

**VERTIKAALIHYPYN KORKEUDEN ARVIOINTI 3D-
KIIHTYVYYSANTURILLA JA LAJINOMAISEN
KUORMITUKSEN VAIKUTUKSET HYPPYYN**

Jarmo Pääkkönen

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Kevät 2016

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat:

Jarmo Piirainen

Laura Karavirta

TIIVISTELMÄ

Pääkkönen, Jarmo. 2016. Vertikaalihypyn korkeuden arviointi 3D-kiihtyvyyssanturilla ja lajinomaisen kuormituksen vaikutukset hyppyyn. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan pro gradu -tutkielma, 86 s.

Sensoreihin perustuvat menetelmät ovat yleistyneet urheilutestauksessa viime vuosina. Tarkoituksena oli selvittää hyppääjän kenkään kiinnitettävään 3D-kiihtyvyyssanturiin perustuvan menetelmän validiteettia vertikaalihypyn korkeuden arvioinnissa. Voimalevyn lentoaikamenetelmää käytettiin kiihtyvyyssanturimenetelmän validiteettianalysissä ja lajikohtaisten kuormitusasetelman vertikaalihyppyä arvioitiin kiihtyvyyssanturimenetelmällä. Hyppysarjojen korkeimmat hypyt arvioitiin lisäksi voimalevyn lähtönopeusmenetelmällä. Kiihtyvyyssanturimenetelmässä käytettiin urheilijan kenkään kiinnitettävää The Stride Sensor Bluetooth® Smart (Polar Electro Oy, Kempele, Suomi) -sensoria. Hyppytestit suoritettiin voimalevyllä ilman kevennyttä (3 kpl HIK) ja keventäen (3 kpl HK) kädet-lanteilla-tyylillä. Hyppytestit suoritettiin oikean jalan ojennuksen ja koukistuksen MVC-testien eli maksimaalisen tahdonalaisen lihassupistuksen jälkeen. Suoritusten aikaiset reisilihasten lihasaktiivisuudet mitattiin langattomasti ja kaikki mittaukset suoritettiin ennen kuormitusta (pre-tilanteessa) ja lajikohtaisen kuormituksen jälkeen (post-tilanteessa) sekä kuormituksen mahdollisesti aiheuttamia muutoksia pyrittiin selvittämään hyppykorkeuden arvioinnin kannalta. Lajikohtaisia vaikutuksia selvitettiin kolmen eri lajin urheilijoilla; maastopyöräilijöillä (n = 10), suunnistajilla (n = 10) ja koripalloilijoilla (n = 9). Pyöräilijöiden kuormituksena toimi maksimaalisen polkupyöräergometritesti, suunnistajat osallistuivat kovatasoiseen suunnistuskilpailuun ja koripalloilijat suorittivat lajiharjoituksen lisäksi juoksutestin.

Kiihtyvyyssanturimenetelmän todettiin soveltuvan maksimaalisten HIK:n ja HK:n korkeuden arviointiin. HIK:n korkeudet (n = 174) olivat kiihtyvyyssanturimenetelmällä 30,4 ($\pm 5,6$) cm ja voimalevymenetelmällä 29,1 ($\pm 5,2$) cm sekä HK:n (n = 167) vastaavasti 33,5 ($\pm 6,3$) cm ja 32,1 ($\pm 5,9$) cm. Kiihtyvyyssanturimenetelmän ja voimalevyn lentoaikamenetelmän korkeustulosparien välinen korrelaatio oli erittäin

merkitsevä ($r = 0,97-0,99$, $p < 0,001$) sekä HIK:ssa että HK:ssa. Yksittäiset hyppykorkeustulokset olivat myös yhtäpitäviä molemmilla hyppytaivoilla erittäin merkitsevästi ($p < 0,001$). HIK:ssa tulosten sisäinen korrelaatio ICC SM oli 0,95 ja 95 % CI: 0,50–0,98 ($p < 0,001$) sekä HK:ssa ICC SM oli 0,95 ja 95 % CI: 0,51–0,98 ($p < 0,001$). Kiihtyvyysanturi- ja voimalevyn lentoaikamenetelmän välinen korrelaatio oli molemmilla hyppytaivoilla erittäin hyvä ($r^2 = 0,96$). Eroavuudet HIK:ssa ($1,4 \pm 1,2$ cm) ja HK:ssa ($1,5 \pm 1,3$ cm) olivat merkitsevän pieniä ($p < 0,001$). Kiihtyvyysanturimenetelmä vastasi myös parhaissa hyppyissä voimalevyn lähtönopeusmenetelmän kanssa erittäin merkitsevästi ($r = 0,88$, $p < 0,001$).

Kiihtyvyysanturimenetelmällä tehdyssä lajien välisessä vertailussa koripalloilijat hyppäsivät $37,1 (\pm 6,1)$ cm, joka oli merkitsevästi korkeampi ($p < 0,001$) tulos suunnistajiin $32,0 (\pm 4,9)$ cm ja maastopyöräilijöihin $30,3 (\pm 5,7)$ cm verrattuna. Koripalloilijoiden suorittamien hyppyjen keski- ja huipputehot olivat muita lajeja merkitsevästi ($p < 0,05$) suuremmat lähes kaikissa tilanteissa. Kuormitusvaikutukset olivat pieniä pitkähkön palautumisajan vuoksi. Suunnistajien huipputehot laskivat merkitsevästi ($p < 0,05$) muihin lajeihin verrattuna. MVC-testissä jalan ojennusvoimat heikkenivät väsytyksen vuoksi ($p = 0,007$), mutta urheilulajien välillä ei ollut merkitseviä eroja tulosmuutoksissa. Reisilihasten (RF, VL ja BF) lihasaktiivisuusmuutokset olivat myös verraten pieniä, eikä varsinaisia lajien välisiä eroja muodostunut väsytyksen johdosta.

Kenkään kiinnitettävällä 3D-kiihtyvyysanturimenetelmällä voidaan arvioida HIK:n ja HK:n hyppykorkeustuloksia eri lajin urheilijoilla. Kiihtyvyysanturi- ja voimalevymenetelmien välinen korrelaatio oli erittäin merkitsevä eri hyppytaivoilla. HIK-tulosten hajonta oli pienempää kuin HK:n, mutta kiihtyvyysanturimenetelmän ja voimalevyn lentoaikamenetelmän välillä havaittiin pieni systemaattinen virhe. Lajikohtaisen kuormituksen ei havaittu vaikuttavan mittaustarkkuuteen, vaikka pieniä muutoksia havaittiin hyppykorkeudessa ja hypyn suorituskykytekijöissä. 3D-kiihtyvyysanturimenetelmää voidaan hyödyntää myös valmennuksen apuvälineenä.

Avainsanat: 3D-sensori, kiihtyvyysanturi, hyppy, suorituskyky, hyppykorkeus, arviointi

ABSTRACT

Pääkkönen, J. 2016. Measurement of vertical jump height and sport specific loading effects evaluation of jumping performance with a 3D accelerometer sensor. Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Master's Thesis in Biomechanics, 86p.

Athletes have an interest for vertical jump height and a jump test is often used as an indicator of lower body performance and explosive strength. Different sensors have been used widely in sports testing over the past years and practical solutions would be useful for coaching. The purpose of this study was to investigate the validity of an on-shoe 3D accelerometer sensor in jump height evaluation in athletes' own sport.

Athletes from cycling, orienteering and basketball were studied to examine the suitability of the on-shoe 3D sensor method for different types of athletes. Subjects (n=29) performed three squat jump (SQJ) and three countermovement jump (CMJ) tests twice. Jump heights were assessed with a Stride Sensor Bluetooth® Smart (Polar Electro Oy, Kempele, Finland) attached on a shoe when jumping on a force plate (FP). A FP flight time method was used as reference for jump height and a FP take of velocity method was used for comparing the maximum jump results.

The paired correlation between the 3D sensor and the FP flight time method was 0.97-0.99 ($p < 0.001$). Jump height for SQJ (n=174) with the sensor was 30.4 ± 5.6 cm and with the FP method 29.1 ± 5.2 cm. In CMJ (n=167) the corresponding values were 33.5 ± 6.3 cm and 32.1 ± 5.9 cm with the sensor and FP, respectively. Single measurements showed high consistency ($p < 0.001$) also with SQJ ICC: 0.95, 95% CI: 0.50-0.98 and with CMJ ICC: 0.95, 95% CI: 0.51-0.98. The correlation of the maximum jumps between the 3D sensor and the FP take of velocity methods was 0.88 ($p < 0.001$). The maximum jump heights with sensor method for the basketball players was 37.1 ± 6.1 cm, which was significantly higher ($p < 0.001$) than the orienteers 32.0 ± 4.9 cm and mountain bikers 30.3 ± 5.7 cm.

The 3D sensor and the FP methods correlated highly significantly in the evaluation of SQJ and CMJ height results of three different types of athletes. However, there was a small but systematic difference in jump height between the methods. The SQJ showed slightly better correlation and less variability with smaller bias of height results than CMJ. The correlation of the 3D sensor method was better with FP flight time than with take of velocity method. These results indicate that a 3D accelerometer sensor implemented on-shoe can be used for jump height evaluation and for maximum jump test. The 3D sensor method would likely offer a practical solution for jump height follow up in coaching.

Key words: 3D sensor, accelerometer, jump height, jumping performance, reliability

ESIPUHE

Läpi elämäni jatkunut kiinnostus urheilun kiehtovaan maailmaan on saanut minut jälleen kulkemaan pitkin oppimisen loputonta polkua sekä hyppimään yli haastavien esteiden. Tulevaisuuden sakeassa metsässä on tukenani aina ollut maailman paras kompassi, jonka olen saanut rakkaalta vaimoltani, Tiinalta. Mahtavat opiskelutoverini ja taitavat opettajani sekä ohjaajani ovat yhdessä auttaneet minua piirtämään kartalle ne polut, joita olen voinut turvallisesti valita jalkani alle. Ihanien tyttöjeni uupumaton kannustus kotipesässä on antanut suunnattomasti voimaa ja piristänyt taivaltani. Hyppääminen maaliviivan yli tuntuu aivan uskomattoman ihanalta.

Kiitokset kaikille mukana olleille – *Go ahead, and jump. Jump!*

KÄYTETYT LYHENTEET

Afferentti	Sensorinen hermosyy, eli tuova hermosyy
ATP	Adenosiinitrifosfaatti
Bias	Harha, tilastollinen tutkimuksen harha, systemaattinen poikkeama
BF	m. Biceps Femoris
DJ	Pudotushyppy (engl. drop jump)
Efferentti	Liikehermosolu
eks	Eksentrinen
EMG	Elektromyografia (engl. electromyography)
EMG _{MAX}	EMG:n huippuarvo
FF	Nopea väsyvä motorinen yksikkö (engl. fast-fatigable)
FR	Nopea väsymätön motorinen yksikkö (engl. fast and resistant)
GRF	Painovoima (engl. ground reaction force)
HIK	Hyppy ilman kevennystä, eli staattinen hyppy
HIT	High Intensity Training
Hz	Hertsi, taajuuden yksikkö
HK	Kevennyshyppy, eli dynaaminen hyppy
ICC	Sisäinen korrelaatiokerroin (engl. intraclass correlation coefficient)
ICC AM	Keskiarvojen sisäinen korrelaatio (engl. average measures)
ICC SM	Yksittäisten mittausten sisäinen korrelaatio (engl. single measures)
K	Koripalloilijat (tutkittavat)
KA	Kiihtyvyyssanturimenetelmä, (esim. HIK _{KA})
ka.	Keskiarvo
kh.	Keskihajonta
kv.	Keskivirhe
kon	konsentrinen
LSD	Vähiten merkitsevä ero (engl. least significant difference)
M	Maastopyöräilijät (tutkittavat)
MAX	Maksimaalinen, huippuarvo
MUAP	Motorisen yksikön aktiopotentiaali (engl. motor unit action potential)
MVC	maksimi tahdonalainen supistus (engl. maximal voluntary contraction)

N	Newton, voiman yksikkö
P	Teho [Nm/s] tai [W] (engl. power)
P _i	Fosfaatti
RF	m. Rectus Femoris
RFD	Voimantuottonopeus (engl. rate of force development)
S	Hidas motorinen yksikkö (engl. slow)
S	Suunnistajat (tutkittavat)
sEMG	Pintaelektrodimyografia (engl. surface electromyography)
TOV	Lähtönopeus (engl. take off velocity)
VL	m. Vastus Lateralis
VL	Voimalevymenetelmä, (esim. HIK _{VL})
1 RM	Yhden toiston maksimisuoritus (engl. one repetition maximum)
3D	Kolmiulotteinen (engl. three dimensional)

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO.....	11
2	VERTIKAALIHYPÄÄMINEN JA VOIMANTUOTTO.....	13
2.1	Liikkeen muodostuminen.....	13
2.2	Motorinen yksikkö ja sen toiminta.....	14
2.3	Vertikaalihypyn voimantuotto	16
2.4	Lihaskäivisuus ja EMG.....	17
2.5	Hypäämisen biomekaniikka.....	19
3	HYPYSUORITUKSEN MITTAUSMENETELMÄT.....	21
3.1	Hypkorkeuden mittaaminen.....	21
3.2	Tehon mittaaminen.....	25
3.3	Sensoreihin perustuvat menetelmät	26
4	KUORMITUSVAIKUTUKSET VERTIKAALIHYPYYN.....	28
4.1	Hypsuorituksen energiantuotto	28
4.2	Vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään	29
4.3	Suoritustavan ja -tekniikan vaikutukset	31
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT.....	32
6	MENETELMÄT	33
6.1	Tutkittavien urheilijoiden valinta.....	33
6.2	Tutkimusprotokolla.....	34
6.3	Mittausjärjestelyt.....	36
6.4	Mittaustietojen apuohjelma ja käsittely	39
6.5	Tilastoanalyysit	45

7 TULOKSET	47
7.1 Tutkittavat	47
7.2 Hyppykorkeuden arviointimenetelmät.....	47
7.3 Maksimihyppy lajikohtaisessa kuormitusasetelmassa	53
7.4 Kolmen eri arviointimenetelmän vertailun tulokset.....	55
7.5 Jalkavoimat penkissä.....	57
7.6 Hyppyjen tehot	57
7.7 Lihasaktiivisuuden sEMG tulokset	59
7.8 Voimantuottoajan tulokset	61
8 POHDINTA.....	62
8.1 Menetelmien vertailua.....	62
8.2 Hypyn lajikohtaiset kuormitusvaikutukset.....	65
8.3 Suorituskykytekijöiden muutokset.....	66
8.4 Johtopäätökset.....	69
8.5 Jatkotutkimusehdotukset	70
9 LÄHTEET	71
10 LIITTEET	78

1 JOHDANTO

Hyppääminen on monissa urheilulajeissa merkittävässä asemassa ja hyppäämisellä saavutettua mittaustulosta käytetäänkin näissä lajeissa suoritusparemmuuden selvittämiseen. Tällaisia lajeja ovat mm. pituushyppy, korkeushyppy ja kolmiloikka. Toisissa lajeissa, kuten mäkihypyssä ja seiväshypyssä, itse hyppääminen on oleellinen osa kokonaisuutta, jossa varusteiden tai apuvälineiden avulla saavutettua tulosta hyödynnetään paremmuusjärjestyksen selvittämiseksi. Eräissä lajeissa hyppysuorituksella ei varsinaisesti ole lopputuloksen kannalta suoraa merkitystä, mutta hyvästä hyppäämisestä voidaan saavuttaa merkittävää hyötyä lopputulokseen ainakin välillisesti. Näistä lajeista mainittakoon koripallo, lentopallo ja este- sekä aitajuoksu. Nämä lajit pitävätkin yleensä sisällään muita liikkumismuotoja, kuten juoksua. Hyppäämisestä, tai paremminkin hyppytaidosta ja -tekniikasta, on usein hyötyä arvosteltavissa urheilulajeissa, joissa niin tekninen kuin taiteellinenkin arvostelu asettavat kilpailijat paremmuusjärjestykseen. Näitä taitolajeja ovat mm. taitoluistelu, uimahyppy ja lumilautailun lumikouru sekä laskettelen freestylehyppy.

Hyppyvoima ja suoritustekniikan hallinta ovat urheilijan menestymisen kannalta oleellisissa roolissa, ja niinpä tämän vuoksi urheilijoiden harjoitukset sisältävät suuria määriä erilaisia hyppyharjoituksia. Yleensä hyppyharjoittelussa pyritään kehittämään hyppäämisessä tarvittavia räjähtävän voimantuoton ominaisuuksia, mutta myös elastisten komponenttien kimmoisuutta. Ei pidä myöskään unohtaa, että hyppäämistä ja hyppimistä käytetään myös lämmittelyliikkeinä. Esimerkiksi erilaiset perus- ja haarahyppy sekä hyppynaruhyppy ovat oleellinen osa lämmittelyä niin nyrkkeilijälle kuin karatekallekin.

Vertikaalihypyllä tarkoitetaan suoraan ylöspäin suuntautuvaa hyppyä ja alastuloa. Alaraajojen ja alavartalon räjähtävän nopeasti maahan kohdistama voima kumoaa maan vetovoiman ja aikaansaa ilmalennon. Maan vetovoiman vaikutuksesta hyppääjä kuitenkin putoaa lähes samalle paikalle hetkeä myöhemmin. Tämän tutkimuksen kohteena ovat staattinen ja kevennetty tasajalkahyppy, jossa myös alastulo suoritetaan kahdella jalalla yhtäaikaisesti. Hyppääjän tulee pitää kätet tiukasti lantiolla suoritettavien hyppien ajan, koska tällä tavoin suoritettua hypyn oletetaan korreloivan

alaraajojen suorituskyvyn kanssa paremmin kuin kädet vapaana suoritettussa hypyssä (Richter ym. 2012). Mittausmenetelmät ovat yleensä käytettävissä myös yhdellä jalalla suoritettavissa hypyissä. Hyppyharjoittelussa käytetään useimmiten monia eri hyppäämisen muotoja ja yhdistelmiä. Niinpä yhden jalan loikat, hyppysarjat ja vaihtohypyt sekä pudotushypyt ovat hyvin yleisiä hypyn muotoja. Tämä tutkimus ei kuitenkaan syvenny yhdellä jalalla tai muilla tavoin suoritettuihin hypyihin.

Hypyissä saavutettuja hyppykorkeuden tuloksia käytetään urheilu- ja tutkimustestaamisessa hyvin yleisesti koko ajan, vaikka yksinomaan vertikaalisen hyppykorkeuden mittaamiseen perustuvaa urheilulajia ei varsinaisesti olekaan. Tieteellisiin tutkimuksiin liittyvissä hypymittauksissa käytetään erittäin yleisesti voimalevyä, mutta yleisemmin valmennuskäytössä ovat kontaktimaton avulla suoritettut mittausmenetelmät tai lajikohtaiset ulottuvuusmittaukset. Toisaalta pelkkä hyppykorkeus ei kerro kaikkea oleellista hyppääjän suorituskyvystä, ja niinpä hyppykorkeuden mittaamisen soveltuvuutta suorituskykymittarina on haastettu. Uusia hyppykorkeuden mittausmenetelmiä tulee tutkia ja kehittää sekä niiden luotettavuutta tulee parantaa urheilijan suorituskykytestauksen parantamiseksi. Tämän tutkimuksen eräänä tavoitteena on selvittää uudenlaisen hyppääjän kenkään kiinnitettävän kiihtyvyyssanturilla varustetun mittalaitteen tarkkuutta hyppykorkeuden arvioinnissa. Mittausluotettavuutta selvitetään eri lajien urheilijoiden alaraajojen suorituskyvyn kannalta.

Suorituskyky ja voimantuotto-ominaisuudet saattavat erota toisistaan levänneen ja väsyneen tilan välillä. Suoritustekniikassakin saattaa olla muutoksia. Hyppytestit suoritetaan yleensä levänneenä tai osana suurempaa kokonaisuutta, kuten MART-testissä alussa levänneenä ja lopussa kuormitustestin jälkeen. Testitulosten tulee olla valideja molemmissa tapauksissa. Eri lajin urheilijoilla suorituskykyominaisuudet ovat lajille ominaisia. Näin ollen on myös oletettavaa, että väsymys on eri lajien urheilijoilla myös erilaista. Lisäksi hypyn suorituskyvyssä saattaa esiintyä eroja eri lajien urheilijoiden välillä. Tämän tutkimuksen toisena tavoitteena on selvittää väsymyksen mahdollisesti aiheuttamia muutoksia räjähtävässä voimantuotossa.

2 VERTIKAALIHYPPÄÄMINEN JA VOIMANTUOTTO

Hyppyliike on monimutkainen hermoston ja aistielimien sekä eri lihasjännekompleksien yhteistoimintaa, jossa luiden ja jänteiden liikkeet ohjautuvat saumattomasti nivelten ja nivelsiteiden liikealueiden rajoissa. Lähekkäin olevat yksittäiset lihassolut eli lihassyty muodostavat lihassolukimput, ja useat lihassolukimput muodostavat liikkeen aikaansaavan lihaksen. Lihas on kiinnittynyt molemmista päistään jänteisiin, jotka puolestaan ovat kiinnittyneet luihin. Luiden välillä olevat nivelet ja nivelsiteet tukevat rakennetta ja itse liikettä. (Haug ym. 1995; Leppäluoto ym. 2008; McArdle ym. 2010).

2.1 Liikkeen muodostuminen

Liikkeiden, kuten hyppyjen, suorituspäätökset ja niiden ohjaaminen tehdään keskushermoston eli aivojen ja selkäytimen analysoimien aistisoluista saatujen tietojen perusteella. Aivot valitsevat hyppyliikkeeseen tarvittavat lihakset ja ohjaavat hyppyyn osallistuvia lihaksia halutulla tavalla sekä tarvittavalla voimakkuudella. Liike on aina agonisti ja antagonistin lihasparien synkronista yhteistoimintaa. Hyppyyn tarvittava voima tuotetaan nopeasti räjähtävän voimantuoton avulla siten, että eksentrisen ja konsentrisen vaihe ovat eroteltavissa. Kehon asento ja liikkeiden tiedostaminen tapahtuvat aivokuorella, mutta tasapainon ja asennon hallinnassa hyödynnetään myös runsaasti autonomisen hermoston toimintaa, mm. korvakäytävän tasapainoelimen ja näköaistin sekä liikehermosolujen antamia tietoja yhdistetään sekä refleksiseen toimintaan että pikkuaivojen koordinoimaan lihastoimintaan. (Haug ym. 1995; Leppäluoto ym. 2008).

Lihasten supistuessa kemiallinen energia muuttuu mekaaniseksi työksi. Työ voi olla dynaamista tai isometristä. Isometrisessä työssä ei tapahdu varsinaista raajojen liikettä kun taas dynaaminen lihastyö johtaa liikkeeseen. Jatkuvässä liikkeessä käytetään lihasten supistumista ja venymistä hyödyksi toistuvina sarjoina eli liike muodostetaan lihaksen venymis-lyhenemis-sykluksen avulla kuten esim. kävellessä. (Haug ym. 1995).

2.2 Motorinen yksikkö ja sen toiminta

Luurankolihasen ohjaaminen tapahtuu motoristen yksiköiden (MU) avulla. MU koostuu α -motoneuronista (efferentti) eli liikehermosolusta ja sen hermottamista lihassyistä. Yksi MU voi ohjata useiden lihassyiden toimintaa, mutta yhtä lihassyitä voi aktivoida ainoastaan yksi α -motoneuroni. MU toimii aina ”kaikki-tai-ei-mitään”-periaatteella, joten kaikki yhden MU:n hermottavat lihassyöt supistuvat synkronisesti. (Haug ym. 1995; Leppäluoto ym. 2008; McArdle ym. 2010).

Perinteisesti MU:t on jaettu hermottamansa lihassolutyypin mukaan kolmeen päätyyppiin (Burke 1973), mutta nykykäsityksen mukaan tästä tiukasta jaottelusta luopumista on ehdotettu (Enoka 2012). Perinteisen jaon mukaan hitaat (S) hermottavat I-tyyppin lihassoluja, nopeat (FR) hermottavat Iia-tyyppin lihassoluja ja erittäin nopeat (FF) hermottavat Iib-tyyppin lihassoluja (Burke 1973; McArdle ym. 2010). Myös MU:n rakenteet ovat erilaisia; hitaat MU:t ovat pienempiä ja ohuempia sekä niiden hermopäätteet hermottavat vähemmän lihassyitä kuin nopeat MU:t, jotka ovat isompia ja paksumpia, ja joissa myös hermoimpulssit johtuvat nopeammin suurempaan määrään lihassyitä. MU:n hermottavat lihassolutyypit (I, Iia ja Iib) poikkeavat fysiologiselta rakenteeltaan toisistaan, jonka vuoksi niillä on erilaiset voimantuotto-ominaisuudet toisiinsa verrattuna. Liikenopeuden kasvaessa lihassolutyypin jakautuminen lihaksessa on verrannollinen lihassolujen voimantuottokykyyn (Coyle ym. 1979). I-tyyppin lihassolut ovat hitaimpia supistumaan ja niiden voimantuottokyky on alhaisempaa, mutta kestävät väsytystä erittäin hyvin ja ovat siten edullisessa asemassa pitkäkestoista kuormitusta ajatellen. Vastaavasti Iia-tyyppin lihassolut ovat voimantuoton suhteen nopeampia ja saavat aikaan myös suuremman voiman kuin hitaat lihassolut, mutta ne kestävät väsytystä vain kohtalaisesti. Sen sijaan Iib-tyyppin lihassolut ovat voimantuoton kannalta nopeimpia ja saavat aikaan myös suurimpia voimia, mutta ne kestävät väsytystä huonommin kuin edelliset. (Henneman ym. 1965; Coyle ym. 1979; McArdle ym. 2010).

MU:n α -motoneuronin sooma ja dendriitit sijaitsevat selkäytimen tai aivorungon alueella ja aksoni haarautuu päätyen aina lihassyyn pinnalla olevaan hermo-

lihasliitokseen asti. Energiaa tarvitseva Na-K-ATPaasi ylläpitää α -motoneuronin lepojännitettä tasaisena. Yksittäinen tarkasti ajoitettu ohjauskäsky etenee aivoista pulssina α -motoneuronia pitkin aktiopotentiaalina, joka aiheutuu aksonin sisään siirtyvien Na^+ -ionien ja ulos siirtyvien K^+ -ionien vaikutuksesta. Aktiopotentiaali etenee erittäin nopeasti aksonin päähän hermo-lihasliitokseen, jonka toiminta siirtää yksittäisen ohjauskäskyn hermosolusta lihaksen solukalvolle. Aktiopotentiaali avaa synapsissa hermopäätteen jänniteherkät Ca^{2+} -kanavat, jolloin hermopäätteen sisään siirtyvien Ca^{2+} -ionien vaikutuksesta asetyylikoliini vapautuu presynaptiselta kalvosta synapsirakoon. Asetyylikoliini sitoutuu nopeasti postsynaptisen kalvon reseptoreihin, mikä saa aikaan Na^+ -ionien sisäänvirtauksen ja K^+ -ionien ulosvirtauksen sekä aktiopotentiaalin (depolarisaation) siirtymisen lihassolukalvolle. Motoneuronin repolarisaatiossa Na^+ -ionien sisäänvirtaus estetään ja K^+ -ionit virtaavat takaisin solun sisälle, jonka jälkeen Na-K-ATPaasi palauttaa lepojännitteen uudelleen tasaiseksi refraktaalijan kuluessa. Aktiopotentiaali etenee hermo-lihasliitoksesta eteenpäin ainoastaan silloin, kun depolarisaatio ylittää synapsin läheisen lihassolukalvon kynnysjännitteen. Tuolloin aktiopotentiaali leviää lihassolukalvoa pitkin T-tubulusputkiin, jonka johdosta sarkoplasmakalvostosta vapautuu Ca^{2+} -ioneja myofibrillien sisään. Sarkomeerien säätelijäproteiinit sitoutuvat vapautuvien Ca^{2+} -ionien kanssa, mikä paljastaa aktiinifilamentista myosiiniväkästen liittymäkohdat ja mahdollistaa poikittaissidoksen muodostumisen aktiinin ja myosiinin välille. Myosiini kiinnittyy aktiiniin. Kiinnittymisen yhteydessä myosiinin päässä oleva ATP vapauttaa energiaa mekaanisen työn tekemiseen ja jakautuu samalla ADP-molekyyliksi sekä fosfaatiksi (P_i). Väkäset taipuvat ja aktiinifilamentti siirtyy myosiinifilamentin ohi. Uusi ATP-molekyyli liittyy myosiiniväkäseen, mikä avaa poikittaissidoksen ja suoristaa myosiiniväkäsen uutta liikettä varten. Tiheästi toistuvat aktiopotentiaalit saavat aikaan uusien poikkisiltojen muodostumisen, jolloin sarkomeeri lyhenee, eli aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat yhä enemmän lomittain. Tällöin lihas supistuu ja tuottaa voimaa. (Haug ym. 1995; Leppäluoto ym. 2008; McArdle ym. 2010).

