

**KOMPRESSION JA 2½-VIIKON KORKEAINTENSITEETTISEN  
INTERVALLI-HARJOITTELUN VAIKUTUKSET  
NAISJÄÄKIEKKOILIJOIDEN HERMO-  
LIHASJÄRJESTELMÄÄN**

Juho-Ville Kinnunen

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Syksy 2015

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat: J. Piirainen

H. Piitulainen Neurotieteen ja lääketieteellisen  
tekniikan laitos, Aalto-yliopisto, Espoo

## TIIVISTELMÄ

Kinnunen, Juho-Ville 2015. Kompression ja 2½-viikon korkeaintensiteettisen intervalli harjoittelun vaikutukset naisjäähkiekkoilijoiden hermo-lihasjärjestelmään. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto. Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma 64 s.

Korkeaintensiteettinen intervalli-harjoittelu (HIIT) on yleinen harjoittelumuoto, jolla voidaan saada aikaan vasteita aineenvaihdunnallisesti sekä hermo-lihasjärjestelmässä. Harjoittelumuotoa voidaan hyödyntää muun harjoittelun lisänä ja siten saada aikaiseksi vasteita lyhyemmällä harjoitteluajoilla, kuin perinteisessä harjoitteissa. Kompressiolla on puolestaan todettu olevan vaikutuksia perättäisten räjähtävien suoritusten keskitehon kasvussa ja palautumisessa. Tämän tutkimuksen tavoitteena on selvittää lyhytkestoisen HIIT-harjoittelun ja kompressiovaatteiden yhdistelmän vaikutukset suorituskykyyn sekä hermo-lihasjärjestelmän vasteisiin. HIIT-harjoittelulla tarkoitetaan tässä työssä 30 s suoritteita 4 minuutin palautumisjaksolla täydellä teholla ylämäkeen, jonka keskikaltevuus oli 9.5 % suorituksen määrän ollessa 6 per harjoituskerta. Harjoituskertoja oli 2 kertaa viikossa 2 ½ viikon ajan.

Kahdeksantoista naisjäähkiekkoilijaa ilmoittautui vapaaehtoisiksi tutkimukseen, joista neljätoista osallistui kaikkiin mittauksiin ja harjoituksiin. Osallistujat jaettiin kahteen ryhmään kompressio (COMP; pituus  $165 \pm 6$  cm, paino  $68 \pm 12$  kg, ikä  $22 \pm 4$ , N = 6), joka käytti kompressiovaatteita harjoittelun aikana sekä kontrolli (CON; pituus  $166 \pm 5$  cm, paino  $66 \pm 13$  kg, ikä  $22 \pm 3$ , N = 8), joka ei saanut käyttää minkäänlaisia kompressiovaatteita tutkimuksen aikana. Koehenkilöiltä mitattiin räjähtävään voimantuottoon ja suorituskykyyn vaikuttavia hermo-lihasjärjestelmän vasteita ennen ja jälkeen harjoitusjakson. Voimantuottonopeuteen ja maksimaaliseen voimantuottoon vaikuttavia tekijöitä tutkittiin selkäydintason vasteiden (H-refleksi) sekä keskushermostovasteiden (V-aalto) avulla. Koehenkilöitä mitattiin myös lihasaktiivisuus laboratoriossa tehtyjen mittauksien aikana, jolla pystyttiin määrittämään harjoituksen

aiheuttamat lihasten aktiivisuuden muutokset. Laboratoriomittauksien lisäksi koehenkilöt suorittivat luistelutestin, jossa mitattiin luistelukiihdytys ja -nopeus.

Molempien ryhmien plantaari fleksion isometrinen MVC (COMP: pre  $1051 \pm 166$  N, post  $1213 \pm 92$  N,  $p = 0.028$ ; CON: pre  $1197 \pm 300$  N, post  $1305 \pm 257$  N,  $p = 0.025$ ) ja RFD (COMP: pre  $4321 \pm 1216$  N·s<sup>-1</sup>, post  $4998 \pm 1247$  N·s<sup>-1</sup>,  $p = 0.028$ ; CON: pre  $4613 \pm 2136$  N·s<sup>-1</sup>, post  $5301 \pm 2046$  N·s<sup>-1</sup>,  $p = 0.012$ ) kasvoivat huomattavasti. Harjoittelu vaikutti keskushermostotason (normalisoitu V-aalto) vasteisiin yhdistetyllä ryhmällä (pre  $0.27 \pm 0.11$ , post  $0.31 \pm 0.12$ ,  $\Delta$  16.0%,  $p = 0.009$ ) sekä vastavaikuttajan aktiivisuuteen RFD:n aikana (pre  $0.51 \pm 0.23$ , post  $0.41 \pm 0.18$ ,  $\Delta$  -18.9%,  $p = 0.028$ ). Ryhmien välillä ei havaittu tilastollisesti merkittäviä eroja. HIIT -harjoittelulla saadaan parannettua räjähtävää sekä maksimaalista voimantuottoa koaktivaation vähenemisellä sekä motorisen ohjauksen kasvulla. Kompressiolla ei ollut merkitystä harjoitusvaikutukseen eikä HIIT-harjoittelun vaikutuksia havaittu luisteluominaisuuksissa.

Avainsanat: HIIT, Kompressio, H-refleksi, V-aalto, EMG, Jääkiekko

## **ABSTRACT**

Kinnunen, Juho-Ville (2015). Neuromuscular adaptations to 2½-week high-intensity interval training with compression garments in female ice hockey players. Department of Biology of Sport, University of Jyväskylä, Master's thesis, 64 pp.

High-intensity interval training (HIIT) improves performance in various ways more promptly than a more traditional training (Tschakert & Hofmann 2013). Although metabolic responses and performance improvements are more commonly reported in HIIT, neuromuscular adaptations occur as well (Buchheit & Laursen 2013b; Creer et al. 2003; Jemma et al. 2005). Compression garments have been shown to improve explosive performances like vertical jumps height (Doan et al. 2003), vertical jumps mean power (Kraemer et al. 1996) and repeated sprint performance (Hamlin et al. 2012; Born et al. 2014). It has been suggested that improved proprioception might be one of the mechanisms, which improves performance due the compressive garments (Kraemer et al. 1996). HIIT in this study is referred as 30 second all-out sprints on a hill with a gradient of 9.5%. Six sprints in total were made in a session and four-minute rest periods were held between sprints.

The aim of this study was to investigate neuromuscular adaptations to HIIT and use of compression garments during training. The goal was to clarify if compression garments can be used to further enhance improvements in ice-hockey-specific test, and whether neuromuscular adaptations (enhanced neural drive and  $\alpha$ -motoneuron excitability) can explain the improved performance.

Eighteen Finnish championship level female ice hockey players volunteered to participate in this study. Four subjects dropped out due to personal reasons or illness. The remaining fourteen test subjects participated in all tests and training sessions. Participants were assigned into two groups. Compression group (COMP; height  $165 \pm 6$  cm, weight  $68 \pm 12$  kg, age  $22 \pm 4$ , N = 6), which used compression, garments during HIIT. Control (CON; height  $166 \pm 5$  cm, weight  $66 \pm 13$  kg, age  $22 \pm 3$ , N = 8) group was not allowed to use any kind of compression garments during the intervention, however, otherwise the training program was same as in COMP.

To investigate effects of HIIT between groups all measurements were made before and after two and a half week training intervention. Neuromuscular attributes that affect rate of force development (RFD) and maximum voluntary contraction (MVC) were investigated with spinal (H-reflex) and central nervous system (V-wave) responses. Muscle activity changes during RFD and MVC were investigated with surface EMG during laboratory measurements. In addition to the laboratory measurements, subjects also performed skating sprint and acceleration tests.

