäuksessa linja-automatkustamisen jälkeen. Näyttäisi siltä, että n.8 tunnin istumisen jälkeen linja-autossa, elastiset ominaisuudet eivät heikkene. HK hypyn venytysrefleksin mitaus olisi ollut parempi toteuttaa pudotushypyinä, sillä HK hypyn esikevennys alkaa reiden liikkeestä, jolloin Soleus lihaksen venytysrefleksiaktiivisuuden alkamisajankohta pitenee (n. 400 ms) ja siihen saattaa sekoittua tahdonalaista lihasaktiivisuutta. Myös venytysrefleksi komponentit tulisivat selkeämmin esille törmästyypisissä hypyissä.

## **ABSTRACT**

Marko Karppi (2013). Acute prolonged sitting effects to neuromuscular system in volleyball players. The Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Biomechanics Pro Gradu thesis. 81 pages.

Sitting effects of traveling to sport performance are studied in thesis. Among athletes it is quite well known phrase "leave your feet in the buss". That means problems at the beginning of performance after traveling e.g. athlete's feet don't work well. Athlete may feel feet e.g. as heavy, stiff-legged or slow. The literature review of this thesis include sitting biomechanics and acute prolonged sitting (traveling) and immobility effects that may affect sport performance negatively. Optimal sitting position and optimal seat have also been discussed in the part of literature view.

The purpose of thesis is to study how 8 hours sitting in the buss affects to men volleyball players' neuromuscular system and performance using counter movement jump (CMJ) and static jump (SJ) tests. Force plate was used for measuring jump performances. Electrical activity of soleus, tibial anterior, vastus lateral and rectus femoris muscle was measured during jump tests. Force plate signal was synchronized with EMG signal and force produced, force produced speed, electrical muscle activity, jump heights and corresponding components and pretension of stretch reflex of soleus muscle were measured in CMJ.

Static jump (SJ) height decreased 11 mm (about 2,5 %) and concentric force produced decreased 62N (9 %), that was statistically significant ( $p < 0.05$ ) after buss traveling from home game measurement to visit game measurement. Counter movement jump (CMJ) height increased 6 mm (about 1 %, n.s.) to visit game measurement. There were no statistically significant differences in stretch reflex components of M1, M2 and M3 between home game and visit game measurement although pretension of stretch reflex of

soleus muscle was statistically significantly higher ( $p < 0.05$ ) 32 % in visit game measurement.

Decreased concentric force produced and decreased force produced speed in SJ may relate to fatigue and numbness of muscles and tissues caused by sitting that result from impaired metabolism, blood flow and loaded lower limbs. Ischemia may also affect negatively to function of nervous system of lower limb in which case the execution speed of SJ would slow down and force level would decrease because the ability to recruit motor units has weakened. In turn this doesn't occur in CMJ that may result from fact that CMJ is different jump by nature where extensor muscles of hip are used more effectively, elastic properties and stretch reflex. It was surprise that the result of CMJ was little bit better in visit game measurement than in home game measurement after buss travel. It seems that elastic properties will not be weakened after sitting 8 hours in the buss. It would have been better to use drop jump for estimating stretch reflex of soleus because pretension of jump starts in this study from lowering thighs when starting time for stretch reflex activity extended for about 400 ms. In this case it may be possible that voluntary muscle activity will mix with stretch reflex. Also stretch reflex components would appear more clearly in drop jump where feet hit to floor more powerfully.

# SISÄLTÖ

1 JOHDANTO .....	4
2 LENTOPALLOILIJAN VOIMANTUOTTO-OMINAISUUDET.....	5
2.1 Lentopallon liikemallit.....	5
2.2 Lentopalloilijan hypyn testaaminen .....	11
3 ISTUMISEN BIOMEKANIikka.....	13
3.1 Hyvä istuma-asento.....	15
3.2 Hyvän istuimen ominaisuudet.....	16
4 ISTUMISEN FYSIOLOGISET JA BIOMEKAANISET VAIKUTUKSET.....	20
4.1 Alaraajaturvotus ja laskimoiden vajaatoiminta.....	20
4.2 Istumisen vaikutukset selkärankaan.....	21
4.3 Istumisen rasittavat vaikutukset lihaksiin .....	23
4.4 Pitkään kuormittamattomien lihasten EMG aktiivisuus .....	24
4.5 Ihonalaisen kudoksen mekaaninen rasittuminen istuttaessa .....	24
4.6 Istuimen kautta resonoivan tärinän vaikutukset.....	25
4.7 Istumisen aiheuttamat hermostolliset vaikutukset .....	26
4.7.1 Iskias hermosto.....	27
4.7.2 Hermon oireet.....	29
4.7.3 Hermolle aiheutettu paine .....	30
5 ISTUMISEN VERENKIERTO JA SEN BIOKEMIAALLISET MARKKERIT .....	33
5.1 Istumisen vaikutukset verenkiertoon.....	33
5.2 Veren hyytymistekijä muutokset ja turvotuksen muodostuminen.....	34

5.3	Insuliini herkkyys, glukoosi toleranssi, paasto insuliini, glukoosi – ja rasvatasot	35
5.4	Lipoproteiinilipaasi aktiivisuus	35
6	LÄMMITTELYN MAHDOLLISET VAIKUTUKSET ISTUMISEN AIHEUTTAMIIN TEKIJÖIHIN	39
7	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA ONGELMAT	42
8	TUTKIMUSMENETELMÄT	43
8.1	Koehenkilöt	43
8.2	Tutkimusprotokolla	43
8.3	Mittausmenetelmät	45
8.3.1	Elektromyografia (EMG)	45
8.3.2	Hyppytestit	47
8.3.3	Voimalevyt hyppyissä	48
8.3.4	Maksimaaliset isometriset mittaukset	49
8.3.5	Hyppyjen analysointi	52
8.4	Tilastollinen analyysi	54
9	TULOKSET	55
9.1	Hyppy ilman kevennystä (HIK)	55
9.2	Hyppy kevennyksellä (HK)	58
10	POHDINTA	64

# 1 JOHDANTO

Istumisen ergonomiaa on tutkittu laajasti tehdas ja konttoriolosuhteissa, kun taas autokuskit ja matkustajat ovat saaneet vähemmän huomiota. Vielä vähemmän löytyy tutkimuksia, joissa selvitetään akuuttia matkustamisen yhteydessä tapahtuvaa istumisen vaikutusta urheilusuoritukseen. Yleensä matkustaminen tapahtuu linja-autolla, henkilöautolla, lentokoneella tai junalla. Monelle urheilijalle on tuttu käsite ”jalat jäi bussiin”. Tällä tarkoitetaan esim. ottelun alun vaikeuksia pitkän matkustamisen jälkeen, jolloin jalat eivät toimi kunnolla ja saattavat olla esim. raskaan, kankean ja hitaan tuntuiset. Monet työt tehdään nykyään myös istualtaan, joten istumisen haittavaikutukset urheilussa eivät koske vain matkustamista, vaan myös normaalia työpäivää. Urheilijat kärsivät nykyään myös samoista toimintakyvyn heikkenemisistä kuin keskiverto työssäkäyvät kansalaiset. Istumatyö aiheuttaa jo lyhyessä ajassa suurta heikkenemistä aineenvaihdunnassa ja verenkierrossa. Samoin elimistö sopeutuu muutamassa kymmenessä minuutissa tiettyyn asentoon siten, että tukikudokset lyhenevät ja jäsenet jäykistyvät. Monivuotinen toimistotyö saa aikaiseksi sen, että lihakset heikkenevät ja lyhenevät. Tämäkään ei voi olla näkymättä urheilussa, sillä pitkäaikaisella istumisella aiheutettuja negatiivisia vaikutuksia ei voida eliminoida edes päivittäisellä usean tunnin liikunnalla.

Tämän tutkimuksen kirjallisuuskatsauksessa käydään läpi istumisen biomekaniikkaa ja pitkäaikaisesta akuutista istumisesta (matkustaminen) tai yleensäkin akuutista liikkumattomuudesta johtuvia asioita, jotka voivat vaikuttaa negatiivisesti urheilusuoritukseen. Kirjallisuuskatsauksessa kiinnitetään myös huomiota matkustajan optimaaliseen istuma-asentoon ja täten myös optimaaliseen istuimeen, jolla voidaan vähentää istumisen mahdollisia haittatekijöitä.

Tutkimuksessa yritetään selvittää, kuinka n. 8 tunnin linja-autossa istuminen vaikuttaa pelaajien hermo-lihasjärjestelmän toimintaan ja suorituskyykyyn lentopallo-ottelussa staattisen hypyn (HIK) ja esikevennyshypyn (HK) avulla, jotka ovat lentopalloilijoille lajiomaisia testejä.



## 2 LENTOPALLOILIJAN VOIMANTUOTTO-OMINAISUUDET

### 2.1 Lentopallon liikemallit

Lentopallossa keskeisimpiä suorituksia ovat hypyt, lyönnit, muutaman askeleen juoksut, nopeat sivuttaisliikkeet, suunnanmuutokset ja syöksyt (Bar & Bar 1997). Fyysisistä ominaisuuksista yksittäisten maksimaalisten suoritusten kohdalla korostuvat räjähtävä voima ja nopeus (Cisar & Corbelli 1989). Yleensä hypyt tehdään kahdella jalalla ponnistaen, joko paikaltaan tai muutaman askeleen vauhdilla. Hypyt suuntautuvat eteen ja ylös tai ylös. Useimmiten hypyt ovat voimantuotoltaan maksimaalisia tai lähes maksimaalisia. (Hasegawa ym. 2002.). Ilmassa tapahtuvaan lyöntiin liittyy oikea aikaisen ponnistuksen avulla suoritettu hyppy. Lyhyet juoksut voivat olla maksimaalisia spurtteja tai sijoittumiseen liittyviä keveitä siirtymisiä. (Black 1995, 53-55.).

Syöttäminen ja hyökkääminen ovat keskenään samantyyppisiä, sisältäen vauhtiaskeleita, käsiheilautuksia hypyissä, hyppyjä ja lyöntejä pään yläpuolelta. Passaaminen on liikesuorituksena monipuolinen, koska se voidaan tehdä erilaisista asennoista hypyllä tai ilman sekä etu- tai takasuuntaan, riippuen pelitilanteesta. Torjunnassa taasen vaaditaan nopeaa 2-3 askeleen sivuliikettä, ylöspäin hyppäämistä sekä keskivartalon stabilointikykyä. (Häyrinen ym. 2006.). Hypyt ja erilaiset lentopallossa vaadittavat ponnistukset edellyttävät nilkan, polven ja lantion ojennusta. Nämä liikkeet korostuvat myös vauhtiaskeleissa, mutta syklistä ja vuorojaloin. Käsien heilautuksella tehostetaan hyppyjä, jolloin olkanivelen ojennuksen ja koukistuksen nopeus ja oikea-aikaisuus on olennaista. Hypyt edellyttävät tehokasta vartalon stabilointia, jonka tärkeys lajissa usein esiintyvissä dynaamisissa ja tasapainokykyä haastavissa pelitilanteissa korostuu. (Hasegawan ym. 2002.).

Ylöspäin suuntautuvissa hypyissä testataan alaraajojen ojentajalihasten kykyä tuottaa räjähtävästi ylöspäin suuntautuvaa voimaa. Liikkeen aikana lonkka-, polvi- ja nilkkanivel

ojentuvat. Merkittävimmät pääliharyhmät ojennusliikkeessä ovat: m. gluteus maximus, m. quadriceps femories, m. triceps surae. (Kyröläinen 2004, 149-154.).

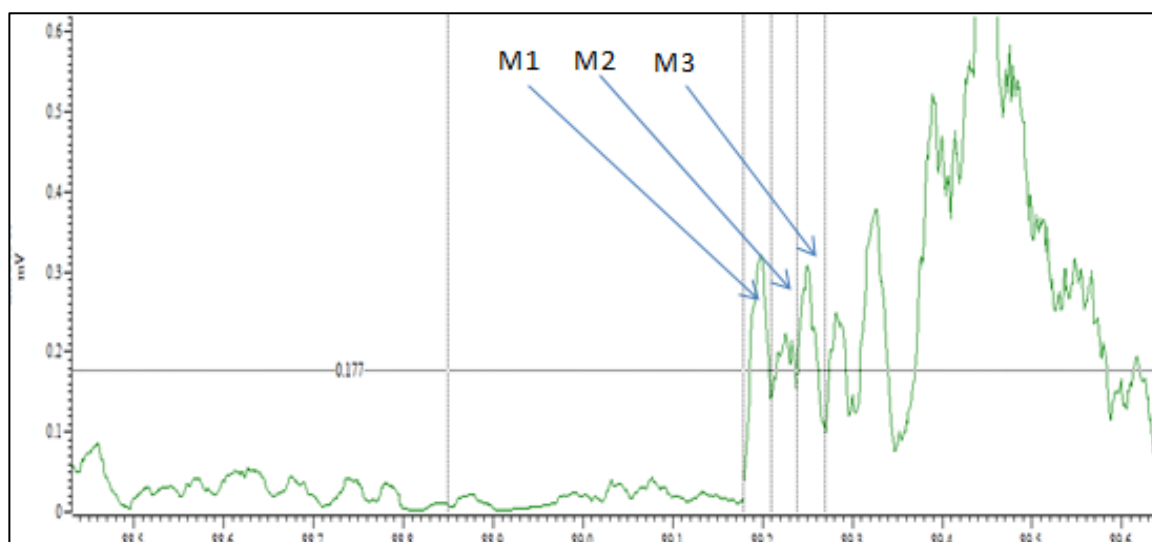
Polvinivelen asennolla on vaikutusta lonkan ojennusliikkeen liikelaajuuteen. Kun polvinivel on koukussa, polvinivelen koukistajalihasten teho toimia lonkan ojentajina on alentunut. Lanneselän asennolla on myös vaikutus ojennuksen liikelaajuuteen. Kun lantio on kallistuneena eteenpäin, lonkan ojennuksen liikelaajuus lisääntyy. Lig. iliofemoral rajoittaa ojennusliikkeen laajuutta. Lonkkanivelen pääojentajalihas on reisiluun yläosaan kiinnittyvä m. gluteus maximus. M. gluteus maximus on kehon suurin ja voimakkain lihas. Sen apuna toimivat m. gluteus medius ja m. gluteus minimus. (Kapandji 1997, 50.).

Polviniveltä ojentaa sääriluuhun yhteisellä jänteellä kiinnittyvä m. quadriceps femoris, joka koostuu neljästä osasta. Näistä m. vastus medialis, m. vastus lateralis ja m. vastus intermedius ovat yksinivelisiä, mutta M. rectus femoris on kaksinivelinen. Kun reisilihakset supistuvat, syntyy reiden akselin mukainen ylöspäin suuntautuva voima. Patella lisää m. quadriceps femoriksen tehoa siirtämällä vipuvartta pidemmäksi. (Kapandji 1997, 114.). Ensimmäinen osa on reiden etupuolella ja päällä sijaitseva m. rectus femoris, toinen osa on reiden sisäpuolella oleva m. vastus medialis, kolmas osa on reiden ulkosivulla oleva m. vastus lateralis ja neljäs osa on reiden keskellä ja alla kulkeva m. vastus intermedius. (Mahadevan 2008, 1373-1374.).

Nilkan ojentajalihakset määritellään sijaintinsa mukaa koukistus- ojennus-akselin takapuolella sijaitseviksi. Yksi kehon voimakkaimmista pääsuorittajalihaksista on m. triceps surae. M. triceps surae, joka koostuu m. gastrocnemiuksesta ja m. soleuksesta, on kiinnittynyt yhteisellä jänteellä (achilles tendon) kantaluun takaosaan. M. gastrocnemius on kaksinivelinen ja m. soleus yksinivelinen. Polvinivelen koukistus vähentää oleellisesti m. gastrocnemiuksen tehokkuutta. Kun polvinivel on ojentuneena, m. gastrocnemius toimii tehokkaimmillaan. Achilles-jänne kiinnittyy kantaluun takaosaan, mutta siihen kohdistuva voima kohdistuu ylemmäksi kohtaan, jossa jänne koskettaa kantaluuta. Muodostuva vipuvarsi lisää nilkkanivelen ojentumisen tehokkuutta. Nilkan ojennusliikkeeseen kytkeytyy



Lihaksiston sidekudosrakenteet ja aktiini- ja myosiinifilamenttien väliset poikkisillat kykenevät varastoimaan itseensä elastista energiaa. Venymis-lyhenemissykli ja venytysrefleksi tapahtuu, kun esim. esikevennyksessä vertikaalihypyssä aktiivista lihasta nopeasti venytettäessä eksentrisesti lihas supistuu nopeasti uudelleen konsentrisesti. Lihassoiman lisääntyminen johtuu sekä lihaksen elastisista rakenteista että hermoston reflektorisen aktivaation lisääntymisestä (Häkkinen 2004, 130.). Venytysrefleksi on nähtävissä EMG-komponenteissa, jotka Lee & Tattou (1978) nimesivät M1, M2 ja M3-aalloiksi (kuva 1).

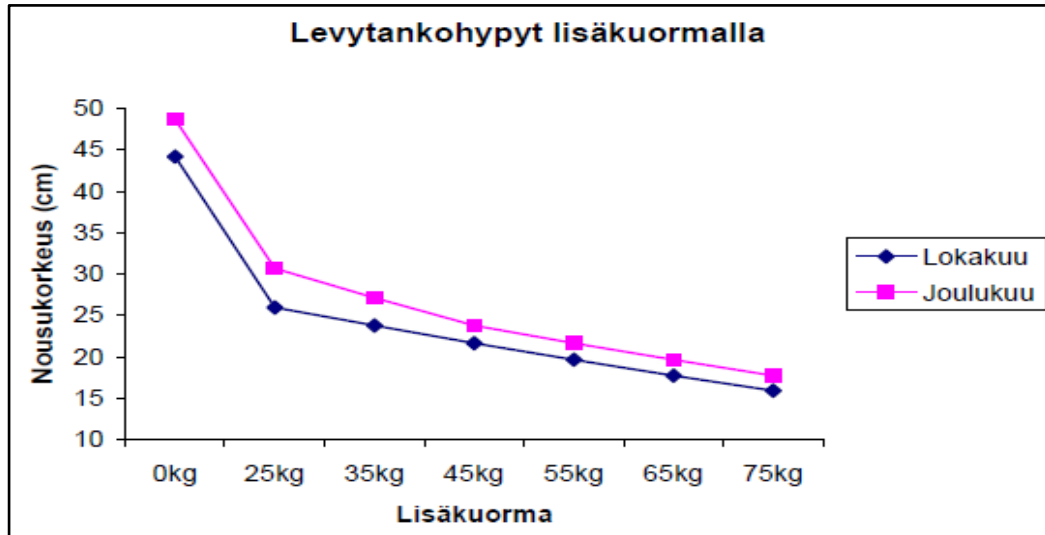


Kuva 1. Soleus lihaksen refleksikomponentit M1, M2 ja M3.

Lyhyen aikavälin refleksiipiikki M1 alkaa n. 30 - 35 ms venytyksen alun jälkeen. M1-aalto johtuu primääripäätteen herkistymisen seurauksena. Lihaspindelissä Ia-afferetti hermo, joka lähtee primääripäätteestä, eksitoi suoraan agonistin  $\alpha$ -motoneuronia. Tästä johtuen M1-aaltoa kutsutaan monosynaptiseksi refleksivasteeksi. Lihaspindelin primääripäätte on herkkä lihaspituuden muutoksille aiheuttaen eksitaatiota synergistilihaksiin sekä interneuronien välityksellä inhibitiota vastavaikuttajia motoneuroneihin (Dietz ym. 1979). M2-aalto alkaa keskimäärin 55 - 65 ms venytyksen alkamisajankohdan jälkeen, kun taas M3-aallon alkamisajankohta on n. 78 - 85 ms kohdalla. (Lee & Tattou 1978.). M2 ja M3 komponenteille on ehdotettu useita vaikutus mekanismeja, mutta monissa tutkimuksissa on

M2 ja M3 komponentteja ehdotettu olevan ylempien keskushermoston osien ohjauksesta riippuvaisia ja ne on nimetty transkortikaalisiksi reflekseiksi. (Capaday ym. 1990, Palmer & Ashby 1992.). Myös lihaksen esiaktiivisuudella on merkitystä refleksitoimintaan, sillä sen uskotaan kasvattavan lihaspindeleiden herkkyyttä, jolloin venytysrefleksi potentoituu kasvattaen lihasjännekompleksin jäykkyyttä (Kyröläinen ym. 2001). Esikevennetyssä vertikaalihypyssä pystytään venytysrefleksin ansiosta hyppäämään korkeammalle kuin staattisessa vertikaali-hypyssä. Tätä eroa kutsutaan elastisuudeksi. (Häkkinen 2004, 153.). Taasen reaktiivisuuden hyödyntäminen onnistuu vain, jos kontaktiaika on n. 200 ms tai vähemmän (Komi 1983). Toisessa hyppytavassa, jossa ei tapahdu pudotusta, esiintyy pidemmän kontaktin ponnistus, jossa venymis-lyhenemissykli vastaa esikevennyshyppyä ja myös kantapää on kontaktissa alustaan (Voigt ym. 1998). Hermolihasjärjestelmän voimantuottoon vaikuttavia tekijöitä ovat lihassupistustavat, nivelkulma, lihassolun ja lihaksen pituus, voima - nopeus-riippuvuus, voima - aika-riippuvuus ja venytys-refleksi (Häkkinen 2004, 125-131; Mero ym. 2007, 37-72.). Muita voimantuottoon vaikuttavia tekijöitä ovat lisäksi sukupuoli, ikä, ruumiinrakenne ja psykologiset tekijät, kuten motivaatio (Kulig ym. 1984.).

Supistusnopeuden lisääntyessä eksentrisen työn aikana, lihaksen tuottama voima kasvaa, mutta konsentrisessa lihastyössä käy päinvastoin eli supistusnopeuden kasvaessa lihaksen voimantuotto alenee. Esimerkiksi konsentrisen vertikaalihyppy kehon painolla vastaa hyvin alaraajojen ojentajalihaksiston voima - nopeus-käyrää. Kun vastaava testi tehdään lisäkuormalla, saadaan kuorma - hyppykorkeus-käyrä (kuva 2). (Häkkinen 2004, 128.).



Kuva 2. Kuorma - hyppykorkeuskäyrä. Kuntotestauksen käsikirja 2004.

Lihassolu-jakauma vaikuttaa voima - nopeus-käyrän muotoon, sillä mitä enemmän lihas sisältää nopeita lihassoluja sitä korkeammalla voima – nopeuskäyrä sijaitsee nopeuspäänsä osalta. (Häkkinen 2004, 128.). Keskimääräisen voiman, huippuvoiman ja voimantuottoajan havaittiin eroavan näiden kahden hyppytyypin välillä, kun Coutts (1982) vertaili kineettisiä muuttujia 86 lentopalloilijalla. Voiman impulssissa, irtoamisvaiheen nopeudessa tai nousukorkeudessa ei ollut eroa.

Vertikaalihyppyjä on tutkittu suhteellisen paljon ja vaikuttaisi siltä, että alaraajojen ojentajalihasten **maksimi- ja räjähtävä voima** ovat tärkeimmät hyppysuorituksen vaikuttavat tekijät eri lajien aikuisurheilijoilla (Wisloff ym. 2004; Hedrick & Anderson 1996, Saliba & Hrysomallis 2001). Maksimivoima mitattuna raa’alla rinnalle vedolla ja jalkakyykyllä korreloi merkitsevästi sekä kevennyshypyn että iskulyöntihypyn nousukorkeuden kanssa ammattilaismieslentopalloilijoilla (Sheppard ym. 2008). Vertikaalihypyn tärkeimmät alavartalon lihakset ovat nilkan, polven ja lonkan ojentajat. Näiden lihasryhmien keskinäiset osuudet ponnistuksen voimantuotossa ovat 36 %, 24 % ja 40 %. (Robertson & Fleming 1987.).

## 2.2 Lentopalloilijan hypyn testaaminen

Yleisimmin käytetyt testit lentopalloissa ovat erilaiset vertikaalihypyt. Yksittäisissä hyppysuorituksissa ja reaktiivisuustesteissä nais- ja mieslentopalloilijat jäävät hieman yleisurheilun teholajien urheilijoiden tasosta. Muihin palloilulajien urheilijoihin verrattuna tämän tyyppinen nopeusvoimasuorituskyky on parempi. Suomalaisilla kuntotestausasemilla vuosien 1982 - 1990 aikana tehtyjen testien perusteella mieslentopalloilijoiden keskitasoinen tulos viisiportaisen viitearvotaulukon mukaan on vähintään 52 cm, kun se mieskori- ja pesäpallolijoilla sekä jääkiekkoilijoilla on 47, 46 ja 43 cm (Kyröläinen 2004, 161-162).

Vuonna 1996 Hollannin olympiavoittajajoukkueen pelaajien kevennyshypyn keskiarvo oli 48 cm ja iskulyöntiulottuvuus 346 cm (Bredeweg 2003). Vastaavat lukemat iskulyöntiulottuvuudessa Suomen mieslentopalloilijoilla vuonna 2005 oli 342 cm. Erään SM-liigajoukkueen miespelaajien tulokset kevennyshypyssä sijoittuivat 41 - 58 cm välille, kun taas Suomen miesten maajoukkueen pelaajien tulokset 38 - 58 cm välille. (Häyrinen 2007.).

Vertikaalihypyissä testataan alaraajojen ojentalihasten kykyä tuottaa räjähtävää ylöspäin suuntautuvaa voimaa. Hyppyyn ja sen korkeuteen vaikuttavat polvikulma, käsien liike, ja esikevennys. Suorituksen aikana tulee kontrolloida kyykistymisen syvyyttä ja kestoa sekä alastuloasentoa, jotka ovat tärkeitä hyppykorkeuteen vaikuttavia tekijöitä. Taidon merkitys korostuu, jos suorituksessa sallitaan käsien heilautus tai vauhdinotto. Taidon merkitystä voidaan vähentää pitämällä kädet vyötäröllä. (Kyröläinen 2004, 149-154; Viitasalo ym. 1985, 74-77). Pelaajien lihasmassalla ja pituudella on todettu olevan myönteistä vaikutusta lentopalloissa vaadittaviin suorituksiin (Ongley & Hopley 1981; Gladden & Colacino 1978), kuten hypyt.

