

**HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMINEN JA
PALAUTUMINEN EKSENTRISEN JA KONSENTRISEN
POLKUERGOMETRIKUORMITUKSEN JÄLKEEN**

JUKKA SANTALA

Biomekaniikan pro gradu tutkielma

kevät 2011

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Työn ohjaajat:

Jarmo Piirainen

Vesa Linnamo

TIIVISTELMÄ

Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen ja palautuminen eksentrisen ja konsentrisen polkuergometrikuormituksen jälkeen. 69s

Jukka Santala

Biomekaniikan pro gradu-tutkielma

Liikuntabiologian laitos

Liikunta- ja terveystieteiden tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2011

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia hermo-lihasjärjestelmän väsymistä, väsymismekanismeja ja palautumisen dynamiikkaa nilkan- ja polvenojennus liikkeissä eksentrisen ja konsentrisen polkuergometrikuormituksen jälkeen. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään onko polkuergometrillä - eri lihastyötavoilla - toteutetulla lihasten väsytyksellä eroa alaraajojen lihasten väsymiseen ja siitä palautumiseen maksimi voimantuoton, voimantuottonopeuden ja neuraalisen adaptaation näkökulmasta. Voimantuottoa tarkasteltiin nilkan- ja polvenojennuksen isometristä maksimivoimaa mittaamalla. Lihaskäyttöä tutkittiin mittaamalla voimantuoton aikainen EMG sekä nilkan että polven ojennuksessa. Lihastyötavan vaikutusta lihasperäiseen adaptaatioon selvitettiin voiman sekä polvenojentajan matala- (LFF) ja korkeataajuusväsymys (HFF) mittausten avulla. Neuraalista adaptaatiota tarkasteltiin oikean jalan soleus lihaksen refleksivasteen (H-refleksi) ja M-aallon muutoksilla.

Tutkimus suoritettiin Jyväskylän yliopiston Vuokatin toimipisteen opetus- ja laboratorio tiloissa ja tutkimukseen osallistui 12 vapaaehtoista aktiivisesti liikkuvaa mieshenkilöä. Jokaiselle koehenkilölle suoritettiin tutkimussuunnitelman mukaiset mittaukset sekä ennen konsentrista ja eksentristä polkuergometri väsytystä että väsytyksen jälkeen. Lihäsväsymisen aikaansaamiseksi koehenkilöiden yksilöllinen polkuergometri kuormitustaso molemmille lihastyötavoille määriteltiin maksimi poljinvoiman avulla tutustumispäivän yhteydessä. Lihasten väsytykset suoritettiin 40%:n kuormalla maksimi voimantuotosta kolmessa 15 minuutin jaksoissa, joiden välissä oli kolmen minuutin palautumisjakso. Sekä eksentrisen että konsentrisen mittausprotokolla koostui 1) mittauksista ennen väsytystä, 2) joko eksentrisen tai konsentrisen väsytyksen kuormitusprotokollan mukaan, 3) polvenojennusvoiman mittauksista heti väsytyksen jälkeen, 4) mittauksista kaksi tuntia väsytyksen jälkeen, 5) mittauksista kaksi päivää väsytyksen jälkeen ja 6) mittauksista seitsemän päivää väsytyksen jälkeen. Jokaisessa mittausjaksossa kaikille koehenkilöille suoritettiin 1) maksimi H-refleksi ja maksimi M-aalto soleus-lihaksesta tibialis anterior-hermoa stimuloimalla, 2) maksimi tahdonalainen isometrinen nilkanojennuksen voima (MVC) ja samanaikainen EMG soleus- ja medial gastrocnemius-lihaksista, 3) maksimi tahdonalainen isometrinen polvenojennus voima (MVC) ja samanaikainen EMG vastus lateralis- ja rectus femoris-lihaksista, 4) nilkan- ja polvenojennuksen voimantuottonopeus (RFD), 5) korkea (HFF)- ja matala (LFF)-taajuusväsymys voimavasteet polvenojentajasta (m.quadriceps). Lisäksi ennen väsytyksiä koehenkilöiltä mitattiin pituus, paino ja kehon koostumus sekä suoritettiin

liikunta-aktiivisuus kysely. Eri kuormitusmittausten välillä Jokaisella koehenkilöllä oli vähintään seitsemän päivän lepojakso.

Nilkanojennus. Maksimi isometrinen nilkan ojennusvoima (2195 ± 577 N vs. 1901 ± 481 N; $p < 0.01$) ja voimantuottonopeus (5261 ± 2094 N/s vs. 3600 ± 1886 N/s; $p < 0.05$) laskivat tilastollisesti merkitsevästi eksentrisen väsytyksen jälkeen. Maksimivoima eksentrisessä suorituksessa oli merkitsevästi (2049.91 ± 656.67 N; $p < 0.05$) alhaisemmalla tasolla vielä seitsemän päivän palautumisen jälkeen. Vastaavia, tilastollisesti merkitseviä maksimivoiman ja voimantuottonopeuden muutoksia ei havaittu konsentrisen väsytyksen jälkeen. Eksentrisen väsytyksen jälkeen EMG_{200}/EMG_{max} -suhde laski (1.11 ± 0.36 vs. 0.94 ± 0.40 ; $p < 0.01$) soleus-lihaksessa kaksi päivää väsytyksen jälkeen (2d). Konsentrisen väsytyksen jälkeen soleus-lihaksen EMG_{max} -arvoissa havaittiin tilastollisesti merkitseviä muutoksia kaksi tuntia (0.24 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.20 ± 0.08 mV; $p < 0.01$) ja kaksi päivää suorituksen jälkeen (0.24 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.17 ± 0.07 mV; $p < 0.01$).

Polvenojennus. Voimantuottonopeus laski tilastollisesti merkitsevästi välittömästi sekä eksentrisen (3874 ± 2192 N/s vs. 2356 ± 1621 N/s; $p < 0.01$) että konsentrisen (4218 ± 1776 N/s vs. 3297 ± 1510 N/s; $p < 0.01$) väsytyksen jälkeen. Eksentrisen väsytyksen tapauksessa voimantuottonopeus oli edelleen tilastollisesti merkitsevästi laskenut (2966 ± 1917 N/s; $p < 0.05$) vielä kahden tunnin palautumisen jälkeen. EMG aktiivisuudessa (EMG_{200}/EMG_{max}) havaittiin muutos konsentrisen väsytyksen tapauksessa rectus femoris-lihaksessa (1.00 ± 0.25 vs. 0.90 ± 0.21 ; $p < 0.05$) verrattaessa ennen väsytystä mitattua arvoa kahden päivän palautumisen jälkeen mitattuun arvoon. Tilastollisesti merkitseviä muutoksia havaittiin myös vastus lateralis-lihaksen EMG_{max} -arvoissa konsentrisen väsytyksen tapauksessa sekä kaksi tuntia (0.51 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.41 ± 0.12 mV; $p < 0.01$) että kaksi päivää (0.51 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.32 ± 0.19 mV; $p < 0.01$) väsytyksen jälkeen.

H-refleksi ja M-aalto. Eksentrisessä väsytyksessä M-aallon arvo laski 5.64 ± 2.61 mV:sta arvoon 4.82 ± 2.56 mV; $p < 0.05$ kaksi tuntia väsytyksen jälkeen. H-refleksin arvo nousi 2.13 ± 1.21 mV:sta arvoon 2.45 ± 1.31 mV (etm). H/M-suhde kasvoi tilastollisesti merkitsevästi arvosta 0.36 ± 0.13 arvoon 0.52 ± 0.16 ($p < 0.05$) kahden tunnin palautumisen jälkeen. Konsentrisen tapauksen H/M-suhde nousi kahden tunnin palautumisen jälkeen, ei kuitenkaan tilastollisesti merkitsevästi.

Tämän tutkimuksen tulokset viittaavat siihen, että polkuergometrillä toteutettu väsytyksellinen voimantuotto vaikuttaa enemmän nilkanojentaja- kuin polvenojentajalihasten maksimi voimantuottoon, voimantuottonopeuteen ja lihasaktiivisuuteen. Toisaalta tulokset viittaavat myös siihen, että hermo-lihasjärjestelmän voimamuuttujien arvojen muutokset ovat selvempiä eksentrisen kuormituksen jälkeen kuin konsentrisen kuormituksen jälkeen ja väsymislähteet ovat enemmän periferisiä kuin sentraalisia.

Avainsanat: lihasväsymys, hermo-lihasjärjestelmä, palautuminen, polkuergometri

ABSTRACT

Neuromuscular fatigue and recovery after eccentric and concentric cycling ergometer exercise. 69pp

Jukka Santala

Biomechanics pro gradu

Department of Biology of Physical Activity

Faculty of Sport and Health Sciences

University of Jyväskylä

Spring 2011

This study was designed to investigate the neuromuscular system fatigue, fatigue mechanisms and recovery dynamics of the plantar flexion and knee extension movements after eccentric and concentric cycling ergometer exercise. The study attempted to determine whether cycle ergometer - either eccentric or concentric fatigue – has a different effect on lower limb muscles fatigue and recovery of maximal force (MVC), rate of force development (RFD) and neural adaptation perspective. Force development was examined by measuring the maximal isometric force development of plantar flexion and knee extension. Muscle activity was investigated by measuring the EMG during both in plantar flexion and knee extension MVC. The effect of exercise type on muscle adaptation was studied by force and low- (LFF) and high- (HFF) frequency fatigue measurements. Neural adaptation changes were examined by measuring H-reflex and M-wave response of subjects right leg soleus muscle.

The study was conducted at the University of Jyväskylä, Vuokatti campus laboratory and study involved 12 volunteers who were actively moving male subjects. Neuromuscular measurements were performed for all subjects after both eccentric and concentric cycling ergometer exercise according to the measurement protocol. To achieve sufficient muscle fatigue, subjects' individual cycling ergometer load level for both eccentric and concentric exercise were defined by measuring maximal cycling pedal force beforehand. Muscle fatigue with 40% of maximal load were performed with three 15 minutes exercise bouts with three-minute recovery period between each exercise. Both eccentric and concentric measurement protocol consisted of 1) measurements prior to fatigue, 2), either eccentric or concentric fatigue loading protocol, 3) knee extension maximal force measurements immediately after exercise 4) measurements for two hours after exercise 5) measurements of two days after exercise, and 6) measurements of seven days after exercise. Each measurement section for all subjects performed 1) the maximum H-reflex and maximum M-wave from soleus muscle by tibialis anterior nerve stimulation, 2) plantar flexion maximal isometric force (MVC) and the simultaneous EMG from soleus- and medial gastrocnemius muscles, 3) knee extension maximal isometric force (MVC) and the simultaneous EMG from vastus lateralis- and rectus femoris muscles, 4) plantar flexion and knee extension rate of force development (RFD), 5) knee extension muscles high (HFF) - and low (LFF)-frequency fatigue force responses (m.quadriceps). In addition, before exercises subjects' height, weight and body composition were measured, and they performed physical activity questionnaire. Between different fatigue exercise (eccentric and concentric) measurements subjects had at least seven days of rest.

Plantar flexion. Maximum isometric plantar flexion force (2195 ± 577 N vs. 1901 ± 481 N, $p < 0.01$) and rate of force development (5261 ± 2094 N/s vs. 3600 ± 1886 N/s, $p < 0.05$) decreased statistically significantly after the eccentric exercise. Maximum force in eccentric exercise was still significantly (2049.91 ± 656.67 N, $p < 0.05$) lower level after seven days of recovery. Similar, statistically significant maximum force and rate of force development changes were not observed after concentric exercise. After the eccentric exercise EMG_{200}/EMG_{max} -ratio decreased (1.11 ± 0.36 vs. 0.94 ± 0.40 , $p < 0.01$) in soleus muscle two days after fatigue (2d). After concentric exercise the statistically significant changes were observed in soleus muscle EMG_{max} -values two hours (0.24 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.20 ± 0.08 mV; $p < 0.01$) and two days (0.24 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.17 ± 0.07 mV; $p < 0.01$) after fatigue.

Knee extension. Rate of force development decreased statistically significantly immediate after both eccentric (3874 ± 2192 N/s vs. 2356 ± 1621 N/s, $p < 0.01$) and concentric (4218 ± 1776 N/s vs. 3297 ± 1510 N/s, $p < 0.01$) exercise. In eccentric case rate of force development was still statistically significantly decreased (2966 ± 1917 N/s, $p < 0.05$) after two hours recovery. Statistically significant change in EMG activity (EMG_{200}/EMG_{max}) were found two days after concentric exercise in rectus femoris muscle (1.00 ± 0.25 vs. 0.90 ± 0.21 , $p < 0.05$). Statistically significant changes were observed also in vastus lateralis muscle EMG_{max} values two hours (0.51 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.41 ± 0.12 mV; $p < 0.01$) and two days (0.51 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.32 ± 0.19 mV; $p < 0.01$) after concentric exercise.

H-reflex and M-wave. In eccentric exercise M-wave decreased two hours after from value 5.64 ± 2.61 mV to value of 4.82 ± 2.56 mV, $p < 0.05$. H-reflex value increased after two hours from value 2.13 ± 1.21 mV to value 2.45 ± 1.31 mV (ns.). H/M-ratio increased statistically significantly from value 0.36 ± 0.13 to value 0.52 ± 0.16 ($p < 0.05$) after two hours recovery. The concentric case H/M-ratio increased after two hours recovery, but not statistically significantly.

Results of this study suggest that fatigue induced by the cycling ergometer contributes more to plantar flexion than knee extension maximum force, rate of force development and muscle activity. On the other hand the results also suggest that the changes of neuromuscular system force development parameters are more pronounced after the eccentric exercise than after concentric exercise and sources of muscle fatigue may be more peripheral than central originate.

Key words: muscle fatigue, neuromuscular system, recovery, cycling ergometer

LYHENTEET

EMG	Elektromyografia
ATP	Adenosiinitrifosfaatti, korkeaenerginen fosfaattiyhdiste
KP	Kreatiinifosfaatti, korkeaenerginen fosfaatti
MVC	Maksimi tahdonalainen lihassupistus
MF	EMG signaalin tehotiheysspektrin taajuuskomponentti
SSC	Venymis-lyhenemis sykli
DOMS	Viivästynyt lihasarkuus
IPAQ	International Physical Activity Questionnaire
RPE	Koettu kuormittavuus (Rated Perceived Exertion)
RMS	EMG:n keskiarvoistettu tehollisarvo (Root Mean Square)
RFD	Voimantuottonopeus (Rate of Force Development)
LFF	Matalataajuusväsymys (Low Frequency Fatigue)
HFF	Korkeataajuusväsymys (High Frequency Fatigue)
ANOVA	Varianssianalyysi (Analysis Of Variance)

SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ	2
LYHENTEET	6
JOHDANTO	9
1 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ JA LUUSTOLIHAKSET	10
1.1 Hermo-lihasjärjestelmä	10
1.2 Luustolihakset ja niiden toiminta	13
1.3 Luustolihaksen toiminnan ohjaus	14
1.4 Luustolihaksen voimantuotto	16
2 LIHASTYÖTAVAT	19
2.1 Isometrinen ja dynaaminen lihastyötapa	19
2.2 Lihaksen energia-aineenvaihdunta	21
3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMINEN	23
3.1 Sentraalinen väsymys	27
3.1.1 Supraspinaalinen	27
3.1.2 Spinaalinen	29
3.2 Perifeerinen	31
4 TUTKIMUKSEN TARKKOITUS JA HYPOTEESI	34
5 MENETELMÄT	36
5.1 Koehenkilöt	36
5.2 Tutkimusprotokolla	37
5.3 Hermo-lihasjärjestelmä mittaukset	40
5.3.1 EMG-mittaus (Elektromyografia)	40
5.3.2 Maksimivoiman mittaus (MVC)	42
5.3.3 H-refleksin ja M-aallon mittaus	42
5.3.4 Matala- ja korkeataajuusväsymys voima mittaukset (LFF ja HFF)	44
5.4 Tilastollinen analyysi	45
6 TULOKSET	46
6.1 Nilkanojennus	46
6.2 Polvenojoennus	48
6.3 Matala- ja korkeataajuusväsymys (LFF ja HFF)	51
6.4 H-refleksi ja M-aalto	53

7	POHDINTA	56
	LÄHTEET.....	63

JOHDANTO

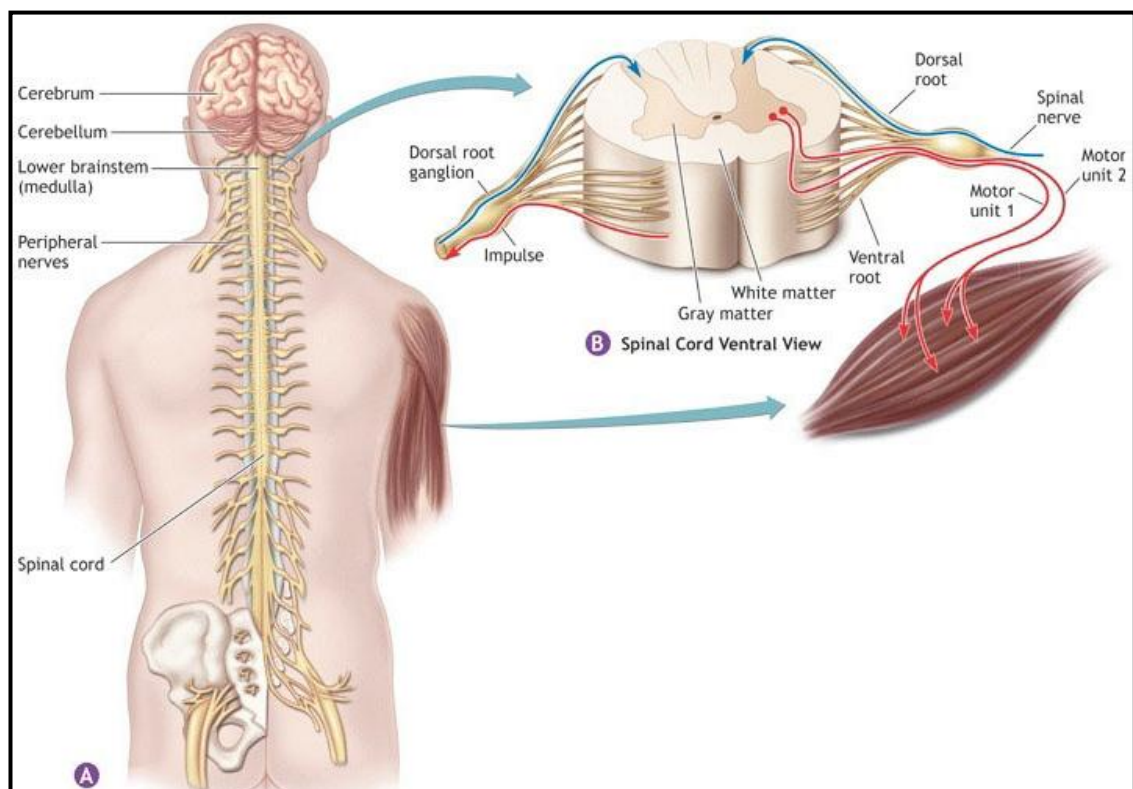
Luustolihas eli luurankolihas työskentelee joko staattisesti tai dynaamisesti. Dynaamisessa lihastyössä lihaksen pituus muuttuu lihaksen supistuessa lihastyötavasta riippuen, kun taas staattisessa lihastyössä lihas-jännekompleksin pituus ei muutu. Dynaaminen lihastyö on joko eksentristä, jolloin lihas pidentyy supistuessaan tai vastaavasti konsentrista, jolloin lihas lyhenee supistuessaan (Abbot ym. 1952). Eri lihastyötapojen tiedetään vaikuttavan eri tavalla luurakolihasien väsymiseen ja palautumiseen (Brown ym. 1997a). Palautuminen on erilaista johtuen mm. mekaanisesta venytyksestä eksentrisessä lihastyössä (Linnamo ym. 2000). Lihäsväsyminen on fysiologinen prosessi, millä viitataan fyysisen rasituksen aiheuttamaan akuttiin lihaksen suorituskyvyn heikkenemiseen. Lihaksen supistumiseen ja voimantuottoon vaikuttaa koko hermo-lihasjärjestelmä aina keskushermostosta lihassoluun. Väsymisen aiheuttama toiminnan muutos voi sijaita missä tahansa tässä ketjussa. Hermo-lihasjärjestelmän kannalta lihäsväsymys voi olla joko setraalista tai periferistä riippuen siitä, missä kohtaa hermo-lihasjärjestelmää lihäsväsymisen aiheuttama häiriö kulloinkin sijaitsee. Sentraalisen väsymisen vaikutukset ilmenevät mm. supraspinaalisen aktiivisuuden muutoksina ja refleksitoiminnassa (Gibson ja Edwards 1985). Periferisen väsymisen vaikutukset ilmenevät mm. aktiopotentiaalin johtumisnopeuden muutoksina hermo-lihasliitoksessa, lihassolukalvolla, t-tubulaarijärjestelmässä sekä sarkoplasmisen kalvoston ja lihaksen supistuvien osien toiminnassa (Gibson ja Edwards 1985). Lihaksen työskennellessä suurella insentiteetillä, korkeaenergistien fosfaattien (ATP ja KP) pitoisuudet laskevat ja lihaksen glykogeenivarastot pienenevät aiheuttaen energiasta riippuvaisten toimintojen heikkenemistä ja lopulta lihäsväsymystä (Christopher ym. 2006).

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia hermo-lihasjärjestelmän väsymistä, väsymismekanismia sekä palautumisen dynamiikkaa uudentyypillisellä polkuergometrillä tuotetun eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen yhteydessä. Lihäsväsymistä tutkittiin nilkan- ja polven ojennusliikkeissä mittaamalla isometristä maksimivoimaa, periferistä- (lihäspräistä) ja sentraalista (neuraalista) adaptaatiota.

1 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ JA LUUSTOLIHAKSET

1.1 Hermo-lihasjärjestelmä

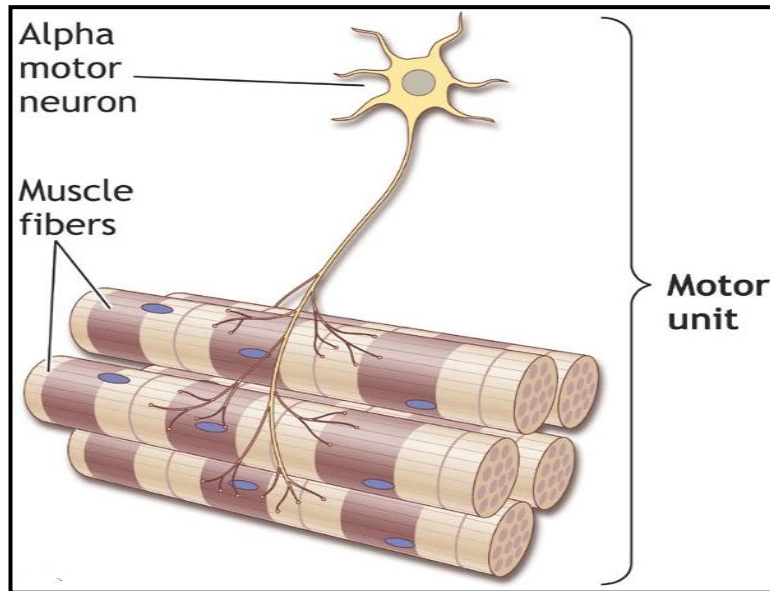
Ihmisen kehon liikkeiden aikaansaamiseksi tarvitaan voimaa. Voimantuoton ja liikkumisen ”koneiston” muodostavat hermosto, lihaksisto, jänteet, sidekudokset ja luut. Voiman ja liikkeen aikaansaamaa koneistoa kutsutaan hermo-lihasjärjestelmäksi (Nienstedt ym. 2009, 76-91). Hermosto jakautuu kahteen keskeiseen osa-alueeseen, keskushermostoon ja ääreishermostoon. Keskushermostoon kuuluvat aivot ja selkäydin (kuva 1), joiden kautta johdetaan käskyjä joko motorisia liikehermoja tai autonomisia hermoja pitkin kehon ääreisosiin ja sisäelimiin. Ääreishermoston reseptoreista välitetään viestejä keskushermostoon sensorisia tuntohermoja pitkin (McArdle ym. 2007, 391-416).



KUVA 1. Hermo-lihasjärjestelmän toiminta. (McArdle ym. 2007, 396)

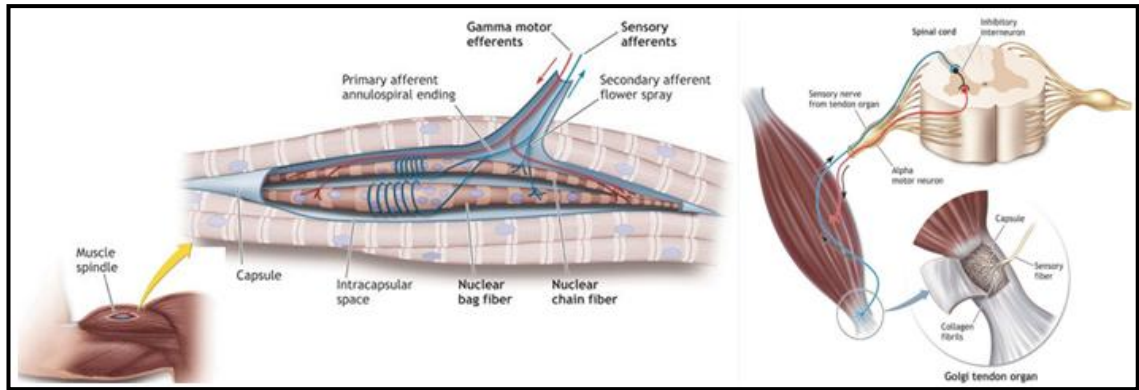
Tahdonalaiset lihakset saavat pääsääntöisesti hermotuksen selkäytimestä (selkäydinhermot) ja vain pieni osa hermotuksesta tapahtuu suoraan aivohermoista (pään alueen lihakset). Motorinen hermo jakautuu useisiin päätehaaroihin, jotka liittyvät

hermolihhasliitoksen välityksellä kukin yhteen lihassoluun. Ihmisellä hermolihasjärjestelmän pienimmän toiminnallisen osan, motorisen yksikön, muodostavat motorinen hermosolu, sen aksoni päätehaaroineen ja niiden hermottamat lihassolut (kuva 2) (Nienstedt ym. 2009, 544-546).