Both groups improved their plantar flexion MVC (COMP: pre  $1051 \pm 166$  N, post  $1213 \pm 92$  N,  $p = 0.028$ ; CON: pre  $1197 \pm 300$  N, post  $1305 \pm 257$  N,  $p = 0.025$ ) and RFD (COMP: pre  $4321 \pm 1216$  N·s<sup>-1</sup>, post  $4998 \pm 1247$  N·s<sup>-1</sup>,  $p = 0.028$ ; CON: pre  $4613 \pm 2136$  N·s<sup>-1</sup>, post  $5301 \pm 2046$  N·s<sup>-1</sup>,  $p = 0.012$ ) significantly. Training increased neuronal motor drive (normalized V-wave) in a combined group (pre  $0.27 \pm 0.11$ , post  $0.31 \pm 0.12$ ,  $\Delta 16.0\%$ ,  $p = 0.009$ ) and decreased antagonist muscle activity during RFD (pre  $0.51 \pm 0.23$ , post  $0.41 \pm 0.18$ ,  $\Delta -18.9\%$ ,  $p = 0.028$ ). There were no statistically significant differences observed between groups. HIIT improves RFD and MVC by enhanced neuronal motor drive and decreased coactivation. Compression did not have effects on training response and HIIT did not improve skating performance.

Key words: HIIT, Compression, H-reflex, V-wave, EMG, Ice hockey

## KÄYTETYT LYHENTEET

ATP	Adenosiinitrifosfaatti
CMJ	Esikevennetty hyppy (Counter movement jump)
DOMS	Viivästynyt lihasarkuus (Delayed onset muscle soreness)
$\alpha$ -mn	Alfa-motoneuroni
EMG	Elektromyografia
HIIT	Korkeaintensiteettinen intervalliharjoittelu (High-intensity intermittent/interval training)
MVC	Maksimaalinen tahdonalainen supistus (Maximum voluntary contraction)
PSTH	Stimulaation jälkeinen histogrammi (Post-stimulus time histogram)
RFD	Voimantuottonopeus (Rate of force development)
RMS	Neliöllinen keskiarvo (Root mean square)
RST	Toistuva nopeusharjoittelu (Repeated-sprint training)
SIT	Nopeusintervalliharjoittelu (Sprint interval training)
SJ	Staattinen hyppy (Static jump)
TMS	Transkraniaalinen magneettistimulaatio
WanT	Wingatin anaerobinen testi

# SISÄLTÖ

1 JOHDANTO .....	4
2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA .....	6
2.1 Supraspinaalinen motorinen ohjaus .....	8
2.2 Spinaalinen motorinen ohjaus .....	10
2.3 Lihaksen toiminta .....	13
3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN ADAPTAATIO .....	16
3.1 Akuutti adaptaatio .....	18
3.2 Korkeaintensiteettinen intervalli harjoittelu (HIIT) .....	20
3.2.1 Lihasväsämysmekanismit HIIT:ssä .....	22
3.2.2 HIIT:n harjoitusvaikutukset .....	24
4 KOMPRESSIOSUKAT .....	26
4.1 Kompressiosukkien toimintaperiaate .....	26
4.2 Kompressiosukkien vaikutus hermo-lihasjärjestelmän adaptaatioon .....	28
5 JÄÄKIEKKOILIJAN FYYSISET OMINAISUUDET .....	30
6 TUTKIMUS .....	31
6.1 Tutkimuksen tarkoitus .....	31
6.2 Tutkimusongelmat ja hypoteesit .....	31
7 NEUROMUSCULAR ADAPTATIONS TO 2½-WEEK HIGH-INTENSITY INTERVAL TRAINING WITH COMPRESSION GARMENTS IN FEMALE ICE HOCKEY PLAYERS .....	33
7.1 Introduction .....	33
7.2 Methods .....	35

7.2.1	Subjects.....	35
7.2.2	Experimental overview.....	35
7.2.3	Training intervention.....	36
7.2.4	Measurements.....	36
7.3	Statistical analysis.....	41
7.4	Results.....	41
7.4.1	Functional performance.....	41
7.4.2	EMG.....	42
7.4.3	H-reflex.....	44
7.4.4	V-wave.....	45
7.5	Discussion.....	46
8	LÄHTEET.....	50



# 1 JOHDANTO

Korkeaintensiteettinen intervalli harjoittelu (HIIT) on yleinen harjoitusmuoto, jota voidaan muokata tehon, levon sekä erilaisten ärsykkeiden (mm. mäki, lajinomaisuus, suunnanmuutokset) avulla urheilijan tarpeiden mukaan. Sen avulla saadaan useita eri tyyppisiä vasteita normaalia harjoittelua lyhyemmässä ajassa (Tschakert & Hofmann 2013) ja se on yksi tehokkaimmista tavoista harjoittaa sydän- ja hengityselimistöä (Buchheit & Laursen 2013a).

Korkeatehoisen nopeusharjoittelun on esitetty aiheuttavan samantyyppisiä hermostollisia vasteita (Ross ym. 2001) kuin räjähtävän voimaharjoittelun. Sittemmin on näytetty, että motoristen yksiköiden syttymistiheys ja synkronisaatio kasvaa (Creer ym. 2003) sekä rekrytointikynnys laskee (Jemma ym. 2005). HIIT-harjoittelulla on osoitettu olevan myös positiivisia vaikutuksia räjähtäviin suorituksiin kuten kiihdytys (Sperlich ym. 2011a) sekä kevennetty- ja keventämätön hyppy (Barnes ym. 2013; Faude ym. 2013). Nopeusvoimaharjoittelun on vastaavasti osoitettu parantavan voimantuottonopeutta (Häkkinen ym. 1985), jonka on todettu johtuvan selkäytimen alfa-motoneuronin ( $\alpha$ -mn) altaan herkkyyden lisääntymisestä (Gruber & Gollhofer 2004; Holtermann ym. 2007) sekä motorisen ohjauksen kasvusta (Aagaard ym. 2002b; Tillin ym. 2012). Voimantuottonopeuden kasvun yhteydessä havaittujen hermostollisen ohjauksen muutoksien (Tillin ym. 2012; Gruber & Gollhofer 2004; Aagaard ym. 2002b) on osoitettu johtuvan lähinnä syttymistiheyden kasvusta (Van Cutsem ym. 1998) ja/tai lihasten motoristen yksiköiden rekrytointi strategioiden muutoksista (Kukulka & Clamann 1981).

Huippu-urheilijoiden fyysisten ominaisuuksien erojen pienentyessä sekä kilpailun kiristyessä, kiinnostus erityyppisistä suoritusta parantavista tekijöistä on kasvanut. Kompressiovaatteilla on pyritty nopeuttamaan palautumista (Chatard ym. 2004; Hamlin ym. 2012) perustuen laktaatin poistumisen tehostumiseen (Faulkner ym. 2013). Niillä on osoitettu olevan tehostava vaikutus yksittäisiin räjähtäviin suoritteisiin kuten maksimaalisen vertikaalihypyn korkeuteen (Doan ym. 2003), hyppyjen keskitehoon (Kraemer ym. 1996)

sekä peräkkäisiin juoksusuorituksiin (Hamlin ym. 2012;Born ym. 2014). Erityisesti räjähtävien suorituksen tehostumista on selitetty proprioseptiikan parantumisella (Kraemer ym. 1996). Intervalli tyyppisissä korkeatehoisissa lajeissa kuten jääkiekko voidaan saada selkeää hyötyä räjähtävien suorituksen tehostumisesta.

