

**KAHDEN TUNNIN LAJINOMAISEN HARJOITTELUN  
VAIKUTUKSET VÄSYMYKSEEN JA REAKTIOVOIMAT  
SUKSISLOPESTYLESSÄ**

Aki Happonen

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Kevät 2017

Liikuntabiologia

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja:

Jarmo Piirainen

## TIIVISTELMÄ

Happonen Aki (2017). Kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun vaikutukset väsymykseen ja reaktiivoimat suksislopestylessä. Liikuntabiologia, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan Pro gradu –tutkielma, 63 s.

Suksislopestyle on uusi kilpaurheilulaji, jossa urheilija tekee hyppyjä ja temppuja kaiteista ja muista esteistä. Suksislopestyle on tekniikkalaji ja herkkä loukkaantumisille ja siksi tulee tietää, että millaisen lajiharjoittelun jälkeen väsymisen merkkejä ilmenee. Lisäksi lihasvoimaharjoittelun ohjaamiseksi tulee tietää, että millaisia reaktiivoimia laskijaan kohdistuu. Tämän tutkimuksen tavoitteena on selvittää kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun vaikutukset väsymykseen ja laskijaan kohdistuvat reaktiivoimat hypyssä. Mittaukset suoritettiin Rukan Battery Parkissa ja tutkittavina oli kuusi miestä ja he olivat iältään  $18.5 \pm 1.6$  vuotta, pituus oli  $176 \pm 4.9$  cm ja massa  $69 \pm 7.8$  kg. Kaksi tutkittavista kuuluu Suomen maajoukkuerinkiin ja loput neljä ovat kansallisen tason laskijoita ja heistä kolme on Rukan alppikoulun freestylelinjalla. Väsymystä mitattiin EMG-signaalilla, polven ojennuksen MVC:llä ja voimantuottonopeuden muutoksella. Reaktiivoimia mitattiin painepohjallisilla ja kiihtyvyyksanturilla.

MVC:ssä ei havaittu tilastollisesti merkitseviä muutoksia kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun aikana ( $414 \pm 97$  N  $\Rightarrow 393 \pm 94$  N;  $p=0.64$ ). Voimantuottonopeus laski tilastollisesti merkitsevästi voimantuottonopeutta mitattaessa 50ms ikkunalla ( $1770 \pm 899$  N/s  $\Rightarrow 920 \pm 506$  N/s;  $p=0.04$ ). Reaktiivoimat alastulossa olivat  $2622 \pm 1074$  N /  $2258 \pm 1049$  N (vasen/oikea) ja hyppyrin nokalla  $1115 \pm 233$  N /  $1179 \pm 142$  N (vasen/oikea). Laskijan painovoimaan suhteutettuna alastulon reaktiivoimat olivat vasemmassa jalassa  $3.91 \pm 1.47$  kertaa laskijan painovoimaa ja oikeassa jalassa  $3.34 \pm 1.37$  kertaa laskijan painovoimaa.

Selkeää väsymystä kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun aikana havaittiin voimantuottonopeuden pienenemisenä ensimmäisen 50ms aikana. Muuten väsymyksen merkkejä ei havaittu, mutta pientä trendiä oli havaittavissa EMG-signaalissa. Mitattujen reaktiivoimien perusteella polvenojennuksen voimaharjoittelua voidaan ohjeistaa siten, että osa lihasvoimaharjoittelusta, esimerkiksi kyykkyä, tehdään alastulon polvikulmilla ylipainoilla.

Avainsanat: Suksislopestyle, Väsyminen, Voimantuottonopeus, Reaktiivoimat

## ABSTRACT

Happonen Aki (2017). A two-hour training effect to fatigue and ground reaction forces in ski slopestyle. Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Biomechanics Master's thesis, 63 p.

Ski slopestyle is a new racing sport where an athlete makes the jumps and tricks in rails and other obstacles. Ski slopestyle is about technique and sensitive to injuries and therefore it should be known after how long training shows signs of fatigue. In addition, ground reaction forces in landing are measured to guide strength training. The aim of this study is to determine the impact of a two-hour training effect to fatigue and reaction forces in the jump landing. The measurements were carried out at Ruka BatteryPark and the test subjects were six men and they were aged  $18.5 \pm 1.6$  years, a length of  $176 \pm 4.9$  cm and a mass of  $69 \pm 7.8$ kg. Two of the subjects are members of the Finnish national team and the remaining four are national-level skiers and three of them are at Ruka Alpine ski school freestyle line. Fatigue was measured by EMG signal, MVC in knee extension and the change in the rate of force development. The ground reaction forces are measured by an accelerometer and pressure insoles.

No statistically significant changes were detected in MVC during two hours training ( $414 \pm 97$ N  $\Rightarrow$   $393 \pm 94$ N;  $p=0.64$ ). Rate of force development decreased using a 50ms window ( $1770 \pm 899$ N/s  $\Rightarrow$   $920 \pm 506$  N/s,  $p = 0.04$ ). The ground reaction forces in landing were  $2622 \pm 1074$ N/ $2258 \pm 1049$ N (left / right) and in jumping phase  $1115 \pm 233$ N/ $142 \pm 1179$  (left / right). Those are for the left leg  $3.91 \pm 1.47$  times the force of gravity and the right leg  $3.34 \pm 1.37$  times the force of gravity.

Clear fatigue during two hours training was found from rate of force development decrease during the first 50ms. Otherwise, the signs of fatigue were not observed, but slight trend was observed in EMG signal. Based on the measured reaction forces in knee extension strength training can be guided so that part of the strength training, such as a squat, is done at overweight.

Key words: Ski slopestyle, Fatigue, Rate of Force Development, Ground Reaction Forces

## **KÄYTETYT LYHENTEET**

ACL	Eturistiside (Anterior Cruciate Ligament)
EFH	Vakiopudotuskorkeus (Equivalent Fall Height)
EMG	Elektromyografia (Electromyography)
MVC	Maksimaalinen tahdonalainen lihassupistus (Maximal Voluntary Contraction)
RFD	Voimantuottonopeus (Rate of Force Development)
RMS	Neliöllinen keskiarvo (Root Mean Square)
ZRC	Nollan ylitys määrä (Zero crossing rate)

# SISÄLTÖ

1 JOHDANTO .....	4
2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ JA SEN VÄSYMINEN .....	6
2.1 EMG.....	8
2.2 Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen.....	11
2.2.1 Sentraalinen väsyminen .....	15
2.2.2 Perifeerinen väsyminen.....	17
3 SUKSISLOPESTYLE JA SEN YHTEYDET MUIHIN TALVILAJEIHIN.....	20
3.1 Reaktiivoimat .....	21
3.2 Väsyminen alppihiihdossa .....	25
4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEESI.....	28
5 MENETELMÄT .....	29
5.1 Tutkittavat .....	29
5.2 Tutkimusprotokolla.....	29
5.3 Mittausmenetelmät.....	30
5.4 Hyppy.....	36
5.5 Tilastolliset menetelmät .....	38
6 TULOKSET .....	39
6.1 MVC ja voimantuottonopeus .....	39
6.2 EMG.....	42
6.3 Reaktiivoimat .....	45
7 POHDINTA .....	47

7.1 Tutkimuksen rajoittavat tekijät ja jatkotutkimusehdotukset .....	50
8 JOHTOPÄÄTÖKSET.....	54
9 LÄHTEET.....	55

# 1 JOHDANTO

Suksislopestyle on yksi freestylehiihdon alalajeista ja se on kilpaurheiluna suhteellisen uusi laji. Se tuli olympialajiksi vuonna 2014 Sotshin talviolympialaisissa. Suksislopestylessa urheilija laskee kaksipäisillä suksilla, ns. twintip-suksilla, rinteessä ja suorittaa laskun aikana hyppyjä sekä erilaisia temppuja kaiteissa ja muissa esteissä. Suorituksen aikana laskemista tapahtuu sekä etu- että takaperin. Koska laji on suhteellisen uusi kilpaurheiluna, niin lajista ja sen vaatimista urheilijan ominaisuuksista ei ole tehty tutkimusta, joten tässä tutkimuksessa on käytetty alppihiihtoa ja osin mäkihyppyä antamaan viitearvoja tuloksille.

Lihäs väsy, jos sen kyky tuottaa energiaa on pienempi kuin lihaksen käyttämä energiamäärä ja lihasväsymykseksi määritellään lihaksen heikentynyt kyky tuottaa voimaa. Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen voi olla joko sentraalista, perifeeristä tai molempia yhtä aikaa. Sentraalisessa väsymyksessä kyky lihaksen tahdonalaiseen aktivaatioon laskee ja perifeerisessä väsymyksessä lihaksen supistumiskyky ja aktiopotentiaalinen eteneminen heikkenevät (Boyas & Guével, 2011). Väsymyksen osuutta sentraalisissa ja perifeerisissä osissa voidaan tutkia erilaisilla biomekaanisilla menetelmillä kuten sähköstimulaation (Merton 1954) ja EMGn (Bigland-Richie 1981) avulla sekä voimanmittausta hyödyntäen. Koska suksislopestyle on taitolaji, niin harjoittelun tulisi tapahtua levänneenä ja siksi on syytä ymmärtää, missä vaiheessa lajiharjoittelua väsymisen merkkejä ilmaantuu.

Reaktiivoimia voidaan mitata voimalevyillä, jotka voidaan asettaa alustaan (Komi & Virmavirta 2004) tai siteiden alle (Nakazato ym. 2011). Siteiden alle asetettuna voimalevyt nostavat siteitä ja näin ollen laskuasento muuttuu hieman ja siksi joissakin tapauksissa reaktiivoimia mitataan painepohjallisilla (Stricker ym. 2010). Reaktiivoimien perusteella voidaan selvittää tarvittavia voimatasoja.

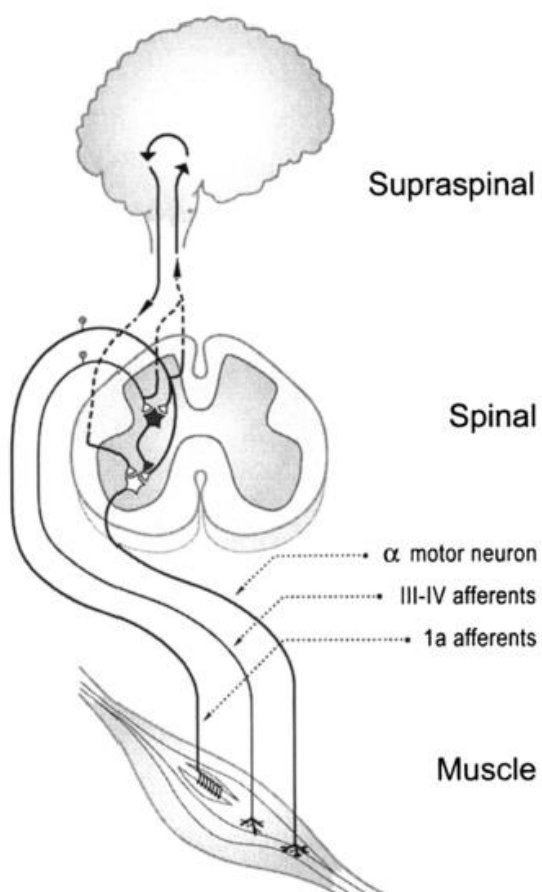
Tässä työssä selvitettiin kahden tunnin mittaisen suksislopestylen lajinomaisen harjoittelun aiheuttamaa hermo-lihasjärjestelmän väsymistä maksimivoiman, voimantuottonopeuden ja lihaksen sähköisen aktiivisuuden perusteella. Lisäksi

painepohjallisilla ja kiihtyvyyssanturilla mitattiin laskijaan kohdistuvia reaktivoimia. Tavoitteena on, että tämän tutkimuksen perusteella lajin valmentajat saavat lisätietoa lajin vaatimista urheilijan ominaisuuksista ja kuinka väsyminen alkaa näkymään kahden tunnin lajiharjoittelun aikana.



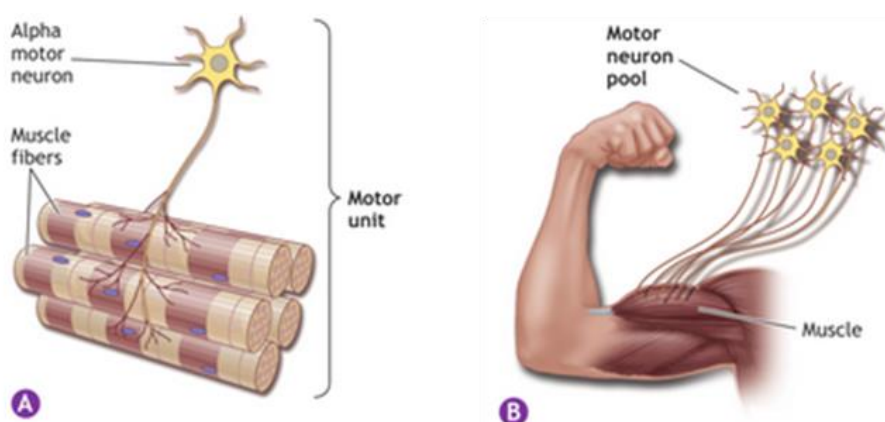
## 2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ JA SEN VÄSYMINEN

Hermosto-lihasjärjestelmä koostuu poikkijuovaisesta lihaskudoksesta muodostuneista luurankolihasista ja niitä ohjaavasta hermostosta. Tämä järjestelmä yhdessä luiden, nivelten, jänteiden ja muiden pehmytkudosten kanssa mahdollistavat liikkeet ja liikkumisen. Sulavat ja halutut liikkeet vaativat hermo-lihasjärjestelmän toimivuutta ja oikea-aikaisuutta sekä riittävää lihasvoimaa. Lihasen aktivointi lähtee aivojen motoriselta kuorialueelta ja etenee lihaksiin ensin selkäytimen ja sitten alfa-motoneuronin kautta (kuva 1). Liikkeen suoritukseen vaikuttavat myös estäjät, inhibiittorit, jotka heikentävät tai estävät kontrollin kulkemisen lihakseen (Hunter ym. 2004b).



KUVA 1. Kaavakuva lihaksen ohjaamisesta aivoista lihakseen alfa-motoneuronin kautta ja ohjaukseen vaikuttavat estäjät (Hunter ym. 2004b).

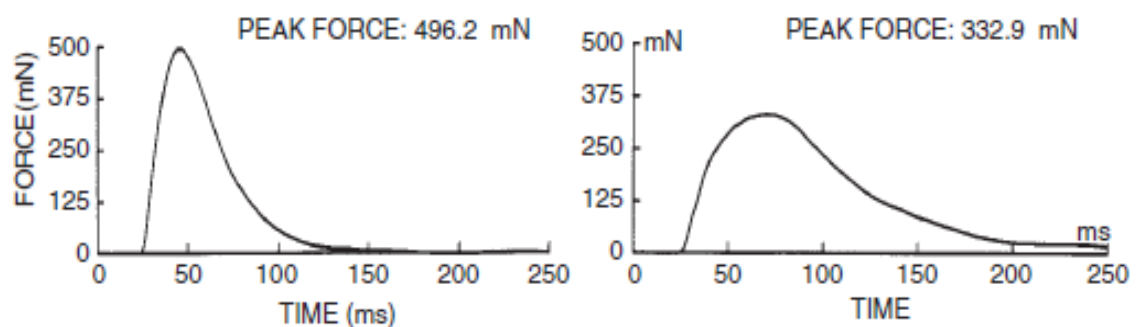
Pienintä toiminnallista osaa kutsutaan motoriseksi yksiköksi. Se koostuu alfa-motoneuronista ja kaikista sen hermottamista lihassoluista. Yhdessä lihaksessa on useita motorisia yksiköitä ja niitä hermottavia alfa-motoneuroneita kutsutaan alfa-motoneuronialtaaksi. Motorinen yksikkö ja alfa-motoneuroniallas on kuvattu kuvassa 2. Hienomotoriikkaan tarvittavien pienten lihasten hermottajana alfa-motoneuronit hermottavat vain muutamia lihassoluja, kun taas isojen lihasten alfa-motoneuronit voivat hermottaa jopa yli 2000 lihassolua (Nigg & Herzog 1999,153; McArdle ym. 2010, 385; Merletti & Parker 2004, 2).



KUVA 2. Motorinen yksikkö (A) ja alfa-motoneuroniallas (B), joka hermottaa hauislihasta (Muokattu McArdle ym. 2010, 385).

Motoriset yksiköt luokitellaan niiden nopeuden ja väsymyksen mukaisesti. Ne jaetaan hitaisiin, tyypin 1, nopeisiin väsymättömiin, tyypin 2a, ja nopeisiin väsyviin, tyypin 2b, sen mukaan millainen hermo niitä hermottaa. Hitaat motoriset yksiköt ovat kooltaan pienempiä ja niiden rekrytointikynnys on matalampi kuin nopeilla motorisilla yksiköillä näin ollen hitaat motoriset yksiköt rekrytoidaan voiman tuottoon ennen nopeita motorisia yksiköitä (Garnett ym. 1979). Tätä ilmiötä kutsutaan Hennemanin koko periaatteeksi (Henneman ym. 1965) ja se pitää paikkaansa hitailla liikkeillä (Garnett ym. 1979). Hennemanin koko periaatteesta on kuitenkin olemassa poikkeuksia, eikä kaikkea motorisen yksikön toimintaan vaikuttavia mekanismeja vielä tunneta (Heckman & Enoka 2012).

Voiman tuoton lisäämiseen on kaksi erilaista periaatetta. Voiman tuottoa voidaan lisätä, joko lisäämällä aktiivisia motorisia yksiköitä, eli rekrytoidaan useampia motorisia yksiköitä tuottamaan voimaa samanaikaisesti. Toinen tapa on lisätä rekrytointitaajuutta, eli nostaa motorisen yksikön syttymistaajuutta. Pienillä voimatasoilla voiman lisäys tapahtuu rekrytoimalla lisää motorisia yksiköitä, kun taas isommilla voimilla voimatason lisäys tapahtuu lisäämällä rekrytointitaajuutta (Adrian ym. 1929, Milner-Brown ym. 1973). Nopeita lihassoluja käytetään suuremman voiman tuottoon. Kuvassa 3 on esitetty hitaan ja nopean lihassolun tuottamien voimien suuruus ja nopeus.



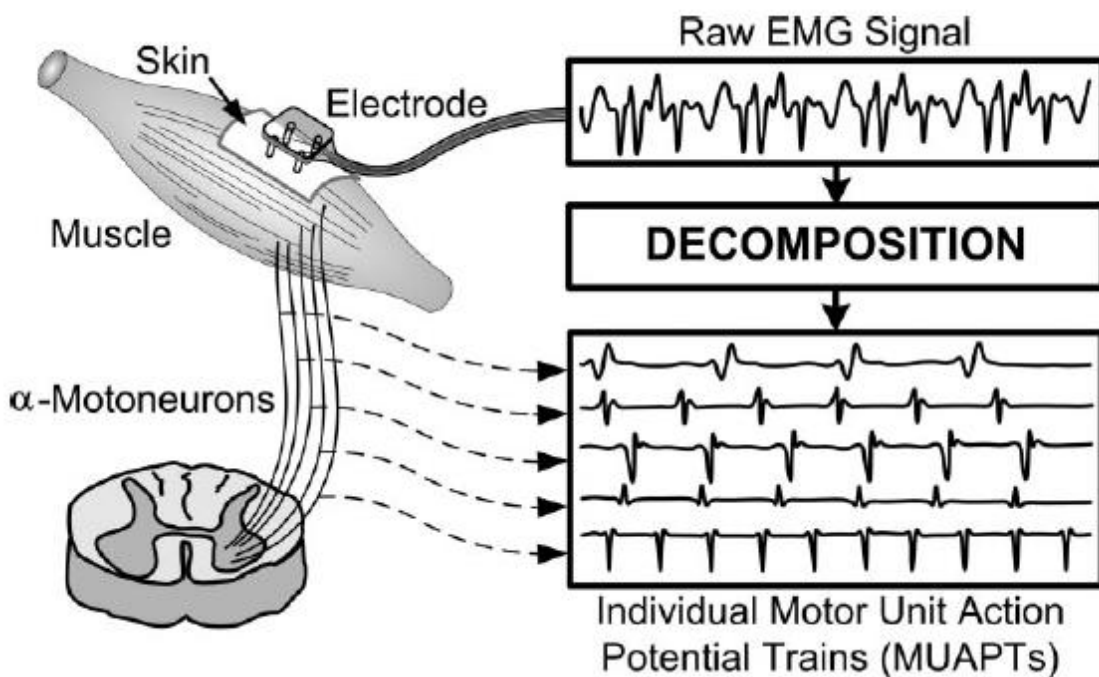
KUVA 3. Tyypillinen nopean (vasen) ja hitaan (oikea) lihassolun voiman tuoton suuruus ja nopeus (Merletti & Parker 2004, 4).