KUVA 2. Motorinen yksikkö. (McArdle ym. 2007, 402)

Liikkeen ja liikkumisen säätelyyn osallistuvat myös sensoriset reseptorit (aistinelimet) lihaksissa ja jänneissä. Sensoriset reseptorit ovat herkkiä venytykselle, voimalle ja paineelle. Niiden perustoiminto on tuottaa elimistölle tietoa sen tilasta ja ympäröivistä olosuhteista. Sensorien välittämän tiedon perusteella keskushermosto kykenee tarkkailemaan ja ohjaamaan luusto-lihas systeemin tilaa (Enoka 2008, 249-254). Proprioceptorien, kuten lihas-spindelit, jänne-elimet ja nivelreseptorit, pääasiallinen tehtävä on viestiä kehon itsensä tuottamaa informaatiota. Lihasspindelit (Ia-afferentit) aistivat ja välittävät sensorista tietoa lihassolujen pituuden muutoksista. Golgin jänne-elimet (Ib-afferentit) rekisteröivät ensisijaisesti lihasvoiman muutoksia ja niiden pääsääntöinen tehtävä on suojella lihasta sekä sidekudoksia ylisuurilta kuormilta (kuva 3). Näitä toimintoja kutsutaan refleksi-inhibitioksi (Enoka 2008, 257-262). Kehon ulkopuolelta tulevia signaaleja käsittelee exteroceptorit, kuten silmät, korvat ja iho (Wildman 2000).



KUVA 3. Vasemmalla lihasspindelin poikkileikkaus ja oikealla Golgin jänne-elin, sensorinen hermo (sininen) ja α -motoneuroni (punainen). (Mukaiiltu McArdle ym. 2007, 411 ja 414)

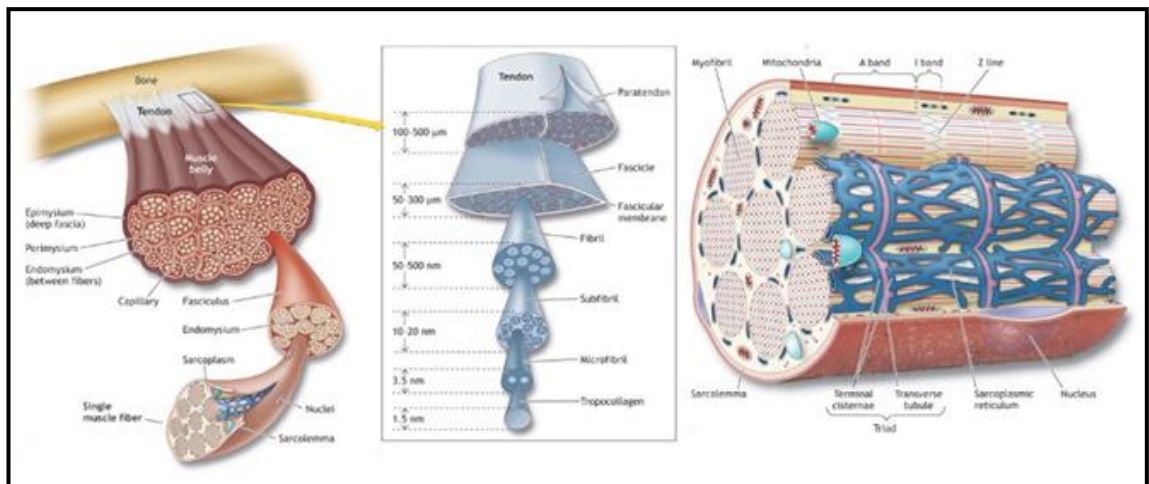
Pacinianin elimet ovat ihossa, vatsassa ja lihaksissa sijaitsevia sensorisia reseptoreita, jotka aistivat liikkeen ja paineen muutoksia. Vapaat hermopäätteet (III- ja IV-afferentit) aistivat ja välittävät tietoa aineenvahdunnallisesta tasapainotilasta. Eri reseptorien tuottaman informaation johtumisnopeus on erilainen ja siihen vaikuttaa mm. tietoa välittävän afferentin tyyppi. Taulukossa 1 on esitetty joidenkin somatosensoristen reseptorien ominaisuuksia. Sensorinen rata, selkäydin ja motorinen rata muodostavat refleksikaaren. Sensorisesta reseptorista lähtävä viesti kulkee sensorisen radan kautta selkäyttimeen ja sieltä motorisen radan kautta lihakseen aiheuttaen lihaksen supistumisen. Tieto saavuttaa aivot vasta lihastoiminnan tapahduttua. (Brooke ja Zehr 2006, Enoka 2008, 257-259)

TAULUKKO 1. Somatosensoristen reseptorien ominaisuuksia. (Mukaiiltu Enoka 2008, 250; Brooke ja Zehr 2006)

Reseptori	Liikeheräte	Afferentti	Johtumisnopeus (m/s)
Lihasspindeli	Venytyksenopeus	Ia	40 - 90
Jänne-elin	Lihassoima	Ib	30 - 75
Lihasspindeli	Lihassenyitys	II	20 - 45
Nivelreseptori	Nivelsoima	II - III	4 - 45
Tuntoreseptori (kosketus)	Ihon liike	I - III	4 - 80

1.2 Luustolihakset ja niiden toiminta

Luustolihasien pääasiallisiin tehtäviin kuuluu eri kehonosien liikkeiden mahdollistaminen sekä kehon asennon ja tasapainon ylläpitäminen. Luustolihasien lihaskudos on pääasiallisesti poikkijuovaista lihaskudosta. Poikkijuovaista lihaskudosta ympäröi sidekudoksinen lihaskalvo. Lihaskalvo jatkuu lihaksen päistä lihasjanteena tai lihaskalvona kiinnittäen lihaksen joko luihin tai ihoon. Poikkijuovainen lihas kiinnittyy eri päistä eri luihin. Lihassytt eli lihassolut muodostavat kimppuja joita suojaavat niitä ympäröivät kalvorakenteet. Poikkijuovaiset lihassolut ovat monitumaisia putkimaisia soluja joiden sisällä on ohuita lihafibrillisäikeitä. Säikeet rakentuvat proteiineista, kuten aktiinista ja myosiinista (kuva 4). Lihassolun supistuminen perustuu näiden fibrillisäikeiden toimintaan. (Enoka 2008, 205-209; McArdle ym. 2007, 356-380)



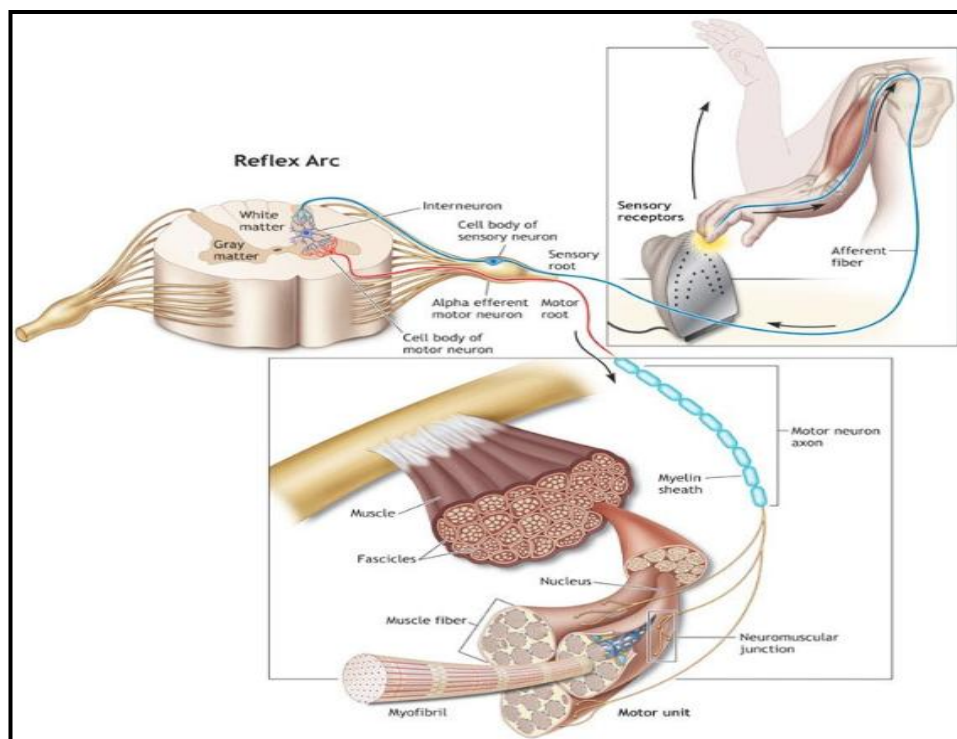
KUVA 4. Vasemmalla lihaksen rakenne ja poikkileikkaus, keskellä jänne-lihasliitos ja oikealla lihaksen sarkoplastinen kalvosto. (Mukailtu McArdle ym. 2007, 367)

Lihassolutasolla lihasfiiberi-solut voidaan jakaa mekaanisen ja kemiallisen toimintansa avulla nopeaan (IIa, IIb -luokka) tai hitaaseen (I-luokka) lihasfiiberiin. Nopeat motoriset yksiköt rekrytoituvat nopeammin ja tuottavat pääsääntöisesti enemmän voimaa kuin samankokoiset hitaat motoriset yksiköt. Ne myös relaxoituvat nopeammin. Toisaalta nopeat motoriset yksiköt väsyvät nopeammin kuin hitaat motoriset yksiköt. (Enoka 2008, 219-228) Pääosin kaikissa ihmisen luurankolihasissa on nopeita ja hitaita motorisia yksiköitä. Kuitenkin niin, että lihaksen päätehtävän mukaan toinen lihastyypin (nopeat / hitaat motoriset yksiköt) on hallitseva. Nopeita lihassoluja hermottavat

motoriset hermosolut ovat kooltaan suurempia verrattuna hitaita lihassolutyyppejä sisältäviä lihaksia hermottamiin hermosoluihin (Peters 1989; Enoka 2008, 222-223).

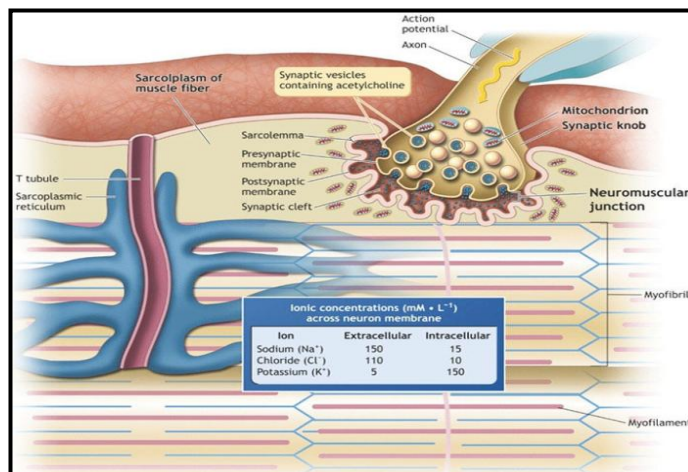
1.3 Luustolihasen toiminnan ohjaus

Ihmisen lihastoiminnan ajoitukseen, tasapainoon ja asennon ylläpitoon vaikuttaa lihastoiminnan spinaalinen ohjaus, mikä perustuu selkäydintason refleksiin. Refleksi on tapahtuma, jossa reseptoriin kohdistuva ärsyke saa aikaan motorisen toiminnan refleksikaareissa ilman tajunnan vaikutusta. Refleksikaareksi kutsutaan sitä tietä, mitä pitkin reseptorista lähtenyt impulssi kulkee synapsin välityksellä lihakseen vievään motoriseen hermoon, mikä saa aikaan lihaksen supistumisen niissä lihassyissä, joita kyseinen hermo hermottaa (kuva 5). Refleksikaaren kulkiessa vain yhden synapsin kautta, kutsutaan refleksiä mono- eli yksisynaptiseksi. Monisynaptinen refleksi saadaan aikaan, kun refleksikaari kulkee useiden synapsien kautta. Tällöin synapsit voivat sijaita eri korkeuksilla selkäytimessä sekä aivojen alemmissa keskuksissa. (Enoka 2008, 257-267; McArdle ym. 2007, 398-402)



KUVA 5. Refleksikaari, missä sormen ihon exteroseptori aistii kuuman, afferentti välittää tiedon sensorisen juuren kautta selkäyttimeen, mikä ohjaa motorisen juuren kautta lihastoimintaa. (McArdle ym. 2007, 401)

Luurankolihasksen supistumista ohjaa sähköinen impulssi, joka kulkee α -motoneuronia pitkin ja johtuu hermolihasolun päätehaaroja pitkin hermolihasliitoksiin. Hermolihasliitoksissa sähköinen impulssi siirtyy välittäjäaineen (asetyylikoliini) avulla kemiallisesti lihassolukalvolle aiheuttaen lihassolun sähkökemiallisen hetkellisen muuttumisen, mikä johtaa lihassolun aktiopotentiaaliin (kuva 6). Aktiopotentiaali aiheuttaa solun sisällä ketjun kemiallisia reaktioita, joiden seurauksena aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat toistensa lomiin ja saavat aikaan MY:n lihassolujen supistumisen. (Enoka 2008, 186-191; McArdle ym. 2007, 402-405) Motoristen yksiköiden aktiopotentiaaleja voidaan rekisteröidä joko lihaksen pinnalta ihon päältä tai lihaksen sisältä EMG-elektrodien avulla (elektromyografia). EMG-signaali on lihaksen supistumiseen liittyvä hermo-lihasjärjestelmän aktiivisuutta kuvaava ilmaus. EMG-signaali analysoidaan yleensä joko taajuus- tai aikatasossa. Aktiopotentiaalin johtumisnopeutta lihassolukalvolla voidaan myös mitata EMG:n avulla (Enoka 2008, 197-203). Lihassolukalvon johtumisnopeuteen vaikuttavia tekijöitä ovat mm. Na^+ - K^+ -pumpun toimintakyky, motoristen yksiköiden tyyppi ja lihasväsymys (Fitts 1994; Gibson ja Edwards 1985; Bigland-Ritchie 1981). EMG:n keskiarvoistetulla tehotaajuus analyysillä (MPF) voidaan analysoida mm. lihasfiberin johtumisnopeutta ja motoristen yksiköiden synkronoitia (Chung ym. 2002). Lihasväsymisen myötä MPF siirtyy alemmille taajuuksille (Bigland-Ritchie 1981). EMG:n aikataso analyysissä lihaksen aktiivisuus ja väsyminen heijastuu EMG amplitudin muutoksina (Clancy ym. 2004).



KUVA 6. Aktiopotentiaali, hermo-lihasliitos ja lihassolukalvosto. (McArdle ym. 2007, 404)

1.4 Luustolihasen voimantuotto

Luustolihasen voimantuotto riippuu useista lihasen sisäisistä ja ulkoisista tekijöistä. Sisäisiä tekijöitä ovat mm. lihasen anatominen rakenne, lihasen solujakauma ja solujen harjoitus-/väsymys tila sekä lihaspituus. Ulkoisia tekijöitä ovat mm. lihasen supistumistapa ja supistumisnopeus. Voimantuoton biomekaaniset periaatteet voidaan jakaa kolmeen osatekijään (Mero ym. 2007, 53).

Lihasmekaaniset tekijät:

- Lihastoiminta
- Lihaspituus ja nivelkulma
- Voima-aika riippuvuus
- Voima-nopeus riippuvuus
- Elastiset osat / esikevennys
- Lihasrakenne

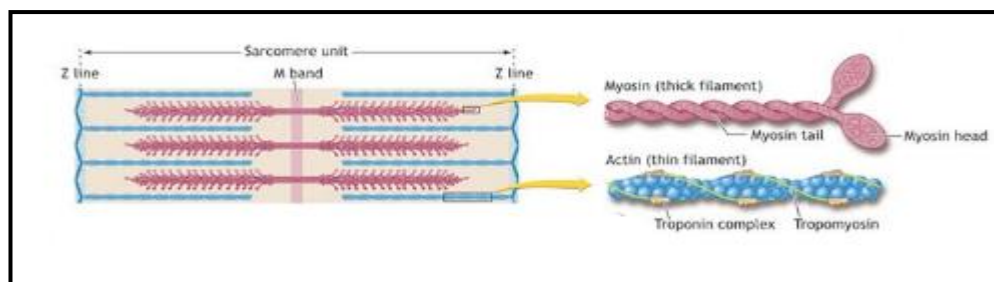
Hermostolliset tekijät:

- Esiaktiivisuus
- Refleksitoiminta
- Hermoston kokonaispanos

Hermolihasjärjestelmälliset tekijät:

- Lihasjäykkyys (muscle stiffness)

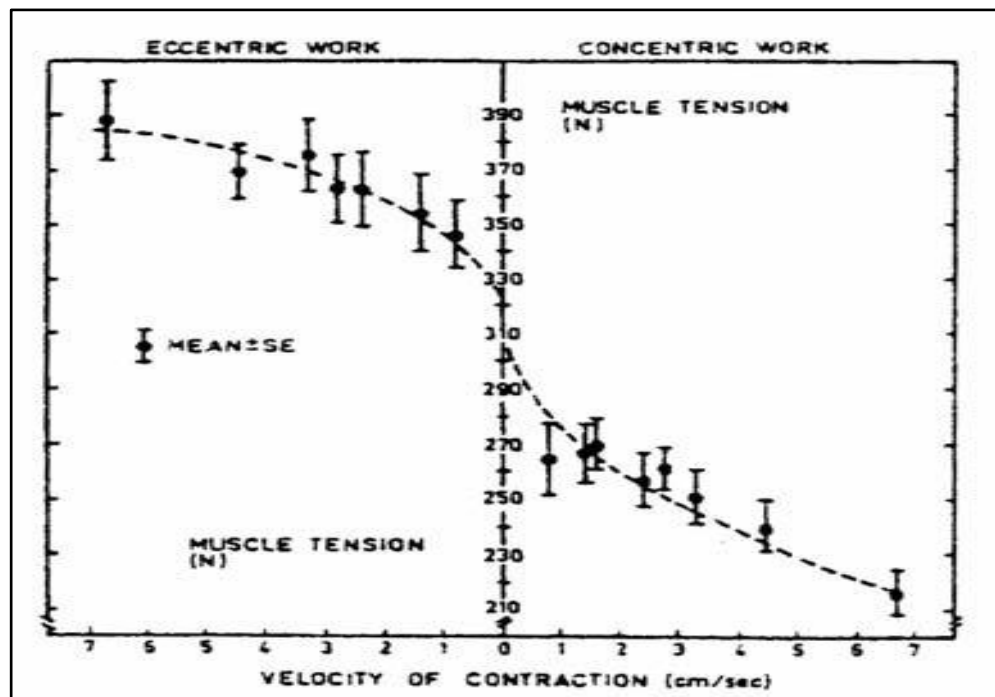
Yksittäinen lihas koostuu aktiivisesta supistuvasta komponentista ja passiivisesta sidekudoksesta. Lihasen pienimmän supistuvan elementin, sarkomeerin, tuottama voima riippuu aktiini- ja myosiinifilamenttien keskinäisestä asennosta sekä poikittaissiltojen määrästä eli lihaspituudesta (kuva 7). (McArdle ym. 2007, 370-374)



KUVA 7. Sarkomeeri. (Mukaiutu McArdle ym. 2007, 369)

Lihaksen voima-pituusominaisuudet ovat yhdistelmä aktiivisten ja passiivisten elementtien voima-pituusominaisuuksista. Lihaspituuden vaikutusta voimantuottoon mitataan tavallisesti laboratorio-olosuhteissa tarkastelemalla nivelkulmamuuutoksen (lihaspituus ja vipumekanismi) vaikutusta voimantuottoon.

Lihaksen supistumisnopeus vaikuttaa lihastytavasta riippuen lihassolujen kykyyn tuottaa voimaa. Mitä kevyempi on ulkoinen vastus konsentrisessa lihastyössä, sitä suuremmalla nopeudella sitä voidaan liikuttaa eli voimantuotto vähenee konsentrisessa lihastyössä sen mukaa mitä nopeammin ulkoinen kuorma liikkuu. Vastaavasti eksentrisessä lihastyössä lihassolun tuottama voima on suurimmillaan mitä nopeammin eksentrisen lihassupistus tapahtuu. Lihaksen supistumisnopeuden lisääminen kasvattaa eksentrisen- ja konsentrisen lihastyön voimatasojen eroa (kuva 8). (Komi & Buskirk 1972; Westing ym. 1990; Enoka 2008, 233-240)



KUVA 8. Lihaksen voima/nopeus-käyrä konsentrisessa ja eksentrisessä lihastyössä (Komi, 1973)

Lihaksen voimantuottoa tahdonalaisesti säädellään yksittäisten motoristen yksikköjen syttymistiheyden ja aktiivisten yksiköiden lukumäärää kontrolloimalla (Linnamo 2002). Keskushermostolla on keskeinen merkitys tahdonalaisen lihassupistuksen

kontrolloimisessa. Mitä enemmän ja nopeammin keskushermosto pystyy aktivoimaan motorisia yksiköitä, sitä suurempi on tuotettava voima (Enoka 2008, 215-228). Motorisen yksikön voima-aika –riippuvuudella on erittäin suuri merkitys nopeassa ja maksimaalisessa voimantuotossa. Mahdollisimman suuren voiman tuottaminen maksimaalisella nopeudella riippuu siitä, miten keskushermosto pystyy rekrytoimaan mahdollisimman monta nopeata motorista yksikköä mahdollisimman suurella syttymistiheydellä. Lihaksen solujakaumalla on erittäin suuri merkitys maksimaalisessa nopeassa voimantuotossa. (Enoka 2008, 215-228)

2 LIHASTYÖTAVAT

Luustolihas työskentelee kahdella eri tavalla, **staattisesti** tai **dynaamisesti**. Staattisessa lihastyössä lihas-jännekompleksin pituus ei muutu lihaksen supistuessa. Dynaamisessa lihastyössä lihaksen supistuessa sen pituus muuttuu. Dynaaminen lihastyö voi olla joko **konsentrista** tai **eksentristä** riippuen siitä, piteneekö vai lyheneekö lihas supistuessaan (Mero ym. 2007, 54). Lihassupistus on konsentrisen silloin kun lihaksen pituus lyhenee ulkoisen voiman vaikutuksesta ja vastaavasti eksentrisen silloin kun lihaksen pituus kasvaa (Abbot ym. 1952). **Isotonisessa** lihastyössä lihastyötä vastustava voima pysyy vakiona, kun taas **isokineettisessä** lihastyössä liikkeen kulmanopeus on vakioitu.

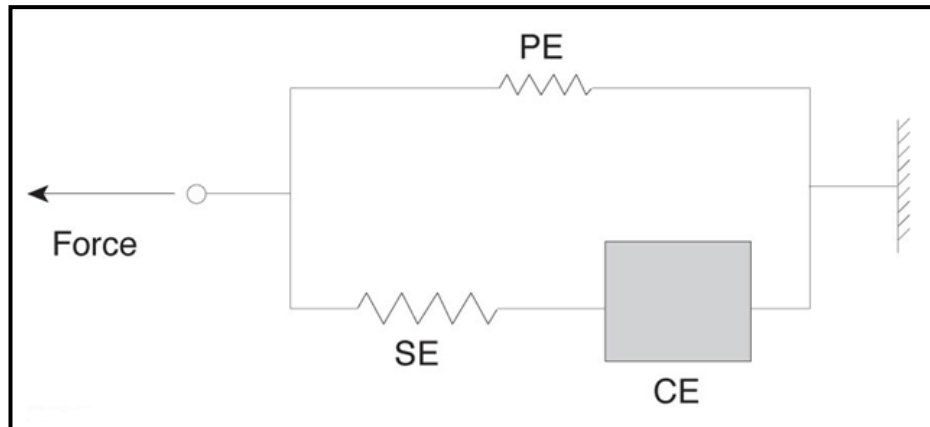
Luustolihasliikkeen aiheuttaa varsinainen työtä tekevä lihas tai lihasryhmä, agonisti lihas (vaikuttajalihas), mahdolliset synergisti lihakset (avustajalihas) sekä antagonistilihakset (vastavaikuttajalihas). Antagonistilihas vaikuttaa liikkeen vastakkaiseen suuntaan ja koordinoi liikettä. Lihasten tuottaman voiman suuruuteen vaikuttaa mm. lihaksen poikkipinta-ala, nivelkulma (asento), lihaksen supistumisnopeus sekä lihastyötapa. (Niestedt 2009)

2.1 Isometrinen ja dynaaminen lihastyötapa

Isometrinen. Isometrisessä, staattisessa lihastyössä lihaksessa tapahtuu sisäisiä muutoksia ja uudelleenjärjestelyä, mutta sen ulkoisessa lihas-jännekompleksin pituudessa ei tapahdu muutosta eikä lihaksen liikuttamassa nivelessä liikettä.