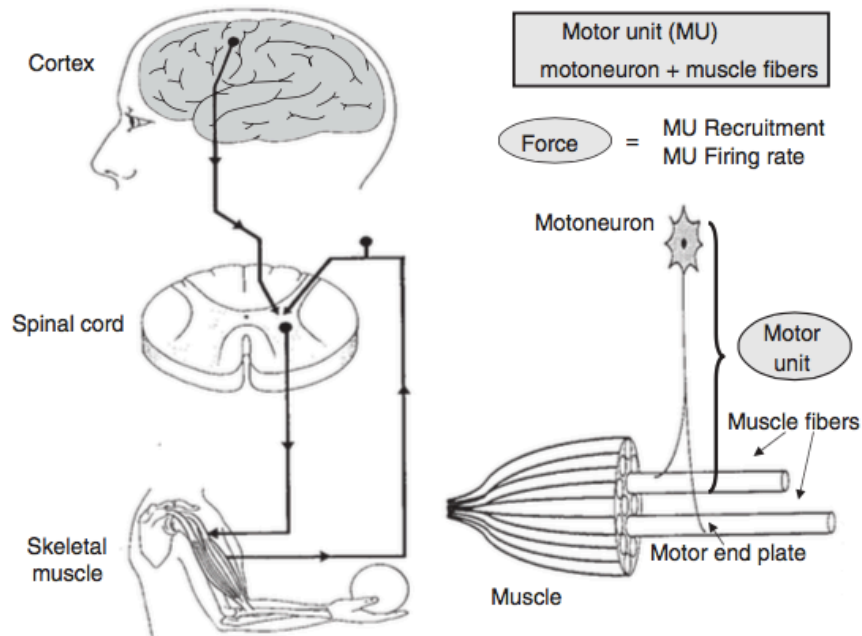
Räjähtävien ominaisuuksien kuten jalan ojennusvoiman ja juoksunopeuden on osoitettu korreloivan jääkiekossa positiivisesti valmentajan arvioimaan pelisuoritukseen (Peyer ym. 2011). Muutenkin vastaavien suoritusten kuten vauhdittomien horisontaalihyppyjen (Farlinger ym. 2007), vertikaalihyppyjen (Burr ym. 2007) sekä 40 metrin pikajuoksun (Krause ym. 2012;Behm ym. 2005) on osoitettu korreloivan positiivisesti jäällä tapahtuvaan suorituskykyyn. Buckeridge ym. (2015) ehdottivat tutkimuksessaan voimantuotonopeuden selittävän luistelukiihdytyksen erot kahden eritasoisen luisteluryhmän välillä. Naimo ym. (2015) osoittivat HIIT-harjoittelulla olevan positiivisia vaikutuksia jääkiekkoilijan luistelun keski- ja huipputehoon, nopeusominaisuuksiin sekä kestävyYTEEN.

Tässä tutkimuksessa tutkitaan kuinka kompressiovaatteet vaikuttavat HIIT-harjoittelun aiheuttamiin hermostollisiin vasteisiin. Siten pyritään selvittämään, voiko tätä yhdistelmää hyödyntää korkeatehoisissa intervalli-lajeissa kuten jääkiekko. Harjoittelun tavoitteena on kasvattaa voimantuotonopeutta sekä siten lajinomaisia suoritteita kuten luistelunopeus ja –kiihdytys. Näiden muuttujien lisäksi pyritään selvittämään mahdolliset hermo-lihasjärjestelmään kohdistuvat harjoitusvaikutukset ja siten pureutumaan mahdollisiin adaptaatiomekanismeihin.

## 2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN TOIMINTA

Hermo-lihasjärjestelmän muodostaa nimensä mukaisesti hermosto, ja sen ohjaamat luurankolihakset. Tämä järjestelmä sisältää koko liikuntaelimistön, sillä ilman jänteitä, luita, niveliä, nivelsiteitä ja muita pehmytkudoksia liikkeet eivät olisi mahdollisia. Motorisen kontrollin käskyt kulkevat aivojen kuorialueelta selkärangaa pitkin selkäyttimeen, ja sieltä  $\alpha$ -mn:n kautta lihaksiin (Kuva 1). (Merletti & Parker 2004, 2; Enoka 2008, 215).

Hermo-lihasjärjestelmän pienin toiminnallinen yksikkö on motorinen yksikkö. Motorinen yksikkö muodostuu selkärangasta lähtevästä  $\alpha$ -mn:sta ja sen hermottamista lihassoluista. Lihas koostuu lukuisista motorisista yksiköistä ja samaa lihasta hermottavien  $\alpha$ -mn:ien ryhmää kutsutaan  $\alpha$ -mn altaaksi. Tämä allas on efferenttien ja afferenttien ratojen ”viimeinen” summaatiopiste ennen lihasta, ja siten vaikuttaa lopulliseen motoristen yksiköiden ohjaukseen, ts. rekrytointiin tai syytymistiheyteen. (Enoka 2008, 215; Duchateau & Enoka 2011).



KUVA 1 Motorisen ohjauksen pääperiaatteet. Liikeaivokuorelta (Cortex) lähtevä hermoimpulssi kulkee selkärangan (Spinal cord) sisällä  $\alpha$ -mn altaaseen. Altaassa tapahtuu viimeinen eksitoivien ja inhiboivien signaalien summaatio. Ärsykkeen ollessa tarpeeksi suuri hermoimpulssi kulkee luurankolihaselle (Skeletal muscle) ja aiheuttaa supistuksen. Voimantuottoon vaikuttaa ärsykkeen suuruus, joka määrittää motoristen yksiköiden (Motor unit) syttymistiheyden (MU Firing rate) sekä aktiivisten yksiköiden määrän (MU Recruitment) (Merletti & Parker 2004, 3).

Motoristen yksiköiden ominaisuudet vaihtelevat. Burke ym. (1973) jakoivat yksiköt kolmeen pääryhmään lihassolujen ominaisuuksien mukaan: nopeasti supistuvat ja väsyvät (IIb/FF), nopeasti supistuvat ja väsymystä kestävät (IIa/FR) sekä hitaat hyvin väsymystä kestävät (I/S). Tyypin II yksiköt tuottavat voimaa kaksi kertaa enemmän kuin tyypin I motoriset yksiköt samalla poikkileikkauspinta-alalla (Cormie ym. 2011).

Lihaksen tuottamaan voimaan vaikuttavat motorisen yksiköiden syttymistiheys eli  $\alpha$ -mn:n hermoimpulssien lähetystiheys lihakselle, tuplasytytyksien määrä (Cormie ym. 2011; Duchateau & Enoka 2011), lisäyksiköiden rekrytoituminen sekä motoristen

yksiköiden synkronisaatio (Enoka 1997; De Luca ym. 1993; Duchateau & Enoka 2011). Voimantuoton tarpeen lisääntyessä motorisia yksiköitä rekrytoidaan n. 50-80 % asti maksimaalisesta tahdonalaisesta supistuksesta (MVC) riippuen lihaksesta, jonka jälkeen voiman kasvu perustuu pääasiassa syttymistiheyden kasvuun (Merletti & Parker 2004, 7).

Henneman ym. (1965) todistivat motoristen yksiköiden rekrytoituvan motorisen yksikön koon mukaan pienimmästä suurimpaan. Sittenkin Desmedt & Godaux (1977) osoittivat kuitenkin rekrytoimisjärjestyksessä olevan poikkeuksia mm. hyvin nopeissa liikkeissä. Milner-Brown ym. (1973) osoittivat rekrytoitukynnyksen eli motorisen yksikön syttymiseen tarvittavan stimuluksen olevan suoraan verrannollinen yksikön tuottamaan voimaan. Motorisen yksiköiden syttymistiheyteen ja rekrytoimiseen vaikuttavat voimantuoton tarpeen lisäksi useat tekijät. Eri lihastyötavoilla on saatu viitteitä muutoksista rekrytoimiskynnykseen, rekrytointijärjestykseen ja syttymistiheyteen (Linnamo ym. 2003).