## 2.1 EMG

EMG, Elektromyography, on menetelmä, jolla tutkitaan lihaksen sähköistä aktiivisuutta. Levossa olevan solukalvon sisä- ja ulkopuolella on noin  $-70$  -  $-85$  mV jännite-ero siten, että solun sisäpuoli on negatiivisesti varautunut. Tätä jännitettä kutsutaan lepopotentiaaliksi (Nienstedt ym. 1989, 68-69). Lihassyttä hermotettaessa aksonilta saapuva aktiopotentiaali lähtee kulkemaan molempiin suuntiin lihassyttä ja tällöin natrium ionit,  $\text{Na}^+$ , pääsevät solun sisään ja vastaavasti kalium ionit,  $\text{K}^+$ , poistuvat solun sisältä soluvälitilaan. Tätä ionien vaihtoa suorittavat natrium-kaliumpumpit. Solun sisäisten natrium ionien suhteellisen osuuden vuoksi jännite-ero muuttuu positiiviseksi ja tätä positiivista jännitettä kutsutaan aktiopotentiaaliksi. (Karmen & Gabriel 2010, 5). Aktiopotentiaali jatkaa kulkuaan pintakalvoa poikittain oleviin putkimaisiin järjestelmiin, joissa se havaitaan jännitesensorimolekyylien avulla. Aktiopotentiaali

vapauttaa kalsiumioneita sarkoplasmiselta kalvolta solun sisään, joka aiheuttaa supistumisen (Allen ym. 2008; Lamb 2010; Iino, 1999).

Yksittäisen lihassolun aiheuttamaa aktiopotentiaalia voidaan mitata neulaelektrodilla, joka työnnetään ihon läpi haluttuun motorisen yksikön lihassoluun. (Merletti & Parker 2004, 28). Yleisesti biomekaniikassa käytetään pintaelektrodeja, jotka mittaavat aktiopotentiaalia ihon pinnalta. Tällöin mitataan useamman yksittäisen lihassolun aktiopotentiaaleja yhtä aikaa. Mikäli halutaan selvittää yksittäisten motoristen yksiköiden sähköistä aktiivisuutta, niin raaka-EMG signaali joudutaan hajottamaan osiin (decomposition). Tällöin matriisimuodossa olevista pintaelektrodeilla on mahdollista selvittää ne komponentit, joista raaka-EMG signaali koostuu (Kuva 4). Osiin hajotetusta EMG-signaalista saadaan tietoa syttymistahdistista ja motoristen yksiköisen synkronoinnista (De Luca ym. 2006).



KUVA 4. EMG-signaali hajottaminen osiin, decomposition, ja sen tuloksena yksittäisten motoristen yksiköiden aktiopotentiaalit (De Luca ym. 2006).

Elektrodin jälkeen EMG-signaali tulee vahvistaa vähäkohinaisella vahvistimella, jonka jälkeen signaali suodatetaan kaistanpäästösuodattimella tai ylipäästösuodattimella, jonka rajataajuus on 10-20Hz ja alipäästösuodattimella, jonka rajataajuus on 400-450Hz. Näytteenottotaajuuden tulee pinta EMGllä mitattaessa olla vähintään 1000 näytettä sekunnissa. Tämä vahvistettu ja suodatettu EMG-signaali on ns. raaka-EMG –signaali. Biomekaanisissa sovelluksissa raaka-EMG signaalia voidaan tasasuunnata, ottaa siitä neliöllinen keskiarvo (RMS) ja siitä voidaan laskea keski- ja mediaanitaajuudet sekä nolllaylitysten määrä (ZRC, zero crossing rate). EMG signaalin taajuuden ja amplitudin yhteisanalyysillä voidaan päätellä lihaksen väsymistä. Mikäli EMG-signaalin amplitudi kasvaa ja EMG-signaalin mediaanitaajuus laskee, niin silloin kyseessä on väsyminen (Merletti & Parker, 2004, 154). EMG-signaalista voidaan havaita väsymystä yhdistämällä mediaanitaajuuden ja keskitaajuuden alentuminen sekä nolllalinjan ylitysten vähentyminen. Näistä nolllalinjan ylitysten määrä laskee nopeinten ja mediaanitaajuus hitainten (Airaksinen ym. 2001). EMG signaalista voidaan selvittää mahdolliset muutokset lihasten aktivointi järjestyksessä tai ajoituksessa. Väsymyksen seurauksena synergistin osallistuminen voiman tuottamiseen kasvaa.

Väärin asennettuna pintaelektrodit voivat saada ”häiriösignaalia” viereisisistä lihaksista, tällöin puhutaan ylikuulumisesta. Ylikuulumista voidaan välttää asettamalla elektrodit SENIAMin ohjeiden mukaan (Hermens ym. 1999). Pintaelektrodeja on myös yhdistetty vaatteisiin. Tällaisia vaatteita on saatavilla esimerkiksi Myontec:ltä (Myontec, Kuopio, Suomi). Tekstiiliin integroidut elektrodit mittaavat EMGtä isommalta alalta kuin yksittäiset pintaelektrodit. Tekstiiliin integroidut elektrodit ovat myös herkempiä menettämään kontaktin kuin pintaelektrodit mikäli käytetyt housut tai paita ovat liian isoja. Tekstiileihin integroidut elektrodit on havaittu toimivaksi menetelmäksi, jos tutkitaan keskimääräistä tasasuunnattua EMG-signaalia. Tekstiileihin integroidut elektrodit soveltuvat varsinkin kenttäolosuhteissa tehtäviin tutkimuksiin (Finni ym. 2007).

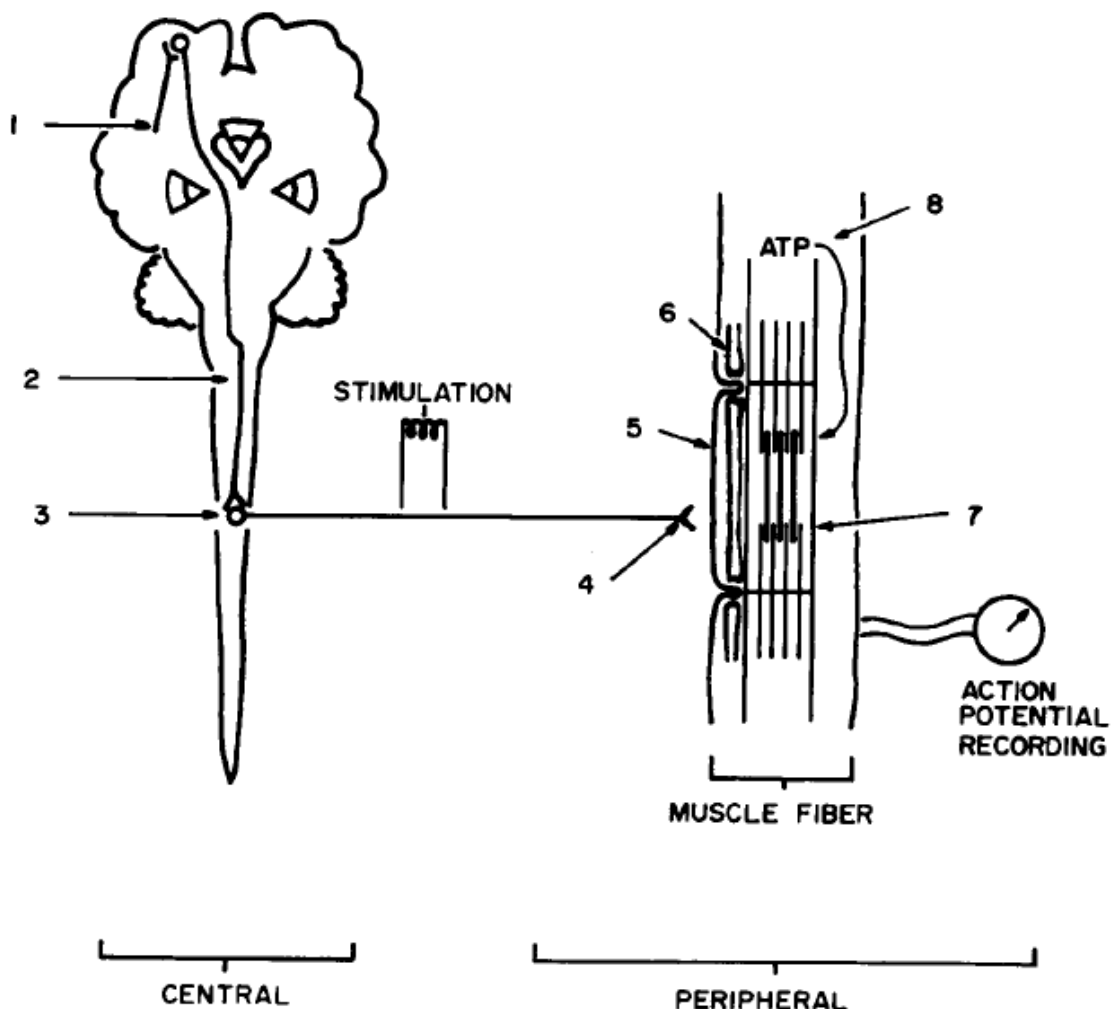
## 2.2 Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen

Lihäs väsyä, jos sen kyky tuottaa energiaa on pienempi kuin lihaksen käyttämä energiamäärä (Maughan & Gleeson 2010, 10) ja lihasväsymykseksi määritellään lihaksen heikentynyt kyky tuottaa voimaa (Gandevia ym. 1996; Ranieri & Di Lazzaro 2012; Decorte ym. 2012). Enoka ja Stuart (1992) luokittelivat väsymystä neljään eri luokkaan: tehtäväkohtainen väsyminen, voima-väsymys suhde, lihaksen järkevyyä ja tunne ponnistuksen tarpeesta. Myöhemmin tähän listaan on lisätty vielä suorituksen epäonnistuminen (Barry & Enoka, 2007).

Yleisesti väsyminen jaotellaan sentraaliseen tai perifeeriseen väsymykseen. Sentraalisessa väsymyksessä kyky lihaksen tahdonalaiseen aktivaatioon laskee ja perifeerisissä väsymyksessä lihaksen supistumiskyky ja aktiopotentialin eteneminen heikkenevät (Boyas & Guével, 2011). Kuvassa 5 on esitetty mahdollisia väsymyksen aiheuttamia kohtia hermo-lihasjärjestelmässä sekä menetelmiä niiden tutkimiseen (Bigland-Ritchie, 1981). Kuvan 5 kohdat 1-3 viittaavat kykyyn tuottaa riittävä sähköinen aktivaatio keskushermostolta lihaksistoon ja kohdat 5-8 aineenvaihdunnallista kykyä tuottaa energiaa lihakseen sekä ärsyke-supistus kytkentä (kohta 4), joka linkittää kaksi edellistä osaa toisiinsa. Menetelmiä väsymyksen havaitsemiseen kuvassa 5 on esitetty sähköstimulaatio hermoon ja lihaksen sähköisen aktiivisuuden mittaaminen. Kuvassa 6 on esitetty kaavion muodossa samoja väsymisen mahdollisia lähteitä osana tahdonalaisen liikkeen muodostusta.

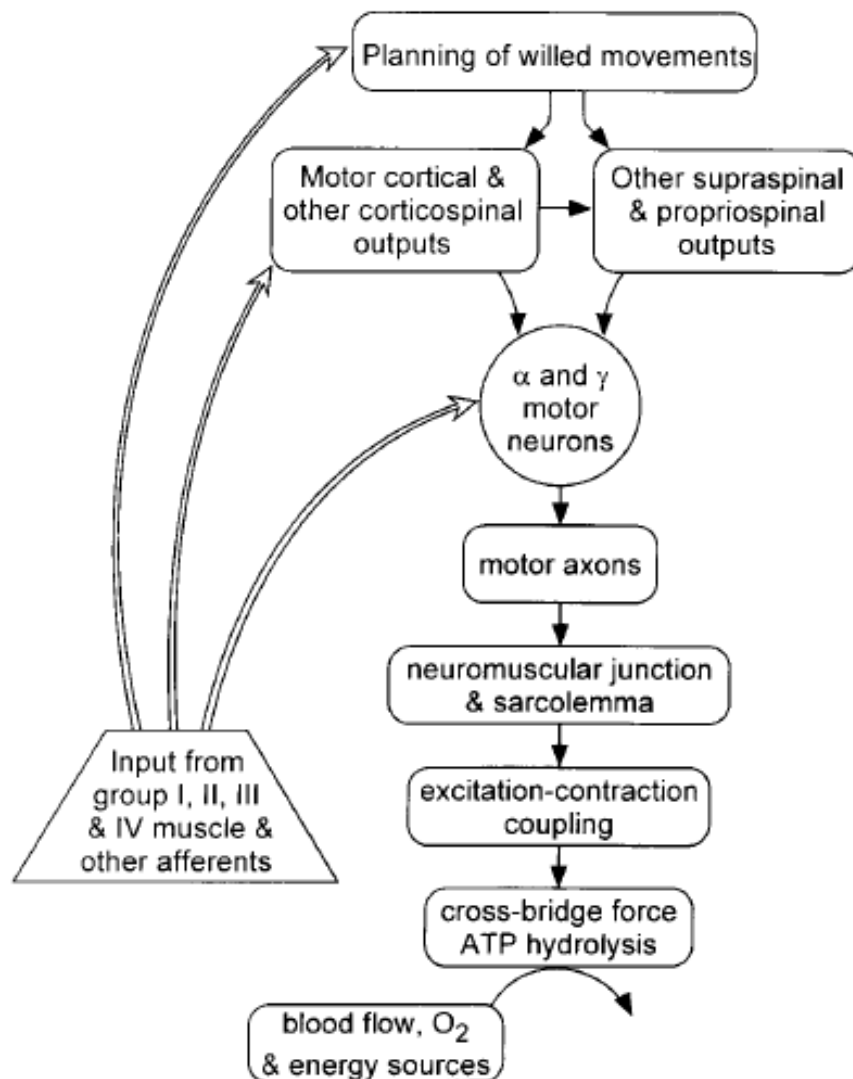
Merton (1954) selvitti tutkimuksessaan, että väsymys on perifeeristä, jos hermoon kohdistetulla elektronisella impulssilla ei saada lisäystä voiman tuottoon. Isometrisessä supistuksessa tällainen jako sentraaliseen tai perifeeriseen väsymiseen on selkeä, mutta dynaamisessa liikkeessä väsymyksen erottelu näiden kesken on vaikeaa. Tämä johtuu siitä, että sentraalinen ja perifeerinen osa toimivat yhdessä ja dynaamisessa liikkeessä mukaan tulevat afferentti palautteet vaikuttavat voiman tuottoon (Barry & Enoka 2007; Nybo & Secher 2004).

Väsymys ei tapahdu pelkästään yhden fysiologisen prosessin vuoksi, vaan se on usean mekanismin yhteistulos. Väsymysmekanismin vaihtelevuus on tehtäväkohtainen ja väsymysnopeus on lihasryhmäkohtaista (Barry & Enoka 2007; Hunter, 2004b). Lisäksi väsymys, sen nopeus ja kesto, riippuu myös lihaksen työtavasta, eksentrisen tai konsentrisen (Linnamo ym. 2000), sekä siitä onko lihaksen työtehtävä vakio voimaista vai asennon ylläpitoa. (Hunter ym. 2004; Maluf & Enoka 2005). Lisäksi sukupuolella on osoitettu olevan vaikutusta väsymysnopeuteen. Isometrisessä submaksimaalisessa työssä miehet väsyivät naisia nopeammin, kun sukupuolten voimatasot oli sovitettu vastaaviksi (Hunter ym. 2004a).



KUVA 5. Mahdollisia väsymyksen kohtia ja menetelmiä niiden tutkimiseen. Menetelmistä kuvattuna sähköstimulaatio ja EMG-mittaus (Bigland-Ritchie 1981).

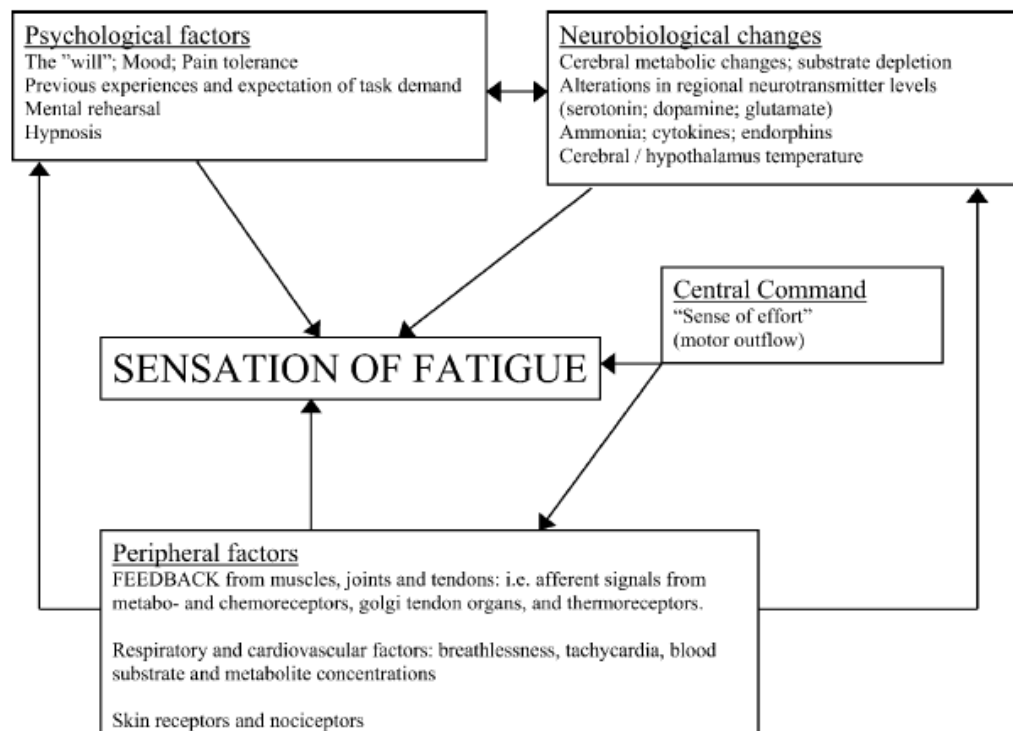
Väsymys voi johtua seuraavista osatekijöistä: aivokuoren aktivaatiosta, keskushermoston kyvystä aktivoida motoneuronia, aktivoitujen motoristen yksiköiden lukumäärästä, hermo-lihasliitoksen etenemisestä, ärsyke-supistus kytkennästä, aineenvaihduntasubstraattien saatavuudesta, solun sisäisestä ympäristöstä, supistuvasta yksiköstä ja lihaksen verenkierrosta. Näistä kolme ensimmäistä kohtaa ovat sentraalisia väsymyksen aiheuttajia ja loput kuusi perifeerisiä väsymyksen aiheuttajia (Enoka 2002, 374; Boyas & Guével 2011).



Kuva 6. Tahdonalaisen voimantuottoon vaikuttavat seikat, niiden eri välivaiheet halutun liikkeen suunnittelusta lihaksen supistumiseen ja samalla mahdolliset väsymyksen aiheuttajat (Gandevia 2001).



Väsymyksen monimutkaisuutta lisää sen riippuvuus useista tekijöistä kuten psykologisista seikoista, neurobiologisista muutoksista, perifeerisistä seikoista ja keskuskomennosta. Näistä psykologisia tekijöitä ovat mm. tahto ja halu tuottaa voimaa sekä kokemus tehtävän vaatimasta voiman tarpeesta. Neurobiologisia muutoksia tapahtuu esimerkiksi aivojen aineenvaihdunnassa sekä paikallisia muutoksia välittäjäaineiden määrässä. Perifeerisiä seikkoja ovat mm. afferenttien palaute lihaksista, nivelistä ja jänteistä sekä hengitys- ja verenkiertoelimistöjen vaikutukset. Kuvassa 7 on esitetty yksinkertaistettu malli kuvaamaan psyykkisiä ja fyysisiä tekijöitä, jotka vaikuttavat väsymyksen aistimukseen.