Yleisimpiä vertikaalihyppyjä ovat staattinen vertikaalihyppy, esikevennetty vertikaalihyppy ja pudotushyppy. Staattinen vertikaalihyppy kuvastaa hyppääjän konsentrista

voimantuottokykyä. Esikevennetyssä vertikaalihypyssä ja pudotushypyssä hyppääjän tulokseen vaikuttavat konsentrisen voimantuoton ohella hermolihajärjestelmän kyky hyödyntää elastista energiaa. (Kyröläinen 2004, 149-154; Viitasalo ym. 1985, 74-77). Staattinen - ja esikevennetty vertikaalihyppy ovat voimanopeusalueen perustestejä ja ne soveltuvat sekä tavallisille ihmisille, että urheilijoille (Kyröläinen 2004, 149-154.).

**Staattisen vertikaalihypyn** lähtöasentoon laskeudutaan siten, että polvet ovat 90°:een kulmassa, käsiä pidetään lanteilla ja selkä on suorana. Lähtöasennossa ollaan muutama sekunti liikkumatta ennen hypyn ponnistusta. Ponnistus on pyrittävä suorittamaan suoraan ylöspäin välttämällä elastista vaikutusta, mikä aiheutuisi takapuolen tippumisesta juuri ennen ponnistusta. **Esikevennetty vertikaalihyppy** lähtee liikkeelle seisoma-asennosta kädet lanteilla, josta laskeudutaan nopeasti staattisen hypyn lähtöasentoon eli n. 90° polvikulmaan. Välittömästi laskeutumisen jälkeen tehdään ylöspäin suuntautuva ponnistus selkä suorana. Molemmissa hyppyissä alastulo on pyrittävä tekemään päkiöille niin, että polvet ovat suorina mutta ei kuitenkaan lukittuina. Molemmista hypyistä otetaan paras tulos analysoitavaksi. Näitä ohjeita on noudatettu kuntotestaus kirjallisuudessa (Kyröläinen 2004, , 149-154) ja urheilijoiden tutkimuksissa mm. (Özkan ym. 2012; Cherif ym. 2011, Girard ym. 2005). Esikevennetty vertikaalihyppy on keskimäärin 5–15 prosenttia parempi kuin staattinen vertikaalihyppy. Tällä elastisuusprosentilla tarkoitetaan kykyä hyödyntää elastista energiaa. Elastisuus tuotetaan pääosin venytysrefleksin ja elastisten osien avulla. (Ahtiainen ym. 2004, 284-287.).

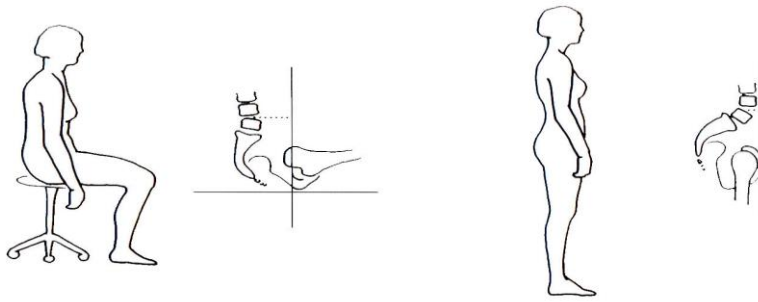
**Pudotushyppy** on luonteeltaan esikevennettyä vertikaalihyppyä vaativampi ja tehokkaampi. Pudotushyppytestiä voidaan soveltaa alastulotekniikan osalta, riippuen siitä halutaanko korostaa pohjelihaksiston tai polven ojentajalihaksiston voimantuottoa. (Kyröläinen 2004, 149-154.) Pudotukset voidaan tehdä eri korkeuksilta voimalevyille tai kontaktimatolle, josta hyppääjä suorittaa räjähtävän ponnistuksen suoraan ylöspäin kädet lantiolla ja selkä suorana. (Cherif ym. 2011; Hoffrén ym. 2007.). Mitä korkeammalta pudotaudutaan, sitä tehokkaampi on lihasten esivenytys (Viitasalo ym. 1985, 74-77.).



### 3 ISTUMISEN BIOMEKANIikka

Istuminen on asento, jossa kehon paino siirtyy istuinluiden ja niitä ympäröivien kudosten kautta tuettuun alueeseen. Istuma-asento ja tuoli vaikuttavat siihen, kuinka paljon kehon kokonaispainosta siirtyy selkätukeen, käsinojiin ja lattiaan. Istumisen biomekaniikkaa tutkitaan elimistöön kohdistuvia voimia mekaniikan lakien avulla. Biomekaniikkaa voidaan käyttää apuna arvioitaessa kehonosien kuormituksia erilaisissa tilanteissa. Tavoitteena on pienentää loukkaantumisriskejä sekä myös lisätä ihmisen suorituskykyä. (Väyrynen ym. 2004, 49-50).

Luonnollisessa seisoma-asennossa painovoimalinja kulkee selkärangan edestä, jolloin lanneselkään kohdistuva vääntömomentti on kohtalainen. Istuttaessa lantio kiertyy lonkkanivelen akselin ympäri taaksepäin, josta johtuen ristiluun yläpinta on lähes vaakatasossa (Kuva 3). Kun vartalon ja reiden välinen kulma on noin 90 astetta, 60 astetta kallistumisesta muodostuu lonkkanivelen koukistamisesta ja 30 astetta lantion taakse kallistumisesta. Tästä johtuen lantion lordoosi oikenee ja ylävartalon painovoimalinja siirtyy eteenpäin kauemmaksi selkärangasta. Tällöin voiman vipuvarsi kasvaa, aiheuttaen lannerankaan kohdistuvan vääntömomentin kasvun. Välilevypaine ja selkälihasten staattinen jännitys lisääntyvät. (Cedercreutz 1997, 133.). Kapandjinin (1997, 36) mukaan välilevypaine on sitä suurempi mitä lähempänä välilevyt sijaitsevat ristiluuta.



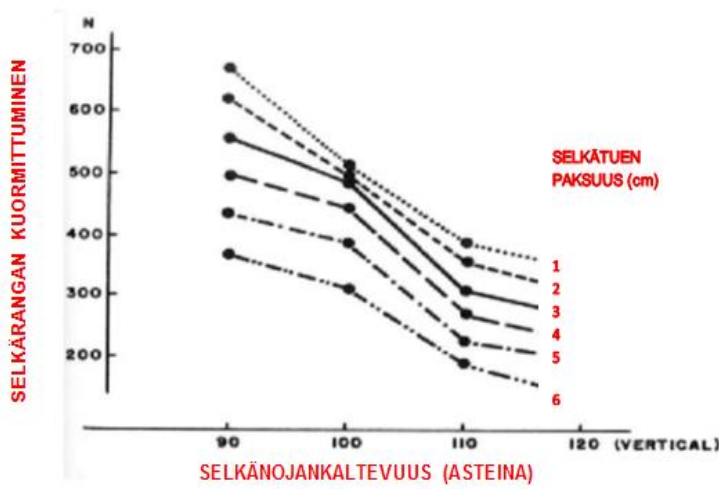
KUVA 3. Kehon painovoimalinjan sijainti istuttaessa ja seistessä (Cedercreutz 1997, 133).

Lantio ja selkäranka toimivat yhtenä kokonaisuutena. Lantion asento vaikuttaa lannerangan asentoon ja täten lordoosin syvyyteen (Chaffin ym. 1999, 356). Kun lantion asento muuttuu, niin koko selän asento muuttuu. Kun lantiota kallistetaan taaksepäin, lannerangan notko oikenee tai se voi jopa pyöristyä. Tämä vaikuttaa suuresti selän kuormittavuuteen istuma-asennossa. Lantion kiertymistä voi haitata reiden takaosan kireät lihakset, jolloin lanneselkä kuormittuu merkittävästi. (Cedercreutz & Hanhinen 1993, 14-17.).

Ristiluun asennon muuttuminen ihmisen istuessa L5–S1 nikamat ovat selkärangan heikko kohta, koska ristiluun yläpinta kallistuu viistosti alaspäin. Kun L5 nikama kiinnittyy viistoon pintaan, se aiheuttaa leikkaavia voimia, jolloin painovoimavektorin suunta ei ole hyvä. (Kapandjin 1997; 84-85.).

Chaffin ym. (1999. 356-357) luokittelevat istuma-asennon painopisteen ja kuormituksen kohdistumisen mukaan kolmeen eri luokkaan. Nämä kolme istuma-asentoa perustuvat painopisteen ollessa istuttaessa edessä, keskellä ja takana. Jotta ylimääräisiä lihasjännityksiä ei istuttaessa syntyisi, tulisi keho olla tasapainossa. Lantion asennon muuttuminen vaikuttaa ylävartalon asennon muuttumiseen (esim. päänasentoon). Istuttaessa lantion tulisi olla kallistuneena hieman eteenpäin, koska taaksepäin kallistuneena se saattaa heikentää hengityskapasiteettia, aiheuttaa lannerankaan kyfoosin ja lisää välilevyihin kohdistuvaa painetta.

Chaffin ym. (1999, 369) mukaan eri tutkimukset ovat osoittaneet, että selkätuki tuottaa pienemmän välilevynpaineen, sen ollessa nikamien L4–L5 tasalla kuin L1–L2 tasolla. Myös istuin kulmalla on merkitystä. Mitä suurempi oli istuinkulma, sitä pienempi oli välilevypaine, sillä suurempi osa ylävartalon painosta välittyi selkänojaan. Parhaan tuloksen antoi 5 cm paksu (0 – 5 cm) selkätuki ja 120 asteen istuinkulma (90 – 120 astetta) (kuva 4.)



KUVA 4. Selkätuen ja istuinkulman vaikutus välilevypaineeseen (muokattu. Chaffin ym. 1999, 369).

### 3.1 Hyvä istuma-asento

Hyvälle istuma-asennolle on useita määritelmiä. Yleensä nämä määritelmät koskevat toimistotyötä, mutta ovat sovellettavissa myös matkustamiseen. Työterveyslaitoksen (2010) mukaan hyvässä istuma-asennossa selkänojan tulee olla tukeva ja helposti säädettävä, ja istuinpinnan etureunan alaspäin kaareva, jolla Koskelan (1970, 128-129) mukaan vähennetään reisien takana olevien lihasryhmien ja niiden sisällä kulkevien suonien kiinnipuristumismahdollisuutta. Kantapäiden tulisi tukevasti jalkatuella. Jalkojen asentoa tulisi pystyä vapaasti vaihtamaan. Jaloille oltava tilaa leveyssuunnassa 60cm. Asento ei saa olla kiertynyt, kumartunut eikä jännittynyt. (työterveyslaitos 2010.). Lisäksi Eklundhin

(1978) mukaan 2/3 reisistä pitäisi mahtua istuimelle. Tilley'n (2002) mukaan taasen optimaalinen polvikulma on 110–120 astetta. Jalkojen ollessa mahdollisimman korkealla etuviistossa, sydämen ja jalkojen suurten lihasten välimatka lyhenee korkeus suunnassa, jolloin verenkierto paranee ylöspäin.

Kroemer ja Grandjean (1997, 74) mielestä istuin tulisi olla kallistettu hieman eteenpäin, jotta lannerangan lordoosi muodostuisi helpommin. Selkä kestää paremmin kuormituksia, mikäli lannerangan lordoosi säilyy. Bouissetin (1988, 85-86) mukaan lanneselän tuki on merkityksellinen istuma-asennossa, jos lannerangan lordoosia saadaan pidettyä yllä tuen avulla. Lordoosin suuruus vaihtelee ihmisen mukaan, jolloin saman paksuiset selkätuet ei käy kaikilla. Lanneselän tuet ja selkänojat säästävät istuma-asennossa energiaa. Hyvä seläntuki vähentää lihaksien tekemää työn määrää. On myös huomioitava, että pitkään kestävä paikallaan olo on haitallisempaa kuin vähäiset puutteet työasennossa, joten yhtäjaksoista istumista tulisi välttää. Myös Gellerstedtin ym. (1999, 24) mukaan olisi tärkeää saada lannerangan notkolle riittävästi tukea, sillä lantion ja keskiruumiin välisen kulman kasvu vähentää selän kuormitusta.

Lonkkanivelten kulma suurenee ja lantio kääntyy eteenpäin selkänojan ansiosta, jolloin alaselän lordoosi pysyy luonnollisessa asennossa. EMG mittauksissa on todettu, että selkälihakset ovat rennoimpina, kun korkeahko selkänoja on kallistettu taaksepäin siten, että vartalon ja reisien välinen kulma on 105 - 120 astetta. Tällöin myös välilevyjen paine on alhaisempi taaksepäin kallistuneessa, tuetussa selän asennossa kuin pystysuorassa. (Koistinen ym. 1998, 415 ja Leskinen ym. 1990, 58-81.). Kroemer ja Grandjeanin (1997, 73) mukaan selkänojan taaksepäin kallistaminen vähentää välilevypainetta paljon aina 110 asteen kallistukseen asti. Tästä eteenpäin välilevypaine ei pienene merkittävästi.

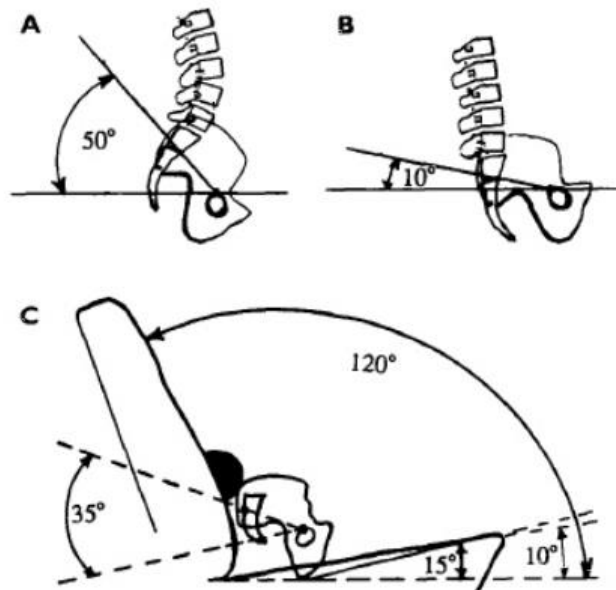
### **3.2 Hyvän istuimen ominaisuudet**

Matkustamiseen liittyvien kulkuneuvojen istuimet eivät ole useinkaan optimaalisia ergonomian suhteen. Tiedetään, että selkänojan on tuettava ristiselkää. On kehitetty

selkätukia, joita voidaan helposti kiinnittää tuolin selkänojaan. Väyrysen (1996) mukaan istuinkulman ollessa 90 astetta, voidaan selän lordoosin säilymistä parantaa selvästi 4 cm:n paksuisella selkätuella. Jos istuinkulma on n. 110 astetta, päästään selkätuen avulla hyvin lähelle sitä lordoosia, mikä vallitsee seisottaessa. Istuinosan kallistaminen eteenpäin estää myös lordoosin oikenemisen. Tällainen siirrettävä selkätuki voisi sopia mm. linja-auton, henkilöauton ja lentokoneen tuoliin sillä lannerangan lordoosilla on taipumus suoristua. Tällä ergonomisella ratkaisulla voidaan vähentää välilevypainetta istuma-asennoissa. Ja kun selkänojaa kallistetaan taaksepäin n.110 asteeseen, välilevyjen paine pienenee entisestään.

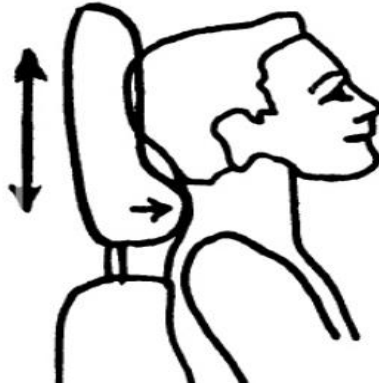
Cedercreutz & Hanhisen (1993, 29) mukaan tuolin säätöjen tulee olla riittävät ja niiden tulee olla helposti muokattavissa istualtaan. Säädettävä selkänoja mahdollistaa kaltevuuden ja korkeuden asettamisen sopivaksi. Hyvässä istuimessa ja istuma-asennossa voi liikkua esimerkiksi jalkoja ylös nostelemalla. Lisäksi selkänojan muotoilun, syvyyden ja pehmusteiden tulee olla sopivat. Saaren mukaan istuimessa tulisi olla ohut pehmuste (0,5–1,5 cm).

Harrison ym. (2000) määrittivät normaalin lantion kiertymisen seisossa, jolloin S1 takaosan alapinta on 50° kulmassa lonkanmaljan yläpinnan kanssa (Kuva 5 a). Istuttaessa painopisteen ollessa keskellä (Kuva 5 b), Harrison ym. (2000) kirjoitti tutkimuksessaan Schoberthin (1962) raportoineen, että keskiarvoinen lantion kiertyminen taaksepäin oli 40° kun asentoa muutettiin seisomisesta rentoon istumiseen. Täten Harrison ym. (2000) määritteli kaarevan linjan olevan 10° horisontaalitasosta ennen ristiselän tuen lisäystä. Kuva 5 c esittää lantion asentoa lievästi painuneena tyypilliseen auton istuimeen. Täten 4-5 cm ristiseläntuki kiertäisi lantiota eteenpäin ja lisäisi ristiselän lordoosia. On otettava huomioon, että eri ihmiset tarvitsevat jokainen oman kokoisen ristiselän tuen. Lord ym. (1997) määrittivät, että ideaalinen lantion kiertymiskulma olisi 35° ristiselän tuen ja tukevan istuimen kanssa. Istuimen selkänojan kulman on raportoitu (Andersson ym. 1974) olevan optimaalinen kun se on 120° (Kuva 5 c).



KUVA 5. Lantiokulmamuuotokset kun seistään(50°), 40° taaksepäin kääntyneenä kun istutaan n. 90° kulmassa ja optimaalisessa istuma-asennossa (35°). A, Lantionkulma on mitattu linjassa S1:n takaosan ja alareunan ja reisiluunpään horisontaalisen linjan kanssa. B, Lantio kääntyy 40° taaksepäin n. 90° asteen istuma-asennossa ja lantion lordoosi suoristuu. C, Lannetuki kasvattaa lanne lordoosia. Ideaalinen lantion pyöristyminen on 35° tukevalla tuolilla lannetuen kanssa, istuin alustan ollessa 10° kulmassa, istuinalustan painautuessa 5° ja istuinalustan ja selkätuen kulman ollessa 120°. (Harrison ym. 2000.).

Optimaalisessa istuimessa on myös oltava sekä vertikaalisesti että horisontaalisesti säädettävä ja kupera päätuki (Kuva 6), jotta pää ja kaularanka saavat hyvän tuen.



KUVA 6. Optimaaliseen istuimeen kuuluu horisontaalisesti ja vertikaalisesti säädettävä päätuki (Harrison ym. 2000).

Ideaalinen tuoli, mikä on ergonomisesti hyvä ja turvallinen, saattaa olla kallis, mutta kuinka paljon pitäisi maksaa tällaisesta tuolista, mikä helpottaa matkustamista, elämän laatua ja vähentää istumisen haitallisia vaikutuksia? Seuraavat seikat pitää sisällään ideaalisen tuolin ominaisuudet:

1. Istuin pitäisi olla vaimennettu värinältä iskunvaimentimilla 0-20Hz väliltä
2. Istuinalusta päällystettävä tiiviillä pehmusteella
3. Selkänöja oltava säädettävissä kaltevaan tasoon
4. Selkänöjassa oltava säädettävä lantio tuki ylös – alas ja sisään – ulos säädöllä. Sykkivä lantiotuki vähentäisi staattista kuormaa paremmin
5. Istuin korkeus täytyy olla säädettävissä
6. Istuinalustan kulman säätömahdollisuus
7. Selkänöjan oltava lineaarisesti (eteen - ja taaksepäin) säädettävissä istuin alustaan nähden (lyhyemmille ja pitemmille henkilöille)
8. Molemminpuoliset käsituet. (Harrison ym. 2000.).

On muistettava, että jokaisella on omanlaiset mieltymykset hyvästä istuma-asennosta ja että ”Oikein suunniteltua ja hyvinkään säädettyä tuolia ei voida käyttää pitkiä jaksoja yhtämittaisesti” (Bouisset 1988, 86).

## **4 ISTUMISEN FYSIOLOGISET JA BIOMEKAANISET VAIKUTUKSET**

Istuminen on fyysistä passiivisuutta, jossa useat lihakset ovat lähes täydellisessä lepotilassa. Istuminen kuluttaa energiaa vähän enemmän kuin lepo makuulla. Seisomisen ja siihen liittyvän liikkehtimisen tiedetään tuottavan kudoksille ja aineenvaihdunnalle signaaleja, jotka istuessa puuttuvat. (Hamilton ym. 2007.). Vuonna 2004 otettiin käyttöön termi inaktiivisuuden fysiologia kuvaamaan tutkimusta mahdollisesta inaktiivisuuden kausaalista roolista verenkierron ja metabolisiin sairauksiin. Liiallinen istuminen ei ole sama kuin fyysisen harjoittelun puute, ja siten istuminen omaa ainutlaatuiset ja omaleimaiset aineenvaihdunnalliset seuraukset. (Hamilton ym. 2008.). Thorp ym. (2011) totesivat, että on olemassa suhteellisen suuri näyttö siitä, ettei fyysisen aktiivisuuden määrä vaikuta istumisen ja sen aiheuttamien terveyshaittojen väliseen yhteyteen.

### **4.1 Alaraajaturvotus ja laskimoiden vajaatoiminta**

Saarikoski ym. (2012) toteavat artikkelissaan, että alaraajojen laskimojärjestelmä huolehtii 90 prosentista veren paluukierrosta sydämeen, ja imusuonisto (lymfasuonisto) kuljettaa 10 % neste- ja muusta kuona-ainekuormasta. Laskimojärjestelmä koostuu syvistä ja pinnallisista laskimoista, sekä niitä yhdistävistä yhdyslaskimoista. Kaikissa laskimoissa on läppiä, jotka edistävät paluuvirtausta ja estävät veren takaisin virtauksen. Toimivan laskimoläppäjärjestelmän ohella voimakkailla alaraajan lihaksilla on keskeinen merkitys laskimoiden paluuvirtauksen ylläpitämisessä. Kävellessä lihakset toimivat alaraajan laskimopumppuna.

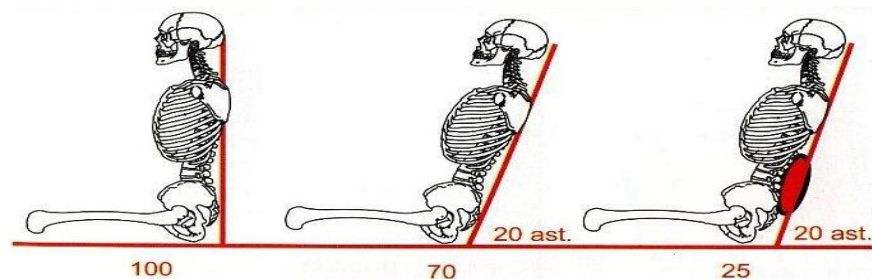
Pitkäaikainen paikallaan tapahtuva istuminen voi aiheuttaa alaraajojen puutumista, väsymistä ja turvotusta. Reisien suuret verisuonet joutuvat puristuksiin istuttaessa pitkään polvet ja lonkat taivutettuina. Tämä vaikeuttaa alaraajojen verenkiertoa ja imunestekiertoa.



Myös kireät vaatteet polvi- ja reisitaiepeessa saattavat heikentää laskimoveren virtausta alaraajoista sydämeen. Pitkäkestoinen matkustaminen (mm. auto-, lento- ja junamatkustaminen) istualtaan aiheuttaa usein alaraajojen väsymistä ja turpoamista. Normaalisti laskimot ja laskimoläpät huolehtivat veren kuljettamisesta reisistä sydämeen. Läppien toimintaa tehostavat liikkeen aikana verisuonia puristavat pohjelihakset. Pitkäaikainen liikkumattomuus heikentää lihaspumpun toimintaa ja laskimovirtausta, sekä kuormittaa läppärakenteita äärimmilleen. Pitkäaikainen kuormittuminen veltostuttaa laskimoiden seinämiä, jolloin laskimoläpät toimivat vajaalla teholla. Laskimoläpät vuotavat, jolloin veri pääsee virtaamaan takaisinpäin. (Saarikoski ym. 2012.).

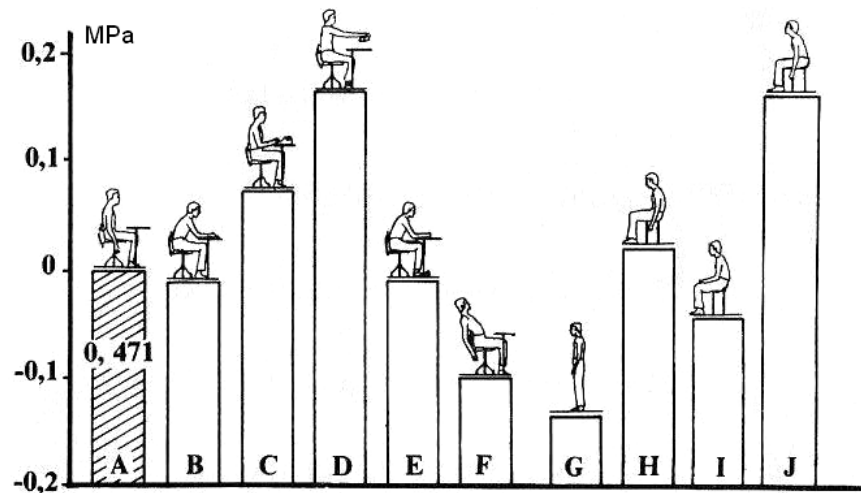
## 4.2 Istumisen vaikutukset selkärankaan

EMG mittauksissa on havaittu selkälihasten olevan rennoimpina silloin kun korkea selkänoja on kallistettu taaksepäin siten, että vartalon ja reisien välinen kulma on 105 - 120 astetta. Välilevyjen paine on myös alhaisempi hieman taaksepäin kallistuneessa, tuetussa selän asennossa kuin pystysuorassa, tukemattomassa asennossa (Kuva 7). (Koistinen ym. 1998, 415 ja Leskinen ym. 1990, 81.).