## 2.1 Supraspinaalinen motorinen ohjaus

Supraspinaalinen motorinen ohjaus tapahtuu aivoissa hyvin laajalti sen eri osissa, mm. liikeaivokuorella (Kuva 2: Motor areas), aivorungon laskevissa osissa, tyvitumakkeissa, talamuksessa ja pikkuaivoissa. (Enoka 2008, 288-289). Primääriseltä liikeaivokuorelta lähtee noin 40 %, supplementaariselta 20 % ja premotoriselta 10 % laskevista motorisista hermosoluista suoraan selkäyttimeen, jotka ovat ns. kortikospinaaliradat. Primääristä liikeaivokuorta on tämän vuoksi pidetty ihmisellä tahdonalaisen liikkeen aktivoijana. Liikeaivokuori voi ohjata suoraan  $\alpha$ -mn:ta, gammamotoneuroita tai välillisesti selkäytimen interneuronien kautta (Kuva 4:B). (Rothwell 1995; Rothwell 2012).

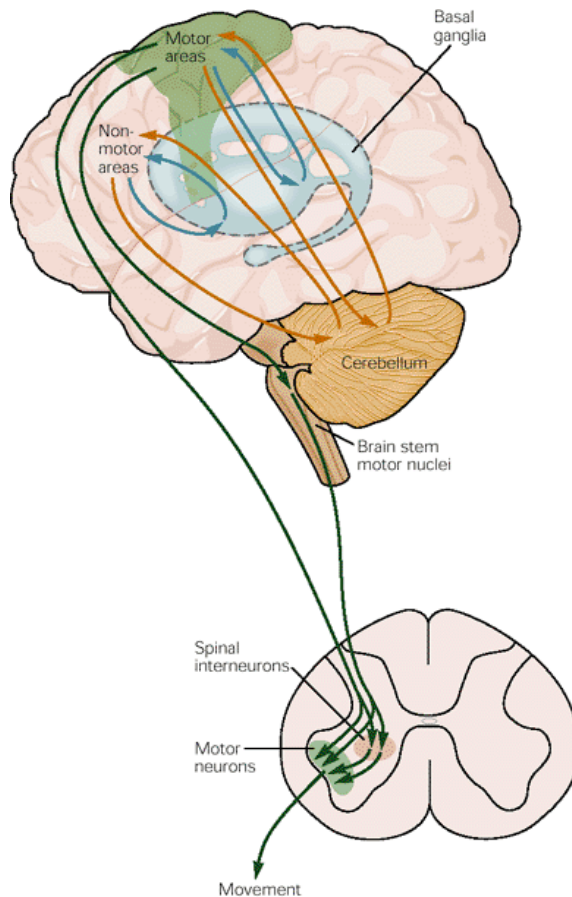
Primäärinen tuntokuorialue vastaanottaa somatosensorista palautetta koko luurankolihasjärjestelmästä, joka mahdollistaa liikkeiden koordinaation sekä asennon ylläpidon (Kuva 4:A). (Canedo 1997). Näiden afferenttien ratojen puuttuessa liikkeiden hallinta on vaikeaa ja kävely voi olla lähes mahdotonta (Nielsen ja Sinkjaer 2002). Uusissa tutkimuksissa on osoitettu halvaantuneen raajan somatosensoristen ratojen edelleen

vaikuttavan liikeaivokuoren liikkeiden säätelyyn ja koordinaatioon (Shaikhouni ym. 2013). Motorinen kuorialue voi adaptoitua työn suorittamiseen tai suorituksen tehostamiseen. Adaptaatio voi siis auttaa paranemaan aivovauriosta samalla tavoin kuin se voi tehostaa fyysistä suoritetta. (Jackson & Lemon 2001).

Suurin osa primäärisestä liikeaivokuoresta osallistuu sormien hienomotoriseen hallintaan ja sen kautta kulkee suurin osa suorista yhteyksistä selkäyttimeen (Gerloff ym. 1998; Penfield 1954; Rothwell 2012). Supplementaarinen liikeaivokuori on osallisena opetelluissa liikesarjoissa, jotka eivät ole reaktioita ulkoisiin ärsykkeisiin. Dorsaalinen premotorinen kuorialue puolestaan osallistuu ulkoisten ärsykkeiden kuten, näkö- tai kuuloaistimusten aiheuttamiin motorisiin reaktioihin. Premotorinen kuorialue siis suunnittelee liikkeet perustuen sensoriseen palautteeseen. (Rothwell 2012).

Aivorunko (Kuva 2: Brain stem) on aivojen alapuolella oleva osa, joka liittää aivot pikkuaivoihin sekä selkäyttimeen (Fernández-Gil ym. 2010). Se käsittelee sensorista tietoa kaulan alueen reseptoreilta ja tasapainosta sekä yhdistää tiedot pikkuaivoilta ja motoriselta aivokuorelta tulleista tiedoista. Siitä lähtee neljä erillistä motorisen keskuksen efferenttiä rataa selkärankaan. (Enoka 2008, 288-289).

Pikkuaivot (Kuva 2: Cerebellum) mm. säätelevät ennalta opeteltuja liikkeitä, puristusvoimaa, ärsykkeisiin reagoivia liikkeitä ja liikealueita. Pikkuaivojen vauriot aiheuttavatkin usein hypermetriaa eli liikeratojen hallitsematonta ylitystä (Manto ym. 2012). Tyvitumakkeet (Kuva 2: Basal ganglio) automatisoivat liikkeitä motoriselta kuorialueelta tulevan tiedon perusteella (Rothwell 2012).

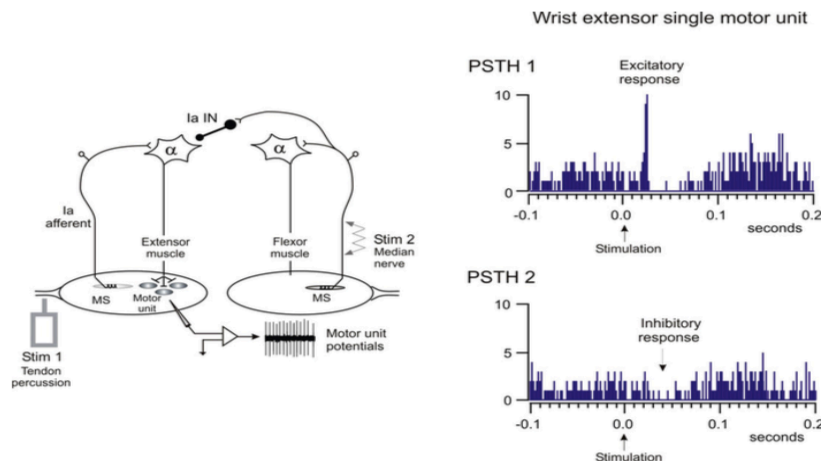


KUVA 2 Liikeohjaukseen liittyviä rakenteita ja niiden välisiä ratoja. (Kandel ym. 2012, 668).

## 2.2 Spinaalinen motorinen ohjaus

Liikeaivokuoren liikeohjauksen lisäksi lihasten toimintaa säätelevät lihaksilta ja muualta keskushermostosta tuleva informaatio sekä erilaiset refleksit, jotka syntyvät lihaksien sensoreilta tulevan palautteen välityksellä. (Rossi-Durand 2006). Mekanoreseptoreja ovat mm. lihaskäämi (lihasspindel), golgin jänne-elin ja nivelreseptorit. Käämiin (Kuva 3: MS) kuuluvat lihaksen sisäiset intrafusaalisolut eivät vaikuta luurankolihasen tuottamaan voimaan, mutta reagoivat lihaspituuden muutoksiin. Mekanoreseptorit ovat osa proprioseptoreita, joihin kuuluvat kaikki motorisen ohjauksen aikaan saamat aistimukset kuten nivelkulman sekä lihaspituuden muutokset. (Windhorst, 2007).