KUVA 7. Yksinkertaistettu malli kuvaamaan psyykkisiä ja fyysisiä tekijöitä, jotka vaikuttavat väsymyksen aistimukseen (Nybo & Secher 2004).

Väsymistä voidaan mitata kyvyllä tuottaa lihasvoimaa esimerkiksi mittaamalla MVC ennen ja jälkeen väsytystä. MVCn muutoksilla voidaan havaita mahdollista väsymistä, mutta MVC yksinään ei ole hyvä ja helppo tapa havaita väsymystä, koska esimerkiksi riittämätön suorituksen ohjeistus ja harjoittelu sekä puutteellinen kannustus saattavat johtaa epäjohdonmukaisuuksiin tuloksissa (Gandevia, 2001). Voiman mittaamisessa

voidaan mitata myös lihaksen kykyä ylläpitää tietty voimataso ja selvittää kuinka paljon ylläpitoaika lyhenee väsytyksen seurauksena. Lisäksi voidaan mitata lihaksen nopeutta tuottaa voimaa ja voiman tuoton nopeudessa tapahtuvia muutoksia (RFD). Kaikkia yllämainittuja mittauksia voidaan suorittaa isometrisesti voimapenkissä, mutta voimantuottonopeutta ja MVC:tä tulisi mitata eri mittauskerroilla ja erilaisella koehenkilön ohjeistuksella (Maffioletti ym. 2016).

### **2.2.1 Sentraalinen väsyminen**

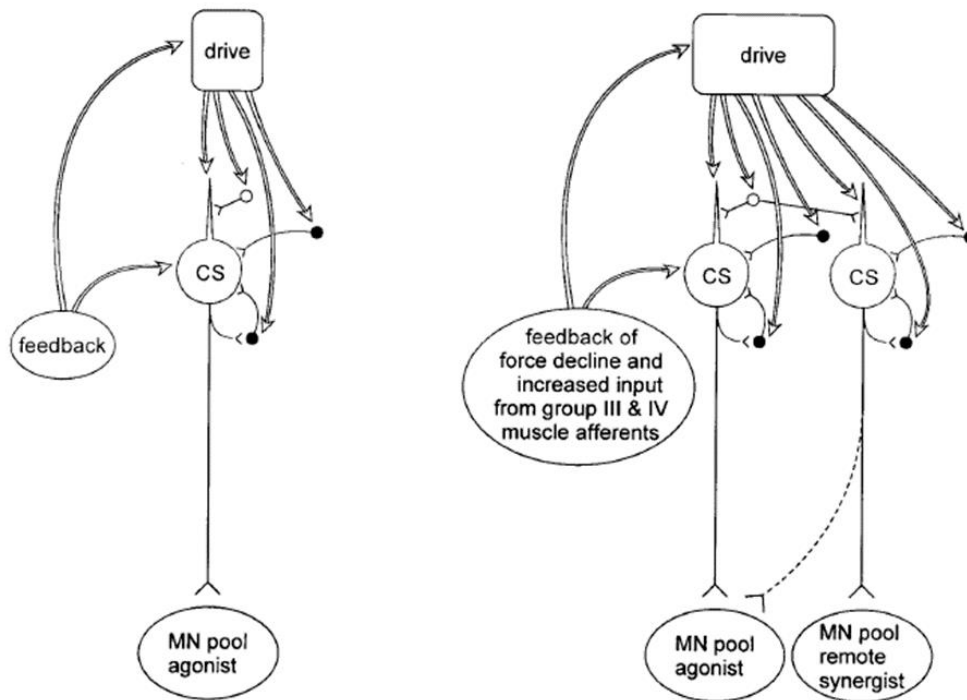
Sentraalisessa väsymyksessä kyky tahdonalaiseen lihaksen aktivoimiseen heikkenee (Gandevia ym. 1996; Boyas & Guével 2011). Sentraalinen väsymyksessä keskushermosto ei kykene aktivoimaan motoneuroniallasta ja siten se heikentää tahdonalaista voiman tuottoa lihaksessa (Contessa ym. 2016). Kyse on sentraalisesta väsymisestä, kun lihaksen tahdonalainen aktivaatiotaso laskee yhtäjaksoisen lihassupistuksen aikana ja yksi syy tähän voi olla motorisen aivokuoren tahdonalaisen aktivoitumisen heikkeneminen (Gandevia ym. 1996). Sentraalista väsymistä voi aiheuttaa myös esimerkiksi lihaskäramin ja Golgin jänne-elimien inhibointi alfamotoneuroniin. Sentraalisen väsymisen on huomattu suojelevan lihasta liialliselta perifeeriseltä väsymiseltä samalla estäen maksimaalisen voiman tuoton tahdonalaisesti (Gandevia, 2001).

Sentraalista väsymistä voidaan mitata antamalla sähköstimulaatio, twitch interpolation, lihasta hermottavaan hermoon. Tällöin MVC:n aikana annettu sähköstimulaatio lisää lihaksen tuottamaa voimaa ja sillä voidaan selvittää väsymisen aiheuttamaa voimantuoton alentumaa. Tätä twitch interpolation tekniikkaa on myös kritisoitu, koska se yliarvioi tahdonalaisen aktivaatiotason (De Haan ym. 2009). Toisaalta menetelmää on myös puolustettu, vaikka tiedossa on, että tahdonalaisen aktivaation mittaaminen ihmiseltä ei ole koskaan ideallinen. Sähköstimulaation käyttäminen on kuitenkin riittävän hyvä menetelmä esittämään fysiologisia muutoksia (Taylor 2009).

Sentraalista väsymystä tutkittaessa on huomattu, että aivokuoreen annettuna magneettistimulaatio lisää voimantuottoa 9.8% kahden minuutin yhtäjaksoisen MVC:n

lopussa (Gandevia ym. 1996). Toisessa tutkimuksessa huomattiin, että sentraalinen väsyminen voi aiheuttaa jopa 30% voiman vähenemisen motivoituneilla koehenkilöillä (Bigland-Ritchie ym. 1978). Sentraalisen väsymisen on huomattu vaikuttavan enemmän voimantuottonopeuteen, RFD, kuin absoluuttiseen maksimivoimaan. Suurimmat muutokset voiman tuottonopeuden laskussa tutkijat huomasivat 50ms pituisen ikkunan aikana voiman tuoton alusta. Tätä pidetään tärkeänä aikaikkunana sellaisten lajien parissa, jossa tarvitaan räjähtävää voimaa kuten hyppyjä sisältävät lajit (Buckthorpe ym. 2014). 50ms ikkunan on huomattu olevan merkittävä myös vammautumistapauksissa. Koripallossa on havaittu videoanalyysin avulla, että polven ACL (Anterior Cruciate Ligament) vammautuminen tapahtuu yleisemmin 50ms sisällä hypyn jälkeisestä maakontaktista (Krosshaug ym. 2007). Voimantuoton hidastuminen ensimmäisten 50-75 ms aikana ovat merkkejä mahdollisesta sentraalisesta väsymisestä ja sitä voidaan hyväksi käyttää väsymisen havaitsemismenetelmänä tilanteissa, joissa ei ole mahdollisuutta mitata EMG:tä ja antaa sähköstimulaatiota hermoon (Maffiuletti ym. 2016).

Väsymisen yhteydessä motorinen kontrolli kasvaa synergisteillä ja antagonisteilla agonistin komennon sijaan (Kuva 8). Nämä muutokset voidaan havaita EMG signaalista seuraamalla eri lihasten aktivaatiotasoa (Gandevia 2001).



KUVA 8. Synergistien käyttöönotto väsymisen yhteydessä (oikealla) ja väsymätön tilanne (vasemmalla). Mustat ympyrät kuvaavat inhibitiota ja avoimet eksitatorisia. CS (corticospinal cell) on kortispinaaliradan solu (Gandevia 2001).

Sentraaliseen väsymiseen on yhdistetty myös keskushermoston monoamiinit. Näistä erityisesti serotoniini, dopamiini ja noradrenaliini vaikuttavat sentraalisen väsymisen syntyyn (Zajac ym. 2015). Serotoniinin erityksen on havaittu aiheuttavan väsymystä raskaan harjoituksen aikana ja sen jälkeen (Blomstrand 2001).

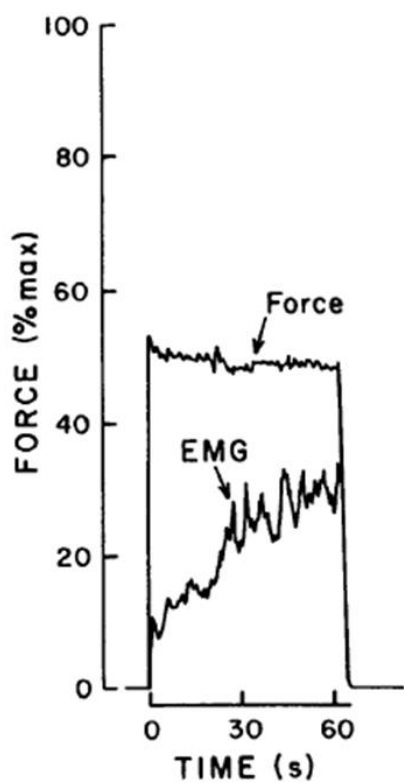
### 2.2.2 Perifeerinen väsyminen

Perifeerisellä väsymisellä tarkoitetaan hermo-lihasjärjestelmän väsymistä, joka aiheutuu hermo-lihasliitoksen ja sen jälkeisten osien heikentyneenä kykynä tuottaa voimaa (Gibson ja Edwards 1985; Kirkendall 1990; Buckthorpe ym. 2014). Perifeerinen väsyminen voi tapahtua kolmessa eri kohdassa: hermolihaskliitoksessa ja lihassolu kalvossa, kalsiumin vapautumismekanismissa ja liukuvissa filamenteissa (MacLaren ym. 1989).

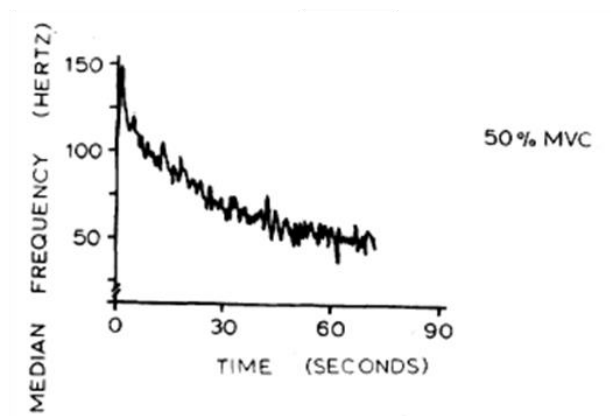
Mikäli sentraalinen osa hermolihaskäyttöä toimii, niin ensimmäinen perifeerinen väsymisen merkki tulee hermolihaskäytössä. Siinä väsymisen aiheuttajina voivat olla inhibitio esi-synaptisessa päässä, vähentynyt välittäjäaine tai alentunut jälkisynaptinen ärsyntyminen (Kirkendall 1990; MacLaren ym. 1989).

Aineenvaihdunnalliset syyt aiheuttavat myös hermo-lihaskäyttöä perifeeristä väsymistä. Kun välittömät energianlähteet, adenosiinitrifosfaatti (ATP) ja fosfokreatiini (PCr), vähenevät, niin ne heikentävät lihaksen supistumiskykyä. Energian saannin rajoittuminen heikentää natrium-kaliumpumppujen toimintaa ja kalsiumin vapautumista ja näin heikentävät lihaksen supistumista (Keyser 2010). Samalla laktaattipitoisuus ja vetyionien,  $H^+$ , määrä kasvaa (Gibson & Edwards, 1985).

Submaksimaalisessa isometrisessä lihastyössä EMG-signaalin amplitudi kasvaa väsymisen merkinä, vaikka voimatasoa pystytään ylläpitämään. Bigland-Richie (1981) huomasi tutkimuksissaan, että tasasuunnatun EMG-signaalin amplitudi kasvoi, kun koehenkilö ylläpiti 50% MVCn tasoista isometristä voimaa (Kuva 9a). Toisaalta väsymisen merkinä on havaittu EMG-signaalin mediaanitaajuuden siirtyminen alemmille taajuuksille. Stulen ja De Luca (1982) tekivät koneen, jota he kutsuivat lihasväsymyksen tarkkailu koneeksi (MFM, Muscle Fatigue Monitor). Sillä koneella he pystyivät mittaamaan mediaani taajuuden muutosta reaaliaikaisesti (Kuva 9b).



a)



b)

KUVA 9. Submaksimaalisessa suorituksessa tasasuunnatun EMG-signaalin a) amplitudi kasvaa väsymisen seurauksena (Bigland-Richie 1981) ja b) mediaanitaajuus laskee (Stulen & De Luca 1982).

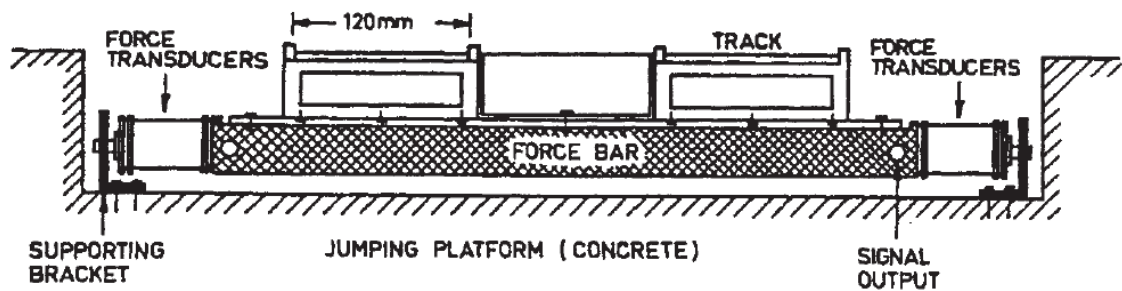
### **3 SUKSILOPESTYLE JA SEN YHTEYDET MUIHIN TALVILAJEIHIN**

Alppihiihtokilpailuissa urheilijan tarkoitus on laskea ennalta merkitty rata läpi mahdollisimman nopeasti. Urheilijan laskulinjan määräävät radan merkkauportit. Alppihiihdossa portit määrittelevät kuinka paljon sivusuuntaista käännöstä laskun aikana pitää tehdä. Suksislopestylessä laskija suorittaa hyppyjä sekä erilaisia temppuja kaiteissa, laatikoissa ja muissa erilaisissa esteissä. Laskija voi itse vapaasti valita laskulinjan ja ne hyppyrit sekä esteet, joita haluaa käyttää hyväkseen laskun aikana.

Suksislopestyle on nykyisin olympialaji ja se pääsi ensimmäisen kerran olympialaisiin Sotshin kisoissa 2014. Kilpailuissa laskijoiden paremmuus ratkaistaan tuomarien antamien pisteiden perusteella. Arvosteluperusteina ovat laskun sujuvuus, temppujen vaikeus, hyppyjen ilmavuus, temppujen vaihtelevuus sekä edistysellisyys. Laskun sujuvuudessa arvioidaan hyppyjen lähdöt hyppyrin nokalta, otteet (engl. grab) hypyn aikana, ilmalennon hallittavuus, kaiteiden liukuminen loppuun saakka sekä hyvät alastulot. Temppujen vaikeus -osassa arvioidaan hyppyjen pyörimissuunnat, pyörimisasteet, temppuun tulosuunta, otteet, hyppyjen pyörimisakselit sekä laskulinjan valinta. Hyppyjen korkeutta arvostetaan siten, ettei laskijoita kuitenkaan rohkaista hyppäämään alastulojen loppuun vaan alastulo tulisi tapahtua alastulon turvalliseen osaan, eli sen keskiosaan. Vaihtelevuudessa tuomarit arvostavat erisuuntaisia lähestymisiä temppuihin, eli laskun aikana hyppyrille tuloa sekä etu- että takaperin. Lisäksi vaihtelevuutta haetaan eri suuntaan tapahtuvilla pyörimisillä hyppyissä, erilaisten hyppyjen pyörimisakseleiden käyttöä sekä erilaisten otteiden käyttöä. Edistysellisyydellä haetaan uusia ja epätavallisia temppuja ja otteita, uusia variaatioita tunnetuista tempuista sekä luovaa laskulinjan valintaa. Itse tuomaritoiminnassa tarkoitus on laittaa laskijat paremmuusjärjestykseen ja siinä pisteitä käytetään vain apuvälineenä (AFP 2013).

### 3.1 Reaktivoimat

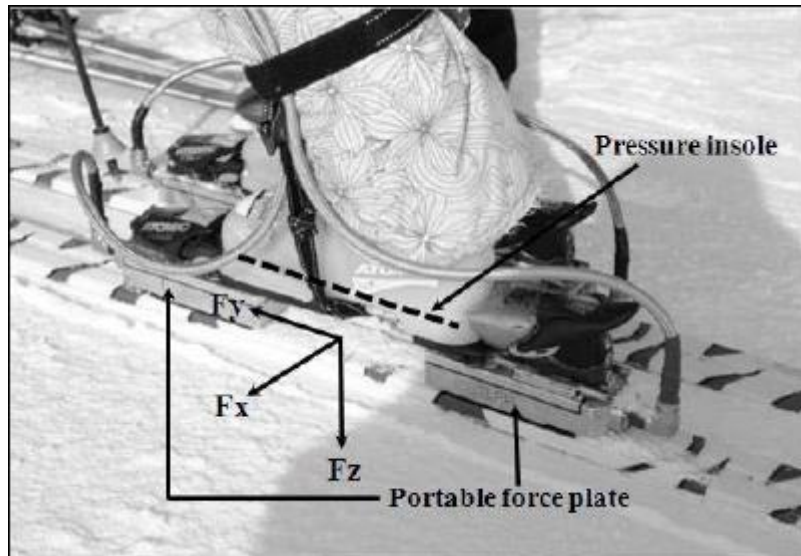
Reaktivoimalla tarkoitetaan voimaa, joka vaikuttaa laskijaan maasta ja siihen vaikuttavat kaikki kehoon ja sen osiin kohdistuvat kiihtyvyydet. Laskijan seisoessa paikallaan reaktivoiman suuruus on hänen painovoimansa suuruinen. Reaktivoiman mittaamisessa voidaan käyttää joko painepohjallisia (Nakazato ym. 2011; Krueger ym. 2006) tai voimalevyjä jotka asetetaan monon alle (Radenović ym. 2001; Nakazato ym. 2011) tai hyppyrin alustaan (Komi & Virmavirta 2004). Näistä kaksi ensimmäistä soveltuvat hyvin suksislopestylen tyyliin, jossa koehenkilön liikerata ei ole ennalta tiedossa. Hyppyrin alustaan kiinnitettävä voimalevy soveltuu hyvin esimerkiksi mäkihypyn voimantuoton analysointiin (Kuva 10). Reaktivoiman mittaamiseen voidaan käyttää myös kiihtyvyyssanturia. Kiihtyvyyssanturia validoitaessa on huomattu, että se on lupaava menetelmä reaktivoimien arvioinnissa (Pouliot-Laforte ym. 2014).



KUVA 10. Mäkihypyriin asennettu voimalevy (Komi & Virmavirta 2004).

Siteen alle asetettavat voimalevyt nostavat siteitä ja näin ollen myös laskuasento nousee. Tämä on havainnollistettu kuvassa 11. Voiman mittaus voi perustua myös joko venymäanturiin, induktiivisuuteen, kapasiteetin tai piotsoelektroniseen muutokseen. Näistä venymäliuskaan perustuva teknologia soveltuu hyvin biomekaanisiin sovelluksiin ja se on myös suhteellisen edullinen teknologia (Nigg & Herzog 2003, 266). Kun voiman sähköinen ominaisuus muuttuu voiman muutoksesta, niin muunnosfunktio sähköisen ominaisuuden muutoksen ja voiman välillä tulee määrittää ennen varsinaisia mittauksia (van Bergen 2004).