Lihassupistus voidaan lopettaa tahdonalaisesti tai supistusta voidaan jatkaa väsymiseen saakka esim. niin kauan kuin voima riittää syrjäyttämään työhön tarvittavan voiman tai niin kauan kuin energiaa on saatavilla työn tekemiseen. Lihassupistuksen

palautumisessa energiaa (ATP) tarvitsevat kalsiumpumput pumppaavat Ca^{2+} -ionit takaisin sarkoplasmakalvostostoon ja lihas relaksoituu. (Haug ym. 1995).

2.3 Vertikaalihypyn voimantuotto

Lihassupistuksen voimakkuuteen vaikuttaa ensin rekrytoitavien MU:n lukumäärä, koska se vaikuttaa suoraan aktivoituvien lihassyiden lukumäärään. Toinen voiman suuruuteen vaikuttava tekijä on MU:n syttymistiheys, koska aktiopotentiaalien lukumäärän lisääntyessä myös tuotettu voima lisääntyy (Freund ym. 1975). Vaikka lihassupistuksen voimakkuutta, nopeutta ja kestoa säädellään tahdonalaisesti, rekrytointi tapahtuu aina koko periaatteen mukaan. Pienimmät eli hitaat aktivoituvat ensin, sitten suuremmat eli nopeat (Henneman ym. 1965). Lihasten kohtalaisessa aktivoinnissa hitaat MU:t tuottavat voimaa ensin, ja voimantarpeen lisääntyessä niiden rekrytointitiheys myös lisääntyy. Voimantuoton jatkuessa käyttöön otetaan yhä enemmän nopeampia yksiköitä. Liikenopeuden lisääntyessä nopeat MU:t aktivoituvat yhä enemmän ja yhä nopeammin aina räjähtävään voimantuottoon asti. (Henneman ym. 1965; Coyle ym. 1979).

Lihassoima jakautuu maksimi-, nopeus- ja kestovoimaan motoristen yksiköiden rekrytointimäärän, käyttötavan ja -tarpeen mukaan (Häkkinen & Komi 1981; Keskinen ym. 2007). Kooltaan isommat lihakset pystyvät aikaansaamaan suuremman voiman, sillä lihaksen poikkipinta-ala on verrannollinen lihasvoiman suuruuteen (MacDougall ym. 1984; Häkkinen ym. 2003). Lihassoima riippuu myös lihaksen pituudesta ja on yhteydessä lihassyyn pituuteen, eli pidemmät lihakset voivat supistua pidemmän matkan nopeammin (Abe ym. 2000). Lihakset saavat aikaan suurempia voimia tilanteessa, jossa filamenttien lomittuminen on optimaalista aikaansaamaan mahdollisimman paljon aktiini-myosiinisidoksia (Gordon ym. 1966; Viitasalo ym. 1985). Lihassupistuksen aikana sarkomeerin lyhentyessä myös filamenttien välinen etäisyys kasvaa ja sarkomeeri ns. pullistuu, minkä johdosta myös aktiinin vapaa liiketila lisääntyy 3D-avaruudessa ja lihasvoima voi lisääntyä jopa 20–50 % (Williams ym. 2013).

Keskivartalon ja alaraajojen maksimivoimat ovat tärkeitä suorituskyvyn parametreja ja maksimivoima usein liitetään vahvasti hyppäämiseen liittyviin ominaisuuksiin, vaikka

suoranaisesti esim. jalan ojennuksen maksimaalinen isometrinen supistus (MVC) tai jalkakyykyn yhden toiston maksimi (1RM) eivät yksiselitteisesti perustele saavutettua hyppykorkeutta (Vanezis & Lees 2005). Voimaominaisuutena isometrinen MVC-suorituksen voimataso ja lihasaktiivisuus mm. polven ojentajista ja koukistajista ovat kuitenkin mitattavissa (Konrad 2006).

Hyppääminen tapahtuu pääsääntöisesti nopeusvoiman avulla (Harrison ym. 2004). Maksimaalisessa hyppysuorituksessa MU:t aktivoivat hitaiden I-tyyppin lihassolujen lisäksi myös erittäin nopeat IIB-tyyppin lihassolut sekä nopeat IIA-tyyppin lihassolut (Enoka 1988). Hyppyä varten ylöspäin suuntautuvan voimantuoton tulee tapahtua mahdollisimman nopeasti niin, että räjähtävän suorituksen voimantuottoaika on mahdollisimman lyhyt. Voimantuotto kertoo hermolihasjärjestelmän kyvystä tuottaa nopeusvoimaa, minkä vuoksi räjähtävän voimantuoton ominaisuudet ovat tärkeässä asemassa hyppyominaisuuksien tutkimisen kannalta. Suorituksen voimantuottonopeuden (RFD) maksimi ja voimantuottoaika kuvaavat nopeusvoiman suorituskyykyä, ja niillä on suuri merkitys myös hypyn suorituskyykyä mitattaessa. (Keskinen ym. 2007).

Kestovoiman merkitys yksittäisessä hypyssä on pienehkö, koska yleensä energiansaanti ei yksittäisen hypyn kannalta ole ongelmana, vaan nopeasti palautuvat välittömät energianlähteet (ATP ja KP-varastot) mahdollistavat uuden hypyn suorittamisen (Karlsson ym. 1975; Haug ym. 1995). Kestovoima voi eri lajien urheilijoilla kuitenkin näkyä eri tavalla hyppyjen suorituskyykyssä (Karlsson ym. 1975; Harrison ym. 2004).

2.4 Lihasaktiivisuus ja EMG

Lihasaktiivisuus kuvastaa lihassolukalvolla esiintyvän aktiopotentiaalin yhteisvaikutusta voimantuoton aikana. Yksittäisen lihassolun, lihaksen tai lihasryhmän aikaansaamaa lihasaktiivisuutta tutkitaan elektromyografian eli EMG:n avulla. Myoelektrinen EMG-signaali on yksinkertaisuudessaan suorassa yhteydessä mitattavan lihaksen motoristen yksiköiden rekrytointiin sekä lihassolujen syttymisaktivaatioon (Konrad 2006). EMG:n avulla voidaan mitata ja analysoida lihassolukalvon depolarisaatioissa syntyvän signaalin

ominaisuuksia kuten sen potentiaalieron ja syttymistaajuuden vaihtelua (Konrad 2006; Merletti & Parker 2004).

Lihaskäytävyyttä mitataan hyvin yleisesti liiketutkimuksissa pintaelektrodimittauksella (sEMG), joka tehdään aina tutkittavan lihaksen kohdalla ihon pinnalta esim. Ag/AgC-bipolaarielektrodeja käyttäen. Helppokäyttöisyytensä vuoksi ne soveltuvat hyvin liikkeen aikaiseen mittaamiseen. Liikkeen aikana mitattava aktiopotentiaalın vaste johdetaan elektrodeilta esivahvistimelle, josta se johdetaan joko langallisesti tai langattomasti AD-muuntimen kautta tietokoneeseen. Analysointi suoritetaan EMG:n analysointiohjelmalla. (Konrad 2006; Merletti & Parker 2004).

Lihaskäytävyyden jännite-eron mittaustulos riippuu henkilöstä, tuotetusta voimasta sekä mittaustajärjestelyn kokonaisvaikutuksesta. Mitä useampi MU aktivoituu ja mitä suurempi on yksittäisen MU:n syttymisfrekvenssi, niin sitä suurempi on lihaksen tuottama voima (Milner-Brown & Stein 1975). Itse EMG-mittaustajärjestelyt vaikuttavat aina saataviin mittaustuloksiin. Tämän vuoksi EMG-mittauksissa on suotavaa käyttää suodatusta mittaustulosten validiteetin parantamiseksi. Ylipäästösuodatuksen (10–20 Hz) tulisi sijaita instrumentointiasteessa mikäli mahdollista, jotta elektrodi-ihorajapinnan ja lihaskäytävyyden aiheuttamat häiriöt jäisivät mahdollisimman pieniksi (Merletti & Parker 2004). Ylärajataajuuden suodatus on hyvä asettaa vastaamaan normaalin liikkeen aikaisen lihaskäytävyyden ylätaajuutta (esim. 300 Hz). Suodatus voidaan tehdä myös mittaustietojen käsittelyvaiheessa esim. analyysivaiheen alussa. (Konrad 2006).

Analyysivaiheessa lihaskäytävyyden vertailua ja konkretisointia varten tulee suorittaa mittaustiedon normalisointi, jossa kaikista tutkimuksen aikaisista submaksimaalisista suorituksista saadut arvot suhteutetaan maksimaaliseen suoritukseen aikaisiin arvoihin. Yleensä normalisointia varten terveille henkilöille suoritetaan joko isometrinen tai dynaaminen MVC tutkittavana olevan lihaksen suhteen. Niinpä esim. hyppytutkimuksessa reiden ojentajan osalta lihaskäytävyyden normalisointia varten MVC-suoritus voidaan suorittaa polven ojennusliikkeenä isometrisesti voimapanikissä tai dynaamisesti isokineettisessä laitteessa. Voima mitataan samaan aikaan synkronisesti

EMG-mittauksen kanssa. MVC:ssä saavutetun voiman huippuarvon kohdalta mitattu EMG analysoidaan yleensä n. 500 ms aikaikkunasta suhteuttamisen perustasoksi. Tuolloin saadaan EMG_{MAX} , jonka suhteen muut samaa lihasta koskevat EMG-mittaukset suhteutetaan. Suhteutettu EMG:n arvo kuvaa lihaksen aktivaatiotasoa prosentteina (%) lihaksen maksimaalisesta tasosta (100 % = EMG_{MAX}). Normalisoidut arvot ovat myös suoraan vertailukelpoista eri henkilöiden välillä, niinpä myös hypyn aikaisia normalisoituja EMG-arvoja voidaan vertailla keskenään. (Konrad 2006).

2.5 Hyppäämisen biomekaniikka

Dynaaminen vertikaalihyppy on hallittua useiden eri lihas-jännekompleksien räjähtävästi tapahtuvaa yhteistoimintaa. Tutkimuksissa käytettyjä hyppäämisen muotoja ovat HK, eli hyppy kevennyksellä (engl. counter movement jump, CMJ), HIK, eli hyppy ilman kevennyttä, joka tunnetaan myös nimellä staattinen hyppy (engl. squat jump, SJ), pudotushyppy (engl. drop jump, DJ), ulottuvuusmittaushyppy (Sargent 1921) ja paikallaan hyppelyt (engl. hopping in place). Niille kaikille ominaista ovat alaraajojen ja keskivartalon lihasten voimakas käyttäminen siten, että nilkka-, polvi- ja lantiokulman muutokset tapahtuvat nopeasti hypyn aikana. Hyppyliikkeen aikana nilkka-, polvi- ja lantiokulman suhteelliset muutokset vaihtelevat kohtalaisen suuresti eri tutkimusten välillä (Hubley 1983; Fukashiro 1987; Vanezis & Lees 2005). Nilkkakulman osuus vaihteli 16–28 % ja polvikulman osuus vaihteli 29–49 % sekä lantiokulman osuus vaihteli 28–51 % välillä koko liikkeestä. Nämä erot ovat osaltaan selitettävissä tutkittavien hyppäämisen suorituskykyeroilla (Vanezis & Lees 2005).

Tärkeimmät hypyn aikaansaavat lihakset sijaitsevat jaloissa sekä keskivartalossa (Hubley 1983; Fukashiro 1987; Vanezis & Lees 2005). Reiden lihakset ovat verraten isoja ja kestävät kovaa työtä sekä urheilun aiheuttamaa räsitusta todella hyvin. Reiden etu- ja takaosan lihakset ovat merkittävässä asemassa liikkeen muodostamisessa pyöräilyssä ja juoksussa sekä hypyissä. Hyppytilanteissa mm. kori- ja lentopalloissa nelipäiseen reisilihakseen (*m. quadriceps femoris*) kuuluvat RF ja VL toimivat tärkeässä roolissa (Voigt ym. 1995). Antagonisteina toimivat takareiden lihakset, joista kaksipäinen takareisilihaksen (*m. biceps femoris*) pitkä pää (BF) on myös merkittävässä

osassa hyppyliikkeen aikana (Pereira ym. 2009). Mainitut lihakset ovat merkittäviä nopean hyppyliikkeen aikaansaamisessa, ja oletettavaa on, että väsyneenä niiden merkitys tai lihasaktiivisuus voi luultavasti myös muuttua (Pereira ym. 2009).

Vertikaalihypyn suorituskykyä ajatellen tekniikan merkitys on vähäisempi kuin alavartalon ja -raajojen voimaominaisuudet, ja tärkeämmässä asemassa ovat nilkan, polven ja lantion nivelten liikkeitä aikaansaavien lihasten voimantuottonopeus ja saavutetut kulmamomentit sekä suorituksen teho. Erot hyvin ja huonosti hyppäävien välillä ovat suoraan verrannollisia näihin lihasten suorituskykyominaisuuksiin. (Vanezis & Lees 2005).

Hyppäämistavoissa HK ja DJ hyödyntävät venymis-lyhenemissyklin toimintaa, jossa eksentrisen ja konsentrisen vaihe vuorottelevat nopeasti (Enoka 1988). Tällä tavoin nopeasti suoritettujen hyppyjen on havaittu parantavan suorituskykyä hyppykorkeuden osalta staattiseen hyppyyn verrattuna, koska se hyödyntää lihas-jännekompleksin elastisia ominaisuuksia (Cavagna 1977) ja mahdollisesti myös venymisrefleksin toimintaa (Bobbert 1996). Lihassoluissa olevien aktiinin ja myosiinin välisten poikkisiltojen ja lihas-jännekompleksin sidekudokset luovuttavat elastista energiaa (Cavagna 1977) ja lihassukkuloiden antama sensorinen palaute antaa tietoa lihaksien pituuden muutoksista motoneuronitasolla tapahtuvaa hyppyliikkeen herkistämistä ja säätämistä varten (Bobbert 1996; Keskinen ym. 2007). Nykykäsityksen mukaan venytysrefleksiä hyödynnetään enemmän raajojen liikkeiden hallinnassa ja voimantuotossa asennon ylläpitämiseksi (Zehr & Stein 1999). Lisäksi (Komi 1978) mukaan naiset pystyvät hyödyntämään elastista energiaa miehiä paremmin, vaikka miehet pystyvät ylläpitämään suurempia voimia. Kaksi eri hyppytapaa (HIK ja HK) oli luontevaa ottaa mukaan tutkimukseen, koska hyppäämistavalla on todettu olevan merkitystä hyppykorkeuden tulokseen (Vanezis & Lees 2005; Lees 2006).

3 HYPPYSUORITUKSEN MITTAUSMENETELMÄT

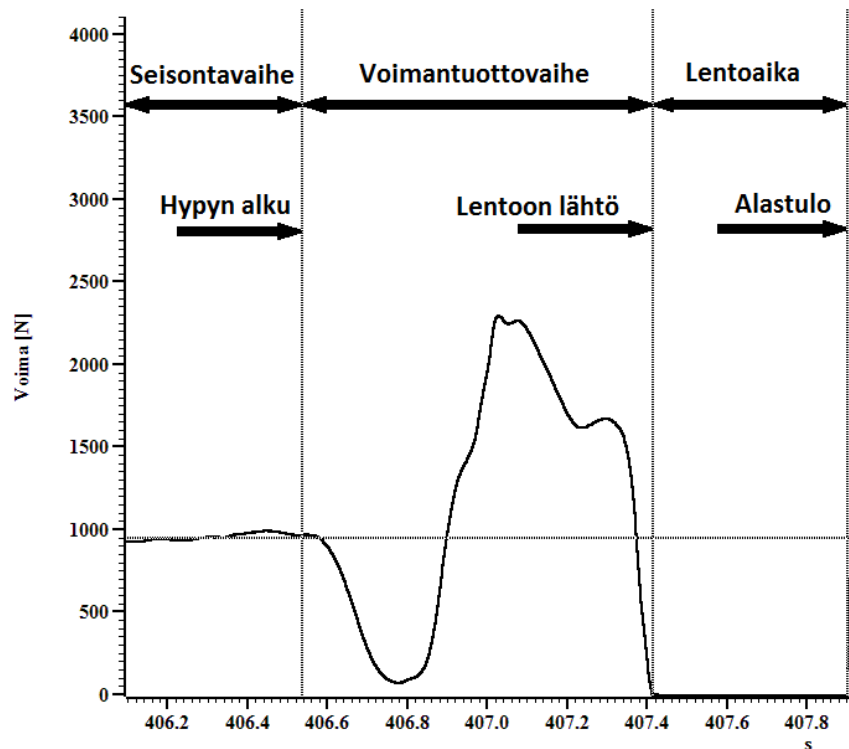
Hyppyjen testaus- ja mittaamenetelmät ovat erittäin tärkeässä asemassa hyppääjän suorituskyvyn arvioinnissa. Hyppysuorituksia analysoitaessa menetelmät ratkaisevat, sillä eri menetelmiä käyttämällä voidaan samojen hyppyjen mittaustiedoista saada hieman toisistaan poikkeavia tuloksia (Aragon-Vargas 2000). Hyppäämisen yleisesti mitatut suureet ovat hyppykorkeus ja lentoaika, mutta myös voiman, tehon ja voimantuoton mittaaminen ovat osoittautuneet erittäin hyödyllisiksi. Eri hyppymittausten ja menetelmien tavoitteena on hyödyntää saatuja tietoja ja tuloksia hyppyvalmennuksessa niin, että palautteen saaminen urheilijan käyttöön tapahtuu nopeasti (Markovic ym. 2004). Urheilijan hyppäämisen suorituskyvyn seuraaminen kannattaa tehdä käytännönläheisesti aina samalla menetelmällä, jotta välttyy eri menetelmien aiheuttamilta virheiltiltä. Hyppymittausten tutkiminen on oleellista yhä parempien suorituskyky- ja tutkimusmenetelmien kehittämiseksi, että saadaan validia tietoa urheilijan todellisesta suorituskyvystä niin laboratorio- kuin kenttäolosuhteissakin.

3.1 Hyppykorkeuden mittaaminen

Vertikaalihypyn korkeus tarkoittaa koko kehon massakeskipisteen maksimaalista siirtymää ylöspäin suoran seisoma-asennon ja hypyn lentoradan lakipisteessä saavutetun massakeskipisteen välillä (Bosco ym. 1983). Voimalevyn käyttö on noussut hyppytutkimuksissa lähes *de facto* –menetelmäksi, koska menetelmän avulla johdetut mittaustulokset ovat osoittautuneet hyvin luotettaviksi (Major 1998; Linthorne 2001; Walsh 2006).

Voimalevyllä suoritetuissa mittauksissa kokovartalon massakeskipiste oletetaan kokonaisuudeksi, johon kohdistuvat voiman muutokset aiheutuvat hyppääjän tuottamasta voimasta ja siitä aiheutuvasta liikkeestä. Mittauksessa saadut voima-arvot johdetaan tietokoneavusteiseen tarkasteltuun, jossa niitä voidaan hyödyntää edelleen hyppääjän suorituskyvyn määrittämisessä. Hypyn aikainen maahan kohdistuvien voimien yhteisvaikutus kuvataan yleensä voima-aika-käyrälle kuvan 1 mukaisesti, josta

liike on havaittavissa suoritetun mittauksen taajuudella (mukailtuna Moir 2008). Hypyn lentoon lähtöhetkellä hyppääjän jalkaterä irtoaa hyppyalustasta ja loppuhetkellä vastaavasti hyppääjä koskettaa hyppyalustaa alas tullessaan. Voimalevyillä lentoaika pystytään mittaamaan huomattavan tarkasti mittaamalla aika, jolloin anturilevyllä ei esiinny voimantuottoa (Linthorne 2001).



KUVA 1: Hyppääjän massan ja lihasten aikaansaamat voimat (F [N]) on esitetty ajan (t [s]) funktiona (mukailtuna Moir 2008).

Epäsuorat menetelmät hyppykorkeuden määrittämiseksi perustuvat lentoajan mittaamiseen kontakti- eli hypymattojen avulla (Waller 2011) tai valokennomenetelmien avulla (Glatthorn ym. 2011). Myös videoanalyysimenetelmät ovat yleistyneet kuvaustaajuuden parantuessa, mutta tulosten saaminen on hieman hidasta analyysivaiheen aikaa vaativan käsittelyn vuoksi (Aragon-Vargas 2000; Vanezis & Lees 2005). Uusimman sensoriteknikan, esim. kiihtyvyyssantureiden, hyödyntäminen mahdollistaa hyppyyn liittyvien biomekaanisten suureiden tutkimisen yhä enenevässä määrin (Picerno ym. 2011). Hyppykorkeuden määritelmä tulee huomioida mittausmenetelmiä valitessa, jotta saadut tulokset ovat valideja ja virheettömiä.

Hyppymittauksia suoritetaan hyvin yleisesti kontaktimatolla, josta saadun lentoajan avulla myös muut hyppymittausten keskeiset suureet, kuten hyppykorkeus, voidaan arvioida tai saada laskennallisesti (Bosco ym. 1983; Waller 2011). Nuorille aktiivisille miehille ($n = 93$) tehdyssä tutkimuksessa (Markovic ym. 2004) vertailtiin seitsemää eri hyppytestiä. Sen mukaan kontaktimatto soveltuu parhaiten suorituskyvyn kenttätestaukseen, ja sillä mitattujen kevennyshypyn ja staattisen hypyn tulokset vastasivat alaraajojen räjähtävää voimantuottoa validisti. Yksinkertaisimmillaan urheilijan seurantamittauksia ajatellen hyppykorkeus on laskettavissa hyppääjän lentoajan avulla (Bosco ym. 1983; Waller 2011). Lentoaikamittaukseen perustuva hyppykorkeuden (h) laskenta voidaan suorittaa kaavan 1 avulla.

$$h = \frac{1}{8} g t^2 \quad (1)$$

missä g = putoamiskiihtyvyys $9,81 \text{ m/s}^2$ ja t = hyppääjän lentoaika.

Hyppääjän asennolla on merkitystä arvioitaessa suorituskyykyä lentoajan perusteella. Yleensä oletetaan, että hyppääjä on täsmälleen samassa asennossa niin lähtöhetkellä kuin alastulovaiheessakin. Videoiduissa tutkimuksissa on kuitenkin havaittu, että todellisuudessa hyppääjän asento alastulovaiheessa on hieman ”lyyhistyntynyt” ja näin ollen alastulo vaihe todellisuudessa on kestoaltaan hieman pidempi. Tämän vuoksi on oletettavaa, että lentoaikamittaus antaa hieman liian positiivisia tuloksia hyppääjän suorituskyyvystä. (Aragon-Vargas 2000).

Voimalevyllä suoritettavissa mittauksissa on tutkimuksen (Moir 2008) mukaan suositeltavaa käyttää hypyn lähtönopeuteen perustuvaa hyppykorkeuden laskentatapaa. Tällöin hyppykorkeuden (h) laskenta voidaan suorittaa kaavan 2 avulla.

$$h = \frac{v^2}{2g} \quad (2)$$

missä g = putoamiskiihtyvyys $9,81 \text{ m/s}^2$ ja v = hyppääjän lähtönopeus voimalevyllä.

Linthorne vertaili (Linthorne 2001) kolmea eri hyppykorkeuden laskentatapaa, joista voimakäyrän integrointiin perustuvan impulssi-momentti-menetelmän avulla päästiin tarkimpaan tulokseen ja työ-energian laskentatapaa pidettiin epätarkimpana.

Massakeskipisteen siirtymä alkupisteen ja korkeimman kohdan välillä ei kuitenkaan ole aivan yksiselitteinen, sillä vartalon osien liikkeet ja raajojen nivelkulmien asennot alkuhetken ja hypyn aikana vaikuttavat todellisen massakeskipisteen sijaintiin. Tämän johdosta hyppykorkeus voidaan määrittää myös hyppääjän koko vartalon massakeskipisteen sijainnin ja lähtönopeuden avulla (Bobbert & van Ingen Schenau 1988), jolloin hyppykorkeus saadaan laskettua myös massakeskipisteeseen kohdistuvan voimien ja massakeskipisteen nopeuden avulla hyppyvaiheen konsentrisen osan lopussa.

Sen sijaan videoanalyysillä voidaan selvittää koko vartalon massakeskipisteen paikka kehosegmenttien massojen avulla hypyn eri vaiheissa kuva kuvalta -analyysillä, jossa muutoksia voidaan selvittää ajan suhteen videosignaalin kuvataajuuden avulla. Myös automaattisia videoanalyysimenetelmiä on käytettävissä yhä enemmän. Niissä voidaan käyttää paljon samoja laskentamenetelmiä kuin voimalevyllä tehtävässä analyysissä, mutta myös eri kehosegmenttien liikkeiden ja nivelkulmien tarkastelu on mahdollista. Hyvin ja huonosti hyppäävien välisiä eroja selvitettiin videoanalyysin (240 Hz) avulla tutkimuksessa (Vanezis & Lees 2005), jonka mukaan suuremmat alaraajojen nivelten momentit, tehot ja työmäärä auttoivat hyppäämään korkeammalle sekä HIK että HK tapauksissa. Lisäksi hyvin hyppäävien voimat olivat suuremmat ja voimantuotto oli nopeampaa huonosti hyppääviin verrattuna.

Videon ja voimalevyn antamia tuloksia on myös yhdistetty onnistuneesti hyppykorkeuden selvittämiseksi (Aragon-Vargas 2000). Tuolloin päästiin verraten tarkkoihin tuloksiin, mutta menetelmää ei pidetty riittävän käytännöllisenä ainakaan kenttätestaukseen. Urheilijan suorituskyvyn seuraaminen kenttäolosuhteissa olisi suotavaa tehdä - mikäli mahdollista - aina saman menetelmän avulla eri menetelmien aiheuttamien virheiden välttämiseksi.