Äkillinen lihaskäänin venytys aiheuttaa venytysrefleksin, jonka vaikutuksesta syntyy lihassupistus venyvässä lihaksessa ja mahdollisesti synergisti lihaksessa. Venytysrefleksin vaikutuksesta tapahtuu myös resiprokaalista inhibitiota antagonistilihaksille interneuronien välityksellä (Kuva 3: Ia IN). (Granit 1975). Sähköstimulaation (Kuva 3: Stim 2) avulla voidaan hallitusti aiheuttaa monosynaptinen refleksivaste (H-refleksi), joka kuvaa sen hetkistä  $\alpha$ -mn altaan tilaa sekä Ia-afferenttien synapsien johtumistehokkuutta siten kertoen myös mm. pre-synaptisen inhibiton vaikutuksesta (Stein 1995). Altaan tilaa voidaan siis tutkia H-refleksin (Kuva 6: A) avulla tutkittaessa mm. lihasväsymystä (Palmieri ym. 2004) tai harjoitusvaikutusta (Holtermann ym. 2007; Aagaard ym. 2002a). Tätä monosynaptista refleksiä käytetään usein  $\alpha$ -mn altaan herkkyytilan määrittämisessä, koska sillä pystytään eristämään spinaalisen tason säätely supraspinaalisesta säätelystä (Pierrot-Deseilligny & Mazevet 2000).



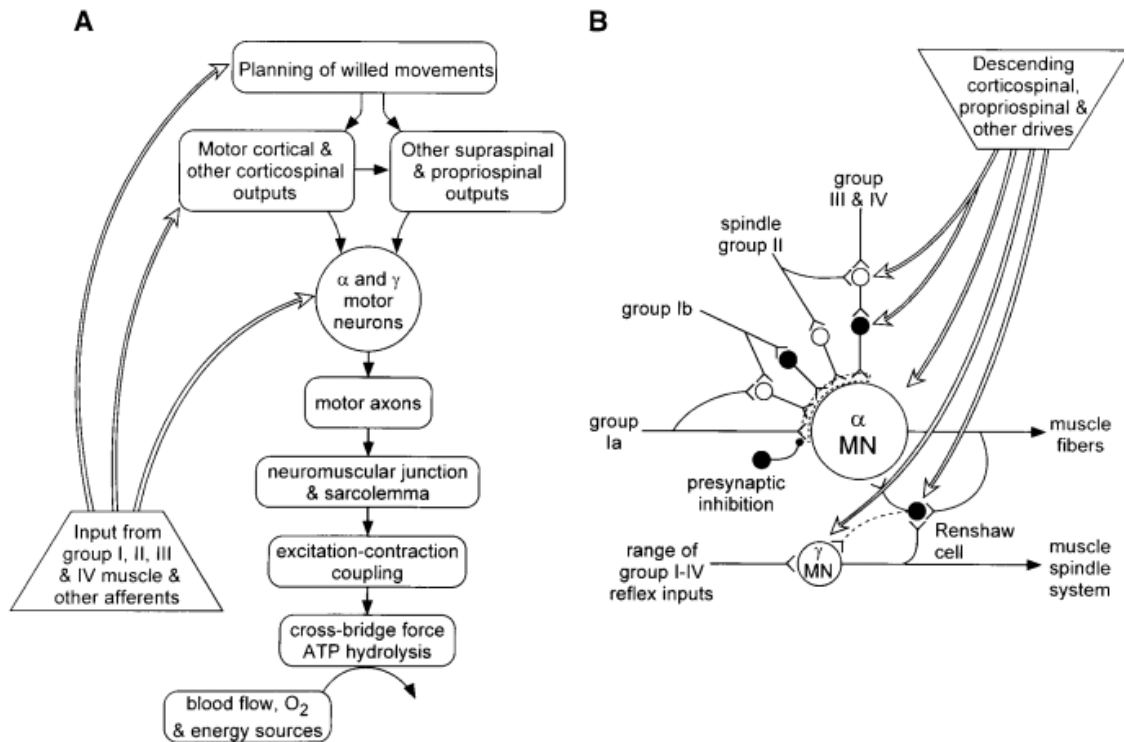
KUVA 3 Ranteen ojentajan yksittäisen motorisen yksikön aktiivisuus venytysrefleksin aikana agonisti (PSTH 1) ja antagonistilihaksessa. Venytysrefleksi voidaan aiheuttaa, joko jännettä äkillisesti venyttämällä (Stim 1) tai sähköstimulaatiolla (Stim 2). Agonisti lihasta äkillisesti venyttämällä (Stim 1: Tendon percussion) syntyy venytysrefleksi, joka esiintyy lihasaktiivisuudessa stimulaation jälkeen (PSTH 1: Excitatory response). Stimuloimalla puolestaan sähköisesti antagonistilihaksen hermorataa (Stim 2: Median nerve) aiheuttaa se interneuronin välityksellä inhibitiota (Ia IN), joka esiintyy stimulaation jälkeisenä inaktiivisuutena agonisti lihaksessa (PSTH 2: Inhibitory response). (Rossi-Durand 2006).



Afferentteihin ratoihin kuten lihasspindelin Ia-afferenttiin vaikuttaa mm. pre-synaptinen inhibitio. Pre-synaptinen inhibitio tapahtuu interneuronin välityksellä ja signaalit voivat olla lähtöisin monista eri lähteistä. Ne vaikuttavat neurotransmitterin vapautumiseen Ia – afferentin synapsipäätteestä ja inhiboivat sen toimintaa. Pre-synaptisen inhibition on todettu vähenevän supistuvassa lihaksessa ja kasvavan inaktiivisissa lihaksessa. (Pierrot-Deseilligny & Mazevet 2000; Pierrot-Deseilligny 1997).

Renshaw'n soluiksi kutsutut interneuronit voivat aiheuttaa postsynaptisen inhibition. Ne ovat uniikkeja interneuroneja, jotka reagoivat  $\alpha$ -mn:n omaan aktiopotentiaaliin. Ne aiheuttavat inhibitiota  $\alpha$ -mn:ssa, gammamotoneuroneissa ja Ia-afferentin inhiboivassa interneuronissa. (Katz & Pierrot-Deseilligny 1998). Ne voivat siis inhiboida inhibitiota eli synnyttää resiprokaalisen inhibition vähenemistä ja ovat siten tärkeitä mm. koaktivaatiossa (Windhorst 2007).

Lihaskäänin lisäksi tärkeä sensorista signaalia tuova sensori on golgin jänne-elin eli Ib-afferentti. Se reagoi jännteeseen kohdistuvaan voimaan ja mm. inhiboi interneuronien välityksellä agonistilihaksen  $\alpha$ -mn allasta (Moore 1984). Ia- ja Ib-afferenttien ratojen lisäksi hitaammin toimivat II-afferentit eli sekundääriset spindelit ja III-IV-afferentit eli nivelreseptorit sekä aineenvaihduntatuotteisiin reagoivat signaalit osallistuvat liikkeiden säätelyyn. (Windhorst 2007). Spinaalisen ohjauksen tärkeimpiä tehtäviä ovat myös sentraalisten signaalien sekä afferenttien ratojen summaaminen  $\alpha$ -mn altaissa ja siten tahdonalaisten liikkeiden ohjaus lihaksille (Kuva 4). (Enoka 2008, 270).