KUVA 7. Lannerangan välilevyihin kohdistuva suhteellinen paine suorassa istuma-asennossa ja 20 astetta taaksepäin kallistuneessa asennossa ilman tukea ja tuen kanssa (Koistinen ym. 1998, 201). Kun istutaan 90 asteen kulmassa, välilevypaine on 100 prosenttia. Kallistamalla selkänojaa 20 astetta taaksepäin välilevypaine laskee 70 prosenttiin ilman selkätukea ja 25 prosenttiin selkätuen kanssa.

Välilevypaineen määrä on yleisesti istuma-asennossa noin 6-7 kertaa suurempi kuin makuu-asennossa ja seisoma-asennossa nelinkertainen (Koistinen ym. 1998, 202.). Andersson ym. (1974) tutkivat välilevyjen normalisoitua painetta lannerangan L3 tasolla erilaisissa istuma-asennoissa (Kuva 8). Myös heidän tutkimuksessa seisominen (G) aiheuttaa istumista pienemmän paineen ja istumisessa välilevypaine on pienemmillään, kun koehenkilö istui selkänöjaan tukeutuvassa asennossa (F), missä selkänöja on kallistettu hieman taaksepäin. Ericsonin ja Goldien (1989) mukaan 3 tunnin istumisen vaikutusta välilevyjen kokoon puristavuuteen erilaisilla istuimilla, jossa oli vaakasuora istuinosa sekä selkä- ja käsinojat, selkärangan kokoon puristuneisuus vaihteli eri istuinten välillä 1,3 – 3,1 mm.



KUVA 8. Normalisoitu välilevypaine erilaisissa istuma-asennoissa. (A = Vertailuasento, istuma-asento lannetuen kanssa yläraajojen riippuessa vapaasti vartalon myötäisesti, G = pienin välilevypaine seistessä ja F = istumalla saavutettu pienin välilevypaine) (Andersson ym. 1974).

Välilevyjen ravinteiden saannin edistämiseksi suositellaan istuma-asennon vaihtelua. Selkärangan välilevyissä ei ole verisuonia, joten ravinteiden saanti tapahtuu difuntoitumalla ympäröivistä kudoksista. (Hänninen ym. 2005, 22-23.). Selkäranka ja lantioaluetta liikuteltaessa välilevyissä saadaan aikaiseksi paineen vaihtelua, joka edesauttaa ravinteiden

liikkumista. Lisäksi liikehdinnällä estetään selkärangan kasaan painumista, joka johtuu välilevyjen heikosta ravinteiden saannista. (Launis & Lehtelä 2011, 178). Koska välilevyissä ei ole hermopäätteitä, niiden painetta ei tunnisteta ja niitä voidaan rasittaa tietämättä asiasta mitään.

### 4.3 Istumisen rasittavat vaikutukset lihaksiin

Tyypillisessä istuma-asennossa alaselän lordoosi pyrkii istuttaessa oikeenemaan ja selkälihasten jännitys lisääntyy (Cedercreutz 1997, 126-140). Tähän ~~johon~~ vaikuttaa mm. reiden takaosan lihaksien ja pakaralihaksien kireys, koska ne kiinnittyvät lantiosta suoliluuhun ja kulkevat lonkkanivelen yli reisi- tai jopa sääriluuhun saakka (Cedercreutz & Hanhinen 1993, 14-17; Aalto 2010). Myös lonkan koukistajalihakset vaikuttavat lantion asentoon merkittävästi. Etureiden suora reisilihas sekä lanne-suoliluulihas ovat kestopistuksessa istuma-asennossa. Tarpeeksi pitkään kestävä yhtäjaksoinen istuminen saa lonkan koukistajat lyhenemään, jolloin lantio pyrkii kallistumaan eteenpäin. Tässä tapauksessa alaselän lordoosi ylikorostuu. Myös vatsalihakset ovat tyypillisessä istuma-asennossa jatkuvasti lyhentyneinä. (Aalto R. 2010.). Mitä alempana alaraajalihakset ovat istuttaessa sydämeen nähden, sitä heikompi on verenkierto ylöspäin (Tilley 2002). Lysähtäneessä istuma-asennossa keuhkomme eivät pääse laajenemaan tarpeeksi, joten hengitämme lähinnä keuhkojen yläosalla, jolloin hartiamme nousevat hengitettäessä ylöspäin ja aiheuttavat apuhengityslihasten, hartioiden ja kaulanlihasten kuormitusta (Aalto 2010; Chaffin ym. 1999, 356-357). Rintarangan kiristymistä aiheuttaa rintarangan pyöristyminen, olkapäiden kiertyminen ja eteenpäin painuminen, jolloin rintalihakset joutuvat ylläpitämään osaltaan lysähtänyttä asentoa. Jos isorintalihas joutuu pienen rintalihaksen lisäksi kiristymään, on vaarana, että olkavarren hermopunos joutuu pinteeseen. (Aalto R. 2010.).

#### **4.4 Pitkään kuormittamattomien lihasten EMG aktiivisuus**

Alford ym. (1987) tutkivat rotilla soleus (hidas ojentajalihas), mediaali gastrocnemius (nopea ojentajalihas) ja tibialis anterior (nopea koukistajalihas) lihaksen EMG aktiivisuutta, kun takaraaja oli kuormittamaton 24 tuntia. Soleus lihaksen EMG aktiivisuus laski 91 % kuormittamattomuus tilanteen jälkeen ja palautui 81 %:sti vasta seitsemän päivän jälkeen. Vastaavasti mediaali gastrocnemius lihaksen EMG aktiivisuus laski 54 % ja palautui seitsemäntenä päivänä 98 %:sti, mutta tibialis anterior lihaksessa tapahtui EMG aktiivisuuden nousua 3 päivän aikana kuormittamattomuus tilanteesta. Keskiarvoiset EMG mittaukset ennen ja jälkeen kuormittamattomuus tilannetta tehtiin rotan seistessä.

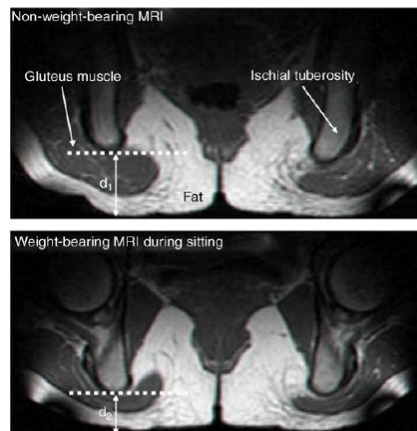
Vastaavanlaisessa tutkimuksessa (Winiarski ym. 1987) on havaittu, että merkittäviä muutoksia tapahtuu soleus ja gastrocnemius lihaksen lihasmassassa, aineenvaihdunnallisissa ja mekaanisissa ominaisuuksissa, huolimatta palautumisen aktiivaatiosta. Lisäksi tibialis anterior lihaksessa ei ole havaittu muutoksia lihasmassassa tai mekaanisissa ominaisuuksissa edes 4 viikkoa kestävässä kuormittamattomuudessa. Yhdessä nämä tutkimukset osoittavat, että takaraajan kuormittamattomuutta seuraavat lihasominaisuuksien adaptaatiot eivät liity läheisesti lihaksen EMG aktiivisuuteen per päivä.

#### **4.5 Ihonalaisen kudoksen mekaaninen rasittuminen istuttaessa**

Eran ym. (2006) tutkivat ihonalaisen kudoksen mekaanista räsitystä istuma-asennossa. Heidän tutkimus osoitti, että maksimaalinen kudoseräytyminen ja stressi esiintyivät istuinkyhmyä alapuolella olevassa pakaralihaskudoksen ulommaisessa osassa. Istuinkyhmyä alapuolella olevissa pakaralihaksissa painerasitus oli n. 3 kertaa suurempi kuin kehon ja istuimen välisen alueen kudospainerasitus (rasva/ihoferros). Tutkimuksessa ei kerrottu istuinalustan ja selkänöjan kulmasta, mutta tutkimuksessa olevista kuvista voi päätellä, että koehenkilöt istuivat n. 90° kulmassa (sekä vartalo – reisikulma että reisi - säärikulma). Näitä negatiivisia

vaikutuksia voidaan vähentää huomattavasti istuimen säädöillä. Kuvassa 9 näytetään kuinka istuinkyhmyluu painaa pakaralihasta ilman kuormaa ja 5 kg kuorman kanssa.

Myös Solomonow ym. (2003) raportoivat istuma-asennon aiheuttavan lantion seudun viskoelastisille kudoksille jatkuvaa staattista kuormitusta, aiheuttaen selkärangan kollageeneille mikrovaurioita ja selkärangan lihaskouristuksia. Pitkäaikaisen istumisen aiheuttamalla lantiorangan jäykistyminen on raportoitu lisäävän loukkaantumisen riskiä istumisen jälkeen tehtävissä äärimmäisissä lantion koukistusliikkeissä (Beach ym. 2005).



KUVA 9. Istuinkyhmyyn painautuminen istuttaessa ilman kuormaa (ylempänä) ja 5 kg kuorman kanssa (alempänä) (Eran ym. 2006).

#### 4.6 Istuimen kautta resonoivan värinän vaikutukset

Monet tutkimukset ovat osoittaneet kulkuneuvon värinällä olevan yhteyden moniin alaselkä ja selkärangan rappeutumissairauksiin kuljettajilla. Heliövaara (1987) havaitsi, että värinä on yksi suurimpia terveysriskejä monien eri alan työntekijöiden keskuudessa. Pope ym. (1980) raportoi, että monet ajoneuvot kuten rekat, pakettiautot ja linja-autot aiheuttavat värinää 3.0 – 6.0 Hz taajuudella. Tällä taajuusalueella on suurin istuvan ihmisen selkärangan resonointitaajuuden (n. 4.75Hz) amplitudi. Bovenzi ja Zadini (1992) tutkivat kulkuneuvon

tärinän ja selkärangan resonoinnista aiheuttamasta mekanismista, mikä aiheuttaa alaselkävammoja. He totesivat, että EMG mittaustulokset tärinän ajalta eivät olleet suojaavia. Lisääntynyt lihasjännitys lisäsi nikamarungon ja välilevyjen kuormaa. Tämä aiheuttaa väsymystä ja kipua ja johtaa selkärangan lisääntyneeseen alttiuteen loukkaantumisille. Pitkäkestoisella tärinän vaikutuksella matkustettaessa istualtaan voi täten olla haittaavia vaikutuksia matkustamisen jälkeiseen urheilusuoritukseen.

Brienza ym. (1996) tutkivat istumispaineen jakautumista pehmeällä istuin pehmusteella ilman ristiseläntukea ja tukevammalla pehmusteella ristiselän tuen kanssa. Tärinän kannalta pelkkä tiheämpi istuin pehmuste ja jousitus eivät riitä, vaan tarvitaan iskunvaimentimia. Magnusson ym. (1996) raportoivat, että Ruotsalaisilla kuskeilla, jotka käyttivät penkin tärinän iskunvaimennusta 4.0-6.0Hz välillä, esiintyi merkittävästi vähemmän selkä ongelmia verrattuna kuljettajilla USA:ssa, joilla ei ollut iskunvaimennusta käytettävissä. Tällaisella tärinän vaimennuksella matkustajienkin istuimissa saataisiin pahin tärinän aiheuttama taajuus poistettua. Parempi olisi jos saataisiin vaimennettua kaikki taajuudet välillä 0-20Hz.

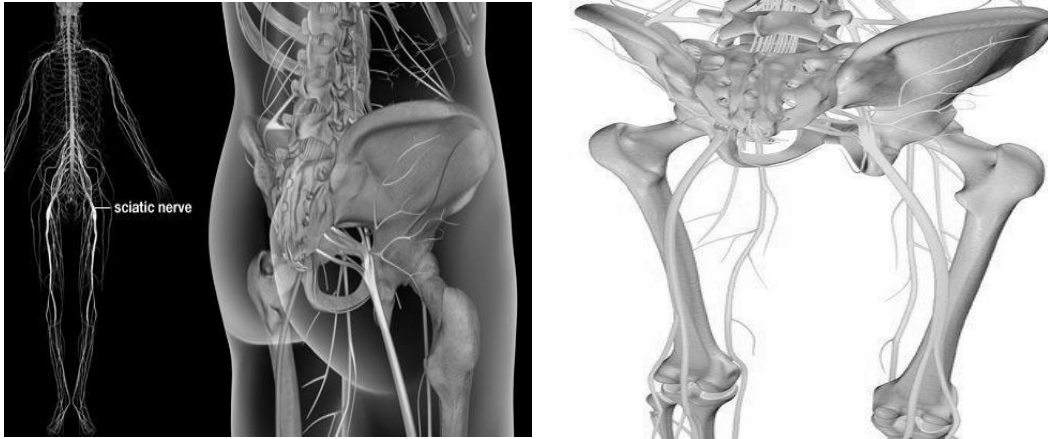
#### **4.7 Istumisen aiheuttamat hermostolliset vaikutukset**

Ihmisen hermoihin saattaa kohdistua painetta, mikä tyypillisesti aiheutuu kehon rakenteista. Paine saattaa aiheuttaa hermolle toimintahäiriöitä. Biofyysiset muutokset, jotka voivat vaikuttaa hermo-oireiden syntyyn, ovat joidenkin tutkimusten mukaan enemmän mekaanisen tekijän vaikutusta, jolloin hermossa tapahtuu muodonmuutoksia (Han ym. 2010; Rudge ym. 1974.). Toiset tutkimukset pitävät taasen iskemiaa hermo-oireiden aiheuttajana (Lewis ym. 1931; Rydevik B & Nordborg 1980; Rydevik 1981.). Iskemialla tarkoitetaan paikallista hapen tai verenpuutetta kudoksessa eli kudoksen paikallista verettömyyttä, jolloin aineenvaihdunta heikkenee paikallisesti. Kuitenkin sekä akuutin hermo paineen, että iskemian on todettu olevan relevantteja aiheuttamaan hermolle toimintahäiriötä. Mm. Rydevik ym. (1980) tekivät tutkimuksen, jossa yritettiin selvittää akuutin paineen ja iskemian vaikutusta jäniksen kiertäjähermossa. Johtopäätös oli, että

matalalla paineella iskemia oli dominoiva tekijä, vaikka suuremmalla paineella myös hermon muodonmuutokset aiheuttivat hermon toimintahäiriötä. Jo lievällä paineella saadaan aikaiseksi fysiologinen tukos hermossa, jolloin hermon toiminta häiriintyy (Lewis ym. 1931). Suuri mekaaninen paine voi taasen aiheuttaa hermoon johtumistukoksen ja vaurioittaa hermon rakennetta (Rudge ym.1974). Linja-autossa istumisen kannalta eniten puristuksiin mahdollisesti joutuvat hermot sijaitsevat reiden takaosassa. Näitä hermoja ovat iskiashermosta jakautuvat pohjeluuhermo eli peroneal hermo ja säären hermo eli tibial hermo. Istuttaessa hermoon kohdistuvat rasitukset voivat olla sekä iskemian, että akuutin paineen aiheuttamia. Istuimella sekä istuma-asennolla on suuri merkitys mahdollisten hermo-oireiden syntyyn.

#### **4.7.1 Iskias hermosto**

Iskiashermo saa alkunsa lanne-ristipunoksesta (plexus lumbosakralis). Sen tehtävänä on huolehtia pääasiassa lantion, sekä alaraajojen hermotuksesta. (Nienstedt ym. 2008, 523.). Iskiashermo on paksuin kehon hermoista ja se muodostuu L4- S3 hermojen etuhaaroista. Hermo tulee ulos lantiosta pakaralan alueelle musculus piriformiksen alta tai läpi (Butler 2000 ja Palastanga ym. 2006, 384-395.). Pakarasta hermo jatkaa kulkuaan syvällä lihasten välissä noin pakaralan keskikohdasta alaspäin (Nienstedt ym. 2008, 523). Polven yläpuolella iskiashermo jakaantuu kahteen haaraan: peroneushermoksi (nervus peroneus) ja tibialishermoksi (nervus tibialis). Haarat voivat jakautua jo ylempänä reidessä tai haarat voivat olla erilliset jo heti lantiosta ulos tullessaan. Yksilöllisiä eroja on havaittu. (Palastanga ym. 2006, 384-395.). Iskiashermon kulku on kuvattu kuvassa 10.

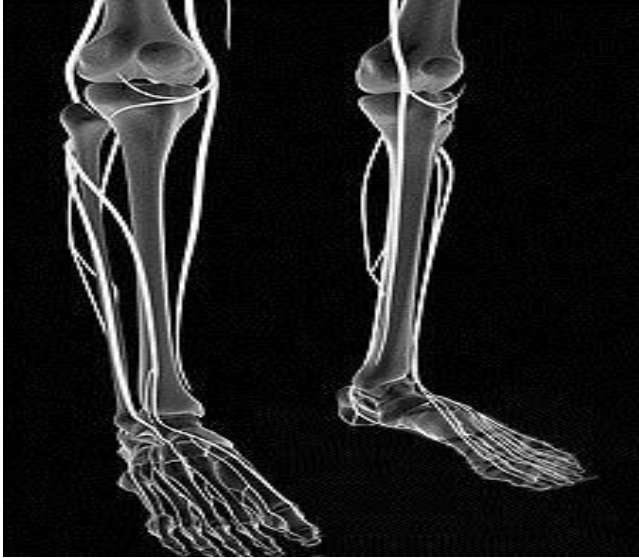


KUVA 10. Iskiashermon kulku

Tibialishermo on kookkaampi iskiashermon jakautuneista haaroista. Hermo kulkee reiden takaosaa ja menee polvitaipeen yli syvälle soleus lihakseen. Hermo kulkee pohkeessa pinnallisen ja syvän lihaskerroksen välissä kohti mediaalista malleolia. Polven korkeudella hermosta haarautuu suralis tuntohermo. Tibialishermon ihotuntoalueita ovat muun muassa jalan alakolmanneksen lateraalinen ja posteriorinen osa, kantapää, jalkapohjan mediaalipuoli ja lateraalisivu, sekä varpaat. (Palastanga ym. 2006, 384-395.).

Peroneushermo kulkee lateraalisesti syvällä biceps femoris lihaksessa ja sen jänteissä, kunnes se saavuttaa fibulan pään. Se kiertää fibulan pään alapuolella säären etupuolelle, missä se jakautuu kahteen haaraan. Hermon ihotuntoalue on jalkaterän anterolateraalinen osa, jalkapöytä sekä pieni ihotuntoalue ison ja toisen varpaan välissä jalkapöydän päällä. (Palastanga ym. 2006, 384-395.).





KUVA 11. Peroneus- ja tibialishermostojen kulku säären alueella.

#### 4.7.2 Hermon oireet

Hermo voi oirehtia ohimenevästi puutumisena, pistelynä, särkynä ja mahdollisena ajoittaisena heikkoutena jättämättä kuitenkaan pysyviä vauriolöydöksiä. Tyypillisiä sensorisen hermon oireita ovat puuttuminen, pistely, tikkuihu, tuntohäiriöt ja kipu. Motorinen hermo oireilee kömpelyytenä, väsymisenä, heikkouksina, krampeina ja faskikulaatioina. (Puustjärvi-Sunabacka & Karppinen 2004.).

Koska iskiashermosto sijaitsee lähellä lonkaniveltä ja sillä on suhteellisen pitkä matka polvitaiteeseen, se on herkkä loukkaantumiselle. Esim. akuutti pitkäaikainen istuminen voi aiheuttaa iskiashermostolle häiriöitä. Mm. pitkäaikainen paine takareisillä istuttaessa WC-istuimella saattaa aiheuttaa iskias hermostoon häiriöitä. (Dawson ym. 1999.). Samalla lailla voi häiriöitä aiheuttaa mikä tahansa istuin, jos sen reuna pääsee painamaan haitallisesti jalan takaosaa ja siellä sijaitsevaa iskiashermostoa.

### 4.7.3 Hermolle aiheutettu paine

Tiedetään hyvin, että hermostolle aiheutettu paine aiheuttaa heikentynyttä hermoston toimintaa, mihin vaikuttaa mm. anatominen sijainti, paineen suuruus ja kesto. Akuutti paine voi aiheuttaa häiriötä hermoston toiminnalle pitkään vielä paineen loppumisen jälkeen. Esim. ”lauantai-illan halvaus” (”Saturday night palsy”), jossa olkavarressa oleva hermo jää puristuksiin nukuttaessa (Rydevik B & Nordborg 1980.). Urheilusuorituksessa hermoston heikentynyt toiminta voi aiheuttaa dramaattista suorituksen heikentymistä jos esim. hermosignaalin johtumisnopeus on hidastunut.

Suurella osalla hermoston painetta koskevista tutkimuksista ihmiselle ja eläimille on käytetty mansettia tai jotain muuta kiristyspantaa paineen saamiseksi. Tällöin vaikutetaan myös heikentävästi verenkiertoon ja aineenvaihdunnallisiin seikkoihin, jolloin vaikuttavat mekanismit voivat olla sekä iskemian että mekaanisten tekijöiden aiheuttamia. Myös sähköisesti käytettyjä painekoneita on käytetty hermon paineen aiheuttajana, jolloin on kyseessä enemmänkin mekaaniset tekijät. (Han ym. 2010; Rudge ym. 1974; Lewis ym. 1931; Rydevik B & Nordborg 1980; Rydevik 1981.).

Han ym. (2010) tutkivat hermopaineen vaikutuksia hermon ärsytykseen ja hermo-oireiden syntyyn. Paine (159,15 kPa eli n. ~ 12,5 N) aiheutettiin ranteessa keskihermoon sähköisen laitteen avulla pinta-elektronin läpi. Paineen lisäksi laitteella aiheutettiin samalla sähköistä stimulusta. Painetta ylläpidettiin 24 min. Nimettömästä sormesta tehtyjen mittausten perusteella havaittiin, että paine aiheutti hermon yhdistetyn sensorisen aktiopotentiaalien amplitudin (CSAP) laskun ja latenssiajan pitenemisen. Molemmat muutokset olivat tilastollisesti merkitseviä. Sensorisen aktiopotentiaalilaskun yhdistettiin ärsytysherkkyyden vähenemiseen, refraktioajan pitenemiseen ja voima – kesto aikavakion (SDTC) pitenemiseen. Paineen lopettamisen jälkeen, aksonin kynnysjännite kohosi nopeasti yli ennen painetta olleen tason, mikä oli johdonmukainen kehittyvän aksonin hyperpolarisaation kanssa. Tuntoharhat ja tunnottomuus lisääntyvät tasaisesti läpi painejakson ajan ja olivat korkeimmillaan paineen vapautuskohdassa, jonka jälkeen alkoi asteittainen palautuminen.

Lewis ym. (1931) puolestaan totesivat tutkimuksessaan, että lievää painetta aiheuttamalla hermoon saadaan aikaiseksi fysiologinen tukos hermossa, mikä palautuu heti kun paine vapautetaan. Ihmisellä suoritetussa kokeessa käytettiin pneumaattista mansettia. Tutkimuksen johtotuloksena fysiologinen tukos johtuu paikallisesta hapenpuutteesta.

Rudge ym. (1974) tutkimuksessa paviaaneille tehdyssä motorisen hermon (anterior tibial hermo) asteittaisessa puristuskokeessa seurattiin johtumisnopeuden muutoksia 18 - 24 tuntia puristuksen jälkeen. Puristus aiheutettiin nailon nauhalla. Puristukset kestivät 90 minuutista 180 minuuttiin ja puristus voimakkuudet olivat iholla 6–2.1 kg/cm<sup>2</sup> (mikä vastasi n. 1.5 kg painoa), 1.0 kg/cm<sup>2</sup> ja 0.75 kg/cm<sup>2</sup>. 1.6–2.1 kg/cm<sup>2</sup> painon aiheuttama paine aiheutti 90 min. jälkeen vakavan tai täydellisen hermon johtumistukoksen. 1.0 kg/cm<sup>2</sup> aiheutti osittaisen tukoksen ja johtumisnopeuden viivettä ei tukoksessa olevissa fiibereissä. 0.75 kg/cm<sup>2</sup> tai alempi paine ei aiheuttanut johtumismuutoksia. Mitä kauemmin ja voimakkaammin puristukset kestivät, sitä hitaampaa oli hermoston palautuminen ja sitä enemmän esiintyi aksonien katkeamista (Wallerian degeneration = aksoni(e)n katkeaminen, niin että hermon sidekudostuppi jää ehyeksi ja mahdollistaa paranemisen). Voimakkaissa puristuksissa esiintyi isoissa myeliinitupellisissa fiibereissä Ravierin solmujen siirtymää painekohdasta pois päin. Siirtymästä johtuen solmun vieressä esiintyi toisella puolella venytystä ja toisella puolen invaginaatiota (tupettumista). Myös venytyksen aiheuttamaa myeliinin ohentumaa havaittiin. Voimakasta ja pitkäkestoista hermon puristusta seurasi lopuksi myeliinin häviäminen aksonien ympäriltä ja sen jälkeen myeliinituppien korjaantuminen aksonien ympärille. Tutkimuksessa todettiin, että hermon johtumistukoksen aiheuttaa myeliinitupellisiin aksoneihin kohdistuva mekaaninen paine ja että hermon sisäisillä verisuonten puristumisilla on vain hyvin pieni rooli tämän suhteen.

Rydevikin ja Nordborgin (1980) tutkimuksessa jänikselle tehdyssä 2 tunnin tibial hermon painekokeessa seurattiin hermon toimintaa ja rakennetta. 2 tunnin yhtäjaksoinen puristus 50 mmHg, ei aiheuttanut muutoksia hermoston maksimaaliseen johtumisnopeuteen tai rakenteeseen. 200 mmHg ja 400 mmHg 2 tunnin puristus aiheutti asteittaista johtumisnopeuden laskemista ja hermoston palautuminen oli epätäydellistä. Rydevik ym.