3.2 Tehon mittaaminen

Urheilijan suorituskykyä mitataan erilaisilla testausmenetelmillä, esim. polkupyöräergometritestillä, joissa saavutettu teho (P) kuvastaa urheilijan testissä saavuttamaa suorituskykyä. Testissä saavutetut tehon arvot ovat verrannollisia urheilijoiden välillä kehon massaan suhteutettuna ja tehon mittausta voidaan käyttää tutkimuksessa sekä valmentajan apuna suorituskyvyn seurannassa.

Yksittäiseen hyppysuorituksen tehon arvioimiseksi on kehitetty erilaisia arviointimenetelmiä. Lewisin kaavan mukaan teho olisi arvioitavissa hyppääjän massan ja ulottuvuusmittauksessa saadun tuloksen avulla (Fox & Mathews 1974), mutta kyseisen kaavan käyttöä ei suositella. Voimalevyllä suoritettuja staattisia hyppyjä tutkimalla ja regressiokaavoja kehittämällä on päästy hieman tarkempaan tulokseen, kun laskennassa huomioitiin lakipisteen jälkeinen alastulovaihe (Harman ym. 1991). Näin kaavoilla saatiin arvioitua myös tehon huippu- ja keskiarvo. Eräs myöhempi tutkimus (Sayers ym. 1999) osoitti vieläkin tarkemmat regressiokaavat tutkittavilla ($n = 108$), jotka suorittivat HK:n ja HIK:n yhdessä ulottuvuusmittauksen kanssa. Tutkimukseen pohjautuva tehon regressiokaava käy sekä miehille että naisille, mutta HIK:n avulla tulostarkkuus oli parempi kuin HK:n.

Arviointimenetelmien käyttöön on suhtauduttava varauksellisesti ja niiden virhealttiuteen tulee varautua tutkimuskäytössä. Tehon laskentaan on mekaniikan lakien ja kinematiikan pohjalta johdettu (Enoka 2002) käytännöllisiä kaavoja, joita käytetäänkin hyvin yleisesti tutkimuksissa. Tästä esimerkkinä mainittakoon yksisuuntaisen liikkeen tehon laskentatapa, jossa teho yksinkertaisesti lasketaan hyppyhetkellä saavutetun voiman ja nopeuden tulona (Bosco ym. 1983; Halliday ym. 1988). Voimalevyjen ja tietotekniikan käyttäminen mahdollistaa tehon laskennan hyppytutkimuksia ja tarkempaa testausta ajatellen (Linthorne 2001). Alaraajojen lihasten voimantuotto- ja suorituskykyä kuvaava hypyn tehon arvo ilmoitetaan voimantuottoajalta joko keskiarvotuloksena, jolloin se kuvaa paremmin koko liikelaajuuden aikaista tehoa, tai tehon huippuarvona, joka kuvaa paremmin suorituskyvyn huippua. Kaavoja on sovellettu käytäntöön parannettujen

regressiokaavojen avulla (Sayers ym. 1999). Impulssi-momentti-sääntö toimii myös käytännössä (Kirby ym. 2011; Street ym. 2001) hyppysuorituskyvyn vertailemiseksi ja lisäksi sitä voi hyödyntää myös opetustilanteissa yksityiskohtaisesti (Linthorne 2001). Hypyn nousuvaiheeseen liittyvää massakeskipisteen korkeuseroa (nousukorkeuden muutosta) ja hyppyä varten tarvittavaa kokonaistyötä voidaan hyödyntää tehon keskiarvon laskemiseksi (Samozino ym. 2008). Myös lisäpainojen avulla suoritettujen hyppyjen tehon arviointi voidaan suorittaa luotettavasti (Hansen ym. 2011).

3.3 Sensoreihin perustuvat menetelmät

Urheilijan suorituskykyä on vuosikymmenien ajan mitattu hyppymittauksella, jossa tehdään ulottuvuusmittaus käsien avulla. Tämä testi on nimeltään Sargent Jump Test (Sargent 1921). Viime vuosina erilaisten liikesensoreiden kuten kiihtyvyyssantureiden ja gyroskooppien käyttö on yleistynyt (Picerno ym. 2011). Lineaarista asemointimuunninta hyödynnettiin kiinnittämällä anturinauhan pää painonnostotankoon, jota pidettiin lisäpainon (yht. 40 kg) kanssa hartioilla, kun maksimaalisia kevennyshyppyjä hypättiin voimalevyllä (Hansen ym. 2011).

Hyppäämisen vaikutuksia sääriluun (*tibia*) kiihtyvyyteen tutkittiin (Elvin 2007) voimalevyllä molempien jalkojen sääriluun yläpään polven kohdalle kiinnitettävällä kiihtyvyyssanturilla. Tutkimukseen osallistuvien kuntourheilijoiden ($n = 6$) hyppyjen mittaukset suoritettiin 1000 Hz taajuudella horisontaaliseen suuntaan niin voimalevyllä kuin kiihtyvyyssanturillakin. Sääriluun kiihtyvyyteen perustuvalla mittauksella päästiin kohtalaiseen, n. 2.5 cm, tarkkuuteen hyppykorkeuden arvioinnissa voimalevyllä saatuihin tuloksiin verrattuna. Lisäksi havaittiin, että alastulovoimat voivat olla jopa 8-kertaiset hyppääjän painoon verrattuna ja *tibian* kiihtyvyys jopa 48 g, mitkä osaltaan selittävät hyppääjään kohdistuvaa rasitusta. Hyppykorkeus korreloi heikosti sekä voimalevyn reaktiivoimien huippuarvojen että kiihtyvyyssanturin sääriluun kiihtyvyyden kanssa.

Hyppääjän alaselkään (L5:n kohdalle) voidaan asentaa laite, jossa hyppääjän nopeustiedot saadaan 3D-kiihtyvyyssanturilla mitattua ja asentotiedot gyroskoopin avulla

selville (Picerno ym. 2011). Heidän tutkimuksen mukaan vartaloon asetettavan hyppykorkeutta mittaavan laitteen tarkkuus paranee, kun mittauksissa huomioidaan vartalon kiertymiseen sekä ojentumiseen liittyvät kulmamuutokset gyroskoopin avulla, ja että pelkän kiihtyvyyssanturin käyttäminen vartaloon asetettuna antaisi todellista pienempiä mittaustuloksia hyppykorkeudesta. Toisen kiihtyvyyssantureita ja gyroskooppeja hyödyntävän tutkimuksen (Chardonnens 2012) mukaan voidaan mäkihyppääjän hypyn ajoitusta ja suorituskykyä parantaa harjoitteluolosuhteissa. Menetelmä perustui hyppääjän reisiin ja sääriin asetettaviin (yht. 4 kpl) kiihtyvyyssantureita ja gyroskooppeja sisältäviin mittalaitteisiin, joiden avulla saatiin tietoa hyppääjän raajojen liikkeistä ja kiihtyvyyksistä hypyn eri vaiheissa sekä tiedot hypyn ajoituksesta.

Digitaalisten videokameroiden halpeneminen sekä niiden teknisten ominaisuuksien, kuten kuvatarkkuuden ja -taajuuden, paraneminen ovat edesauttaneet videokuvauksen ja videoanalyysin käyttämistä hyppymittausten apuna. Videopohjaisessa analyysissä hyppysuureet lasketaan kuvaustaajuutta hyödyntämällä sekä analysoidaan hyppääjän raajojen ja kehosegmenttien (massojen) liikettä ja niiden suhteiden muutoksia toisiinsa nähden (Aragon-Vargas 2000; Vanezis & Lees 2005). Videoanalyysissä pystytään hyödyntämään tietoa myös hypyn aikaisesta ilmalennosta. Lajinomaisten hyppytekniikoiden tarkastelua varten on kehitetty videoavusteisia palautejärjestelmiä mm. mäkihyppyyn (Malinen 2011). Videopohjaisia menetelmiä voidaan mahdollisesti myös integroida erilaisten liikesensoreiden kanssa yhteen, jotta tulevaisuudessa saadaan yhä monipuolisempaa tietoa hyppääjästä ja hänen biomekaniikastaan.

4 KUORMITUSVAIKUTUKSET VERTIKAALIHYPPIIN

Pitkään jatkuva tai toistuva kuormitus aiheuttaa fyysisen suorituskyvyn alenemista, minkä seurauksena luustolihasen maksimaalinen supistusvoima heikkenee eli lihas väsy. Glykolyysissä syntyvä maitohappo hajoaa laktaatiksi ja H^+ -ioneiksi mikä aiheuttaa happamuutta lihaksistoon (Kenney ym. 2012). Tämä H^+ -ionien aikaansaama happamuus on merkittävin lihasväsymyksen syy (Sahlin 1978; Hogan ym. 1995). Muut syyt voivat liittyä mm. elimistön energiantuottokykyyn, hermo-lihasjärjestelmän toimintojen heikkenemiseen tai psyykkisten voimavarojen puutteeseen (Newsholme ym. 1992). Myös erilaiset sairaudet ja vammat voivat immuunijärjestelmän toiminnan sekä stressin vaikutuksesta alentaa suorituskykyä (MacKinnon 1994).

4.1 Hyppysuorituksen energiantuotto

Hyppäämiseen osallistuvat lihakset saavat mekaaniseen työhön tarvittavan energian ATP-molekyyleistä, joita on aluksi lihassolussa vapaasti saatavilla. Myosiinin kiinnittymisen yhteydessä aktiinin päässä oleva ATP vapauttaa energiaa jakautuen samalla ADP-molekyyliksi ja fosfaatiksi (P_i). Vapautuva P_i hyödynnetään energiantuotannossa, jolloin ATP:tä muodostuu uudelleenkäyttöä varten. Lihassupistuksen aiheuttamana ATP:n tarve aktivoi kreatiinkininaasin, jolla tuotetaan erittäin nopeasti lisää ATP:tä lihaksen käyttöön. Supistuksen jatkuessa saadaan ATP:tä lisää glykolyysin avulla anaerobisesti, jolloin myös laktaatin muodostuminen alkaa. Suorituksen jatkuessa pidempään ATP:tä saadaan lisää aerobisesti oksidatiivisen fosforylaation avulla. Voimakkaassa kuormituksessa maitohappo hajoaa laktaatiksi ja H^+ -ioneiksi, mikä happamoittaa lihasta ja estää lihasta toimimasta optimaalisella tasolla (Sahlin 1978; Billeter & Hoppeler 1992; Hogan ym. 1995).

Kuormituksen aiheuttama lihaksen väsyminen voidaan nähdä myös eräänlaiseksi suojaimekanismiksi (Haug ym. 1995). Levossa aerobinen energiantuotto palauttaa ATP-tasapainon soluun sekä täyttää KP-varastot. Palautumisen nopeuteen vaikuttavat rasituksen intensiteetti ja kesto sekä ravitsemustila (Nicol 1996).

Liikkeen muodostaminen on tahdonalaista keskushermoston ja ääreishermoston toimintaa. Hermoston tarvitsema energia saadaan yksinomaan glukoosista veren mukana. Veren sokeripitoisuus pysyy optimaalisella tasolla maksan glykogenolyysin avulla niin levossa kuin kuormituksessakin. Erittäin pitkäkestoisessa rasituksessa, esim. maratonilla, voivat maksan glykogeenivarastotkin vähetä tai loppua, jolloin energiansaanti häiriintyy ja vaikutukset näkyvät lihastoimintojen häiriintymisen lisäksi myös hermoston toiminnassa (Avela & Komi 1998). Pitkäkestoisessa kestävyysuorituksessa voidaan havaita myös venytysrefleksin heikkenemistä ja voimantuottonopeuden hidastumista sekä vaikutuksia lihasten mikrorakenteiden markkereissa useiden päivien ajan (Avela ym. 1999). Lyhytkestoisissa suorituksissa energiansaanti ei kuitenkaan normaalisti ole ongelmana, koska välittömät energian lähteet palautuvat muutamissa minuuteissa. Yksittäisen maksimaalisen hyppysuorituksen jälkeen ATP kiinnittyy myosiiniin nopeasti ja KP-varastot palautuvat kreatiinikinaasin avulla tasapainoon, mikä edistää uuden hypyn suorittamista (Billeter & Hoppeler 1992; Nicol 1996).

4.2 Vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään

Urheilun kuormitusvaikutuksen aiheuttama väsymys on havaittavissa hermo-lihasjärjestelmän vajaatoimintana, joka voidaan havaita suorituskyvyn heikkenemisenä maksimaaliseen suorituskykyyn verrattuna (Maclaren ym. 1989; Nicol 1996). Kuormitus voi aikaansaada MU:n toiminnassa havaittavia monia erilaisia muutoksia (Kuitunen 2010). Kuormituksen aiheuttama väsymys esiintyy pääsääntöisesti joko keskushermostossa (sentraalinen väsymys), ääreishermostossa (perifeerinen väsymys), hermo-lihasliitoksessa (synaptinen väsymys) tai lihasolun sisällä (muskulaarinen väsymys) (McArdle ym. 2010).

Rasitusväsymys niin sentraalisessa kuin perifeerisessäkin hermostossa on yhteydessä energian, eli glukoosin saatavuuteen. Sentraalisen väsymisen vaikutuksen piiriin kuuluvat myös hermoston toiminnalle tärkeiden välittäjäaineiden, mm. serotoniinin, dopamiinin, noradrenaliinin ja asetyylikoliinin, synteesi, toiminta ja metabolia (Newsholme ym. 1992). Väsymys voi vaikuttaa viestin välittymiseen selkäytimen

motoneuroniaaltaassa (Duchateau & Hainaut 1993). Sentraalinen väsyminen voi johtua myös psyykkisestä haluttomuudesta (mielialasta) tai keskittymiskyvyn häiriintymistä, mikä voidaan havaita paremmin submaksimaalisissa kestävyys suorituksissa kuin maksimaalisten hyppysuoritusten aikana (Martin ym. 2015). Testitilanteessa sentraalista väsymistä voidaan ehkäistä riittäväällä energiansaannilla, ohjeistuksella ja motivoinnilla (Meeusen ym. 2006; Edwards ym. 2008).

Perifeerinen väsymys voi pysäyttää hermoimpulssin etenemisen keskushermoston jälkeen, vaikka sentraalinen MU:n hermotus toimisikin (Avela ym. 1999). Synaptinen väsymys esiintyy hermo-lihasliitoksessa, jossa pre- tai postsynaptinen toiminta voi hidastua tai estyä, tai koko synaptisen liitoksen refraktaalialiaika saattaa pidentyä ionien heikomman saatavuuden johdosta (Newsholme ym. 1992). Tuolloin α -motoneuronin lihakselle lähettämä hermoimpulssin eteneminen hermo-lihasliitoksen yli hidastuu tai estyy, mikä puolestaan voi heikentää suorituskkyä. Väsymys voi aiheuttaa sensorista inhibitiota, joka heikentää lihasaktivaatiota (Asmussen & Mazin 1978; Bigland-Ritchie ym. 1986). Lihassukkulan toiminta yleensä herkistää voimantuottoa nopeissa liikkeissä kuten kevennyshypyissä, mutta väsymystilanteessa voimantuotto voi muuttua mm. lihassukkulan toiminnan häiriintyessä (Bongiovanni & Hagbarth 1990). Golgin jänneelin antaa tietoa aktiivisen lihaksen jännityksestä jänteen ja lihaksen liittymiskohdan läheisyydessä, jossa sen häiriötoiminnalla on osoitettu olevan yhteyttä urheilijan saamiin lihaskramppeihin (Bentley 1996).

Muskulaarisessa väsymyksessä lihaksen voimantuottoaika hidastuu tai voimantuotto heikkenee, vaikka käskytyks toimisikin lihakseen asti. Tähän voivat energiansaannin puutteen lisäksi olla syynä mm. hermoimpulssin etenemiseen liittyvien Ca^{2+} -ionien toiminnan hidastuminen lihassolukalvolla (Favero 1999) tai lihassolun sisäisen vauriot (Friden ym. 0915). Hermo-lihasjärjestelmän väsymisen yhteydessä fyysiset ominaisuudet, esim. vertikaalihyppy ja juoksunopeus huononevat, mikä havaittiin jalkapalloilijoiden simulaatiotutkimuksessa (Robineau ym. 2012). Tätä selitti osaltaan myös reisilihasten vääntövoiman heikkeneminen. Lyhytkestoisissa väsytyssarjoissa (Smilios ym. 2005) havaittiin, että kevennyshyppytulokset paranivat ensimmäisten

väsytyssarjojen jälkeen, kun taas staattisten hyppyjen osalta lihasväsymys oli aikaisemmin havaittavissa. Lyhytkestoisessa kevyehkössä väsytyssarjassa räjähtävän voimantuoton lisääntynyt lihasaktiivisuus saattaa osaltaan johtua myös tehostuneesta hermoimpulssin välittymisestä synapsissa (Linnamo ym. 2000). Kyseisen tutkimuksen väsytyssarjat tehtiin konsentrisesti reisilihaksille jalan ojennuksena. Räjähtävän voimantuoton osalta EMG tehotiheyspektrin ja taajuuspektrin keskiarvojen havaittiin kohoavan väsytyssarjojen edetessä, mutta toisaalta maksimivoimantuotossa tilanne ei muuttunut tai keskiarvot jopa laskivat.

4.3 Suoritustavan ja -tekniikan vaikutukset

Voiman ja sen tuottonopeuden sekä tehon tiedetään olevan matemaattisesti suorassa yhteydessä normaalisti suoritettujen hyppyjen hyppykorkeuteen. Voimaominaisuudet ovat merkitsevässä asemassa vertikaalihypyn suorituskyvyn kannalta, mutta hyppytekniikallakin on merkitystä hyppykorkeuden osalta. Hyppytekniikan vaikutuksia tutkiessa (Richter ym. 2012) havaitsivat, että kädet lanteilla suoritettu hyppy oli stabiilimpi ja antoi näin ollen kevennyshypyissä luotettavampia hyppykorkeuden tuloksia.

Käsien käyttöä hypyn aikana pidetään hyvin luonnollisena ja lajinomaisena eleenä ja niinpä käsien käyttöä onkin tutkittu useissa tutkimuksissa (Harman 1990; Lees 2006; Richter ym. 2012). Käsien ja olkapäiden lihasten aikaansaamalla oikeanaikaisella käsivarsien heilautuksella on mahdollista saada hyppyyn lisäenergiaa, jonka havaittiin parantavan hyppytuloksia 10–20 %. Käsien käyttö vaatii hieman taitoa ja koordinaatiokykyä. Lisäksi se asettaa ajoitushaasteita hyppääjille, minkä vuoksi sen on havaittu myös lisäävän epätarkkuutta hyppyjen suorituskykyvertailussa (McLellan ym. 2011). Tässä tutkimuksessa halutaan alaraajojen suorituskyvystä mahdollisimman luotettavia tuloksia myös kuormituksen jälkeen, ja tämän vuoksi käsien käyttöä ei tässä tutkimuksessa sallittu.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksen ensimmäisenä tarkoituksena oli selvittää hyppääjän kenkään kiinnitettävän The Stride Sensor Bluetooth® Smart -kiihtyvyysanturin sekä voimalevyn avulla suoritettavien hyppykorkeuden arviointimenetelmien vastaavuutta. Eri arviointimenetelmien soveltuvuutta tutkittiin urheilijan hyppykorkeuden todentamiseen kahdessa erilaisessa vertikaalihypyssä (HIK ja HK).

Tutkimuksen toisena tarkoituksena oli selvittää urheilijan lajikohtaisen kuormituksen vaikutuksia vertikaalihyppäämisen suorituskykyyn, koska mittausmenetelmien tulee olla lajinomaisuudesta riippumattomia ja sopivia eri lajeille. Erityyppisillä urheilijoilla kuten kestävyys- ja voimaurheilijoilla tai hyppääjillä voi olla aivan erilaiset hyppäämiseen liittyvät ominaisuudet, ja lisäksi eri harjoitusmenetelmillä voidaan hyppyominaisuuksiin vaikuttaa oleellisesti.

Kolmantena tavoitteena oli selvittää lajikohtaisen kuormituksen mahdollisesti aikaansaamia muutoksia räjähtävässä voimantuotossa sekä lihasaktiivisuudessa. Hyppykorkeuden ja -tehon muutokset olivat tähän liittyviä tutkittavia suorituskykyominaisuuksia. Kuormitusvaikutukset saattoivat vaikuttaa myös lihasaktiivisuuteen, jota selvitettiin EMG:n avulla hyppyliikkeessä tapahtuvan polven ojennuksesta pääsääntöisesti reiden agonisteista (RF ja VL) ja osaltaan myös antagonisteista (BF).

6 MENETELMÄT

Tutkimuksessa selvitettiin fyysisesti terveiden urheilijoiden hyppysuorituskykyä ja lajinomaisen kuormituksen vaikutuksia hyppysuoritukseen urheilulajeittain. Urheilijoiden jalan ojennuksen ja koukistuksen MVC-suorituksia mitattiin voimapenkissä ja heidän suorittamia hyppyä ilman kevennystä (HIK) sekä hyppyjä kevennyksellä (HK) analysoitiin eri hyppykorkeuden arviointimenetelmillä. Liikkeisiin osallistuvien lihasten (RF, VL ja BF) suorituskykyä mitattiin EMG-menetelmällä ja lihasaktiivisuuden muutoksia tutkittiin kuormitusvaikutuksiin liittyen.

6.1 Tutkittavien urheilijoiden valinta

Tutkimukseen valittiin kolmen eri lajin urheilijoilta: 10 maastopyöräilijää (M), 10 suunnistajaa (S) ja 9 koripalloilijaa (K). Tutkittavien ($n = 29$) ikä oli 17–53 vuotta, ka. 36,3 (kh. $\pm 10,5$) v, pituus 156–208 cm, 181,5 ($\pm 11,4$) cm ja painoja 59,1–109,0 kg, 80,5 ($\pm 11,2$) kg. Tutkittavat olivat miehiä lukuun ottamatta yhtä suunnistajaa ja kahta maastopyöräilijää.

Tutkimuksesta jaettiin alustavaa tietoa eri kilpailupaikoilla ja urheilijoiden käyttämällä internet-keskustelupalstoilla sekä sosiaalisessa mediassa. Tutkimuksen tarkoitus esiteltiin julkisella internetilmoituksella, josta myös tutkimukseen ilmoittautuminen oli mahdollista. Informaatiokirje (Liite 1) jaettiin sähköpostilla tutkimukseen ilmoittautuneille. Tutkimustarkoitus selvitettiin tutkittaville suullisesti ja heille myös kerrottiin oikeudesta keskeyttää tutkimus halutessaan.

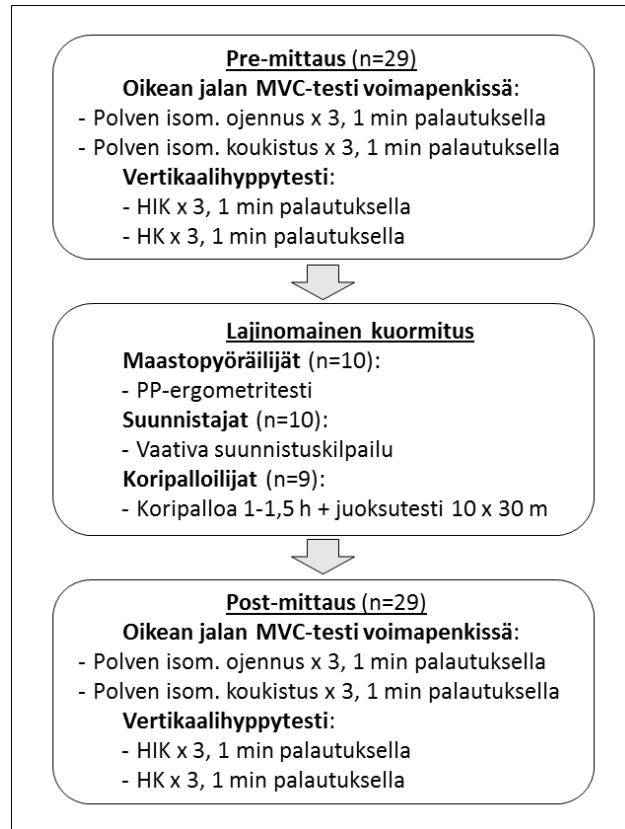
Kaikki tutkimukseen valitut urheilijat olivat lajissaan hyvää kansallista tasoa. Osa maastopyöräilijöistä suoritti lisäksi tutkimusta edeltäneellä harjoitusjaksolla HIT-harjoittelua ja he kaikki osallistuivat maastopyöräilykilpailuun harjoittelujakson lopussa. Suunnistajat olivat kansallisen tason kilpailijoita. Tutkimukseen liittyen osa heistä kilpaili Vuokatin MM-kilpailujen 2013 yhteydessä pidettävässä kansainvälisessä suunnistuskilpailussa ja osa kahdessa Oulun alueellisessa kilpailutapahtumassa. Koripalloilijat olivat erittäin hyvää kansallista tasoa. Osa heistä oli huippupelaajia

koripallon I-divisioonassa ja kaikki muutkin kilpailivat vielä kansallisella tasolla ja olivat pelanneet myös ylimmillä sarjatasoilla aktiiviurallaan. Koripalloilijoilla ei ollut kilpailukausi meneillään tutkimuksen aikana, toisin kuin maastopyöräilijöillä ja suunnistajilla.

6.2 Tutkimusprotokolla

Tutkimukset suoritettiin erissä kesän 2013 aikana niin, että urheilijat jaettiin lajeittain ryhmiin. Urheilijoita ($n = 29$) testattiin testi-, harjoittelu- tai kilpailupaikoilla aina muutama päivä kerrallaan. Kunkin ryhmän mittaukset vaiheistettiin useamman päivän ajalle koe- ja harjoittelumittausten sekä järjestelmän toimivuuden varmistamisen jälkeen. Mittaukset suoritettiin pääsääntöisesti maastopyöräilijöille klo. 9:00–16:00 ja suunnistajille klo. 15:00–21:00 sekä koripalloilijoille klo. 16:00–22:00 välillä. Kaikki mittaukset suoritettiin sisätiloissa huoneen normaalissa lämpötilassa. Varsinaisten tutkimusmittauspäivien alussa mittalaitteet säädettiin ja kalibroitiin. Vastaavasti kalibroinnin tarkistusmittaukset suoritettiin jokaisen päivän lopussa.

Aluksi tutkittavat allekirjoittivat tutkimukseen osallistumiseen liittyvän suostumuslomakkeen (Liite 2) ja ennen varsinaisten testien suoritusta tutkittavat lämmittelivät 10–15 min ja venyttelivät vapaavalintaisella tavalla. Antropometriamittausten jälkeen tutkittavat ohjeistettiin tarkasti tutkimuksen fyysisiin suorituksiin ja ennen virallista mittaussuoritusta heille annettiin mahdollisuus suorittaa testisuorituksia (n. 1–3 kpl.). Tutkimus noudatti kuvan 2 mukaista protokollaa, joka koostui kahdesta samanlaisesta mittaussarjasta, jotka suoritettiin ennen lajinomaista kuormitusta (pre-tilanteessa) ja kuormituksen jälkeen (post-tilanteessa).



KUVA 2: Kaaviona esitetty tutkimusmittausten protokolla, jossa pre- ja post-mittausten välissä oli lajinomainen kuormitus.