KUVA 4 A: Tahdonalaisen lihassupistuksen kulku motoriselta kuorelta filamenteille. Lihassupistukseen tarvittavat hermo-lihasjärjestelmän vaiheet on esitetty sentraalisella (spinaalinen ja supraspinaalinen) sekä perifeerisellä tasolla. Proprioseptiset signaalit vaikuttavat keskushermoston kaikille osa-alueille. B:  $\alpha$ -mn altaaseen vaikuttavat afferentit ja efferentit radat. Molemmilla radoilla voi olla kahden tyyppisiä vaikutuksia altaan herkyyteen. Täysin mustat ympyrät ovat inhivoivia synapseja ja valkoiset eksitoivia. (Gandevia 2001).

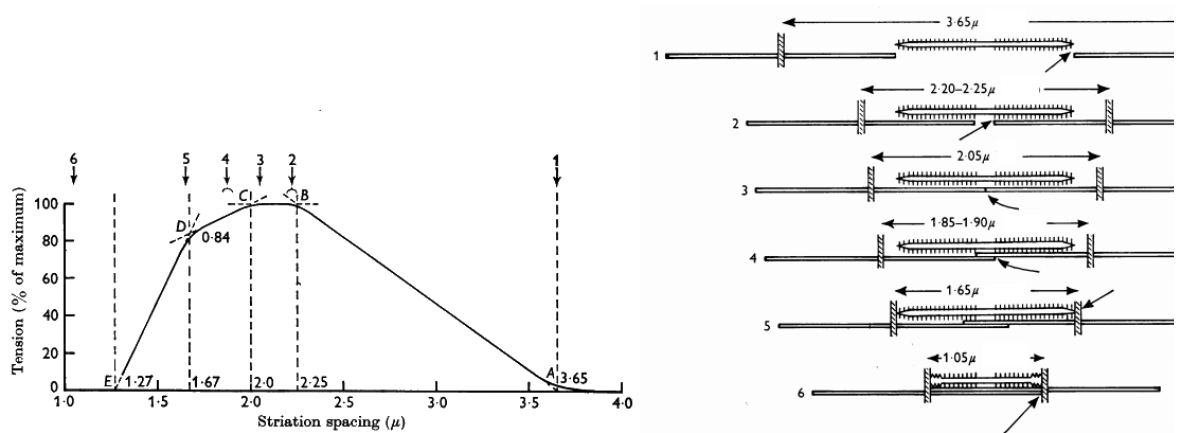
### 2.3 Lihaksen toiminta

Lihsrunko muodostuu eri-kokoisten säikeiden kimpuista ja niiden kalvoista. Se kiinnittyy kollageenisyistä muodostuneen jänteen avulla luuhun tai lihaskalvoon ja kulkee aina vähintään yhden nivelen yli. Lihsrunko koostuu kimpuista, jotka rakentuvat myofibrillien muodostamista säiekimpuista. Fiibereiden ympärillä on sarkolemma, jonka jatkeena oleva t-putkijärjestelmä ulottuu fibrillien väliin. Fibrillit muodostuvat sarkomeereistä, jotka ovat

pienimpiä toiminnallisia lihaksen yksiköitä. Fibrillejä ympäröi sarkoplasmaattinen kalvosto, joka toimii lihassupistukseen tarvittavan kalsiumionien varastona. Lihassupistuksen aikaan saama hermoimpulssi siirtyy lihaksen sisään sarkolemman ja aksonin väliin muodostuvan hermo-lihaspäättteen avulla. (Silverthorn 2007, 398-401;Enoka 2008, 205-208).

Aktiopotentialin saapuessa  $\alpha$ -mn:a pitkin motoriselle päätelevylle synapsipäätte vapauttaa asetyylikoliinia synapsirakoon. Asetyylikoliini kiinnittyy postsynaptiseen reseptoriin ja aiheuttaa postsynaptisen depolarisaation. (Lamb 2000). Tästä alkaa tapahtumasarja, jossa sähköinen stimulaatio muutetaan mekaaniseksi työksi. Depolarisaatioaalto siirtyy sarkolemman jatkeena toimivaa t-putkijärjestelmää pitkin säikeen sisään. Dihydropyridiinireseptori-molekyylit tunnistavat depolarisaatioaallon ja vapauttavat kalsiumioneita sarkoplasmaattiselta kalvolta. (Lamb 2000;Iino. 1999).

Sarkomeerissä kalsiumionit kiinnittyvät troponiiniin ja tropomyosiini siirtyy sivuun estämästä kontaktia. Aktiini- ja myosiinifilamenttien muodostamat poikittaisillat pääsevät aktivoitumaan. Myosiini kampeaa aktiinifilamenttia ja ne liukuvat myosiinifilamenttien ohitse. Liikkeen jälkeen sitoutunut adenosiinitrifosfaatti (ATP) hydrolysoituu ja vapauttaa myosiinin aktiinista. Myosiini sitoo uuden ATP-molekyylin ja palautuu alkuperäiseen asentoonsa. Filamentit voivat muodostaa tarvittaessa uuden sidoksen, jolloin liikettä saadaan jatkettua. Sarkomeerin pituus vaikuttaa voimantuottoon ja on parhaimmillaan keskipituuksilla filamenttien kosketuspinta-alan ollessa huipussa (Kuva 5). (Oosawa 1995;Huxley 1985;Julian ym. 1978;Gordon ym. 1966).



KUVA 5 Kuvaajassa on esitetty sarkomeerin filamenttien voimapituus suhde ja optimaali alueet verrattuna niiden välimatkaan. Filamenttien kosketus pinta-alan ollessa pieni (1) voimantuotto ei ole optimaalinen. Vastaavasti filamenttien mennessä liikaa lomittain ne eivät pääse liikkumaan tarvittavalla alueella (5-6), jolloin voimantuotto tippuu. (muokattu Gordon ym. 1966).

### 3 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄN ADAPTAATIO

Adaptoitumiskyky on hermo-lihasjärjestelmän keskeisiä ominaisuuksia. Ihmisliikettä tutkittaessa adaptaatiota voidaan tutkia lihasväsymystä eli akuuttia adaptaatiota tai harjoituksen aiheuttamaa kroonista adaptaatiota, jotka vaikuttavat tehoon ja/tai lihasvoimaa. (Enoka 1997). Neuraalista adaptaatiota tapahtuu voimakkaasti voimaharjoittelun ensimmäisten viikkojen aikana jolloin voima kasvaa suurelta osin ilman rakenteellisia, t.s. lihaskasvun vaikutusta (Hickson ym. 1994; Moritani & deVries 1979). Adaptaatiota tapahtuu molempiin suuntiin hermo-lihasjärjestelmän pyrkiessä sopeutumaan mahdollisimman hyvin vallitsevaan mekaaniseen ympäristöön. Adaptaatiota tapahtuu myös siirtovaikutuksena harjoittelemattomassa lihaksessa. Mm. Manca ym. (2015) osoittivat yhden jalan harjoituksen vaikuttavan molempien jalkojen dorsifleksion tehoon ja voimaan. Hermo-lihasjärjestelmän adaptaation on kuitenkin lihastyötavasta riippuvaa eli se on spesifistä ärsykkeelle. Rutherfordin & Jonesin (1986) tutkimuksissa esitettiin 12 viikon dynaamisen voimaharjoittelun vaikuttavan nostettaviin painoihin, jopa 160–200%:sesti isometrisen voiman kasvaessa vain 3–20%:a.