Dynaaminen. Lihaksen mekaanisen mallin mukaan (Enoka 2008, 230-232) yksittäinen lihas koostuu aktiivisesta supistuvasta komponentista ja passiivisesta sidekudoksesta, joka voi olla joko peräkkäinen (sarkomeerin poikkisillat, jänne) tai rinnakkainen (endomysium, perimysium, epimysium) aktiiviselle komponentille (kuva 9). Supistuva komponentti (CE) tuottaa voimaa ja säätelee elastisia komponentteja. Mallissa supistuvalla komponentilla peräkkäinen elastinen komponentti (SE) ja rinnakkainen elastinen komponentti (PE) rinnastetaan tukikudosten passiiviseksi vaikutukseksi. Peräkkäinen elastinen komponentti voidaan jakaa edelleen sekä aktiiviseen että passiiviseen komponenttiin, missä aktiivinen komponentti vastaa poikkisillojen ja

myofilamenttien elastisuutta ja passiivinen komponentti kalvojänteen ja jänteiden aiheuttamaa elastisuutta. Aktiivisen lihaksen eksentrisen venytys varastoi elastista energiaa, mikä voidaan hyödyntää lisävoimana välittömässä konsentrisessa lihastyövaiheessa (Cavanaga ja Kaneko 1977).



KUVA 9. Lihaksen mekaaninen malli. CE kuvaa lihaksen voimaa tuottavaa supistuvaa komponenttia, SE supistuvalla komponentilla peräkkäistä elastista komponenttia ja PE rinnakkaista elastista komponenttia. (Enoka 2008, 231)

Konsentrisessa lihastyössä lihas supistuessaan lyhenee ja lihaksen lähtökohta ja kiinnityskohta lähenevät toisiaan. Toisin sanoen lihaksen tuottama voima on suurempi kuin liikuteltava kuorma. Joissakin yhteyksissä lihaksen konsentrista työtapaa kutsutaan myös voittavaksi työtavaksi (esim. leuanveto – kyynärvarren koukistus). **Eksentrisessä** lihastyössä lihas supistuessaan pitenee ja lihaksen lähtökohta ja kiinnityskohta etääntyvät toisistaan. Eksentrisessä työssä lihas yrittää supistuessaan lyhentyä, mutta ulkoinen voima on niin suuri, että lihas supistuessaan pitenee. Eksentristä lihastyötapaa kutsutaan myös periksiantavaksi työtavaksi (Kauranen ym. 2010, 139). Luonnollisessa tahdonalaisessa liikkeessä lihastoiminnassa toteutuu venymis-lyhenemis sykli (SSC, stretch-shortening cycle), jolloin lihakset supistuvat ensin eksentrisesti ja sen jälkeen konsentrisesti (Cavanaga ja Kaneko 1977).

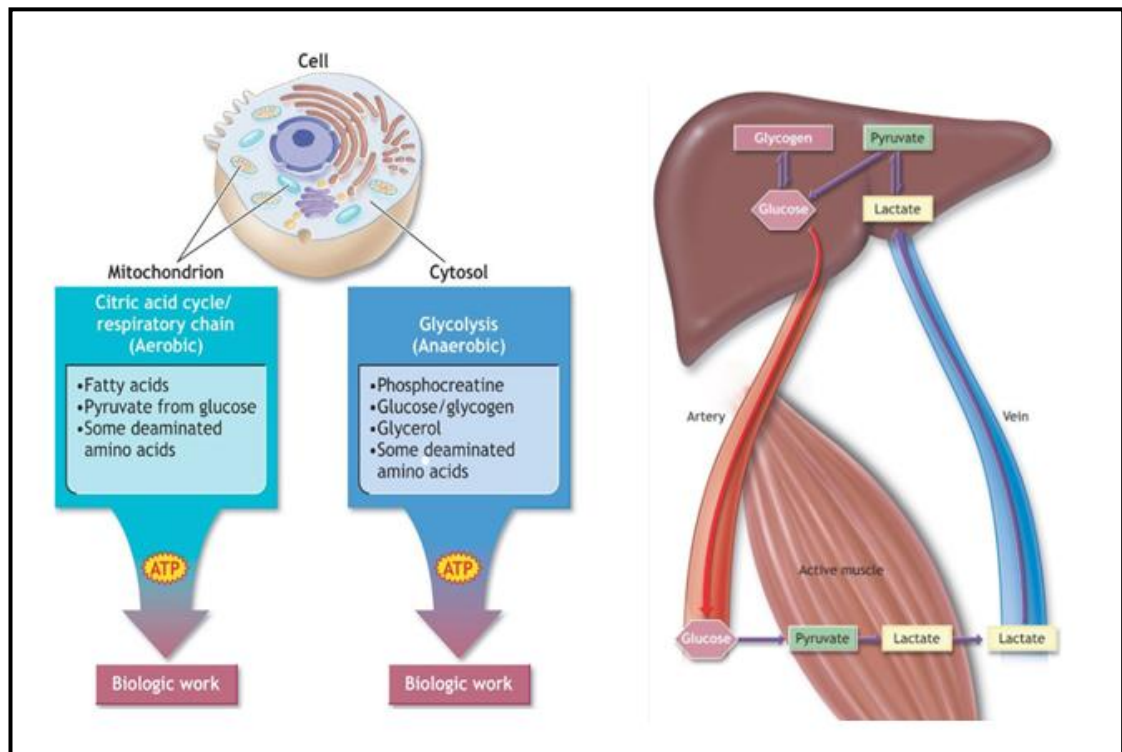
Aikaisempien tutkimusten mukaan eksentrisen lihastyö kuormittaa lihasta raskaimmin (Clarkson ym. 1992). Toisaalta tutkimuksissa eksentrisen työn on osoitettu aiheuttavan viivästettyä lihasarkuutta (DOMS, delayed onset muscle soreness) ja rakenteellisia lihasvaurioita konsentrista työtä herkemmin (Friden ym. 1983; Howell ym. 1993; Lieber ym. 1991). Viivästynyt lihasarkuus (DOMS) määritellään lihasaktiivisuuden aikaiseksi

kivuntunteeksi. Lihasarkeus ilmenee useimmiten ensimmäisen kerran noin vuorokausi suorituksen jälkeen ja on voimakkaimmillaan kaksi päivää suorituksen jälkeen. Lihasarkeus poistuu noin seitsemän päivää suorituksen jälkeen (Howell ym. 1993). DOMS ja kohonnut CK arvo eksentrisen väsytyksen jälkeen indikoivat mahdollisista lihasvaurioista (Linnamo ym. 2000). Palautuminen (lihasjäykkyys) toistuvasta eksentrisestä suorituksesta saattaa kestää jopa useita viikkoja (Howell ym. 1993). Lihasarkeoiden ja tulehduksen/turvotuksen on osoitettu olevan yhteydessä kasvaneeseen lihaspaksuuteen (turvotus), mikä saavuttaa maksimi arvon noin kaksi päivää eksentrisen suorituksen jälkeen (Sbriccoli ym. 2001).

2.2 Lihaksen energia-aineenvaihdunta

Lihassolut käyttävät energianlähteenä korkeaenergistä fosfaattiyhdistettä, adensiinitrifosfaattia (ATP). Solut varastoivat ATP:tä varsin pieniä määriä ja elimistön pitää valmistaa sitä jatkuvasti lisää. Aikuisen ihmisen elimistön keskimääräinen vuorokautinen ATP kulutus on noin 150 - 200 g. ATP:n muodostajana elimistössä toimii toinen korkeaenerginen fosfaattiyhdiste, kreatiini fosfaatti (KP). Se tuottaa nopeasti uutta ATP:tä. Myös kreatiini fosfaattivarastot lihassoluissa ovat suhteellisen pienet ja sen vuoksi elimistön on tuotettava energiaa jatkuvasti ravinnosta. (McArdle ym. 2007, 138-146) Hiilihydraatit ovat erittäin tärkeitä energianlähteitä. Hiilihydraatit esiintyvät elimistössä kahdessa eri muodossa. Käyttömuodossa hiilihydraatit ovat glukoosia (verensokeri) ja varastomuodossa glykogeenia, joka varastoituu mm. lihassoluihin ja maksaan. Soluissa glukoosista vapautuvalla energialla tuotetaan ATP:tä. Reaktiossa glukoosi yhtyy hapen kanssa (aerobinen energian tuotto) ja lopputuotteena saadaan ATP:n lisäksi hiilidioksidia ja vettä. Toinen, hapeton (anaerobinen energian tuotto) tapa tuottaa energiaa glukoosista on edellistä tapaa nopeampi, mutta tällöin energiaa vapautuu huomattavasti vähemmän kuin aerobisessa energian tuotossa. Lisäksi anaerobisessa energiantuotossa muodostuu lihaksistoon maitohappoa. (Nienstedt ym. 2009, 85-88; McArdle ym. 2007 165-172) Hiilidioksidin ja maitohapon kertyminen kudoksiin johtaa happamoitumiseen eli asidoosiin. Asidoosi estää solujen normaalin entsyymitoiminnan, minkä vuoksi hiilidioksidi ja maitohappo pitää poistaa elimistöstä. Elimistö poistaa hiilidioksidia uloshengityksen yhteydessä ja maitohappo voidaan poistaa verestä valmistamalla siitä maksassa glukoosia (Corin sykli). Tämän lisäksi

sydänlihas ja hitaat lihassolut käyttävät maitohappoa suoraan energianlähteenään. Jos soluilla on käytössään riittävästi happea, käyttävät ne energianlähteenä myös elimistön rasvoja (kuva 10). Aminohapoilla eli valkuaisaineiden rakenneosilla on myös oma roolinsa aerobisessa energian tuotannossa. Lisäksi maksa valmistaa aminohapoista glukoosia. (McArdle ym. 2007, 145-151)



KUVA 10. Kuvassa vasemmalla hapellisen (aerobinen) ja hapettoman (anaerobinen) energiantuotto-prosessin (ATP) komponentit. Oikealla Corin-syklin biokemialliset reaktiot lihaksiin muodostuneen laktaatin muuttamisesta glukoosiksi eli rypälesokeriksi. (Mukaiiltu McArdle ym. 2007, 140 ja 151.)

3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMINEEN

Lihäsväsymisellä viitataan akuuttiin suorituskyvyn heikkenemiseen, joka aiheutuu fyysisestä rasituksesta. Lihäsväsymineen on fysiologinen prosessi, missä lihasaktiivisuuden heikkenemineen (sentraalinen tai periferinen lihasväsymineen) aiheuttaa lihaksen tuottaman voiman pienenemineen. Lihäsväsymineen on erittäin monimutkainen ilmiö ja sitä on tutkittu monien eri kokeellisten tutkimusten avulla. Lihasten väsymistä on määriteltö mm. voimantuottokapasiteetin menettämisenä tai kykenemättömyytenä ylläpitää fyysistä harjoitusta vaaditulla tasolla. (Avela 1998; Bigland-Ritchie ja Woods 1984) Lihäsväsymistä ei pidä sekoittaa lihasheikkouteen tai erilaisiin lihassairauksiin, joiden vasteena saattaa myös olla mm. lihasvoiman pienenemineen.

Lihaksen supistumiseen vaikuttaa koko hermo-lihasjärjestelmä keskushermostosta (keskushermosto, motorinen hermo, hermo-lihasliitos) lihassoluun. Lihäsväsymineen aiheuttama muutos voi sijaita missä tahansa tässä ketjussa.

- motorinen korteks
- motoneuroneiden käskyttäminen keskushermostossa
- aktivoitu lihas ja sen motoriset yksiköt (α -motoneuronaltaan herkkyys)
- Aktiopotentiaalinen johtumineen ja leviäminen
- ärsytys-supistus koplaus
- aineenvaihdunta-aineiden saatavuus
- solunsisäinen toiminta
- supistuva komponentti
- lihaksen verenkierto

(Enoka ja Stuart 1992; Enoka 2008, 288-289)

Hermolihasjärjestelmän väsymistä voidaan tutkia mm. EMG:n ja voimantuoton avulla. EMG indikoi lihaksen aktivaation tasoa ja siihen vaikuttavat mm. muutokset α -motoneuronien rekrytoinnissa (supraspinaalinen ja spinaalinen toiminta), aktiopotentiaalinen johtumisessa hermo-lihasliitoksessa ja lihassolukalvolla (De Luca 1997). Dynaamisessa lihastyössä EMG/voima –suhteen kasvua pidetään merkkinä lihaksen supistuvissa osissa tapahtuvasta väsymisestä (Gollhofer ym. 1987a/b). Erityyppiset rasitukset aiheuttavat erilaisia muutoksia hermo-lihasjärjestelmässä.

Submaksimaalisella teholla tehtävää lihastyötä pystytään ylläpitämään tietyn aikaa, ennen kuin liikkeen nopeus ja intensiteetti laskee (Bigland-Ritchie 1981). Gollhoferin ym. (1987a/b) mukaan submaksimaalisessa hyppykuormituksessa EMG ja EMG/voima –suhde kasvoivat eksentrisessä vaiheessa enemmän kuin konsentrisessä vaiheessa. Maksimaalisella teholla tehdyn lihastyön aiheuttama voimantuoton pienentyminen voidaan havaita jo lyhytkestoisessa suorituksessa. Lyhytkestoisen räjähtävän, maksimaalisella nopeudella suoritettujen harjoitusten aiheuttama väsymys voi olla enemmän sentraalista kuin taas raskaan vastusharjoituksen aiheuttama väsymys voi olla sekä sentraalista että periferistä (Linnamo ym. 2000). Jatkuvan maksimaalisen voimantuoton ylläpitäminen ei ole mahdollista, sillä voimantuotto laskee jo heti suorituksen alusta.

On osoitettu, että hermolihasjärjestelmän väsyminen ja sen aiheuttama voimantuoton heikkeneminen voi olla myös lihastyötapa-kohtaista (Linnamo 2002). Linnamon (2002) tutkimuksessa eksentrisessä harjoitteessa koehenkilö suoritti ensin kaksi maksimaalista eksentristä ja konsentristä käsivarren ojennusliikettä sekä yhden minuutin levon jälkeen 100 maksimaalista eksentristä käsivarren ojennusliikettä. Palautumisaika liikkeiden välillä oli kaksi sekuntia, mistä 0.5 sekuntia käytettiin esiaktiivisuuden ylläpitoon ennen liikettä. Konsentrisen harjoituksen noudatti samaa protokollaa kuin eksentrisen harjoituksen, sillä poikkeuksella, että se aloitettiin kahdella maksimaalisella konsentrisellä liikellä, joita seurasi 100 maksimaalista konsentristä liikettä. Eksentrisen harjoituksen jälkeen on todettu ilmenevän enemmän periferistä väsymistä kuin konsentrisen suorituksen jälkeen (Skurvydas ym. 2010). Skurvydasin ym. (2010) tutkimuksessa koehenkilöt suorittivat 10 x 12 oikean jalan maksimaalista polvenojennus liikettä (eksentrisen) yhden minuutin levolla sarjojen välillä. Tutkittaessa dynaamisen lihastyön vaikutusta isometriseen maksimi voimantuottoon on havaittu, että isometrinen maksimi tahdonalainen voimantuotto laskee eksentrisen harjoituksen jälkeen, mutta pysyy ennallaan konsentrisen harjoituksen jälkeen (Brown ym. 1997a). Brownin ym. (1997a) tutkimuksessa koehenkilöt suorittivat ensin joko 10, 30 tai 50 maksimaalista tahdonalaista polven ojennusliikettä ja kolmen viikon levon jälkeen 50 polven ojennusliikettä samalla jalalla. Linnamo (2002) tutki väitöskirjassaan mm. eksentristä ja konsentristä lihasväsymistä. Tutkimuksen tuloksista kävi ilmi, että voimantuotto laski absoluuttisesti enemmän eksentrisen harjoituksen jälkeen kuin konsentrisen harjoituksen jälkeen. Lihasväsymyksen osalta tutkimuksessa havaittiin, että voiman suhteellinen lasku on

samankaltaista sekä eksentrisen että konsentrisen harjoituksen jälkeen kun liikettä edeltää maksimaalinen isometrinen esiaktiivisuusvaihe ja eksentrisen sekä konsentrisen liikesuorituksen välillä ei ole eroa lihasaktiivisuudessa. Linnamon ym. (2000) tutkimuksessa konsentrisen voimantuotto laski enemmän eksentrisen harjoituksen jälkeen kuin eksentrisen voimantuotto konsentrisen harjoituksen jälkeen. Tuloksen perusteella eksentrisen lihastyö on tehokkaampaa kuin konsentrisen lihastyö. Toisaalta Michaut ym. (2002) saivat tästä poikkeavia tuloksia tutkiessaan kovan eksentrisen harjoituksen vaikutuksia voimantuottoon eri lihassupistus tavoilla. Tutkimuksessa kova eksentrisen harjoitus aiheutti huomattavaa maksimaalisen voimantuoton laskua sekä eksentrisessä, isometrisessä että konsentrisessä lihassupistuksessa, minkä uskottiin aiheutuvan sekä periferisistä että sentraalisista voimantuottokapasiteetin häiriöistä. Näitä häiriöitä indikoi mm. EMG aktiivisuuden lasku, matalampi aktivaatiotaso ja muutokset lihaksen supistuvissa komponenteissa. Tutkijat päättelivät, että voimantuoton lasku eksentrisen harjoituksen jälkeen ei ole supistustapa riippuvainen (Michaut ym. 2002). Harjoituksen aiheuttaman voimantuoton laskun eri lihassupistus tapauksissa on lisäksi todettu olevan koehenkilöiden taustoista riippuvainen verrattaessa kestävyysharjoittelu ja voimaharjoittelu taustan omaavia koehenkilöitä (Garrandes ym. 2006). Toisaalta on osoitettu, että lihastyötapa vaikuuttaa myös voimasuhteeseen (eksentrisen voima/konsentrisen voima) alentavasti eksentrisen suorituksen jälkeen ja kasvattavasti konsentrisen suorituksen jälkeen (Linnamo ym. 2000). Tämä havainto on linjassa Komin ym. (1972) tutkimuksen kanssa, missä havaittiin saman lihastyötavan harjoitusvasteen parantavan vastaavaa voimaa. Eksentristä voimaa kannattaa harjoittaa eksentrisesti ja konsentristä voimaa konsentrisesti.

Eksentrisen lihastyötapa on erityisen mielenkiinnon kohteena, koska sen on havaittu aiheuttavan viivästynyttä lihasarkkuutta (DOMS) sekä rakenteellisia lihasvaurioita ja näin vaikuttavan eksentrisen lihassupistuksen voimantuottoon (Friden ym. 1983; Proske ja Morgan 2001). Dundon ym. (2008) tutki matalataajuusväsymisen (LFF) yhteyttä kohonneeseen EMG:n ja voiman muuttumiseen kyynärpään eksentrisessä ja konsentrisessä koukistuksessa. Tutkimuksessa havaittiin, että fyysinen eksentrisen harjoittelu, mikä johtaa lihasvaurioihin, muuttaa lihaksen hermostollista ohjausta ja heikentää motorista submaksimaalista suorituskykyä. Lisäksi kasvanut voiman vaihtelu eksentrisen harjoituksen jälkeen viittaa vahvasti lihaksen voimantuottoelementtien periferisiin tekijöihin. Pitkäkestoisen SSC-tyyppisen harjoituksen on myös todettu

aiheuttavan periferistä väsymystä, mikä ilmenee mm. heikentyneenä ärsytys-supistus-koplaus-prosessina (Skof ym. 2006).

Tehokkaan harjoittelun jälkeisen palautumisen on havaittu toimivan bimodaalisesti sekä puhtaan eksentrisen harjoituksen että venymis-lyhenemissykli (SSC) –tyyppisen harjoittelun jälkeen (Linnamo ym. 2000; Nicol ym. 1996). Välittömästi suorituksen jälkeen suoritetuissa mittauksissa voimantuotto tavallisesti laskee verrattuna ennen suoritusta mitattuun arvoon (akuutti lasku). Voiman palautumisen on havaittu alkavan heti suorituksen jälkeen (akuutti palautuminen). Voimantuotto kuitenkin laskee jälleen kaksi-kolme päivää suorituksen jälkeen (viivästynyt palautuminen). Akuutin palautumisen uskotaan johtuvan pääsääntöisesti metabolisisista muutoksista, jotka palautuvat nopeasti. Viivästyneen palautumisen uskotaan taas johtuvan lihassoluvaurioista. Huomattavaa voimantuoton laskua on havaittu raskaan eksentrisen suorituksen jälkeen enemmän maksimaalisessa eksentrisessä suorituksessa kuin konsetrisessä suorituksessa (Linnamo ym. 2000). Tutkimuksissa on osoitettu ristiriitaisia tuloksia varsinkin eri lihasryhmien (kädet vs. jalat) toiminnassa ja suorituskäytössä eksentrisen väsymisen ja siitä palautumisen osalta. Jos eksentrisen väsyminen johtuu pääsääntöisesti perifeerisistä (mekaaninen suorituskäyttö) tai ärsytys-supistus koplaus prosesseista, voisi olettaa tämän vaikuttavan kaikkiin lihasryhmiin. Ristiriitaisia tuloksia voidaan osaksi selittää mahdollisella ylä- ja alaraajojen lihasryhmien erilaisella eksentrisen supistuksen hermostollisella ohjauksella (Mullaney ym. 2006). Koehenkilöiden taustoilla on myös havaittu olevan vaikutusta tutkimuksissa saatuihin tuloksiin. Varsinkin voimantuoton lasku eri lihassupistus tapauksissa on havaittu olevan koehenkilöiden taustoistariippuvainen verrattaessa kestävyysharjoittelu ja voimaharjoittelu taustan omaavia koehenkilöitä (Garrandes ym. 2006; Michaut ym. 2010).

Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen jaetaan tavallisesti kahteen eri osaan riippuen siitä, missä kohtaa hermo-lihasjärjestelmää lihasväsymisen aiheuttama häiriö tai muutos vaikuttaa. Lihasväsymys voi olla joko **sentraalista** tai **perifeeristä**. Lihaksen voimantuoton heikkeneminen voi olla myös **metabolista**. Väsymyksen aiheuttamaan lihasaktiivisuuden heikentymiseen vaikuttavat mahdolliset tekijät voivat olla joko sentraalisia tai perifeerisiä ja sijaita hermo-lihasjärjestelmän eri osissa (kuva 11). (McArdle ym. 2007, 409-410; Enoka 2008, 317-324 ; Mero ym. 2007, 64)

<ol style="list-style-type: none"> 1. Motorinen aivokuori; heikentynyt supraspinaalinen käskytyks <ul style="list-style-type: none"> • Motivaatio ja keskittyminen, hermovälittäjäaineet, rekrytoinnin suojausmekanismit • MVC + superimposed twitch (TMS = Transcranial Magnetic Stimulation) 2. Selkäydin; heikentynyt α-motoneuronien rekrytointi <ul style="list-style-type: none"> • Refleksitoiminta, presynaptisen inhibition kasvu • Venytysrefleksi, H-refleksi, H/M-suhde 3. Motorinen hermo; adaptaatio <ul style="list-style-type: none"> • Syttymistaajuuden lasku • Johtumisnopeuden määrittäminen, syttymisfrekvenssi 	Sentraalinen
<ol style="list-style-type: none"> 4. Hermo-lihasliitos; heikentynyt synaptinen johtuminen <ul style="list-style-type: none"> • Väliittäjäaineen loppuminen, lihasfiberin herkyyden laskeminen (rekrytointikyky) • HFF stimulointi, maksimaalinen M-aalto (aktiopotentiaalien summa) 5. Lihassolukalvo ja transversaalinen tubulaarisysteemi; heikentynyt aktiopotentiaalinen johtuminen ja välittyminen <ul style="list-style-type: none"> • Na⁺ - ja K⁺ -ionien heikentynyt läpäisevyys ja johtuvuus sekä pitoisuuksien epätasapaino, aktiopotentiaalinen pidentynyt kesto ja pienentynyt amplitudi • Ärsyksen johtumisnopeus lihassolukalvolla <ul style="list-style-type: none"> • Ärsyksen etenemisen mittaaminen kahdella monopolaarisella elektrodilla samasta lihasfiberistä (suora menetelmä) • Tehotiheysspektri, maksimi M-aallon kesto (epäsuora) 6. Ca-vapautuminen, sitoutuminen ja poikittaissiltajännitys; heikentynyt poikittaissiltajännityksen muodostuminen <ul style="list-style-type: none"> • Metabolinen kasautuminen (laktaatti), energian saanti, sarkomeerivauriot, jänne-lihaskompleksin joustavuus ja jäykkyys • LFF voimantuotto, passiivinen twitch, voima-pituuskäyrä 	Periferinen

KUVA 11. Hermo-lihasjärjestelmän väsyminen. Väsymislähde, mahdolliset vaikuttavat tekijät ja havainnointimenetelmiä. (Mukaiilu McArdle ym. 2007, 409; Enoka 2007, 317-324; Mero 2007, 64)

3.1 Sentraalinen väsymys

Lihaksiston toimintaan vaikuttaa sisäisten ominaisuuksien lisäksi lihaksen käskytyks ja kontrolli. Sentraalinen lihasväsymys liittyy proksimaalisiin prosesseihin ja se voidaan määrittellä kuormituksen aiheuttamana tahdonalaisen aktivaation laskuna lihaksessa. Sentraalisella puolella vaikutukset ilmenevät mm. supraspinaalisena aktiivisuuden muutoksena ja refleksitoiminnassa (Gibson ja Edwards 1985). Vähentynyt lihaksen hermostollinen ohjaus johtaa motoristen yksiköiden määrän laskuun tai niiden syttymistaajuuden alenemiseen (Enoka 2008, 326-332). Väsymismekanismeista keskushermoston biokemiallisella tasolla on toistaiseksi varsin vähän tutkimustietoa saatavilla.