(1981) tutkimuksessa jäniksille tehdyssä tibial hermon asteittaisessa painekokeessa havaittiin hermoston verenkierron häiriöitä jo 20 mmHg – 30 mmHg paineella, kun valtimo ja intrafaskikulaarinen kapillaariverenkierto heikentyi n. 40 – 50 mmHg paineella. Hermossa ei verenkiertoa havaittu enää ollenkaan kun paine oli 60 - 80 mmHg. Johtopäätöksessä todetaan, että hermon akuutti paine voi aiheuttaa pysyvää heikentynyttä mikroverenkiertohäiriötä hermossa, johtuen verisuonien mekaanisesta vauriosta.

Akuutti linja-autossa matkustaminen istualtaan tuskin aiheuttaa hermostolle mitään vakavampia rakenteellisia vaurioita, sillä matkustaja havaitsee tällaiset voimakkaat hermopuristukset helposti ja pystyy vaihtamaan asentoa hyvissä ajoin. Mutta jonkin asteista hermon puristumista voi ilmetä istuttaessa, jolloin esim. reiden sisäiset rakenteet voivat aiheuttaa painetta reiden alaosan hermoille. Myös terävä penkin reuna voi helposti päästä aiheuttamaan polven taakse painetta, missä tibial – ja peronealhermo kulkevat lähellä pintaa. Joten sekä jalan rakenteesta johtuvat että mekaaniset tekijät voivat aiheuttaa jonkin asteista painetta jalan hermoille istuttaessa linja-autossa ja täten heikentää hermon toimintaa.

## **5 ISTUMISEN VERENKIERTO JA SEN BIOKEMIAALLISET MARKKERIT**

Laboratoriossa tehdyt tutkimukset tukevat muita tutkimuksia, joissa on todettu, että istuminen ja sen kaltainen kevyt fyysinen toiminta vaikuttaa omalla ainutlaatuisella tavallaan haitallisesti kehon biokemiallisiin prosesseihin (Hamilton ym. 2008). Tässä kappaleessa käsitellään istumisen vaikutusta verenkiertoon ja sen biokemiallisiin markkereihin.

### **5.1 Istumisen vaikutukset verenkiertoon**

Verenkierto häiriintyy dramaattisesti, kun asetamme yläruumiimme painon pehmytkudoksillemme ja istumme lähestulkoon liikkumatta selkä tukea vasten. Pitkäaikainen istuminen ahtaassa tilassa saattaa liittyä laskeneeseen valtimopaluun jalan verisuonista, aiheuttaen laskimossa lisääntyntä painetta, plasman lisääntyntä virtaamista välitilaan ja muutoksia veren virtauksessa (Schobersberger ym. 2004). Voimakkaasti pehmustetut istuimet siirtävät kehon painon istuinkyhmyiltä reisilihaksille ja litistävät veri- ja imusuonet. Levin ym. (2009) tutkimuksessa tutkittiin kahden ergonomiatuolin vaikutusta jalkojen verenkiertoon. Tulos oli, että molemmissa tuoleissa istuttaessa popliteaalissa / jalkataive-laskimossa verenkierto laski tilastollisesti merkittävästi.

Reenalda ym. (2009) tutkivat istuinpaineen ja ihonalaisen kudoksen hapettumista samanaikaisesti tarkoituksena selvittää kuinka asentojen vaihtaminen vaikuttaa ihonalaisen kudoksen hapettamiseen. Kun koehenkilöt vaihtoivat asentoa keskimääräisesti  $7.8 \pm 5.2$  kertaa tunnissa, ihonalaisen kudoksen hapettuminen lisääntyi keskiarvoisesti 2.2 % jokaisen asennonvaihdon aikana, osoittaen asennon vaihtamisen positiivisia vaikutuksia kudoksen elinvoimaisuuteen.

## 5.2 Veren hyytymistekijä muutokset ja turvotuksen muodostuminen

Pitkäkestoiset matkustamiset ahtaassa tilassa bussissa, lentokoneessa tai autossa liittyvät todennäköisesti kasvavaan riskiin saada verisuonen tukkeuma, mikä mahdollisesti liittyy huonoon istuma-asentoon ja kudosten hapen puutteeseen. Schobersberger ym. (2004) tutkivat veren hyytymisen ja liukenemisen markkereita, kuten myös hyytymisen funktionaalisia parametreja tromboelastografian avulla ennen 10 tunnin linja-automatkaa, sen aikana ja jälkeen. Lisäksi jalan tilavuutta mitattiin. Kohtalaista veren hyytymisaktivaatiota tapahtui kaikilla matkustajilla, mikä johtui protrombiinista irtautuvien fragmentin F1+2 merkittävästä lisääntymisestä. Protrombiini on veressä esiintyvä proteiini, josta muodostuu pilkkoutumalla trombiinia. Trombiini on taasen tärkeä tekijä veren hyytymisessä.

Plasminogeeniaktivaattori ja plasminogeeniaktivaattori inhibiittori 1 laskivat matkan jälkeen. Plasminogeeniaktivaattori muuttaa plasminogeenin aktiiviseksi plasmiiniksi, mikä pilkkoo verihyytymää koossa pitävää fibriiniä. D-dimeeri pysyi muuttumattomana. D-dimeerin avulla seurataan verihyytymien olemassa oloa. Myös trobiinin syntyä ilmaiseva trobiini – antitrobiini III kompleksi pysyi muuttumattomana. Jalan tilavuudessa havaittiin merkittävää kasvua matkan jälkeen, mitä esiintyi erityisesti pohjelihaksissa (100ml/jalka). (Schobersberger ym. 2004.). Vastaavasti lentomatkustamiseen liittyvässä tutkimuksessa jalkojen tilavuus muuttui seuraavasti +120ml/pohje ja +130ml/reisi (Mittermayr ym. 2003). Stricker ym. (2003) tutkimuksessa havaittiin, että 6 tunnin istuminen normaalilla toimistotuolilla ei aktivoanut veren hyytymistä vaan päinvastoin vähensi trombiinin generoitumista todisteena vähentyneestä F1+2 konsentraatiosta.

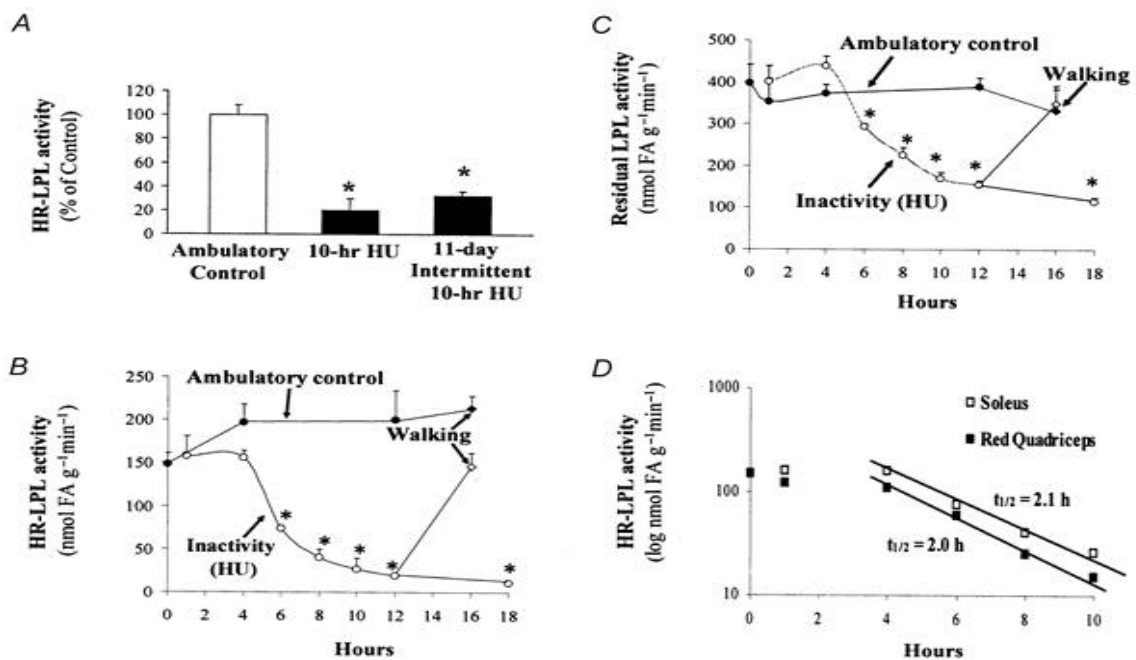
### **5.3 Insuliini herkkyys, glukoosi toleranssi, paasto insuliini, glukoosi – ja rasvatasot**

Travis ym. (2012) kävi läpi katsauksessaan läpi 25 eri tutkimusta, jotka käsittelivät ”sedentary behaviour” tutkimuksia. Nämä tutkimukset kestivät muutamasta tunnista korkeintaan 7 päivään. Osa tutkimuksista liittyi istumiseen. Tutkimukset selvittivät seuraavia biomarkkereita: insuliini herkkyys, glukoosi toleranssi, paasto insuliini, glukoosi ja rasvatasot. Johtopäätös oli, että 2 tunnista 7 päivään kestävä keskeyttämätön akuutti ”sedentary behaviour”, kuten istuminen, voi aiheuttaa nopeita ja haitallisia muutoksia triglyseriini tasolle, insuliini herkkyteen ja glukoosi toleranssiin. Stephens ym. (2011) raportoivat, että insuliinistimuloitu glukoosin talteenotto oli 39 % matalampi päivän istumisen jälkeen kuin päivän, jolloin istumisaika minimoitiin. Nygaard ym. (2009) 2 tunnin istumistutkimuksessa ja Dunstan ym. (2012) 5 tunnin pitkäkestoisessa istumistutkimuksessa tutkittiin glukoositoleranssia. Travis ym. (2012) tekivät näistä tutkimuksista johtopäätöksen, että akuutti keskeyttämätön ”sedentary behaviour” jakso voi alentaa glukoosi toleranssia kohtalaisesti tai merkittävästi. Travis ym. (2012) tutkimuksessa todettiin myös, että paastoglukoosin, paastoinsuliinin ja HDL – ja LDL – kolesterolin muutoksiin ei löydy tarpeeksi laadukasta todistusaineistoa.

### **5.4 Lipoproteiinilipaasi aktiivisuus**

Bey ja Hamilton (2003) tutkivat rotilla inaktiivisuuden vaikutusta lipoproteiinilipaasin (LPL) entsyymiaktiivisuuteen luurankolihasissa, minkä osittain selittää lihasten vähentyneen energiatarpeen. LPL on entsyymi, joka hajottaa plasman triglyseridiä ja jolla on vaikutusta lihaksen rasva-ainevaihduntaan ja muutos vaikutuksia paikallisesti myös lihaksen kokonaisainevaihduntaan, mihin kuuluvat myös lihaksen glukoosi ja rasvahappo aineenvaihdunta. LPL aktiivisuus laski n. 90 -95 % rotilla joiden takajalat olivat kuormittamattomina verrattuna normaaliin kuormitettuun tilanteeseen. Myös eri lihastyypin välillä esiintyi suuria LPL aktiivisuus eroja normaalisti aktiivisilla rotilla,

mikä selittynee sillä, että normaalisti päivän aktiviteeteissa rekrytoidaan enemmän hitaita punaisia oksidatiivisia lihaksia (Kuva 13). Inaktiivisuus aiheutti triglyseroidien oton vähenemistä lihaksiin ja laski HDL-kolesteroli konsentraatiota. LPL aktiivisuuden laskua tapahtui paikallisesti vain niissä lihaksissa, joita ei kuormitettu. Kävely nostatti LPL aktiivisuutta 8-kertaisesti 4 tunnin sisällä inaktiivisuudesta (kuva 12\_b ja c). LPL entsyymien aktiivisuus laski merkittävästi jo ensimmäisen päivän aikana (kuva 12\_a). Samoin kuvasta 12\_d nähdään soleus-lihaksen (hitaasti supistuva punainen oksidatiivinen lihas) ja nelipäisen reisilihaksen (RQ; nopeasti supistuva punainen oksidatiivinen lihas) entsyymiaktiivisuuden jyrkkä lasku 4 tunnin inaktiivisuuden jälkeen. Molempien lihasten LPL aktiivisuuden puoliintumisaika oli n. 2 tuntia. Sukupuolella ei ollut väliä. Kuvasta 12\_b nähdään, että 12 tunnin inaktiivisuuden jälkeen kesti 4 tuntia, että LPL aktiivisuus saatiin nostettua kontrollitasolle sekä soleus – että nelipäisessä reisilihaksessa hitaalla kävelyllä.

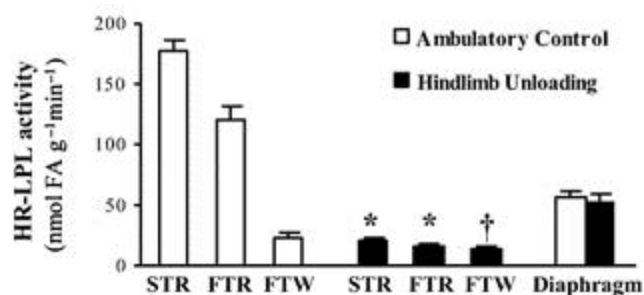


KUVA 12. LPL aktiivisuus inaktiivisuuden jälkeen verrattuna matala intensiteettiseen aktiviteettiin. Soleus lihaksen HR-LPL aktiivisuus laski akuutin (10 tuntia 1 päivän aikana) ja kroonisen (10 tuntia 11 päivän aikana) takajalkojen kuormittamattomuuden aikana (A). HR-LPL (B) ja solun sisäisen LPL (C) aktiivisuuden lasku soleus lihaksessa 18 tunnin takaraajojen kuormittamattomuus tilanteen



jälkeen ja 12 tunnin kohdalla kävelyn aiheuttama LPL aktiivisuuden nousu seuraavan 4 tunnin aikana. D kuvassa on esitetty soleus ja nelipäisen reisilihaksen LPL aktiivisuus 4 -10 tunnin kohdalla. Puoliintumisaika  $t_{1/2}$  laskettiin myös 4 ja 10 tunnin väliltä. (Bay & Hamilton 2003).

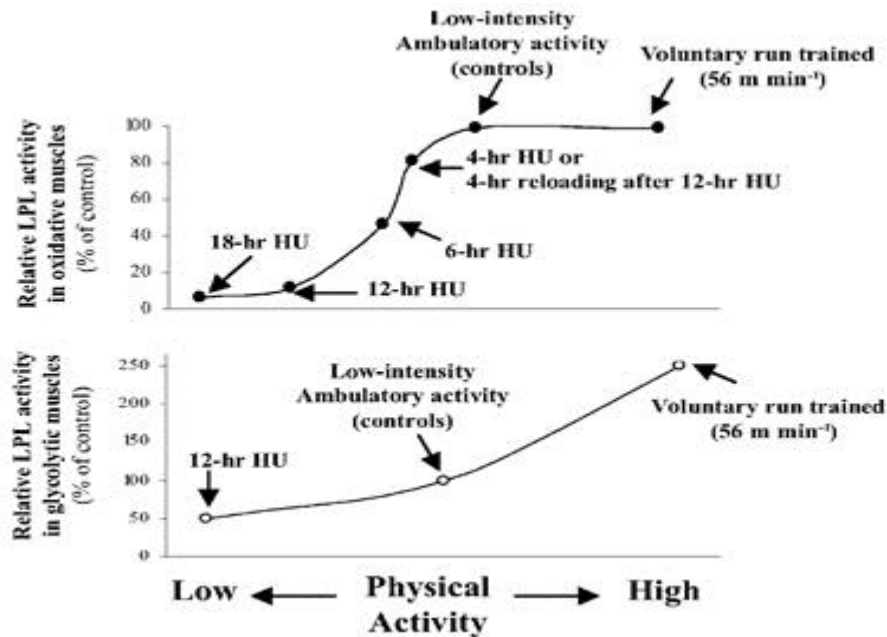
Soleus lihaksen ja nelipäisen reisilihaksen LPL aktiivisuus tipahti 10-kertaisesti ja suoran reisilihaksen (RF; nopeasti supistuva valkoinen glykolyttinen lihas) 2-kertaisesti verrattuna aktiiviseen kontrolli ryhmään (Bay & Hamilton 2003). (Kuva 13).



KUVA 13. HR - LPL aktiivisuus eri lihastyypeissä (STR = hitaasti supistuva punainen oksidatiivinen soleus lihas, FTR = nopeasti supistuva punainen syvä reisilihas, FTW = nopeasti supistuva valkoinen pinnallinen alue suorasta reisilihaksesta) 12 tunnin inaktiivisuuden jälkeen verrattuna aktiiviseen kontrolliryhmään. Myös pallean (Diaphragm) LPL aktiivisuus esitetty kontrolli ja koeryhmän välillä (Bay & Hamilton 2003).

Tässä tutkimuksessa (Bay & Hamilton 2003) todistettiin, että vähäisellä liikkumisaktiivisuudella voidaan välttää lihaksen LPL entsyymiaktiivisuuden lasku. Tutkimuksessa todetaan, että ei ole olemassa minimi intensiteettikynnystä LPL entsyymin säätelyyn, vaan tämä riippuisi lihas fiiberi tyypistä tai pisteestä mihin kontrolli aktiivisuus määriteltäisiin. Lisäksi nopeilla valkoisilla lihas fiibereillä on korkeampi rekrytointikynnys, niitä käytetään vähemmän päivittäisissä aktiviteeteissa ja yleisesti ottaen on pienempi LPL aktiivisuus ja proteiini pitoisuus ellei lihaksia altisteta intensiiviselle harjoittelulle (Kuva

14). Kuvasta 14 nähdään, että hitaita lihassoluja omaavissa lihaksissa LPL entsyymiaktiivisuus ei nouse normaalisti liikkuvilla rotilla kovemmallakaan intensiteetillä, mutta nopeita lihassoluja omaavissa lihaksissa LPL entsyymiaktiivisuus on nostettavissa kovemmalla intensiteetillä.



KUVA 14. Fyysisen aktiivisuuden/inaktiivisuuden ja lihaksen LPL aktiivisuuden välinen suhde. Ylemmässä kuvassa oksiditaavisen lihaksen (soleus ja syvä reisilihas) suhteellinen LPL aktiivisuus eri takaraajojen kuormittamattomuus tilanteissa (18 h, 12 h, 6 h ja 4 h tai 4 tunnin aktiivisuus 12 tunnin kuormittamattomuuden jälkeen). LPL aktiivisuuden nostoon ei voida vaikuttaa kovemmallakaan intensiteetillä oksiditaavisilla lihaksilla. Alemmassa kuvassa glykolyttisen lihaksen (valkoinen ulompi ja suora reisilihas) suhteellinen LPL aktiivisuus 12 kuormittamattomuustilanteen jälkeen. Mitä suurempi fyysinen aktiivisuus sitä korkeammalle saada LPL aktiivisuus. (Bay & Hamilton 2003.).

## 6 LÄMMITTELYN MAHDOLLISET VAIKUTUKSET ISTUMISEN AIHEUTTAMIIN TEKIJÖIHIN

Urheilusuoritusta edeltävällä lämmittelyllä pyritään myös vähentämään istumisen aiheuttamien negatiivisten tekijöiden vaikutuksia mm. aineenvaihduntaan, verenkiertoon ja hermon johtumisnopeuteen. Lajista riippuen lämmittely on sovitettava oikeaksi juuri ko. lajille, jotta lajissa vaadittavat ominaisuudet saadaan parhaalle mahdolliselle tasolle ennen suoritusta. Urheilijat käyttävät erilaisia lämmittelykeinoja nostaakseen kehon ja lihasten lämpötilaa, kiihdyttääkseen aineenvaihduntaa ja sydämen ja keuhkojen toimintaa (Pagaduan ym. 2012). Tyypillinen lämmittely koostuu aerobisista harjoitteista (esim. hölkkä, pyöräily, hyyt), joita seuraa erilaisia venytysharjoitteita (esim. passiivinen/aktiivinen staattinen venyttely tai dynaaminen aktiivinen venyttely). Lisäksi voidaan käyttää lajikohtaisia harjoitteita ja erilaisia yhdistelmiä em. lämmittelymetodeista. (Samson ym. 2012; Chaouachi ym. 2010.). Tässä kappaleessa käydään läpi lämmittelyyn liittyviä asioita, jotka voivat auttaa urheilijaa palautumaan akuutin pitkäkestoisen istumisen rasituksista ja parantaa näin urheilijan valmiutta varsinaiseen suoritukseen.

Istumisen jälkeiseen **lihasten ja nivelten jäykkyyteen** voidaan mahdollisesti vaikuttaa lämmittelyllä, jolloin lihasten ja nivelten elastiset ominaisuudet paranisivat. Kevyen lämmittelyn on raportoitu vähentävän metacarpal nivelen passiivista vastustusta 20 % (Wright & Johns 1961.). Samanlaiset vaikutukset havaittiin polvinivelessä passiivisen lämmittelyn yhteydessä, kun käytettiin sähköistä lyhytaalto diatermia kudosten lämmittämiseen (Wright 1973.). Lihassäikeiden jäykkyyden on myös havaittu alenevan lämmittelyn myötä (Buchthal ym. 1944.).

Pitkän matkustamisen aikana **lihasten ja kudosten hapenpuute** voi olla suurta. Hapenkuljetuksen lisääntymistä lihakseen on raportoitu lämmittelyn seurauksena. Barcroft ja King (1909) raportoivat, että hemoglobiini luovuttaa happea enemmän ja nopeammin kehon lämpötilan noustessa johtuen lämmittelystä. Samanlaiset havainnot myoglobinin

suhteen lämpötilan noustessa teki Theorell (1934). Kehon lämpötilannousun on myös raportoitu laajentavan verisuonia ja lisäävän **veren virtausta** lihaksissa (Barcroft ym. 1943.). Samoin lämmittelyn yhteydessä liikkuminen saa aikaiseksi sen, että alaraajojen lihaksen toimivat laskimopumpuna, jolloin veren virtaus sydämeen päin paranee huomattavasti. Tämä helpottaa myös **alaraajojen turvotusta ja puutuneisuutta** (Saarikoski ym. 2012). Lihasten lämpötilannousu lämmittelyn seurauksena parantaa lihaksen glykogenolyysia, glykolyysia ja korkeaenergisien fosfaatin (ATP ja fosfokreatiini) uudelleen muodostumista (Febbraio ym. 1996), täten lämmittelystä voi olla apua lajeissa, joissa on lyhytkestoisia suorituksia anaerobisella energiatuotantoalueella mihin lentopallokin kuuluu.

**Hermosysteemi toiminnan** paranemista voi tapahtua lämmittelyn seurauksena. Karvonen (1992) raportoiti, että lihasten lämpötilan nousu paransi keskushermoston toimintaa ja lisäsi hermoimpulssin johtumisnopeutta. Parantunut hermoston toiminta voi olla tärkeitä erityisesti lajeissa, joissa vaaditaan kompleksisia kehon liikkeitä ja nopeata reaktiota kuten lentopallossa. Alkulämmittelyllä voidaan täten mahdollisesti nopeuttaa matkustamisen aiheuttamaa hermostollista toimintaa. **Selkärangan ja välilevyihin** lämmittely vaikuttaa siten, että pelkästään pystyasennossa oleminen vähentää välilevypainetta (Koistinen ym. 1998, 202) ja selkärangan ja lantion liikkuminen parantaa välilevyjen aineenvaihduntaa, jolloin välilevyjen ravinnon saanti tapahtuu diffuusion avulla ympäröivistä kudoksista (Hänninen ym. 2005, 22-23.). Lämmittelyn aiheuttama liikkuminen estää myös välilevyjen kasaan painumista, mikä johtuu parantuneesta ravinteiden saannista (Launis & Lehtelä 2011, 178.).

Lämmittely antaa urheilijalle aikaa valmistautua ja keskittyä kilpailutapahtumaan, myös **psykologiset tekijät** huomioonottaen. Lämmittelyn voidaankin olettaa kuuluva varsinaisen tapahtuman esivalmistelurutiineihin, auttaen urheilijaa saavuttamaan tarkoituksen mukaisen aktiivaatiotilan, niin henkisesti kuin fyysisesti. Esivalmistelurutiinien onkin havaittu olevan tunnusomaista olympialaisissa menestykseen. (Orlick & Partington 1987.). Voisi kuvitella, että pitkän matkustamisen jälkeen urheilijan psykologiset tekijätkään eivät ole parhaalla

mahdollisella tasolla, vaan urheilija tarvitsee aikaa myös saavuttaakseen henkisen valmiuden. Täten lisääntynyt valmiustaso on mahdollisesti yksi lämmittelyn psykologisista eduista.

## 7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA ONGELMAT

Monelle urheilijalle on tuttu käsite ”jalat jäi bussiin”. Tällä tarkoitetaan esim. ottelun alun vaikeuksia pitkän matkustamisen jäkeen, jolloin jalat eivät toimi kunnolla ja saattavat olla esim. raskaan, kankean ja hitaan tuntuiset. Urheilupiireissä tämä on tunnettua, mutta tarkasti ei tiedetä, kuinka akuutti pitkäkestoinen istuminen linja-autossa vaikuttaa lajikohtaisiin suorituskykytekijöihin ja mitä pitäisi tehdä, jotta tällaiset mahdolliset suoritusta heikentävät negatiiviset tekijä voitaisiin minimoida matkustamisen yhteydessä. Istuminen aiheuttaa esim. jo lyhyessä ajassa suurta heikkenemistä aineenvaihdunnassa ja verenkierrossa. Samoin elimistö sopeutuu muutamassa kymmenessä minuutissa tiettyyn asentoon siten, että tukikudokset lyhenevät ja jäsenet jäykistyvät. Tutkimuksia, joissa selvitetään akuuttia matkustamisen yhteydessä tapahtuvaa istumisen vaikutusta urheilusuoritukseen, löytyy vähän jos ollenkaan.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia linja-automatkustamisen vaikutusta sm-liiga tason mieslentopalloilijoiden hermo-lihasjärjestelmään ja suorituskykyyn. Suorituskyky mitataan staattisen (HIK = hyppy ilman kevennystä) ja esikevennetyn (HK = hyppy kevennyksellä) hypyn avulla, koska ne ovat hyvin lajiomaisia lentopalloilijoille. Hermolihasjärjestelmän toimintaa mitattiin tutkimalla linja-auto matkustamisen vaikutuksia alaraajojen voimantuottoon, voimantuottonopeuteen, lihasaktiivisuuteen ja hyppykorkeuteen sekä hermoston reflektoriseen aktivaatioon venymis-lyhenemissykluksessa soleus lihaksessa.