MVC-testit suoritettiin voimapenkissä (Jyväskylän Yliopisto, Jyväskylä, Suomi) oikean jalan isometrisenä ojennuksena ja koukistuksena 107° polvikulmassa, siten että tutkittava piti vapaavalintaisesti kiinni käsillään joko ylävartalovaljaista tai voimapenkistä. Reisi- ja nilkkavyöt varmistivat jalkojen liikkumattomuutta suoritusten aikana. MVC-testin rutistus tehtiin komennosta. Rutistuksen kesto oli n. 3 s. ja se suoritettiin kolme kertaa 1 min palautuksella. Epäonnistunut suoritus uusittiin tarvittaessa 1 min palautuksen jälkeen. Tutkittavat, joille tehtiin takareiden EMG-mittaukset, suorittivat vastaavasti myös oikean jalan isometrisen koukistuksen. Laitteistorajoituksen vuoksi tämä jouduttiin tekemään osalle istuen penkissä ja osalle puoliseisovasta asennosta voimapenkin edestä, jolloin polven asentoa tai polvikulmaa ei voitu varmistaa.

Maksimaalinen vertikaalihyppytesti tehtiin välittömästi voimapenkkisuoritusten jälkeen. Hyppytesteissä suoritettiin ensin 3 kpl HIK ja sitten 3 kpl HK, joissa kunkin hypyn

välissä oli 1 min palautus. Mittalaitteet poistettiin kuormituksen ajaksi muilta paitsi pyöräilijöiltä, koska mittalaitteita ei haluttu vaurioittaa koripallossa tai suunnistuksessa. Kuormitus pre- ja post-mittausten välissä koostui lajinomaisesta urheilusuorituksesta, joka vastasi lajinomaista maksimaalista suoritusta tai kilpailutilannetta. Pyöräilijät suorittivat maksimaalisen polkupyöräergometritestin, suunnistajat osallistuivat suunnistuskilpailuun erittäin vaativassa maastossa vaativalla radalla n. 1–2 h sekä koripalloilijat tekivät lajiharjoitusten 1–1,5 h lisäksi vaativan viivajuoksutestin (10 × 30 m, 30 s palautuksella). Post-tilanteen MVC-suoritukset ja hyppyt sekä niihin liittyvät mittaukset aloitettiin välittömästi kuormituksen jälkeen ja suoritettiin samalla protokollalla.

6.3 Mittausjärjestelyt

Tulokset kirjattiin tutkimuspöytäkirjaan (Liite 3). Pöytäkirjaan merkittiin nimen ja tunnusteen (ID) lisäksi kaikki tarpeelliset tiedot alkumittauksista (pre-tilanteesta) ja loppumittauksista (post-tilanteesta). Pöytäkirjaan merkittiin tutkittavien tuntemukset omasta terveydentilasta ja tietoja mittausten tapahtumista sekä mittalaitteiden säätöjen tiedot, että pre- ja post-tilanteiden mittaukset suoritettaisiin samoilla säädöillä. Antropometriaa varten tutkittavien pituus [cm] mitattiin seinämittauksena mittanauhalla ja massa [kg] digitaalisella henkilövaa’alla. Tutkittavien kokema kuormittuneisuus [6–20] tiedusteltiin RPE-kuormittuneisuustaulukon avulla (Liite 4) ennen suoritusmittausten alkua pre- ja post-tilanteissa.

Hyppykorkeuden mittaamiseen käytettiin kenkään kiinnitettävää The Stride Sensor Bluetooth® Smart -kiihtyvyysanturia (Polar Electro, Kempele, Suomi). Kiihtyvyysanturi oli Bluetooth-yhteyden avulla yhdistetty tietokoneeseen, jossa Polarin proprietary-ohjelmalla anturin mitaamat hyppykorkeuden tulokset tallennettiin tekstitiedostoon Jumptest-toiminnolla. Kiihtyvyysanturi kiinnitettiin kengännauhalla hyppääjän oikean kengän päälle kuvan 3 mukaisesti. Bluetooth-yhteys alustettiin, anturin toimivuus tarkastettiin ja mittaus käynnistettiin tietokoneelta juuri ennen hyppytestiä. Hyppytestit suoritettiin voimalevyillä kengät jalassa.



KUVA 3: The Stride Sensor Bluetooth® Smart -kiihtyvyyssanturin kiinnittäminen kenkään.

Hyppyjen voimalevymittauksissa käytettiin kahta Amti BP4181068-RS-1000 -voimalevyä (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA USA), jotka asetettiin vierekkäin niin, että toinen niistä oli oikean ja toinen vasemman jalan alla. Voimalevyt kytkettiin saman valmistajan Amti Gen 5 -vahvistimien (2 kpl) kautta AD-muuntimen CED 2701 Power 1401 625kHz 16bit ADC (Cambridge Electronic Design, Cambridge, Englanti) portteihin 9 ja 10. AD-muunnin CED 2701 Power 1401 yhdistettiin USB-kaapelilla tietokoneeseen, jossa signaalit vastaanotettiin Spike2 version 5.21 -tietokoneohjelmaan (Cambridge Electronic Design, Cambridge, Englanti). Voimasignaalien näytteenottotaajuus oli 1 kHz. Signaalit ohjattiin (waveformmuodossa) Spike2-ohjelmaan kanaville 2 (vasen) ja 3 (oikea). Kalibroinnissa henkilön paino säädettiin lisäpainojen avulla arvoon 100,0 kg, jonka avulla vahvistuksen arvoksi asetettiin 578. Näin signaalit saatiin muunnettua Newtoniksi. Koska voimalevyjen nollatason säätö tapahtui vahvistimissa olevista napeista ilman painoa, poikkeama jätettiin nollassi. Voimasignaalit summattiin myös virtuaalikanavalle V1 (real wave -muodossa) kokonaisvoiman havainnointia varten. Hyppytestin kaikista HIK- ja HK-suorituksista saadut voimasignaalit tallennettiin yhteen signaalitiedostoon. Kaikkien hyppyjen tiedot tallennettiin samaan aikaan myös kiihtyvyyssanturin avulla omiin tiedostoihinsa. Näin saatiin kaikkien hyppyjen mittaustiedostot tallennettua kahdella eri menetelmällä hyppykorkeuden arviointimenetelmien analysointia varten. Kaikki korkeustulokset arvioitiin senttimetreinä [cm] mittaustaajuuden 1 kHz tarkkuudella.

MVC-testin mittauksessa käytetyn voimapenkin mittausturinin kalibrointi suoritettiin 20 kg kalibroitipainon avulla. Anturin signaali ohjattiin voimapenkin omalle vahvistimelle (Jyväskylä Yliopisto, Jyväskylä, Suomi), jonka nollassa säädettiin potentiometrin ruuvista. MVC-testin voimasignaali ohjattiin portin 13 kautta AD-muuntimeen, jossa näytteenottotaajuus oli 1 kHz. Signaali ohjattiin USB:in kautta Spike2-ohjelman kanavalle 1 (waveform-muodossa). Kalibrointi suoritettiin 20 kg painolevyn avulla, jolloin kanavan vahvistukseksi saatiin 38. Nollatason poikkeaman korjauksen arvoksi asetettiin 5 sekä ja yksiköksi asetettiin voima kiloina [kg].

EMG-mitauksissa käytettiin Ag/AgCl-bipolaarielektrodeja, joissa elektrodien välinen etäisyys oli 2 cm. Elektrodit numeroitiin, jotta samoja elektrodeja käytettäisiin samalle tutkittavalle sekä pre- että post-tilanteissa. Ennen niiden kiinnitystä ihokarvat poistettiin höylällä, iho hiottiin hiomapaperilla ja puhdistettiin puhdistusaineella. Elektrodien keskiosaan laitettiin sähköä johtavaa pastaa ja elektrodit kiinnitettiin kaksipuoleisella teipillä ihoon. Kiinnitys varmistettiin ihoteipillä ja tarpeen mukaan myös urheiluteipillä. Kiinnitys tarkastettiin yleismittarin impedanssimittauksella, jossa sen tuli olla $< 10 \text{ k}\Omega$ tai muuten kiinnitys uusittiin. EMG-elektrodien paikat olivat Seniamin (SENIAM) ohjeiden mukaiset ja ne asetettiin mitattaviin lihaksiin m. rectus femoris, m vastus lateralis sekä m. biceps femoris palpoiden. Elektrodien paikat merkattiin pre-tilanteessa tussilla ihoon ja niiden korkeus maasta mitattiin testattavan seisoessa. Tällä varmistettiin, että elektrodit olivat mahdollisimman samassa paikassa sekä pre- että post-mittauksissa. Elektrodit kytkettiin langattomiin Noraxonin lähettimiin (DTS, Noraxon, Scottsdale, USA), jotka kiinnitettiin teipillä pois päin mitattavasta lihaksesta häiriöiden vähentämiseksi. Lähettimestä EMG-mittaustiedot siirrettiin langattomasti ensin Noraxon TeleMyo DTS -lähettimelle, joka lähetti tiedot Noraxon TeleMyo 2400R G2 vastaanottimeen. Noraxonin mittaustaajuudeksi asetettiin 1500 Hz. Lähettimen viiveeksi asetettiin 312 ms ja vastaanottimen viiveeksi 200 ms. EMG:n kokonaisviive oli siis 512 ms, ja sen tarkoituksena oli vähentää langattomasta siirrosta johtuvia mittausdatan häviöitä. Vastaanottimen kanavilta 1, 2 ja 3 olevat lihasten RF, VL ja BF EMG-signaalit ohjattiin koaksiaalikaapeleilla AD-muuntimen portteihin 11, 12 ja 14. Signaalien jännitteiden yksiköksi asetettiin [mV]. EMG-signaalit tallennettiin kussakin mittaustilanteissa signaalitiedostoihin myöhemmin tapahtuvaa analysointia varten.

Mittaustilanteet myös kuvattiin Canon XF100 (Canon Inc, Tokio, Japani) videokameralla kuvataajuudella 25 fps HD-tarkkuudella hyppyjen osalta. Videointia käytettiin mittauksen onnistumisen havainnointiin ja yleistilanteen tarkkailuun vasta analyysivaiheessa. Videolta havainnoitiin mahdollista kiihtyvyyssanturin liikettä sekä nilkan asennon biomekaniikkaa hypyn alkuvaiheessa. Lisäksi epäselvissä tapauksissa kuva-kualta suoritettua videotarkastelua käytettiin oikean hyppytyypin varmistamisen apuna. Hyppyjen tarkkoja video-analyysejä tai lentoaikamittauksia ei alhaisen kuvataajuuden vuoksi suoritettu.

MAX-hyppyjen valintakriteereinä toimivat kiihtyvyyssanturin avulla saatu paras hyppykorkeuden tulos sekä hyppytyypin oikea suoritustekniikka, joka varmistettiin analyysivaiheessa ko. hypyn voima-aika-käyrältä graafisesti. Analyysivaiheessa HIK:n suoritustekniikan varmistamisessa käytettiin kriteeriä, jossa staattisen vaiheen tuli olla mahdollisimman stabiili eikä huojuntaa tai esikevennystä sallittu. Mikäli huojuntaa oli, valittiin suoritustekniikaltaan sellainen hyppy, jossa huojunta tai esikevennyks oli mahdollisimman pientä. HK:n esikevennyksivaiheessa ei sallittu kummankaan jalan irtoamista alustastaan. Jos näin kävi, niin seurauksena oli ko. hypyn hylkääminen.

6.4 Mittaustietojen apuohjelma ja käsittely

Tutkimusmittauksissa tallennettujen Spike-mittaustiedostojen käsittelyä varten luotiin Spike Script -ohjelmointiympäristössä apuohjelma (script). Spike-apuohjelman käyttö vähensi tietojen manuaalista käsittelyä ja samalla mittausten esikäsittelyä saatiin automatisoitua tilastollista analyysiä varten. Näin mahdollisia manuaalisia käsittelyvirheitä vähennettiin analyysivaiheen aikana ja samalla saatiin uudelleenkäytettävä apuohjelma mahdollisia myöhempiä hyppytutkimuksia varten.

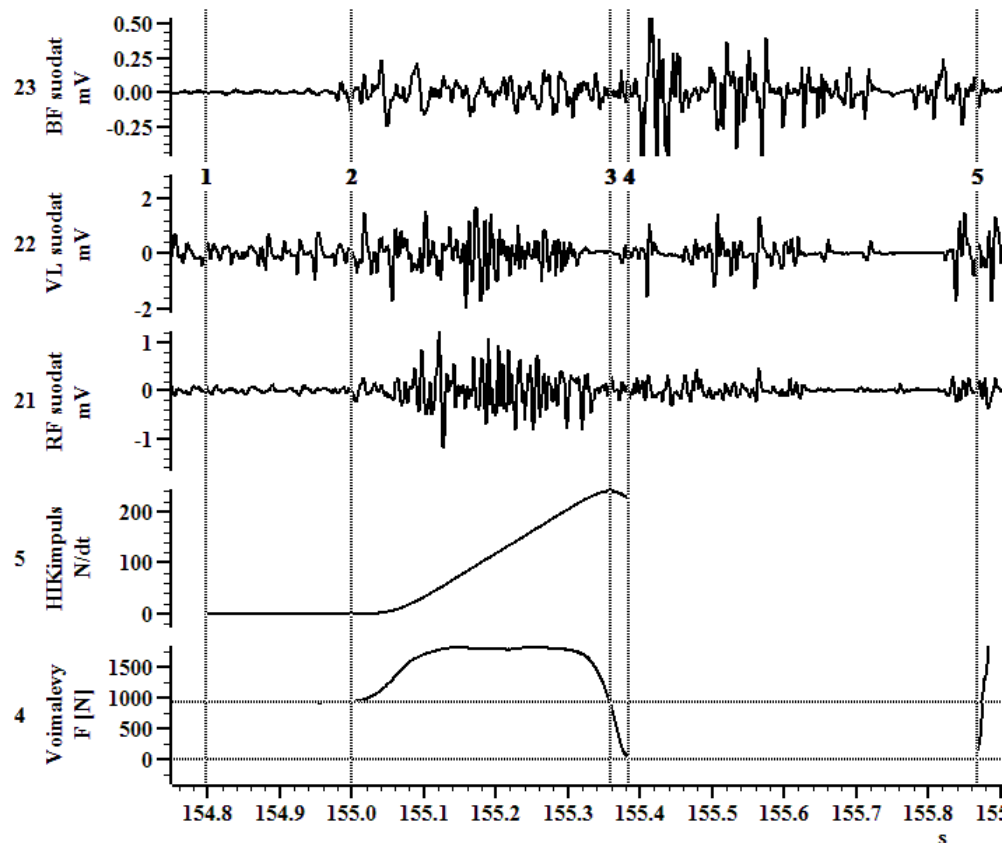
Apuohjelman nimi oli *SI_gradu*. Se koostui hieman yli 9000 komennosta (metodit ja funktiot), jotka aluksi ladattiin ja ajettiin Script-ympäristössä. Tämän jälkeen päätoimintoja voitiin suorittaa seuraavien painikkeiden avulla: Initialize, Flight, Velo and Muscle, MVC, Force ja Test sekä Cancel. Kunkin toiminnon aikana suoritettut

mittaustulokset ja jatkokäsittelyssä tarvittavat tiedot kirjoitettiin lokitiedostoon, josta tiedot kopioitiin myöhempää taulukkolaskentaa sekä tilastoanalyysiä varten.

Aluksi mittaustiedostot alustettiin (Initialize-toiminnolla), jossa molempien jalkojen erilliset voimalevyjen signaalit yhdistettiin yhdelle aaltomuotoiselle (waveform) kanavalle 4 jalkavoimien myöhempää tarkastelua varten. Tutkittavan massan aikaansaama voima mitattiin alustuksen aikana keskiarvomittauksena kanavalta 4. Mittausväli asetettiin manuaalisesti vastaamaan mahdollisimman stabiilia seisoma-asentoa, joka voitiin valita tarkastelemalla vasemman ja oikean jalan voimia kanavilta 2 ja 3. Tämä tutkittavan lähtötilanteen painovoiman (GRF) lukema tallennettiin kanavan 4 kommentitietoihin sekä kirjattiin alustustapahtuman lokitiedostoon. Noraxonin mittauslaitteiston aiheuttama EMG-signaalissa esiintyvä 512 ms viive poistettiin sekä voimapenkki- että hyppymittauksista, jolloin voimasignaalit ja lihasaktiivisuuden signaalit saatiin synkronoitua keskenään. Alustuksen jälkeen kaikki EMG-signaalit suodatettiin manuaalisesti taajuuspäästön 13 – 450 Hz avulla uusille kanaville 21 (RF), 22 (VL) ja 23 (BF) EMG-signaalien analysointia varten.

Hyppyjen lentoajat analysoitiin (Flight-toiminnolla) voima-aika-käyriltä. Hyppytiedostojen analysointi tapahtui puoliautomaattisesti. Apuohjelma analysoi yksittäisen hypyn automaattisesti, mutta tulokset hyväksyttiin aina visuaalisesti näkymässä ja tarvittaessa analyysiä korjattiin. Toiminnon aluksi pystykursori asetettiin kohtaan, jossa hyppääjä ei ollut voimalevyillä. Voiman nollassa mitattiin kanavalta 4 keskiarvomittauksena ko. kohdasta 200 ms eteenpäin ja tulosta käytettiin hypyn ilmalennon tunnistamisen raja-arvona. HIK:n ilmalentojen tunnistamista varten asetettiin 3 pystykursoria voima-aika-käyrän visuaalisessa näkymässä hieman hyppyjen etupuolelle, josta eteenpäin tunnistaminen hoidettiin iterointifunktiolla kanavalta 4. Ilmalennon alkukohta ja loppukohta iteroitiin vertaamalla jokaista voima-aikakäyrän mittauspistettä nollassa. Myös oikean ja vasemman jalan erilliset tulokset mitattiin kanavilta 2 ja 3 vastaavalla tavalla. HK:n ilmalennot analysoitiin vastaavasti samoilta kanavilta. Lopuksi sekä pre-että post-tilanteiden GRF-tulokset [N] (2 kpl) ja kaikki hyppyjen ilmalentojen kestoajat [s] (36 kpl) sekä niiden lentoon lähtöjen ajankohdat [s] (36 kpl) kirjattiin lokitiedostoon (Log1.txt).

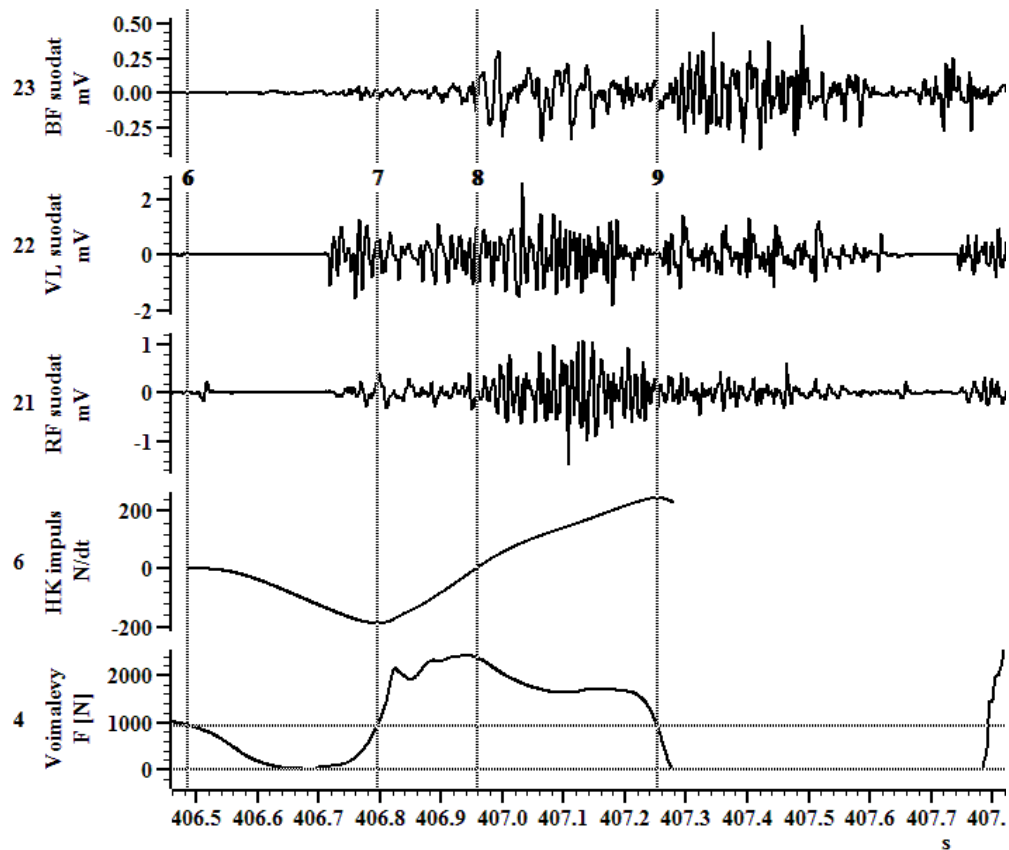
Parhaiden hyppyjen signaaleista analysoitiin (Velo and Muscle -toiminnolla) yhtä aikaa hyppääjän lähtönopeus voimalevyiltä ja hypyn aikaiset lihasaktiivisuudet. Analysoinnissa hyödynnettiin parhaiden HIK- ja HK-suoritusten lentoajan kursoreita (2 kpl molemmille), mutta tarvittaessa ne voitiin asettaa myös manuaalisesti. Hypyn analysointia varten tarvittavat cursorit (9 kpl) aseteltiin automaattisesti hyödyntämällä lento-ohjelmistossa olevaa lento-ohjelmistoa, joka HIK:ssa on kuvassa 4 näkyvän pystykursorin 4 kohdalla. HIK:ssa pystykursorille 3 etsittiin aika-akselilta taaksepäin kohta, jossa voima ja GRF olivat yhtä suuret edellisen kerran. Vastaavasti pystykursorille 2 ja 1 etsittiin aikaisemmat kohdat, joissa voima ja GRF olivat jälleen yhtä suurina. Kanavalle 5 laskettiin HIK:n voima-aika-käyrän 1. integraali, jonka huippukohdasta saatiin hypyn impulssin arvo ja vastaava hyppääjän lähtönopeus saatiin jakamalla se GRF:llä.



KUVA 4: HIK:ssa pystykursoreiden sijoittelu tehtiin järjestyksessä 5-1 hyppääjän lähtönopeuden sekä lihasaktiivisuuden analysointia varten.

HK:ssa vastaava menettely tehtiin kuvan 5 mukaan pystykursoreille 9, 7 ja 6, mutta pystykursorin 8 paikka etsittiin eksentrisen ja konsentrisen voimantuoton rajalle

vastaavia alueita iteroimalla voima-aika-käyrältä GRF-tason suhteen. Kanavalle 6 laskettiin HK:n voiman-aika-käyrän 1. integraali, jonka huippukohdasta saatiin hypyn impulssin arvo ja vastaava hyppääjän lähtönopeus saatiin jakamalla se GRF:llä.



KUVA 5: HK:ssa pystykursoreiden sijoittelu tehtiin järjestyksessä 9-6 hyppääjän lähtönopeuden sekä eksentrisen ja konsentrisen lihasaktiivisuuden analysointia varten.

Kanaville 5 ja 6 sijoitettujen integraalien avulla saatiin HIK:n ja HK:n impulssien arvot sekä niitä vastaavat tutkittavien parhaiden hyppyjen lähtönopeudet. Impulssien arvot kirjattiin kanavien 5 ja 6 kanavatietojen kommentteihin. Ne kirjattiin myös lokitiedostoon yhdessä hyppääjän lähtönopeuden arvojen kanssa. Lisäksi alkuperäiset ja laskennassa käytetyt kursoreiden paikat [s] sekä nopeuslaskennan GRF-arvot [N] (2 kpl) kirjattiin sekä pre- että post-tilanteista lokitiedostoon (Log2.txt).

Voimapankkisuoritusten voima- ja EMG-signaalit analysoitiin puoliautomaattisella MVC-toiminnolla. Pystykursorit asetettiin jalan ojennustoistojen (3 kpl) mittausalueen

molemmin puolin voima-aika-käyrälle. Toiminto löysi niiden välistä parhaan suorituksen, eli voiman maksimikohdan. Maksimikohtaa voitiin tarvittaessa korjata manuaalisesti haluttuun paikkaan visuaalisessa näkymässä. Voiman MVC-arvo mitattiin voiman kanavalta 1 ja vastaavat EMG_{MAX} -arvot mitattiin suodatetuilta kanavilta (21–23). EMG_{MAX} mitattiin liukuvan 200 ms aikaikkunan avulla maksimikohdan molemmin puolin. Mittauksen etenemistä seurattiin visuaalisessa näkymässä ja tulokset hyväksyttiin (tai hylättiin) lopussa. Jalanojennusmittausten jälkeen mitattiin jalankoukistus vastaavalla tavalla ja sekä pre- että post-tilanteiden tulokset kirjattiin lokitiedostoon (`Log3.txt`). Kirjattuja EMG_{MAX} -arvoja käytettiin lihasaktiivisuuden suhteuttamisessa.

Hyppyjen käsittelyn viimeisenä toimintona suoritettiin kaikkien MAX-hyppyjen hyppyvoiman analysointi (Forces-toiminnolla). Tätä varten cursorit olivat asetettuna MAX-hyppyjen analyysin jälkeen oikealla tavalla, eli HIK:lle kuvan 4 ja HK:lle kuvan 5 mukaisesti. HIK:sta analysoitiin pystykursoreiden 2 ja 3 väliltä kokonaisvoiman keskiarvo (Mean) GRF:n ylittävältä osalta (voiman positiivinen komponentti) ja voiman huippuarvo (Peak to Peak). HK:ssa analysointi suoritettiin pystykursoreiden 8 ja 9 väliltä, jolloin saatiin hypyn konsentrisen osan kokonaisvoiman keskiarvo GRF:n ylittävältä osalta (konsentrisen voiman positiivinen komponentti) ja konsentrisen osan voiman huippuarvo (Peak to Peak). Kaikki pre- ja post-tilanteiden MAX-hypyt käsiteltiin peräkkäin ja mittaustulokset kirjattiin lokitiedostoon (`Log_Forces.txt`).

Test ja Cancel olivat erillistoimintoja, joita ei tarvittu itse mittausten tekemiseen. Cancel-toimintoa tarvittiin eri toimintojen perumiseksi tai keskeyttämiseksi. Test-toimintoa käytettiin apuohjelman kehittämisen aikaiseen toimintojen, funktioiden sekä metodien testaamiseen ennen toiminnon lopullista käyttöönottoa varten.

Mittaustiedot kopioitiin lokitiedostoista MS Excel -taulukkolaskentaohjelmaan ja matemaattiset arvot muunnettiin samaan muotoon analyysijä varten. Tulokset järjestettiin niin, että toisiaan vastaavat oikeat hypyn ja MVC-rutistuksen tulokset sekä niitä vastaavat lihasaktiivisuuden mittaustulokset saatiin vastaamaan toisiaan. Kaikkien hyppyjen korkeudet laskettiin lentoaikamenetelmän (kaava 1) avulla. Urheilijoiden

suorituskykyä analysoitiin kaikista hyväksytysti suoritetuista hyppyistä sekä kunkin kolmen hypyn sarjasta valittujen $HIK_{MAX:n}$ ja $HK_{MAX:n}$ avulla. Tuloksia analysoitiin myös urheilulajeittain ja eri tilanteita havainnollistettiin urheilijan lajitaustan ja lajikohtaisen kuormitusvaikutuksen selvittämiseksi. Tutkimusmenetelmävertailussa aikaisemmin mainittujen kahden eri menetelmän lisäksi kaikkien MAX-hyppyjen korkeudet arvioitiin myös voimalevyiltä hyppääjän lähtönopeuden (kaava 2) avulla. Menetelmävertailu suoritettiin kolmen erilaisen hyppykorkeuden arviointimenetelmän käyttökelpoisuuden arvioimiseksi kaikkien pre- ja post-tilanteiden MAX-hyppyjen osalta.