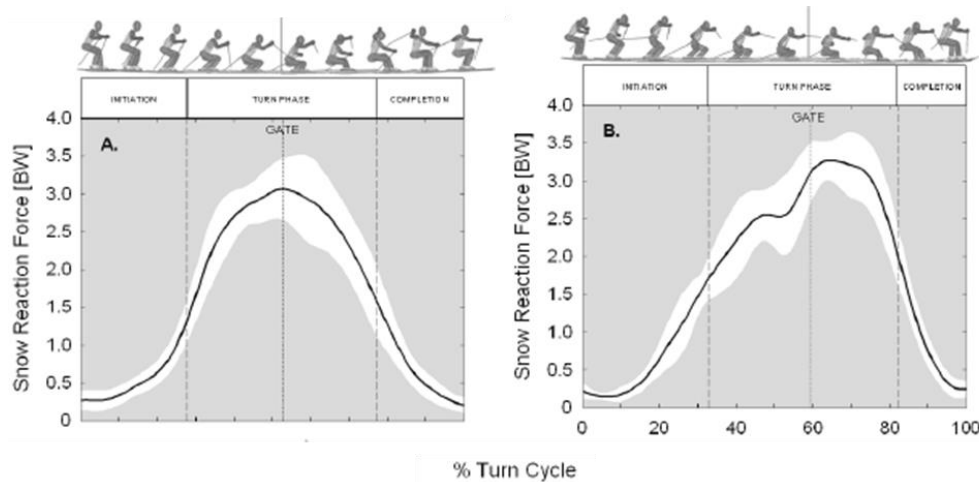


KUVA 11. Mittaustilanne, jossa mukana on sekä voimalevy että painepohjallinen (Nakazato ym. 2011)

Painepohjalliset soveltuvat hyvin voiman mittaamiseen tilanteissa, joissa mittalaitteiden häiriö itse suoritukseen tulee minimoida ja mahdollistaa vapaa liikkuminen mittausten ajan. Painepohjalliset ovat ohuita (2.2 mm) ja keveitä (0.2kg). Yksi useasti käytetyn kapasitiivisuuden perustuva painepohjallisen tekijä on Novel (Pedar, Novel, München, Saksa). Tällainen painepohjallinen mittaa ainoastaan voimaa yhteen suuntaan, jolloin voiman suuntien analysointi ei ole mahdollista ilman lisämittauslaitteita, mutta painepohjallisista saadaan tietoa, kuinka paine on jakautunut jalkapohjan alla. Painepohjallisen yksi hyvä ominaisuus mittauslaitteena alppihiihdossa on koehenkilöiden mahdollisuus käyttää omia lasketteluvälineitä, kun taas voimalevyjen tapauksessa koehenkilöt voivat käyttää vain omia monoja. Painepohjallisten lisäksi tarvitaan ainoastaan esim. vyötäröllä pidettävä mittaustulosten kerääjälaite sekä akut.

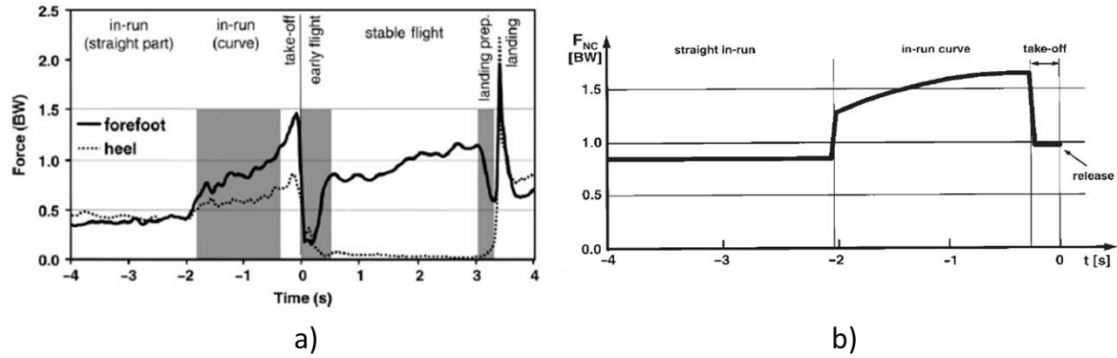
Alppihiihtotutkimuksissa on huomattu, että painepohjalliset antavat pienempiä voimia käännöksen aikana kuin voimalevyt, mutta vastaavasti painepohjallisten voima oli hetkellisesti suurempi käännösten välissä (Nakazato ym. 2011; Stricker ym. 2010). Stricker ym. (2010) tutkimuksissa painepohjallisilla mitattu voima oli sisäsuksessa 54% ja ulkosuksessa 21% pienempi kuin 3D-dynamometrillä mitatut voimat ja keskimäärin ulkojalkaan kohdistuva voima oli noin 1800N ja sisäjalkaan kohdistuva voima 800N.

Vaverka ym. (2012) mukaan reaktiovoima alppihiihtokäännöksessä vaihteli 2500N ja 3000N välissä käännöksestä riippuen. Reid (2010) selvitti väitöskirjassaan alppihiihtäjään kohdistuvia voimia ja hänen tutkimuksessa reaktiovoimat 10 m ja 13 m porttiväleille olivat maksimissaan  $3.35 \pm 0.20$  ja  $3.53 \pm 0.16$  kertaa laskijan painovoima. Hän selvitti myös miten reaktiovoima muuttuu käännöksen eri vaiheissa ja tätä on esitetty kuvassa 12. Müller ja Schwameder (2003) tutkivat carving suksien vaikutusta laskettelussa ja vertailukohteena oli vanhan malliset sukset. He huomasivat, että vanhan mallisilla suksilla reaktiovoima käännöksen aikana oli reilusti ulkojalalla, kun taas carving suksilla käännöksen aikana reaktiovoimat olivat tasaisemmin jakaantuneet jalkojen kesken siten, että ulkojalkaan kohdistui noin 1200N voima ja sisäjalkaan noin 800N hetkellinen maksimivoima.



KUVA 12. Käännöksen aikana reaktiovoiman muutokset 10 m (a) ja 13 m (b) porttivälillä (Reid 2010, 248).

Mäkihypyssä on huomattu painepohjallisia käyttämällä, että hetkittäinen reaktiovoima alastulossa on noin 1.5-3 kertaa hyppääjän painovoiman suuruinen. Lisäksi on havaittu, että hyppääjään vaikuttaa hyppyrin kaarella yli 1.5 kertainen voima painovoimaan nähden ja tämä on esitetty kuvassa 13. Kuvassa 13b  $F_{NC}$  on hyppääjään kohdistuvan painovoiman alustaa vasten voiman ja keskipakovoiman summa. Kuvassa 13 BW viittaa hyppääjän painovoimaan (Schwameder, 2008).



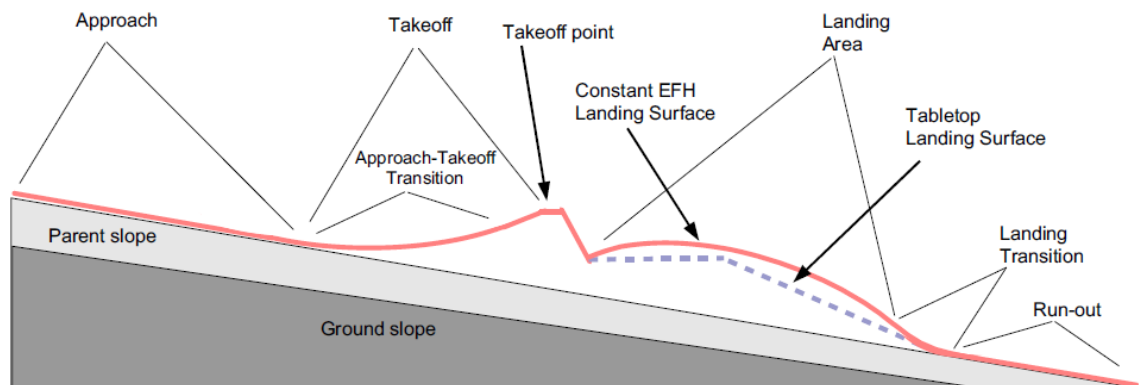
KUVA 13. Mäkihyppääjän kantapään ja päkiään kohdistuva voima vauhdinoton, hypyn, ilmalennon ja alastulon aikana (a) ja vauhdinotossa ja hyppyrin nokalla hyppääjään kohdistuvan reaktivoiman suuruus (b) (Schwameder 2008).

Slopestyle ja big air hyppyreissä laskijaan kohdistuvaa reaktivoimaa voidaan pienentää oikeanlaisella suunnittelulla. Suunnittelussa tulee huomioida hyppyrille tulonopeus, hyppyrin nokan korkeus ja sitä kautta lentoradan pituus. Alastulokulma on myös yksi merkittävä tekijä laskijaan kohdistuvan reaktivoiman suuruuden määrittelemiseksi.

Minetti ym. (1998) selvittivät tutkimuksissaan maksimaalista pudotuskorkeutta, jonka jalkojen voimat voivat vastaanottaa ja absorboida. Heidän mukaansa urheilijoille maksimi pudotuskorkeus on 1.5 metriä. Tätä tutkimusta on käytetty hyväksi ohjeistuksissa ja sen mukaan alastulojen suunnittelussa tulisi pyrkiä siihen, ettei tätä rajaa ylitettäisi ja näin ollen alastuloalustasta tulee kaarimainen kuvan 14 mukaan. Tällaista kaarimaista alastuloa sanotaan vakio pudotuskorkeutta vastaavaksi alastuloalueeksi (EFH, Equivalent Fall Height) tällöin laskijaan kohdistuva reaktivoima pysyy vakiona koko alastulon alueella. EFH saadaan laskemalla kaavaa 1 käyttämällä, jossa  $h$  on putoamiskorkeus,  $v_J$  on hyppääjän alastulonopeus,  $\theta_J$  on hyppääjän alastulokulma ja  $\theta_L$  on alastulokohdan kulma. EFH saadaan minimoitua, kun hyppääjän alastulokulma lähenee alastulokohdan kulmaa (Levy ym. 2015; McNeil ym. 2012).

$$h = \frac{v_J^2 \sin^2(\theta_J - \theta_L)}{2g} \quad (1)$$

Toinen laskijaan merkittävästi vaikuttava reaktivoima on hyppyrin nokkaa lähestyttäessä ja hyppyrin kaarevuudesta aiheutuva keskipakovoima. Laskun aikana laskija hakee haluamaansa laskulinjaa ja tekee tarvittavia käännoiksi, joiden aikana reaktivoimat vaikuttavat vastaavasti kuten alppihihdossa, mutta pienempinä, koska suksislopestylessä käännökset ovat loivapiirteisempiä kuin alppihihdossa. Näiden lisäksi laskijaan vaikuttaa mm. myös ilmanvastuksesta tuleva voima.



KUVA 14. Hyppyrin ja vauhdinoton suunnittelu. Punainen viiva alastulossa kuvaa vakio pudotuskorkeuden alastuloa ja katkonainen viiva perinteisempää pöytälevyalastuloa. (Levy ym. 2015).

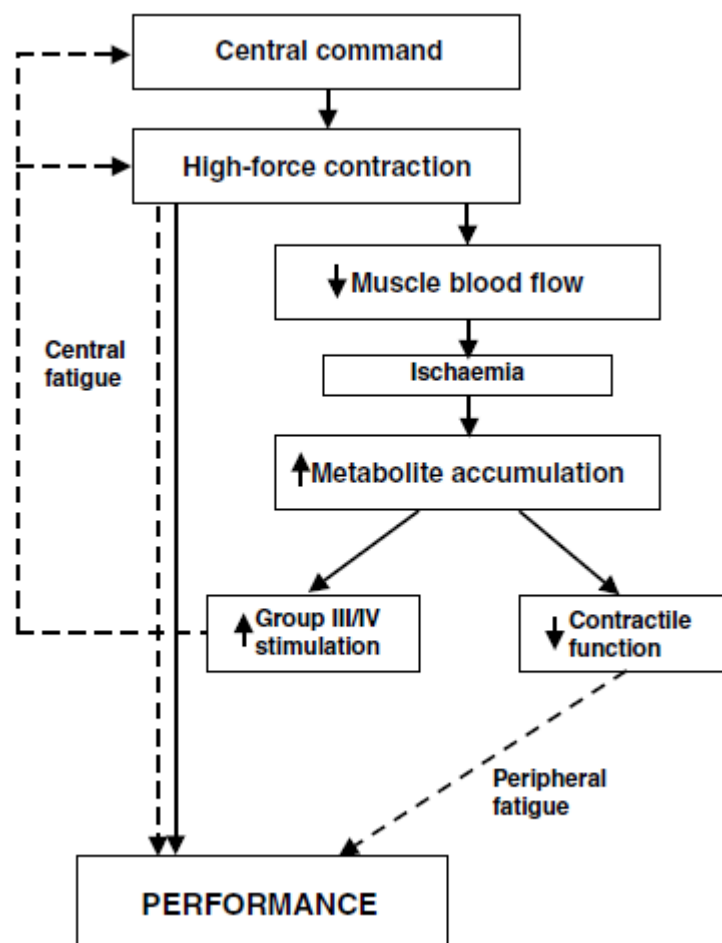
### 3.2 Väsyminen alppihihdossa

Alppihihtotutkimuksissa on havaittu, että lajille on tyypillistä korkean intensiteetin suoritus, jossa on paljon toistuvia isometrisiä ja eksentrisiä lihastoita. Tämän johdosta hapen kulku lihaksistoon heikkenee ja se aiheuttaa sekä sentraalista että perifeeristä väsymystä (Ferguson, 2009). Tämä on esitetty kuvassa 15. Lisäksi on huomattu, että harrastelijalasketteliijoilla 4 tunnin laskettelu aiheuttaa lihasväsymystä eksentrisessä lihastyössä ja se on havaittavissa vielä 24 tunnin jälkeen. Konsentrisessa lihastyössä vastaavaa väsymystä ei havaittu (Koller ym. 2015).

Kröllin ym. (2011) tutkimuksissa on myös havaittu, että kolme tuntia kestäneessä harrastelijalaskettelussa, jossa aktiivista lasketteluja tuli 40 minuuttia, ei havaittu

väsymystä sen perinteisen määritelmän mukaan, vaikka EMG signaalissa oli tapahtunut intensiteettimuutoksia ja signaali siirtyi kohti alempia taajuuksia. Tutkijat päättelivät, että laskettelijat muuttavat laskutekniikkaa ennen kuin lihasväsymystä ilmenee. Väsymystilanteessa laskettelijoiden lihasten aktivointijärjestyksessä tapahtuu muutoksia ja suorituksessa otetaan käyttöön toisia lihaksia. Näin kompensoidaan väsymystä lihasta ja mahdollistetaan suorituksen jatkaminen (Kröll ym. 2005).

Kun koehenkilöinä oli kymmenen naista, niin jalkaprässissä 100° polvikulmalla ei tapahtunut enimmäisvoimassa tilastollisesti merkittäviä muutoksia kolmen tunnin laskettelon jälkeen. Mutta kyky ylläpitää 45-50% enimmäisvoimaa lyheni 12% laskettelon vaikutuksesta (Seifert ym. 2009).



KUVA 15. Kaavioesitys fysiologisista seikoista, joiden syynä on estynyt verenkierto ja jotka vaikuttavat väsymiseen ja suorituskyykyyn alppihiihdossa (Ferguson 2009).

Kilpailutilanteissa on havaittu, että pidentämällä suurpujotteluporttien horisontaalista etäisyyttä kahdella metrillä, saadaan kontrolloitua laskunopeutta. Vastaavasti haittana pidemmistä ja jyrkemmissä käänöksistä oli väsymyksen mahdollinen ilmeneminen. Väsymys voi johtaa tasapainon menettämiseen ja mahdollisiin polvivammoihin (Spörri ym 2012). Simuloidussa 45 portin kilpailutilanteessa on huomattu, että alppihiihto aiheuttaa korkeataajuista perifeeristä väsymystä (Tomazin ym. 2008), joka on tyypillistä maksimaalisella intensiteetillä tehdyssä venytys-lyhenemissykliharjoitteissa (Strojnik & Komi, 1998).

Väsymyksen ymmärtäminen on oleellista myös suksislopestylessä, sillä on havaittu, että freestyle laskijat ovat erittäin herkkiä vammautumisille. Esimerkiksi Sotshin talviolympiakisojen osallistujien keskuudessa tehdyssä tutkimuksessa yksi suurimmista riskeistä vammautumiseen oli freestylelaskijoilla, suksislopestyle ja lumikouru laskijat yhdessä. Suksislopestylen loukkaantumisista suurin osa tapahtui harjoitusten yhteydessä (Palmer-Green & Elliott, 2015; Soligard ym. 2015). Freestylen maailmancupin loukkaantumisten mukaan polvivammat ovat yleisin vamman aihe (Flørenes ym. 2010). Vammautumisen minimoimiseksi nivelten stabilointi on yksi tärkeä tekijä. Nivelten stabiloimisessa voimantuottonopeus on erittäin tärkeää (Gruber & Gollhofer, 2004). Tutkijat ovat myös suosittaneet, että voimantuottonopeus huomioitaisiin ennen kuin loukkaantunut urheilija palaa urheilemaan. Angelozzi ym. (2012) huomasivat, että tahdonalainen isometrinen voima lähes palasi ACL-korjauksen jälkeen tilaan ennen loukkaantumista, mutta voimantuottonopeus oli palannut vasta 12 kuukauden jälkeen.

## 4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEESI

Suksislopestyle on lajina varsin uusi eikä lajista ole vielä tehty tutkimusta lajinomaisessa harjoittelussa, joten suoria viitteitä olemassa oleviin tutkimuksiin ei ole käytössä. Tutkimuksen tarkoitus on selvittää missä vaiheessa lajiharjoittelua väsymistä on havaittavissa ja näin selvittää sopivan lajiharjoituksen pituus. Suksislopestyle on herkkä laji loukkaantumisille (Palmer-Green & Elliott, 2015; Soligard ym. 2015) ja väsyminen lisää loukkaantumisriskiä, joten on tärkeää tietää miten lajiharjoittelu aiheuttaa väsymystä. Samalla selvitetään millaiset reaktiovoimat kohdistuvat laskijaan hyppyristä alas tullessa ja miten se tulisi huomioidaan voimaharjoittelussa.

Tutkimuksessa selvitettiin:

1. Miten väsyminen näkyy lihasaktiivisuudessa ja voimantuotossa kahden tunnin lajinomaisen harjoituksen aikana.
2. Miten suuri reaktiovoima laskijaan kohdistuu hyppysuorituksen aikana: hyppy sekä alastulo.

Hypoteesit tutkimuskysymyksille:

1. Alppihiihdossa tehtyjen tutkimusten perusteella EMG-signaalissa tapahtuu intensiteetti muutoksia sekä signaalin siirtymistä alemmille taajuuksille (Kröll ym. 2011), mutta kyyssä tuottaa enimmäisvoimaa ei tapahdu tilastollisesti merkittävää muutosta (Seifert ym. 2009).
2. Reaktiovoimat ovat profiililtaan ja suuruudeltaan mäkihyppytutkimuksissa mitattujen reaktiovoimien mukaisia (Schwameder, 2008).

## **5 MENETELMÄT**

Mittaukset suoritettiin Rukalla 2.-4. helmikuuta 2016. Paikkana oli Rukan Battery Parkin isompi ylähyppyri. Mittauspaikka valittiin Rukan Battery Parkiksi, koska maajoukkue oli tuolloin leirillä Rukalla ja Rukan alppikoulun freestyle linja harjoittelee siellä. Lisäksi Rukan Battery Parkissa on Suomen isoimmat jatkuvassa käytössä olevat hyppyrit.

### **5.1 Tutkittavat**

Tutkittavina oli kuusi miestä ja he olivat iältään  $18.5 \pm 1.6$  vuotta, pituus oli  $176 \pm 4.9$  cm ja massa  $69 \pm 7.8$  kg (keskiarvo $\pm$ keskihajonta). Nämä tiedot perustuvat tutkittavien omaan ilmoitukseen. Kaksi tutkittavista kuuluu Suomen maajoukkuerinkiin ja loput neljä ovat kansallisen tason laskijoita ja heistä kolme on Rukan alppikoulun freestylelinjalla. Jokaisen tutkittavan lajitaitotaso on erittäin hyvä, joten mittaukset pystyttiin suorittamaan turvallisesti rinneolosuhteissa.