3.1.1 Supraspinaalinen

Motivaation ja keskittymisen puute heikentää aivojen supraspinaalista käskytyks ja vaikuttaa sekä maksimaaliseen voimantuottoon että pitkäkestoiseen suoritukseen

(Gibson ym. 2001). Supraskinaalista kaskytysta selkaytimeen heikentaa myos monien hermovälittäjäaineiden, ammoniakkin ja sytokiinin kasautuminen (/väheneminen) aivojen alueelle (Davis ja Baley 1997). Newsholmenin (1986) mukaan keskushermoston väsymiseen voi vaikuttaa plasman aminohappojen pitoisuuksien muutokset, mikä kasvattaa synteessin määrää ja tältä osin vaikuttaa keskushermoston välittäjäaineen 5-HT:n pitoisuuteen aivoissa. 5-HT:lla on todettu olevan vaikutusta uneliaisuuteen, aggressiivisuuteen ja mielialaan, mikä vaikuttaa vastaavasti henkiseen väsymykseen (Newsholmen ja Blomstrand 1995). Lisäksi dopamiinin (DA) ja asetyylikoliinin (ACh) konsentraatioiden on todettu pienentyvän rasituksen seurauksena ja johtavan supraskinaalisen kaskytyksen henkentymiseen (Davis ja Baley 1997). Suojellakseen lihasta liian suurilta voimilta ja metabolisten tuotteiden kasautumiselta sekä soluvaurioilta, aivojen supraskinaalinen kaskytys ei pyri rekrytoimaan α -motoneuroneja maksimaalisesti. Lisäksi maksimaalisessa suorituksessa motoristen yksiköiden syttymistaajuuden on havaittu pienenevän, jolloin voiman heikentyminen on hitaanpaa kuin tilanteessa, missä syttymistiheys pysyisi vakiona (Gibson ym. 2001).

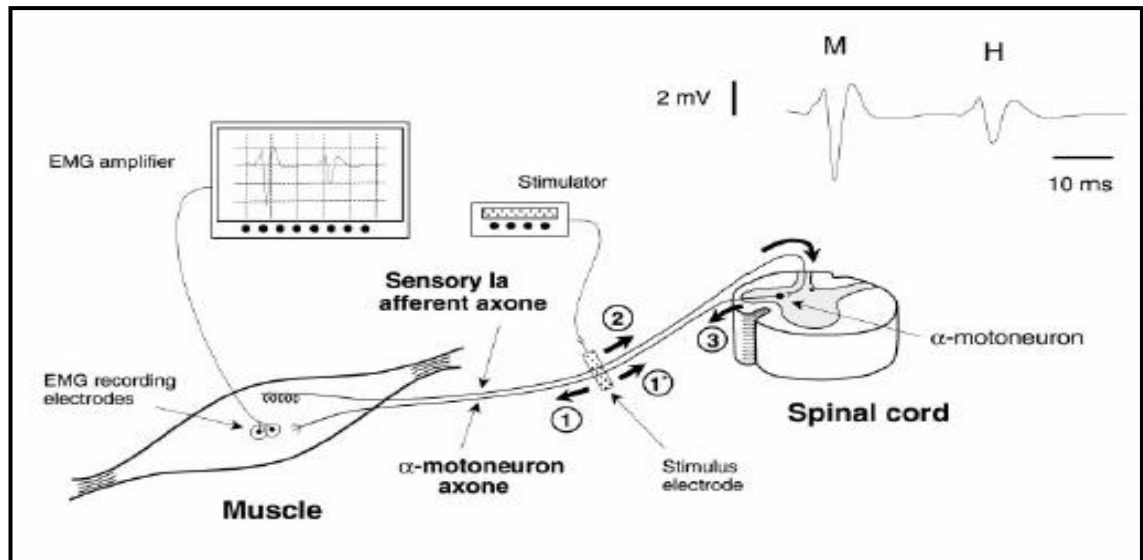
Sentraalista lihasväsymystä voidaan demonstroida sähköisen hermostimulaation aiheuttaman voimanlisäyksen kasvuna maksimaalisessa tahdonalaisessa lihassupistuksessa. Tällaisessa tilanteessa kaikki motoriset yksiköt eivät ole rekrytoituneet tai eivät syty tarpeeksi nopeasti. Sähköisen stimulaation aiheuttama voiman lisäyksen kasvu (superimposed twitch) tarkoittaa sentraalista väsymistä, jossa stimuloitun motorisen aksolin proksimaalisella puolella tapahtuvat prosessit eivät ole pystyneet ylläpitämään tarvittavaa voimaa. Sentraalista väsymistä esiintyy varsinkin submaksimaalisilla kuormilla ja suorituksen keston pitkittyessä. (Enoka 2008, 317-322)

Kent-Braun (1999) tutki supraskinaalista toimintaa MVC:n, sähköstimulaation aiheuttaman voiman, tahdonalaisen lihassupistuksen EMG:n ja sähköstimulaatiolla aikaansaadun maksimaalisen motoristen yksiköiden aktiopotentiaalilin avulla isometrisessä dorsi fleksiossa. Tutkimuksessa koehenkilöt suorittivat jatkuvan neljä minuuttia kestävän maksimaalisen tahdonalaisen nilkanojennuksen. Tutkimuksessa hän osoitti, että noin 20% voimantuoton heikentymisestä johtui sentraalisista tekijöistä eli α -motoneuronien rekrytoinnin heikkenemisestä. Lisäksi tutkimuksessa tahdonalaisen lihassupistuksen EMG heikkeni suhteessa maksimaaliseen aktiopotentiaaliin, mikä vahvisti käsitystä setraalisesta väsymisestä.

3.1.2 Spinaalinen

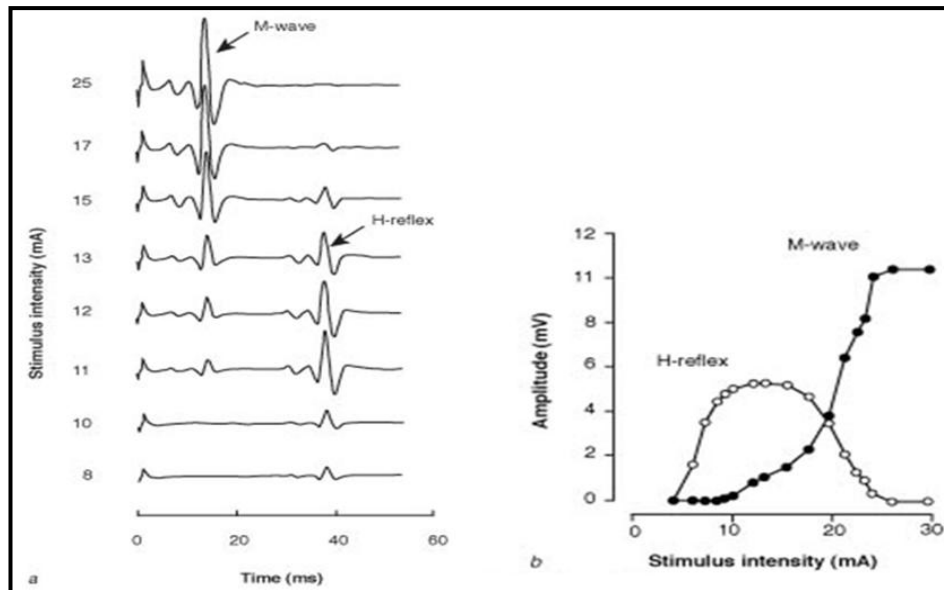
Luustolihassten afferentit hermoradat osallistuvat toiminnallaan α -motoneuronien rekrytoinnin ja motoristen yksiköiden syttymistiheyden säätelyyn (Gibson ym. 2001). Pitkäkestoisen väsytyksen yhteydessä refleksitoiminta voi heikentyä presynaptisen inhibition ja disfasilitaation seurauksena. Avela ym. (1999) havaitsivat maratonjuoksun jälkeen venytysrefleksin ja H_{\max}/M_{\max} -suhteen heikentyneen huomattavasti. Hermostolihasjärjestelmän väsymisen ja α -motoneuronien heikentyneen rekrytoinnin todettiin johtuneen III- ja IV-afferenttien hermoratojen inhibition lisääntymisestä (presynaptinen inhibition) ja γ -silmukan (γ -loop) toiminnan heikentymisestä. Presynaptisessa inhibitiossa III- ja IV-afferentit hermoradat inhiboivat joko Ia-afferentteja hermopäätteitä (Duchateau ja Hainaut, 1993) ja/tai suoraan α -motoneuroneja (Bigland-Ritchie ym. 1986). III- ja IV-afferenttien tiedetään stimuloituvan tietyistä biokemiallisista aineista (bradykinin ja prostaglandiinit), joita tiedetään vapautuvan lihasvaurioiden yhteydessä. Yleisesti tiedetään, että varsinkin eksentrisen lihastyö aiheuttaa mekaanisia lihasvaurioita ja lihasarkuutta. Myös laktaatin kasautumisen lihaksiin on todettu kasvattavan presynaptista inhibitiota. Disfasilitaatio eli α -motoneuronien heikentynyt rekrytoituminen refleksitoiminnassa aiheutuu heikentyneestä γ -silmukan toiminnasta, joka ilmenee mm. lihasspindelien Ia- ja II-afferenttien toiminnan heikkenemisenä ja γ -motoneuronien lihasspindelien aktivoimisen heikentyneenä. (Avela 1998)

Hoffmanin refleksi (H-refleksi) on yleisesti käytetty menetelmä α -motoneuronialtaan ärtyvyyden määrittelemiseksi (kuva 12). H-refleksi mittauksessa mitataan perifeeriseen hermoon tuotetun stimuluksen kulkua Ia-afferentin, motoneuroni-altaan ja efferenttihaaran välillä. (Aagaard ym. 2002a)



KUVA 12. Kaavakuva H-refleksin refleksikaaresta. Nuolet osoittavat aktiopotentialien kulkusuunnan. Oikealla ylhäällä EMG-vasteet. (Aagaard ym., 2002a)

Sähköstimuluksen H-refleksi aikaansaadaan tuottamalla yksittäinen sähköinen ärsyke suoraan perifeeriseen hermoon, jossa eksitoidaan paksuja lihasspindelien afferenttineuroneja, jolloin voidaan ohittaa lihasspindelien herkkyyden ja γ -aktiivisuuden vaikutus (Aagaard ym. 2002a). Ärsyke saavuttaa motoneuroniaan noin 15 ms:n viiveellä ja depolarisoi tietyn määrän α -motoneuroneja, mikä puolestaan aiheuttaa 15 – 20 ms:n lisäviiveellä kyseisen hermon hermottamassa lihasryhmässä vasteen, joka voidaan mitata joko EMG- tai voimavasteena. Ärsykkeen intensiteettiä lisäämällä ärsytettävän hermon motoriset aksonit eksitoiduvat suoraan, saaden aikaan laaja-amplitudisen lihasvasteen (M-aalto), jonka latenssiaika on yleensä 5-8 ms. (Enoka 2008, 257-259) H-refleksin muutokset kertovat koko refleksikaaren herkkyyden muutoksista. Muutokset voivat tapahtua α -motoneuroniaalissa ja motorisen neuronin hermolihasliitoksessa ja/tai lihassolussa. Selvitettäessä pelkästään α -motoneuroniaalissa muutoksia, H-refleksi suhteutetaan (esim. H_{max}/M_{max} -suhde) aina M-aaltoon (Enoka 2008, 257-259; Aagaard ym. 2002a). Kuvassa 13 on esitetty H-refleksin ja M-aallon ajalliset suhteet.



KUVA 13. Esimerkki H-refleksistä ja M-aallosta. Vasemmalla vasteet kahdeksalla eri ärsykevoimakkuudella. Oikealla H-refleksin ja M-aallon amplitudien vasteet eri ärsykevoimakkuuksilla. (Mukaiilu Enoka 2008, 259)

Maksimi M-aalto on aina amplitudiltaan suurempi kuin H-refleksi. Sähköisen ärsykkeen voimakkuutta nostettaessa H-refleksin amplitudi laskee ja voi hävitä kokonaan. Tämä johtuu motorista aksonia ”väärään” suuntaan kulkevan signaalin ja α -motoneuronialtaasta saapuvien signaalien törmäyksestä (antidromic collision). M-aalto saavuttaa maksimimaalisen amplitudin, kun sähköisen ärsykkeen voimakkuus on niin suuri, että afferentti-hermon aktivoima aktiopotentiaali ja väärään suuntaan kulkevat signaalit törmäävät kaikissa α -motoneuronihaaroissa (orthodromic & antidromic collision) (Upton ym. 1971). H-refleksin amplitudiin vaikuttavat mm. α -motoneuronien syttymistiheys ja rekrytoitumiskyky. Eri tutkimustulosten keskinäinen vertailu on haastavaa, koska H-refleksin ja M-aallon amplitudien arvot (α -motoneuronialtaan ärtyvyys) voivat olla riippuvaisia koehenkilöiden anatomisista ja geneettisistä erilaisuuksista eikä pelkästään fyysisen aktiivisuuden tasosta (Aagaard ym. 2002a).

3.2 Perifeerinen

Perifeerinen lihasväsytys liittyy hermo-lihasjärjestelmän prosesseihin, jotka aiheuttavat voimantuoton vähenemistä ja jotka tapahtuvat hermolihasliitoksessa tai sen distaaliosuudella. Perifeeriosuudella vaikutukset ilmenevät mm. aktiopotentiaalijohtumisnopeuden muutoksina hermo-lihasliitoksessa, lihassolukalvolla, t-tubulaari-

järjestelmässä sekä sarkoplasmisen kalvoston ja lihaksen supistuvien osien toiminnassa. (Gibson ja Edwards 1985). Perifeeristä lihasväsymystä voidaan demonstroida ja määrittää perifeerisen hermon sähköstimulaation aikaansaaman voiman (twitch/tetanic) laskuna lihaksen ollessa levossa. Perifeerinen väsyminen aiheutuu ongelmista perifeeristen hermojen toiminnassa, aktiopotentiaalin siirrossa hermo-lihasliitoksessa ja/tai ongelmista poikittaissiltojen toiminnassa (Gibson ja Edwards 1985). Perifeerinen lihasväsymys voi olla sekä lyhytaikaista (samanaikainen voiman palautuminen) että pitkäkestoista, mikä jatkuu vielä tuntienkin jälkeen suorituksesta (Christopher ym. 2006). Hermo-lihasliitoksessa ja sen jälkeisissä prosesseissa Ca^{2+} :lla on tärkeä rooli, koska se säätelee lihaksen aktiivisuutta ja voiman tuottoa. Solunsisäisen Ca^{2+} määrä riippuu Ca^{2+} :n vapautumisesta sarkoplastisesta retikulumista sekä sen poistamisprosessista. Poistamisprosessi riippuu Ca^{2+} -pumpun toiminnasta sekä Ca^{2+} sitovien proteiinien aktiivisuudesta. Ca^{2+} vapautuminen sarkoplastisesta retikulumista johtaa siis lihaksen supistumiseen ja sen poistaminen lihaksen relaksoitumiseen (Hill ym. 2001).

Hermosto- ja lihaskalvoston välisen johtumisen (neuromuscular propagation) on prosessi, missä aktiopotentiaali siirtyy aksonilta sarkolemmalle. Prosessin toimivuutta voidaan testata tuottamalla maksimaalinen M-aalto ennen väsytystä, väsytyksen aikana ja sen jälkeen. M-aalto voidaan mitata tuottamalla valittuun hermorunkoon sähköstimulus, joka etenee α -motoneuronin pitkin lihakseen, mistä sitä voidaan tarkkailla EMG:n avulla. Aktiopotentiaalin kulkiessa aksonista lihaksen aktiopotentiaaliksi, M-aallon amplitudi muuttuu väsymyksen seurauksena. Muuttuneesta (laskeneesta) M-aallon amplitudista voidaan päätellä yhden tai useamman prosessin heikentyneen. (Enoka 2008, 257-259)

Aktiopotentialin heikentynyttä johtumisnopeutta hermo-lihasliitoksessa ja lihassolukalvolla voidaan tutkia korkeataajuusväsymisen avulla (Gibson ja Edwards 1985). Korkeataajuusväsymisen tutkimiseen käytetään korkeataajuisia (80 Hz) sähköstimulaatiota. Strojnik ja Komi (2000) tutkivat hermo-lihasjärjestelmän väsymistä kelkkahyppytestissä ja havaitsivat korkeataajuisella stimulaatiolla aikaansaadun voiman heikentyneen suhteessa maksimaaliseen isometriseen polven ojennusvoimaan. Sarkoplastisen kalvoston ja lihaksen supistuvien osien toimintaa voidaan tutkia matalataajuisen (20 Hz) sähköstimulaation avulla. Matalataajuusväsymistä voidaan havaita varsinkin eksentrisessä lihastyössä muodostuneiden lihassolvaurioiden

yhteydessä, missä lihassolun poikittaissiltojen muodostuminen on heikentynyt (Gibson ja Edwards 1985). Strojnikin ja Komin (2000) submaksimaalisessa hyppytestissä havaittiin matalataajuisen sähköstimulaation aiheuttaman voiman heikentyneen merkittävästi. Lisäksi supramaksimaalisen sähköstimulaation aikaansaama huippuvoima heikentyi huomattavasti eikä supistumisajassa tapahtunut muutosta. Tutkijoiden mukaan tämä kertoi mahdollisista lihassoluvaurioista, joka pienensi poikkisiltojen määrää lihassupistuksen aikana.

Metabolinen. Metabolista lihasväsymistä tapahtuu kun lihas työskentelee suurella insentiteetillä. Tällöin korkeaenergistien fosfaattien (ATP ja KP) pitoisuudet laskevat ja lihaksen glykogeenivarastot pienenevät. Tämä aiheuttaa epäorgaanisen fosfaatin, laktaatin ja H⁺ -ionien lisääntymisen elimistössä, mistä seuraa energiasta riippuvaisten toimintojen heikkeneminen ja lopulta lihasten väsyminen. Hajoamistuotteiden kertyminen laskee lihaksen pH-arvoa, mikä vaikuttaa eri prosessien kautta lihaksen voimantuoton heikkenemiseen. Eksentrisen lihassupistuksen (verrattuna konsetriseen) on luonnehdittu tuottavan paljon voimaa matalalla aineenvaihdunnalla kierrolla (Abbott ym. 1952). Tämän metabolisen eron perusteella harjoituksen jälkeinen lihasväsyminen konsentrisesta supistuksesta pitäisi olla enemmän aineenvaihdunnallinen ja vastaavasti eksentrisestä supistuksesta johtuva väsyminen enemmänkin (cross-bridge) lihasvaurioiden aiheuttamaa (Christopher ym. 2006). Laktaatin määrä veressä kuvaa kuormituksen metabolista vaikutusta. Veren laktaattipitoisuuden nousu yli 2 mmol/l ilmaisee hajoamistuotteiden kertymistä. Pitoisuuden nousua yli 4 mmol/l pidetään viitteellisenä rajana anaerobiselle energiantuotannolle. Laktaattipitoisuuteen vaikuttaa lisäksi elimistön kyky poistaa laktaattia (maksimissaan 0,7 – 1,2 mmol/l/min). Eksentrisen lihastyön vaatii siis vähemmän energiaa kuin konsentrisen työn. Konsentrisen supistuksen aiheuttamaa suurempaa voimantuoton laskua voidaan osaksi selittää solunsisäisen ärsytys-supistus koplauksen (Ca²⁺ -prosessin) suuremmalla energiatarpeella (Pasquet ym. 2000).

4 TUTKIMUKSEN TARKKOITUS JA HYPOTEESI

Yleisesti oletetaan, että akuutti ja lyhytaikainen palautuminen olisi jokseenkin samanlaista sekä konsentrisen että eksentrisen kuormituksen jälkeen, mutta viivästynyt palautuminen (2–7 päivää väsytyksen jälkeen) olisi yleisempää eksentrisen kuormituksen jälkeen kuin konsentrisen kuormituksen jälkeen. Toisaalta, aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu matalataajuusväsymistä varsinkin eksentrisen lihastyön aiheuttamien lihassoluvaurioiden yhteydessä. Lihassoluvauriot vaikuttavat suoraan lihaksen supistuvaan koneistoon, muuttavat lihaksen hermostollista ohjausta ja heikentää motorista submaksimaalista suorituskykyä. Lisäksi dynaamisessa lihastyössä EMG/voima-suhteen kasvua pidetään merkinä lihaksen supistuvissa osissa (periferinen) tapahtuneesta väsymisestä. Raskaan vastusharjoittelun aiheuttaman lihasväsymisen on todettu aiheuttavan sekä sentraalista että periferistä väsymystä. Joidenkin aikaisempien tutkimusten mukaan eksentrisen lihastyötavan on havaittu aiheuttavan enemmän periferistä väsymistä. (Linnamo ym. 2000; Gibson ja Edwards 1985; Dundon 2007; Skurvydas ym. 2010) Aikaisemmissa tutkimuksissa on esitetty myös edellisiin poikkeavia ja ristiriitaisia tutkimustuloksia eri lihastyötapojen vaikutuksista lihasväsymiseen, väsymisen lähteisiin ja eri lihasryhmiin (Mullaney ym. 2006).

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia hermo-lihasjärjestelmän väsymistä, väsymismekanismeja ja palautumisen dynamiikkaa nilkan- ja polvenojennus liikkeissä eksentrisen ja konsentrisen polkuergometrikuormituksen jälkeen. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään onko polkuergometrillä - eri lihastyötavoilla - toteutetulla lihasten väsytyksellä eroa alaraajojen lihasten väsymiseen ja siitä palautumiseen voimantuoton ja neuraalisen adaptaation näkökulmasta.

Voimantuottoa tarkasteltiin nilkan- ja polvenojennuksen isometristä maksimivoimaa mittaamalla eri lihastyötapojen yhteydessä. Lihasaktiivisuutta tutkittiin mittaamalla voimantuoton aikainen EMG sekä nilkan että polven ojennuksessa. Lihastyötavan vaikutusta lihasperäiseen adaptaatioon selvitettiin voiman sekä matala- (LFF) ja korkeataajuusväsymys (HFF) mittausten avulla. Neuraalista adaptaatiota tarkasteltiin oikean jalan pohjelihasten refleksivasteen (H-refleksi) ja M-aallon

muutoksilla. Lisäksi tutkittiin eri lihastyötapojen (eksentrisen ja konsentrisen) väsymislähteiden mahdollisia eroja. Tutkimuksessa selvitettiin:

- 1) Onko lihastyötavalla (eksentrisen vs. konsentrisen) vaikutusta polkuergometrillä aiheutettuun lihasväsymiseen ja väsymislähteisiin (sentraalinen vs. periferinen) sekä väsytyksestä palautumiseen isometrisessä maksimi voimantuotossa, voimantuottonopeudessa ja lihasaktiivisuudessa?
- 2) Ilmeneekö eksentrisen ja konsentrisen polkuergometriväsytyksen samantyyppinen väsymys nilkan ojennuksessa ja polven ojennuksessa?

5 MENETELMÄT

Tutkimuksen kaikki kokeet ja mittaukset suoritettiin valikoidulle koehenkilöjoukolla Jyväskylän yliopiston, Vuokatin toimipisteen biomekaniikan laboratoriossa kahdeksan viikon aikana. Mittauksissa käytettiin Jyväskylän yliopiston, liikunabiologian laitoksen standardoituja mittausten menetelmiä, jotka on hyväksytty yliopiston eettisen toimikunnan toimesta. Tutkimus toteutettiin Helsingin julistuksen mukaisesti.

5.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistui 12 vapaaehtoista tervettä ja aktiivisesti liikkuvaa miespuolista koehenkilöä. Koehenkilöt saivat täydelliset tiedot tutkimuksen tarkoituksesta, sisällöstä sekä mahdollisista hyödyistä, haitoista ja riskeistä ennen suostumuslomakkeen allekirjoittamista. Koehenkilöillä oli mahdollisuus vetäytyä tutkimuksesta ilman perusteluja niin halutessaan. Koehenkilöiden tietosuoja varmistettiin käyttämällä numerokoodausta tutkittavien tunnistamiseksi eikä tutkittavien henkilöllisyys tullut ilmi ulkopuolisille tutkimuksen missään vaiheessa. Koehenkilöiden liikunta-aktiivisuus (raskas, keskiraskas ja kevyt liikunta) ja liikuntaan käytetty aika edeltäneeltä seitsemältä vuorokaudelta selvitettiin kansainvälisellä fyysisen aktiivisuuden (IPAQ = International Physical Activity Questionnaire) kyselyllä (Craig ym. 2003). Koehenkilöiden perustiedot ja liikunnallinen aktiivisuus on esitetty taulukossa 2.

TAULUKKO 2. Koehenkilöiden perustiedot ja liikunnallinen aktiivisuus ennen tutkimusta.