Lihassoima voi luonnollisesti myös laskea neuraalisen adaptaation vaikutuksesta. Tutkimuksissa on havaittu raajan immobilisaation aiheuttavan lihaksen atrofian (Adams ym. 1994; Berg ym. 1991) ja lihaksen tahdonalaisen aktivaatiotason pienentymistä (Lundby-Jensen & Nielsen 2008). Motoristen yksiköiden määrä laskee iän myötä, jolloin jäljelle jäävät yksiköt hermottavat useampia lihasfiibereitä ja erityisesti hitaat I-tyypin motoriset yksiköt lisääntyvät ja nopeat II-tyypin yksiköt vähenevät. (Lexell 1993; Morrison & Newell 2012).

Mertonin (1954) kehittämällä ”twitch interpolate” tekniikalla pystytään tutkimaan lihaksen hermostollisen aktivaation tasoa eli lihaksen aktivaation maksimaalisuutta. Koehenkilön suorittaessa maksimaalista lihassupistusta stimuloidaan lihaksen hermorataa elektrodin avulla. Voiman kasvaessa voidaan laskea tahdonalaisen ja stimulaation erotuksen avulla

saavutettu lihasaktivaatio. Strojnik (1995) totesi maksimaalisen suorituksen aikaisen tahdonalaisen aktivaation olevan koehenkilöstä riippuvaa ja eikä koehenkilöistä yksikään saanut 100%:sta voimantuottoa ilman stimulaatiota. Tahdonalaista aktivaatiota voidaan mahdollisesti parantaa erityisesti monimutkaisissa monta niveltä kattavissa liikkeissä (Cormie ym. 2011). Motoristen yksiköiden syttymistiheyden kasvulla ja rekrytointikyngnyksen laskulla (Van Cutsem ym. 1998) voidaan saada aikaiseksi voiman lisäystä harjoittelun myötä (Duchateau ym. 2006;McComas 1994;Enoka 1997). Tuplasytytyksillä voidaan saada isoja hetkittäisiä muutoksia syttymistiheyteen ja täten voimantuottoon sekä RFD-arvoon eli voimantuottonopeuteen. (Cormie ym. 2011). Häkkinen ja Komi (1983) tutkivat voimaharjoittelun vaikutuksia elektromyogrammiin (EMG) ja löysivät viitteitä syttymistiheyden kasvusta sekä nopeammasta yksiköiden rekrytoimisesta. Uudemmissa tutkimuksissa on saatu lisänäyttöä syttymistiheyden ja voimaharjoittelun yhteyksistä (Leong ym. 1999). Van Cutsem ym. (1998) todistivat lihaksen sisäisen EMG:n avulla, että dynaamisella harjoittelulla on mahdollista saavuttaa maksimaalisen syttymistaajuuden kasvua ja tuplasytytyksien lisäystä.

Motorisen kontrollin kehitystä tapahtuu niin antagonistilihasen inhibitiolla, kuin synergisti lihasen aktivaatiollakin (McComas 1994;Duchateau ym. 2006;Enoka 1997). Carolan ja Cafarelli (1992) osoittivat antagonistilihasen koaktivaation vähenevän isometrisen harjoittelun myötä ilman agonistilihasen integroidun EMG:n muutoksia. Niin ikään motoristen yksiköiden synkronisaatiolla eli motorisen yksikön toisistaan riippuvalla syttymisellä (De Luca ym. 1993) on löydetty yhteyksiä hienomotoriseen säätelyyn (Semmler & Nordstrom 1998;Semmler 2002). Monia hermo-lihasjärjestelmän adaptaation mekanismeja tutkitaan stimuloitujen refleksivasteiden avulla (Enoka 1997). Sale ym. (1983) tutkivat MVC:n aikaisen stimulaation vaikutuksia V-aaltoihin. He esittivät voimaharjoittelun aiheuttaman V-aaltovasteen kasvun perusteella V-aallon kertovan motoristen yksiköiden aktiivisuudesta. Myöhemmin Aagaard ym. (2002a) osoittivat voimaharjoittelun kasvattavan MVC:n aikaista H-refleksiä ja V-aaltovastetta. Tulosten perusteella voimaharjoittelulla saadaan siis herkistettyä  $\alpha$ -mn-allasta motorisen ohjauksen kasvulla ja/tai presynaptisen inhibition vähenemisellä. Sittemmin Holtermann ym. (2007)

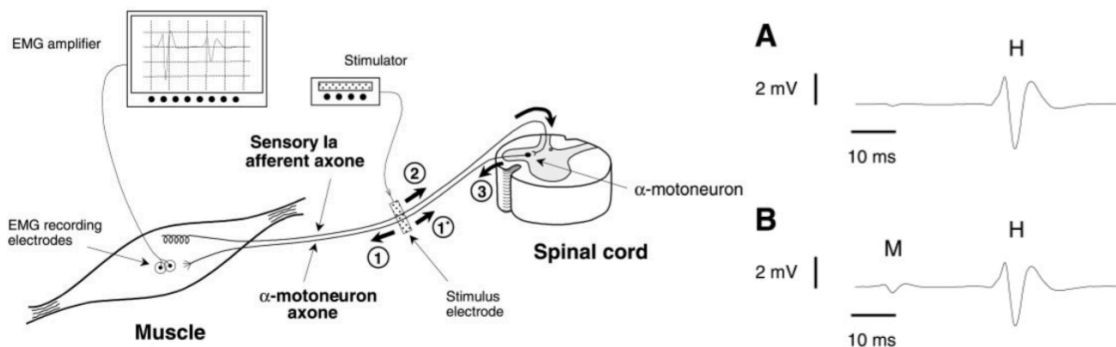
osoittivat H-refleksin korreloivan positiivisesti voimaharjoittelun aiheuttamaan voimantuoton nopeuden kasvuun.

### 3.1 Akuutti adaptaatio

Hermo-lihasjärjestelmä adaptoituu toistuvaan lihasväsymykseen. Väsymys määritellään suorituksen aikaisen voimantuoton vähenemisellä (Ranieri & Di Lazzaro 2012). Yksittäisen harjoituksen adaptaatiomekanismin paikallistamiseen voidaan mitata harjoituksen aikaisia akuutteja muutoksia lihasväsymystä kuvaavissa muuttujissa. (Boyas ja Guével 2011;Enoka & Stuart 1992). Akuutteja lihasväsymysmekanismeja voidaan tutkia vertailemalla harjoitusta edeltävä ja välittömästi harjoituksen jälkeen mitattujen suorituksien eroja (Barry & Enoka 2007). Lihasväsymys vaikuttaa uusien motoristen yksiköiden rekrytoimiseen ja jo rekrytoitujen yksiköiden syttymistiheyden kasvuun suorituksen aikana (Moritani ym. 1986;Moritani ja Muro 1987). Hapensaannin (Moritani ym. 1992) ja glykokeenivarastojen on myös todettu vaikuttavan motoristen yksiköiden rekrytointiin. Osborne ja Schneider (2005) osoittivat tutkimuksessaan glykokeenivarastojen loppumisen vaikuttavan nopeiden II-tyyppin yksiköiden lisärekrytoimiseen submaksimaalisessa suorituksessa.

Hermo-lihasjärjestelmässä lihasväsymyksen voi luokitella kahteen pääluokkaan: sentraaliseen ja perifeeriseen. Perifeeriseen väsymykseen liittyy hermo-lihaspäätteen vajaatoiminta, ATP:n vähyys sekä kuona-aineiden akkumulaatio lihassolujen välitilassa ja itse lihassoluissa. Perifeerisen väsymyksen merkkejä voidaan havaita lihaksen supistuvissa elementeissä, jolloin ne eivät pysty tuottamaan voimaa vaikka supistumiskäskey on riittävä. (Boyas & Guével 2011). Akuutti perifeerinen väsymys voidaan todeta M-aallon muutoksilla, jonka on todettu liittyvän aksonein johtumisnopeuteen (Lindstrom ym. 1977) ja hermo-lihasliitoksen toimintaan (West ym. 1996). Uudemmissa tutkimuksissa M-aallon muutoksien on osoitettu johtuvan lähinnä lihassolukalvon johtumisnopeuden heikkenemisestä (Juel 1988;Shields ym. 1998). Supistuvien elementtien väsymystä voidaan tutkia myös stimuloitun lihasnykäyksen aiheuttamina muutoksina lihaksen toimintaan ja voimaan (Lepers ym. 2000).