### **5.2 Tutkimusprotokolla**

Tutkittaville kerrottiin mittausten alussa suoritettavat mittaukset ja mittausprotokolla. Heille kerrottiin myös tutkimuksen tarkoitus sekä miten tutkimusmateriaalia tullaan käyttämään ja säilyttämään. Tutkittavat tiesivät, että heillä on oikeus kieltäytyä tai keskeyttää mittaukset halutessaan ilman, että heille koituu siitä mitään sanktioita. Ennen mittausten aloittamista tutkittavat allekirjoittivat suostumuslomakkeen. Alaikäisen tutkittavan huoltaja allekirjoitti suostumuslomakkeen.

Tutkittavat tulivat mittauksiin levänneinä, eli heillä ei ollut fyysistä kuormitusta aiemmin samana päivänä. Edellisenä viikonloppuna heillä oli ollut kilpailut ja aiemmin samalla viikolla he olivat laskeneet oman ohjelman mukaan.



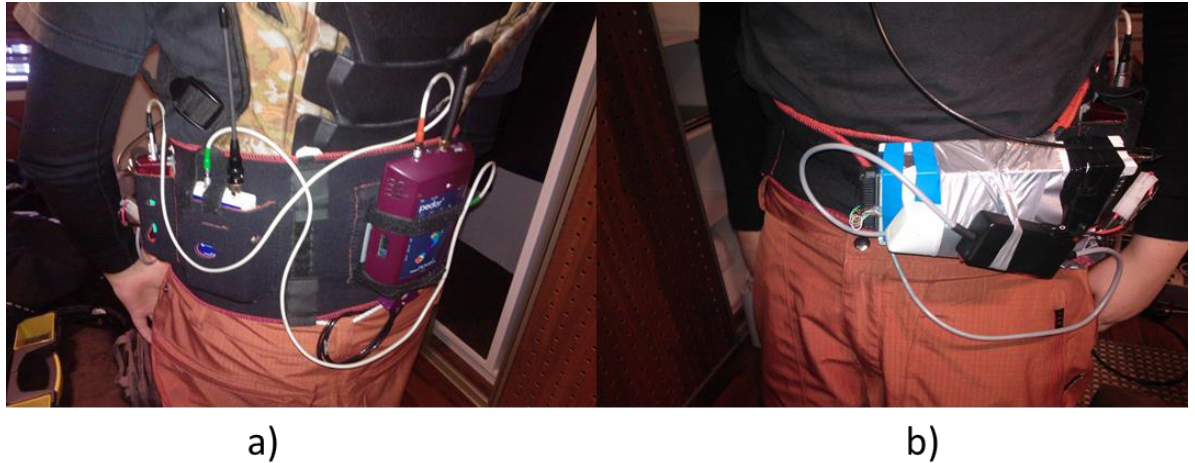
Mittausprotokolla:

- Tutkittaville kerrotaan mittausprotokolla ja käytettävät mittausmenetelmät.
- Tutkittaville asetetaan mittalaitteet: painepohjalliset ja EMG-housut sekä niihin liittyvät datan keruu- ja lähetyslaitteet, kiihtyvyyssanturi.
- Tutkittava tutustuu rinteeseen ja keliolosuhteisiin kolmen laskun ajan sekä suorittaa omatoimisen alkulämmittelyn haluamallaan tavalla.
- Laskun aikainen mittaus suoritetaan tutustumisen jälkeen kahdesta laskusta Rukan ylähyppyrimin kohdalta, jossa tutkittava hyppää korkki-7 hypyn: mitataan EMG-aktiivisuus ja reaktiivoimat.
- Hyppyjen jälkeen tutkittava laskee vielä yhden laskun ja tulee Rukan rinteiden alla olevaan Kärpänkolo nimiseen huoneistoon, jossa mitattiin maksimivoima ja voimantuottonopeus sekä maksimi EMG. Rinteestä huoneistoon siirtymisen tutkittava suorittaa kävellen ja siinä on nousu portaita käyttäen toiseen kerrokseen.
- Tutkittava jatkaa omatoimista laskemista ja mittaus toistetaan 1h ja 2h kohdilla ensimmäisestä mittauksesta.
- Hissinousut suoritettiin ankkurihissillä.

### 5.3 Mittausmenetelmät

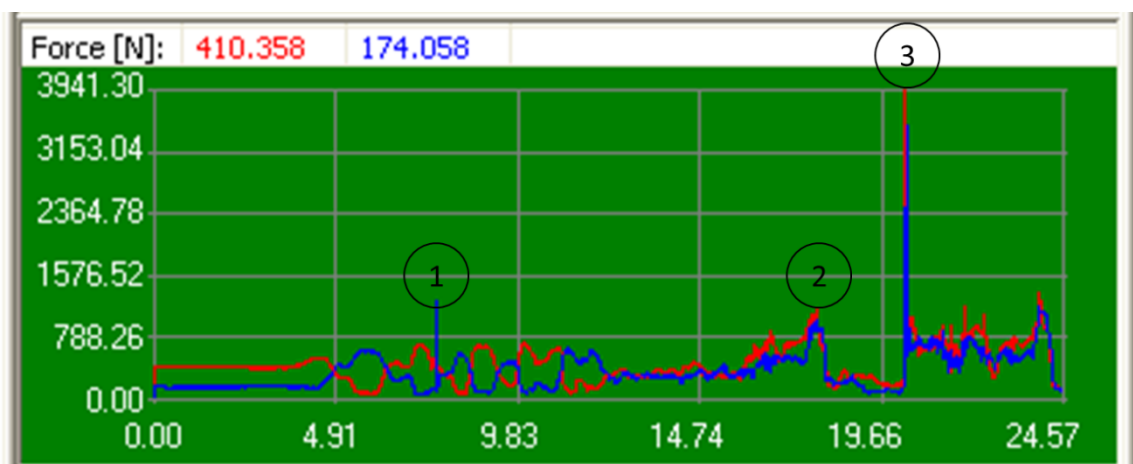
Pedar painepohjallisilla (Novel GmbH, München, Saksa) mitattiin tutkittaviin kohdistuvat reaktiivoimat. Painepohjallisten data luettiin Pedar-xf (Novel GmbH, München, Saksa) datan tallennus- ja lähetysyksikköön, josta se siirrettiin analysoitavaksi kannettavalle PC:lle. Pedar-xf laite asetettiin Pedar laitteiston mukana tulleen vyön avulla tutkittavan vyötärölle. Pedar-xf laitteen lisäksi vyöllä oli tarvittava akku sekä moduuli mittauksen langattomaan käynnistämiseen ja lopettamiseen (Kuva 16 a). Painepohjalliset mittasivat pohjalliseen kohdistuvaa painetta 100Hz näytteenottotaajuudella. Mittaus käynnistettiin Battery Parkin yläosassa ja tutkittava polkaisi oikealla jalalla lumeen joka toimi synkronointimerkinä painepohjallisille,

EMG-mittauksille ja kiihtyvyyssanturille. Painepohjallisten mittaus pysäytettiin, kun tutkittava oli laskeutunut hypystä ja jatkanut laskuaan muutaman metrin. Mittausten jälkeen painepohjallisten tuloksia analysoitiin kannettavassa tietokoneessa Pedar-x Recorder v 12.1.28 ohjelmistolla (Novel GmbH, München, Saksa).



KUVA 16. Mittalaitteet tutkittavan vyötäröllä, jossa a) Pedar-xf sen akku ja etäkäynnistyksen moduuli b) A/D-muunnin, akku ja WLAN-lähetin.

Kuvassa 17 on esitetty painepohjallisilla mitattujen reaktivoimien profiili. Kohdassa 1 näkyy reaktivoimapiikki, joka on syntynyt oikealla jalalla tehdystä synkronointi polkaisusta. Kohta 2 on hyppyrin nokka ja kohta 3 alastulokohta.



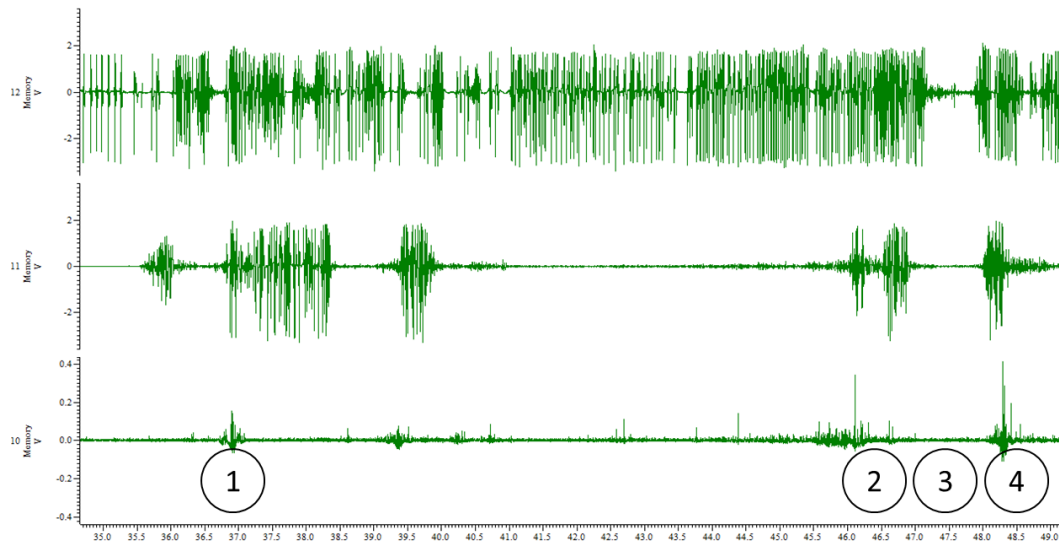
KUVA 17. Reaktiivoimien profiili vauhdinotossa, hyppyrillä ja alastulossa. Kohta 1 synkronointipolkaisu, kohta 2 hyppyrin nokka ja kohta 3 alastulo.

EMG signaalit mitattiin EMG-puvun housuilla (Myontec, Kuopio, Suomi) ja mittausdata kerättiin A/D-muuntimella (NI 9205, National Instruments, Austin, Yhdysvallat) 1 kHz näytteenottotaajuudella. Näytteet lähetettiin langattomasti WLAN lähettimellä (WLS-9163, National Instruments, Austin, Yhdysvallat) kannattavalle tietokoneella, jossa oli käyttöliittymä mittausten käynnistämiseen ja lopettamiseen sekä datan tallennusohjelmisto (LabVIEW, National Instruments, Austin, Yhdysvallat). A/D-muunnin ja WLAN-lähetin sekä laitteiden akku teipattiin painepohjallisyöhön (Kuva 16 b). WLAN-lähettimen antenni teipattiin kypärään, jotta saataisiin mahdollisimman hyvä radiosignaaliyhteys mittalaitteiden ja kannettavan PC:n välille (Kuva 18). Ennen mittauksia EMG-housujen elektrodipinnat kostutettiin suihkuttamalla niihin vettä ja sivelemällä ohut kerros perusvoidetta (Berner, Helsinki, Suomi). Tutkittaville annettiin alushousut, joihin oli pakaralihaksen, Gluetus, kohdalle tehty isot reiät, jotta EMG-housujen elektrodit saivat ihokosketukset.



KUVA 18. WLAN-antenni teipattuna tutkittavan kypärään.

Kuva 19 esittää suodatettua EMG-signaalia mittausten ajalta ja siinä kohta 1 on synkronointipolkaisu juuri ennen laskun alkamista, kohta 2 on hyppyri, kohta 3 on ilmalento ja kohta 4 on alastulo. Kuvan 19 lihasryhmät ovat pakaralihakset, Gluteus (Memory 12), etureiden lihakset, Quadriceps femoris (Memory 11) ja takareiden lihakset, Hamstring (Memory 10).



KUVA 19. Suodatettu EMG-signaali sykronointipolkaisun (1), vahdinoton, hyppyrin (2), ilmalennon (3) ja alastulon (4) aikana. Mitatut lihasryhmät kuvassa ovat pakaralihakset, Gluteus (Memory 12, ylin), etureiden lihakset, Quadriceps femoris (Memory 11, keskimäinen) ja takareiden lihakset, Hamstring (Memory 10, alin).

Hyppyjen alastulon reaktivoimia mitattiin myös AistinBlue (iProtoXi Oy, Oulu, Suomi) sensorikehitysalustalla, jossa on mm. kiihtyvyysanturi ja ilmanpaineanturi. Ilmanpaineanturilla voidaan mitata korkeuseroja (Ilmatieteenlaitos 2017). AistinBlue kiinnitettiin tutkittavan oikean jalan monon tarrakiristimeen tai ylimmäiseen solkeen monon mallista riippuen. Kiinnittäminen tapahtui tarranauhakiinnityksenä, jossa oli kotelo itse sensoriyksikölle. AistinBluen mitaamat datat luettiin Samsung Galaxy J5 älypuhelimella (Samsung, Seoul, Korea) jossa oli Android v5.1.1 käyttöjärjestelmä (Google, View, Yhdysvallat) ja Aistin Blue Data Viewer v.1.33 (iProtoXi Oy, Oulu, Suomi), joka tallensi sensoridatat 10Hz taajuudella puhelimen muistiin. Mittauksen aikana puhelin oli tutkittavan taskussa. Älypuhelin ja AistinBlue kommunikoivat BlueTooth 4.0 välityksellä, joka on alhaisen tehonkulutuksen versio BlueToothista

(BlueTooth). AistinBlue, Samsung Galaxy J5 ja AistinBluen kotelo ovat esitettynä kuvassa 20.



KUVA 20. Samsung Galazy J5, AistinBlue ja kotelo kiinnityshihnoin AistinBluelle.

MVC ja voimantuottonopeus mitattiin isometrisessä voimapenkissä (Jyväskylän Yliopisto, Suomi) 110° polvikulmalla ja voimadata luettiin voimapenkkiin kuuluvan vahvistimen kautta A/D-muuntimella (Cambridge Electronic Design, Cambridge, Englanti), josta data tallennettiin kannettavalle tietokoneelle Spike2 v5.21 ohjelmistolla (Cambridge Electronic Design, Cambridge, Englanti). Mittausten alussa voimapenkki kalibroitiin asettamalla oikean jalan voimaa mittaava vipuvarsi vaakatasoon ja nilkan kiinnityskohtaan asetettiin 10.035 kg punnus.

MVCn aikana mutkittavilta mitattiin myös maksimi EMG, jolla voidaan skaalata EMG signaalit siten, että ne olisivat vertailukelpoisia tutkittavien välillä. Tutkittavia ohjeistettiin tekemään suoritus maksimaalisena mahdollisimman nopeana yhtäjaksoisena suorituksena. Suoritus kesti noin kolme sekuntia ja jokaisella mittauskerralla tutkittava

suoritti kolme yritystä noin 30 s välein. Näistä paras suoritus otettiin tulosten analysointiin. Paras suoritus oli suoritus, jossa voimantuotto oli yhtäjaksoinen ja mahdollisimman suuri eikä siinä esiintynyt esijännitystä tai muita mahdollisia häiriötekijöitä. Voimapenkin hinnat olivat liian lyhyet, jotta ne olisivat ylettyneet laskettelumonon ympäri, jonka vuoksi oikea jalka sidottiin nilkan kohdalta kuorman sitomisliinalla (Kuva 21).



KUVA 21. Tutkittavan nilkka sidottuna kuormansitomisliinalla voimapenkkiin.

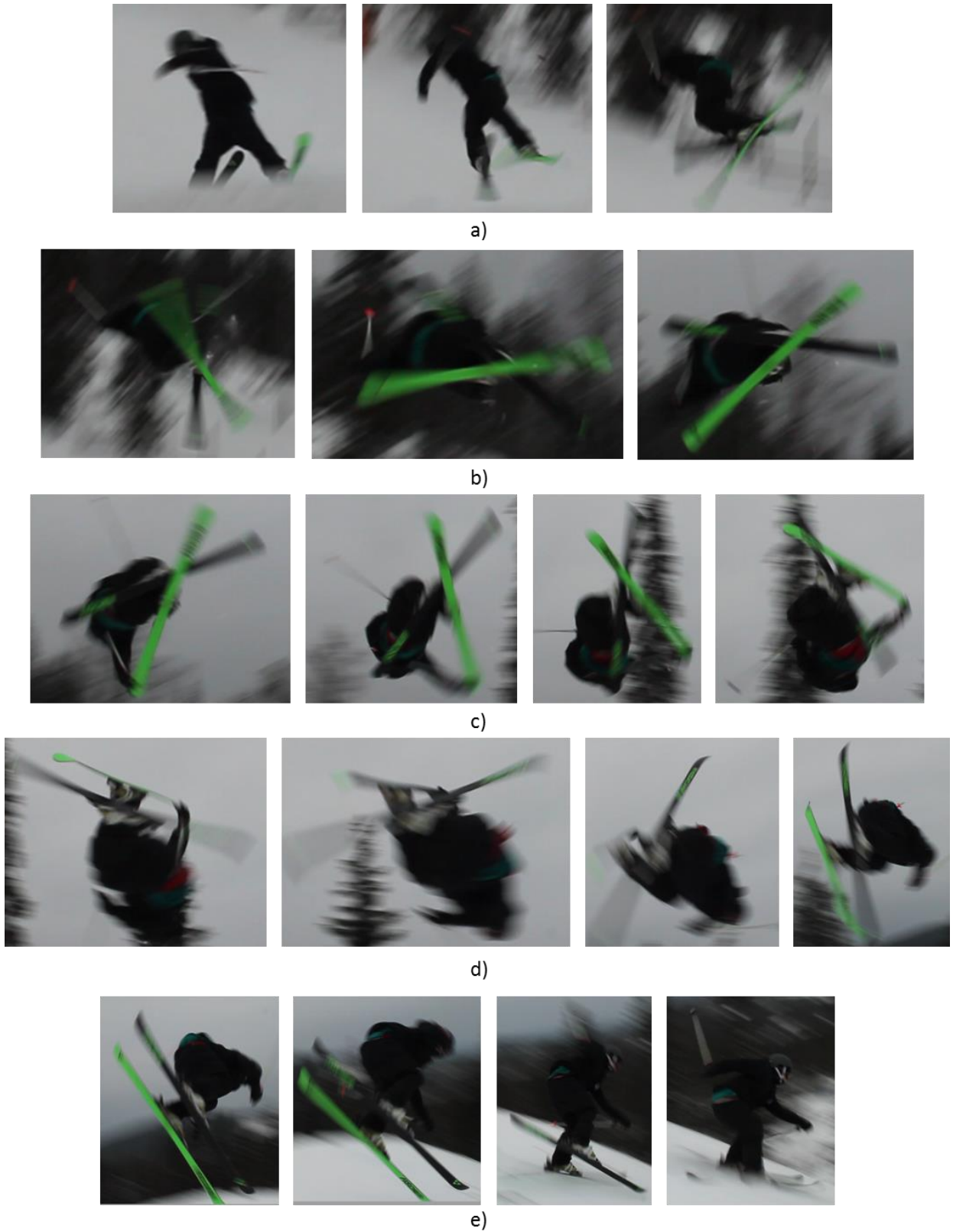
Ennen ensimmäisiä mittauksia havaittiin, että sähköverkon 50 Hz taajuus vuotaa aiheuttaa häiriötä, jonka amplitudi oli useita kymmeniä Newtonia. Häiriön poistamiseksi voimapenkki maadoitettiin pistorasian maahan auton käynnistyskaapelilla (Kuva 22).



KUVA 22. Voimapenkin maadoitus auton käynnistyskaapelilla a) voimapenkin maadoituskohta ja b) maadoitus pistorasiaan.

## 5.4 Hyppy

Mittauksiin valittiin suoritettavaksi hypyksi korkki-7, jossa hyppääjä pyörii 720° akselinsa ympäri heittäytyen taaksepäin, siten että lentoasennossa hyppääjä on lähes vaakatasossa ja jalat käyvät pään yläpuolella. Tämä hyppy on riittävän haastava, jotta se kuvaa oikeaa harjoittelua ja se on osalla laskijoilla myös kilpailusuorituksena. Hyppy vakioitiin, jotta jokaisen tutkittavan hypyn koko olisi mahdollisimman samanlainen ja näin tulokset vastaisivat tutkittavien välillä. Tutkittavat saivat kuitenkin itse valita haluamansa otteen suksesta tai monosta omien mieltymystensä mukaan. Kuvassa 23 on esitetty korkki-7 hyppy, jossa hyppääjän jalat ovat päätä korkeammalla 360 asteen jälkeen aina alastuloon valmistautumiseen saakka (Kuva 23c ja 23d).