Perustieto	Keskiarvo	Hajonta	Vaihtelualue
Ikä	28	6	19 – 41
Pituus (cm)	183	7	172 – 199
Paino (kg)	80.2	8.7	61.7 – 91.0
BMI (kg * m ⁻²)	23.9	2.3	19.7 – 28.1
Rasvaton massa (kg)	68.1	7.6	54.6 – 82.6
Rasvamassa (kg)	12.0	4.1	5.8 – 19.6
Rasvaprocentti (%)	14.9	4.2	6.6 – 22.0
Fyysinen aktiivisuus / vko (hh:mm)	15:05	07:55	04:00 – 29:00
Raskas liikunta / vko (hh:mm)	07:00	03:07	02:30 – 12:00
Keskiraskas liikunta / vko (hh:mm)	05:00	04:46	00:00 – 15:00
Kevyt liikunta / vko (hh:mm)	03:03	02:23	00:00 – 07:00

5.2 Tutkimusprotokolla

Tutkimuksen mittaukset suoritettiin Jyväskylän yliopiston Vuokatin toimipisteen biomekaniikan laboratoriossa 19.4. – 10.6.2010 välisenä aikana. Kahdeksan viikkoa kestäneen mittausjakson aikana varsinaisia mittauspäiviä kertyi kahdeksantoista. Yhden mittauspäivän aikana suoritettiin kolmen eri koehenkilön mittauksia.

Kaikki koehenkilöt osallistuvat ennen varsinaisten mittausten alkua tutustumispäivään, missä heille esiteltiin tutkimuksen kulku, testiprotokolla ja mittausmenetelmät. Tutustumispäivän aikana koehenkilöt tutustuivat tutkimuksessa suoritettaviin mittauksiin ja mittalaitteisiin sekä harjoittelivat kunkin mittauksen oikeaa suoritustapaa. Tutustumispäivän ohjelmaan kuului myös polkuergometrillä suoritettavan eksentrisen ja konsentrisen lihasväsytyksen kuormitustason määrittäminen jokaiselle koehenkilölle sekä koehenkilöiden pituuden, painon ja kehonkoostumuksen mittaaminen (Inbody720, Biospace Co. Ltd., Seoul, Korea). Jokaisen koehenkilön eksentrisen ja konsentrisen maksimaalinen poljinvoima ja väsytykseen käytetty 40% kuormitustaso (poljinvastus) määriteltiin polkuergometrin (Metitur Eccentric Trainer, Jyväskylä, Suomi) avulla. Poljinvoiman ja kuormitusvastuksen mittaamiseksi ja määrittelemiseksi laitteen polkimiin asennettiin voimanmittausanturit (voimaliuskat, Jyväskylän yliopisto, Suomi), joiden avulla pystyttiin mittaamaan polkimiin kohdistunutta, sekä eksentristä että konsentristä voimaa. Suunnitellun kuormituksen varmistamiseksi, molempien poljinten voimavaste määriteltynä rajoinen oli polkijan nähtävissä tietokoneruudulla koko kuormituksen ajan (A/D-muunnin CED ja Spike 5.14 ohjelmisto, CED Ltd., Cambridge, England). Eccentric Trainer polkuergometriä käytettiin testiprotokollassa eksentriseen ja konsentriseen lihasväsytykseen (kuva 14).

Ennen varsinaisia mittauspäiviä kaikkia koehenkilöitä ohjeistettiin kuinka mittauspäivään tulee valmistautua. Mittauspäivää edeltävänä päivänä koehenkilöillä oli lupa syödä ja juoda normaalisti. Alkoholien nauttiminen oli kuitenkin kielletty. Lisäksi ohjeen mukaan koehenkilön tuli olla hyvin levännyt ja välttää raskasta fyysistä kuormitusta ennen mittauspäivää.



KUVA 14. Metitur Eccentric Trainer (Polkuergometri) ja Voimapenkki

Kunkin mittauspäivän aamiainen ja sen ajankohta sekä testipäivän vaatetus yhdenmukaistettiin kaikkien koehenkilöiden osalta. Eri mittauspäivien välillä tavanomainen fyysinen aktiivisuus ja ruokavalio olivat sallittuja, mutta kaikkien lisäravinteiden ja kipulääkkeiden nauttiminen oli kiellettyä. Kaikki koehenkilöt täyttivät myös ravintopäiväkirjaa aamiaisen osalta. Kunkin koehenkilön tutkimusprotokolla oli jaettu kahteen samansisältöiseen osioon eksentrisen väsytyksen ja konsentrisen väsytyksen mukaan. Eri väsytyksprotokollan mukaisten mittauksen välillä oli vähintään seitsemän päivän palautumisjakso, jolloin koehenkilöllä ei ollut mittauksia. Kunkin koehenkilön ensin suorittama (eksentrisen tai konsentrisen) väsytyksprotokolla valittiin sattumanvaraisesti. Sekä eksentrisen että konsentrisen tutkimusprotokolla koostui taulukon 3 mukaisista elementeistä.

TAULUKKO 3. Tutkimuksen mittausjaksot

1. Mittaukset ennen väsytystä (pre)
2. Eksentrisen tai konsentrisen väsytyksen polkuergometrillä (3 x 15 min. / 3 min. palautuminen / 30 r/min)
3. Poljenojennus voimamittaukset heti (2-3 min.) väsytyksen jälkeen (post)
4. Mittaukset kaksi tuntia väsytyksen jälkeen (2h)
5. Mittaukset kaksi päivää väsytyksen jälkeen (2d)
6. Mittaukset seitsemän päivää väsytyksen jälkeen (7d)

Konsentrinen ja eksentrisen väsytyksen suoritettiin Eccentric Trainer polkuergometrillä. Molempien väsytyksen kuormitusmalli säädettiin vastaamaan 40 % maksimaalisesta kuormituksesta, mikä määriteltiin kullekin koehenkilölle erikseen tutustumispäivän aikana. Väsytyksen protokolla molemmissa lihastyötavoissa koostui kolmesta 15 minuuttia (3 x 15 min.) kestävästä suorituksesta 30 r/min poljinnopeudella (kadenssi). Ensimmäisen ja toisen suorituksen jälkeen oli kolmen minuutin lepojakso. Ennen varsinaista väsytyssuoritusta koehenkilö suoritti viiden minuutin alkulämmittelyn kuntopyörällä matalalla intensiteetillä, 120 W / 70 r/min. Väsytyksen aikana koehenkilöiltä mitattiin sydämen sykettä (PolarPro Trainer 5.3, Polar Electro Oy, Kempele, Finland) ja kysyttiin RPE –tuntemus (koettu kuormittavuus).

Molemmissa mittausjaksoissa (eksentrisen ja konsentrisen) suoritettiin taulukossa 4 esitetyt mittaukset. Koehenkilön pituus, paino ja kehon koostumus mitattiin kuitenkin vain kerran ensimmäisen mittausjakson yhteydessä. Kaikki mittaukset suoritettiin koehenkilöiden oikeasta jalasta.

TAULUKKO 4. Suoritetut mittaukset eri mittausjaksoilla ja mitausten järjestys.

	Mittaukset ja niiden järjestys	Pre	Post	2 h	2d	7d
1	Pituus, paino ja kehon koostumus	x				
2	H-refleksi ja M-aalto (SOL)	x		x	x	x
3	Maksimi tahdonalainen isometrinen voimantuotto ja EMG (SOL ja MG) / Nilkan olennus	x		x	x	x
4	Maksimi tahdonalainen isometrinen voimantuotto / Polven ojennus	x	x	x	x	x
5	EMG (VL ja RF) / Polven ojennus	x		x	x	x
6	HFF (m.quadriceps, etureisi) / Polven olennus	x		x	x	x
7	LFF (m.quadriceps, etureisi) / Polven ojennus	x		x	x	x

5.3 Hermo-lihasjärjestelmä mittaukset

5.3.1 EMG-mittaus (Elektromyografia)

EMG-signaalit mitattiin koehenkilöiden oikean jalan neljästä lihaksesta:

- m. vastus lateralis, VL (ulompi reisilihas)
- m. rectus femoris, RF (suora reisilihas)
- m. soleus, SOL (leveä kantalihas)
- m.medial gastrocnomius, MG (sisempi kaksoiskantalihas)

Mittauksissa käytettiin bipolaarisia pintaelektrodeja (Bechman, Ag/AgCl, mittaavien elektrodien etäisyys 2 cm), jotka asetettiin paikoilleen SENIAM:n ohjeiden mukaisesti (Hermens ym. 1999). Ennen elektrodien asennusta mittauspinnat valmisteltiin poistamalla ihokarvat, hiomalla pois kuollutta ihosolukkoa ja lopuksi puhdistamalla pinnat puhdistusaineella, jolloin aikaansaatiin elektrodeille laadukas kontakti. Elektrodien kiinnittämisen jälkeen tarvittava kontakti varmistettiin mittaamalla elektrodien mittapäiden välinen impedanssi yleismittarilla (kuva 15). Mitatun vastusarvon tuli olla alle 10 k Ω . Mikäli mitattu arvo ylitti 10 k Ω :n rajan mittauspinnan, valmistustoimenpiteet uusittiin, kunnes asetettu raja-arvo alitettiin. Elektrodien kiinnityspaikat mitattiin merkittiin koehenkilön iholle merkintäkynällä, jotta seuraavat mittaukset voitiin toistaa mahdollisimman tarkasti.



KUVA 15. Bipolaarinen pintaelektrodi, mittaускаapelit ja yleismittari.

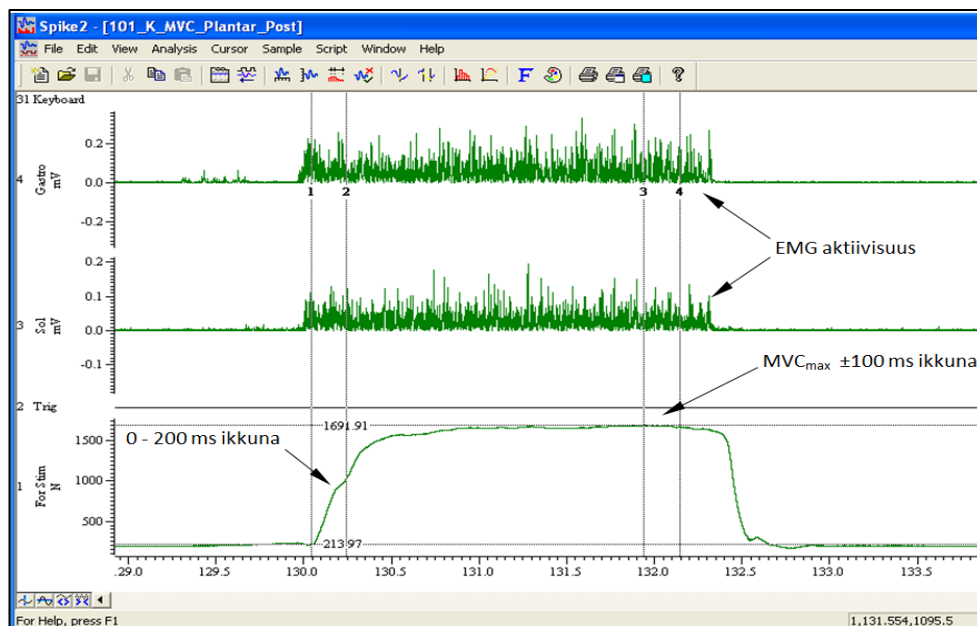
EMG-signaalit talletettiin 1500 Hz:n näytteenottotaajuudella ja suodatettiin (10-500 Hz kaista) käyttämällä EMG-mittausjärjestelmää (Noraxon, Scottsdale, USA), A/D-

muunnettiin (CED Ltd., Cambridge, England) (kuva 16) sekä analysoitiin Spike 5.14 ohjelmistolla (CED Ltd., Cambridge, England). EMG-signaalista korjattiin (time shift) mittalaitteiden radioteiden aiheuttama viive (270 ms), signaali tasasuunnattiin ja siitä analysoitiin keskiarvoistettu tehollisarvo (RMS EMG) kahdessa eri aikaikkunassa: 1) 0-200 ms voimantuoton alusta ja 2) ± 100 ms maksimivoimantuoton molemmin puolin.



KUVA 16. Noraxon mittalaite, CED A/D-muunnin ja DS7A, Digimeter.

RF, VL (polven ojennus), SOL ja MG (nilkan ojennus) –lihasten EMG-aktiivisuutta käytettiin laskettaessa EMG_{200ms}/EMG_{max} –suhde, minkä avulla arvioitiin mahdollisia muutoksia nilkan- ja polvenojennuslihasten (quadriceps- ja plantar flexor) aktiivisuudessa nopean voimantuoton aikana (kuva 17).



KUVA 17. Nilkanojennuksen maksimi isometrinen voimantuotto (MVC) ja EMG-aktiivisuus.

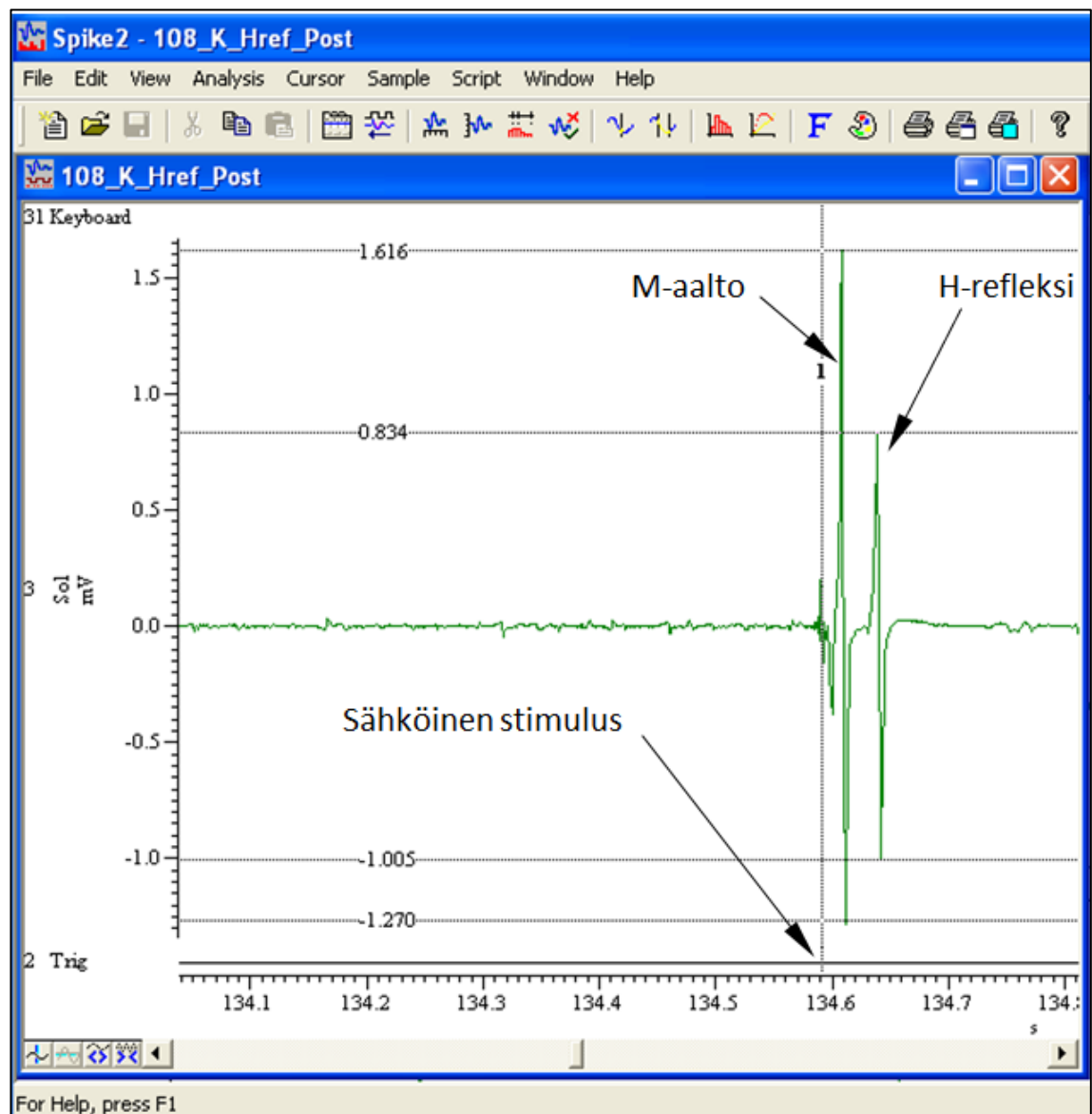
5.3.2 Maksimivoiman mittaus (MVC)

Nilkanojennuksen maksimaalinen tahdonalainen isometrinen voimantuotto mitattiin nilkanojennus dynamometrillä (Jyväskylän yliopisto, Suomi). Polvenojennuksen maksimaalinen tahdonalainen isometrinen voimantuotto mitattiin polvenojennus dynamometrillä (Jyväskylän yliopisto, Suomi). Nilkanojennusvoiman mittauksissa koehenkilön lantiokulma oli 110 astetta, polvikulma 180 astetta (täysin ojennettuna) ja nilkkakulma 90 astetta. Polvenojennusvoiman mittauksissa koehenkilö istui niin, että lantiokulma oli 110 astetta ja polvikulma 120 astetta. Sekä nilkan ojennuksen että polvenojennuksen voimamittauksissa koehenkilöt suorittivat kolme maksimaalista suoritusta yhden minuutin välein. Koehenkilöitä ohjeistettiin suorittamaan maksimaalinen isometrinen voimantuotto mahdollisimman nopeasti ja maksimaalisesti. Yhden suorituksen kesto oli noin kolme sekuntia ja koehenkilöä kannustettiin koko suorituksen ajan. Suorituksista maksimivoimaltaan paras valittiin analysoitavaksi. Voimamittausten tiedot kerättiin ja analysoitiin käyttäen A/D-muunninta (CED Power 1401; CED Ltd., Cambridge, England) ja Spike 5.14 ohjelmistoa (CED Ltd., Cambridge, England). Mittaustuloksista analysoitiin sekä nilkan- että polvenojennuksen korkeimmat maksimaaliset tahdonalaiset isometriset voimat (MVC) ja voimantuottonopeus (RFD) 200 ms:n kohdalta suorituksen alusta.

5.3.3 H-refleksin ja M-aallon mittaus

H-refleksin ja M-aallon mittaus suoritettiin koehenkilön seisoessa. H-refleksi ja M-aalto vasteet mitattiin soleus -lihaksesta, jota hermottavaa tibialis anterior -hermoa stimuloitiin sähköisellä stimuluksella polvitaipeseen (DS7A, Digimeter Ltd.; welwyn Garden City, England (kuva 16). Oikea stimulointikohta, etsittiin liikuteltavalla elektrodilla stimuloimalla 5 mA:n välein ja seuraamalla tietokoneen näytöltä H-refleksin ja M-aallon vasteita. Varsinaisessa mittauksessa stimulointiamplitudia nostettiin 2 mA:n välein niin, että H-refleksin muutokset ja H_{max} voitiin mitata. Stimuloinnin ajaksi tibialis anterior -hermon päälle (etsitty stimulointikohta) kiinnitettiin tarrapinnalla varustettu stimulointielektrodi (katodi 1.5 x 1.5 cm, Unilect, Birkerød, Tanska), minkä paikallaan pysyminen varmistettiin teippaamalla. Polvilumpion yläpuolelle kiinnitettiin tarrapinnalla varustettu maadoituselektrodi (anodi 5 cm x 10 cm, V-trode, Anaheim, USA), joka kytkettiin stimulointilaitteen positiiviseen

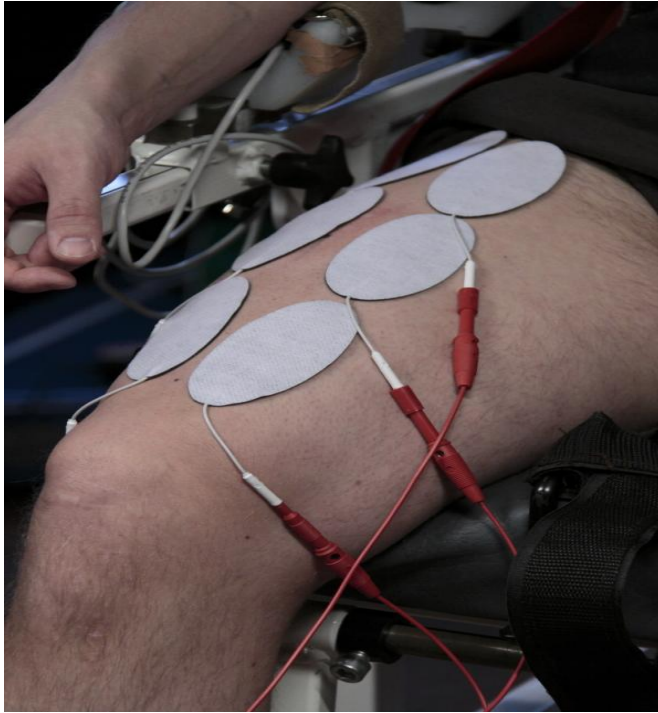
napaan. Stimuloinnissa käytettiin 0.2 ms:n kanttiaalto signaalia stimulaatiotaajuuden (manuaalinen) ollessa noin 0.2 – 0.3 Hz. Stimuloinnin alkuarvoksi valittiin 10 mA ja sitä nostettiin 2 mA:n portailla stimulusten välillä, kunnes maksimaalinen M-aalto ja H-refleksi arvot saatiin esille (kuva 18). Maksimaalisella H-refleksin ja maksimaalisen M-aallon suhteella (H_{\max}/M_{\max}) arvioitiin α -motoneuronialtaan herkkyyttä.



KUVA 18. H-refleksi ja M-aalto.

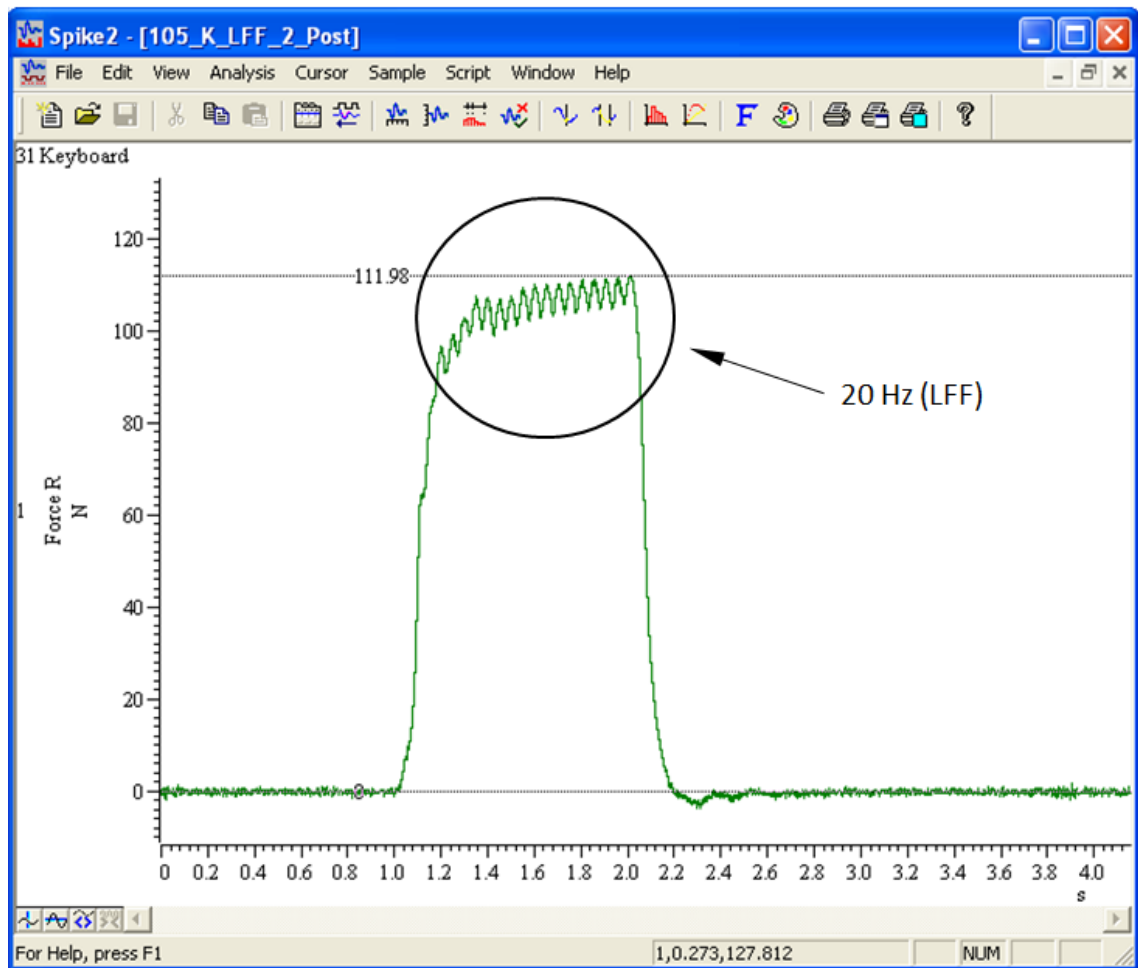
5.3.4 Matala- ja korkeataajuusväsymys voima mittaukset (LFF ja HFF)

Kuusi stimulointi elektrodi (V-trode, Anaheim, USA; 5 cm x 10 cm, oval) asetettiin koehenkilöiden oikean jalan nelipäisen reisilihaksen (m.quadriceps) päälle kuvan 19 osoittamalla tavalla.



KUVA 19. LFF ja HFF stimulointielektrodit asennettuna koehenkilön oikeaan reiteen.