Hypoteesina oli, että sekä staattisen että esikevennetyn hypyn voimantuottonopeus hidastuisi, voimantuotto, lihasaktiivisuus ja hyppykorkeus laskisivat sekä esikevennetyn hypyn refleksiaktivaatio hidastuisi ja laskisi soleus lihaksessa vieraspelimittauksissa suhteessa kotipelimittauksiin.

## **8 TUTKIMUSMENETELMÄT**

### **8.1 Koehenkilöt**

Koehenkilöinä tutkimuksessa oli 10 miesten sm-liiga lentopalloseuran pelaajaa. Koehenkilöiden ikä oli 28,5 +/- 9,5 vuotta, paino 93 +/- 13 kg ja pituus 193,5 +/- 12,5 cm. Ennen tutkimusta koehenkilöille kerrottiin tutkimuksen tarkoitus ja he allekirjoittivat kirjallisen suostumuksen tutkimukseen osallistumisesta. Koehenkilöt osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti ja heillä oli oikeus keskeyttää tutkimus halutessaan.

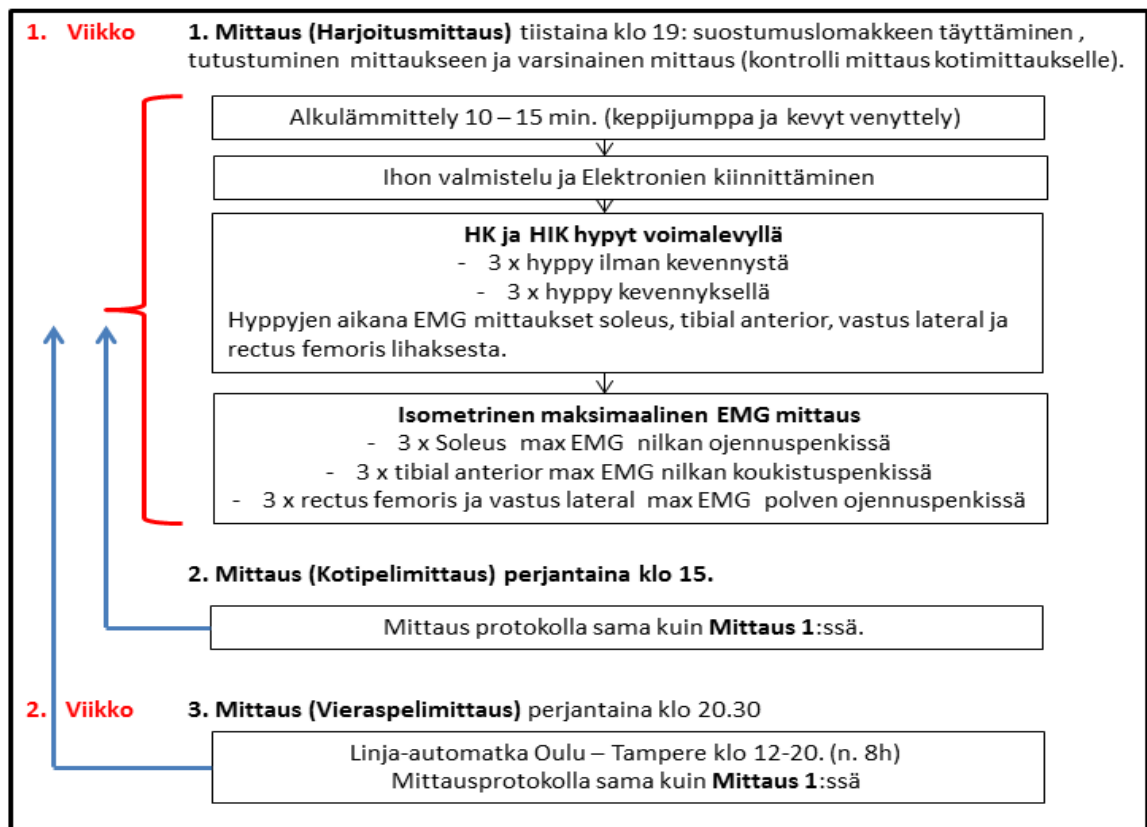
### **8.2 Tutkimusprotokolla**

Ennen ensimmäistä harjoitusmittausta koehenkilöt täyttivät suostumuslomakkeen. Hypyt suoritettiin kolmena eri ajankohtana; mittausharjoittelussa, kotipeli - ja vieraspelimittauksissa. Mittausajankohdat olivat vastaavasti illalla klo 19, iltapäivällä klo 15 ja illalla klo 20.30. Mittausharjoittelu oli 1. viikon tiistai, kotipelimitaus 1. viikon perjantai ja vieraspelimitaus 2. viikon perjantai. Mittausharjoittelu oli kontrollimitaus kotipelimitaukselle ja kotipelimitaus oli kontrollimitaus vieraspelimitaukselle. Mittausharjoituksissa koehenkilöille esiteltiin mittausprotokolla ja suoritukset ennen varsinaisia mittauksia. Lisäksi koehenkilöt saivat oheistusta liikkeiden oikeanlaiseen suoritukseen ja näkivät esimerkkisuorituksia. Mittauksia ennen ja mittauksien välillä harjoittelu oli samanlaista ja kevyttä. Ennen suorituksia tehtiin alkulämmittely, mikä käsitti n. 10 - 15 minuuttia kestävästä keppijumpan ja kevyttä venyttelyä.

Linja-auto matkustaminen tapahtui, kuten normaalisti jokainen koehenkilö oli tottunut sen tekemään. Linja-autossa sai liikkua ja vaihtaa paikkaa normaalisti, mutta pyrittiin istumaan mahdollisimman paljon. Kaikenlainen jumppaaminen ja venyttely olivat kiellettyjä. Normaalit pysähtymiset ja linja-autosta poistumiset olivat sallittuja.

Kaikissa kolmessa mittauksessa mittausjärjestelyt olivat samanlaisia. Ensimmäisenä koehenkilö valmisteltiin mittauksiin kiinnittämällä elektronit lihaksiin (soleus, tibial anterior, vastus lateral ja rectus femoris), jonka jälkeen koehenkilö teki 3 maksimaalista hyppyä ilman kevennystä, jonka jälkeen 3 maksimaalista hyppyä kevennyksellä. Tämän jälkeen koehenkilö siirtyi maksimaalisiin isometrisiin mittauksiin, minkä avulla EMG arvot saatiin myöhemmin sitten normalisoitua. Maksimaalisissa isometrisiissä mittauksissa järjestys oli seuraava; 3 nilkan ojennusliikettä (soleus), 3 nilkan koukistusliikettä (tibial anterior) ja 3 polven ojennusliikettä (vastus lateral ja rectus femoris). Mittaus protokolla on kuvattu kuvassa 15.

## Mittausprotokolla



Kuvassa 15 on kuvattu mittausprotokolla, mikä oli identtinen kaikille kolmelle (harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitaus) mittaukselle. Vieraspelimitausta edelsi n. 8 tunnin linja-automatka Oulusta Tampereelle.

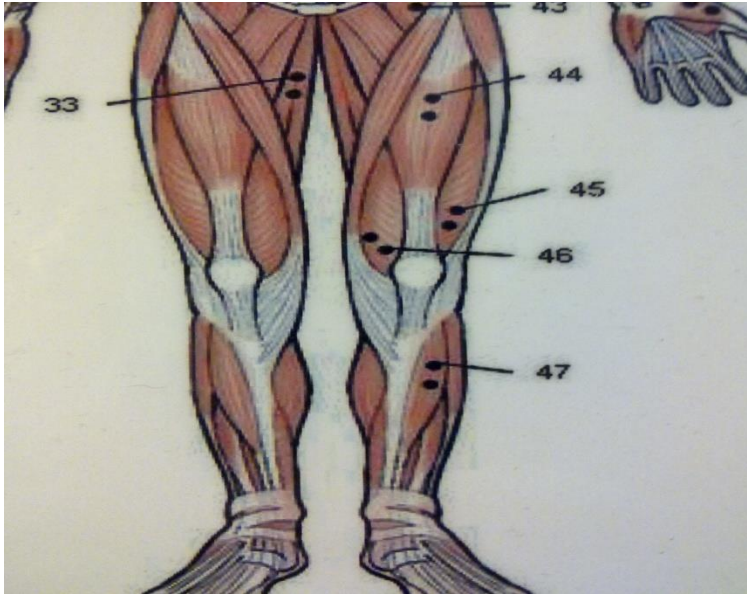


### 8.3 Mittausmenetelmät

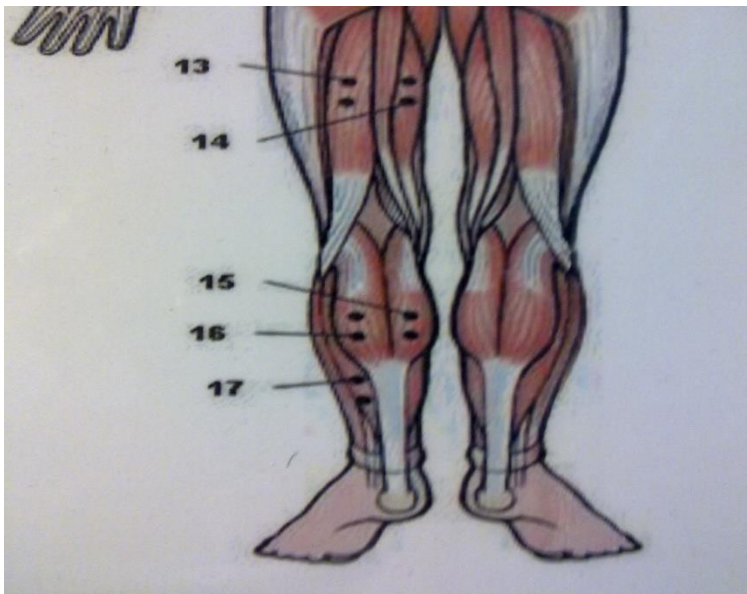
Tarkoituksena oli mitata hyppyä ilman kevennystä (HIK) ja esikevennyshyppyä (HK), joista arvioitiin näiden lentokorkeutta, tuotettua voimaa, voimantuottonopeutta ja soleus, tibial anterior, vastus lateral ja rectus femoris lihaksen EMG - aktiivisuutta hypyn aikana. Maksimaaliset EMG - aktiivisuudet määriteltiin samoille lihaksille isometrisissä testeissä, joita käytettiin EMG - arvojen normalisointiin. Lisäksi soleus lihaksen venytysrefleksiä vastaavat komponentit mitattiin kevennyshypyssä, missä tarkasteltiin refleksiaktiivisuuden alkamisajankohtaa HK hypyn alkamisesta mitattuna, sekä refleksin EMG - komponenttien suuruuksia.

#### 8.3.1 Elektromyografia (EMG)

EMG mittauksia varten oikean jalan iho kohdat valmisteltiin karvat ajamalla, hionnalla ja puhdistamisella. Varmistettiin, että Ihon ja EMG - elektronin välinen impedanssi oli  $< 10 \text{ k}\Omega$ . Elektronit olivat bi-polaarisia pinta - elektroneja, joiden etäisyys toisistaan oli 2 cm. Elektronien ihoon kiinnittämiseen käytettiin kaksipuoleista teippiä ja sähköä johtavaa pastaa, jolla täytettiin elektronien keskiosa. Impedanssin varmistamisen jälkeen elektronit kiinnitettiin vielä erikseen teipillä ihoon. Elektronien paikat tibial anterior, soleus, vastus lateral ja rectus femoris lihaksille tarkistettiin SENIAM ohjeista (SENIAM). Elektronien paikat tibial anterior, vastus lateral ja rectus femoris lihaksille on esitetty kuvassa 16 ja samoin soleus lihakselle kuvassa 17. Elektronien paikat mitattiin korkeussuunnassa lattiatasosta jokaiselta koehenkilöltä ilman kenkää. Tällä varmistettiin niiden asentaminen samoille paikoille kaikissa mittauksissa.



KUVA 16. Elektronien paikka tibial anterior lihakselle (kohta 47), vastus lateral lihakselle (kohta 45) ja rectus femoris lihakselle (kohta 44).



KUVA 17. Elektronien paikka soleus lihakselle on esitetty kuvassa numero 17 kohdalla.

Elektronit kytkettiin Noraxonin langattomiin lähettämiin (DTS, Noraxon, Scottsdale, USA, EMG), jotka teipattiin myös koehenkilön jalkaan kiinni. Tämä lähetin lähetti tiedot langattomasti Noraxon TeleMyo DTS lähettimelle, joka puolestaan lähetti tiedot Noraxon

TeleMyo 2400R G2 vastaanottimeen. Vastaanottimesta tiedot kerättiin AD-muuntimeen CED 2701 Power 1401 625kHz 16bit ADC (CED, Canbridge, England). AD-muunnin oli yhdistetty USB-kaapelilla Spike2-tietokoneohjelmaan (CED, Canbridge, England), jonne tulokset talletettiin analysointia varten. Kaikille lihaksille oli omat kanavat PC:llä Spike2 ohjelmassa. Spike2:ssa näytteenottotaajuus oli jokaiselle kanavalle 1kHz ja yksiköksi asetettiin mV. Offset – arvona käytettiin nollaa mittauksissa. Noraxonin langattomalle lähettimelle oli asetettu viiveitä 312 ms ja vastaanottimelle oli asetettu viivettä 200ms tulosten lähettämiseen, jolla minimoitiin datan menettäminen. Näytteenottotaajuus oli Noraxonin lähettimessä ja vastaanottimessa asetettu 1500Hz. EMG signaaleissa käytettiin taajuuspäästö suodatinta 15 – 450 Hz. EMG signaalit tasasuunnaattiin, tasoitettiin (smoothing) ja aikaviiveet poistettiin (-512 ms), jolloin EMG signaalit saatiin synkronoitua voimalevysignaalin kanssa.

### 8.3.2 Hyppytestit

**HYPYT.** Koehenkilöt suorittivat 3 hyppyä voimalevyllä ilman kevennystä (HIK) ja 3 hyppyä kevennyksellä (HK). **HIK** hyppy suoritettiin siten, että koehenkilö laskeutui kyykkyyn 90° asteen polvikulmaan, kädet lanteilla ja selkä suorana. Lähtöasentoon laskeuduttiin rauhallisesti ja jossa pysyttiin n. 1-2 sekuntia elastisen vaikutuksen minimoimiseksi. Tämän jälkeen koehenkilö teki maksimaalisen ponnistuksen suoraan ylöspäin ilman esikevennystä ja vartalon tai käsien avustavaa liikettä. Alastulo tapahtui päkiöille polvet suorina, mutta ei kuitenkaan lukittuna. Kolmesta maksimaalisesta hypystä kirjattiin tulokseksi hyppy, joka oli teknisesti oikein suoritettu ja jos niitä oli useampi, niin niistä valittiin korkein hyppy. Testivalvoja kontrolloi hypystä kyykistymisen syvyyden, polvikulman, esikevennyksen, käsien paikan ja selänasennon.

**HK** hyppy suoritettiin siten, että koehenkilö seiso i alkuasennossa kädet lanteilla. Tästä asennosta koehenkilö sitten teki nopean kevennyksen 90° polvikulmaan selkä suorana, jonka jälkeen hän suoritti maksimaalisen ponnistuksen ylöspäin, selkä edelleen suorana ja kädet lanteilla. Alastulo tapahtui päkiöille polvet suorina, mutta ei kuitenkaan lukittuna.

Kolmesta maksimaalisesta hypystä kirjattiin tulokseksi hyppy, joka oli teknisesti oikein suoritettu ja jos niitä oli useampi, niin sitten niistä valittiin korkein hyppy. Testivalvoja kontrolloi hypystä kyykistymisen syvyyden, polvikulman, esikevennyksen, käsien paikan ja selänasennon.

### 8.3.3 Voimalevyt hyppyssä

VOIMALEVYJÄ oli 2 kappaletta, jotka asetettiin kuvan 18 mukaisesti vierekkäin. Voimalevyt olivat Amti BP4181068-RS-1000 voimalevyjä, jotka olivat kytketty voimalevyn omien vahvistimien (Amti Gen 5) kautta AD - muuntimeen (CED 2701, POWER 1401 625 kHz, 16-bit ADC). Voimalevyissä oli oma nappi 0-tason kalibroinnille. AD-muunnin oli kytkettynä testi PC:lle, jossa käytettiin Spike2 ver. 5.07 mittausohjelmaa. Spike2:ssa voimalevyt konfiguroitiin omille kanaville seuraavasti: Mittaustaajuudeksi laitettiin 1kHz. Newtonieiksi muuttaminen tapahtui niin, että henkilön tarkasti punnittu paino (kg) kerrottiin  $9,81 \text{ m/s}^2$ . Tämän jälkeen henkilön seistessä voimalevyllä, hänen paino Newtonina saatiin näyttämään oikeata lukemaa spike2:n asteikolla, kun spike2:ssa konfiguroinnin mittakaava-arvoksi eli vahvistukseksi laitettiin kokeilemalla 590. Tätä arvoa käytettiin kaikissa mittauksissa. Offset-arvo oli 0, koska voimalevyjen vahvistimissa olevat 0-tason napit hoitivat 0-tason säätämisen kohdalleen. Näin saatiin sekä vasemmalle että oikealle jalalle omat voimakäyrät. Kahden voimalevyn signaali yhdistettiin jälkianalysoinnissa Spike2:ssa yhdeksi signaaliksi virtuaalikanavalle, jota käytettiin mittaustulosten analysointiin sekä hypyssä ilman kevennystä (HIK) ja hypyssä kevennyksellä (HK).



Kuvassa 18 kaksi voimalevyä vierekkäin molemmille jaloille.

### 8.3.4 Maksimaaliset isometriset mittaukset

MAKSIMAALISET ISOMETRISET MITTAUKSET suoritettiin EMG – arvojen normalisoimiseksi. Maksimaalisia suorituksia tehtiin 3 jokaiselle lihakselle (soleus, tibial anterior, vastus lateral ja rectus femoris) n. 30s. palautuksella. Yhden lihaksen suorituksen jälkeen siirryttiin seuraavan lihaksen maksimaaliseen isometriseen mittaukseen. EMG mittaukset tehtiin samalla langattomalla Noraxon mittausmenetelmällä kuin voimalevymittauksissa ja EMG mittaustulokset kerättiin samoin PC:llä olevalla Spike2 ohjelmalla. Maksimaalisista isometrisistä EMG kuvista otettiin analysoitavaksi suoritus, jossa oli suurin keskiarvostettu EMG – aktiivisuus 200ms aikana. Maksimaalisia isometrisiä EMG arvoja käytettiin hyppy EMG arvojen normalisointiin siten, että hyppyjen kunkin

lihaksen EMG arvo jaettiin vastaavan lihaksen maksimaalisella isometrisellä EMG arvolla. Hyvän asennon löydyttyä testivalvoja antoi koehenkilölle luvan tehdä muutaman sekunnin kestävän maksimaalisen suorituksen. Testivalvoja ilmoitti myös milloin suoritus voidaan lopettaa. Testivalvoja antoi verbaalista kannustusta koehenkilölle maksimaaliseen suoritukseen pääsemiseksi.

Maksimaaliset isometriset testit tehtiin soleus ja tibial anterior lihakselle nilkan ojennuslaitteessa (kuva 19). Penkin etäisyyttä nilkanojennuslaitteen levyä säädettiin sopivaksi jokaiselle koehenkilölle erikseen optimaalisen asennon saavuttamiseksi. Optimaalisessa asennossa koehenkilön suorittava oikea jalka oli suorassa, jalkapohja levyä vasten ja selkä tukevasti kiinni penkin selkänojassa. Nilkanojennuslaitteen levy oli 90° kulmassa lattiaan nähden. Toinen jalka sai myös olla levyä vasten. Koehenkilö sai ottaa käsillä kiinni istuimen molemmin puolin olevista käsikahvoista. Soleus lihaksen maksimaalisessa isometrisessä testissä koehenkilö pyrki ojentamaan nilkkaa päkiällä painaen nilkanojennuslevyä vasten, niin kovasti kuin maksimaalisesti jaksoi. Nilkan koukistus suorituksessa mitattiin tibial anterior lihaksen maksimaalista isometristä EMG – arvoa. Asento oli sama kuin soleus lihaksen nilkan ojennus suorituksessa, mutta nyt testivalvoja avustajana painoi kahdella kädellä voimakkaasti koehenkilön jalkaterää eli varpaita ja päkiää nilkanojennus laitteen levyä vasten ja koehenkilö yritti koukistaa nilkkaa niin voimakkaasti kuin jaksoi muutaman sekunnin ajan.



KUVA 19. Nilkan ojennus - ja koukistuslaite, jolla tehtiin maksimaaliset isometriset mittaukset soleus ja tibial anterior lihaksille.

Vastaavasti maksimaaliset isometriset mittaukset vastus lateral ja rectus femoris lihaksille tehtiin polvenojennuslaitteessa (kuva 20). Koehenkilö istui tukevasti selkä kiinni penkin selkänojassa. Jalat tuettiin remmeillä reidestä, jotta ne eivät pääsisi nousemaan polvenojennussuorituksen aikana. Polvikulma säädettiin siten, että se oli  $107^\circ$  istuinalustaan nähden. Jalka kiinnitettiin remmillä nilkan kohdalta polvenojennuslaitteeseen ja kiinnitys varmistettiin vielä teippiä kiertämällä nilkan ja laitteen ympärille. Nilkkaan tuleva kiinnityskohta polvenojennuslaitteessa oli korkeussuunnassa säädettävissä eripituisille sääriille. Koehenkilö sai ottaa käsillä kiinni penkin sivuilla olevista kahvoista suorituksen aikana. Vastus lateral ja rectus femoris lihasten EMG – aktiivisuus mitattiin yhtä aikaa polvenojennussuorituksesta.



KUVA 20. Polvenojennuslaitteella mitattiin vastus lateral ja rectus femoris lihasten maksimaaliset isometriset EMG – arvot. Polvikulma oli 107°.

### 8.3.5 Hyppyjen analysointi

HIK hypyssä konsentrisen voimantuoton alku määritettiin kohdasta, jossa pystysuuntainen voima ylitti kehonpainon ja konsentrisen vaiheen loppu oli kohta, jossa kontakti irtosi voimalevystä. Tältä alueelta määriteltiin vastaavasti eri lihasten keskiarvoiset EMG lihasaktiivisuudet. HK hypyssä eksentrisen ja konsentrisen vaihe määriteltiin siten, että ensiksi määriteltiin voimalevy signaalista alueen suuruus, missä pystysuuntainen voima menee kehonpainon alapuolelle ja palautuu kehonpainon tasolle. Tämän alueen suuruus vähennetään pois alueesta, joka alkaa voimalevy signaalin pystysuuntaisen voiman ylittäessä kehonpainon. Saatu alue (2 x kehonpainon alapuolelle menevä alue) kertoo eksentrisen ja konsentrisen vaiheen muutoskohdasta. Näin saatiin hyppääjän vertikaalisuunnassa tuottamat voimat ja voimantuotonopeudet eksentriselle ja konsentriselle osalle. HK hypyn eksentrisen ja konsentrisen vaiheen EMG aktiivisuudet

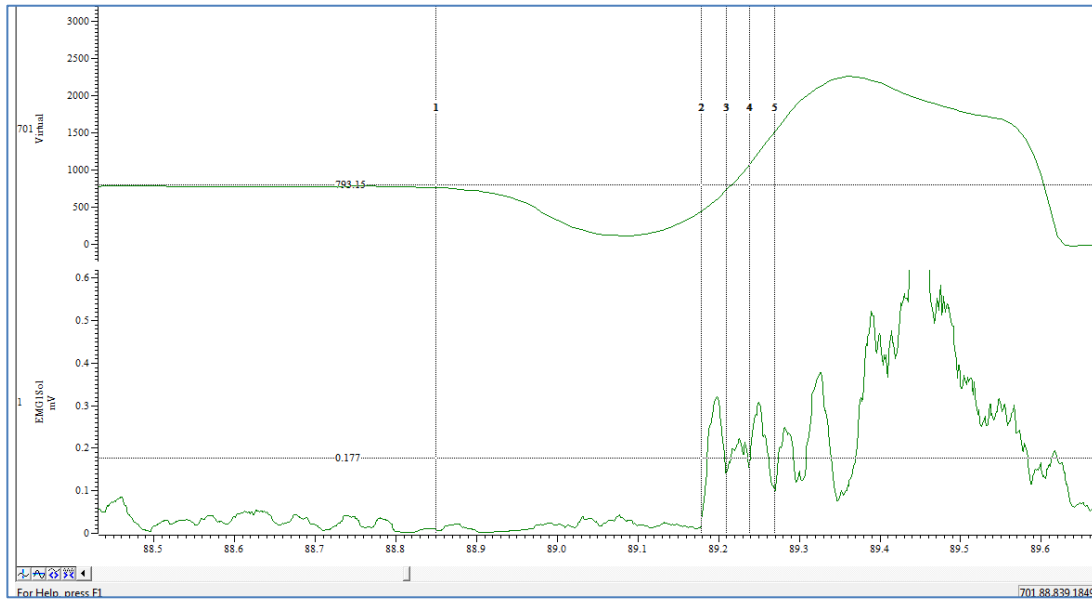


määriteltiin erikseen näiltä alueilta. HIK ja HK hypyistä määriteltiin ilmassa oloaika kohdasta jossa kontakti menetettiin voimalevyyn ja kohdasta, jossa kontakti palautui voimalevyyn. Hyppykorkeus saatiin laskettua ilmassa oloajan perusteella seuraavasti:

$$h = \frac{gt^2}{8}$$
, jossa  $h$  = painopisteen nousukorkeus (m);  $g = 9.81\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$  (maan vetovoiman aiheuttama kiihtyvyys) ja  $t$  = mitattu lentoaika (s).