KUVA 23. Korkki-7. a) ensimmäiset 180 asetetta b) asteet 180-360 c) asteet 360-540 d) asteet 540-720 e) alastulo.



## 5.5 Tilastolliset menetelmät

Tilastoajat suoritettiin SPSS Statistics v22 (IBM, Armonk, Yhdysvallat) ohjelmistolla. Lihasaktiivisuus, MVC ja voimantuotto tulokset analysoitiin yleisen lineaarimallin toistuvien mittausten, repeated measures, menetelmällä ja suoritusten välinen vertailu suoritettiin LSD Post Hoc testinä. Reaktivoimista laskettiin keskiarvo ja keskihajonta. Tulosten katsottiin olevan tilastollisesti merkitseviä, jos p-arvo oli  $<0.05$ .

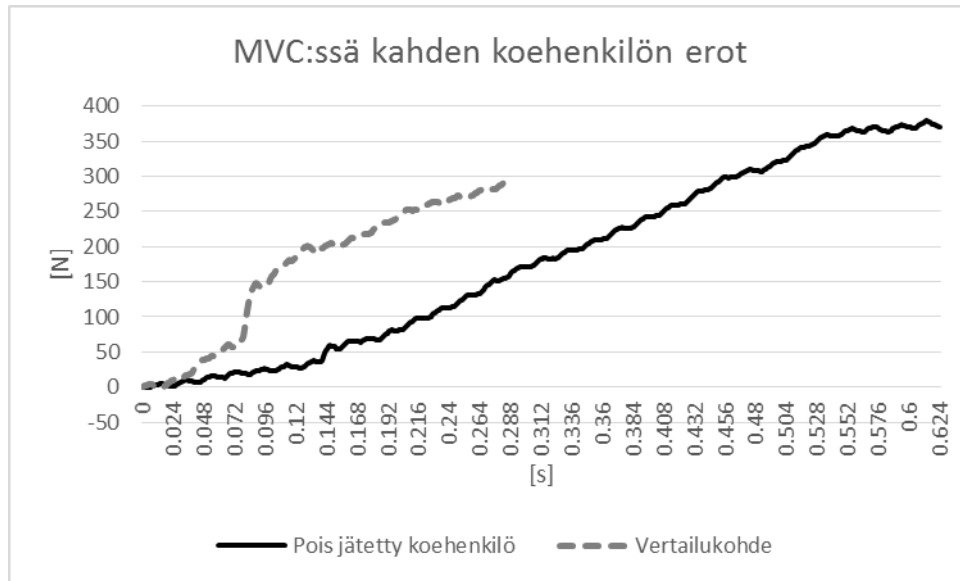
## 6 TULOKSET

Tuloksista raportoitiin taajuus- ja amplitudimuutokset EMG signaalissa ja tutkittavaan kohdistuvat voimat alastulossa suhteutettuna tutkittavan massaansa sekä voimantuottonopeuden muutokset. Tulosten yhteydessä on myös tutkittavien lukumäärä, koska EMG-housujen ja laiterikkojen vuoksi mittaustuloksia ei saatu kaikista halutuista mittauksista jokaiselle tutkittavalle.

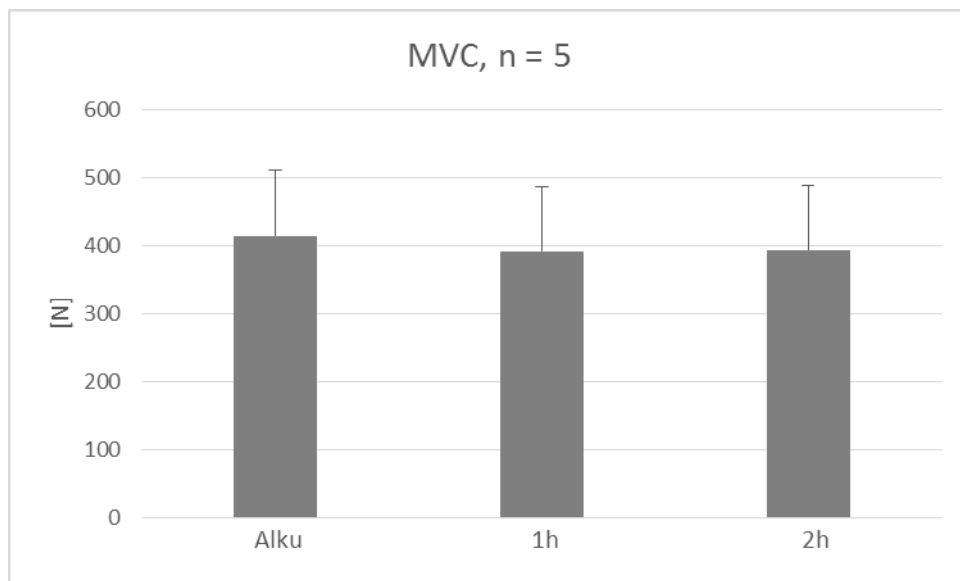
### 6.1 MVC ja voimantuottonopeus

Yhden tutkittavan tulokset jätettiin MVC:n ja voimantuottonopeuden analysoinnin ulkopuolelle, koska kyseisellä tutkittavalla oli selkeitä motivaatio-ongelmia ja hänen tulokset vääristivät kokonaiskuvaa. Tämä on esitetty kuvassa 24, jossa mustalla viivalla on esitetty pois jätetyn tutkittavan ja harmaalla viivalla verrokkitutkittavan MVC:t ensimmäiseltä mittaukselta. Kuvasta 24 nähdään, että analysoinneista pois jätetyn tutkittavan motivaatio on vaikuttanut hänen voimantuottonopeuteen hidastavasti.

Isometrinen MVC pysyi lähes samalla tasolla kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun aikana ( $414 \pm 97\text{N} \Rightarrow 393 \pm 94\text{N}$ ;  $p=0.64$ ). Maksimaalinen isometrinen voima oikean jalan polven ojennuksesta on esitetty kuvassa 25.



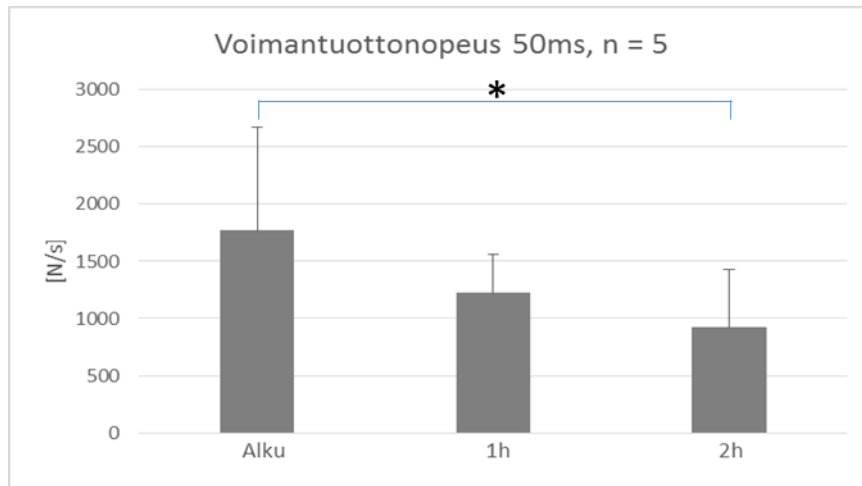
KUVA 24. Pois jätetyn tutkittavan MVC mustalla viivalla ja vertailukohteen MVC harmaalla katkoviivalla.



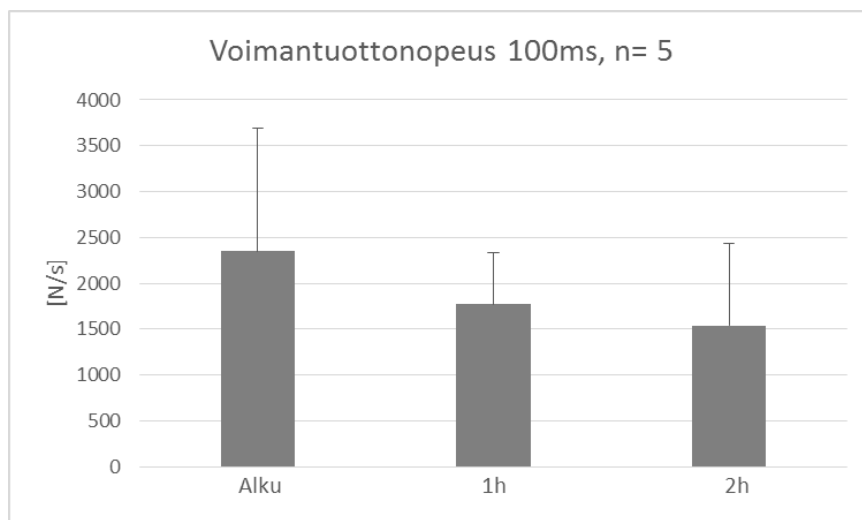
KUVA 25. Maksimaalisen isometriset voimat mittausten alussa, tunnin ja kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun jälkeen.

Voimantuottonopeus mitattiin kolmella tavalla: 50ms ja 100ms ikkunoilla voimantuoton alusta ja nopein 50 ms. Voimantuottonopeus laski tilastollisesti merkittäväsi voimantuottonopeutta mitattaessa 50ms ikkunalla ( $1770 \pm 899 \text{ N/s} \Rightarrow 920 \pm 506 \text{ N/s}$ ;

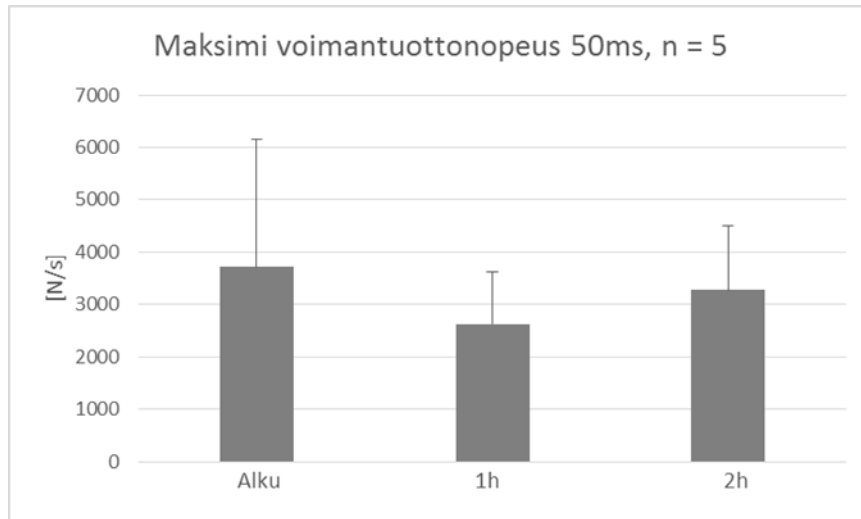
$p=0.04$ ) ja laskeva trendi on havaittavissa myös 100ms ikkunalla ( $2351\pm1345\text{N/s} \Rightarrow 1535\pm903\text{N/s}$ ;  $p=0.26$ ) kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun jälkeen. Maksimaalisessa voimantuottonopeudessa ei tapahtunut merkittävää muutosta kahden tunnin harjoittelun aikana ( $3716\pm2437\text{N/s} \Rightarrow 3281\pm1214\text{N/s}$ ;  $p=0.57$ ). Pienin mitattu voimantuottonopeus ( $2631\pm1001\text{N/s}$ ) oli yhden tunnin harjoittelun jälkeen. Nämä tulokset on esitetty vastaavasti kuvissa 26, 27 ja 28.



KUVA 26. Voimantuottonopeus 50ms ikkunalla voiman tuoton alusta mittausten alussa, tunnin ja kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun jälkeen. \* $p < 0.05$ .



KUVA 27. Voimantuottonopeus 100ms ikkunalla voiman tuoton alusta mittausten alussa, tunnin ja kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun jälkeen.

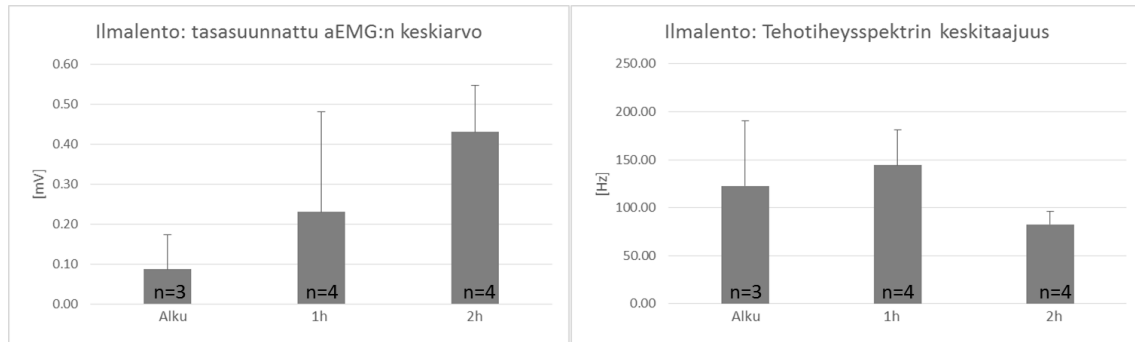


KUVA 28. Voimantuottonopeus 50ms ikkunalla voiman tuoton nopeimmasta kohdasta mittausten alussa, tunnin ja kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun jälkeen.

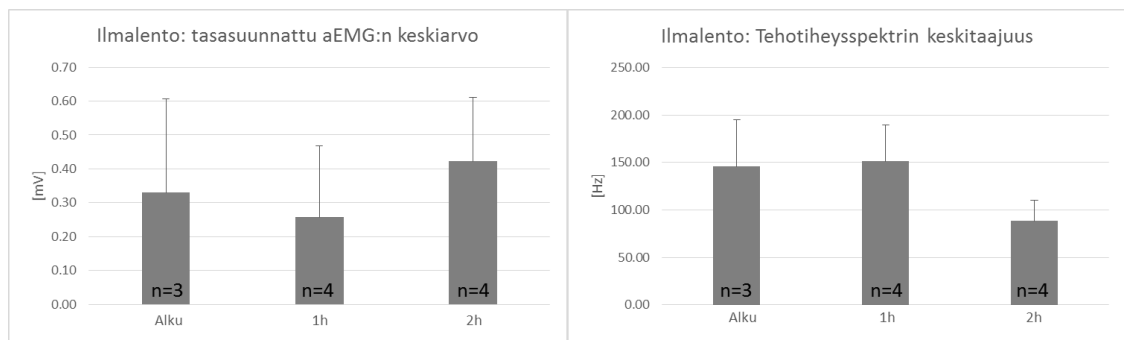
## 6.2 EMG

EMG-mittauksissa oli ongelmia EMG-housujen elektrodien ihokontaktissa ja kahden tutkittavan mittauksissa tuloksena oli vain kohinaa. Yhden tutkittavan ensimmäinen mittauskerta oli myös vain kohinaa, joten käytettävien tutkittavien lukumäärä pieneni. Näiden ongelmien lisäksi EMG-signaalin vahvistus oli liian iso ja signaaleissa tapahtui leikkaantumista. EMG-signaalista analysoitiin sen tehotiheyspektrin keskitaajuuden muutosta sekä tasasuunnatun aEMG-signaalin muutosta ilmalennon aikana ja vauhdinoton aikana.

Ilmalennon aikana juuri ennen alastuloa etureiden aEMG:ssä oli kasvava trendi ( $0.09 \pm 0.09 \text{mV} \Rightarrow 0.43 \pm 0.12 \text{mV}$ ;  $p=0.11$ ) ja samaan aikaan tehotiheyspektrin keskitaajuus laski ( $122.9 \pm 67.7 \text{Hz} \Rightarrow 82.7 \pm 13.9 \text{Hz}$ ;  $p=0.40$ ). Nämä muutokset on esitetty kuvassa 29. Takareiden osalta ei havaittu muutosta aEMG:ssä ( $0.33 \pm 0.28 \text{mV} \Rightarrow 0.42 \pm 0.19 \text{mV}$ ;  $p=0.99$ ), mutta tehotiheyspektrin keskitaajuuden laskussa oli havaittavissa trendiä ( $145.7 \pm 49.7 \text{Hz} \Rightarrow 88.4 \pm 21.9 \text{Hz}$ ;  $p=0.09$ ) (Kuva 30).

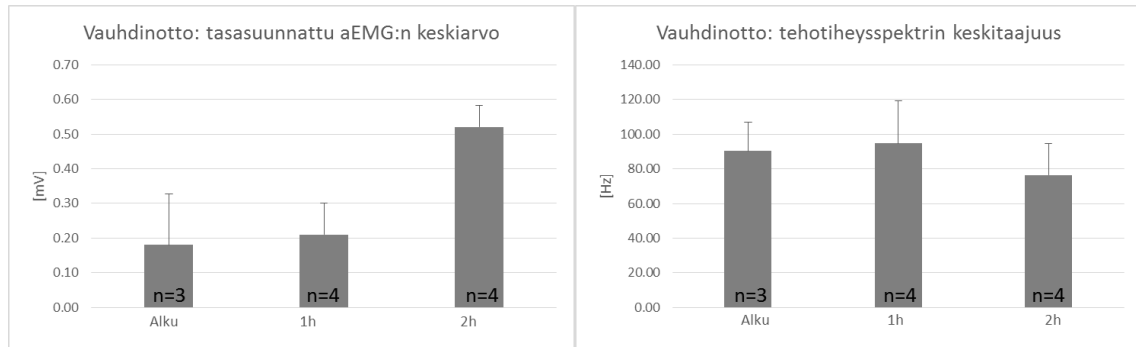


KUVA 29. Etureiden tasasuunnattu aEMG-signaalin keskiarvo (vasen kuva) ja tehotiheysspektrin keskitaajuus (oikea kuva) ilmalennon aikana.

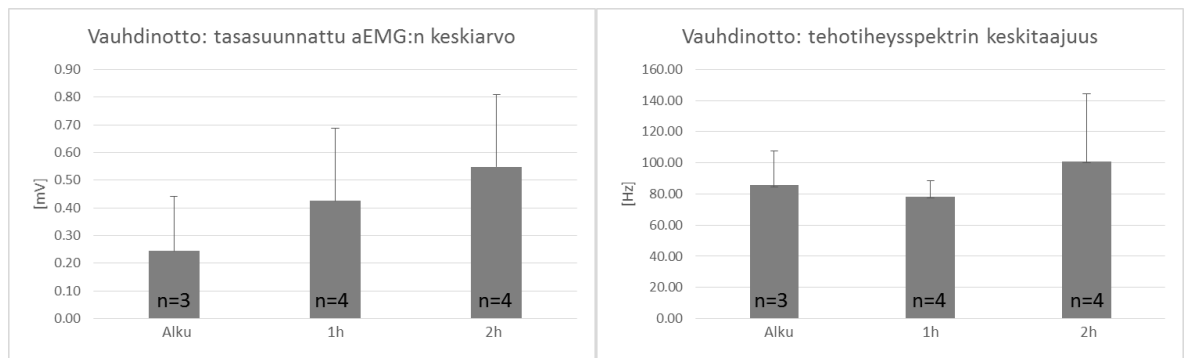


KUVA 30. Takareiden tasasuunnattu aEMG-signaalin keskiarvo (vasen kuva) ja tehotiheysspektrin keskitaajuus (oikea kuva) ilmalennon aikana.

Vauhdinotossa, jossa voimantuotto on submaksimaalista, etureiden aEMG:n keskiarvossa on kasvavaa trendiä ( $0.18 \pm 0.15 \text{ mV} \Rightarrow 0.52 \pm 0.06 \text{ mV}$ ;  $p=0.12$ ), mutta tehotiheysspektrin keskitaajuudessa ei tapahtunut muutosta ( $90.3 \pm 16.4 \text{ Hz} \Rightarrow 76.4 \pm 18.0 \text{ Hz}$ ;  $p=0.56$ ). Nämä tulokset on esitetty kuvassa 31. Vauhdinotossa takareiden aEMG:n keskiarvossa ( $0.24 \pm 0.20 \text{ mV} \Rightarrow 0.55 \pm 0.26 \text{ mV}$ ;  $p=0.19$ ) eikä EMG-signaalin tehotiheysspektrissä tapahtunut tilastollista muutosta ( $85.5 \pm 22.1 \text{ Hz} \Rightarrow 101.1 \pm 43.3 \text{ Hz}$ ;  $p=0.71$ ) (Kuva 32).