Rentoa nelipäistä reisilihasta stimuloitiin matala- (20 Hz) ja korkeataajuus (80 Hz) ketjulla yhden sekunnin ajan (kuva 20). Sekä matala- että korkeataajuus stimulointi intensiteetti asetettiin tasolle, joka vastasi kolme kertaa nelipäisen reisilihaksen motorisen kynnyksen arvoa. Motorinen kynnyks määriteltiin stimuloimalla nelipäistä reisilihasta intensiteettiä nostaen niin kauan, kunnes lihasryhmän jokin osa reagoi stimulikseen juuri havaittavalla lihasnykäyksellä. Stimuloinnin aikaansaamat voimat kerättiin talteen käyttäen samaa menetelmää ja laitteita mitä käytettiin polvenojennuksen maksimaalisen isometrisen voiman mittaamiseen. Stimulointi suoritettiin kaksi kertaa sekä matala- että korkeataajuisena ja tuloksia analysoitaessa voimavastekäyristä laskettiin peak-to-peak voima-amplitudien keskiarvo, mikä ilmaisee matala- ja korkeataajuus väsymyksen tilaa.



KUVA 20. Matalataajuusväsymys (LFF) voimavaste.

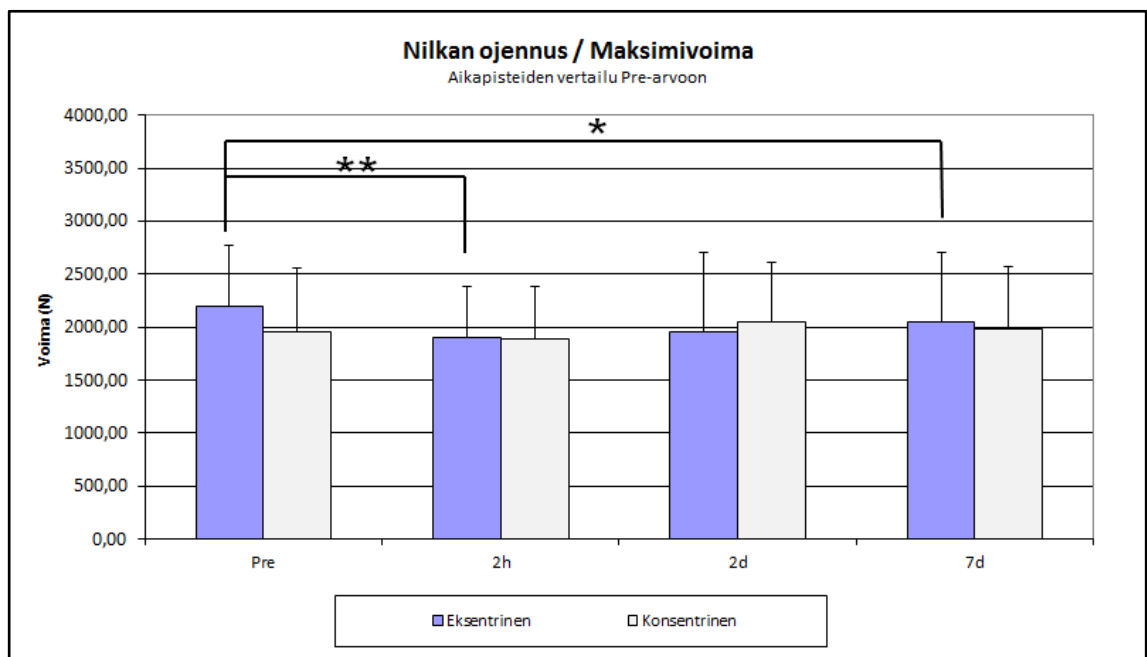
5.4 Tilastollinen analyysi

Kaikki tulokset on esitetty keskiarvoina ja \pm keskihajontana (\pm SD). Ennen tilastollista analyysiä mittaustuloksista poistettiin mittalaitteiden rikkoutumisen aiheuttamat virheelliset mittaustulokset. Mitatut ja lasketut muuttujat saatettiin PASW-ohjelman vaatimaan muotoon MS Excel-ohjelmistolla. Muuttujien vastetta eri lihasväsytystapoihin arvioitiin käyttämällä ”repeated measures ANOVA” -mallia (GLM). Koehenkilöiden eroavaisuuksia analysoitiin T-test ja Wilcoxon t-test:illä parittomille muuttujille. Ennen kutakin testiä varmistettiin, että muuttujien arvot olivat normaalisti jakautuneet. Ei-normaalisti jakautuneiden muuttujien muokkaamiseen käytettiin tarvittaessa Log- tai Ln -muunnoksia. Tulokset olivat tilastollisesti merkitseviä, jos $p < 0.05$. Kaikki tilastolliset analyysit suoritettiin PASW Statistics -ohjelmistolla (Version 18.0.0. 2009; SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

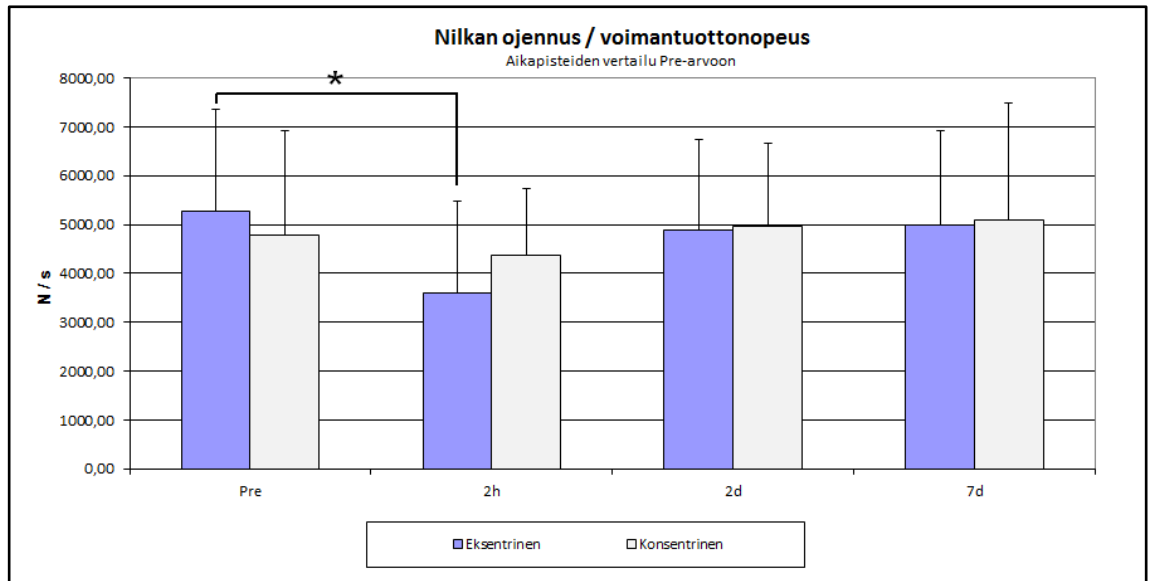
6 TULOKSET

6.1 Nilkanojennus

Maksimi isometrinen tahdonalainen nilkan ojennusvoima (2195 ± 577 N \Rightarrow 1901 ± 481 N; $p < 0.01$) ja voimantuottonopeus (5261 ± 2094 N/s \Rightarrow 3600 ± 1886 N/s; $p < 0.05$) laskivat tilastollisesti merkitsevästi 2h eksentrisen väsytyksen jälkeen. Maksimivoima eksentrisessä suorituksessa oli merkitsevästi (2049.91 ± 656.67 N; $p < 0.05$) alhaisemmalla tasolla vielä seitsemän päivän palautumisen jälkeen (kuvat 21 ja 22). Vastaavia, tilastollisesti merkitseviä maksimivoiman ja voimantuottonopeuden muutoksia ei havaittu konsentrisen väsytyksen jälkeen, vaikka maksimi isometrinen voimantuotto ja voimantuottonopeus laskivatkin hieman kaksi tuntia konsentrisen väsytyksen jälkeen suoritetuissa mittauksissa (kuvat 21 ja 22).

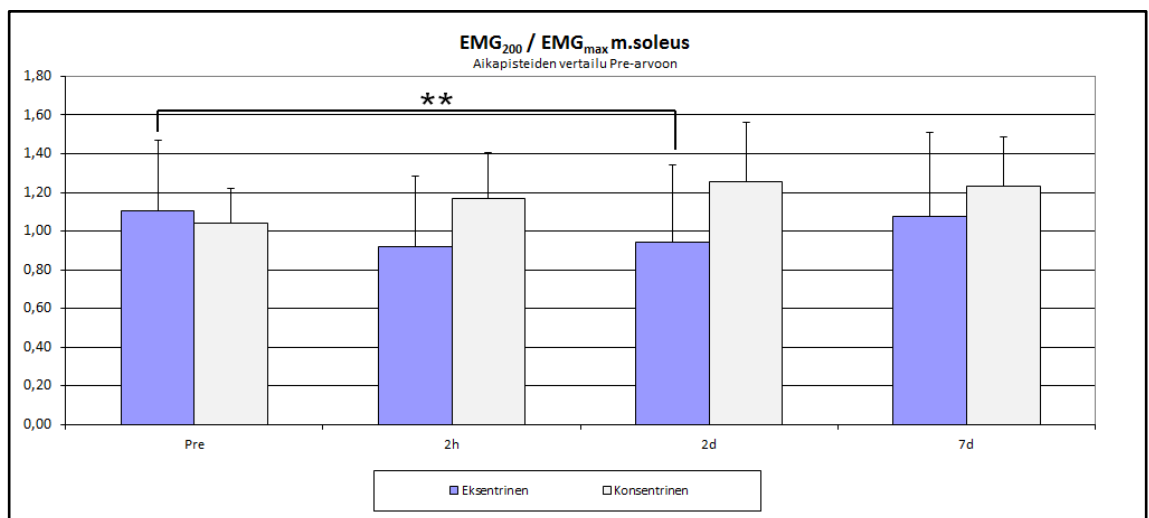


KUVA 21. Nilkanojennuksen isometrisen maksimivoiman (MVC) muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$.

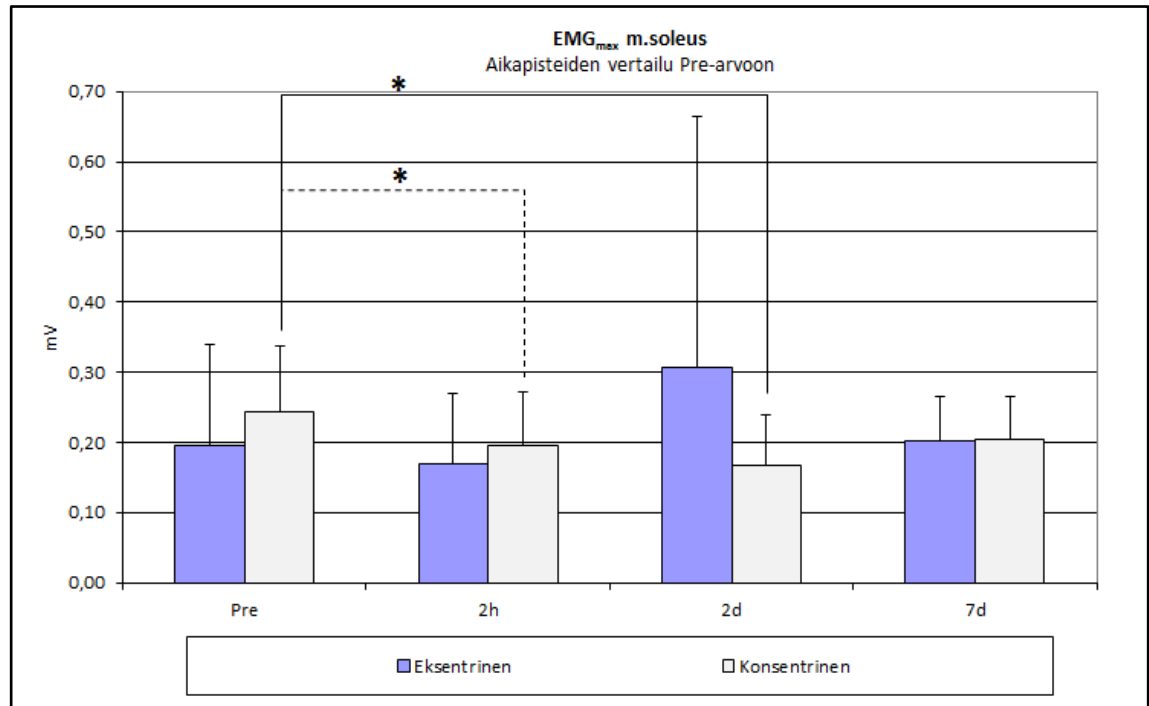


KUVA 22. Nilkanojennuksen voimantuottonopeuden (RFD) muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen väsytystä (Pre) arvoon; * $p < 0.05$.

Nilkanojennuksen aikaisessa EMG aktiivisuudessa (EMG_{200}/EMG_{max}) havaittiin tilastollisesti merkitsevä muutos ($1.11 \pm 0.36 \Rightarrow 0.94 \pm 0.40$; $p < 0.01$) 2d eksentrisen väsytyksen jälkeen soleus-lihaksessa. (kuva 23). Konsentrisen väsytyksen jälkeen soleus-lihaksen EMG_{max} arvoissa havaittiin tilastollisesti merkitseviä muutoksia kaksi tuntia ($0.24 \pm 0.09 \text{ mV} \Rightarrow 0.20 \pm 0.08 \text{ mV}$; $p < 0.01$) ja kaksi päivää suorituksen jälkeen ($0.24 \pm 0.09 \text{ mV} \Rightarrow 0.17 \pm 0.07 \text{ mV}$; $p < 0.01$) (kuva 24).



KUVA 23. Nilkanojennuksen EMG-aktiivisuuden (EMG_{200}/EMG_{max}) muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen soleus-lihaksessa. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; ** $p < 0.01$.



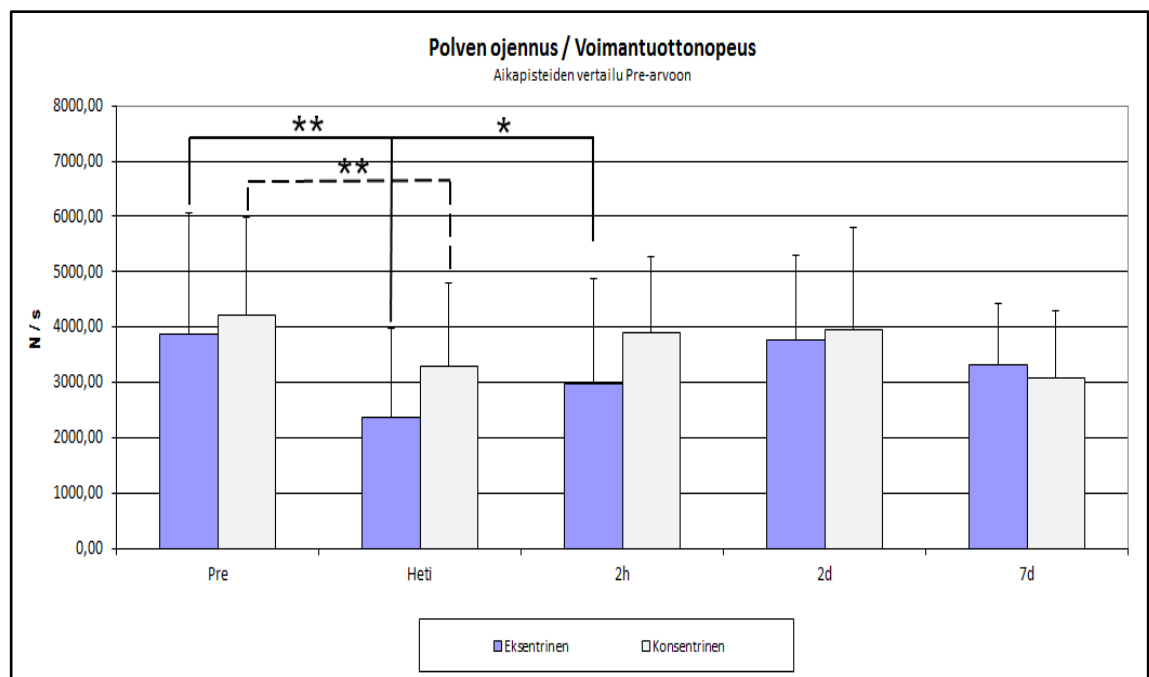
KUVA 24. Nilkanojennuksen soleus-lihaksen EMG_{max} muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; ** p<0.01.

Nilkan ojennuksessa medial gastrocnemius -lihaksen EMG₂₀₀/EMG_{max}-suhteessa ja EMG_{max} arvoissa ei havaittu eksentrisen eikä konsentrisen väsytyksen jälkeen tilastollisesti merkitseviä muutoksia.

6.2 Polvenojennus

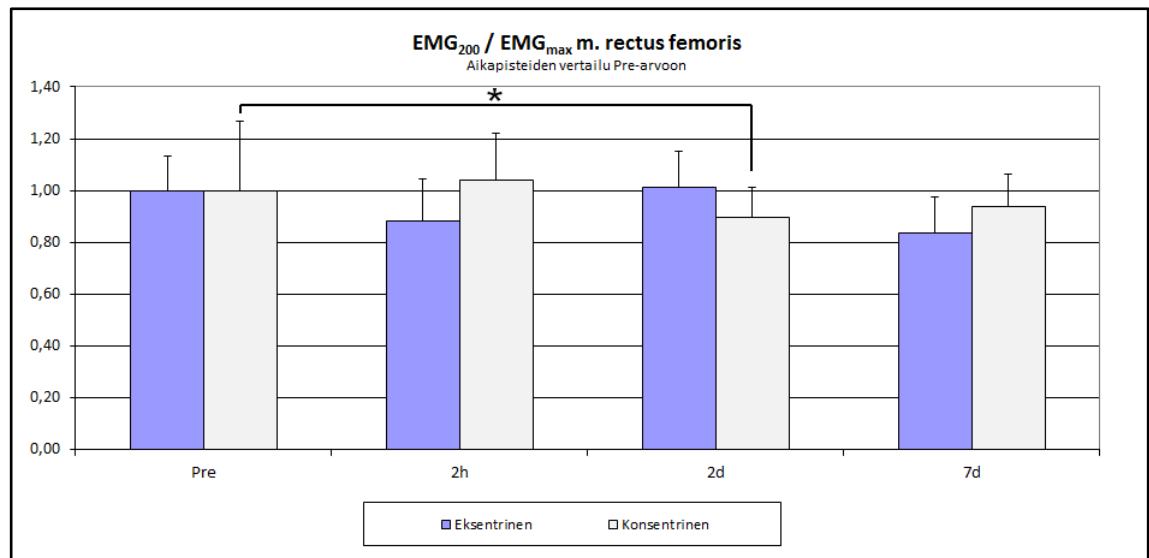
Polven ojennuksessa maksimaalinen tahdonalainen isometrinen voimantuotto (MVC) laski jonkin verran sekä eksentrisen (1244.60±588.89 N => 1042.22±434.11 N) että konsentrisen (1167.46±384.77 N => 1015±303.37 N) väsytyksen jälkeen, mutta tilastollisesti merkitsevää muutosta arvoissa ei havaittu. Tilastollisesti merkittäviä muutoksia maksimivoiman arvoissa ei havaittu myöskään eri väsytystapojen (eksentrinen vs konsentrinen) suhteellisten muutosten välillä tai verrattaessa väsytyksen jälkeen (2h, 2d ja 7d), palautumisvaiheessa mitattuja arvoja ennen väsytystä (Pre) mitattuihin arvoihin. Polvenojennuksen voimantuottonopeus laski tilastollisesti merkitsevästi välittömästi (Heti) sekä eksentrisen että konsentrisen väsytyksen jälkeen (kuva 25). Eksentrisen väsytyksen jälkeen voimantuottonopeus laski arvosta 3874±2192 N/s arvoon 2356±1621 N/s (p<0.01) ja konsentrisen jälkeen voimantuottonopeus laski

arvosta 4218 ± 1776 N/s arvoon 3297 ± 1510 N/s ($p < 0.01$). Eksentrisen väsytyksen tapauksessa voimantuottonopeus oli edelleen tilastollisesti merkitsevästi laskenut (2966 ± 1917 N/s; $p < 0.05$) kahden tunnin palautumisen jälkeen, verrattuna ennen väsytystä mitattuun arvoon. Konsentrisen väsytyksen tapauksessa kahden tunnin palautumisen jälkeen mitattu voimantuottonopeus oli palautunut lähes ennen väsytystä mitatulle tasolle. Kahden päivän ja seitsemän päivän palautumisen jälkeen mitatuissa voimantuottonopeuden arvoissa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä muutoksia ennen väsytystä mitattuihin arvoihin kummassakaan väsytystapauksessa.



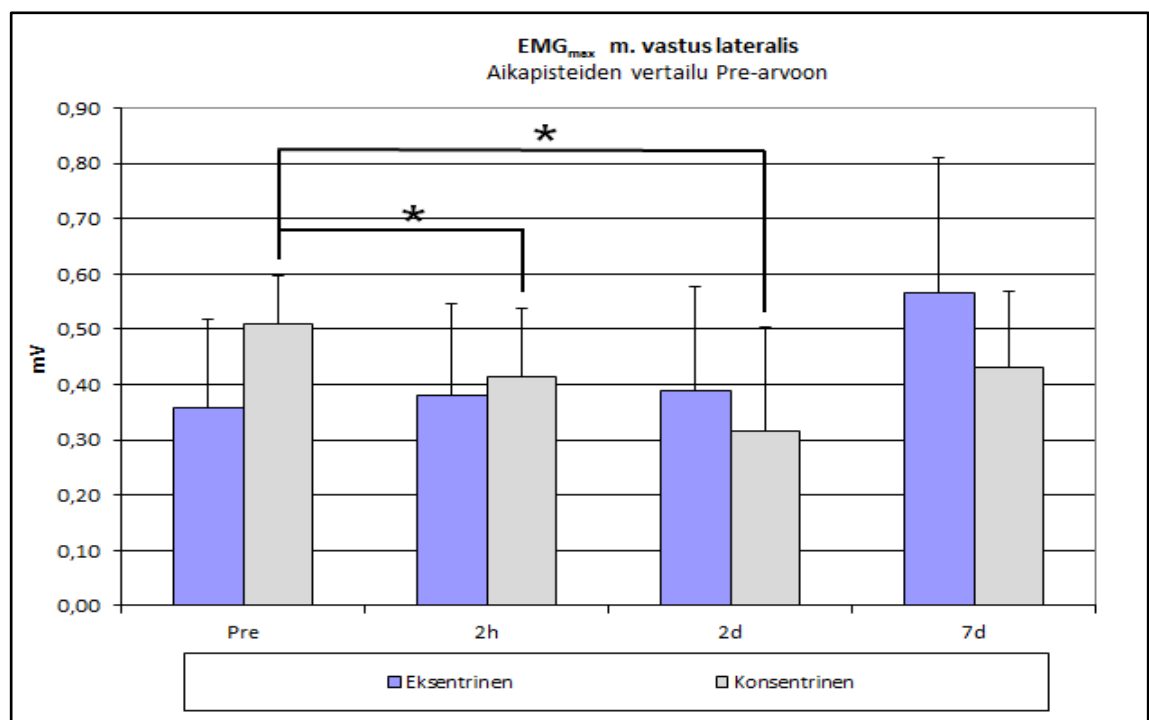
KUVA 25. Polvenojennuksen voimantuottonopeuden muutokset (RFD) eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$.

Polvenojennuksessa tilastollisesti merkitsevä EMG_{200}/EMG_{max} -suhteen muutos havaittiin konsentrisen väsytyksen tapauksessa rectus femoris-lihaksessa ($1.00 \pm 0.25 \Rightarrow 0.90 \pm 0.21$; $p < 0.05$) verrattaessa ennen väsytystä mitattua arvoa kahden päivän palautumisen jälkeen mitattuun arvoon (kuva 26). Rectus femoris-lihaksen EMG_{max} -arvoissa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä muutoksia eksentrisen eikä konsentrisen väsytyksen tapauksessa.



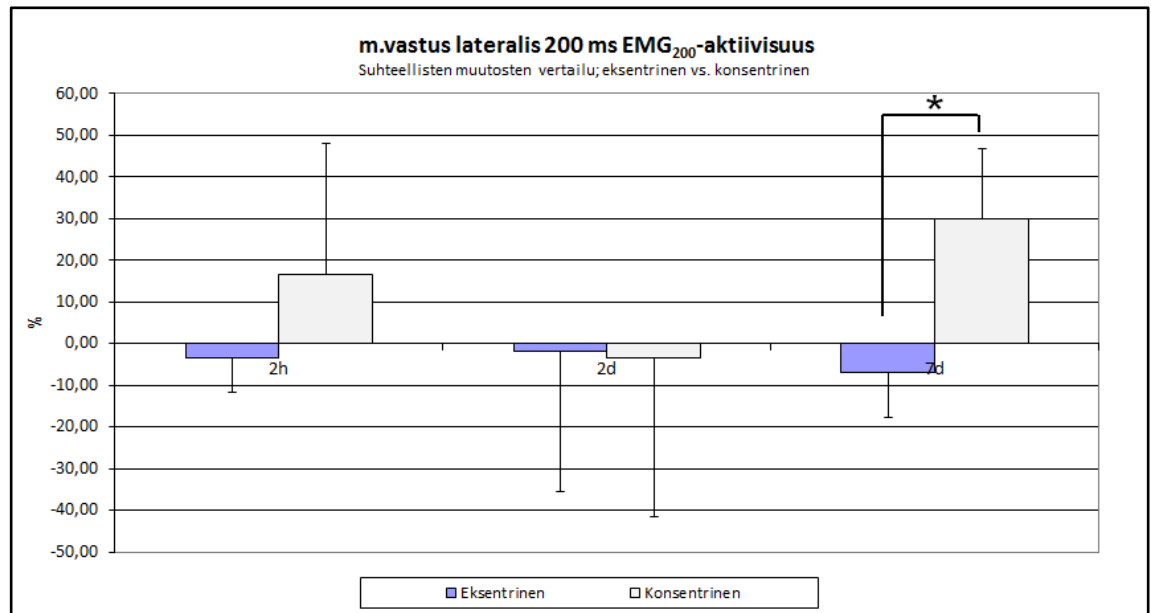
KUVA 26. Polvenojennuksen EMG-aktiivisuuden muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen (m. rectus femoris). Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * $p < 0.05$.