Soleus lihaksen EMG:stä kevennyshypyssä mitattiin kuvan 21 mukaisesti refleksikomponentteja vastaavat M1, M2 ja M3 segmenttien suuruudet koti- ja vieraspelimitauksista sekä venytysrefleksiaktiivisuuden alkamisajankohtaa, mikä mitattiin HK hypyn esikevennyksen alkamisesta, koska soleus lihaksen venymisen tarkkaa alkamisajankohtaa ei mitattu. Lee ja Tattoo (1978) kuvailivat refleksivasteen näkyvän useissa eri vaiheissa, jotka ovat M1, M2 ja M3 -aallot. Lyhyenaikavälin refleksiipiikki, M1 aalto, alkaa keskimäärin 30 – 35 ms venytyksen alkuvaiheen jälkeen. M2 – aallon alkamisajankohta sijoittuu keskimäärin 55 – 65 ms venytyksen alkamisajankohdan jälkeen. M3-aalto alkaa keskimäärin 75 – 85 ms kohdalla ja sitä ei havaita kaikilla koehenkilöillä (Lee & Tattoo 1978.). Lisäksi venytysrefleksin esiaktiivisuus mitattiin 100 ms ennen venytysrefleksi komponenttia M1. 100 ms aikainen venytysrefleksin esiaktiivisuuden keskiarvoinen EMG - arvo suhteutettiin koehenkilön soleus lihaksen maksimaaliseen isometriseen EMG – arvoon koti- ja vieraspelimitauksissa.

M1-aalto aiheutuu primääripäätteen herkistymisestä. Primääripäätteestä lähtevä 1a-afferentti hermo eksitoi suoraan agonistin  $\alpha$ -motoneuronia. Pidemmän latenssijan refleksivasteiden komponentteja M2 ja M3-aaltoa on useissa tutkimuksissa nimetty transkortikaalisiksi reflekseiksi, joiden on uskottu johtuvan ylempien keskushermoston osien ohjauksesta (Capaday ym. 1990; Palmer & Ashby 1992).



KUVA 21. Soleus lihaksen venytysrefleksikomponenttien M1 (kursorien väli 2-3), M2 (kursorien väli 3-4) ja M3 (kursorien väli 4-5) sekä refleksiaktiivisuuden alkamisajankohdan määrittäminen (kursorien väli 1-2) synkronoidusta voimalevy ja EMG – kuvasta.

Soleus lihaksen venytys refleksin keskiarvoiset EMG arvot M1, M2 ja M3 komponenteista normalisoitiin maksimaalisen isometrisen soleus lihaksen EMG-arvon kanssa.

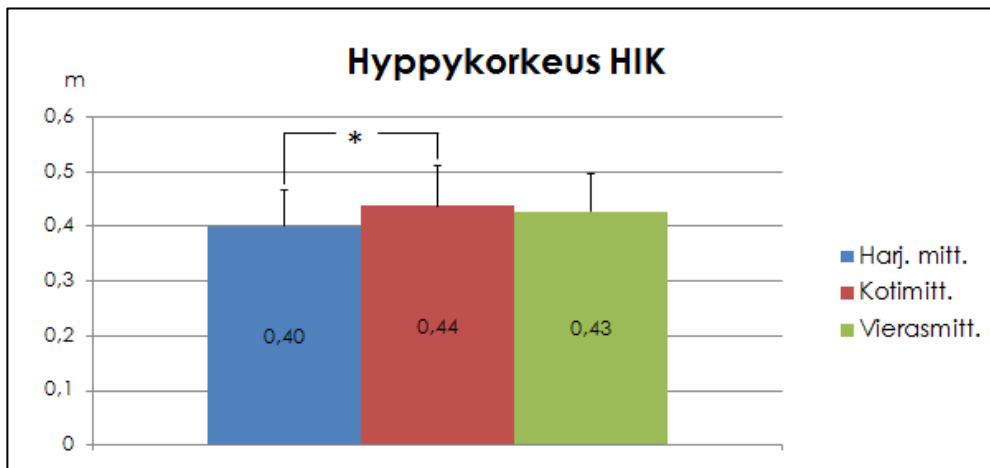
## 8.4 Tilastollinen analyysi

Tilastollisessa analyysissä käytettiin SPSS–analysointiohjelmaa (SPSS Inc., Chicago, USA). Kaikille mittaustuloksille tehtiin ensiksi normaalijakauma tarkastelu Shapiro-Wilk testillä, jonka jälkeen tulokset analysoitiin parillisella t- testillä, siten että mittausharjoittelu muuttujia verrattiin kotipelimuuttujiin, mittausharjoittelu muuttujia verrattiin vieraspelimuuttujiin ja kotipelimuuttujia verrattiin vieraspeli muuttujiin. Keskiarvot ja –hajonnat raportoitiin. Tulokset ovat tilastollisesti merkitseviä, jos  $p < 0.05$ .

## 9 TULOKSET

### 9.1 Hyppy ilman kevennystä (HIK)

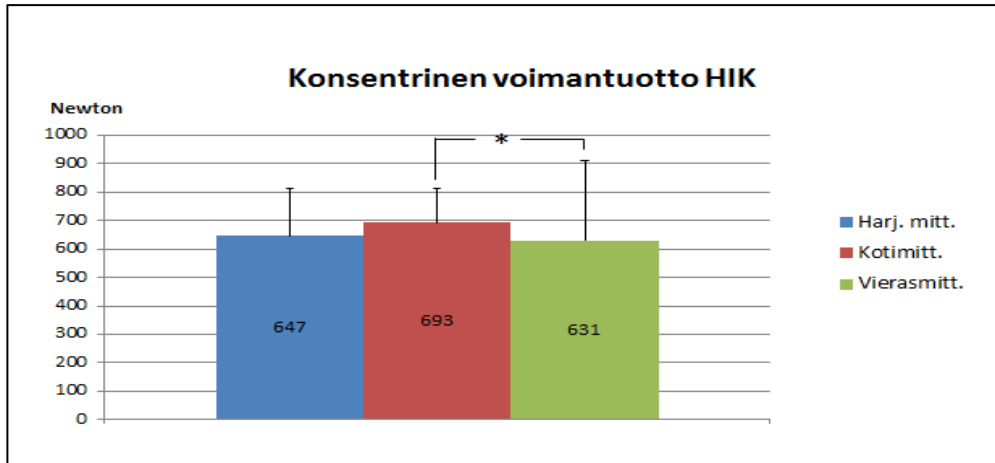
Hyppssä ilman kevennystä (HIK) keskiarvohyppykorkeus harjoitusmittauksissa oli 8,5 % heikempi kuin kotipelimitauksissa. Vieraspelimitauksen keskiarvoinen hyppykorkeus oli taasen 2,5 % heikempi kuin kotipelimitauksen hyppykorkeus. Keskihajonnat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitauksissa olivat vastaavasti  $\pm 0,07$  m,  $\pm 0,07$  m ja  $\pm 0,07$  m. Harjoitus- ja kotipelimitauksen välinen ero 37 mm oli tilastollisesti merkitsevä ( $p < 0.05$ ). Koti- ja vieraspelimitauksen ero 11 mm ei ollut tilastollisesti merkitsevä. Eri mittauksen hyppykorkeudet on esitetty kuvassa 22.



KUVA 22. Hyppykorkeudet hypyssä ilman kevennystä (HIK) harjoitusmittauksessa, kotimitauksessa ja vierasmitauksessa.

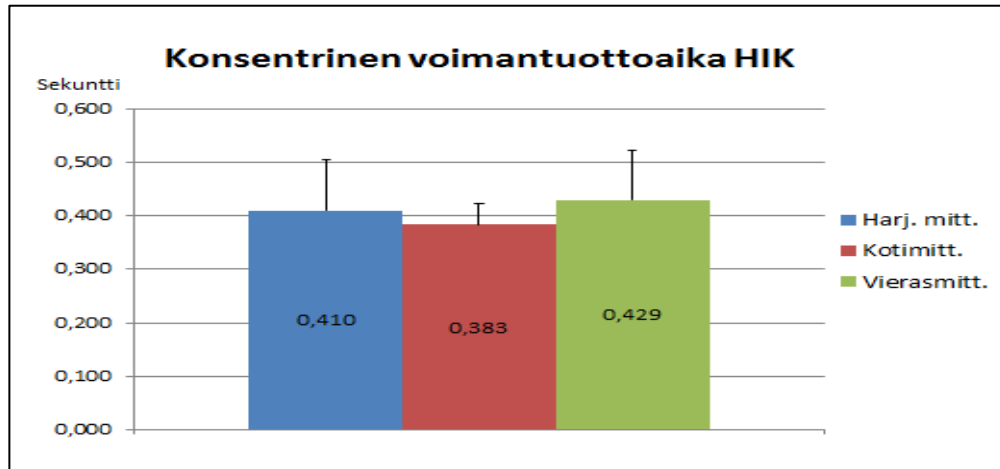
Keskiarvoinen konsentrinen voimantuotto (N) hypyssä ilman kevennystä (HIK) oli harjoitusmittauksessa n. 7 % heikempi kuin kotipelimitauksessa. Vieraspelimitauksessa tulos oli n. 9 % heikempi kuin kotipelimitauksessa. Keskihajonnat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitauksissa olivat vastaavasti  $\pm 167$  N,  $\pm 119$  N ja  $\pm 279$  N. Kotipelimitauksen ja

vieraspelimittauksen ero oli tilastollisesti merkitsevä ( $p < 0.05$ ). Keskiarvoiset konsentriset voimantuottosuuruudet eri mittauksissa on esitetty kuvassa 23.



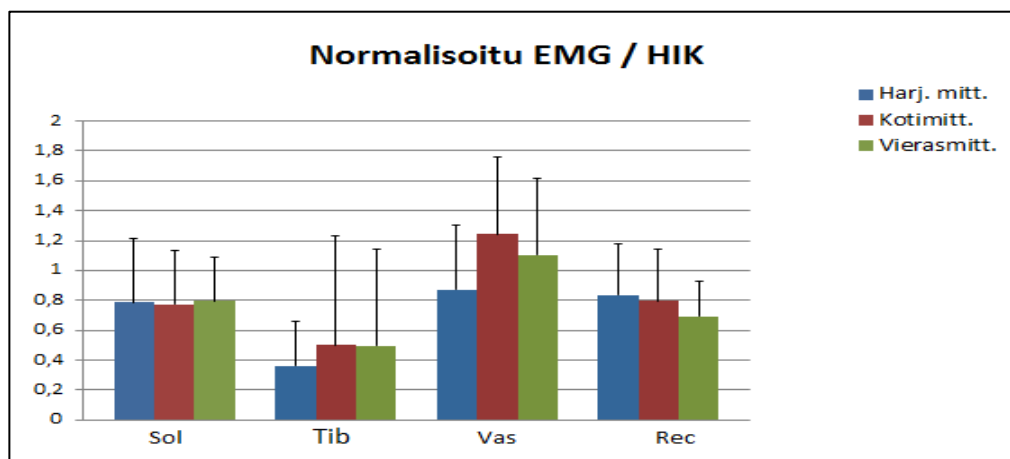
KUVA 23. Keskiarvoinen konsentrinen voimantuotto hypyssä ilman kevennystä (HIK) harjoitusmittauksessa (647 N), kotipelimitauksessa (693 N) ja vierasmittauksessa (631 N).

Keskiarvoinen konsentrinen voimantuottoaika (s) hypyssä ilman kevennystä (HIK) oli harjoitusmittauksessa n. 6,5 % hitaampi kuin kotipelimitauksessa. Vieraspelimitauksessa tulos oli n. 11 % hitaampi kuin kotipelimitauksessa. Keskihajonta harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitauksissa olivat vastaavasti  $\pm 0,094$  s,  $\pm 0,039$  s ja  $\pm 0,094$  s. Erot mittausten välillä eivät olleet tilastollisesti merkitseviä. Kuvassa 24 on esitetty keskiarvoiset konsentriset voimantuottoajat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitauksessa.



KUVA 24. Keskiarvoinen konsentrinen voimantuottoaika (s) hypyssä ilman kevennystä (HIK) harjoitusmittauksessa, kotipelimitoituksessa ja vieraspelimitoituksessa.

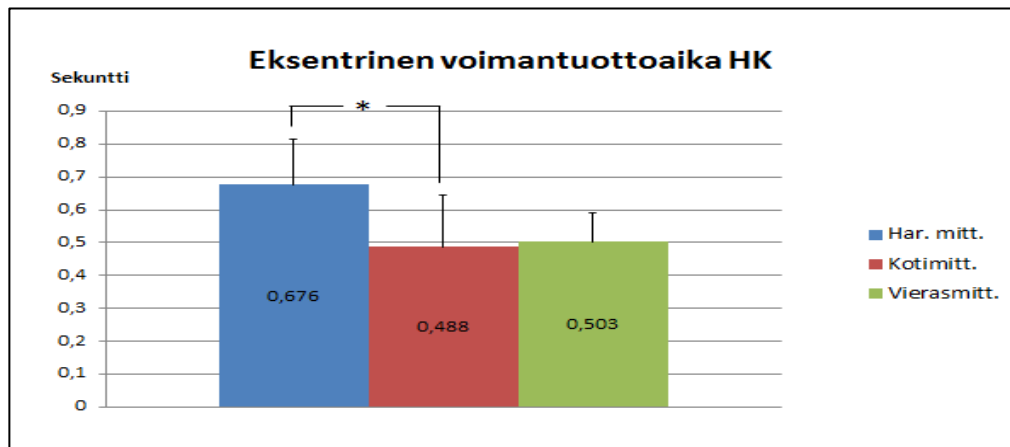
Normalisoitujen lihasten keskiarvoiset EMG aktiivisuudet hypyssä ilman kevennystä (HIK) ja keskihajonnat (suluissa) olivat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitoituksissa: soleus 0,79 ( $\pm 0,43$ ), 0,78 ( $\pm 0,36$ ) ja 0,80 ( $\pm 0,29$ ), tibial anterior 0,36 ( $\pm 0,30$ ), 0,50 ( $\pm 0,73$ ) ja 0,50 ( $\pm 0,65$ ), vastus lateral 0,87 ( $\pm 0,43$ ), 1,24 ( $\pm 0,52$ ) ja 1,11 ( $\pm 0,51$ ) ja rectus femoris 0,84 ( $\pm 0,343$ ), 0,80 ( $\pm 0,35$ ) ja 0,69 ( $\pm 0,23$ ). Tilastollista merkittävyyttä ei esiintynyt lihaskohtaisesti eri mittousten välillä. Normalisoitujen lihasten keskiarvoiset EMG aktiivisuudet on esitetty kuvassa 25.



KUVA 25. Normalisoidut ja keskiarvostetut Soleus (Sol), tibial anterior (Tib), vastus lateral (Vas) ja rectus femoris (Rec) EMG aktiivisuudet hypyssä ilman kevennystä (HIK).

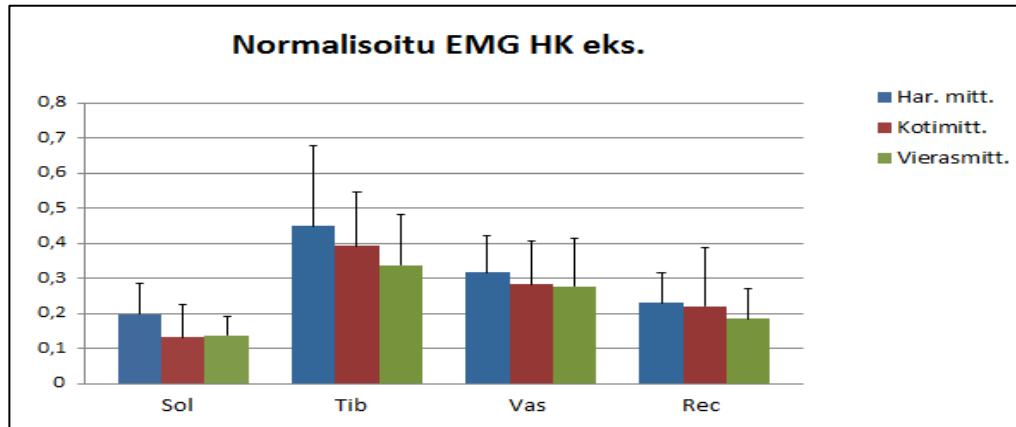
## 9.2 Hyppy kevennyksellä (HK)

Eksentrisen vaiheen voimantuottoaika (s) on esitetty kuvassa 26 harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimittauksessa hypyssä kevennyksellä (HK). Keskiarvostettu eksentrisen vaiheen voimantuottoaika oli harjoitusmittauksessa n. 28 % hitaampi kuin kotipelimitäuksessa. Vieraspelimitäuksen tulos oli n. 3 % hitaampi kuin kotipelimitäuksessa. Keskihajonnat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitäuksissa olivat vastaavasti  $\pm 0,137$  s,  $\pm 0,155$  s ja  $\pm 0,086$  s. Harjoitus- ja kotipelin välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä ( $p < 0.05$ ). Koti- ja vieraspelin välinen ero ei ollut tilastollisesti merkitsevä.



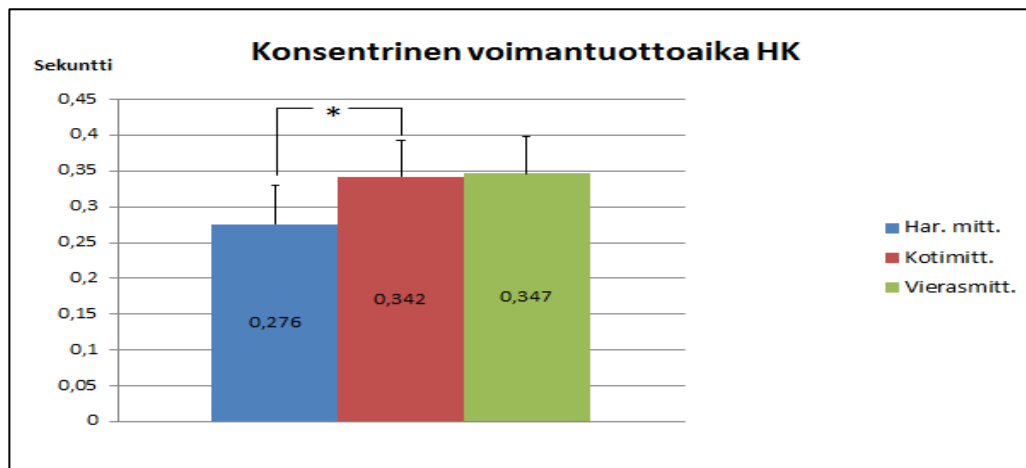
KUVA 26. Keskiarvoinen eksentrisen vaiheen voimantuottoaika hypyssä kevennyksellä. Harjoitusmittauksessa aika oli 0,676 s, kotipelimitäuksessa 0,488 s ja vieraspelimitäuksessa 0,503 s. Harjoitus- ja kotipelin välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä (\*  $p < 0.05$ ).

Eksentrisen vaiheen keskiarvostettu EMG:n normalisointi ja keskihajonta (suluissa) harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitäuksissa: soleus 0,20 ( $\pm 0,09$ ), 0,13 ( $\pm 0,10$ ) ja 0,14 ( $\pm 0,05$ ), tibial anterior 0,45 ( $\pm 0,23$ ), 0,39 ( $\pm 0,16$ ) ja 0,34 ( $\pm 0,15$ ), vastus lateral 0,32 ( $\pm 0,11$ ), 0,28 ( $\pm 0,12$ ) ja 0,28 ( $\pm 0,14$ ) ja rectus femoris 0,23 ( $\pm 0,09$ ), 0,22 ( $\pm 0,17$ ) ja 0,19 ( $\pm 0,09$ ). Tulokset on esitetty kuvassa 27. Tilastollisia merkittävyksiä ei esiintynyt soleus, tibial anterior, vastus lateral ja rectus femoris lihaksissa eri mitäusten välillä.



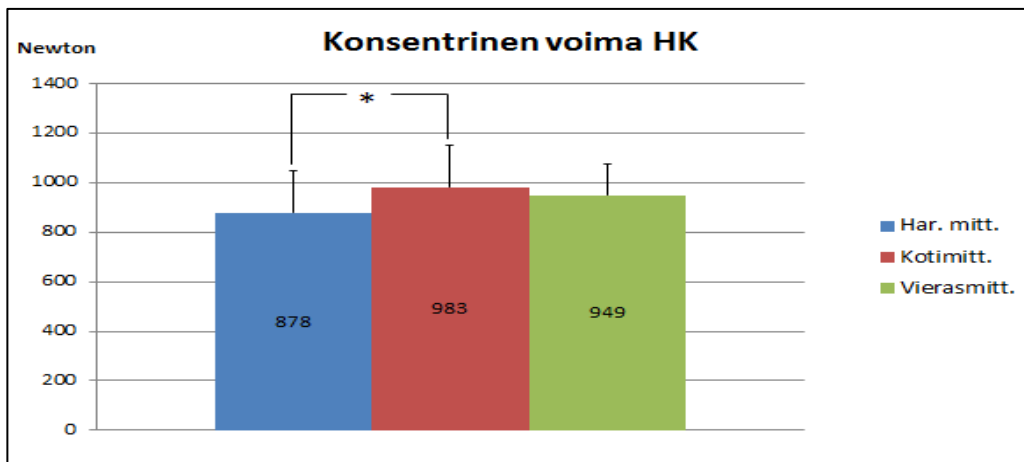
KUVA 27. Kevennyshypyn (HK) eksentrisen vaiheen normalisoitu EMG aktiivisuus soleus, tibial, vastus lateral ja rectus femoris lihaksessa harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitoituksissa.

Konsentrisen voimantuottoaika on esitetty kevennyshypyssä (HK) kuvassa 28. Konsentrisen voimantuottoaika kasvoi harjoitusmittauksesta kotipelimitoitukseseen n. 21 % ( $p < 0,05$ ). Vieraspelimitoituksen aika on lähes sama kuin kotipelimitoituksen aika. Keskihajonnat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitoituksissa olivat vastaavasti 0,054 s, 0,05 s ja 0,051 s.



KUVA 28. Konsentrisessa voimantuottoajassa havaittiin kasvua harjoitusmittauksen ja sen jälkeisten mittousten välillä (\*  $p < 0,05$ ).

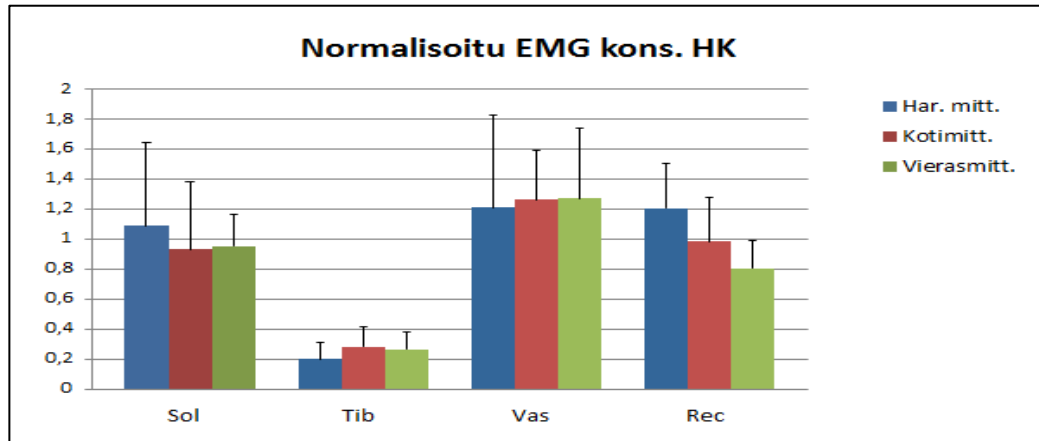
Kevennyshypyn konsentrisen vaiheen voimantuotossa (N) (Kuva 29) havaittiin tilastollista merkittävyyttä (\*  $p < 0.005$ ) vain harjoitus- ja kotipelimitäuksen välillä. Konsentrisen voimantuotto kasvoi harjoitusmitäuksesta n. 11 % kotipelimitäukseen ja laski taasen kotipelimitäuksesta vieraspelimitäukseen n. 3,5 %, mikä ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevä. Keskihajonnat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitäuksissa olivat vastaavasti  $\pm 171$  N,  $\pm 170$  N ja  $\pm 125$  N.



KUVA 29. Kevennyshypyn konsentrisen vaiheen voimantuotossa oli tilastollisesti merkittävä ero (\*  $p < 0.005$ ) vain harjoitusmitäuksen ja kotipelimitäuksen välillä.