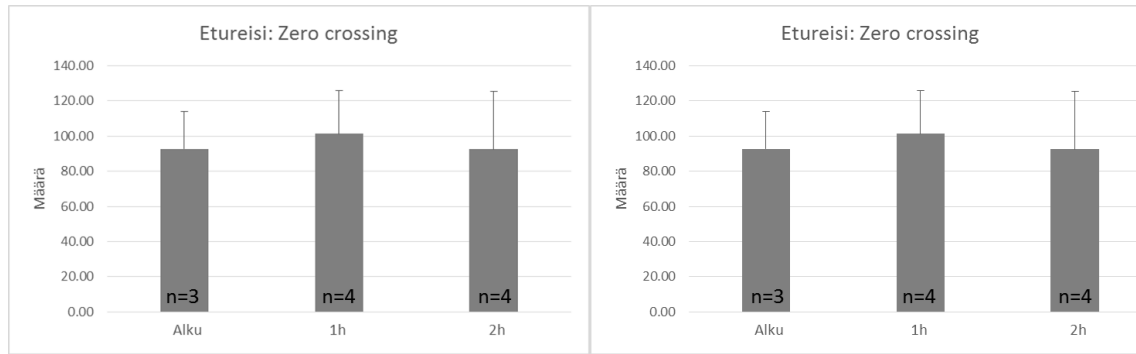


KUVA 31. Etureiden tasasuunnattu aEMG-signaalin keskiarvo (vasen kuva) ja tehotiheysspektrin keskitaajuus (oikea kuva) vauhdinoton aikana.



KUVA 32. Takareiden tasasuunnattu aEMG-signaalin keskiarvo (vasen kuva) ja tehotiheysspektrin keskitaajuus (oikea kuva) vauhdinoton aikana.

Vauhdinoton ajalta EMG-signaalista laskettiin myös nollalinjan ylitysten lukumäärä. Tämä zero crossing rate on esitetty kuvassa 33. Etureidessä ei tapahtunut muutosta zero crossing ratessa ( $92.7 \pm 21.1$  kertaa/500ms  $\Rightarrow$   $92.5 \pm 32.9$  kertaa/500ms;  $p=0.92$ ) kahden tunnin harjoittelun aikana. Samanlainen mittaustulos oli myös takareiden ( $84.7 \pm 20.8$  kertaa/500ms  $\Rightarrow$   $86.0 \pm 37.3$  kertaa/500ms;  $p=0.76$ ) osalta.



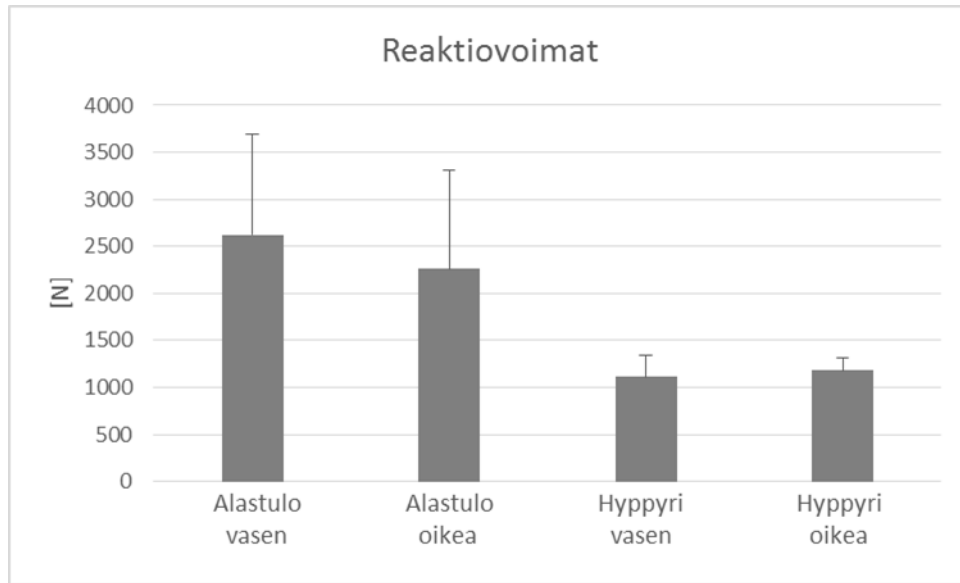
KUVA 33. Zero crossing rate vauhdinotossa etureidestä (vasen kuva) ja takareidestä (oikea kuva).

### 6.3 Reaktivoimat

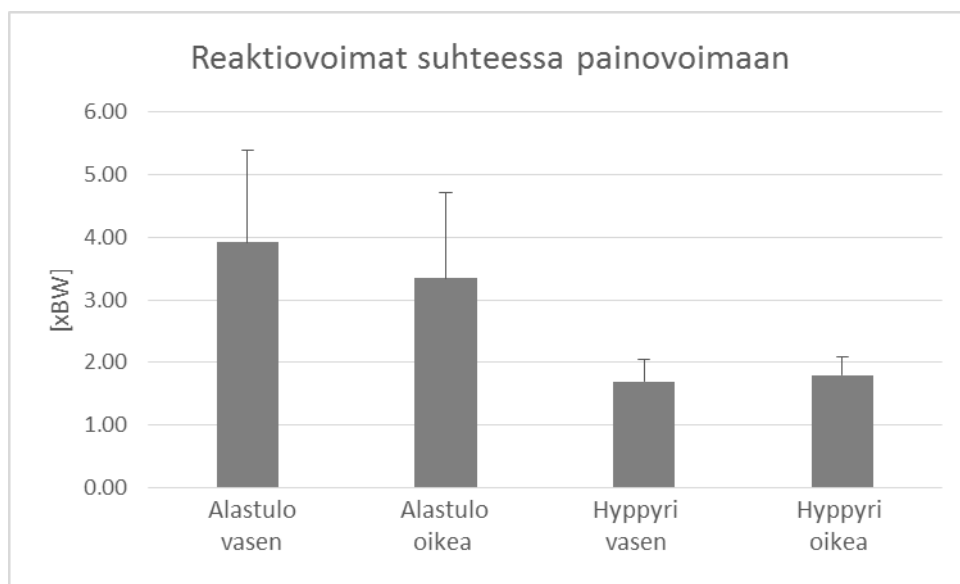
Painepohjallisten tuloksissa on mukana viiden tutkittavan mittaustuloksia, koska Pedar-xf:n akkukaapelin liitin murtui mittausten aikana eikä laitetta voinut käyttää sen jälkeen. Painepohjallisilla mitattiin tutkittavaan kohdistuvat reaktivoimat vauhdinotossa, hyppyrillä ja alastulossa.

Reaktivoimista analysoitiin tarkemmin hyppyrin nokalla ja alastulossa tutkittavaan kohdistuvat reaktivoimat. Kuvassa 34 on esitetty reaktivoimat jalkakohtaisesti. Alastulossa ne olivat  $2622 \pm 1074\text{N} / 2258 \pm 1049\text{N}$  (vasen/oikea) ja hyppyrin nokalla  $1115 \pm 233\text{N} / 1179 \pm 142\text{N}$  (vasen/oikea). Vastaavat tulokset suhteutettuna tutkittavan painovoimaan (BW) olivat alastulossa  $3.91 \pm 1.47 \times \text{BW} / 3.34 \pm 1.37 \times \text{BW}$  (vasen/oikea) ja hyppyrin nokalla  $1.69 \pm 0.36 \times \text{BW} / 1.80 \pm 0.29 \times \text{BW}$  (vasen/oikea). Painovoimaan suhteutetut reaktivoimat on esitetty kuvassa 35. Kiihtyvyyssanturilla mitattu alastulon kiihtyvyys oli  $2.83 \pm 0.38\text{g}$  (n=5) oikeasta jalasta mitattuna.





KUVA 34. Reaktiovoimat jalkakohtaisesti alastulossa ja hyppyriin nokalla.



KUVA 35. Reaktiovoimat jalkakohtaisesti alastulossa ja hyppyriin nokalla suhteutettuna tutkittavan painovoimaan.

## 7 POHDINTA

Tässä työssä selvitettiin kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun vaikutuksia väsymykseen ja reaktivoimia suksislopestylessä. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään, miten väsyminen näkyy lihasaktiivisuudessa ja voimantuotossa kahden tunnin lajinomaisen harjoituksen aikana ja miten suuret reaktivoimat laskijaan kohdistuu hyppysuorituksen aikana.

Tutkimuksen päätuloksena olivat 1) voimantuottonopeus ensimmäisen 50 ms aikana hidastui kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun aikana, 2) maksimaalisessa voimantuotossa ei havaittu muutoksia kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun aikana ja 3) laskijaan jalkapohjaan kohdistuu alastulossa noin 3.5 kertaa painovoiman suuruinen reaktivoima. EMG-signaalissa tapahtui väsymiseen viittaavia muutoksia, mutta koska signaali oli joissakin kohdin leikkaantunut, joten tilastollisesti merkittäviä tuloksia ei siitä saatu.

MVC:ssä ei tapahtunut muutoksia kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun aikana. Todennäköisesti tutkittavilla tapahtui oppimista suorituksen tekemiseen, jolloin merkkejä väsymisestä ei havaittu. Oppimisen tuomaa mahdollista virhelähdettä olisi voitu minimoida suorittamalla samalla koeryhmällä harjoitusmittaukset esimerkiksi kaksi viikkoa ennen varsinaisia mittauksia. Nyt tutkittavat olivat ensimmäistä kertaa isometrisissä polvenojennusmittauksissa. Toinen keino oppimisen selvittämiseen olisi ollut käyttää verrokkiryhmää suorittamaan MVC-mittaukset samalla aikajaksolla ilman mitään fyysistä rasitusta mittausten välillä. Mikäli verrokkiryhmällä tapahtuisi oppimista ja MVC:n kasvua suorituksesta toiseen, niin siitä voi olettaa samanlaista oppimista tapahtuneen myös tutkittavien kohdalla. Oppiminen ja motivaatio vaikeuttavat MVC:n käyttöä väsymisen indikaattorina (Gandevia, 2001). Alppihiihtotutkimuksissa kymmenen naisen koeryhmässä ei havaittu tilastollisia muutoksia maksimaalisessa voimantuotossa jalkaprässissä kolmen tunnin laskettelon jälkeen (Seifert ym. 2009), mikä osaltaan tukee tämän tutkimuksen löydöksiä.

Voimantuottonopeudessa huomattiin tilastollisesti merkittävä hidastuminen kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun jälkeen. Tällainen tulos voisi viitata sentraaliseen väsymiseen, koska voimantuottonopeus laski eniten ensimmäisen 50ms aikana (Maffioletti ym. 2016), niin se olisi myös merkki kohonneesta loukkaantumisriskistä (Krosshaug ym. 2007). 100ms ikkunalla mitattu voimantuottonopeus laski myös kahden tunnin harjoittelun aikana, mutta lasku ei ollut tilastollisesti merkittävä. Voimantuottonopeuden nopeimmassa tuottonopeudessa sen sijaan ei tapahtunut juurikaan muutosta kahden tunnin aikana. Tuloksissa oli pieni voimantuottonopeuden lasku yhden tunnin kohdalla, mutta kahden tunnin kohdalla voimantuottonopeus oli lähes samalla tasolla kuin harjoituksen alussa. Tässäkin kyseessä voisi olla oppimisen tulos ja motivaation kasvu viimeiseen mittaukseen. Tällöin olisi tarvittu harjoitusmittaukset ennen varsinaisia mittauksia tai verrokkiryhmä, johon mittaustulosten muutosta olisi voinut verrata. Yksi mahdollinen virhelähde on mittausprotokolla, jossa sekä MVC että voimantuottonopeus mitattiin samasta suorituksesta. Nämä tulisi tehdä eri suorituksilla ja erilaisella ohjeistuksella (Maffioletti ym. 2016).

MVC:n ja voimantuottonopeuden mittauksia häiritsi tutkittavien vyötäröllä olleet painepohjallisten ja EMG-housujen mittalaitteet sekä tutkittavilla olleet lasketteluvarusteet. Näiden varusteiden vuoksi tutkittavia ei voitu sitoa vöillä voimapankkiin ja ylävartalon käyttöä estettiin tutkittavia ohjeistamalla. Tämä on yksi mahdollinen virhelähde mittaustuloksiin. Tähän ratkaisuun päädyttiin, jotta voimamittaukset saatiin tehtyä heti tutkittavan saavuttua mittauspaikalle. Jos mittalaitteita olisi riisuttu, niin tutkittavilla olisi tullut palautumisaikaa.

Rinteessä tapahtuneiden mittausten päätteeksi tutkittavat laskivat vielä yhden laskun ja siirtyivät sillä huoneistoon, jossa mittaukset suoritettiin. Tällöin on voinut tapahtua lyhyttä palautumista, koska siirtyminen rinteestä suoritettiin kävellen ja kävelymatkaa tuli noin 20 m. Palautumisen määrää pienentää huoneiston sijaitseminen toisessa kerroksessa, joten tutkittavat joutuivat kiipeämään rappusia yhden kerroksen juuri ennen mittauksia.

EMG-mittauksissa oli ongelmia ihokontaktin kanssa, joten tutkittavien määrä jäi pieneksi ja tilastoajoista ei saatu tilastollisesti merkittäviä tuloksia, sillä yksittäisen tutkittavan vaikutus korostuu näin pienessä otoksessa. Tavoitteena oli skaalata laskujen aikainen EMG-signaali maksimaalisella EMG-signaalilla, mutta koska mittauksissa tapahtui signaalin leikkaantumista, niin skaalaamista ei suoritettu.

Ilmalennon aikana lihasaktiivisuus kasvoi harjoittelun aikana, joka havaittiin tasasuunnatun aEMG:n keskiarvon kasvamisena. Samaan aikaan myös EMG-signaalin tehotiheyspektrin keskitaajuus pieneni hieman. Tämä lihasaktiivisuuden kasvu kuvaa valmistautumista alastuloon ja sen vaatimaan lihasvoiman tuottoon. Vauhdinotossa, jossa lihastyö on submaksimaalista, tasasuunnatun aEMG:n keskimääräinen amplitudi kasvoi ja tehotiheyspektrin keskitaajuus aleni etureidessä, mutta keskitaajuus kasvoi takareidessä. Tässä on hieman ristiriitaisuutta, jos oletetaan, että tuloksissa pitäisi olla merkkejä väsymisestä, koska keskitaajuuden kasvu yhdessä aEMG:n amplitudin kasvun kanssa tarkoittaa voiman lisääntymistä (Merletti & Parker, 2004, 154). Kröllin ym (2011) tutkimuksissa oli huomattu, että alppihiihdossa väsymystä kompensoidaan muuttamalla laskutekniikkaa. Näiden lisäksi alppihiihtotutkimuksissa on havaittu, että väsynyttä lihasta kompensoidaan ottamalla toisia lihaksia mukaan suorituksen jatkamiseksi (Kröll ym. 2005). Tämä voisi selittää mitattuja EMG muutoksia myös suksislopestylessä.

Vaikka lihasaktiivisuuden kasvu ei ole tilastollisesti merkittävä, niin tulos antaa viitteitä siitä, että perifeeristä väsymystä on alkanut ilmaantua, kun huomioidaan myös keskitaajuuden aleneminen (Stulen & De Luca, 1982). Virhelähteinä näissä tuloksissa voi olla huono ihokontakti ja leikkaantumisesta johtuvat signaalin vääristymät.

Reaktiivoimia mitattiin painepohjallisilla ja kiihtyvyysanturilla. Tavoite oli kalibroida painepohjalliset ennen mittauksia, mutta Jyväskylän Yliopiston kalibroitilaite oli rikki ja se vuoti paineet pois kalibroinnin aikana. Mittauksissa käytettiin kahden kokoisia painepohjallisia tutkittavan monon koon mukaisesti. Näiden parien antamien mittaustulosten käyttäminen yhdessä ilman kalibrointia voi aiheuttaa virheitä raportoituihin tuloksiin. Tavoite oli löytää jälkikäteen sovituskäyrä painepohjallisten ja

laboratoriossa käytetyn voimalevyn avulla ja skaalata voimat sovituskäyrällä. Tässä mittauksessa olisi pitänyt saada samat tutkittavat kuin mittaustilanteessa, jotta painepohjallisen painejakauma olisi ollut samanlainen. Sovituskäyrää mitattaessa huomattiin, että painepohjallisten painealue kohdistui vain muutamiin soluihin, joten sovituskäyrän laskeminen niiden perusteella olisi vääristänyt tuloksia.

Painepohjallisilla mitatuissa reaktiovoimissa on samansuuntainen profiili kuin mäkihypyssä on mitattu (Schwameder 2008). Vauhdinotossa reaktiovoimat ovat hieman pienempiä kuin tutkittavien painovoima. Hyppyrillä ja hyppyrinnokalla reaktiovoimat kasvavat lähes kaksinkertaiseksi suhteessa tutkittavan painovoimaan. Tämä johtuu hyppyrin kaaren aiheuttamasta keskipakovoimasta ja ponnistusvoimasta. Alastulossa hetkellisesti reaktiovoimat ovat noin 3.6 kertaiset verrattuna painovoimaan. Vastaava voima kiihtyvyyssanturilla oli 2.8g. Alastulossa painepohjallisilla mitatut voimat ovat hieman suurempia kuin mäkihypyssä mitatut voimat, kun taas kiihtyvyyssanturilla mitattu voima jäi pienemmäksi (Schwameder, 2008). Kiihtyvyyssanturin pienempi voima alastulossa voi johtua pienemmästä näytteenottotajuuudesta, jolloin suurin kiihtyvyyssiikki on voinut jäädä mittaamatta. Suurempi syy kiihtyvyyssanturin pienempään arvoon lienee sen kiinnityskohta monon varteen, joka joustaa nilkan kohdalta ja siten pehmentää ja pienentää kovia yksittäisiä iskuja. Kiinnittämällä kiihtyvyyssanturi monossa jalkapöydän säppeihin saadaan kiinteämpi kiinnitys. Tällöin urheilija voi mitata omia reaktiovoimiaan suorituksen aikana.

Tutkittavat olivat hyviä laskijoita ja he pystyivät suorittamaan turvallisesti ja toistettavasti vaaditun korkki-7 -hypyn. Suoritettavan hypyn valinta korkki-7:ksi onnistui, koska sillä saatiin rajattua hyppyjen koko samanlaisiksi tutkittavien välillä ja kyseinen hyppy vaatii riittävästi lajitaustaa, jotta sen suorittaminen toistettavasti onnistuu ilman suurempaa riskiä.

## **7.1 Tutkimuksen rajoittavat tekijät ja jatkotutkimusehdotukset**

Tutkittavien pienestä määrästä ja mittalaitteiden kanssa olleista ongelmista johtuen tilastollisesti merkittäviä tuloksia ei saatu 50ms voimantuottonopeutta lukuun ottamatta.

Tutkimusprotokolla, jonka mukaan mittaukset suoritettiin lajiympäristössä kahden tunnin aikana vaikuttaa olevan sopiva ajanjakso, koska se kuvaa hyvin suksislopestylen harrastajien yhtäjaksoista omatoimista harjoittelua. Mittaukset oli rajoitettu yhteen hyppyriin, joten näillä tuloksilla ei saa kokonaiskuvaa laskijoihin kohdistuvista reaktiivoimista ja lihasaktiivisuuden muutoksista usean peräkkäisen hyppyrin laskuissa. Tässä työssä ei myöskään ollut mukana kaiteita tai muita esteitä, joka myös rajoittaa tulosten yleistämistä kattamaan koko lajia. Rajausta oli kuitenkin tietoinen valinta, jotta mittausten käynnistäminen ja pysäyttäminen onnistuivat etänä. Tässä rajoituksena oli WLAN-signaalin kantomatka, koska haluttiin, että mittausten aikana nähdään reaaliaikaisesti mittausdata.