Tilastollisesti merkitseviä muutoksia havaittiin myös vastus lateralis-lihaksen EMG_{max} -arvoissa konsentrisen väsytyksen tapauksessa sekä kaksi tuntia (0.51 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.41 ± 0.12 mV; $p < 0.01$) että kaksi päivää (0.51 ± 0.09 mV \Rightarrow 0.32 ± 0.19 mV; $p < 0.01$) väsytyksen jälkeen (kuva 27).



KUVA 27. Polvenojennuksen vastus lateralis -lihaksen EMG_{max} muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * $p < 0.05$.

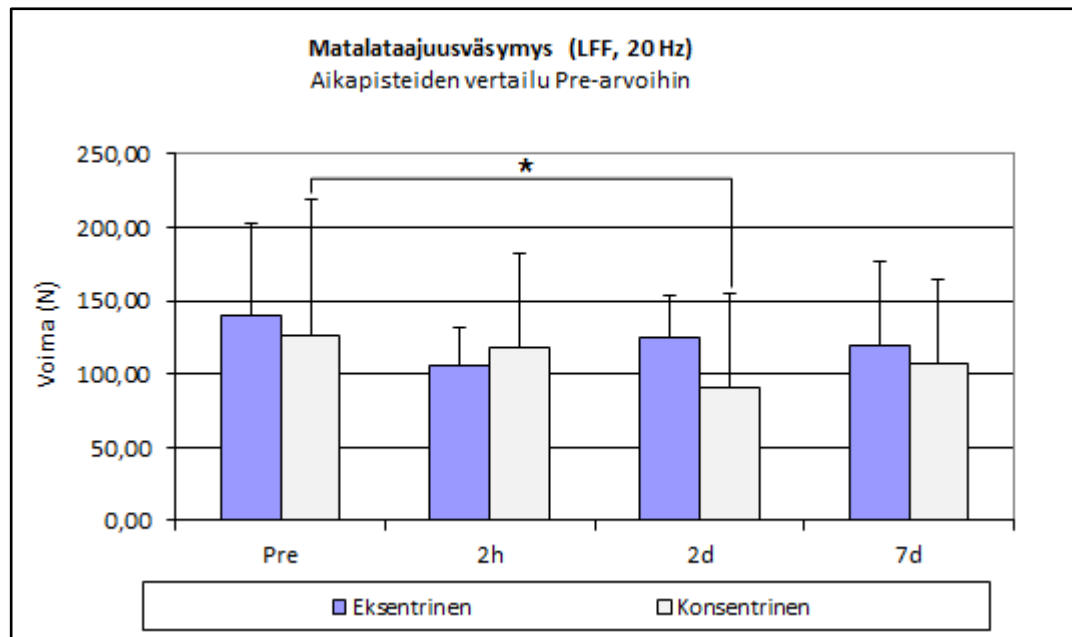
Lisäksi vastus lateralis-lihaksen EMG_{0-200} -aikaisessa aktiivisuudessa havaittiin tilastollisesti merkitsevä suhteellinen (%) muutos seitsemän päivän palautumisen jälkeen suoriteussa mittauksessa. EMG_{0-200} -aktiivisuus kasvoi konsentrisen väsytyksen tapauksessa ja laski hieman eksentrisen väsytyksen tapauksessa (kuva 28).



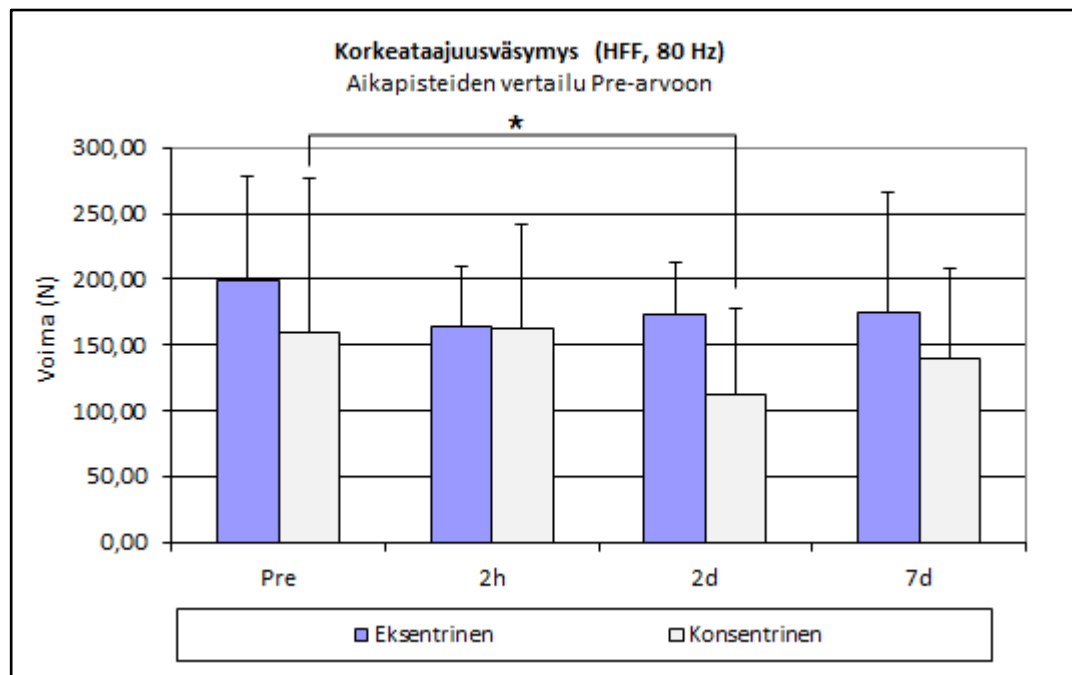
KUVA 28. Vastus lateralis-lihaksen $EMG_{200\text{ ms}}$ suhteelliset (%) muutokset perustasoon eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu eksentrisen ja konsentrisen tapauksen välillä; * $p < 0.05$.

6.3 Matala- ja korkeataajuusväsymys (LFF ja HFF)

Sekä matalataajuusväsymys (LFF) että korkeataajuusväsymys (HFF) voimavasteet pääsääntöisesti laskivat eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen (kaksi tuntia jälkeen väsytyksen; 2h). Tilastollisesti merkittäviä muutoksia havaittiin sekä LFF että HFF voimavasteissa kuitenkin vain konsentrisen väsytyksen tapauksessa ennen väsytystä mitatun voimavasteen ja kahden päivän palautumisen (2d) jälkeen mitatun arvon välillä. Matalataajuus (LFF) voimavaste laski arvosta 125 ± 93 N arvoon 90 ± 64 N; $p < 0.05$ (kuva 29) ja korkeataajuus voimavaste vastaavasti arvosta 159 ± 116 N arvoon 112 ± 65 N; $p < 0.05$ (kuva 30).



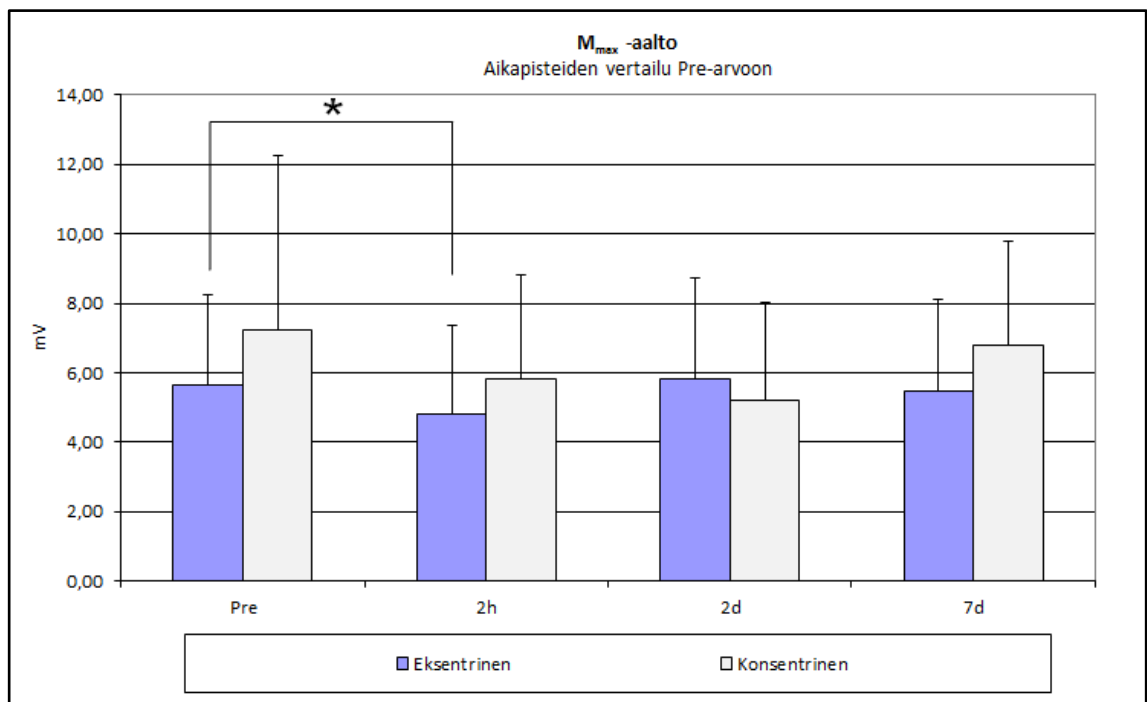
KUVA 29. Matalataajuusväsymyksen voimavasteet eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * $p < 0.05$.



KUVA 30. korkeataajuusväsymyksen voimavasteet eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * $p < 0.05$.

6.4 H-refleksi ja M-aalto

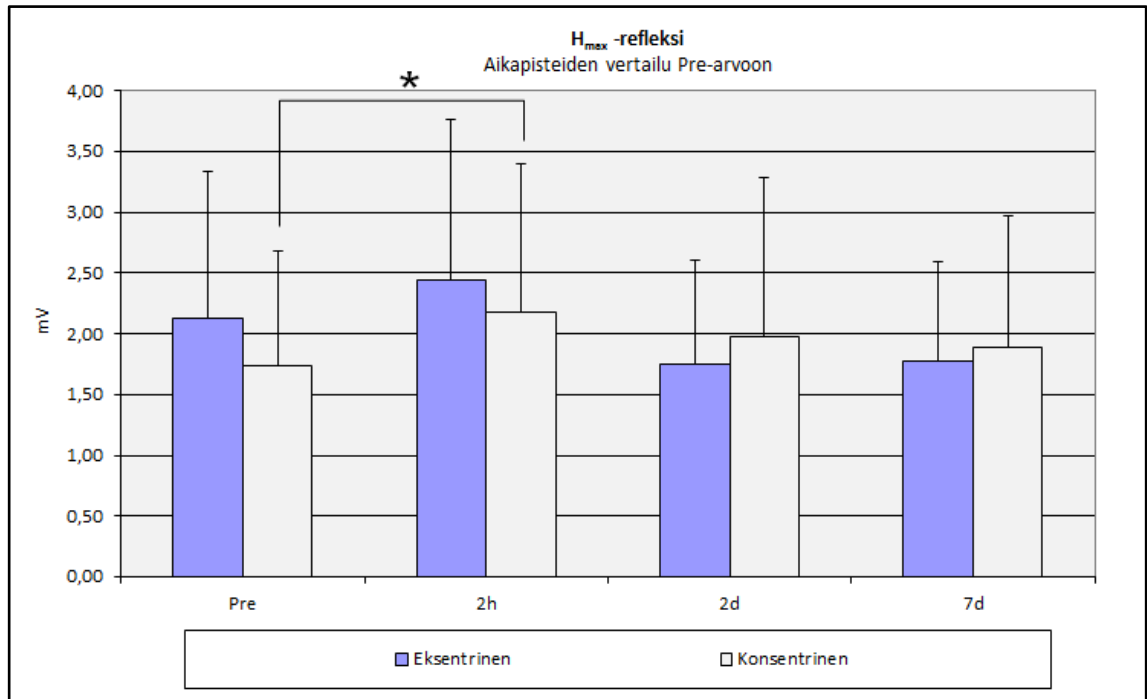
Eksentrisessä väsytyksessä M-aallon arvo ennen väsytystä oli 5.64 ± 2.61 mV. Kaksi tuntia väsytyksen jälkeen M-aallon arvo oli laskenut tilastollisesti merkitsevästi arvoon 4.82 ± 2.56 mV; $p < 0.05$ (kuva 31). Kahden ja seitsemän päivän palautumisen jälkeen M-aallon arvot palautuivat lähelle Pre-tasoa. Konsentrisessa väsytyksessä M-aallon arvo ennen väsytystä oli 7.22 ± 5.01 mV. Kahden tunnin palautumisen jälkeen arvo oli hieman laskenut (ei tilastollisesti merkitsevästi) arvoon 5.81 ± 2.99 mV ja laski edelleen kahden päivän palautumisen jälkeen arvoon 5.21 ± 2.81 mV (ei tilastollisesti merkitsevästi). Seitsemän päivän palautumisen jälkeen M-aallon arvo palautui lähelle lähtöarvon (Pre) tasoa (ei tilastollisesti merkitsevästi).



KUVA 31. M_{max}-arvojen muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * $p < 0.05$.

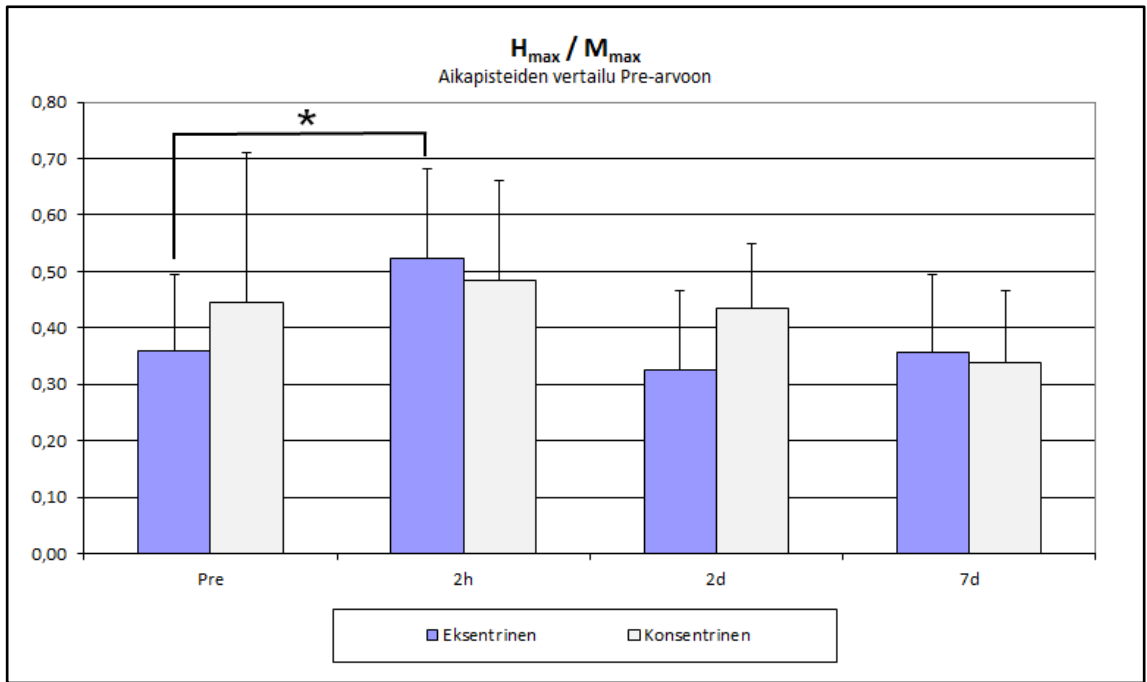
H-refleksin arvo ennen eksentristä väsytystä oli 2.13 ± 1.21 mV. Kaksi tuntia väsytyksen jälkeen H-refleksin arvo oli noussut (ei tilastollisesti merkitsevästi) arvoon 2.45 ± 1.31 mV. Kahden ja seitsemän päivän palautumisen jälkeen H-refleksin arvot olivat laskeneet hieman alemmalle tasolle kuin mitä arvot olivat ennen väsytystä. H-refleksin arvo ennen konsentristä väsytystä oli 1.73 ± 0.95 mV ja se nousi tilastollisesti merkitsevästi arvoon 2.18 ± 1.21 mV ($p < 0.05$) kahden tunnin palautumisen jälkeen.

Kahden päivän palautumisen jälkeen H-refleksin arvo oli vielä hieman lähtötasoa (Pre) korkeammalla ja laski edelleen seitsemän päivän palautumisen jälkeen lähelle lähtötasoa (ei tilastollisesti merkitsevä) (kuva 32).

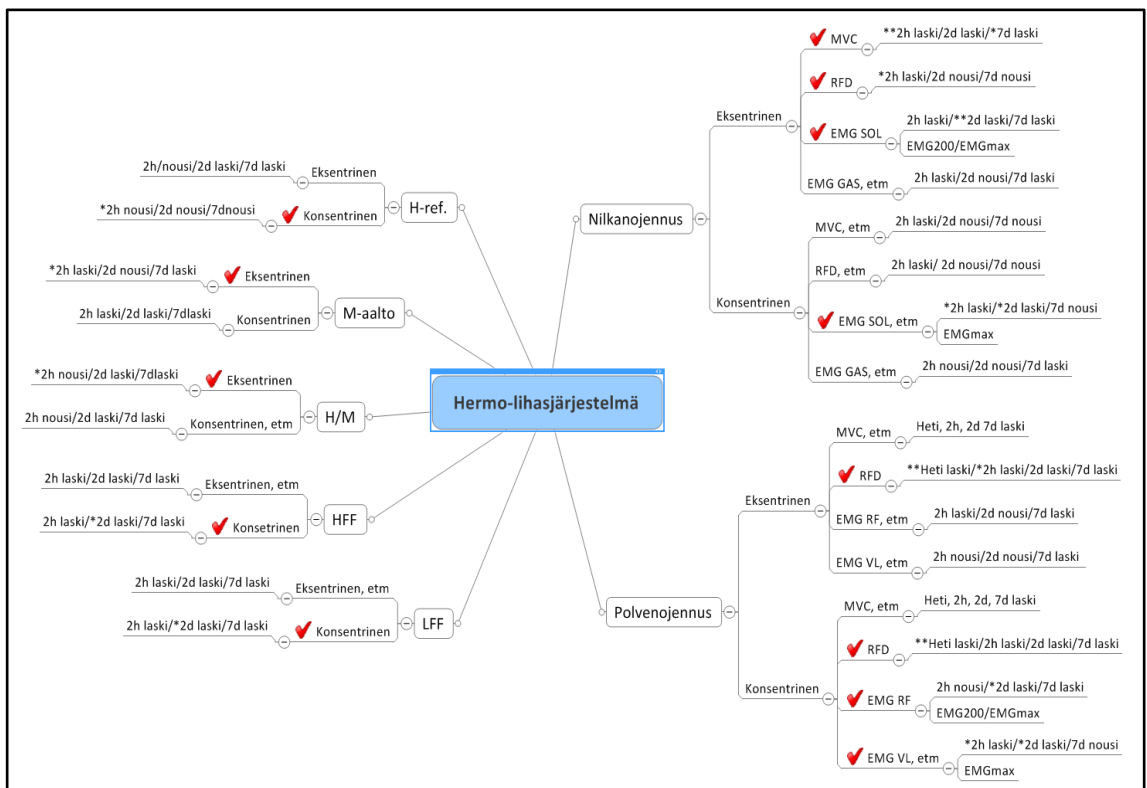


KUVA 32. H_{max}-arvon muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * p<0.05.

Eksentrisessä tapauksessa H/M-suhde kasvoi tilastollisesti merkitsevästi arvosta 0.36 ± 0.13 arvoon 0.52 ± 0.16 ($p < 0.05$) kahden tunnin palautumisen jälkeen (kuva 33). Kahden ja seitsemän päivän palautumisen jälkeen H/M-suhde palautui lähes lähtöarvon (Pre) tasolle. Konsentrisen tapauksen H/M-suhde nousi kahden tunnin palautumisen jälkeen (ei tilastollisesti merkitsevä). Kahden päivän palautumisen jälkeen H/M-suhde palasi lähelle lähtötasoa ja laski edelleen hieman (ei tilastollisesti merkitsevästi) seitsemän päivän palautumisen jälkeen. Kuvassa 34 on esitetty tutkimuksen keskeiset muuttujat ja niiden keskeiset muutokset.



KUVA 33. H_{max}/M_{max}-suhteen muutokset eksentrisen ja konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vertailu ennen (Pre) väsytystä arvoon; * p<0.05.



KUVA 34. Tutkimuksen keskeiset muuttujat. Tilastollisesti merkitsevät muutokset (✓).

7 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia hermo-lihasjärjestelmän väsymistä, väsymismekanismeja ja palautumisen dynamiikkaa nilkan- ja polvenojennusliikkeissä eksentrisen ja konsentrisen polkuergometrikuormituksen jälkeen. Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään onko polkuergometrillä toteutetulla lihasten väsytyksellä eroa alaraajojen lihasten väsymiseen ja siitä palautumiseen voimantuoton ja neuraalisen adaptaation näkökulmasta.

Tutkimuksen päätulokset olivat 1) maksimi isometrinen voimantuotto (MVC) ja voimantuotonopeus (RFD) laskivat selvemmin ja palautuivat hitaammin eksentrisen polkuergometriväsytyksen jälkeen kuin konsentrisen polkuergometriväsytyksen jälkeen, 2) polkuergometrillä istuen suoritettu väsytyks vaikuttaa voimakkaammin nilkanojentaja lihaksiin kuin polvenojentaja lihaksiin ja 3) polkuergometrillä suoritettun eksentrisen ja konsentrisen väsymisen väsymislähteet ovat tämän tutkimuksen mukaan enemmän periferisiä.

Eksentrisen väsytyksen jälkeen maksimi isometrinen voimantuotto (MVC) laski nilkanojennuksessa kahden tunnin palautumisen jälkeen ja oli lähtötasoa alemmalla tasolla vielä seitsemän päivän palautumisen jälkeen. Voimantuotonopeus (RFD) laski eksentrisen väsytyksen jälkeen sekä nilkanojennuksessa että polvenojennuksessa. Konsentrisen väsytyksen tapauksessa ainoa havaittu voimamuuttujan (RFD) muutos oli polvenojennuksessa heti väsytyksen jälkeen. Voimamuuttujien muutokset ovat samansuuntaisia kuin aikaisemmissa dynaamisen lihastyön tutkimuksissa, missä on havaittu maksimi isometrisen voimantuoton laskevan eksentrisen väsytyksen jälkeen ja pysyvän lähes ennallaan konsentrisen väsytyksen jälkeen (Brown ym. 1997a). Lisäksi havaittiin, että voimantuoton palautuminen oli hitaampaa eksentrisen väsytyksen jälkeen kuin konsentrisen väsytyksen jälkeen. Eksentrisen lihastyön tiedetään aiheuttavan enemmän rakenteellisia lihasvaurioita ja lihasarkuutta kuin konsentrisen lihastyö (Friden ym. 1983; Lieber ym. 1991). Tämän tutkimuksen voimamuuttujien muutosten perusteella voidaan olettaa, että istuvassa asennossa suoritettava polkuergometriväsytyks on tehokkaampaa eksentrisessä harjoituksessa kuin konsentrisessä harjoituksessa. Mahdollisesti eksentrisessä väsytyksessä syntyneet lihasvauriot vaikuttavat myös voimantuoton palautumiseen (Howell ym. 1993), mikä

pitäisi näkyä myös matalataajuus väsymisenä (LFF). Tässä tutkimuksessa tulokset LFF:n osalta olivat kuitenkin yllätyksellisesti ristiriitaiset. Toisaalta mahdollisiin lihasvaurioihin eksentrisen väsytyksen yhteydessä viittaavat maksimivoimien lasku ilman suoranaista lihasaktiivisuuden laskua sekä maksimi M-aallon amplitudin lasku heti väsytyksen jälkeen.