Kuormitusvaikutuksia tutkittiin voimapenkki- ja hyppysuorituksia analysoimalla pre- ja post-tilanteissa. Parhaat isometriset polven ojennukset voimapenkissä analysoitiin MVC_{MAX} voiman osalta kaikilta tutkittavilta yhdessä sekä urheilulajeittain eriteltynä. Kuormituksen vaikutuksia tarkasteltiin myös HIK:stä ja HK:sta anturimenetelmällä valituista MAX-hyppyistä, joita tarkasteltiin kaikkien urheilijoiden osalta yhdessä sekä myös lajikohtaisesti. MAX-hyppyjen voimantuottoaikojen (RFD) mittaamiseen käytettiin lokitiedostoja `Log1.txt` ja `Log2.txt`. Ajat saatiin kursoreiden ajankohtien avulla. HIK:n RFD saatiin kuvassa 4 olevien kursoreiden 3 ja 2 erotuksena. HK:n eksentrisen osan RFD_{eks} saatiin kuvassa 5 olevien kursoreiden 8 ja 6 erotuksena sekä HK:n konsentrisen osan RFD_{kon} saatiin kursoreiden 9 ja 8 erotuksena. RFD:n tulokset muunnettiin millisekunneiksi [ms] ja voimantuoton muutokset analysoitiin urheilulajeittain. MAX-hyppyjen tehoanalyysin ja voimantuottoaikojen (RFD) oletettiin heijastavan kuormituksesta johtuvia lajikohtaisia muutoksia. $HIK_{MAX:n}$ ja $HK_{MAX:n}$ tehotasot analysoitiin impulssi-momentti-sääntöön (Linthorne 2001) perustuvan menetelmän avulla, jota varten voima-aikakäyrien nettoimpulssit integroitiin omille kanavilleen (HIK impuls ja HK impuls). Hyppyjen lähtönopeudet saatiin jakamalla nettoimpulssi hyppääjän massan avulla. Keskitehot saatiin kertomalla lähtönopeus hypyn aikaisen voiman keskiarvolla ja huipputeho saatiin kertomalla lähtönopeus voiman huippuarvolla.

MAX-hyppyjen analysoinnissa hyppyjen lihasaktiivisuuden EMG-tulokset suhteutettiin etureisilihasten (RF ja VL) osalta isometrisen polven ojennuksen EMG_{MAX}

lihasaktiivisuuksiin sekä takareiden (BF) osalta isometrisen polven koukistuksen EMG_{MAX} lihasaktiivisuuteen. EMG-muutokset analysoitiin HIK:stä kokonaisuutena, mutta HK:sta vain sen konsentrisen vaiheen osalta. Lihasaktiivisuuden EMG-tarkastelu tehtiin urheilulajeittain pre- ja post-tilanteiden välillä graafisesti. Lopuksi kaikki saadut tulokset kopioitiin eteenpäin MS Excel -ohjelmasta tilastotieteellistä analyysiä varten.

6.5 Tilastoanalyysit

Tilastolliset tarkastelut jaettiin tutkimusongelman pohjalta kolmeen pääryhmään, joissa ensimmäisen tavoitteena oli selvittää hyppykorkeuden arviointimenetelmien yhtäläisyydet. Seuraavana tarkasteltiin kuormitusvaikutusten merkitystä urheilulajeittain pre- ja post-tilanteissa sekä lopuksi tarkasteltiin vastaavasti voimantuottokykymuutoksia. Tulosten tilastollinen tarkastelu suoritettiin IBM SPSS Statistics (Release 22.0.0.1) -ohjelmistolla (IBM Corporation, Armonk, USA). Analysoitujen lähtötietojen ja tulosten tilastolliset keskiarvot, keskihajonnat, varianssit, minimi ja maksimit taulukoitiin SPSS-funktioiden avulla. Analyysin apuna käytettiin myös SPSS Syntax Statistics Editor -ohjelmaa. Tilastoanalyysien tuloksia pidetään tilastollisesti merkitsevinä, kun $p < 0,05$ ja tilastollisesti erittäin merkitsevinä, kun $p < 0,001$.

Kunkin tilastollisesti tarkasteltavan aineiston normaalijakautuneisuus varmistettiin oikean analyysimenetelmän käyttämiseksi. Tarkastelu suoritettiin SPSS-ohjelman Shapiro-Wilk-testillä (Shapiro & Wilk 1965). Lisäksi kunkin normaalijakautuneisuuden toteamisessa hyödynnettiin vinouman (skewness) ja huipukkuuden (kurtosis) arvoja sekä jakauman kuvaajia (histogrammia ja Q-Q Plot -kuvaajaa). Antropometrian normaalijakautuneisuus lähtötilanteessa tutkittiin pituuden, painon ja iän osalta. Kaikkien hyväksytysti suoritettujen hyppyjen normaalijakautuneisuus tutkittiin urheilulajeittain pre- ja post-tilanteissa. MVC:n voimat muunnettiin Newtoniksi ja muun aineiston osalta normaalijakautuneisuus tarkasteltiin MVC:n, EMG:n ja hyppyjen tehon sekä RFD:n tulosten osalta.

Hyppykorkeuden arviointimenetelmien vertailuun käytettiin korrelaatioanalyysiä ja keskiarvoja vertailtiin verrannollisten parien T-testillä (Zimmerman 1997). Korrelaatiot tutkittiin voimalevyn lentoaikamenetelmän (kaava 1) ja kiihtyvyyssanturimenetelmän avulla saatujen hyppykorkeustulosten osalta kaikista hyväksytysti suoritetuista hypyistä. T-testillä tutkittavat parit siis muodostuivat kahdesta saman hypyn erilaisesta arviointimenetelmästä. Lisäksi korrelaatiot analysoitiin sekä pre- että post-tilanteissa. Näin mahdolliset mittaustavan eroavuudet saatiin kartoitettua urheilusuoritusten kannalta hyvin tyypillisissä olosuhteissa, eli ennen kuormitusta ja sen jälkeen.

Voimalevyn lentoaikamenetelmän ja kiihtyvyyssanturimenetelmän välinen reliabiliteettianalyysi suoritettiin yksittäisten tulosparien sisäisen korrelaation tarkastelun (ICC SM) ja tuloskeskiarvojen sisäisen korrelaation tarkastelun avulla (ICC AM). Nämä tarkastelut suoritettiin erikseen HIK:lle ja HK:lle eri hyppytapojen mahdollisen vaikutusten minimoimiseksi. Hyppykorkeuden arviointimenetelmiä verrattiin keskenään ja havainnollistettiin graafisesti Bland & Altman -kuvaajan sekä regressiosuorien avulla sekä HIK:n että HK:n osalta.

Tutkimusmenetelmävertailussa kolmen eri arviointimenetelmän MAX-hyppyjen tulokset analysoitiin keskiarvojen, keskihajonnan sekä keskivirheen osalta. Lisäksi arviointimenetelmien MAX-hyppyjen tulokset esitettiin graafisesti urheilulajeittain. Korkeustulosten keskiarvot tarkasteltiin varianssianalyysin ANOVA-menetelmällä, sekä Post Hoc LSD -menetelmällä.

Kuormitusvaikutuksia vastaavat tehomuutokset analysoitiin ANOVA- ja Post Hoc LSD -menetelmillä sekä tilanteet esitettiin graafisesti. Teho-, EMG- ja voimantuottomuutoksia analysoitiin yhdessä urheilulajeittain varianssianalyysin avulla. Eri urheilulajien välinen jatkotarkastelu voitiin suorittaa varianssianalyysin ANOVA:n Post Hoc LSD -menetelmällä, koska tutkittavien määrä tutkimuksessa oli pieni.

7 TULOKSET

7.1 Tutkittavat

Tutkittavien muodostama ryhmä ($n = 29$) oli lähtötilanteessa pituuden, painon ja iän osalta normaalijakautunut Shapiro-Wilk-testin mukaan ($p > 0,05$). Myös lajeittain tarkasteltaessa ryhmät olivat normaalijakautuneita, joskin naisten vähäisen määrän (3 kpl) vuoksi tuloksia ei eritelty sukupuolen mukaan. Kuormituksen aikana tutkittavien keskimääräinen paino putosi maastopyöräilijöillä $0,1 (\pm 0,2)$ kg, suunnistajilla $1,2 (\pm 0,6)$ kg ja koripalloilijoilla $1,1 (\pm 0,9)$ kg. Ainoastaan suunnistajien painonpudotus oli merkitsevä ($p = 0,002$). Toisaalta koripalloilijoiden painonpudotus oli erittäin merkitsevä maastopyöräilijöihin verrattuna ($p < 0,001$), mutta suunnistajien ja koripalloilijoiden välillä eroa ei ollut. Lisäksi painonpudotuksen ja HK:n hyppykorkeuden muutoksen välinen korrelaatio oli positiivisesti merkitsevä ($r = 0,52$, $p = 0,02$).

7.2 Hyppykorkeuden arviointimenetelmät

Tutkittavat tekivät yhteensä 348 hyppyä, joista viisi HK-suoritusta jouduttiin hylkäämään esikevnyssvaiheessa tapahtuneen ylimääräisen esihypyn vuoksi. Hylättyjä HK-hyppyjä suorittivat eri tutkittavat (8, 13, 14, 15 ja 21), kukin yhden post-vaiheessa. Lisäksi kahden tutkittavan (11 ja 24) pre-tilanteen sekä yhden tutkittavan (23) post-tilanteen hyppyjen kiihtyvyyssanturimittausten tulokset kirjattiin manuaalisesti tietokoneen näytöltä 1 cm:n tarkkuudella tietokoneessa esiintyneiden ongelmien vuoksi. Näissä kolmessa tapauksessa hyödynnettiin ainoastaan maksimihyppyjä, jotta mahdollinen pyörästysvirhe pysyisi mahdollisimman pienenä tilastollisessa käsittelyssä.

Kokonaisuutena tarkasteltaessa kaikki HIK:n ja HK:n korkeustulokset olivat normaalijakautuneita ($p > 0,05$) Shapiro-Wilk-testin mukaan sekä voimalevyn lentoaikamenetelmässä (VL) että kiihtyvyyssanturimenetelmässä (KA). Pre-hyppyjen ($n = 6$) tulokset olivat normaalijakautuneita molemmilla arviointimenetelmällä yhtä

hyppykertaa lukuun ottamatta, kun pre-tilanteen kolmannen HIK:n osalta normaalijakautuneisuuden raja-arvo alittui voimalevyn lentoaikamenetelmässä ($p = 0,045$). Post-hyppyjen ($n = 6$) tulokset olivat normaalijakautuneita molemmilla arviointimenetelmällä.

Voimalevyn lentoaikamenetelmällä (VL) ja kiihtyvyyssanturimenetelmällä (KA) saadut HIK-tulokset ovat taulukossa 1 ja HK-tulokset ovat taulukossa 2. Voimalevyn lentoaikamenetelmällä HIK oli 29,1 ($\pm 5,2$) cm ja HK 32,1 ($\pm 5,9$) cm ja anturimenetelmällä ne olivat vastaavasti 30,4 ($\pm 5,6$) cm ja 33,5 ($\pm 6,3$) cm.

TAULUKKO 1: Kaikki HIK-tulokset voimalevyn lentoaikamenetelmällä (Kaikki HIK_{VL}, $n = 168$) ja kiihtyvyyssanturimenetelmällä (Kaikki HIK_{KA}, $n = 174$) arvioituna [cm].

	ka.	minimi	maksimi	kh.	ka. keskivirhe
Kaikki HIK_{VL} [cm]	29,1	16,7	42,5	5,2	,4
Kaikki HIK_{KA} [cm]	30,4	16,2	44,1	5,6	,4

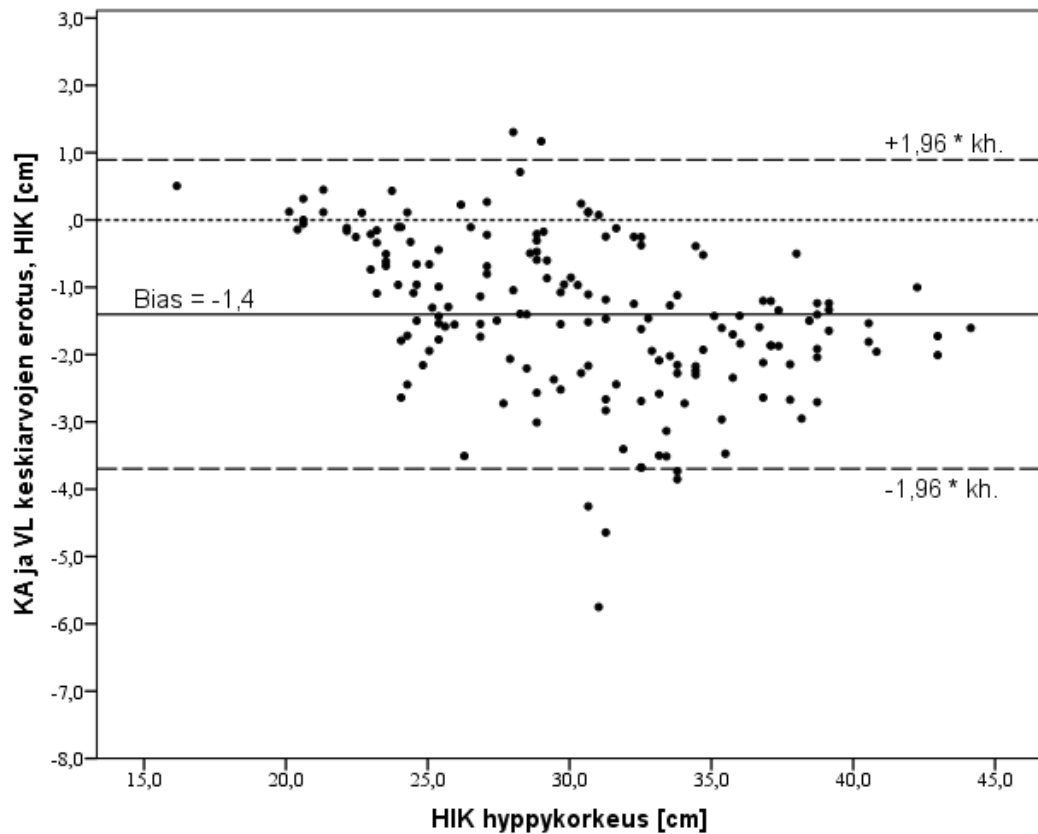
TAULUKKO 2: Kaikki HK-tulokset voimalevyn lentoaikamenetelmällä (Kaikki HK_{VL}, $n = 161$) ja kiihtyvyyssanturimenetelmällä (Kaikki HK_{KA}, $n = 167$) arvioituna [cm].

	ka.	minimi	maksimi	kh.	ka. keskivirhe
Kaikki HK_{VL} [cm]	32,1	19,6	47,3	5,9	,5
Kaikki HK_{KA} [cm]	33,5	19,1	49,0	6,3	,5

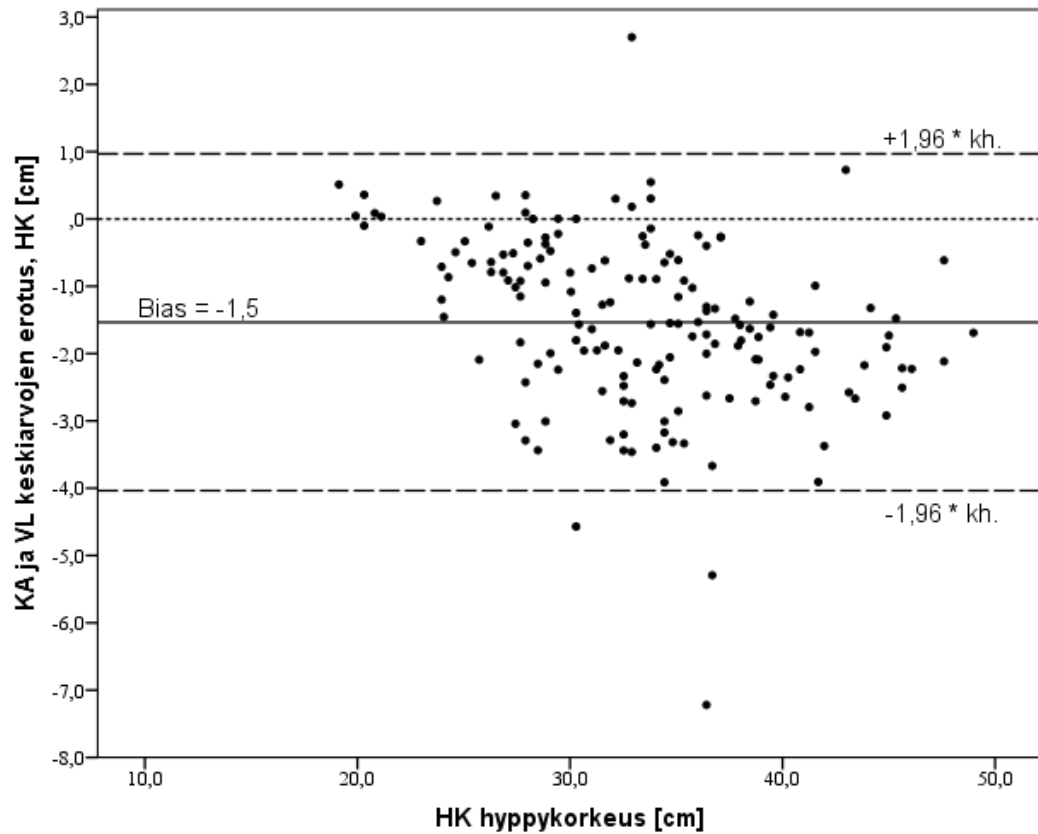
Kaikkien voimalevyn lentoaikamenetelmällä (VL) ja kiihtyvyyssanturimenetelmällä (KA) analysoitujen HIK- ja HK-tulosten t-testin parittaiset eroavuudet ovat esitettyinä taulukossa 3. Parin P1 muodostama HIK-tulosten erotus (Kaikki HIK_{KA} - Kaikki HIK_{VL}) on 1,4 ($\pm 1,2$) cm ja parin P2 muodostama HK-tulosten erotus (Kaikki HK_{KA} - Kaikki HK_{VL}) on 1,5 ($\pm 1,3$) cm. Molempien menetelmien välinen korrelaatio oli kaikkien hyppyjen osalta molemmilla hyppytaivoilla erittäin merkitsevää; HIK:n (P1, $n = 168$) korrelaatio oli 0,98 ($p < 0,001$) ja HK:n (P2, $n = 161$) korrelaatio oli 0,98 ($p < 0,001$).

HIK-tulosten välinen sisäinen korrelaatio oli myös erittäin merkitsevä; yksittäisten HIK-tulosten ICC SM: 0,95 ja 95 % CI: 0,50–0,98 ($p < 0,001$) sekä keskiarvoisten HIK-tulosten ICC AM: 0,97 ja 95 % CI: 0,66–0,99 ($p < 0,001$). HK-tulosten välinen sisäinen korrelaatio oli myös erittäin merkitsevä; ICC SM: 0,95 ja 95 % CI: 0,51–0,98 ($p < 0,001$) sekä ICC AM oli 0,97, 95 % CI: 0,68–0,99 ($p < 0,001$).

Hyppykorkeuden Bland & Altman -menetelmän HIK-kuvaaja kuvassa 6 ja HK-kuvaaja kuvassa 7 poikkeama (bias) esitetään luottamusvälin ($-1,96 \times kh.$ ja $+1,96 \times kh.$) avulla; HIK oli $-1,4$ ($-3,7$ ja $0,9$) cm ja HK oli $-1,5$ ($-4,0$ ja $1,0$) cm.

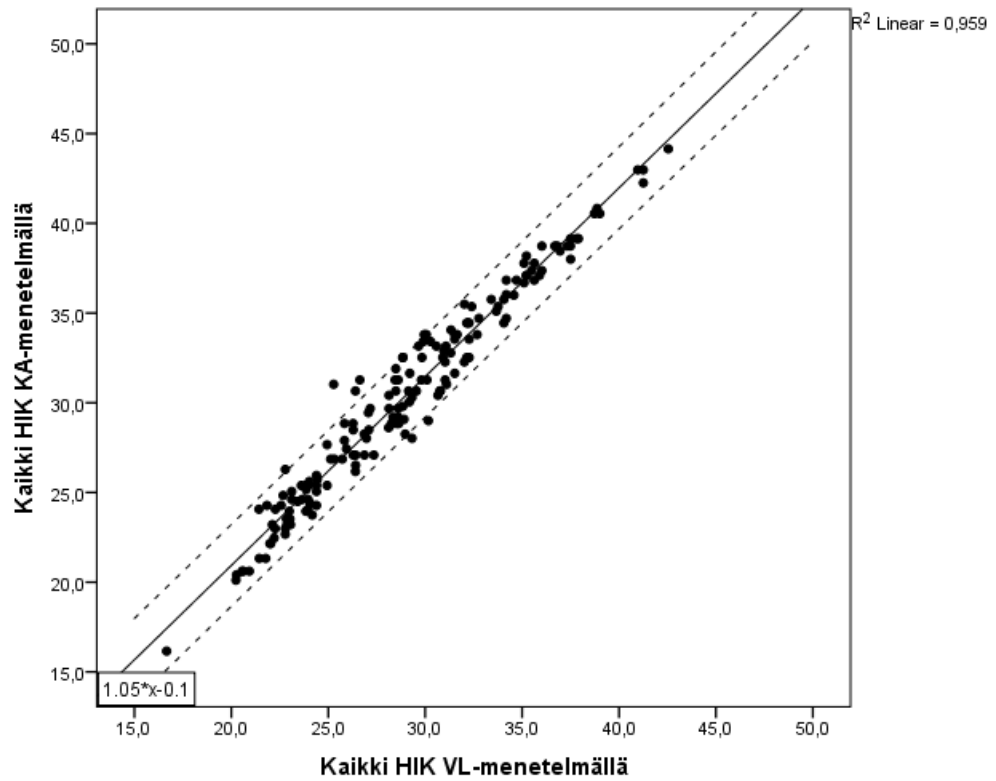


KUVA 6: HIK hyppyorkeuden tulosten Bland & Altman -kuvaaja (n = 168).

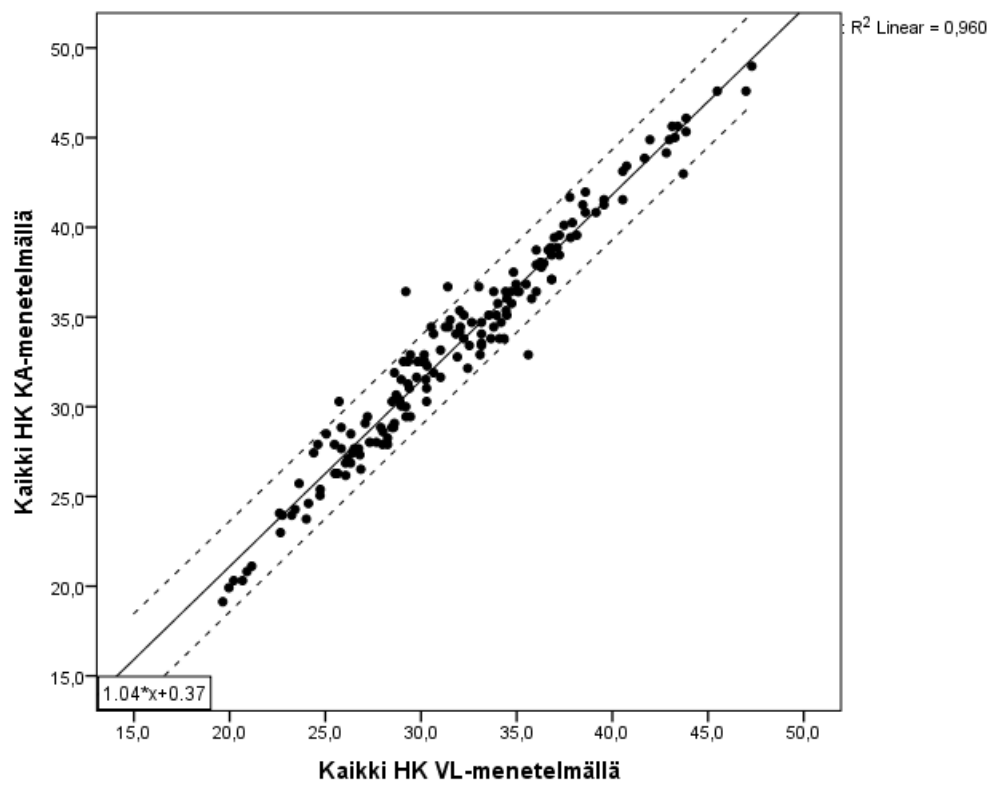


KUVA 7: HK hyppykorkeuden tulosten Bland & Altman -kuvaaja (n = 161).

Hyppykorkeuden arviointimenetelmien vastaavuutta esitetään seuraavan sivun kuvassa 8 HIK-tulosten regressiosuoralla $y = 1,05 \times x - 0,1$ ($r^2 = 0,959$) ja kuvassa 9 vastaavasti HK-tulosten vastaavuutta regressiosuoralla $y = 1,04 \times x + 0,37$ ($r^2 = 0,960$). Regressiosuoran molemmin puolin on piirretty 95 %:n luottamusväli (CI) katkoviivoilla.



KUVA 8: Regressiokuvaaja $y = 1,05 \times x - 0,1$ HIK-tuloksista, jossa $r^2 = 0,959$ ja CI = 95 %.



KUVA 9: Regressiokuvaaja $y = 1,04 \times x + 0,37$ HK-tuloksista, jossa $r^2 = 0,960$ ja CI = 95 %.

7.3 Maksimihyppy lajikohtaisessa kuormitusasetelmassa

Kaikki kiihtyvyyssanturimenetelmällä saadut HIK_{MAX} - ja HK_{MAX} -tulokset olivat normaalijakautuneita sekä pre- että post-tilanteessa. Tulokset olivat normaalijakautuneita myös lajeittain tarkasteltaessa. Kiihtyvyyssanturimenetelmällä arvioidut MAX-hyppy korreloivat myös voimalevyn lentoaikamenetelmän kanssa erittäin merkitsevästi, kun sekä HIK_{MAX} :n että HK_{MAX} :n menetelmien välinen korrelaatio oli pre-tilanteessa 0,98 ($p < 0,001$) ja post-tilanteessa 0,97 ($p < 0,001$).

Kiihtyvyyssanturimenetelmällä saadut HIK_{MAX} - ja HK_{MAX} -tulokset ovat taulukossa 6, jossa hyppykorkeuden keskiarvojen tulokset [cm] on ilmoitettu keskihajontoineen sekä eritelty urheilulajeittain pre- ja post-tilanteissa.