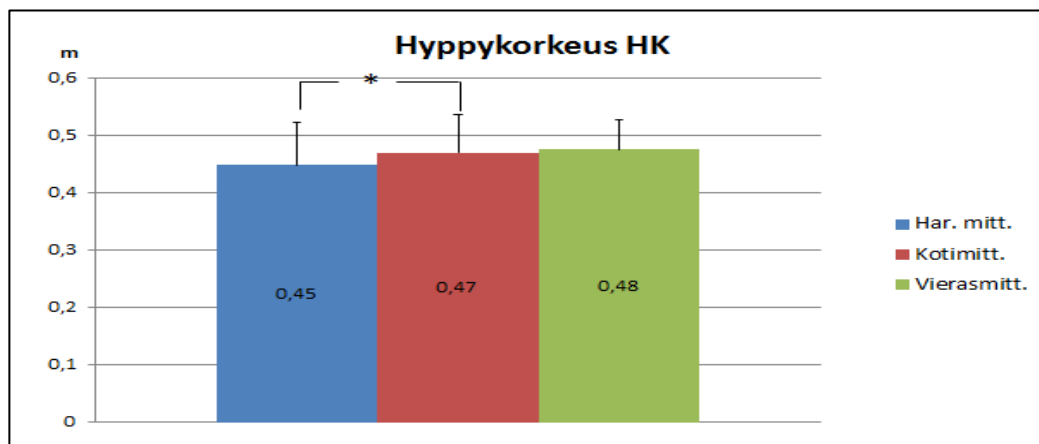
Konsentrisen vaiheen keskiarvostettu EMG:n normalisointi ja keskihajonta (suluissa) harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitäuksissa: soleus 1,09 ( $\pm 0,56$ ), 0,93 ( $\pm 0,45$ ) ja 0,95 ( $\pm 0,21$ ), tibial anterior 0,20 ( $\pm 0,12$ ), 0,50 ( $\pm 0,54$ ) ja 0,26 ( $\pm 0,12$ ), vastus lateral 1,20 ( $\pm 0,61$ ), 1,26 ( $\pm 0,33$ ) ja 1,27 ( $\pm 0,46$ ) ja rectus femoris 1,21 ( $\pm 0,30$ ), 0,95 ( $\pm 0,29$ ) ja 0,81 ( $\pm 0,18$ ). Tulokset on esitetty kuvassa 30. Tilastollisia merkittävyyksiä ei esiintynyt soleus, tibial anterior, vastus lateral ja rectus femoris lihaksissa eri mitäusten välillä.





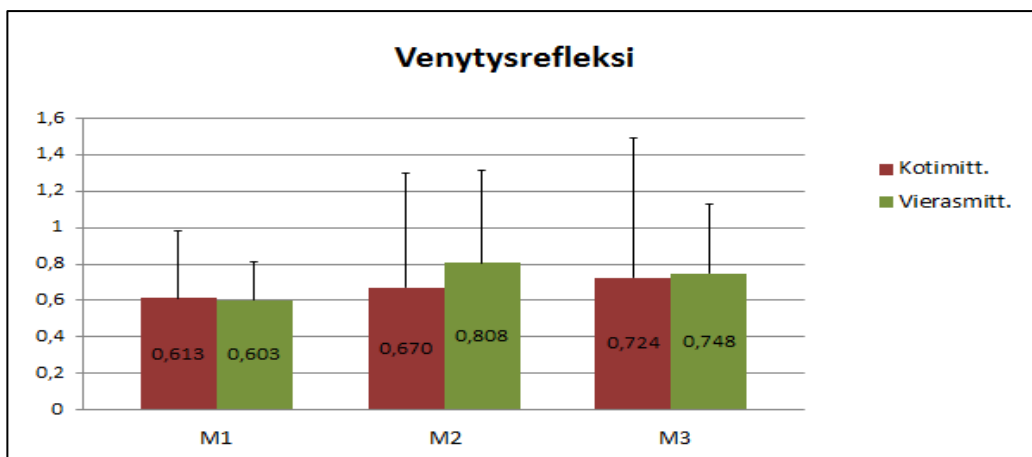
KUVA 30. Kevennyshypyn (HK) konsentrisen vaiheen normalisoitu EMG aktiivisuus soleus, tibial, vastus lateral ja rectus femoris lihaksessa harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitauksissa.

Kevennyshypyn (HK) keskiarvohyppykorkeus harjoitusmittauksissa oli n. 4,5 % heikompi kuin kotipelimitauksissa. Vieraspelimitauksessa tulos oli n. 1 % parempi kuin kotipelimitauksessa, mikä vastasi 6 mm eroa. Keskihajonnat harjoitus-, kotipeli- ja vieraspelimitauksissa olivat vastaavasti  $\pm 0,07$  m,  $\pm 0,07$  m ja  $\pm 0,05$  m. Harjoitus- ja kotipelimitauksen välinen ero 21 mm oli tilastollisesti merkitsevä ( $p < 0,05$ ). Eri mittauksien hyppykorkeudet on esitetty kuvassa 31.



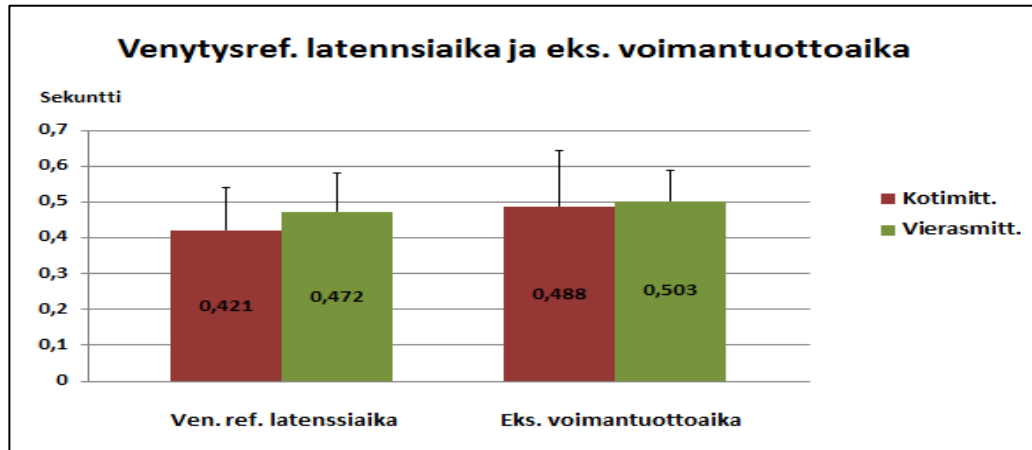
KUVA 31. Hyppykorkeudet kevennyshypyssä (HK) harjoitusmittauksessa, kotipelimitauksessa ja vieraspelimitauksessa. Harjoitus- ja kotipelimitauksen välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä (\*  $p < 0,05$ ).

Kevennyshypyn (HK) aikana soleus lihaksesta mitattujen venytysrefleksi komponenttien M1, M2 ja M3 tulokset on esitetty kuvassa 32. M1 komponentin arvo on tipahtanut n. 2 % kotipelimitauksesta vieraspelimitaukseen. M2 komponentin arvo on noussut kotipelimitauksesta vieraspelimitaukseen n. 17 % kuten myös M3, jonka nousu on n. 3 %. Keskihajonnat koti- ja vieraspelimitauksissa olivat vastaavasti M1:  $\pm 0,37$  ja  $\pm 0,21$ , M2:  $\pm 0,63$  ja  $0,51$  ja M3:  $0,77$  ja  $0,38$ . Tilastollisesti merkittäviä eroja ei esiintynyt venytysrefleksi komponenteissa koti- ja vieraspelimitausten välillä.



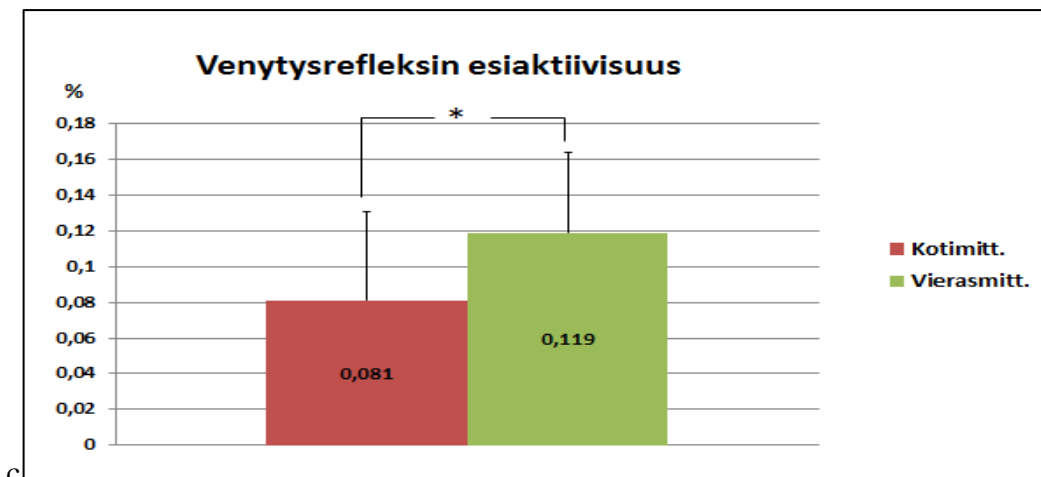
KUVA 32. Venytysrefleksiä vastaavien komponenttien M1, M2 ja M3 mittaukset soleus lihaksesta kevennyshypyssä koti ja vieraspelimitausten välillä.

Kevennyshypyn soleus lihaksen venytysrefleksin aktiivisuuden alkamisen kesto HK hypyn alkamisesta mitattuna ja eksentrisen vaiheen voimantuottoajat koti- ja vieraspelimitauksissa ovat esitetty kuvassa 33. Eksentrisen vaiheen voimantuottoaika on pidentynyt n. 3 % (15 ms). Venytysrefleksin aktiivisuuden alkaminen on pidentynyt n. 11 % (51 ms) kotipelimitauksesta vieraspelimitaukseen. Ero ei kuitenkaan ole tilastollisesti merkitsevä.



KUVA 33. Kevennyshypyn soleus lihaksen venytysrefleksin aktiivisuuden alkamisen kesto HK hypyn alkamisesta mitattuna ja eksentrisen vaiheen voimantuottoaika koti- ja vieraspelimittauksissa.

Venytyrefleksin normalisoitu esiaktiivisuus koti- ja vieraspelimittauksessa on esitetty kuvassa 34. Venytysrefleksin esiaktiivisuus oli n. 32 % parempi vieraspelimittauksissa kuin kotipelimittauksissa. Keskihajonnat koti- ja vieraspelimittauksissa olivat vastaavasti 0,050 % ja 0,045 %. Venytysrefleksin esiaktiivisuus koti- ja vieraspelimittausten välillä oli tilastollisesti merkitsevä.



KUVA 34. Venytysrefleksin esiaktiivisuus koti- ja vieraspelimittauksen välillä (\*  $p < 0.05$ ).

## 10 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia linja-automatkustamisen vaikutuksia sm-liiga tason mieslentopalloilijoiden hermo-lihasjärjestelmään ja suorituskyykyyn staattisen (HIK) ja esikevennyshypyn (HK) avulla. Tarkoituksena oli mitata linja-automatkustamisen vaikutukset alaraajojen voimantuottoon, voimantuottonopeuteen, lihasaktiivisuuteen ja hyppykorkeuteen sekä hermoston reflektoriseen aktivaatioon venymis-lyhenemissykluksessa soleus lihaksessa. Linja-automatkustamisen jälkeisessä vieraspelimittauksessa hypyssä ilman kevennystä (HIK) havaittiin tilastollisesti merkittävä ero suhteessa kotipelimittauksiin konsentrisessa voimantuotossa. HIK hyppykorkeus oli matalampi vieraspelimittauksessa kuin kotipelimittauksessa, mikä ei ollut kuitenkaan tilastollisesti merkitsevä. Kevennyshypyn (HK) hyppykorkeus oli jopa hiukan parempi vieraspelimittauksessa kuin kotipelimittauksessa, mikä oli yllättävää. HK hypyn soleus lihaksesta mitatun venytysrefleksin esiaktiivisuus oli suurempaa vieraspelimittauksessa kuin kotipelimittauksessa. Tämä ero oli myös tilastollisesti merkitsevä, mutta tästä huolimatta refleksivasteissa ei havaittu merkittäviä eroja.

Harjoitusmittauksessa, jossa tutustuttiin testitapahtumaan ja testeihin ja mikä toimi referenssimittauksena kotipelimittaukselle, oli nähtävissä heikommat suoritukset kuin kotipelimittauksissa, mikä selittää harjoitus- ja kotipelimittausten erot. Hypyssä ilman kevennystä (HIK) konsentrisen voimantuotto ja voimantuottoaika ovat parantuneet opitun suorituksen kautta ja vaikuttavat suoraan hyppykorkeuteen, mikä on tilastollisesti merkitsevä. Samoin kevennyshypyssä (HK) opittu tekniikka ja suoritusnopeus ovat parantaneet hyppykorkeutta tilastollisesti merkitsevästi harjoitus- ja kotipelimittausten välillä. Harjoitusmittausten hidas eksentrisen vaihe on saatu kotipelimittauksissa nopeammaksi ja konsentrisen vaiheen pituus on kasvanut suhteessa harjoitusmittaustuloksiin.

**Hypyssä ilman kevennystä (HIK)** keskiarvoinen alentunut hyppykorkeusero koti- ja vieraspelimittausten välillä oli 11 mm, mikä ei ollut tilastollisesti merkitsevä. Huomioitavaa on, että yksilöiden välillä oli suuria eroja ( $38 \pm 64$  mm). Tuloksista on selkeästi nähtävissä suorituksen heikentyvä trendi, sillä 7/10 hyppääjän tulos heikkeni (ka -21mm) vieraspelimittauksessa, yhdellä oli sama tulos ja 2 paransi tulosta (ka 15 mm). Yhden hyppääjän heikennys oli muista huomattavasti poikkeava -102 mm, kun muilla se oli -1,7 - -15 mm, voidaan todeta, että se vaikutti oleellisesti keskiarvoiseen heikentyneeseen hyppykorkeuteen. Hypyssä ilman kevennystä (HIK) on nähtävissä konsentrisen voimantuoton ( $p < 0,05$ ) ja voimantuottoajan heikkenemiset vieraspelimittauksessa eli kotipelimittauksessa on pystytty tekemään HIK hyppy räjähtävämmiin lyhyemmässä ajassa ja isommalla voimatasolla. On huomioitavaa, että Hyppykorkeus määräytyy korsentrisen vaiheen nettoimpulssin mukaan, johon vaikuttaa keskiarvoinen voima sekä voimantuottoaika. Jos keskiarvoinen voima pienenee mutta voimantuottoaika pitenee, voi tulos olla silti sama kuin korkeammalla keskiarvoisella voimatasolla ja lyhyemmällä voimantuottoajalla suoritettu hyppy. Tärkeätä olisikin, että polvikulmat olisivat aina samat hyppyjen vertailukelpoisuuden kannalta. Vieraspelimittautulokset saattavat liittyä istumisen aiheuttamaan alaraaja lihasten ja kudosten väsymykseen ja puutumiseen, mikä johtuu heikentyneestä aineenvaihdunnasta, verenvirtauksesta ja kuormituksesta alaraajoissa (Saarikoski ym. 2012; Aalto 2012; Schobersberger ym. 2004). Pitkä istuminen linja-autossa saattaa myös aiheuttaa iskemian kautta alaraajoissa hermoston heikentyneen toiminnan (Lewis ym. 1931; Rydevik ym. 1980), jolloin räjähtävän HIK hypyn suorittaminen hidastuisi ja voimataso laskisi, koska kyky motoristen yksiköiden rekrytointiin on heikentynyt. Iskemian myötä väsyneistä hermoista lähtevät afferenttihermot voivat stimuloida retikulääri-informaation inhibitorista osaa, mikä vähentää keskushermoston lihaksiin välittämää signaalin voimakkuutta (Asmussen 1979.). Toisaalta tämä ei näy HK hypyssä niin selkeästi, mikä johtuneen siitä, että HK hyppy on luonteeltaan erilainen, missä korostuu lonkan ojentajalihasten suurempi käyttö (Fukashiro & Komi, 1987), elastisuus ominaisuudet ja venytysrefleksi. HK hypyssä eksentrisen vaihe antaa enemmän aikaa suorittaa konsentrisen vaihe räjähtävästi, jolloin lihasten esijännitys konsentrisen vaiheen alussa elastisuuden kanssa sallii paremmin voiman potentoitumisen (Komi & Gollhofer

1997) ja enemmän aikaa motoristen yksiköiden aktivoinnille. **Kevennyshypyssä (HK)** tulokset koehenkilöiden välillä jakautuivat tasaisemmin; 4 paransi tulosta ( $55 \pm 27$  mm) ja kuudella tulos heikkeni ( $-27 \pm 22$  mm) kotipelimitäuksesta vieraspelimitäukseen. Kevennyshypyssä (HK) voimantuottonopeus on lähes sama ja voimantuotto hiukan huonompi vieraspelimitäuksessa kuin kotipelimitäuksessa, joten oli yllättävää, että hyppykorkeus oli hiukan parempi vieraspelimitäuksessa pitkän linja-automatkan jälkeen. Näyttäisi siltä, että elastiset ominaisuudet eivät heikentyisi tässä tutkimuksessa linja-automatkastamisen jälkeen kevennyshypyssä (HK).

Soleus, tibial anterior, vastus lateral tai rectus femoris lihasten **normalisoiduissa EMG arvoissa** ei ollut tilastollisesti merkittäviä eroja, mutta HK hypyissä on nähtävissä vastus lateral ja rectus femoris lihaksessa osittainen alentunut EMG aktiivisuus, kuten myös HIK hypyissä rectus femoriksen suhteen. Nämä osaltaan voivat vaikuttaa alentuneeseen voimantuottoon ja voimantuotto nopeuteen molemmissa hypyissä. Tämä voi johtua pitkään kestävästä istuma-asennon vaikutuksesta, jolloin rectus femoris ja lonkankoukistaja lihakset ovat kestoventytyksessä (Aalto 2012). Polven ojentajalihakset, joihin rectus femoris kuuluu, vaikuttavat hypyn voimantuottoon n. 24 %:sti (Robertson & Fleming 1987).

Tehokas **venytysrefleksien** toiminta mahdollistaa suuremman lihasjäykkyyden, jolloin elastista energiaa voidaan varastoida tehokkaammin lihasten ja jänteiden elastisiin rakenteisiin (jänne, lihaskalvo ja poikittaisillat) (Häkkinen, K. 2004, 153.). Soleus lihaksen venytysrefleksi komponenttien M1, M2 ja M3 arvoissa kevennyshypyssä (HK) ei löytynyt viitteitä siitä, että venytysrefleksi komponentit olisivat vaikuttaneet hermostolliseen toimintaan heikentävästi vieraspelimitäuksessa. M1 komponentin ei voida olettaa vaikuttaa heikentävästi  $\alpha$ -motoneuronin eksitointiin 1a-afferentin kautta. M2 ja M3 komponenttien arvot olivat jopa hieman kohonneet kotipelimitäuksesta vieraspelimitäukseen, joten ne voivat vaikuttaa hyppykorkeuteen positiivisesti. M2 ja M3 komponentit johtuvat keskushermoston ylempien osien ohjauksesta (Capaday ym. 1990; Palmer ja Ashby 1992). **Venytysrefleksin lihasaktiivisuuden alkaminen**, mikä mitattiin HK hypyn alkamisesta, on hieman hidastunut (51 ms), mutta ei tilastollisesti merkittävästi. Lihasaktiivisuuden

alkamisen lievä pidentyminen vaikuttaa hiukan voimantuottonopeuteen heikentävästi, mutta tällä viiveellä ei näytä olevan merkitystä suorituksen elastisuuteen. Selvempi lihasaktiivisuuden alkamisen piteneminen voisi myös vaikuttaa loukkaantumisalttiuteen. **Pidemmällä eksentrisellä vaiheella** voidaan vaikuttaa voiman suuruuteen venytysvaiheen lopussa ennen konsentrisenvaiheen alkua (Roberts ym. 1997.). Tässä tutkimuksessa eksentrisen vaihe oli pidentynyt n. 3 % kotipelimitäuksesta vieraspelimitäukseen, joten sillä saattaa olla pieni parantava vaikutus hyppykorkeuteen vieraspelimitäuksessa. **Venytyksrefleksin suurempi esiaktiivisuus** vieraspelimitäuksessa ei kuitenkaan vaikuttanut selvästi refleksikomponenttien M1, M2 ja M3 suuruuksiin koti- ja vieraspelimitäuksissa. Lihaksen esiaktiivisuudella voi olla merkitystä refleksitoimintaan, koska sen uskotaan kasvattavan lihaspindeleiden herkkyyttä, jolloin venytysrefleksi potentoituu kasvattaen lihasjännekompleksin jäykkyyttä (Kyröläinen ym. 2001.). **Elastisuus** - % kuvastaa HK ja HIK hypyn välistä suhdetta, mitä on käytetty ilmaisemaan henkilön elastisuutta. Elastisuus - %  $((HK \text{ hyppytulostus} - HIK \text{ hyppytulostus}) * HIK \text{ hyppytulostus}^{-1} * 100\%)$  kasvoi kotipelimitäuksesta vieraspelimitäukseen 3 % (7,8  $\rightarrow$  10,8 %), mikä johtui lähinnä heikentyneestä hypystä ilman kevennyttä (HIK), sillä hyppykorkeus oli lähes sama koti- ja vieraspelimitäuksissa, mutta on myös huomioitava, että venytysrefleksi komponenttien M2 ja M3 arvot olivat korkeammat vieraspelimitäuksessa. Ongelmana tämän tyypisessä venytysrefleksinmitäuksessa on se, että liike lähtee reisistä, jolloin soleus lihaksen venytysrefleksin alkamisen kesto HK hypyn alkamisesta mitattuna on n. 400 ms, kun taas pudotushypyssä venytys tulisi välittömästi soleus lihakseen, jolloin latenssiajat vastaisivat tyypillisiä ja useissa tutkimuksissa havaittuihin latenssiaikoihin, mitkä ovat keskimäärin 30 – 35 ms (Lee & Tattoo 1978). Samoin kevennyshypystä (HK) puuttuu törmäys kuten pudotushypyssä, jolloin venytysrefleksi ei tule esille niin voimakkaasti. On mahdollista, että tämän tutkimuksen mukaiseen venytysrefleksiaktiivisuuden alkamisen keston HK hypyn alkamisesta mitattuna saattaa sekoittua myös tahdonalaista lihasaktiivisuutta alkamisen keston ollessa niin pitkä, koska venytys ei lähde suoraan soleus lihaksesta. Kuten edellä jo mainittiin, vieraspelimitäuksissa ilmeni suurempaa esiaktiivisuutta tuon alkamisen keston sisällä, jolloin voidaan todeta, että tahdonalaista lihasaktiivisuutta ilmenee selvästi vieraspelimitäuksessa. On myös oleellista, että HK

hypyn syvyys on aina sama eksentrisen vaiheen nopeuden kanssa, jotta hypyistä saadaan mahdollisimman vertailukelpoisia. Tässä tutkimuksessa syvyys katsottiin silmällä, jolloin saattaa olla, että kaikki hyppyivät eivät olleet koehenkilöillä yhtä syviä, vaikka eksentrisen vaiheen nopeus on ollut suunnilleen sama koti- ja vieraspelimittauksissa. Tässä tutkimuksessa ei otettu pudotushyppyä mukaan, koska käytössä oli kaksi kappaletta suhteellisen keveitä ja herkästi liikkuvia voimalevyjä, jotka koeponnistettiin pudotushypyillä ennen tutkimuksia ja havaittiin, että ne saattavat muodostaa turvallisuusriskin ja/tai niille hypääminen aiheutti liiallista varomista, mikä olisi heijastunut tuloksiin. Pudotushyppyvät ovat myös hankalampia oppia kuin HIK ja HK hyppyvät.

EMG mittauksissa oli nähtävissä 4 koehenkilön kohdalla soleus lihaksessa poikkeuksellisen alhaisia EMG-arvoja hypyjen aikana harjoitus- ja kotipelimittauksissa. Samoin tibial lihaksen isometrisissä EMG-arvoissa oli suuria poikkeamia koehenkilöiden välillä. Nämä poikkeamat vaikuttivat osaltaan EMG tuloksiin ja keskihajontoihin. Liikkeen dynaamisuus tuokin haasteen tämän suhteen, koska EMG elektronit eivät ikinä satu täysin samalle paikalle eri mittausten välillä ja on täten herkempiä muutoksille EMG arvoissa. Lihaksen liikkuminen elektrodin suhteen tuleekin huomioida elektrodeja sijoitettaessa (Basmajian & De Luca 1985, 61-65.). Mielenkiintoista oli myös, että joillakin koehenkilöillä vastus lateral maksimaalinen isometrinen arvo oli korkeampi nilkanojennuksessa kuin polvenojennuksessa. Voimalevyn signaalikuvista oli havaittavissa hyvin monella ongelmia suorittaa hyppyt täysin puhtaasti. HIK hypyissä usealla oli mukana esikevennystä ja analyysiin valituissa HK hypyissä kyykyn syvyydet oli lähes kaikilla yhtä syvät, mutta hyvin monella oli nähtävissä selän voimakas suoristuminen ennen jalkojen ojentumista. Molemmat hyppyt (HIK ja HK) olivat muuten voimalevykuviltaan hyvin samanlaisia samalla koehenkilöllä koti- ja vieraspelimittausten välillä, mutta selvästi oli nähtävissä vieraspelimittauksissa enemmän ongelmia tekniikan kanssa. Samoin esikevennystä ilmeni enemmän vieraspelimittauksissa HIK hypyissä suhteessa kotipelimittauksiin. Näistä havainnoista päätellen voisi olettaa, että jonkinlaisen koordinaation ja taitoon liittyvä kontrolli on heikentynyt linja-automatkustamisen jälkeen.