EMG-aktiivisuus laski molemmilla lihastyötavoilla väsytyksen jälkeen. Soleus-lihaksen EMG_{max} laski konsentrisen väsytyksen jälkeen ja sen EMG_{200}/EMG_{max} -suhde laski eksentrisen väsytyksen jälkeen. Medial gastrocnomius-lihaksessa ei sen sijaan esiintynyt merkittävää EMG-aktiivisuuden muutosta, mikä oli yllätys. Soleus-lihaksessa tiedetään tavallisesti olevan paljon hitaita lihassoluja, joiden ei pitäisi väsyä herkästi, toisin kuin medial gastrocnomius-lihaksessa, minkä pitäisi olla aktiivinen tässä tutkimuksessa käytetyn väsytyksen mukaisissa liikkeissä (Enoka 2008, 214-220). Tulosten perusteella näyttäisi siltä, että medial gastrocnomius- ja soleus-lihakset ovat olleet tässä tutkimuksessa käytetyssä väsytyksessä tavanomaisesta poikkeavassa roolissa. Näyttää siltä, että soleus-lihas on ollut väsytyksen aikana aktiivisessa roolissa ja medial gastrocnomius-lihas passiivisemmassa roolissa tai jopa levossa. Soleus- ja medial gastrocnomius-lihasten poikkeavaan käyttäytymiseen voi olla syynä väsytyksessä käytetyn polkuergometrin ergometriassa, polkuasennossa ja suorituksen aikaisissa polvikulmissa. Rectus femoris-lihaksen EMG_{200}/EMG_{max} -suhde laski kaksi päivää konsentrisen väsytyksen jälkeen. Vastaavasti vastus lateralis-lihaksen EMG_{max} laski kaksi tuntia ja kaksi päivää konsentrisen väsytyksen jälkeen. Kyseisissä lihaksissa ei havaittu EMG-aktiivisuuden muutoksia eksentrisen väsytyksen yhteydessä, mikä oli yllättävää. Tämän tutkimuksen EMG-muuttujien muutosten perusteella näyttää siltä, että eksentrisen väsytyksen vaikutus on vaikuttanut enemmän nilkanojennus lihaksiin kuin polvenojennus lihaksiin. Vastaavasti konsentrisen väsytyksen vaikutus on vaikuttanut enemmän polvenojennus lihaksiin.

Hermosto- ja lihasjärjestelmän voima-, voimantuotto- ja lihasaktiivisuusmuuttujien muutokset viittaavat siihen, että muutokset olivat selvempiä eksentrisen kuormituksen jälkeen, koska lihasaktiivisuuden tulokset (EMG) tukevat voimamuuttujien muutoksia selvemmin eksentrisessä tapauksessa. Tämä havainto on linjassa aikaisempien tutkimusten kanssa, missä on verrattu eksentrisen ja konsentrisen harjoituksen vaikutuksia hermosto- ja lihasjärjestelmän toimintaan (Linnamo ym. 2000). Tulokset

viittaavat myös siihen, että uudentyyppisellä polkuergometrillä istuen toteutettu eksentrisen väsytyksen vaikutus vaikuttaisi enemmän nilkanojennus- kuin polvenojennus lihaksiin, mikä oli yllätyksellistä. Tähän voi olla syynä käytetyn polkuergometrin ergonomia, joka on voinut eksentrisessä väsytyksessä kohdistua polvenojennuksen sijaan sekä nilkanojentaja- että lonkankoukistaja lihaksiin (m.gluteus maximus ja m.hamstring). Tätä olettamusta tukee joidenkin koehenkilöiden suulliset palautteet väsytykskokeen jälkeen. Tätä ei kuitenkaan voida todentaa tässä yhteydessä, koska tässä tutkimuksessa ei tutkittu lonkankoukistajalihasten toimintaa. Vastaavasti konsentrisen väsytyksen vaikutus vaikuttaisi enemmän polvenojennus- kuin nilkanojennus lihaksiin. Oletettavasti polkemisasennolla on ollut merkittävä vaikutus saatuihin tuloksiin. Polkuergometriä poljettiin istuma-asennossa, lantio taivutettuna, missä polkemisen aikainen polvikulma oli säädetty niin pieneksi, ettei polkemisen aikana ollut vaaraa polven lukkiutumislle erityisesti eksentrisessä väsytyksessä. Tämä vaikutti varsinkin polven liikelaajuuteen. Lisäksi polkuergometrin poljinten ergonomiassa oli havaintojen mukaan parannettavaa. Polkimien poljinpinta pitäisi muuttua niin, että se olisi koko jalkaterän kokoinen ja jalkaterä tulisi pystyä lukitsemaan niin, ettei poljin pääse pyörimään vapaasti väsytyksen aikana. Lisäksi polkimien iskun pituutta tulisi voida säätää, mikä mahdollistaisi tarkemman kuormituksen vakioimisen eripituisille koehenkilöille. Näillä muutoksilla polkemisasento saataisiin paremmin vakioitua ja toistettavaksi. Nykyisessä versiossa koehenkilö joutui keskittymään ja jatkuvasti korjaamaan poljinkontaktia, jotta se pysyisi mahdollisimman vakiona. Mahdolliset korjausliikkeet ovat voineet vaikuttaa myös polkemisen aikaisiin nivelkulmiin ja niiden myötä eri lihasryhmien erilaiseen kuormittumiseen. Aikaisempien tutkimusten mukaan tiedetään, että väsymisen ja ennen kaikkea kuormituksen aiheuttamien lihasvaurioiden ilmaantuessa, maksimi voimantuotto siirtyy eri nivelkulmille. Erityisesti eksentrisen kuormituksen jälkeen poikkisiltojen tuottama maksimivoima siirtyy alemmille lihaspituuksille (Linnamo 2002).

H-refleksi on yleisesti käytetty menetelmä sentraalisen väsymisen (α -motoneuronialtaan ärtyvyyden) määrittämiseksi. H-refleksi mittauksessa mitataan perifeeriseen hermoon tuotetun stimuluksen kulkua Ia-afferentin, motoneuronialtaan ja efferentti-haaran välillä. H-refleksin ja M-aallon amplitudiin vaikuttavat mm. α -motoneuronien syttymistiheys ja rekrytoitumiskynnys (Aagaard ym. 2002a). Selvitettäessä α -motoneuronialtaan muutoksia, H-refleksi suhteutetaan (esim. H_{max}/M_{max} -suhde) aina

M-aaltoon (Enoka 2008, 257-259). Tässä tutkimuksessa H-refleksin amplitudi yllätyksellisesti nousi molempien väsytysten yhteydessä kahden tunnin palautumisen jälkeen, mutta laski alkuarvoon verrattuna kahden ja seitsemän vuorokauden palautumisen jälkeen. Tulos oli yllätyksellinen, koska oli odotettavaa, että H-refleksin amplitudi olisi laskenut väsytyksen jälkeen varsinkin eksentrisessä tapauksessa. H-refleksin amplitudi käyttäytyi samalla tavalla kuin bimodaalinen voimantuoton palautuminen eksentrisen harjoituksen jälkeen (akuutti lasku, akuutti palautuminen ja viivästynyt palautuminen). Maksimi M-aallon amplitudi vastaavasti laski eksentrisessä tapauksessa kahden tunnin palautumisen jälkeen. Eksentrisessä väsytyksessä α -motoneuronialtaan herkkyttä spinalisella tasolla kuvaava H/M-suhte nousi. H/M-suhteen nousu voi olla seurausta pre-synaptisen inhibition laskusta sentraalisella tasolla (Aagaard ym. 2002a). Toisaalta, aktiopotentiaalien summaa kuvaavan maksimi M-aallon p-p -amplitudin lasku osoittaa, että eksentrisen harjoitus voi aiheuttaa voimakasta aktivaation laskua lihassolukalvon ärsyyntyvyydessä, minkä uskotaan olevan yhteydessä kohonneeseen solunulkoiseen ioni-konsentraatioon (Piitulainen ym. 2008). Myös konsentrisessa väsytyksessä H/M-suhte nousi väsytyksen jälkeen (ei tilastollisesti merkitsevästi) ja palautui lähtötasolle kahden päivän palautumisen jälkeen. Suhteen nousu johtui todennäköisesti M-aallon p-p amplitudin laskusta, joka ei kuitenkaan ollut tilastollisesti merkitsevä. H-refleksin amplitudin yllättävään käyttäytymiseen voi olla syynä seurantatutkimuksissa haasteelliseksi osoittautunut mittausten laadukas ja luotettava toistettavuus. Mittausjakson aikana EMG-elektrodit jouduttiin mittausten välillä poistamaan ja asentamaan uudelleen. On ilmeistä, että elektrodien uudelleenkiinnitys voi aiheuttaa mittausrvirhettä toistettavissa mittauksissa, vaikka elektrodien uudelleenasetus pyrittiin suorittamaan mahdollisimman tarkasti edellisissä mittauksissa käytettyihin ja merkittyihin paikkoihin. Eri refleksikaaren herkkyyteen viittaavien tutkimustulosten keskinäinen vertailu on haastavaa, koska H-refleksin ja M-aallon amplitudien arvot voivat olla riippuvaisia koehenkilöiden anatomisista ja geneettisistä erilaisuuksista, eikä pelkästään fyysisen aktiivisuuden tasosta (Aagaard ym. 2002a).

Korkeataajuusväsymys (HFF) kuvaa toimintahäiriöitä aktiopotentiaalin leviämisessä hermolihasliitoksessa, lihassolukalvolla, sarkolemmassa tai T-tubulusjärjestelmässä. Matalataajuusväsymys (LFF) kuvaa toimintahäiriöitä sarkoplastisessa reticulumisssa, Ca^{2+} vapautumisessa tai sarkomeerin supistuvien osien toiminnassa (Strojnik ja Komi

1998). HFF-voimavasteiden lasku voi johtua heikentyneestä synaptisesta johtumisesta hermo-lihasliitoksessa, mikä viittaisi periferiseen väsymislähteeseen. LFF-voimavasteiden lasku puolestaan viittaa heikentyneeseen poikkisiltojen muodostumiseen, mikä voi olla seurausta metabolisesta kasautumisesta (laktaatti), energian puutteesta (ATP) tai sarkomeerivaurioista (Gibson ja Edwards 1985). Tässä tutkimuksessa HFF- ja LFF-voimavasteiden tulokset poikkeavat yllättäen odotetuista ja aikaisempien tutkimusten tuloksista. HFF-voimavaste laski konsentrisen väsytyksen yhteydessä kahden vuorokauden palautumisen jälkeen ja oli alhaisella tasolla vielä kahden ja seitsemän vuorokauden palautumisen jälkeen. HFF-arvojen olisi pitänyt palautua mittausjaksojen aikana. Myös eksentrisessä väsytyksessä oli havaittavissa HFF-voimavasteen laskua, mutta ei kuitenkaan tilastollisesti merkittävästi. Oletettavasti odotetumpia tuloksia olisi saavutettu, jos HFF-voimavaste olisi mitattu välittömästi (akuutti vaste) väsytyksen jälkeen. Tässä tutkimuksessa HFF- ja LFF-voimavasteet mitattiin kaksi tuntia (2h), kaksi vuorokautta (2d) ja seitsemän vuorokautta (7d) väsytyksen jälkeen. Suureksi yllätykseksi LFF-voimavasteessa havaittiin laskua konsentrisen väsytyksen jälkeen, mutta ei eksentrisen väsytyksen jälkeen. Tulos oli siis aivan päinvastainen kuin olisi odottanut. HFF- ja LFF-voimavasteiden yllättävään käyttäytymiseen tässä tutkimuksessa voi syynä olla polkuergometrin polkuasento ja poljinten ergometria, mihin jo edellä viitattiin. Polkemisasennolla vaikutettiin merkittävästi suorituksen aikaisiin polvikulmiin, mikä on voinut johtaa siihen, että eksentrisen suoritus on vaikuttanut enemmän nilkanojentajalihaksiin ja lonkanojentajalihaksiin. Vastaavasti konsentrisen suoritus on voinut vaikuttaa enemmän polvenojentajalihaksiin. Tätä olettamusta tukee nilkanojennuksen voimantuoton ja voimantuottonopeuden lasku eksentrisen suorituksen tapauksessa sekä polvenojennuksen laskenut voimantuotto ja pienentynyt lihasten EMG aktiivisuus konsentrisessä tapauksessa. Toisaalta lihasaktiivisuuden (EMG) mittaamisessa elektrodit olivat kiinni ennen (pre), heti jälkeen (heti) ja kaksi tuntia jälkeen (2h) mittauksissa. LFF ja HFF mittauksissa käytetyt stimulointielektrodit sen sijaan irrotettiin jokaisen mittauksen jälkeen. On ilmeistä, että elektrodien uudelleenkiinnitys aiheuttaa mittausvirhettä toistettavissa mittauksissa, vaikka elektrodien uudelleenasetus pyrittiin suorittamaan mahdollisimman tarkasti edellisissä mittauksissa käytettyihin ja merkittyihin paikkoihin. Näin ollen, valitettavasti tämän tutkimuksen HFF- ja LFF-voimavasteiden tulokset ovat jokseenkin epäluotettavia eikä niistä pidä muodostaa kovin pitkälle vietyjä johtopäätöksiä.

Tämän tutkimuksen tulosten mukaan uuden tyyppisellä polkuergometrillä tuotetun eksentrisen ja konsentrisen lihasväsymisen väsymislähteet ovat enemmän periferisiä kuin sentraalisia. Tutkimustulokset, kuten H/M-suhde ja EMG-aktiivisuuden lasku joidenkin lihasten osalta eivät anna riittävää vahvistusta siitä, että väsymislähteet olisivat enemmän sentraalisia. Tulokset ovat kuitenkin samansuuntaisia kuin aikaisemmissa tutkimuksissa, missä raskaan voimaharjoittelun aiheuttama väsymys voi olla sekä sentraalista että periferistä (Linnamo ym. 2000; Michaut ym. 2002).

Eksentristä ja konsentrista väsymistä, niiden aiheuttamia väsymismekanismeja ja väsytyksestä palautumista on tutkittu jokseenkin paljon. Tutkimuksissa on käytetty monia eri väsytyksmuotoja, joiden avulla on tutkittu eri kehon osien adaptaatiota eri lihastyötavoilla aiheutettuun lihasväsymiseen. Osa tutkimuksista on tuottanut myös ristiriitaisia tuloksia toisiin tutkimuksiin nähden, mikä osaltaan osoittaa sen, että tutkimusalue on suhteellisen haasteellinen ja eri tutkittavien muuttujien riippuvuudet ovat monimutkaisia. Tässä tutkimuksessa käytetyn polkuergometrin kaltaista eksentristä ja konsentrista väsytystapaa lienee kuitenkin käytetty jokseenkin vähän, koska vastaavanlaisia aikaisempia tutkimuksia ei juuri löytynyt. Tutkimus kuitenkin osoitti, että tässä työssä käytetty uudentyyppinen polkuergometri soveltuu sekä konsentriseen että ennen kaikkea eksentriseen harjoitteluun alaraajojen lihasten osalta. Tutkimustarkoitukseen polkuergometriä tulisi vielä jatkokehittää mm. polkuasennon vakauden ja ergonomian, poljinten muotoilun ja laitteen oman voimantuoton osalta, jotta väsytyssuoritus voitaisiin paremmin vakioida.

Tämän tutkimuksen tulokset antavat kuitenkin viitteitä siitä, että kyseisellä uudentyyppisellä polkuergometrillä toteutettu väsytyks vaikuttaa enemmän nilkanojentajalihasten kuin polvenojentajalihasten maksimivoimantuottoon, voimantuottonopeuteen ja lihasaktiivisuuteen. Toisaalta tulokset viittaavat myös siihen, että hermo-lihasjärjestelmän voimamuuttujien arvojen muutokset ovat selvempiä eksentrisen kuormituksen jälkeen kuin konsentrisen kuormituksen jälkeen. Tulosten perusteella väsymislähteet ovat enemmän periferisiä kuin sentraalisia.

Tässä tutkimuksessa käytettyä polkuergometriä poljetaan istuma-asennossa, missä lantiokulma on lähellä 90°. Väsytyksen aikaisilla nivelkulmilla voi olla vaikutusta eri

lihasryhmien väsymiseen ja hermo-lihasjärjestelmän adaptaatioon. Jatkotutkimuksena tulisi selvittää väsymyksen aikaisten nivelkulmien vaikutusta voimantuottoon ja hermo-lihasjärjestelmän muuttujiin kyseisellä polkuergometrillä tuotetun harjoitteen yhteydessä.

LÄHTEET

- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P., Dyhre-Poulsen, P., 2002a. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology*, 92:2309-2318.
- Abbott, B.C., Bigland, B. and Ritchie, J.M. 1952. The physiological cost of negative work. *J Physiol* 117: 380-390., 1952.
- Avela, J. 1998. Stretch-reflex adaptation in man. Interaction between load, fatigue and muscle stiffness. Väitöskirja. Jyväskylän Yliopisto. Liikuntabiologian laitos. 40-41.
- Avela, J., Kyröläinen, H., Komi, P. V. & Rama, D. 1999. Reduced reflex sensitivity persists several days after long- lasting stretch-shortening cycle exercise. *Journal of Applied Physiology* 86 (4), 1292-1300.
- Bigland-Ritchie B. 1981. EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 9: 75-117.
- Bigland-Ritchie B., Dawson NJ., Johansson R., Lippold OCJ. 1986. Reflex origin for the slowing of motoneurone firing rates in fatiguing human voluntary contractions. *J Physiol* 379: 451-459.
- Bigland-Ritchie B. and Woods JJ. 1984. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7: 691-699.
- Brooke, J.D., Zehr, E.P., 2006. Limits to fast-conducting somatosensory feedback in movement control. *Exercise and Sport Science reviews*, 34, 22-28.
- Brown, SJ., Child, RB., Day., SH, Donnelly, AE., 1997a. Exercise-induced skeletal muscle damage and adaptation following repeated bouts of eccentric muscle contractions. *J. Sports Sci.* 15: 215-222.

Clarkson, P.M., Nosaka, K., Braun B. 1992. Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. *Med. Sci.Sports Exerc.* 24:512–520, 1992.

Cavagna, G.A., Kaneko, M., 1977. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J. Physiol.* 268: 467-481.

Christopher, I., Smith, H., Newham, D.J., 2006. Fatigue and functional performance of human biceps muscle following concentric or eccentric contractions. *J Appl Physiol* 102:207-213, 2007. First published Sep 21, 2006.

Chung, J.W., Kim, C., McCall jr, W.D., 2002. Effect of sustained contraction on motor unit action potentials and EMG power spectrum of human masticatory muscles. *Journal of Dental Research*, 81(9):646-649.

Clancy, E.A., Farina, D., Filligoi, G., 2004. Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal. *Elektromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*, ed. Merletti, R., Parker, P., s. 134.

Craig, C.L., Marshall, A.L., Sjostrom, M., Bauman, A.E., Booth, M.L., Ainsworth, B.E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., Sallis, J.F., Oja, P., 2003. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Med Sci Sports Exerc.* 2003: 35: 1381-1395.

Davis, J. M. & Bailey, S. P., 1997. Possible mechanism of central nervous system fatigue during exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29 (1), 45-57.

De Luca, C. J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* 13, 135-163.

Duchateau J. and Hainaut K. 1993. Behaviour of short and long latency reflexes in fatigued human muscles. *J Physiol* 471: 787-799.

Dundon, J.M., Cirillo, J., Semmler, J.G., 2008. Low-frequency fatigue and neuromuscular performance after exercise-induced damage to elbow flexor muscles. *J Appl Physiol* 105: 1146-1155.

Enoka, R.M. & Stuart, D.G., 1992. Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72: 1631–1648.

Enoka, R.M., 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. 4rd edition. Human Kinetics. ISBN-13: 978-0-7360-6679-2.

Fitts, R.H., 1994. Cellular mechanism of muscle fatigue. *Physiological Reviews* 74 (1), 49-94.

Friden, J., Sjoström, M., Ekblom, B., 1983. Myofibrillar damage following intense eccentric exercise in man. *Int. J. Sports Med.* 4: 170-176.

Garrandes, F., Colson, S., Pensini, M., Seynnes, O., Legros, P., 2006. Neuromuscular fatigue profile in endurance-trained and power-trained athletes. *American College of Sports Medicine* 149-158.

Gibson, H., Edwards, R.H.T., 1985. Muscular exercise and fatigue. *Sports Medicine*. 2:120-132.

Gibson, A. S. C., Lambert, M. I. & Noakes, T. D., 2001. Neural control of force output during maximal and submaximal exercise. *Sports Medicine* 31 (9), 637-650.

Gollhofer, A., Komi, P. V., Fujitsuka, N. & Miyashita, M., 1987a. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises II: Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine* 8 (supplement), 38-47.

Gollhofer, A., Komi, P. V., Miyashita, M. & Aura, O., 1987b. Fatigue during stretchshortening cycle exercises: Changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine* 8 (2), 71-78.

- 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.
- Hill, C.A., Thompson, M.W., Ruell, P.A., Thom, J.M. & White, M.J., 2001. Sarcoplasmic reticulum function and muscle contractile character following fatiguing exercise in humans.
- Howell, J., Chleboun, G., Conatser, R., 1993. Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise-induced injury in humans. *J. Physiol* 464: 183-196.
- Kauranen, K., Nurkka, N., 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Liikuntatieteellinen Seura ry., ISBN 978-951-8982-81-7, ISSN 0356-746X.
- Kent-Braun, JA. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. 1999. *J Appl Physiol* 80:57-63.
- Komi PV. 1973. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. In: Desmedt JE (ed.). *New Developments in Elektromyography and Clinical Neurophysiology*. Karger, Basel. 1:596-606.
- Komi, PV., Buskirk, ER. 1972. Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics* 15(4):417-34.
- Lieber, R., Woodburn, T., Friden, J. 1991. Muscle damage induced by eccentric contractions of 25% strain. *J. Appl. Physiol.* 70(6): 2498-2507.
- Linnamo, V. 2002. Motor Unit Activation and Force Production during Eccentric, Concentric and Isometric Actions. Faculty of Sport and Health Sciences of the University of Jyväskylä.

Linnamo, V., Bottas, R., Komi, P. 2000. Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 293-300.

Linnamo, V., Newton, R.U., Häkkinen, K., Komi, P., Davie, A., McGuigan, M., Triplett-McBride, T. 2000. Neuromuscular responses to explosive and heavy resistance loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10 (2000) 417-424.

McArdle W, Katch F, Katch V. 2007. *Exercise Physiology. Energy, Nutrition and Human Performance*. Sixth Edition. Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 13: 978-0-7817-4990-9, ISBN 10: 0-7817-4990-5.

Mero, A., Nummela, A., Keskinen, K., Häkkinen, K. 2007. *Urheiluvalmennus*. VK-Kustannus Oy. ISBN: 978-951-9147-44-4.

Michaut, A., Pousson, M., Babault, N., Van Hoecke, J. 2002. Is eccentric exercise-induced torque decrease contraction type dependent? *American College of Sports Medicine*, 1003-1008.

Mullaney, M. J., McHugh, M. P. 2006. Concentric and Eccentric Muscle Fatigue of the Shoulder Rotators, *Int J Sports Med*; 27: 725–729.

Newsholme, E.A., 1986. Application of knowledge of metabolic integration to the problem of metabolic limitations in middle distance and marathon running. *Acta Physiologica Scandinavica* 128, (suppl. 556), 461-464.

Newsholme, E.A., Blomstrand E., 1995. Tryptophan, 5-hydroxytryptamine and a possible explanation for central fatigue. *Teoksessa Fatigue: Neural and muscular mechanisms*, 315-320.

Nicol, C., Komi, P.V., Horita, T., Kyröläinen, H., Takala, T., 1996. Reduced stretch-reflex sensitivity after exhaustive stretch shortening cycle exercises. *Eur. J Appl. Physiol.* 72: 401-409.

Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., Björkqvist, S., 2009. Ihmisen fysiologia ja anatomia. WSOYpro. ISBN 9789510358269.

Pasquet, B., Carpentier, A., Duchateau, J., Hainaut, K. 2000. Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle & Nerve* 23:1727-1735.

Peters, S.E. 1989. Structure and functions in vertebrate skeletal muscle. *American Z* 29.

Piitulainen, H., Komi, P., Linnamo, V., Avela, J., 2008. Sarcolemmal excitability as investigated with M-waves after eccentric exercise in humans. *J Electromyography and Kinesiology*, 18(4): 672-681.

Proske, U., Morgan, DL. 2001. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *Journal of Physiology*, 537.2:333-345.

Sbriccoli, P., Felici, F., Rosponi, A., Aliotta, A., Castellano, V., Mazza, C., Bernardi, M., Marchetti, M. 2001. Exercise induced muscle damage and recovery assessed by means of linear and non-linear sEMG analysis and ultrasonography. *J Electromyogr Kinesiol* 11:73-83.

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).

Skof, B., Strojnik, V. 2006. Neuromuscular fatigue and recovery dynamics following prolonged continuous run at anaerobic threshold. *J Sports Med*; 40:219-222.

Skurvydas, A., Brazaitis, M., Kamandulis, S., Sipaviciene, S., 2010. Peripheral and central fatigue after muscle-damaging exercise is muscle length dependent and inversely related. *Journal of electromyography and Kinesiology* 20:655-660.

Strojnik, V. & Komi, P. V. 2000. Fatigue after submaximal intensive stretch-shortening cycle exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32 (7), 1314-1319.

Strojnik, V., Komi, P. 1998. Neuromuscular fatigue after maximal stretch-shortening cycle exercise. *J. Appl. Physiol.* 84(1):344-350.

Upton, A.R.M., McComas, A.J. & Sica, R.E.P. 1971. Potentiation of "late" responses evoked in muscles during effort. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 34: 699-711.

Westing, A.H., Seger, J.Y. & Thorstensson, A. 1990. Effects of Electrical Stimulation on Eccentric and Concentric Torque-Velocity Relationships During Knee Extension in Man. *J Acta Physiological Scandinavica* 140.

Wildman, M. 2000. Connections between thoraco-coxal proprioceptive afferents and motor neurons in the locust. *Journal of Experimental Biology* 203, 435-445.