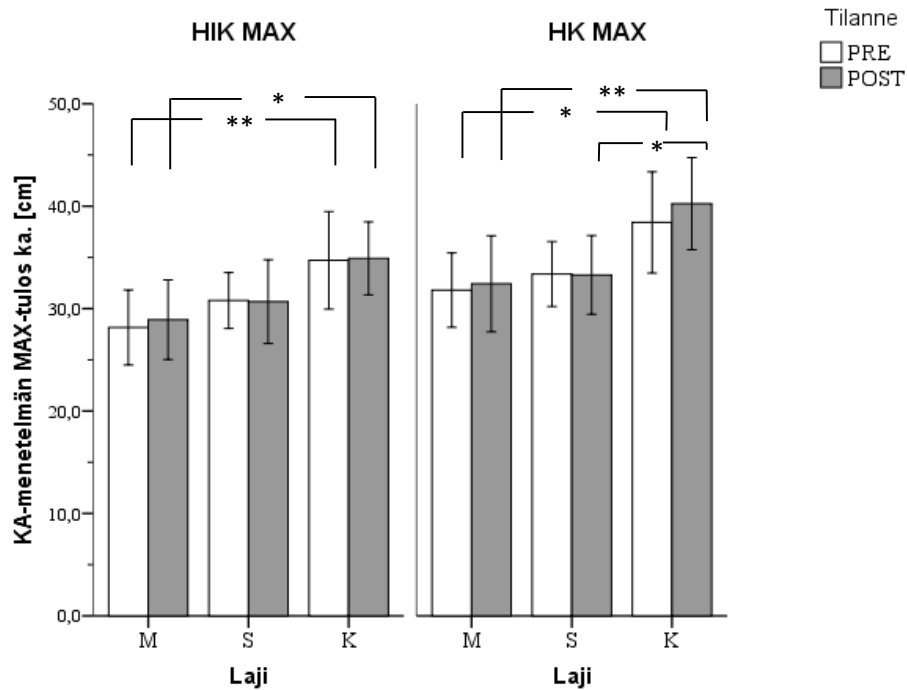
TAULUKKO 6: Kiihtyvyyssanturimenetelmän HIK_{MAX} - ja HK_{MAX} -keskiarvot [cm] keskihajontoineen urheilulajeittain eriteltynä sekä pre- että post-tilanteissa.

Kiihtyvyyssanturimenetelmän ka.	M		S		K	
	Pre	Post	Pre	Post	Pre	Post
HIK_{MAX} [cm]	28,2 ± 5,1	28,9 ± 5,4	30,8 ± 3,8	30,7 ± 5,7	34,7 ± 6,2	34,9 ± 4,6
HK_{MAX} [cm]	31,8 ± 5,1	32,4 ± 6,6	33,4 ± 4,4	33,3 ± 5,4	38,4 ± 6,4	40,2 ± 5,9

M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat ja K = koripalloilijat.

Kiihtyvyyssanturimenetelmän keskiarvoissa ei tapahtunut muutoksia pre- ja post-tilanteiden välillä ja tuloskeskiarvot olivat sekä pre- että post-tilanteessa urheilulajeittain samassa järjestyksessä; koripalloilijat, suunnistajat ja maastopyöräilijät. Kokonaisuutena pre-tilanteen keskiarvo HIK_{MAX} oli 31,1 ($\pm 5,6$) cm ja HK_{MAX} oli 34,4 ($\pm 5,9$) cm sekä post-tilanteen HIK_{MAX} oli 31,4 ($\pm 5,7$) cm ja HK_{MAX} oli 35,2 ($\pm 6,7$) cm. Anturimenetelmän avulla mitattujen kaikkien MAX-hyppyjen keskiarvon keskivirhe vaihteli pre-mittauksissa 1,0–1,1 cm ja post-mittauksissa 1,0–1,2 cm välillä. Kun kaikkia MAX-hyppyjen tuloksia ($n = 116$) tarkasteltiin urheilulajeittain yhdessä, niin maastopyöräilijöiden 30,3 ($\pm 5,7$) cm ja suunnistajien 32,0 ($\pm 4,9$) cm tulokset eivät eronneet toisistaan, mutta koripalloilijoiden 37,1 ($\pm 6,1$) cm tulokset olivat erittäin merkitsevästi muita lajeja parempia ($p < 0,001$).

Kiihtyvyyssanturimenetelmän HIK_{MAX} - ja HK_{MAX} -korkeustulosten jatkotarkastelua pre- ja post-tilanteiden välillä on esitetty urheilulajeittain kuvassa 10.



KUVA 10: Kiihtyvyyssanturimenetelmän HIK_{MAX} ja HK_{MAX} pre- ja post-tilanteissa lajeittain (M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat ja K = koripalloilijat).

Lajien väliset erot olivat pre-tilanteessa merkitseviä maastopyöräilijöiden ja koripalloilijöiden välillä sekä HIK :ssa ($p = 0,009$) että HK :ssa ($p = 0,012$). Samoin post-tilanteessa erot olivat merkitseviä maastopyöräilijöiden ja koripalloilijöiden välillä HIK :ssa ($p = 0,021$) ja HK :ssa ($p = 0,008$). Lisäksi post-tilanteen HK :ssa havaittiin merkitsevä ero myös suunnistajien ja koripalloilijöiden välillä ($p = 0,017$).

Korkeustulosmuutosten varianssianalyysi ANOVA-menetelmällä osoitti, että kuormituksen aiheuttamat muutokset eri urheilulajeissa eivät olleet merkitseviä HIK :ssa ($p = 0,605$) eikä HK :ssa ($p = 0,166$). Tulosmuutoksissa ei havaittu eroja eri urheilulajien välillä. Suunnistajien ja koripalloilijöiden välinen ero HK :n tulosmuutoksessa oli absoluuttisesti suurin, mutta sekään ei ollut merkitsevä ($p = 0,62$).

7.4 Kolmen eri arviointimenetelmän vertailun tulokset

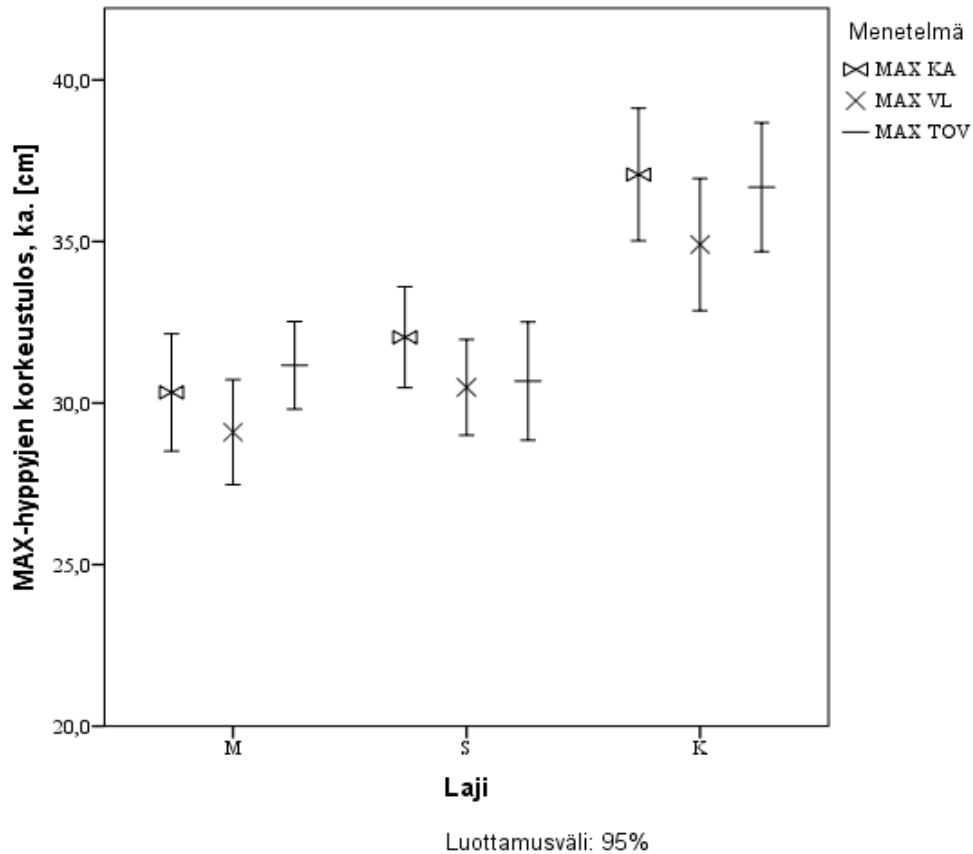
MAX-hyppyjen tulokset ($n = 116$) arvioitiin kolmella eri menetelmällä; kiihtyvyyssanturimenetelmällä (MAX_{KA}), voimalevyttä lentoaikamenetelmällä (MAX_{VL}) ja voimalevyttä lähtönopeusmenetelmällä (MAX_{TOV}). Kaikilla menetelmillä saadut tulokset olivat normaalijakautuneita kokonaisuutena tarkasteltaessa. Lajikohtaisessa tarkastelussa maastopyöräilijöiden HK_{MAX} -tulokset eivät olleet normaalijakautuneita voimalevyn lähtönopeusmenetelmällä pre-tilanteen osalta.

Kolmella eri menetelmällä saadut HIK_{MAX} :n ($n = 58$) ja HK_{MAX} :n ($n = 58$) tulokset sekä niiden yhdistelmän ($n = 116$) keskiarvot, keskihajonnat sekä keskivirheet ovat esitettyinä taulukossa 7.

TAULUKKO 7: Kaikkien tutkittavien kaikki MAX-hypyt ($n = 116$) kolmella eri menetelmällä arvioituna (MAX_{KA} , MAX_{VL} ja MAX_{TOV}).

	HIK_{MAX} (n = 58)			HK_{MAX} (n = 58)			MAX yht. (n = 116)		
	ka.	kh.	kv.	ka.	kh.	kv.	ka.	kh.	kv.
MAX_{KA} [cm]	31,2	5,61	,74	34,8	6,26	,82	33,0	6,17	,57
MAX_{VL} [cm]	29,9	5,23	,69	32,8	5,93	,78	31,4	5,76	,53
MAX_{TOV} [cm]	31,8	5,70	,75	33,6	6,03	,79	32,7	5,91	,55

Kaikkien MAX-hyppyjen ($n = 116$) korkeustulokset ovat kuvan 11 kuvaajassa, jossa kolmen eri menetelmän avulla saadut tulokset ovat urheilulajeittain 95 % - luottamusvälillä. Menetelmien avulla saatujen tulosten välillä ei ole merkitseviä eroja.



KUVA 11: Kolmella eri menetelmällä saadut MAX ka. -tulokset jaoteltuna urheilulajeittain (M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat ja K = koripalloilijat) 95 % -luottamusvälillä. Vastaavat numeeriset arvot ovat taulukossa 7 vertailun havainnollistamisen parantamiseksi.

Kolmen eri menetelmän väliset korrelaatioanalyysin tulokset kaikista MAX-tuloksista (n = 116) on esitetty taulukossa 8. Kaikilla kolmella eri menetelmällä arvioitujen MAX-tulosten välinen korrelaatio oli suuri ja korrelaatiot olivat kaksisuuntaisesti erittäin merkitseviä ($p < 0,001$).

TAULUKKO 8: Kaikkien MAX-hyppyjen (n = 116) korkeustulosten Pearsonin korrelaatioanalyysin tulokset eri menetelmien välillä olivat erittäin merkitseviä ($p < 0,001$).

	MAX _{KA}	MAX _{VL}	MAX _{TOV}
MAX _{KA}	1	,98	,88
MAX _{VL}	,98	1	,88
MAX _{TOV}	,88	,88	1

7.5 Jalkavoimat penkissä

MVC-testien tulokset [N] jalan ojennuksesta ja koukistuksesta urheilulajeittain pre- ja post-tilanteista ovat taulukossa 9. Ojennuksen yhteistulos laski merkitsevästi 82,9 N ($p = 0,007$), mutta koukistuksen yhteistulos ei muuttunut. Suunnistajien MVC_{ext} laski 101,6 N ($p = 0,006$) ja MVC_{flex} vastaavasti 83,4 N ($p = 0,045$). Maastopyöräilijöiden ja koripalloilijoiden MVC-tulokset eivät muuttuneet. Koukistuksessa koripalloilijoiden ja suunnistajien välinen tulosmuutos oli merkitsevä ($p = 0,034$). Maastopyöräilijät eivät suorittaneet koukistusta. MVC_{flex} - ja MVC_{ext} -muutokset eivät korreloineet keskenään eivätkä hyppikorkeuden muutosten tai painon muutosten kanssa.

TAULUKKO 9: MVC-suoritukset [N] jalan koukistuksesta (MVC_{ext}) ja ojennuksesta (MVC_{flex}) pre- ja post-tilanteissa urheilulajeittain sekä suoritusten yhteistulokset.

	M		S		K		Yht.	
	ka.	kh.	ka.	kh.	ka.	kh.	ka.	kh.
MVC_{ext} pre [N]	970,7	85,0	1014,0	187,8	1124,1	229,7	1033,2	181,4
MVC_{ext} post [N]	921,2	190,6	912,4	212,2	1025,0	218,1	950,4	205,8
MVC_{ext} -muutos [N]	-49,6	150,7	-101,6*	90,6	-99,1	210,4	-82,9*	152,3
MVC_{flex} pre [N]			306,2	182,7	222,8	51,1	259,3	128,8
MVC_{flex} post [N]			222,8	129,6	224,2	59,0	223,6	92,6
MVC_{flex} -muutos [N]			-83,4* [#]	87,6	1,5 [#]	56,7	-35,7	81,7

M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat ja K = koripalloilijat, Yht. = yhteistulokset, * = merkitsevä muutos ja [#] = merkitsevä ero suunnistajien ja koripalloilijoiden välillä.

7.6 Hyppyjen tehot

Kaikkien pre- ja post-tilanteiden HIK_{MAX} -suoritusten tehon keskiarvot ja huipputehot sekä niiden muutokset ovat taulukossa 10. HIK_{MAX} :n yhteistuloksissa keskitehot eivät muuttuneet ($p = 0,177$), mutta huipputehon muutokset olivat merkitseviä ($p = 0,002$). Lajikohtaisia eroja havaittiin vain huipputehossa, kun koripalloilijoiden huipputehon keskiarvon muutos suunnistajiin verrattuna oli 244 Nm/s ($p = 0,044$) ja maastopyöräilijöiden muutos suunnistajiin verrattuna oli 273 Nm/s ($p = 0,022$).

TAULUKKO 10: HIK_{MAX}:n keskiarvoteho ja huipputeho pre- ja post-tilanteissa sekä niitä vastaavat tehomuutokset urheilulajeittain eriteltynä sekä kaikkien urheilijoiden yhteistulokset.

HIK MAX-hyppyjen tehot [Nm/s]	M		S		K		Yht.	
	ka.	kh.	ka.	kh.	ka.	kh.	ka.	kh.
Pre ka.	1174	315	1242	236	1716	381	1366	387
Post ka.	1302	283	1268	260	1717	289	1419	336
Tehon ka.:n muutos	129	137	26	162	1	298	53	207
Pre huipputeho	1864	375	1736	340	2671	546	2071	582
Post huipputeho	2140	424	1738	341	2917	687	2242	687
Huipputehon muutos	275	200	2 ^{##}	270	246	281	172*	273

M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat, K = koripalloilijat, Yht. = yhteistulokset, * = merkitsevä muutos ja ^{##} = merkitsevä ero muihin lajeihin verrattuna.

Kaikki HK_{MAX}-suoritusten tehon arvot ovat vastaavasti taulukossa 11. Yhteistuloksissa ei havaittu muutoksia tehon keskiarvoissa ($p = 0,717$) tai huipputehoissa ($p = 0,118$).

TAULUKKO 11: HK_{MAX}:n keskiarvoteho ja huipputeho pre- ja post-tilanteissa sekä niitä vastaavat tehomuutokset urheilulajeittain eriteltynä sekä kaikkien urheilijoiden yhteistulokset.

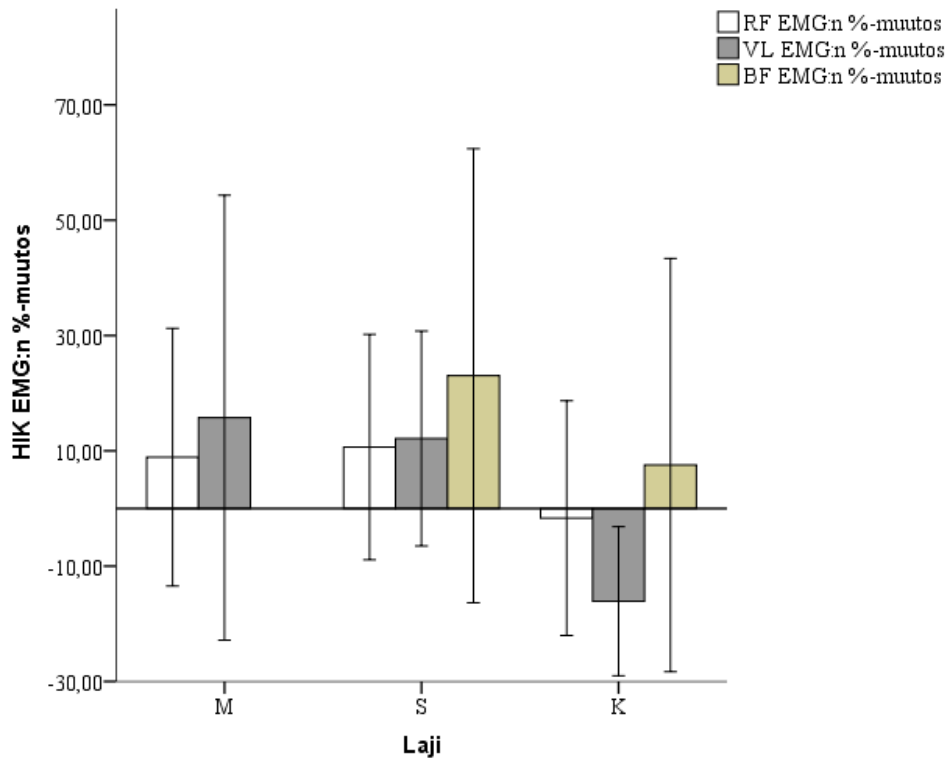
HK MAX-hyppyjen tehot [Nm/s]	M		S		K		Yht.	
	ka.	kh.	ka.	kh.	ka.	kh.	ka.	kh.
Pre ka.	1829	469	1693	317	2333 ^{##}	294	1939	451
Post ka.	1937	486	1685	236	2268	402	1953	445
Tehon ka.:n muutos	108	154	-8	201	-65	250	14	209
Pre huipputeho	2242	544	2426	434	3009 ^{##}	527	2543	585
Post huipputeho	2300	508	2262	438	2845 ^{##}	339	2456	498
Huipputehon muutos	58	176	-164	360	-164	279	-87	292

M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat, K = koripalloilijat, Yht. = yhteistulokset ja ^{##} = merkitsevä ero muihin lajeihin verrattuna.

Hyppytehojen vertailussa koripalloilijoilla oli muita lajeja merkitsevästi ($p < 0,05$) suuremmat keski- ja huipputehot kaikissa muissa tilanteissa paitsi vertailtaessa HK:n post-tilanteen keskitehoa.

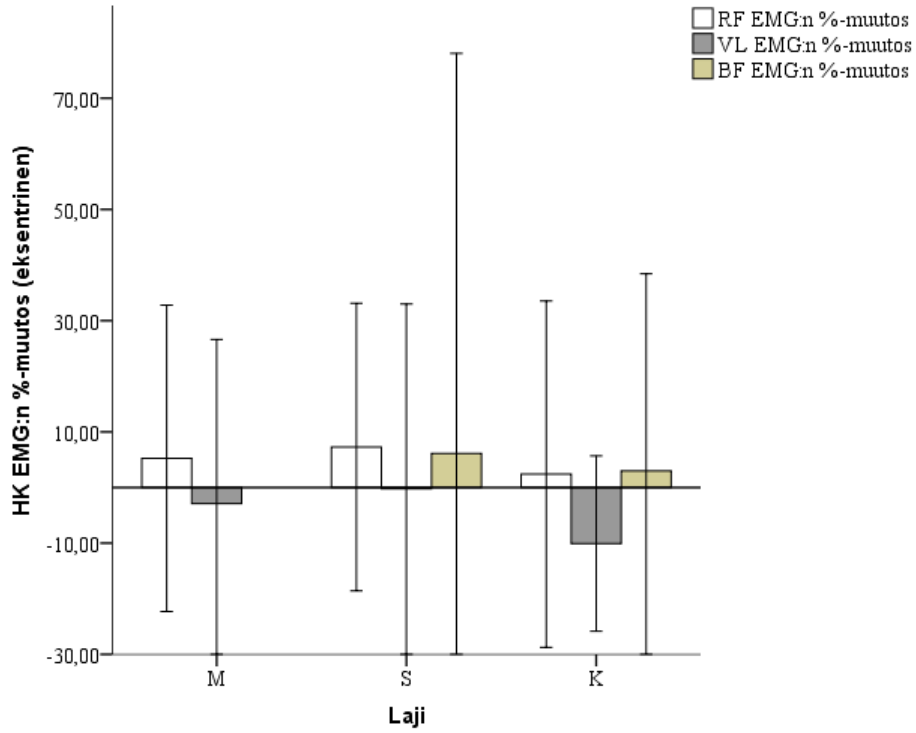
7.7 Lihasaktiivisuuden sEMG tulokset

HIK:n lihasaktiivisuuksien prosentuaaliset muutokset pre- ja post-tilanteiden välillä ovat kuvan 12 kuvaajassa. Prosentuaalisissa RF_{EMG} , VL_{EMG} , ja BF_{EMG} muutoksissa ei havaittu lajien välisiä eroja, mutta HIK_{MAX} -lihasaktivaation muutoksia tarkasteltaessa RF_{EMG} ja VL_{EMG} muutokset korreloivat keskenään merkitsevästi ($r = 0,431$, $p = 0,022$).

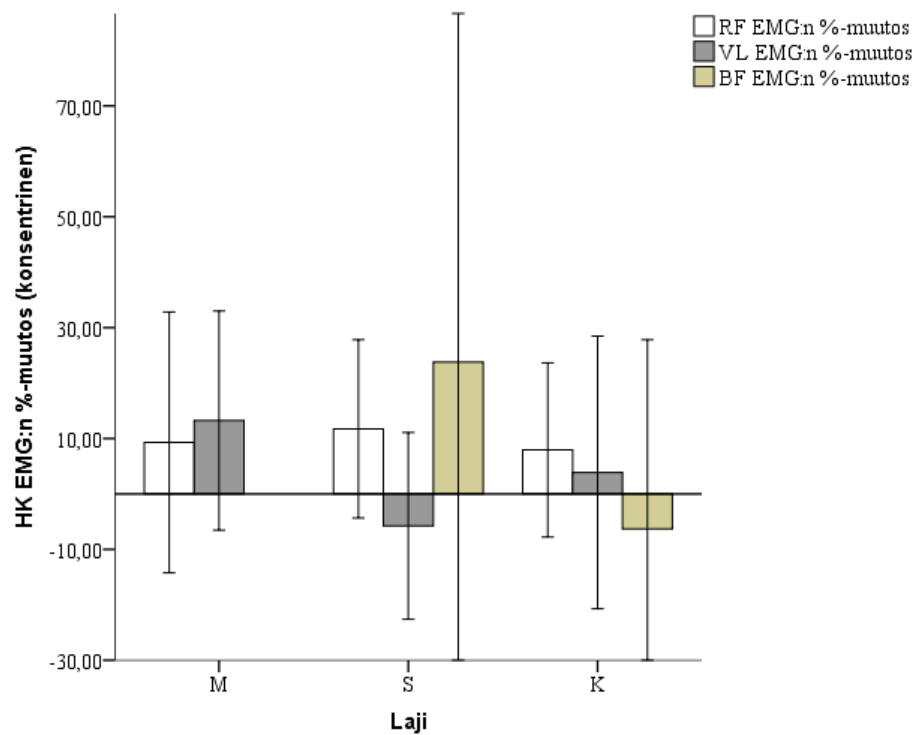


KUVA 12: Prosentuaaliset HIK_{EMG} -muutokset pre- ja post-tilanteiden välillä lajeittain. M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat ja K = koripalloilijat.

HK:n aikaisen suorituksen RF_{EMG} , VL_{EMG} , ja BF_{EMG} prosentuaaliset muutokset eksentrisestä vaiheesta ovat kuvassa 13 ja vastaavasti konsentrisestä vaiheesta kuvassa 14. Niissä ei havaittu kuormituksesta aiheuttamia muutoksia.



KUVA 13: Eksentrisen vaiheen HK_{EMG} :n prosentuaaliset muutokset pre- ja post-tilanteiden välillä urheilulajeittain. M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat ja K = koripalloilijat.



KUVA 14: Konsentrisen vaiheen HK_{EMG} :n prosentuaaliset muutokset pre- ja post-tilanteiden välillä urheilulajeittain. M = maastopyöräilijät, S = suunnistajat ja K = koripalloilijat.

7.8 Voimantuottoajan tulokset

MAX-hyppyjen pre- ja post-tilanteiden väliset voimantuottoajan muutokset [ms] ovat taulukossa 12. Taulukossa on HIK:n RFD_{HIK} -muutos ja HK:n eksentrisen osan RFD_{eks} -muutos sekä konsentrisen osan RFD_{kon} -muutokset urheilulajeittain eriteltynä sekä yhteistuloksena.

TAULUKKO 12: Voimantuottoajan muutokset [ms]: HIK:n RFD_{HIK} -muutos ja HK:n eksentrisen osan RFD_{eks} -muutos sekä konsentrisen osan RFD_{kon} -muutos urheilulajeittain.

Urheilulaji	HIK_{MAX}		HK_{MAX}		HK_{MAX}	
	RFD_{HIK} -muutos [ms]		RFD_{eks} -muutos [ms]		RFD_{kon} -muutos [ms]	
	ka.	kh.	ka.	kh.	ka.	kh.
Maastopyöräilijät	-42 [#]	60	17	65	-8	29
Suunnistajat	-15	49	7	58	10	28
Koripalloilijat	27 [#]	53	55	101	21	41
Yhteistulokset	-12	60	25	76	7	34

[#] = merkitseviä ero maastopyöräilijöiden ja koripalloilijoiden välillä.

Voimantuottoajan yhteistulokset eivät olleet merkitseviä. HIK_{MAX} voimantuottoajan muutoksissa havaittiin urheilulajien välisiä merkitseviä eroja ($p = 0,033$). Maastopyöräilijöiden ja koripalloilijoiden välisessä vertailussa voimantuottoajan muutokset olivat merkitseviä ($p = 0,010$). HK:n voimantuottoaikojen muutoksissa RFD_{eks} ja RFD_{kon} ei havaittu urheilulajien välisiä merkitseviä eroja.

8 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää hyppääjän kenkään kiinnitettävän kiihtyvyysanturin sekä voimalevyn avulla suoritettavien hyppykorkeuden arviointimenetelmien vastaavuutta kahdessa erilaisessa vertikaalihypyssä (HIK ja HK). Tutkimuksessa selvitettiin myös lajikohtaisen kuormituksen vaikutuksia vertikaalihyppäämiseen kolmen eri urheilijaryhmän avulla. Lisäksi tutkittiin miten erilaiset hyppäämiseen liittyvät ominaisuudet muuttuvat kuormituksen jälkeen ja miten ne vaikuttavat lihasaktiivisuuteen ja hyppäämisen voimantuottoon sekä hyppytehoon.