Virhelähteinä tässä tutkimuksessa oli tekniikkaongelmat hyppyissä, joita olisi pitänyt harjoitella vielä enemmän. Jatkoanalyysia varten pystyttiin kuitenkin valitsemaan hyppy, joista karkeimmat virheet oli pois. Testihenkilökuntaa olisi pitänyt olla enemmän kontrolloimaan suorituksia reaaliajassa sekä voimalevykuvilta että visuaalisesti. Ongelmana näissä testeissä oli myös tiukka aikataulu eri testeissä, koska testit tehtiin testijoukkueen pelikauden keskellä ja pelejä edeltävinä päivinä. Jos aikaa ja testihenkilökuntaa olisi ollut enemmän, olisi suorituksia voitu ottaa uudestaan kunnes teknisesti täysin oikeanlainen hyppy olisi suoritettu. Koehenkilöiden välillä esiintyi EMG arvoissa suuria eroja eri mittauksissa lihasten EMG arvoissa suhteessa isometriseen arvoon, mikä vaikutti normalisoituun EMG arvoon ja suhteellisen isoihin keskihajontoihin. Muutamassa tapauksessa EMG elektronit eivät olleet kunnolla kiinni lihaksessa ja/tai liikkeen dynaamisuus vaikutti elektronin paikkaan lihaksessa, jolloin EMG signaali ei ollut täysin puhdasta ja näin ollen arvo ei olisi validi. Kokonaistuloksen kannalta näillä muutamilla arvoilla tuskin oli merkitsevää vaikutusta. Muutamissa HK hyppysuorituksissa ilmeni voimalevysignaalin leikkautumista esikevennysvaiheessa, mutta näitä tuloksia ei otettu huomioon. Venytysrefleksi tuloksista ei voida vetää varmoja johtopäätöksiä, koska liike lähtee reisistä, eikä soleus lihaksesta, jolloin latenssiaika on normaalista poikkeava. Venytysrefleksi olisi pitänyt ottaa tutkittavaksi pudotushypyistä, mutta niin kuin aiemmin jo mainittu tässä dokumentissa, käytössä olleet voimalevyt eivät tätä sallineet. Psykkisen puolen vaikutusta ei arvioitu tässä tutkimuksessa, mutta jolla saattaa olla hyvinkin suurta vaikutusta tuloksiin. Voisi kuitenkin kuvitella, että pitkän linja-auto matkustamisen jälkeen psykkinen valmius ei olisi parhaalla mahdollisella tasolla ja vaikuttaisi tuloksiin heikentävästi. Muutamalla pelaajalla oli flunssaa testiajankohdan aikana, joka saattoi vaikuttaa heikentävästi suoritukseen. Samoin muutama pelaaja valitti polvikipua hyppyissä ja polvenojennuslaitteessa, jotka aiheuttavat hermolihasjärjestelmän kykyä tuottaa voimaa.

Tässä tutkimuksessa toinen hypoteesista toteutui osittain, sillä hypyissä ilman kevennystä voimantuotto oli vähentynyt merkittävästi ( $p < 0.05$ ) ja hyppykorkeus oli tippunut ja voimantuottoaika oli pidentynyt. N. 1 cm hyppykorkeuden heikentyminen huippulentopallossa on aina heikentävä tekijä suorituksessa. Kevennyshypyissä oli

yllättävää, että hyppykorkeus jopa parani hieman vieraspelissä, eikä muissakaan mitattavissa muuttujissa ollut havaittavissa merkittäviä heikennyksiä. Toisaalta kevennyshyppy kuvastaa enemmän lentopallon lajinomaisuutta kuin hyppy ilman kevennystä. Tämä tutkimuksen hypoteesit jäivät siis suurimmalta osalta toteutumatta. Istumisasennon rasittavuuden kannalta olisi ollut mielenkiintoista mitata EMG aktiivisuutta myös kaksipäisestä reisilihaksesta, mikä osallistuu lonkan ojennukseen ja joka joutuu kovaan ja pitkäkestoiseen puristukseen istuimen pintaa vasten pitkällä linja-automatalla. Toisaalta HK hyppyissä korostuvan ojentajalihasten suurempi käyttö verrattuna HIK hyppyyn, ei tässä tutkimuksessa ollut ainakaan huonompaa vieraspelimitoituksessa kuin kotipelimitoituksessa HK hypyn suhteen. Tulevaisuudessa tällaisiin matkustamisen vaikutukset urheiluun liittyviin testeihin voitaisiin yhdistää tasapainoon ja koordinaatioon liittyvät testit, mitkä olisivat olleet mielenkiintoisia tässäkin tutkimuksessa liittyen lisääntyneisiin tekniikka ongelmiin vieraspelimitoituksissa. Aineenvaihdunnallisten tekijöiden, kuten lipoproteenilipaasi entsyymiaktiivisuuden tutkiminen pitkän matkustamisen jälkeen olisi myös hyödyllistä, sillä varsinkin kestävyysurheilussa lihaksen rasvaineenvaihdunta on tärkeässä asemassa suorituksessa, mihin lipoproteiini entsyymiaktiivisuus liittyy. Myös taajuus analyysit olisivat tuoneet mielenkiintoista lisäinformaatiota tuloksiin. Taajuus analyseistä olisi tässäkin tutkimuksessa ollut mielenkiintoista nähdä matkustamisen jälkeen motoristen yksiköiden mahdolliset syttymistiheys ja synkronisaatioon liittyvät muutokset.

## LÄHTEET

Aalto R. 2012. Terve.fi artikkeli, jossa lähteenä Ari-Pekka Lindbergin tuleva kirja: Takapuolesta takaraiivon. <http://www.terve.fi/tyokyvyn-yllapito/johdatus-selkarangan-toimintaan-ja-anatomiaan>

Ahtiainen, J., Häkkinen, K. & Mero, A. 2004. Voiman mittaaminen. Teoksessa Urheiluvallmennus: Fyysisten ominaisuuksien harjoittaminen ja seuranta, toim. Mero, A., Nummela, A., Keskinen, K. & Häkkinen, K. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy, s. 284–287.

Alford EK, Roy RR, Hodgson JA, Edgerton VR. Electromyography of rat soleus, medial gastrocnemius, and tibialis anterior during hind limb suspension. 1987 Jun;96(3):635-49. PMID: 3582549

Andersson GJB, Murphy RW, Ortengren R, Nachemson AL. The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. Spine. 1979;4:52–58. doi: 10.1097/00007632-197901000-00009.

Andersson BJG, Ortengren R, Nachemson A, Elfstrom G. Lumbar disk pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. Studies on an experimental chair. Scand J Rehab Med 1974;6:104-14.

Asmussen, E. 1979. Muscle fatigue. Med Sci Sports 11:313-321

Bahr R & Bahr IA. 1997. Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. Scand J Med Sci Sports 7, 166-171.

Barcroft H, Edholm OG. The effect of temperature on blood flow and deep temperature in the human forearm. J Physiol 1943; 102: 5-12

Barcroft J, King WOR. The effect of temperature on the dissociation curve of blood. J Physiol 1909; 39: 374-84

Basmajian, J. & De Luca, C.J. 1985. *Muscles Alive*. Fifth edition. Williams & Wilkins.

Bey Lionel and Hamilton Marc T. Suppression of skeletal muscle lipoprotein lipase activity during physical inactivity: a molecular reason to maintain daily low-intensity activity. *J Physiol*. 2003 September 1; 551(Pt 2): 673–682. PMID: PMC2343229.

Beach TA, Parkinson RJ, Stothart JP, Callaghan JP. Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *The Spine Journal* 5 (2005) 145–154

Black B. 1995. Conditioning for volleyball. *Strength and conditioning* 17(5), 53-55.

Bouisset, S. 1988. Työasennot ja työliikkeet. Teoksessa Työn fysiologia. Juva: WSOY:n graafiset laitokset. Alkuperäisteos: Précis de Physiologie du Travail 1967. Masson, Paris.

Bovenzi M, Zadidi A. Self –reported low back symptoms in urban bus drivers exposed to whole-body vibration. *Spine* 1992;17:1048-59. of seat support surface shape control and simultaneous measurement of applied pressures. *IEEE Transact rehabil Engin* 1996;4: 103-13.

Bredeweg S. 2003. The elite volleyball athlete. Teoksessa Reeser JC & Bahr R (toim.) *Handbook of sports medicine and science, Volleyball*. Blackwell Science Ltd, 183-191.

Brienza DM, Chung KC, Brubaker CE, Wang J, Krag TE, Lin CT. 1996. A system for the analysis of Seat Support Surfaces Using Surface Shape Control and Simultaneous Measurement of Applied Pressures," *IEEE Trans on Rehab Eng* 4(2):103-113.

Buchthal F, Kaiser E, Knappeis GG. Elasticity, viscosity and plasticity in the cross striated muscle fibre. *Acta Physiol Scand* 1944; 8: 16-37

Butler, D. S. 2000. *The Sensitive Nervous System*. Noigroup Publications.

Capaday C., Cody F., Stein R.P. (1990) Reciprocal inhibition of soleus motor output in humans during walking and voluntary tonic activity. *J Neurophysiol* 64:607-616.

- Cedercreutz, G. 1997. Selkäsairauksien riskitekijöitä. toim: Kukkonen, R., Hanhinen, H., Ketola, R., Luopajarvi, T., Noronen, L. & Helminen, P. Työfysioterapia. Yhteistyötä työ- ja toimintakyvyn hyväksi. Helsinki: Työterveyslaitos.
- Cedercreutz, G. & Hanhinen, H. 1993. Niska, selkä ja työ. Vaasa: WR RIP Ab/ Wasa Repro Oy/ WR GRAPHICS Oy.
- Chaffin, D., Andersson, G. & Martin, B. 1999. Occupational Biomechanics. 3. painos. United States of America: John Wiley & Sons, Inc.
- Chaouachi A, Castagna C, Chtara M, Brughelli M, Turki O, Galy O, Chamari K, Behm DG. Effect of warmups involving static or dynamic stretching on agility, sprinting, and jumping performance in trained individuals. *J Strength Cond Res*, 2010; 24(8): 2001-2011.
- Cherif Monsef, MD, Said Mohamed, PhD, Chaatani Sana, PhD, Nejlaoui Olfa, PhD Gomri Daghbaji, PhD, and Abdallah Aouidet, PhD. 2011. The Effect of a Combined High-Intensity Plyometric and Speed Training Program on the Running and Jumping Ability of Male Handball Players. PMID: PMC3307963.
- Cisar C & Corbelli J. 1989. The volleyball spike: a kinesiological and physiological analysis with recommendations for skill development and conditioning programmes.
- Coutts KD. 1982. Kinetic differences of two volleyball jumping techniques. *Med Sci Sports Exerc* 14(1), 57-59.
- Dawson DM, Hallett, M, Wilbourn A. Miscellaneous uncommon syndromes of the lower extremity. In Dawson DM, Hallett, M, Wilbourn A (eds): Entrapment Neuropathies, 3rd ed., Philadelphia: Lippincott-Raven, 1999;270-1.
- Dietz V., Schmidtbleicher, D. & Noth, J. (1979). Neuronal mechanisms of human locomotion. *J Neurophysiol* 42:1212-1222.
- Dunstan D, Kingwell B A, Larsen R et al., "Breaking up prolonged sitting reduces postprandial glucose and insulin responses," *Diabetes Care*, vol. 35, no. 5, pp. 976–983, 2012.

- Eklundh, M. 1978. Spara Ryggen. Käänt. Peura, J. 1980. Säästä selkäsi. Tampere: Tamprint.
- Eran Linder-Ganza, Noga Shabshinb, Yacov Itzhakb, Amit Gefen. 2006. Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach.
- Ericson M, Goldie I: Spinal shrinkage with three type of chair whilst performing video display unit work. *International Journal of Industrial Ergonomics* 3 (1989) 177 – 183.
- Febbraio MA, Carey MF, Snow RJ, et al. Influence of elevated muscle temperature on metabolism during intense, dynamic exercise. *Am J Physiol* 1996; 271 (40): R1251-5
- Fukashiro, S. and Komi P.V. (1987) Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int. J. Sports Med.* 8: 15 – 21.
- Gellerstedt, S., Almqvist, R., Atterbrant, D., Myhrman, D., Wikström, B. & Winkel, J. 1999. Nordiska ergonomiska riktlinjen för skogsmaskiner. Suomenkielinen versio: Metsäkoneiden ergonomian suositukset pohjoismaissa. Vantaa: Tummavuoren kirjapaino Oy.
- Girard O., Lattier G., Micallef J-P., and Millet G. P. 2005. Changes in exercise characteristics, maximal voluntary contraction, and explosive strength during prolonged tennis playing. *PMCID: PMC2465109*
- Gladden BL & Colacino D. 1978. Characteristics of volleyball players and success in a national tournament. *J Sports Med* 18, 57-64.
- Hamilton MT - Hamilton DG - Zderic TW. Role of low energy expenditure and sitting in obesity, metabolic syndrome, type 2 diabetes, and cardiovascular disease. *Diabetes* 2007;56:2655–67.
- Hamilton, Marc T. – Healy, Genevieve N. – Dunstan, David W. – Zderic, Theodore W. – Owen, Neville 2008. Too Little Exercise and Too Much Sitting: Inactivity Physiology and

the Need for New Recommendations on Sedentary Behavior. *Current Cardiovascular Risk Report* 2. 292-298.

Han S Eric, Lin Cindy S-Y, Boland Robert A, Bilston Lynne E, and Kiernan Matthew C. Changes in human sensory axonal excitability induced by focal nerve compression. 2010. PMID: PMC2887991

Harrison Donald D, DC, PhD, Harrison Sanghak O, DC, Croft Arthur C, DC, Harrison Deed E, DC, and Troyanovich Stephan ., DC. 2000. Sitting biomechanics, part II: optimal car driver's seat and optimal driver's spinal model.

Hasegawa H, Dziados J, Newton RU, Fry AC, Kraemer WJ & Häkkinen K. 2002. Periodized training programmes for athletes. Teoksessa Kraemer WJ & Häkkinen K (toim.) *Handbook of sports medicine and science, Strength training for sport*. Blackwell Science Ltd, 108-115.

Hedrick A & Anderson JC. 1996. The vertical jump: a review of the literature and a team case study. *Strength and Conditioning* 18(1), 7-12.

Heliövaara M. Occupation and risk of herniated lumbar intervertebral disk or sciatica leading to hospitalization . *J Chronic diseases* 1987 ;40:259-64

Hoffrén M., Ishikawa M. and Komi P. V. 2007. Age-related neuromuscular function during drop jumps. Neuromuscular Research Center, Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Jyväskylä, Finland.

Häkkinen, K. 2004. Hermo-lihasjärjestelmän voimantuoton biomekaaniset tekijät. Teoksessa *Kuntotestauksen käsikirja: Hermolihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen*, toim. Keskinen, K. L., Häkkinen, K. & Kallinen M. Tampere: Tammer-Paino Oy.

Hänninen O, Koskelo M, Kankaanpää M, Airaksinen O. *Ergonomia terveydenhuollossa* Recallmed, 2005.

Häyrynen M. 2007. Fyysisten ominaisuuksien, taidon ja taktiikan harjoittelu lentopallossa. KIHU, Jyväskylä. <http://www.kihu.fi/tuotokset/haku/index.php?hae>. 09.07.2009

- Häyrinen M, Blomqvist M, Lahtinen P & Honkanen P. 2006. Pelitaitojen kehittäminen lentopallossa. KIHU, Jyväskylä. <http://www.kihu.fi/tuotokset/haku/index.php?hae.09.07.2009>
- Kapandji, I.A. 1997. Kinesiologia, Osa 3 Selkärangan, Rintakehän ja lantion nivelten toiminta. Laukaa: Medirehab. Alkuperäinen julkaisu Physiologie articulaire. Ranska: 1995: Édition Vigot, Paris.
- Kapandji, I. 1997. Kinesiologia II – alaraajojen nivelten toiminta. Laukaa: Medirehab.
- Karvonen J. Importance of warm up and cool down on exercise performance. In: Karvonen J, Lemon PWR, Iliev I, editors. Medicine and sports training and coaching. Basel: Karger, 1992: 190-213.
- Koistinen, J., Airaksinen, O., Grönblad, M., Kangas, J., Kouri, J-P., Kukkonen, R., Leminen, P., Lindgren, K-A., Mänttari, T., Paatelma, M., Pohjolainen, T., Siitonen, T., Tapanainen, T., Van Wijmen, P., Vanharanta, H. 1998. Selän rakenne, toiminta ja kuntoutus. s. 40-99, 99-202, 217, 408-419.
- Komi PV. 1983. Elastic potentiation of muscle and its influence on sport performance. Teoksessa Baumann W (toim.) Biomechanics and performance in sport. Karl Hoffmann Verlag, Schorndorf, 59-70.
- Komi P.V & Gollhofer A. 1997. Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. Journal of Applied Biomechanics 13, 451-460.
- Koskela, A. 1970. Työasennot. Teoksessa Ergonomia. 2. uusitettu painos. Porvoo: WSOY.
- Kroemer, K.H.E & Grandjean, E. 1997. Fitting the task to the human. 5. painos. Great Britain: Taylor & Francis.
- Kulig, K., Andrews, J.G. ja Hay, J.G. Human strength curves. 1984. Teoksessa Voimaharjoittelu – Perusteet ja käytännön toteutus. Toim. Viitasalo, J., Raninen, J. & Liitsola, S. 1985. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy. S. 46-60.



Kyröläinen, H. 2004. Nopeusvoima. Teoksessa Kuntotestauksen käsikirja: Hermolihasjärjestelmän toiminnan mittaaminen, toim. Keskinen, K. L., Häkkinen, K. & Kallinen M. Tampere: Tammer-Paino Oy.

Kyröläinen, H., Belli, A. & Komi, P. V. 2001. Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 33, 1330-1337.

Launis M, Lehtelä J. Ergonomia Työterveyslaitos, 2011

Lee R.G., Tattoo W.G. (1978) Longloop reflexes in man: clinical applications. Teoksessa Desmedt (toim.): Cerebral motor control in man: Long Loop mechanisms. *Prog Clin Neurophysiol* 4:320-333

Leskinen, J., Merisalo, T., Töytäri-Nyrhinen, A. 1990. Työterveyslaitos. Ryhmäneuvonnan käsikirja. Työ ja liikunta. Elä sovussa selän kanssa.

Levin E, Machintosh D, Baker T, Weatherall M, Beasley R. Effect of sitting in ergonomic chairs on lower limb venous blood flow. *Occupational Ergonomics*, 2009, p. 125-132

Lewis, T., Pickering, G. W. & Rothschild, P. (1931). Centripetal paralysis arising out of arrested blood flow to the limb, including notes on a form of tingling. *Heart* 16, 1-32.

Lord MJ, Small JM, Dinsay JM, Watkins RG. Lumbar lordosis. Effects of sitting and standing. *Spine* 1997;22:2571-4.

Magnusson ML, Pope MH, Wilder DG, Areskoug B. Are occupational drivers at an increased risk for developing for musculoskeletal disorders? *Spine* 1996;21:710-7.

Mahadevan, V. 2008. Leg. Teoksessa Gray's Anatomy - The Anatomical Basis of Clinical Practice 40<sup>th</sup> edition: Pelvic girdle and lower limb, toim. Standring, S. Spain: Churchill Livingstone Elsevier, s. 1420–1421.

Mero, A., Kyröläinen H. ja Häkkinen, K. 2007. Hermolihasjärjestelmän rakenne ja toiminta. Teoksessa *Urheiluvälineet*. toim. Mero, A., Nummela, A., Keskinen, K. & Häkkinen, K. VK-Kustannus Oy, 2. painos (2007) s. 37–72.

- Mittermayr M, Fries D, Innerhofer P, Schobersberger B, Klingler A, Partsh H, et al. Formation of edema and fluid shifts during a long-haul flight. *J Travel Med* 2003;10:334-339
- Nienstedt, W., Hänninen O., Arstila A. & Björkqvist S-E. 2008. Ihmisen fysiologia ja anatomia. 15.-17. painos. Helsinki: WSOY.
- Nygaard H, Tomten S E, and Høstmark A T, "Slow post-meal walking reduces postprandial glycemia in middle-aged women," *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, vol. 34, no. 6, pp. 1087–1092, 2009.
- Ongley B & Hopley A. 1981. Comparison between state level and non-state level Western Australian volleyball players. *Sports Coach (Australia)* 51, 30-35.
- Orlick T, Partington J. The sport psychology consultant: analysis of critical components as viewed by Canadian Olympic athletes. *Sport Psychol* 1987; 2: 105-30
- Pagaduan Jeffrey C., Pojskic Haris, Uzicanin Edin, Babajic Fuad. 2012. Effect of Various Warm-Up Protocols on Jump Performance in college football players.
- Palastanga, N., Field, D & Soames, R. 2006. *Anatomy and Human Movement – Structure and Function*. Fifth Edition. Elsevier.
- Palmer E., Ashby P. (1992) Evidence that a long latency stretch in humans is transcortical. *J Physiol* 449:429-440.
- Puustjärvi-Sunabacka, K. & Karppinen, J. 2009. Iskias selkäkivun syynä. *Suomen lääkirilehti* 47/2009, 4041-4046.
- Pope MH, Wilder DG, Frymoyer JW. Vibration as an aetiologic factor in low back pain. in: *Proceedings of Institution of Mechanical Engineers, Conference on Engineering Aspects of the Spine*, Westminster, London: May 1980.
- Reenalda Jasper, Geffen Paul Van, Nederhand Marc, Jannink Michiel, IJzerman Maarten, Rietman Hans. Analysis of healthy sitting behavior: interface pressure distribution and subcutaneous tissue oxygenation. 2009; 557-586

- Robertson DGE & Fleming D. 1987. Kinetics of standing broad and vertical jumping. *Can J Sports Sci* 12(1), 19-23.
- Roberts T.J., Marsh R.L., Weyand P.G. & Taylor C.R. 1997. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science* 275, 1113-1115.
- Rudge P, Ochoa J, Gilliatt RW. Acute peripheral nerve compression in the baboon. *Journal of the Neurological Sciences* Volume 23, Issue 3, November 1974, Pages 403–420. PMID: 4427124
- Rydevik B, McLean WG, Sjostrand J, Lundborg G. Blockage of axonal transport induced by acute, graded compression of the rabbit vagus nerve. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1980;43:690–698
- Rydevik B, Lundborg G, Bagge U. Effects of graded compression on intraneural blood flow. An in vivo study on rabbit tibial nerve . 1981. PMID: 7204915
- Rydevik B and Nordborg C. Changes in nerve function and nerve fibre structure induced by acute, graded compression. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 1980, 43, 1070-1082
- Saarikoski Riitta, Stolt Minna ja Liukkonen Irmeli. 10.12.2012. Alaraajaturvotuksen syyt, ehkäisy ja tunnistaminen. *Terveyskirjasto duodecim artikkeli*. Artikkelin tunnus: jal00127  
(012.015)©2012Kustannus Oy Duodecim  
[http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=jal00127](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=jal00127)
- Saliba L & Hrysomallis C. 2001. Isokinetic strength related to jumping but not kicking performance of Australian footballers. *J Sci Med Sport* 4(3), 336-47.
- Samson M, Button D, Chaouachi A, Behm D. Effects of dynamic and static stretching within general and activity specific warm-up protocols. *J Sport Sci Med*, 2012; 11: 279-285
- Schobersberger W, Mittermayr M, Innerhofer P, Sumann G, Schobersberger B, Klingler A, Simmer M, Streif W, Fischbach U, Fries D. Coagulation changes and edema formation during long-distance bus travel. 2004.

Schoberth H. Sitzhaltung, sitzschaden, sitzmobel. Berlin: Springer Verlag; 1962.

Semenick D & Adams K. 1987. The vertical jump: A kinesiological analysis with recommendations for strength and conditioning programming. NSCA Journal 9(3), 5-9.

SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), EMG elektrodien kiinnittämisohteet. <http://www.seniam.org/>

Sheppard JM, Cronin JB, Gabbet TJ, McGuigan MR, Etxebarria N, Newton RU. 2008. Relative importance of strength, power, and anthropometric measures to jump performance of elite volleyball players. J Strength Cond Res 22 (3), 758-65.

Solomonow M, Bratta RV, Zhou BH, Burger E, Zieske A, Gedalia A. Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. J Electromyogr Kinesiol. 2003;13:381–396. doi: 10.1016/S1050-6411(03)00045-2.

Stephens B R, Granados K, Zderic T W, Hamilton M T, and Braun B, “Effects of 1 day of inactivity on insulin action in healthy men and women: interaction with energy intake,” Metabolism, vol. 60, no. 7, pp. 941–949, 2011.

Stricker H, Colucci G, Godio M, Mossi G, Mombelli G. The influence of prolonged sitting position on the biochemical markers of coagulation activation in healthy subjects: evidence of reduced thrombin generation. J Thromb Haemost 2003;1:380-399.

Theorell H. The effect of temperature on myoglobin. Biochem Z 1934; 73: 268

Thorp, Alicia A. – Owen, Neville – Neuhaus, Maike – Dunstan, David W. 2011. Sedentary Behaviors and Subsequent Health Outcomes in Adults. A Systematic Review of Longitudinal Studies, 1996-2011. American Journal of Preventive Medicine 41 (2). 207-215.

Tilley, R. 2002. The measure of man & woman. uusittu painos. New York: John Wiley & Sons.

Työterveyslaitos. 2010. Työpaikan ergonomian tarkastusohje.

[http://www.ttl.fi/fi/ergonomia/menetelmat/erg\\_tarkastusohje/Sivut/default.aspx](http://www.ttl.fi/fi/ergonomia/menetelmat/erg_tarkastusohje/Sivut/default.aspx)

Travis J. Saunders, Richard Larouche, Rachel C. Colley, and Mark S. Tremblay. Acute Sedentary Behaviour and Markers of Cardiometabolic Risk: A Systematic Review of Intervention Studies. Review article 2012.

Viitasalo, J., Raninen, J. & Liitsola, S. 1985. Voimaharjoittelu – Perusteet ja käytännön toteutus. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy.

Voigt M, Dyhre-Poulsen P & Simonsen EB. 1998. Stretch-reflex control during human hopping. *Acta Physiologica Scandinavica* 163(2), 181-194.

Väyrynen, S., Nevala, N. & Päivinen, M. 2004. Ergonomia ja käytettävyys suunnittelussa. Tampere: Tammer-Paino Oy

Wisloff U, Castagna C, Helgerud J, Jones R & Hoff J. 2004. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *Br J Sports Med* 38(3), 285-288.

Winiarski A.M, Roy R.R., Alford E.K., Chiang P.C., Edgerton V.R. Mechanical properties of rat skeletal muscle after hind limb suspension. 1987.

Wright V. Stiffness: a review of its measurement and physiological importance. *Physiotherapy* 1973; 59: 59-111

Wright V, Johns RJ. Quantitative and qualitative analysis of joint stiffness in normal subjects and in patients with connective tissue disease. *Ann Rheum Dis* 1961; 20: 36-46

Özkan Ali, Kayıhan Gürhan, Köklü Yusuf, Ergun Nevin, Koz Mitat, Ersöz Gülfem, and Dellal Alexandre. 2012. The Relationship Between Body Composition, Anaerobic Performance and Sprint Ability of Amputee Soccer Players. PMID: PMC3588686