Mittausten suorituspaikka ja tutkittavat olivat hyviä suksislopestylemittauksiin. Riskinä Rukalla oli mahdolliset tuulet, jotka olisivat estäneet mittausten suorittamisen ylähyppyristä, mutta mittausajankohtana olosuhteet suosivat mittausten tekemistä ja ainoana tutkittavia häiritsevänä olosuhteena oli flättivalo, eli tutkittavien oli vaikeaa erottaa rinteen muotoa ja alastulon kohtaa. Tätä ongelmaa pienennettiin heittämillä havuja alastulorinteeseen.

Vaikka EMG-signaalin mittaustilanteessa kannettavassa tietokoneessa oli käyttöliittymänäkymä mitatulle signaalille, niin siitä huolimatta EMG-housujen elektrodien kontaktiongelmaa ei havaittu mittaustilanteessa, koska käyttöliittymä skaalasi näkymää automaattisesti signaalin amplitudin mukaisesti. Samasta syystä EMG-signaalin leikkautuminen havaittiin vasta mittaustilanteen jälkeen. Ennen varsinaisia mittauksia olisi pitänyt selvittää signaalin vahvistuksen suuruus ja säätää se sopivaksi. Jos käytössä olisi ollut pintaelektrodit EMG-signaalin mittaamiseen, niin kontaktiongelmaa ei olisi ollut ja samalla olisi voitu mitata yksittäisen lihaksen aktiivisuutta.

Painepohjallisilla pystyttiin mittaamaan reaktiivoimat vauhdinoton, hyppyrin ja alastulon kohdilla. Painepohjalliset soveltuvat hyvin voiman mittaukseen tilanteissa, joissa mittauksen paikka ei voi olla kiinteästi yhdessä paikassa. Painepohjallisten etuna on myös se, että mittaustilanteessa tutkittavat voivat käyttää omia varusteita.

Painepohjallisten heikkoutena on se, että niillä mitataan voimaa ainoastaan yhteen suuntaan. Voimalevyt siteiden alla mahdollistaisivat voiman mittaamisen kolmeen eri suuntaan, mutta tällöin tutkittavien tulisi käyttää samoja suksia. Voimalevyt siteiden alla muuttaisivat myös laskutuntumaa hieman kohonneiden siteiden vuoksi ja tällöin tulisi varata riittävästi aikaa tutkittaville varusteihin tutustumiseen.

Mittausten aikana olisi pitänyt olla käyttöliittymänäkymä painepohjallisten mittausdataan, koska mittausten aikana ilmeni teknisiä ongelmia, jolloin mittalaitteet piti käynnistää uudelleen. Mikäli käytössä olisi ollut käyttöliittymänäkymä mittaustulokseen, niin ongelmien havaitseminen olisi tapahtunut nopeammin. Samalla olisi heti huomattu kaapelin irtoaminen, jota tapahtui yhden tutkittavan kohdalla.

Kiihtyvyyssanturin käyttö alastulon mittaamiseen oli haastavaa, koska AistinBlue on tuotekehitysalusta eikä se ole valmis tuote. AistinBluen käyttämä 10Hz näytteenottotaajuus on liian pieni mittaamaan biomekaanisuusureita. Tässäkin tapauksessa olisi ollut hyvä, jos sovelluksessa olisi ollut käyttöliittymä, joka näyttäisi mitattua dataa graafisesti. Nyt käyttöliittymänäkymässä oli reaaliaikaisesti muuttuvat mittaussuureet. Pelkästään kiihtyvyyssanturin dataa analysoimalla olisi ollut vaikeaa selvittää alastulon kohtaa, mutta kun sen yhdisti ilmanpaine tietoihin, josta sai selville rinteiden muotoa, niin alastulokohdan pystyi päättelemään. Varsinainen alastulokohta selvitettiin myös etsimällä synkronointipolkaisu ja painepohjallisten datan perusteella tiedettiin, että synkronointipolkaisusta alastuloon on reilun 10s aikaero. Jatkossa näkisin, että tällaiset sensorifuusiot hyvällä käyttöliittymällä tulevat vahvasti mukaan biomekaanisiin mittauksiin. Uutta teknologiaa toivotaan tulevan ainakin painepohjallisiin, jotta kaapelointi voitaisiin korvata langattomilla lähettimillä ja mittausdatan tallennus tapahtuisi älypuhelimessa olevan sovelluksen avulla. Näin kaapeloinneista päästäisiin eroon ja kannettavien yksiköiden lukumäärä pienenesi, joka helpottaisi mittaamista suksislopestylen kaltaisissa lajeissa.

Koska näissä mittauksissa ei ollut käytössä kalibroituja painepohjallisia, niin olisi hyvä selvittää kalibroittujen painepohjallisten avulla reaktiovoiman oikeat suuruudet. Samalla voisi selvittää miten eri kokoisten hyppyrien reaktiovoimat eroavat toisistaan.

Ihanteellisessa tapauksessa mittaukset suoritettaisiin jossakin maailman cup rinteessä, jonka hyppyrit ovat isompia kuin Suomessa käytössä olevat hyppyrit.

Mielestäni tulisi myös selvittää koko laskun aikainen lihasaktiivisuus. Tällöin mukana olisivat myös kaiteet ja muut mahdolliset esteet. Esimerkiksi kaiteille tehtävät hyppyt vaativat nopeampaa pyörimisnopeutta kuin vastaavat astelukemat hyppyrillä ja tällöin voimantuottonopeus pyörimisen aikaan saamiseksi on oleellinen ominaisuus.



## 8 JOHTOPÄÄTÖKSET

Tässä työssä tutkittiin kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun vaikutusta väsymykseen. Tulokset osoittavat, että väsymyksen merkkejä on havaittavissa pienentyneenä voimantuottonopeutena kahden tunnin lajinomaisen harjoittelun jälkeen. Leireillä urheilijat tekevät lajiharjoittelua tiiviisti ja osin korkealla vuoristossa, joten yksi tulevaisuuden tutkimusongelma olisi selvittää leirityksen ja korkealla tapahtuvan lajiharjoittelun vaikutusta väsymiseen. Näiden tietojen perusteella leirien ohjelmaa voisi rytmittää siten, että ennen lajiharjoittelua väsymystä olisi mahdollisimman vähän. Myös leirin aikainen harjoitusohjelma voitaisiin suunnitella oletetun väsymisen suhteen siten, että jokainen harjoitus voidaan suorittaa turvallisesti.

Näiden tulosten perusteella alastulovoima on suuri ja iskun vastaanottaminen vaatii hyvää voimantuottonopeutta ja hyvää maksimivoimaan. Näitä ominaisuuksia voidaan harjoittelulla kehittää ja sitä varten tulisi tehdä videoanalyysiä alastulon polvikulmista. Alastulon polvikulmien perusteella voimatreeniä tulisi muuttaa siten, että osa lihasvoimaharjoittelusta, esimerkiksi kyykkyä, tehdään alastulon polvikulmilla ylipainoilla. Näin saataisiin spesifisellä harjoittelulla parannettua voimaominaisuuksia lajinomaisessa voimantuotto vaatimuksessa.

## 9 LÄHTEET

- Adrian, E.D. & Bronk, D.W., 1929. The discharge of impulses in motor nerve. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *J Physiol* 67: 119-151.
- AFP, AFP 2013 Judging certification clinic  
<https://www.freestylesnowsports.co.uk/manual.pdf>, viitattu 8.1.2016
- Airaksinen, O., Rantanen, P., Sihvonen, T., Airaksinen, K., Hänninen, O. & Herno, A., 2001, *Acupuncture & Electro-Therapeutics Research*, Volume 26, Number 4, 2001, pp. 253-261.
- Allen, D.G., Lamb, G.D. & Westerblad, H. 2008. Impaired Calcium Release During Fatigue. *Journal of Applied Physiology* 104, No. 1, 296-305.
- Angelozzi, M., Madama, M., Corsica, C., Calvisi, V., Properzi, G., McCaw, S.T. & Cacchio, A., 2012, Rate of Force Development as an Adjunctive Outcome Measure for Return-to-Sport Decisions After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, Vol. 42. No 9.772-780.
- Barry, B.K. & Enoka, R.M. 2007. The Neurobiology of Muscle Fatigue: 15 Years later. *Integrative and Comparative Biology* 47, No. 4, 465-473.
- van Bergen, B., 2004, Different possibilities of measuring force transmission between ski and binding. *Science and Skiing*. E & FN Spon, an imprint of Chapman & Hall
- Bigland-Ritchie, B., 1981, EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exerc Sport Sci Rev.*;9:75-117.
- Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A., Hosking, G.P. & Edwards, R.H.T., 1978, Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human quadriceps muscle, *Clinical Science and Molecular Medicine*, 54,609-614
- Blomstrand, E., 2001, Amino acids and central fatigue, *Amino Acids* (2001) 20: 25–34.
- BlueTooth <https://www.bluetooth.com/what-is-bluetooth-technology/bluetooth-technology-basics/low-energy> viitattu 27.5.2016
- Boyas, S. & Guével, A., 2011, Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 54, 88–108.

- Buckthorpe, M., Pain, M.T.G. & Folland, J.P., 2014, Central fatigue contributes to the greater reductions in explosive than maximal strength with high-intensity fatigue, *Exp Physiol* 99.7, 964–973.
- Contessa, P. Puleo, A. & De Luca, C.J., 2016, Is the notion of central fatigue based on a solid foundation?, *J Neurophysiol* 115: 967–977.
- Decorte, N., Lafaix, P.A., Millet, G.Y., Wuyam, B. & Verges, S., 2012, Central and peripheral fatigue kinetics during exhaustive constant-load cycling, *Scand J Med Sci Sports*, 22: 381–391
- De Haan A, Gerrits KH & de Ruyter CJ., 2009, Counterpoint: the interpolated twitch does not provide a valid measure of the voluntary activation of muscle. *J Appl Physiol* 107: 355–357.
- De Luca, C.J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L.D., & Nawab, S.H., 2006, Decomposition of Surface EMG Signals, *J Neurophysiol* 96: 1646–1657
- Enoka, R.M., 2002, *Neuromechanics of Human Movement*, kolmas painos, Human Kinetics, Yhdysvallat
- Enoka, R.M. & Stuart, D.G. 1992. Neurobiology of Muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72, No. 5, 1631-1648.
- Ferguson, R.A., 2009, Limitations to performance during alpine skiing. *Exp Physiol* 95.3 pp 404–410.
- Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T. & Cheng, S., 2007, Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing, *Physiol Meas.* 2007 Nov; 28(11):1405-19
- Flørenes, T.W., Heir, S., Nordsletten, L. & Bahr, R., 2010, Injuries among World Cup freestyle skiers, *Br J Sports Med*;44:803–808
- Gandevia. S.C., 2001, Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue, *Physiological reviews*, Vol. 81, No. 4, 1725-1789.
- Gandevia, S. C., Allen, G.M., Butler, J. E., Janet, L. & Taylor, J. L., 1996, Supraspinal factors in human muscle fatigue: evidence for suboptimal output from the motor cortex. *Journal of Physiology*, 490.2, pp.529-536
- Garnett, R.A.F., O'Donovan, M.J., Stephens, J.A. & Taylor, A., 1979, Motor unit organization of human medial gastrocnemius, *J Physiol.* Feb; 287: 33–43
- Gibson, H. & Edwards, R.H.T., 1985, Muscular exercise and fatigue, *Sports Medicine* 2:120-132

- Gruber, M. & Gollhofer, A., 2004, Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation, *Eur J Appl Physiol*, 92: 98–105
- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O., 1965, Functional significance of cell size in spinal motoneurons, *J Neurophysiol* 28:560-580.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Kluk, C. & Hägg, G. 1999. European recommendations for surface electromyography. Biomedical and Health Research Program, SENIAM. Roessingh Research and Development b. v. 44-46, 52.
- Hunter, S.K., Critchlow, A., Shin, I. & Enoka, R.M., 2004a, Men are more fatigable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions. *J Appl Physiol* 96: 2125–2132.
- Hunter, S.K., Duchateau, J. & Enoka, R.M., 2004b, Muscle Fatigue and the Mechanisms of Task Failure. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, Vol. 32, No. 2, pp. 44–49.
- Iino, M. 1999. Molecular Aspects of the Excitation-Contraction Coupling in Skeletal Muscle. *Japanese Journal of Physiology* 49, 325-333.
- Ilmatieteenlaitos <http://ilmatieteenlaitos.fi/ilmanpaine>, viitattu 8.1.2017
- Karmen, G. & Gabriel, D.A., 2010, *Essentials of Electromyography, Human Kinetics, Yhdysvallat*
- Keyser, R.E., 2010, Peripheral Fatigue: High-Energy Phosphates and Hydrogen Ions, *Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 2, 347-358.
- Kirkendall, D.T., 1990, Mechanisms of peripheral fatigue, *Med.Sci. Sports Exerc.* Vol. 22, No. 4. pp. 444-449
- Koller, A., Fuchs, B., Leichtfried, V. & Schobersberger, W., 2015, Decrease in eccentric quadriceps and hamstring strength in recreational alpine skiers after prolonged skiing. *BMJ Open Sport Exerc Med*
- Komi, P. V. & Virma, M., 2004, *Ski-jumping take-off performance: Determining factors and methodological advantages. Science and Skiing. E & FN Spon, an imprint of Chapman & Hall.*
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B.P., Engebretsen, L., Smith, G., Slaughterbeck, J.R., Hewitt, T.E. & Bahr, R., 2007, Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med* 35, 359–367.

- Kröll, J., Müller, R., Seifert, J.G. & Wakeling, J.M., 2011, Changes in quadriceps muscle activity during sustained recreational alpine skiing, *Journal of Sports Science and Medicine* 10, 81-92
- Kröll, J., Seifert, J.G., Scheiber, P., Schwameder, H. & Müller, R., 2005, Muscle fatigue in alpine skiing: determination through phase shifting in EMG?, 10th Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS), Belgrade, Serbia
- Lamb, G.D. 2000. Excitation-Contraction Coupling in Skeletal Muscle: Comparisons with Cardiac Muscle. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology* 27, 216-224.
- Levy, D., Hubbard, M., McNeil, J.A. & Swedberg, A., 2015, A design rationale for safer terrain park jumps that limit equivalent fall height, *Sport Engineering*, December 2015, Volume 18, Issue 4, pp 227-239
- Linnamo, V., Bottas, R. & Komi, P.V., 2000, Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 293–300.
- MacLaren, D.P.M., Gibson, H., Parry-Billings, M., Edwards, R.H.T., 1989, A review of metabolic and physiological factors in fatigue, *Exercise & Sport Sciences Reviews*, Vol.17, pp:29-66
- Maffiuletti, N.A., Aagaard, P., Blazevich, A.J., Folland, J., Tillin, N. & Duchateau, J., 2016, Rate of force development: physiological and methodological considerations, *European Journal of Applied Physiology*, June 2016, Volume 116, Issue 6, pp 1091–1116
- Maluf, K.S. & Enoka, R.M., 2005, Task failure during fatiguing contractions performed by humans. *J Appl Physiol* 99: 389–396.
- Maughan, R.J. & Gleeson, M., 2010, *The Biochemical Basis of Sports Performance*, Oxford University Press, Great Clarendon Street, Oxford ox2 6db, Yhdysvallat.
- McArdle, W., Katch, F. & Katch, V., 2010. *Exercise Physiology. Energy, Nutrition and Human Performance*. Seventh Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
- McNeil, J.A., Hubbard, M. & Swedberg, A.D., 2012, Designing tomorrow's snow park jump, *Sports Engineering*, *Sports Eng* 15(1):1–20
- Merletti, R. & Parker P., 2004. *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. John Wiley & Sons Inc, Kanada.
- Merton, P.A. 1954, Voluntary strength and fatigue. *J Physiol* 123, No. 3, 553-564.

- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. & Yemm, R., Changes in firing rate of human motor unit during linearly changing voluntary contractions. *J. Physiol.*, 230, pp. 371-390, 1973
- Minetti, A.E., Ardigo, L.P., Susta, D. & Cotelli, F., 1998, Using leg muscles as shock absorbers: theoretical predictions and experimental results of drop landing performance, *Ergonomics*, Vol. 41. No. 12, pp. 1771-1791.
- Müller, E. & Schwameder, H., 2003, Biomechanical aspects of new techniques in alpine skiing and ski-jumping, *Journal of Sports Sciences*, 21, 679-692
- Nakazato, K., Scheiber, P. & Müller, E., 2011, A comparison of ground reaction forces determined by portable force-plate and pressure-insole systems in alpine skiing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10, 754-762.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S., 1989. *Ihmisen fysiologia ja anatomia. Kuudes painos*, WSOY:n graafiset laitokset, Porvoo, Suomi.
- Nigg, B.M. & Herzog, W., *Biomechanics of the musculo-skeletal system*, John Wiley & Sons, 2. painos, West Sussex, England. 643s.
- Nybo L, Secher NH. 2004. Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise. *Prog Neurobiol* 72:223–61.
- Palmer-Green, D. & Elliott, N., 2015, Sports Injury and Illness Epidemiology: Great Britain Olympic Team (TeamGB) surveillance during the Sochi 2014 Winter Olympic Games, *Br J Sports Med*;49:25–29
- Pouliot-Laforte, A., Veilleux, L-N., Rauch F. & Lemay, M., 2014, Validity of an accelerometer as a vertical ground reaction force measuring device in healthy children and adolescents and in children and adolescents with osteogenesis imperfecta type I, *J Musculoskelet Neuronal Interact* 2014; 14(2):155-161
- Ranieri, F. & Di Lazzaro, V., 2012, The role of motor neuron drive in muscle fatigue. *Neuromuscular Disorders* 22, S157–S161
- Radenović, O., Nemeč, B. & Medved, V., 2001, A new biomechanical measurement and testing method for turns in alpine skiing. *Medicon* 2001, Pula, Croatia
- Reid, R.C. 2010, A kinematic and kinetic study of alpine skiing technique in slalom, Dissertation from Norwegian school of sport sciences. 371 p, ISBN 978-82-0440-9.
- Schwameder, H., 2008, Biomechanics research in ski jumping, 1991–2006, *Sports Biomechanics*, 7:1, 114-136

- Seifert, J., Kröll, J. & Müller, E., 2009, The relationship of heart rate and lactate to cumulative muscle fatigue during recreational alpine skiing. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3)/698–704.
- The SENIAM project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles), a European concerted action in the Biomedical Health and Research Program (BIOMED II) of the European Union ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)).
- Soligard, T., Steffen, K., Palmer-Green, D., Aubry, M., Grant, M-E., Meeuwisse, W., Mountjoy, M., Budgett, R. & Engebretsen, R., 2015, Sports injuries and illnesses in the Sochi 2014 Olympic Winter Games, *Br J Sports Med* 2015;0:1–9.
- Spörri, J., Kröll, J., Schwameder, H., Schiefermüller, C. & Müller, E., 2012, Course setting and selected biomechanical variables related to injury risk in alpine ski racing: an explorative case study, *Br J Sports Med*;46:1072–1077
- Stricker, G., Scheiber, P., Lindenhofer, E. & Müller, E. 2010, Determination of forces in alpine skiing and snowboarding: Validation of a mobile data acquisition system, *European Journal of Sport Science*; 10(1): 31-41.
- Strojnik, V. & Komi, P.V., 1998, Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol* 84:344–350
- Stulen, F.B. & De Luca, C.J., 1982, Muscle Fatigue Monitor: A Noninvasive Device for Observing Localized Muscular Fatigue, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. MBE-29, No. 12, pp:760-768.
- Taylor, J.L., 2009, Point: The interpolated twitch does provide a valid measure of the voluntary activation of muscle. *J Appl Physiol* 107: 354–355.
- Tomazin, K., Dolenc, A. & Strojnik, V., 2008, High-frequency fatigue after alpine slalom skiing, *Eur J Appl Physiol*, 103:189–194
- Vaverka, F., Vodickova, S., & Elfmark, M., 2012, Kinetic Analysis of Ski Turns Based on Measured Ground Reaction Forces, *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 41-47
- Zajac, A., Chalimoniuk, M., Maszczyk, A., Gołasz, A. & Lngfort, J. 2015, Central and Peripheral Fatigue During Resistance Exercise – A Critical Review, *Journal of Human Kinetics* volume 49/2015, 159-169.