8.1 Menetelmien vertailua

Voimalevymenetelmiä oli käytetty HIK:n ja HK:n hyppykorkeuden ja -tehojen arvioinnin referenssimenetelminä eri tutkimuksissa (Major 1998; Linthorne 2001; Walsh 2006; Moir 2008) aikaisemmin. Vastaavien voimalevymenetelmien käyttäminen oli perusteltua myös kiihtyvyysanturimenetelmän vertailuun. Voimalevymenetelmiä käytettiin hyppääjän kenkään jalkapöydän päälle kiinnitettävän kiihtyvyysanturin käyttöön perustuvan menetelmän varmentamiseen. Menetelmän käyttäminen myös hyppytutkimukseen oli suotavaa, koska kyseistä kiihtyvyysanturimenetelmää ei ole aikaisemmin hyödynnetty HIK- ja HK-hyppytutkimuksissa. Hyppykorkeuden yhteys hyppääjän lentoaikaan (Bosco ym. 1983; Waller 2011) ja kiihtyvyysantureiden soveltuvuus hyppyjen korkeuden arviointiin on osoitettu aiemmin (Picerno ym. 2011). Mainitut tutkimukset olivat linjassa tämän tutkimusten tuloksiin ja havaintoihin.

Vertailemalla kiihtyvyysanturi- ja voimalevymenetelmällä arvioituja HIK:n ja HK:n tuloksia keskenään havaittiin, että menetelmien välinen korrelaatio oli kaikkien hyppyjen osalta molemmilla hyppy tavoilla erittäin merkitsevä. Kaikkien hyppyjen osalta parittaiset eroavuudet olivat mukaan HIK:ssa 1,4 ($\pm 1,2$) cm ja HK:ssa 1,5 ($\pm 1,3$) cm keskivirheen ollessa 0,1 cm. Menetelmien välinen erittäin merkitsevä tulosparien korrelaatio ($r = 0,98$) myös osoitti, että hyppykorkeuden arviointimenetelmät vastasivat hyvin toisiaan lähes kaikkien tutkimuksessa suoritettujen hyppyjen osalta. Saadut

tulokset vastasivat tarkkuudeltaan aikaisempia voimalevyn lentoaikamenetelmään perustuvia tutkimuksia (Aragon-Vargas 2000; Moir 2008).

Urheilijan kuormituksella ei havaittu olevan vaikutusta kiihtyvyyssanturi- ja voimalevymenetelmillä arvioituihin hyppykorkeustuloksiin. Tämä todettiin vertailemalla kaikkien kuuden testihypyn tuloksia pareittain pre-tilanteessa levänneenä ja post-tilanteessa kuormituksen jälkeen. Kaikkien kuuden hypyn osalta eri menetelmien väliset parilliset tulokset korreloivat erittäin merkittävästi sekä pre- että post-tilanteessa ($r = 0,97-0,99$). Pitkäkestoisella rasituksella on aikaisemmin havaittu tätä tutkimusta selkeämpiä kuormitusvaikutuksia mm. vertikaalihyppykorkeudessa (Robineau ym. 2012) ja hermoston toiminnassa (Avela & Komi 1998).

Kiihtyvyyssanturi- ja voimalevymenetelmillä analysoitujen yksittäisten tulosten sisäinen korrelaatio (ICC SM) oli 0,95 sekä HIK:ssa että HK:ssa erittäin merkittävä, mikä oli osoitus menetelmien toimivuudesta sekä menetelmien välisestä hyvin pienestä sisäisestä mittausvaihtelusta. Tätä myös havainnollistettiin hyppykorkeustulosten Bland & Altman -kuvaajien avulla sekä HIK:ssa että HK:ssa. Kuvaajista voitiin todeta, että lähes kaikki tulokset olivat luottamusvälillä muutamia poikkeuksia lukuun ottamatta. Nämä saattavat liittyä hyppysuorituksen biomekaniikkaan tai lähtö- ja alastuloasentojen välisiin eroihin, joita pidetään tärkeinä parametreina hyppykorkeuden arvioimiseksi (Vanezis & Lees 2005). Toisaalta kuvaajista voitiin myös havaita, että molemmissa tapauksissa hyppytulosten erotuksien keskiarvot olivat nollassa alapuolella sekä tuloshajonta näiden mukainen. Tämä voi myös olla osoitus verraten hyvästä mittaustarkkuudesta. Hyppykorkeuden arviointimenetelmien vastaavuutta havainnollistettiin myös regression avulla, joissa HIK:n ja HK:n regressiot olivat lähes samat ($r^2 = 0,96$). Tulosten todettiin jakautuvan niin HIK:ssa kuin HK:ssakin erittäin merkittävästi regressioyhtälöitä vastaavien suorien luottamusvälille. Yhdessä nämä sisäisen korrelaation ja regression tulokset osoittivat kiihtyvyyssanturi- ja voimalevymenetelmien toimivuuden ja erittäin pienen mittausvaihtelun, mutta toisaalta tutkimuksessa voitiin havaita myös pieni systemaattinen virhe menetelmien välillä. Menetelmien väliset systemaattiset erot ovat hyvin tyypillisiä hyppykorkeutta arvioitaessa, koska mittalaitteissa esiintyvien taajuusvaikutusten ja ohjelmistoissa

esiintyvien vakioiden vaikutuksia ei yleensä kyetä kokonaan poistamaan (Street ym. 2001).

MAX-hyppyjen valintakriteereinä käytettiin kiihtyvyyssanturin avulla saatuja parhaita hyppykorkeuden tuloksia edellä osoitetun kiihtyvyyssanturi- ja voimalevymenetelmien vastaavuuden perusteella. Lisäksi tutkimuksen $HIK_{MAX:n}$ ja $HK_{MAX:n}$ hyppytekniikan varmentamiseen käytetty videotarkastus yhdessä voimalevyltä saadun voima-aikakäyrän tarkastelun kanssa luultavasti varmisti oikean hyppytekniikan pelkkää silmähavainnointia paremmin. Kiihtyvyyssanturimenetelmä korreloi niin $HIK:ssa$ kuin $HK:ssakin$ (0,97–0,98) erittäin merkitsevästi voimalevyn lentoaikamenetelmän kanssa, mikä osoitti kiihtyvyyssanturimenetelmän käyttökelpoisuuden myös MAX-tarkastelussa.

MAX-hyppyjen kiihtyvyyssanturimenetelmän korrelaatio oli hieman suurempi voimalevymenetelmän hyppääjän lentoaikaan ($r = 0,98$) kuin lähtönopeuteen ($r = 0,88$) perustuvassa vertailussa. Toisaalta voimalevyn lähtönopeusmenetelmään tehdyssä korrelaatiovertailussa kiihtyvyyssanturimenetelmän ja voimalevyn lentoaikamenetelmän välillä ei havaittu eroa ($r = 0,88$). Kaikkien MAX-hyppyjen tulokset sekä niiden kuvaaja tukivat näkökulmaa, että tutkimuksessa oli kiihtyvyyssanturimenetelmän ja voimalevyn lentoaikamenetelmän välillä pieni systemaattinen virhe. Samankaltaista virhettä ei voitu havaita voimalevyn lähtönopeusmenetelmään verrattuna.

Tutkimusmenetelmissä hyödynnettiin paljon digitaalitekniikkaa ja myös ohjelmoinnin avulla pyrittiin vähentämään manuaalisen työn aiheuttamia virheitä. Tämä osoittautui hyväksi ratkaisuksi, koska kaikkien HIK - ja HK -tulosten keskiarvojen keskivirheet jäivät verraten pieniksi. Lisäksi $HIK:n$ ja $HK:n$ erittäin merkitsevistä tuloksista voidaan havaita, että voimalevy- ja kiihtyvyyssanturimenetelmän parittaiset eroavuudet olivat hyppykorkeuden suhteen pieniä 1,4–1,5 cm ja keskiarvojen keskivirheet 0,1 cm. Täten voidaan todeta, että virheiden minimoinnissa onnistuttiin hyvin inhimillisiä mittaustilannevirheitä lukuun ottamatta. Kaikista tutkimuksen HIK - ja HK -suorituksista kiihtyvyyssanturimenetelmällä arvioidut tulokset olivat hyvin linjassa aikaisempiin vastaaviin hyppykorkeuden arviointimenetelmien tutkimuksiin (Moir 2008; Samozino ym. 2008; Picerno ym. 2011).

8.2 Hyppyn lajikohtaiset kuormitusvaikutukset

Lajien välisessä kiihtyvyyssanturimenetelmällä arvioitujen kaikkien MAX-tulosten välisessä vertailussa koripalloilijat hyppäsivät merkittävästi korkeammalle ($37,1 \pm 6,1$ cm) kuin suunnistajat ($32,0 \pm 4,9$ cm) ja maastopyöräilijät ($30,3 \pm 5,7$ cm). Vastaavia tuloksia oli saatu aikaisemmissa tutkimuksissa, joissa hyppytestejä tekivät mm. koripalloilijat (Smilios ym. 2005), suunnistajat (Hébert-Losier ym. 2014) ja pyöräilijät (Stone ym. 2004). Näin voidaan todeta, että tutkimusryhmiin valitut maastopyöräilijät, suunnistajat ja koripalloilijat edustivat verraten hyvin omaa lajiaan ja näin soveltuivat HIK- ja HK-hyppykorkeuden arviointimenetelmien sekä kuormitusvaikutusten tutkimiseen. Pre-hyppytuloksista sekä MVC-testien pre-tuloksista olikin havaittavissa urheilijoiden lajinomainen tausta verraten hyvin ilman kuormitusvaikutuksia. Lisäksi oikean jalan MVC_{ext}:n osalta järjestys oli sama kuin hyppyjen lähtötilanteessa, mutta muissa MVC:n tuloksissa oli osittaista vaihtelua post-tilanteessa. Järjestys oli sama myös hyppytulojen vertailussa, jossa koripalloilijoilla oli muita lajeja merkittävästi suuremmat keski- ja huipputehot lähes kaikissa tilanteissa.

Kiihtyvyyssanturimenetelmän avulla saatujen MAX-hyppytulosten vertailussa post-tilanteessa hyppyjen paremmuusjärjestys oli edelleen sama, mutta maastopyöräilijöiden ja suunnistajien erot olivat hieman tasaantuneet, vaikka merkittäviä hyppyjen tulosmuutoksia pre- ja post-tilanteiden välillä ei tapahtunutkaan lajeittain vertailtaessa. Koripalloilijoiden ja suunnistajien välinen HK-vertailun tuloserot ei kasvanut merkitsevästi. Pre- ja post-tilanteiden välinen MAX-hyppytulosten vertailu urheilulajeittain myös osoittaa, että maastopyöräilijöiden ja koripalloilijoiden väliset tuloserot olivat merkitseviä HIK:n lähtötilanteessa. Kuormituksen jälkeisessä tilanteessa tuo ero ei ollut HIK:ssa enää merkitsevä, eli maastopyöräilijät pienensivät lajien välisiä suoritustasoeroja HIK:ssa. HK:n osalta tilanne oli päinvastainen ja koripalloilijat erosivat kuormituksen jälkeisessä tilanteessa edukseen sekä maastopyöräilijöiden että suunnistajien suhteen. Kuormituksen vaikutukset suorituskykyominaisuuksiin olivat vähäisiä, joka on selitettävissä väsytyksen jälkeisen pitkähkön palautusvaiheen johdosta. Erot voisivat johtua hyppyyn osallistuvien lihasten suorituskykyominaisuuksista, kuten aikaisemmissa tutkimuksissa (Robineau ym. 2012; Vanezis & Lees 2005) on osoitettu.

Koripalloilijat saattoivat palautua testin aikana myöhemmin suoritettuun HK-hyppyyn nopeammin kuin muut urheilijat, tai mahdollisesti kokonaiskuormitus saattoi koripalloilijoilla olla suhteellisesti kevyempi kuin maastopyöräilijöillä tai suunnistajilla. Tulokset selittyvät yhdessä lajinomaisen taustan kanssa osaksi toisistaan hieman poikkeavan kuormitusvaikutuksen sekä palautumisen yhteisvaikutuksen avulla. Tulee myös muistaa, että HK on koripalloilijoille erittäin lajinomainen suoritus, ja on hyvin todennäköistä, että heidän hyppytekniikkansa on parempi maastopyöräilijöihin ja suunnistajiin verrattuna myös kuormituksen jälkeen (Richter ym. 2012).

8.3 Suorituskykytekijöiden muutokset

Pre- ja post-tilanteiden välinen kuormitus ei aiheuttanut merkittäviä tulosmuutoksia eri urheilulajien välillä HIK:ssa tai HK:ssa. Kuormitus kuitenkin aiheutti muutoksia hyppyyn liittyvissä suorituskykytekijöissä sekä muissa hypyn osatekijöissä, jotka voivat selittää joitakin hyppyihin liittyviä eroja. Koripalloilijat myös hyppäsivät korkeammalle molemmilla hyppy tavoilla, koska koripalloilijoiden hyppyjen keskiteho ja tehon huippuarvot olivat pääsääntöisesti muita lajeja merkittävästi suuremmat. Vastaava hyppyjen tehon ja korkeuden riippuvuus oli havaittu myös aikaisemmin koripalloilijoita tutkittaessa (Delextrat & Cohen 2008).

Kuormituksen aiheuttamat tehomuutokset sen sijaan olivat merkitseviä ainoastaan HIK:ssa, jossa tehomuutokset saattavat selittää suunnistajien tulosmuutosta verrattuna koripalloilijoihin sekä maastopyöräilijöihin. Lisäksi havaittiin, että kaikki keskitehon ja tehon huippuarvojen muutokset olivat hieman positiivisia HIK:ssa, mutta HK:ssa ainoastaan maastopyöräilijöiden tehojen muutokset olivat positiivisia. Nämä erittäin pienet tehomuutosten olivat jokseenkin odotettavia; olivathan aikaisemmin mainitut hyppykorkeuden muutokset myös pieniä. Hyppytehojen arviointi oli haasteellista ja aikaisemmissakin tutkimuksissa (Linthorne 2001; Samozino ym. 2008) on saatu vaihtelevia tuloksia. Koska kuormituksen aiheuttaneen painon putoamisen havaittiin korreloivan merkitsevästi HK:n tulosmuutoksen kanssa, niin koripalloilijoiden painon putoaminen voi osaltaan myös selittää HK:n hyppykorkeuden muutoksia. Massaltaan kevyempi hyppääjä pääsee samalla hyppyteholla korkeammalle kuin raskaampi, mikä

on selitettävissä mekaniikan lakien avulla sekä tutkimuksin (McLellan ym. 2011; Kirby ym. 2011; Delextrat & Cohen 2008).

MVC-testissä jalkavoimat laskivat kuormituksen vaikutuksesta, ja erityisesti ojennustuloksen putoaminen oli merkitsevä. Lisäksi suunnistajien keskiarvot laskivat sekä koukistuksessa että ojennuksessa merkitsevästi. Koukistuksessa suunnistajien tulosmuutos oli myös merkitsevä koripalloilijoihin verrattuna, mikä osaksi saattaa myös selittää koripalloilijoiden hyppyjen tulosparannusta suunnistajiin verrattuna. MVC-testin jalkavoimien muutokset eivät korreloineet hyppyykorkeuden muutosten kanssa. MVC-tulokset kertovat myös lajikohtaisen kuormituksen eroista. Kokonaiskuormitus oli luultavasti suurin suunnistajilla ja pienin koripalloilijoilla. Lisäksi eripituisten tutkittavien sääreen kiinnitetyn voima-anturin ja polvinivelen välisen etäisyyden muodostaman vipuvarren vaikutusta ei huomioitu, joka saattoi vääristää MVC-tuloksia.

RF:n ja VL:n prosentuaaliset lihasaktiivisuuden muutokset korreloivat keskenään molemmilla hyppytavoilla, ovathan ne luonnollisesti etureiden päälihakset hyppäämisessä. Hyppyjen aikaisissa $RF_{EMG:n}$, $VL_{EMG:n}$ ja $BF_{EMG:n}$ prosentuaalisissa muutoksissa ei kuitenkaan havaittu lajien välisiä eroja, mikä osaltaan voi selittää sen, että korkeuden tulosmuutoksissakaan ei havaittu lajien välisiä eroja. Suunnistajien HIK:ssa ja HK:n konsentrisessa vaiheessa havaittiin $BF_{EMG:n}$ prosentuaalinen positiivinen muutos. Tämä kuormituksen jälkeinen takareiden lihasaktiivisuus mahdollisesti hidasti hypyn loppuvaihetta, mikä selittäisi suunnistajien huonontuneita post-tilanteen hyppytuloksia. Pitää myös muistaa, että BF_{EMG} -mittaukseen liittyvän oikean jalan isometrisen koukistuksen polvikulmaa ei kontrolloitu MVC-testien aikana, minkä vuoksi EMG-tuloksissa havaittiin suuria tulosvaihteluita prosentuaalisessa tarkastelussa. MVC-testit tehtiin heti lajinomaisen kuormituksen jälkeen, niin lihasten H^+ -ionien aikaansaama happamuus saattaa vaikuttaa tässä herkemmin MVC-suorituskykyyn kuin hyppäämisen suorituskykyominaisuuksiin (Sahlin 1978; Hogan ym. 1995; Kenney ym. 2012).

Maastopyöräilijöiden ja koripalloilijoiden voimantuottoaikojen muutokset olivat merkitseviä HIK:ssa. Koripalloilijoiden voimantuottoajat pidentyivät ja

maastopyöräilijöillä nopeutuivat HIK:ssa. HK:ssa hypyn loppuvaihe oli maastopyöräilijöillä nopeampi kuin muissa lajeissa. On myös mahdollista, että tutkimukseen osallistuneiden maastopyöräilijöiden ja suunnistajien lihassolujakauma poikkeaa koripalloilijoiden lihassolujakaumasta. Koripalloilijoiden lihassolujakauma oli mahdollisesti räjähtävään voimantuottoon erikoistuneempi nopeiden lihassolujen avulla. Maastopyöräilijöiden ja suunnistajien lihassolujakauma saattoi olla enemmän kestävyysominaisuuksia puoltava hitaiden lihassolutyypin avulla. Kuormituksen jälkeiset MVC-tulokset laskivat kaikilla urheilijoilla sekä tuloserot lisääntyivät hieman kuormituksen jälkeisessä hyppytestissä suosien koripalloilijoita. Energiansaanti ja palautumisnopeus saattavat vaikuttaa yksilöllisesti lihasten KP-varastojen palautumiseen (Billeter & Hoppeler 1992; Nicol 1996).

Urheilijoiden lajikohtainen tausta sekä genomien ohjaama lihassolujakauma voivat selittää lajikohtaisia eroja, maastopyöräilijöillä ja suunnistajilla oli kestävyyslajitausta ja vaikutukset hypyssä tarvittavaan räjähtävään voimantuottoon olivat vähäiset. Koripalloilijoilla väsytyksellä oli mahdollisesti muita lajeja kevyempi tai palautuminen oli nopeaa lajitaustan ansiosta. Urheilijan hyppysuorituskykyyn vaikuttavat monet muutkin tekijät kuin lihasvoima. Yksi vaikuttava tekijä on itse hyppääjän motivaatio tulevaan hyppysuoritukseen ja motivaatio voikin testitilanteesta poiketa kilpailutilanteesta. Muita vaikuttavia tekijöitä ovat hyppytekniikka ja siihen vaikuttava alaraajojen biomekaaninen ajoitus, jolla on todettu olevan vaikutusta hypyn suoritustasoon (Lees ym. 2004). Lisäksi fysiologiset tekijät kuten elimistön energiataso sekä energiensaannin tilanne saattavat vaikuttaa. Toiset urheilijat voivat potea harjoitteluun tai kilpailuun liittyviä väsymystiloja enemmän kuin toiset. Tutkimuksen aikana maastopyöräilijöillä ja suunnistajilla oli menossa kilpailukausi, niinpä he saattoivat olla suhteellisesti rasittuneempia kuin koripalloilijat. Kilpailukaudella palautuminen voi joskus olla hitaampaa, ja se voisi selittää osaltaan heidän suorituskykytekijöiden eroja koripalloilijoihin verrattaessa.

Kiihtyvyyssanturimenetelmää voisi käyttää myös apuvälineenä hyppääjän valmennuksessa. Sopivalla tavalla toteutettuna urheilija voisi hyödyntää menetelmää

myös päivittäisen harjoittelun apuna ja toteutuksen helppokäyttöisyys voisi lisätä käyttömahdollisuuksia kannettavissa laitteissa kuten rannetietokoneissa.

8.4 Johtopäätökset

Tulosten perusteella voidaan todeta, että hyppääjän kenkään kiinnitettävän kiihtyvyysanturimenetelmän sekä voimalevymenetelmiin perustuvien HIK:n ja HK:n hyppykorkeuden arviointimenetelmät vastaavat toisiaan hyvin eri lajien urheilijoilla. Maksimaalisia hyppyjä suoritettaessa kiihtyvyysanturimenetelmä korreloi hieman paremmin voimalevyn lentoaikamenetelmän kuin voimalevyn lähtönopeusmenetelmän kanssa. Lisäksi menetelmien välinen korrelaatio oli aavistuksen parempi HIK:ssa kuin HK:ssa ja menetelmien välillä näytti olevan pieni systemaattinen virhe. Tulokset osoittavat kuitenkin, että kenkään asetettavan kiihtyvyysanturimenetelmän soveltuvan urheilijoiden maksimaalisen hyppykorkeuden arvioimiseen HIK:ssa ja HK:ssa.

Kiihtyvyysanturimenetelmällä saatiin yhtä tarkkoja hyppykorkeustuloksia urheilijan lajista riippumatta ja se toimii hyvin niin palautuneen (ennen väsytystä) kuin kuormittuneenkin (väsytyksen jälkeen) urheilijan suorittamien HIK:n ja HK:n korkeusarviointiin. Menetelmää voi käyttää urheilijoiden suorituskyvyn tutkimukseen ja menetelmällä voidaan havaita urheilijoiden välisiä eroja. Maksimaalista hyppytestausta ajatellen HIK:ta voidaan suositella hyppytestiin tarkkuutensa puolesta. Koska lajien hyppysuoritukset ovat normaalisti dynaamisia HK-suorituksia eikä staattista HIK:iä juurikaan käytetä, olisi suositeltavampaa käyttää HK-testiä lajikohtaisen hyppysuorituskyvyn kartoittamiseen tai seurantaan.

Hyppäämiseen vaikuttavia muita suorituskykyominaisuuksissa ovat reiden jalkavoimat ja lihasten suorituskykyominaisuudet sekä hyppääjän aikaansaamat hyppytehot, jotka korreloivat hyvin hyppykorkeuden kanssa. Lajikohtaiset tulokset olivat hyppyjä vastaavassa järjestyksessä; koripalloilijat, suunnistajat ja maastopyöräilijät. Merkitseviä lajikohtaisia väsymyksen vaikutuksia ei esiintynyt reisilihasten RF:n, VL:n ja BF:n lihasaktivaation prosentuaalisissa muutoksissa.

8.5 Jatkotutkimusehdotukset

Lihasten suorituskykyominaisuudet eivät selitä kaikkia hyppyjen korkeuseroja tai -muutoksia. Nilkka-, polvi- ja lantionkulmat ovat merkityksellisessä asemassa ja niiden vaikutusta kiihtyvyyssanturimenetelmään olisi hyödyllistä tutkia. Nilkan ja jalkapöydän biomekaniikasta saataisiin uutta yksityiskohtaisempaa tietoa ja mahdollisista vaikutuksista hyppyyden korkeuteen voitaisiin tutkia. Anturin sijoittelulla jalkapöydän eri osaan voi myös olla vaikutusta, koska nilkka- ja varvaskulman asennon tutkiminen voisi mahdollisesti antaa lisätietoa lentoon lähdön tai alastulon vaikutuksista. Nilkan pronaation ja supinaation vaikutuksista voitaisiin myös saada lisätietoa uusilla anturitutkimuksilla.

EMG:n muutoksissa havaittiin hajontaa yllättävän paljon, vaikka mittaustulokset suhteutettiin. Tämä asettaa mittausjärjestelyille vaateita. EMG-mittauksissa ei pintaelektrodeja tulisi poistaa mittausten välillä, kuten tässä jouduttiin suunnistajien ja koripalloilijoiden kohdalla tekemään. Pintaelektrodeja ei saada aivan tarkasti samaan kohtaan ja elektrodien siirtymistä voi tapahtua mittaustilanteessakin teippauksesta huolimatta. Myös vaatteet saattavat painaa elektrodeja nopean hyppysuorituksen aikana, mikä voi aiheuttaa lisävirheitä tuloksiin. EMG-elektrodien tutkimusta ja käytettävyyttä olisi syytä parantaa, että saataisiin yhä luotettavampaa tietoa lihasaktiivisuudesta.

Tutkimuksessa todettiin jalkapöydälle sijoitettavan kiihtyvyyssanturin käyttökelpoisuus hyppyyden arvioimiseksi, mutta itse kiihtyvyyssanturiin pohjautuvaan algoritmiin emme tässä tutkimuksessa keskittyneet mitenkään. Erilaisia algoritmeja voitaisiin tutkia ja kehittää edelleen, kenties eri arviointimenetelmien yhdistelmiä voitaisiin hyödyntää anturiteknologian kanssa aivan uudella tavalla niiden mittaustaajuuden kasvaessa. Usean eri algoritmin ja menetelmän yhdistelmällä voitaisiin päästä yhä parempiin tuloksiin. Lisäksi kiihtyvyyssanturimenetelmiä ja voimalevymenetelmiä voitaisiin yhdistellä tarkempien tulosten saamiseksi. Anturiteknologia voi antaa myös uusia matemaattisia mahdollisuuksia, joita tulisi myös tutkia. Näitä voisivat olla nousu ja laskuajan hyödyntäminen. 3D-kiihtyvyyssanturi voi havaita lakipisteessä horisontaalisen nopeuden nollautumisen, jonka suhteen laskentaa voitaisiin kehittää eteenpäin tulevaisuudessa.

9 LÄHTEET

- Abe, T., Kumagai, K. & Brechue, W. F. 2000. Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine and science in sports and exercise* 32 (6), 1125-1129.
- Aragon-Vargas, L. 2000. Evaluation of Four Vertical Jump Tests: Methodology, Reliability, Validity, and Accuracy. *Measurement in Physical Education & Exercise Science* 4 (4), 215-228.
- Asmussen, E. & Mazin, B. 1978. A central nervous component in local muscular fatigue. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 38 (1), 9-15.
- Avela, J. & Komi, P. V. 1998. Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 78 (5), 403-410.
- Avela, J., Kyrolainen, H., Komi, P. V. & Rama, D. 1999. Reduced reflex sensitivity persists several days after long-lasting stretch-shortening cycle exercise. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md.: 1985) 86 (4), 1292-1300.
- Bentley, S. 1996. Exercise-induced muscle cramp. Proposed mechanisms and management. *Sports Med* 21 (6), 409.
- Bigland-Ritchie, B., Dawson, N. J., Johansson, R. S. & Lippold, O. C. 1986. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatigue of human voluntary contractions. *The Journal of physiology* 379, 451-459.
- Billeter, R. & Hoppeler, H. 1992. Muscular basis of strength. *Teoksessa ;:*
- Bobbert, M. F. 1996. Why Is Countermovement Jump Height Greater Than Squat Jump Height. *Medicine and science in sports* 28, 1402-1412.
- Bobbert, M. F. & van Ingen Schenau, G. J. 1988. Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics* 21 (3), 249.
- Bongiovanni, L. G. & Hagbarth, K. E. 1990. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. *J Physiol* 423, 1.
- Bosco, C., Luhtanen, P. & Komi, P. V. 1983. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 50 (2), 273.
- Burke, R. E. 1973. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J Physiol* 234 (3), 723.

- Cavagna, G. A. 1977. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and sport sciences reviews* 5, 89-129.
- Chardonens, J. 2012. Automatic measurement of key ski jumping phases and temporal events with a wearable system. *Journal of sports sciences* 30 (1), 53-61.
- Coyle, E. F., Costill, D. L. & Lesmes, G. R. 1979. Leg extension power and muscle fiber compositions. *Medicine & Science in Sports* 11 (1), 12-15.
- Delextrat, A. & Cohen, D. 2008. Physiological testing of basketball players: toward a standard evaluation of anaerobic fitness. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22 (4), 1066-72.
- Duchateau, J. & Hainaut, K. 1993. Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. *J Physiol* 471, 787.
- Edwards, C., Tod, D. & McGuigan, M. 2008. Self-talk influences vertical jump performance and kinematics in male rugby union players. *Journal of sports sciences* 26 (13), 1459-1465.
- Elvin, N. G. 2007. Correlation between ground reaction force and tibial acceleration in vertical jumping. *Journal of Applied Biomechanics* 23 (3), 180-9.
- Enoka, R. M. 2012. Muscle fatigue – from motor units to clinical symptoms. *Journal of Biomechanics* 45 (3), 427-433.
- Enoka, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement*, s. 116 - 118 kaavat (2-35), (2-36) ja (2-37). (3rd ed. painos) Champaign (IL) : Human Kinetics. Edelliset painokset julkaistu nimellä: *Neuromechanical basis of kinesiology*.
- Enoka, R. M. 1988. *Neuromechanical basis of kinesiology*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Favero, T. G. 1999. Sarcoplasmic reticulum Ca²⁺-release and muscle fatigue. *Journal of applied physiology* 87 (2), 471-483.
- Fox, E. L. & Mathews, D. K. 1974. *Interval training: conditioning for sports and general fitness*. Toronto; Canada: Saunders. Accession Number: SPH22282; Author: Fox, E.L. Author: Mathews, D.K. ; Language: English; Description: 281 p.; Publication Type: Monograph or government document; Update Code: 19981201.
- Freund, H. J., Budingen, H. J. & Dietz, V. 1975. Activity of single motor units from human forearm muscles during voluntary isometric contractions. *J Neurophysiol* 38 (4), 933.
- Friden, J. F., Sjostrom, M. F. & Ekblom, B. 0915. A morphological study of delayed muscle soreness.

- Fukashiro, S. 1987. Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int J Sports Med* 8 Suppl 1, 15.
- Glatthorn, J. F., Gouge, S., Nussbaumer, S., Stauffacher, S., Impellizzeri, F. M. & Maffiuletti, N. A. 2011. Validity and reliability of Optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 25 (2), 556-560.
- Gordon, A. M., Huxley, A. F. & Julian, F. J. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 184 (1), 170.
- Häkkinen, K., Alen, M., Kraemer, W. J., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., Rusko, H., Mikkola, J., Häkkinen, A., Valkeinen, H., Kaarakainen, E., Romu, S., Erola, V., Ahtiainen, J. & Paavolainen, L. 2003. Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. *European journal of applied physiology* 89 (1), 42-52.
- Häkkinen, K. & Komi, P. V. 1981. Lihusvoiman ja voimantuottonopeuden harjoitettavuuteen vaikuttavia tekijöitä maksimaalivoimaharjoittelussa. [Hki]: Suomen valtakunnan urheiluliitto. SVUL:n liikuntatieteellinen julkaisusarja, ISSN 0358-2833; n:o 26.
- Halliday, D., Resnick, R. & Merrill, J. 1988. *Fundamentals of physics*. (3. ed. extended painos) New York: Wiley & Sons.
- Hansen, K. T., Cronin, J. B. & Newton, M. J. 2011. The reliability of linear position transducer, force plate and combined measurement of explosive power-time variables during a loaded jump squat in elite athletes. *Sports Biomechanics* 10 (1), 46-58.
- Harman, E. A. 1990. The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Med Sci Sports Exerc* 22 (6), 825.
- Harman, E. A., Posenstein, M. T., Frykman, P. N., Rosenstein, R. M. & Kraemer, W. J. 1991. Estimation of human power output from vertical jump. *Journal of Applied Sport Science Research* 5 (3), 116-120.
- Harrison, A. J., Keane, S. P. & Cogan, J. 2004. Force-Velocity Relationship and Stretch-Shortening Cycle Function in Sprint and Endurance Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 18 (3), 473-479.
- Haug, E., Sand, O., Sjaastad, Ø V., Toverud, K. C. & Sillman, K. 1995. Ihmisen fysiologia. Porvoo ; Helsinki ; Juva : WSOY. Lisäpainokset: 1.-2. p. 1999. - 1.-3. p. 2007. - 4. p. 2009.
- Hébert-Losier, K., Jensen, K. & Holmberg, H. 2014. Jumping and Hopping in Elite and Amateur Orienteering Athletes and Correlations to Sprinting and Running. *International Journal of Sports Physiology & Performance* 9 (6), 993-999.

- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D. O. 1965. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *J Neurophysiol* 28, 560.
- Hogan, M. C., Gladden, L. B., Kurdak, S. S. & Poole, D. C. 1995. Increased (lactate) in working dog muscle reduces tension development independent of pH. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 27 (3), 371-377.
- Hubley, C. L. 1983. A work-energy approach to determine individual joint contributions to vertical jump performance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 50 (2), 247.
- Karlsson, J., Sjodin, B., Thorstensson, A., Hulten, B. & Frith, K. 1975. LDH isozymes in skeletal muscles of endurance and strength trained athletes. *Acta Physiologica Scandinavica* 93 (2), 150-156.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H. & Costill, D. L. 2012. *Physiology of sport and exercise*. (5th ed. painos) Champaign IL: Human Kinetics.
- Keskinen, K. L., Häkkinen, K., Kallinen, M. & Aho, J. 2007. *Kuntotestauksen käsikirja*. (2. uud. p. painos) Helsinki: Liikuntatieteellinen seura. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu, Kirjoittajat: Jyrki Aho et al.
- Kirby, T. J., McBride, J. M., Haines, T. L. & Dayne, A. M. 2011. Relative Net Vertical Impulse Determines Jumping Performance. *Journal of Applied Biomechanics* 27 (3), 207-214.
- Komi, P. V. 1978. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 10 (4), 261.
- Konrad, P. 2006. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. (Version 1.4 March 2006, ISBN 0-9771622-1-4).
- Kuitunen, S. 2010. *Muscle and joint stiffness regulation during normal and fatiguing stretch-shortening cycle exercise*. University of Jyväskylä.
- Lees, A. 2006. The energetics and benefit of an arm swing in submaximal and maximal vertical jump performance. *J Sports Sci* 24 (1), 51.
- Lees, A., Vanrenterghem, J. & de Clercq, D. 2004. The Maximal and Submaximal Vertical Jump: Implications for Strength and Conditioning. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Allen Press Publishing Services Inc.) 18 (4), 787-791.
- Leppäluoto, J., Kettunen, R., Rintamäki, H., Vakkuri, O., Vierimaa, H. & Lätti, S. 2008. *Anatomia + fysiologia : rakenteesta toimintaan*. Porvoo ; Helsinki : WSOY Oppimateriaalit. Selkänimeke: Anatomia ja fysiologia : rakenteesta toimintaan.
- Linnamo, V., Newton, R. U., Häkkinen, K., Komi, P. V., Davie, A., McGuigan, M. & Triplett-McBride, T. 2000. Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10 (6), 417-424.

- Linthorne, N. P. 2001. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics* 69 (11), 1198-1204.
- MacDougall, J. D., Sale, D. G., Alway, S. E. & Sutton, J. R. 1984. Muscle fiber number in biceps brachii in bodybuilders and control subjects. *Journal of applied physiology* 57 (5), 1399-1403.
- MacKinnon, L. 1994. Current challenges and future expectations in exercise immunology: back to the future. *Med Sci Sports Exerc* 26 (2), 191.
- Maclaren, D. P., Gibson, H., Parry-Billings, M. & Edwards, R. H. 1989. A review of metabolic and physiological factors in fatigue. *Exercise & Sport Sciences Reviews* 17, 29-66.
- Major, J. A. 1998. Design, construction, and validation of a portable one-dimensional force platform. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Allen Press Publishing Services Inc.) 12 (1), 37-41.
- Malinen, J. 2011. Palautteenantojärjestelmä mäkihypyssä.
- Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I. & Cardinale, M. 2004. Reliability and Factorial Validity of Squat and Countermovement Jump Tests. *Journal of Strength & Conditioning Research* (Allen Press Publishing Services Inc.) 18 (3), 551-555.
- Martin, K., Thompson, K. G., Keegan, R., Ball, N. & Rattray, B. 2015. Mental fatigue does not affect maximal anaerobic exercise performance. *European journal of applied physiology* 115 (4), 715-725.
- McArdle, W. D., Katch, F. I. & Katch, V. L. 2010. *Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance*. (7th ed. painos) Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- McLellan, C. P., Lovell, D. I. & Gass, G. C. 2011. The role of rate of force development on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 25 (2), 379-385.
- Meeusen, R., Watson, P. & Dvorak, J. 2006. The brain and fatigue: New opportunities for nutritional interventions? *Journal of sports sciences* 24 (7), 773-782.
- Merletti, R. & Parker, P. 2004. *Electromyography : physiology, engineering, and noninvasive applications T2 IEEE Press series in biomedical engineering*. Hoboken, NJ : Piscataway, NJ : Wiley-Interscience ; IEEE Press.
- Milner-Brown, H. S. & Stein, R. B. 1975. The relation between the surface electromyogram and muscular force. *Journal of Physiology* 246 (3), 549-569.
- Moir, G. L. 2008. Three Different Methods of Calculating Vertical Jump Height from Force Platform Data in Men and Women. *Measurement in Physical Education and Exercise Science* 12 (4), 207-218.

- Newsholme, E. A., Blomstrand, E. & Ekblom, B. 1992. Physical and mental fatigue: Metabolic mechanisms and importance of plasma amino acids. *British medical bulletin* 48 (3), 477-495.
- Nicol, C. 1996. Reduced stretch-reflex sensitivity after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 72 (5-6), 401.
- Pereira, G., Morse, C., Ugrinowitsch, C., Rodacki, A., Kokubun, E. & Fowler, N. 2009. Manipulation of Rest Period Length Induces Different Causes of Fatigue in Vertical Jumping. *International Journal of Sports Medicine* 30 (5), 325-330.
- Picerno, P., Camomilla, V. & Capranica, L. 2011. Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit. *Journal of sports sciences* 29 (2), 139.
- Richter, A., Räßle, S., Kurz, G. & Schwameder, H. 2012. Countermovement jump in performance diagnostics: Use of the correct jumping technique. *European Journal of Sport Science* 12 (3), 231-237.
- Robineau, J., Jouaux, T., Lacroix, M. & Babault, N. 2012. Neuromuscular Fatigue Induced by a 90-Minute Soccer Game Modeling. *Journal of Strength & Conditioning Research (Lippincott Williams & Wilkins)* 26 (2), 555-562.
- Sahlin, K. 1978. Intracellular pH and energy metabolism in skeletal muscle of man. With special reference to exercise. *Acta Physiologica Scandinavica* , 1-56.
- Samozino, P., Morin, J., Hintzy, F. & Belli, A. 2008. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics* 41 (14), 2940-2945.
- Sargent, D. A. 1921. The Physical Test of a Man. *American Physical Education Review* 26 (4), 188-194.
- Sayers, S. P., Harackiewicz, D. V., Harman, E. A., Frykman, P. N. & Rosenstein, M. T. 1999. Cross-validation of three jump power equations. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 31 (4), 572-577.
- Shapiro, S. S. & Wilk, M. B. 1965. An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika* 52 (3-4), 591-611.
- Smilios, I., Piliandis, T., Sotiropoulos, K., Antonakis, M. & Tokmakidis, S. P. 2005. Short-term effects of selected exercise and load in contrast training on vertical jump performance. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association* 19 (1), 135-139.
- Stone, M. H., Sands, W. A., Carlock, J., Callan, S., Dickie, D., Daigle, K., Cotton, J., Smith, S. L. & Hartman, M. 2004. The Importance of Isometric Maximum Strength and Peak Rate-Of-Force Development in Sprint Cycling. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)* 18 (4), 878-884.

- Street, G., McMillan, S., Board, W., Rasmussen, M. & Heneghan, J. M. 2001. Sources of error in determining countermovement jump height with the impulse method. / Sources d 'erreurs dans la mesure du saut vertical avec contre-mouvement par la methode de l 'impulsion. *Journal of Applied Biomechanics* 17 (1), 43-54.
- Vanezis, A. & Lees, A. 2005. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics* 48 (11-14), 1594-1603.
- Viitasalo, J., Raninen, J. & Liitsola, S. 1985. Voimaharjoittelu : perusteet ja käytännön toteutus. [Jyväskylä]: Finntrainer. Lisäpainokset: 2. p. 1987.
- Voigt, M., Simonsen, E. B., Dyhre-Poulsen, P. & Klausen, K. 1995. Mechanical and muscular factors influencing the performance in maximal vertical jumping after different prestretch loads. *Journal of Biomechanics* 28 (3), 293-307.
- Waller, M. A. 2011. Reliability and validity of the Just Jump(RTM) mat countermovement push-up height as a measure of upper-body power. The University of Utah.
- Walsh, M. S. 2006. The validation of a portable force plate for measuring force-time data during jumping and landing tasks. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)* 20 (4), 730-4.
- Williams, C. D., Salcedo, M. K., Irving, T. C., Regnier, M. & Daniel, T. L. 2013. The length-tension curve in muscle depends on lattice spacing. *Proceedings Biological sciences / The Royal Society* 280 (1766), 20130697.
- Zehr, E. P. & Stein, R. B. 1999. What functions do reflexes serve during human locomotion? *Progress in neurobiology* 58 (2), 185-205.
- Zimmerman, D. W. 1997. A Note on the Interpretation of the Paired-Samples "t" Test. *Teacher's Corner. Journal of Educational and Behavioral Statistics* 22 (3), 349.

10 LIITTEET

Liite 1: Informaatiokirje (suunnistajille)

Urheilijan lihasaktiivisuuden ja suorituskyvyn mittaaminen hyppytilanteissa: lihasaktiivisuuden, voimantuoton ja hyppykorkeuden sekä väsymyksen vaikutuksen arviointia.

1. Tutkimuksen perustiedot

Tutkimus liittyy Jyväskylän yliopiston liikuntateknologian koulutusohjelman gradu-työhön, jossa tutkitaan urheilijan lihasaktiivisuuden ja suorituskyvyn mittaamista eri hyppytilanteissa, sekä selvitetään uusia mittaustapoja asian tutkimiseksi. Tutkimukseen osallistuvat eri lajien urheilijat (pyöräilijät, suunnistajat ja koripalloilijat).

Tutkimuksessa on tarkoitus selvittää ja mitata vaikutuksia hyppytilanteisiin ennen ja jälkeen lajinomaista urheilusuoritusta. Pyrkimyksenä on selvittää lihasten normaalia maksimaalista suorituskkyä reisilihasten osalta ennen kuormitusta ja verrata saatuja tuloksia heti kuormituksen jälkeisiin tuloksiin.

Lihasktiivisuudesta saatujen tulosten avulla voidaan myös arvioida kuinka eri lajien vaikutukset näkyvät hyppytuloksissa ja räjähtävässä voimantuotossa ja lisäksi voidaan pohtia eri lajien vaikutusta itse hyppysuoritukseen. Lisäksi mahdollisesti voidaan myös suorittaa vertailuja eri lajien välillä palautumisen kannalta.

2. Koehenkilöiden valintaperusteet

Tutkimukseen valitaan n. 18 - 40-vuotiaita terveitä ja vapaaehtoisia miehiä ja naisia, jotka ovat omassa lajissaan keskivertoa parempaa tasoa. Koehenkilöiden määrän kasvaessa suureksi valintaan saattaa vaikuttaa urheilijoiden menestyminen. Jokainen on vapaa kieltäytymään mittauksista ja osallistumisesta tutkimukseen missä tahansa tutkimuksen vaiheessa. Mikäli tutkijat havaitsevat, että koetilanteesta saattaa olla terveydellistä haittaa koehenkilölle, he voivat myös keskeyttää tutkimuksen tarvittaessa.

3. Tutkimuksessa tehtävät mittaukset

Kaikki koehenkilöille suorittavat mittaukset tehdään sisätiloissa Jyväskylän yliopiston mittausvälineillä ja menetelmillä. Mittaukset kestävät valmisteluineen arviolta 10 - 15 min sekä ennen että jälkeen kuormituksen (esim. suunnistus) ja mittauksissa tehdään lihasaktiivisuusmittauksia (EMG) sekä voimamittauksia.

Tutkimuksessa mitataan agonisti/synergisti-lihasparia reiden etupinnalta ja mahdollisesti osassa mittauksia suoritetaan mittauksia agonisti/antagonisti-lihasparia reiden takapinnalta. Tutkimuksessa mitataan myös lihasvoimia maksimaalisesta jalan ojennuksesta voimapenkissä sekä hyppytilanteesta voimalevyillä. Suoritettavat hyppyt ovat hyppy ilman kevennystä (3 kpl) ja kevennyshyppy (3 kpl), jotka tehdään n. 90 asteen polvikulmasta mahdollisimman räjähtävästi ylöspäin.

Lihasktiivisuuden vastetta mitataan kyseisten suoritusten aikana mittaelektrodeilla ja langattomalla EMG-laitteistolla. Mittaelektrodien paikat haetaan palpoimalla tutkittavien etureisilihasten m. Quadriceps Femoris ja m. Vastus Lateralis sekä takareisilihaksen m. Biceps Femoris (joissakin tapauksissa). Mittauselektrodien asentamista varten suoritetaan ihokarvan poistoa ja ihon kevyttä hiontaa mitattavien lihasten kohdalta. Mittaustilanteissa urheilijalla voi olla muuten päällään ”lajinomaisen varustus”, mutta jalassa tulisi olla löysät lyhyet shortsit (EI TRIKOITA) mittauselektrodeja varten sekä hyppyjen suorittamista varten nauhalliset jalkineet kenkäanturin asentamista varten, esim. lenkkarit tai sisäpelikengät (EI PYÖRÄILY- tai SUUNNISTUSJALKINEITA).

Tutkimuksen aikaisesta toiminnasta saatetaan ottaa valokuvia tai videoita, mutta tutkittavilta niitä käsitellään siten että tutkittavaa ei kuvasta voida tunnistaa. Hyppyjen aikaiset videot käytetään mittaustilanteiden onnistumiseen ja mittauksen onnistumisen varmistamiseen, eivätkä varsinaisesti ole olennainen osa itse tutkimusta tai tutkimuksen kohteena.

4. Mittauksiin liittyvät epämukavuudet ja häiritteijät sekä niihin varautuminen

Mittauksiin voi liittyä kuormituksesta (suunnistus ja hyppy) tai laitteista aiheutuvia epämukavuus- ja häiritteijöitä:

1. kuormituksesta aiheutuvaa väsymyksen tuntemusta,
2. kuormituksesta aiheutuvaa lihaskipua suorituksiin liittyen,
3. lihaskipua tutkimuksen jälkeen tai seuraavien lähipäivien aikana,
4. elektrodien tai teipin liimasta aiheutuvaa ihon ärsytystä,
5. yleistä mittaustilanteisiin liittyvää epämukavuuden tunnetta, joka yleensä poistuu suoritusten ja mittausten alettua.

Epämukavuus- ja häiritteijöiden merkitys ja todennäköisyys ovat normaaliin päivittäiseen elämään verrattuna pienet. Tutkimuksessa käytettävät kuormitusmallit ovat vastaavia, joita urheilijat ja aktiivisesti liikkuvat kokevat mm. harjoittelun ja/tai kilpailun aikana. Maksimaaliset suoritukset ja väsytyksestä aiheuttavat hetkellisen uupumuksen suorittavissa lihaksissa, josta palaututaan yleensä muutamissa minuuteissa.

5. Luottamuksellisuus

Salassapidossa noudatetaan yleisiä terveydenhuollon salassapitomääräyksiä ja tieteellisen tutkimuksen hyviä toimintatapoja. Tutkimusaineistoa käsittelevät ainoastaan tutkijat ja kunkin koehenkilön mittaustulokset koodataan siten, että ulkopuoliset eivät voi tunnistaa niistä henkilöllisyyttä.

6. Lisätiedot ja yhteydenotot

Tutkimusta koskevia lisätietoja saa tutkimuksen vastuuhenkilöiltä.

Liite 2: Suostumuslomake

Tutkittavan nimi _____

Syntymäaika: ____ . ____ . ____

Yhteystiedot _____

SUOSTUMUSASIAKIRJA

SUOSTUMUS

Minua on pyydetty osallistumaan tutkimukseen ”**Urheilijan lihasaktiivisuuden ja suorituskyvyn mittaaminen vertikaalihypyssä: väsymyksen vaikutuksen arviointia reisilihaksen lihasaktiivisuuteen ja voimantuottoon sekä hyppykorkeuteen**”. Vakuutan, että luettuani koehenkilötiedotteen ja keskusteltuani tutkimushenkilökunnan kanssa suostun tutkimukseen vapaaehtoisesti ja ilman painostusta. Minulla on ollut riittävästi aikaa harkita osallistumistani. Tiedän voivani milloin tahansa peruuttaa suostumukseni ja siten keskeyttää osallistumiseni tutkimukseen sen vaikuttamatta oikeuksiini. Tiedän, että henkilökohtaisia tietojani käsitellään luottamuksellisesti ja tutkimustulosten julkaisuissa tutkittavien tunnistaminen ei ole mahdollista.

Vakuutan, että terveydentilani on hyvä ja että en ole minkään lääkehoidon alaisena. Lupaan viipymättä ilmoittaa tutkimushenkilökunnalle mikäli terveydentilassani on tapahtunut muutos tai tutkimuksen aikana minulla ilmenee mahdollisesti lääkkeestä tai toimenpiteestä johtuvia sivuvaikutuksia. Ymmärrän, että annettujen ohjeiden ja rajoitusten tarkoituksena on varmistaa turvallisuutta, ja lupaan noudattaa kaikkia tutkijoiden antamia ohjeita.

_____/____/2013
tutkimushenkilön allekirjoitus

Tutkijan osuus:

Vakuutan, että olen antanut tutkittavalle ennen tämän asiakirjan allekirjoittamista riittävän selvityksen tutkittavan oikeuksista sekä tutkimukseen liittyvistä yksityiskohdista. Vakuutan, että kaikkea tutkimuksen aikana saatavaa tietoa käsitellään luottamuksellisesti ja että tutkimusryhmän ulkopuolisille annettavasta tiedosta (esim. julkaisut) tutkittavien henkilöllisyys ei ole tunnistettavissa. Tutkittavalla on oikeus milloin tahansa tutkimuksen kestäessä (myös syytä ilmoittamatta) peruuttaa suostumuksensa tutkimukseen.

_____/____/2013
tutkijan allekirjoitus

Liite 3: Tutkimuspöytäkirja

TUTKIMUSPÖYTÄKIRJA

NIMI:	ID
-------	----

TERVEYDENTILA EDELTÄVINÄ PÄIVÄNÄ JA TÄLLÄ HETKELLÄ (oma tuntemus, kuinka väsynyt ja millä tulla)

Alkumittaus _____

Loppumittaus: Kierretty rata (tai väsytysouto): _____

Mittaustiedot:

	Alkumittaus	Loppumittaus
Pvm.		
Kellonaika		
Pituus (cm)		
Paino (kg)		
RPE (KOETUN KUORMITTUNEISUUDEN ASTEIKKO, 6-20)		

Elektrodien kiinnitys

Elektrodien paikkojen mitta otetaan maasta elektrodin alapintaan.

MUISTA tarkistaa ohmi-mittarilla impedanssi elektrodeista (< 10Kohmia).

PRE – Alussa	RF	VL	BF
Elektrodien korkeus maasta [cm]			
Elektrodien impedanssi [kΩ] (< 10 kΩ)			

POST – Lopussa	RF	VL	BF
Elektrodien korkeus maasta [cm]			
Elektrodien impedanssi [kΩ] (< 10 kΩ)			

Voimapenkkitesti

Polvikulma 107 astetta. Isometrinen oikealla jalalla 3xmax ojennus ja 3xmax koukistus.

1 min tauko suoritusten välillä.

	Alussa	Lopussa
Selkänöjan taso nro: [cm]		
Säären pituus polvinivelestä mittanturiin [cm]		
Kilomäärä mittarista, liike ojennus 1.		
2.		
3.		
Kilomäärä mittarista, liike koukistus 1.		
2.		
3.		

Laita maxEMG mittaus päälle tietokoneeseen.

-Kädet henkseleihin kiinni.

-Muista kannustus!

VALMIINA(keuhkot täyteen ilmaa)

PAINA! (n. 3.s).

TALLENNA Spikellä!

Muita huomioitavaa testistä:

Hyppytestit ALUSSA

Maksimaaliset hyppy voimalevyllä suoritetaan 90 asteen polvikulmasta ensin staattisesti 3 kpl ja sitten kevennyksellä 3 kpl. Videointia käytetään liikkeiden varmistamiseen. HIK-hyppy on tehtävä ilman kevennystä lähtövaiheessa (hylätään ja otetaan tarvittaessa uusi suoritus).

HYPYT PRE:

Alussa Video päälle. Nauhoita ”**koehenkilö nnn PRE hyppy!**”

6 kpl yhteensä suoritetaan n. 60 s. tauoilla:

3 kpl HIK-hyppyjä (ILMAN KEVENNYSTÄ)

3 kpl Esikevennettyjä hyppyjä.

Tallenna SPIKELLÄ nimellä: **KHnnn_PRE_hyppy**, ja laita video nauhoitus pois päältä!

Muuta huomioitavaa testistä:

Viivajuoksutesti koripalloilijoille

Maksimaaliset juoksu sprintit 10 x 30 m (salissa viivajuoksu 15 m + 15 m). Suoritusten välissä tasan 30 s tauko. Otetaan kunkin juoksun aika ylös taulukkoon. Alussa video päälle juoksua varten (aikamittaus voi epäonnistua).

1.		6.	
2.		7.	
3.		8.	
4.		9.	
5.		10.	

Välittömästi juoksun jälkeen mittaus voimapenkissä ks. Voimapenkkitesti.

Muuta huomioitavaa testistä:

Hyppytestit LOPUSSA

Maksimaaliset hyppy voimalevyllä suoritetaan 90 asteen polvikulmasta ensin staattisesti 3 kpl ja sitten kevennyksellä 3 kpl. Videointia käytetään liikkeiden varmistamiseen. HIK-hyppy on tehtävä ilman kevennystä lähtövaiheessa (hylätään ja otetaan tarvittaessa uusi suoritus).

HYPYT POST:

Alussa Video päälle. Nauhoita **"koehenkilö nnn POST hyppy!"**

6 kpl yhteensä suoritetaan n. 60 s. tauoilla:

3 kpl HIK-hyppyjä (ILMAN KEVENNYSTÄ)

3 kpl Esikevennettyjä hyppyjä.

Tallenna SPIKELLÄ nimellä: **KHnnn_POST_hyppy**, ja laita video nauhoitus pois päältä!

Muuta huomioitavaa testistä:

Liite 4: RPE-kuormittuneisuustaulukko**RPE =****KOETUN KUORMITTUNEISUUDEN ASTEIKKO:**

6	
7	Erittäin kevyt
8	
9	Hyvin kevyt
10	
11	Kevyt
12	
13	Hieman rasittava
14	
15	Rasittava
16	
17	Hyvin rasittava
18	
19	Erittäin rasittava
20	