Sentraalisessa väsymyksessä  $\alpha$ -mn-altaan tai lihaksen aktivaatio heikkenee (Gandevia 2001). Sentraalista väsymystä voidaan tutkia. ”Twitch interpolate”-menetelmällä (Merton 1954), jolla voidaan selvittää lihasväsymyksen vaikutuksia tahdonalaisen aktivaatioon. Spinaalista väsymystä voidaan tutkia perifeerisen hermon sähköstimulaatiolla, jolloin matalilla amplitudeilla saadaan eristettyä stimulaatio sensoriseen Ia-afferenttiin rataan. H-refleksin (Kuva 6: A) avulla voidaan tutkia  $\alpha$ -mn altaan herkkyyttä ja siten lihasväsymyksen sentraalista komponenttia. Korkeammilla amplitudeilla suoraan lihasta ohjaava hermorata aktivoituu ja synnyttää myös M-aallon (Kuva 6: B), jolla voidaan tutkia perifeeristä väsymystä. (Palmieri ym. 2004:Aagaard ym. 2002a).



KUVA 6 Sähköstimulaattorin ja EMG-vahvistimen avulla voidaan tutkia lihakselle saapuvia aktiopotentiaaleja. Stimuloitaessa perifeeristä hermorataa matalilla amplitudeilla vain Ia -afferentti rata aktivoituu (2), joka aktivoi  $\alpha$ -mn altaan motorisista yksiköistä (3), jolloin vain ns. H-refleksi vaste näkyy (A). Stimulaatio intensiteetin kasvaessa myös lihasta ohjaava hermorata aktivoituu (1) ja ns. M-aalto alkaa näkyä (B). Amplitudia kasvatettaessa H-refleksi vaste alkaa kadota (B) ja M-aalto kasvaa kunnes se saavuttaa maksimaalisen arvon. M-aallon saavuttaessa maksimiarvon on kaikki  $\alpha$ -mn altaan motoriset yksiköt rekrytoitu ja stimulaation intensiteetillä ei voida enää vastetta kasvattaa (Aagaard ym. 2002a).



Transkraniaalisella magneettistimulaatiolla (TMS) voidaan aktivoida supraspinaalisia aivokuoren alueita, mm. aktivoida primäärinen aivokuori ja siten kortikospinaalirata (Temesi ym. 2014; Girard ym. 2013). TMS:än ja perifeerisen sähköstimulaation avulla voi jakaa sentraalisen väsymyksen supraspinaaliseen ja spinaaliseen komponenttiin (Ranieri & Di Lazzaro 2012).

Väsymyskomponenttien eristämiseksi täytyy siis käyttää sentraalisen sekä perifeerisen väsymyksen yhdistelmämittauksia, kuten tahdonalaisen maksimaalinen aktivaation laskentaa hermostimulaatiolla ja M-aaltoa. Enoka ja Stuart (1992) luokittelivat siihen mennessä tehtyjen tutkimuksien perusteella väsymysmekanismeihin vaikuttavat tekijät neljään luokkaan: työtehtävän spesifisyys, voima-väsymyssuhde, lihasviisuus ja työntuntemus. Sittemmin Barry ja Enoka (2007) lisäsivät uusien tutkimuksien myötä suorituksen epäonnistumisen yhdeksi tekijäksi. Näiden mekanismien perusteella väsymyksen tapa ja paikka vaihtelevat, joten niitä voidaan hyödyntää tutkittaessa hermo-lihasjärjestelmän akuutteja vasteita.

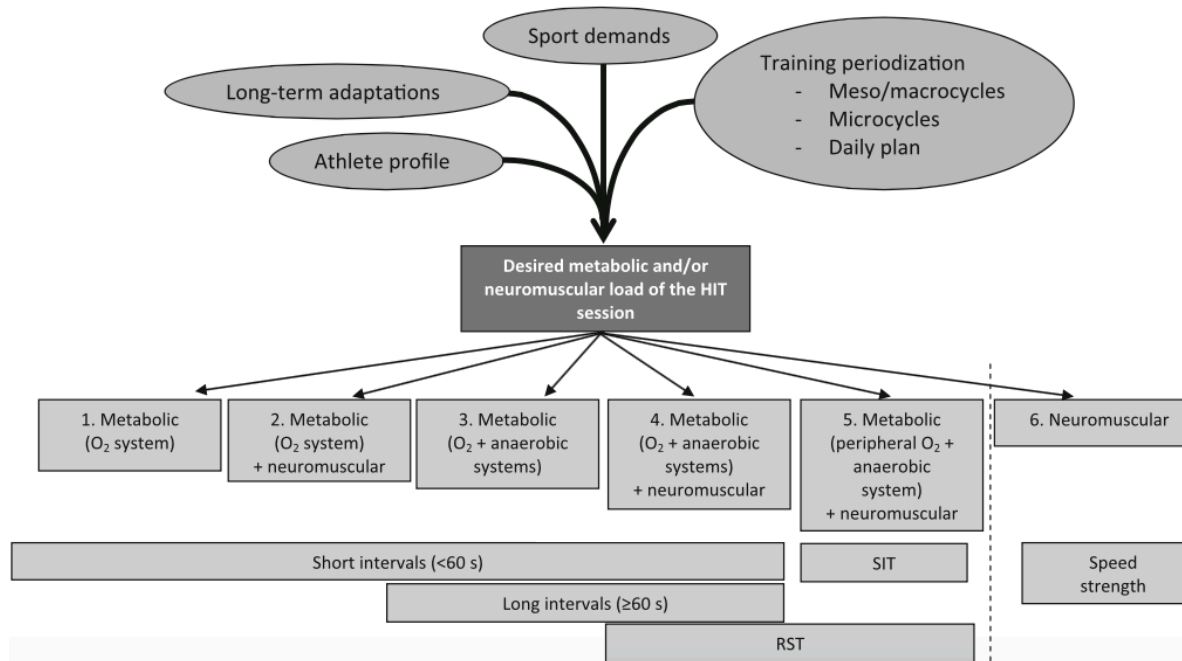
### **3.2 Korkeaintensiteettinen intervalli harjoittelu (HIIT)**

HIIT-harjoittelu mielletään yleensä korkean intensiteetin intervalli-harjoitteluksi sen enempää määrittelemättä jaksojen pituuksia. Sen vasteissa on kuitenkin suuria eroja (Gist ym. 2014), siksi on tärkeää määritellä kohderyhmä ja sen tarpeet ennen harjoituksen suunnittelua. Harjoittelu koostuu monelle lajille ominaisista lyhyistä intensiivisistä suoritteista. Suoritteet voivat olla sekunneista useisiin minuutteihin ja niitä seuraa lepo tai matalan intensiteetin aktiivisen palautumisen jakso. (Buchheit & Laursen 2013a; Buchheit & Laursen 2013b). Harjoittelussa saadaan aikaiseksi määrällisesti enemmän korkean intensiteetin kuormitusta, kuin jatkuvassa harjoitteessa ja siten pienemmällä ajankäytöllä sama adaptaatio (Tschakert & Hofmann 2013).

Harjoittelua voidaan säätää urheilijan tarpeiden mukaan ja tällä tavoin saada monipuolisia vasteita ohjelmasta riippuen niin hermostollisella kuin fysiologisellakin tasolla (Kuva 7). Harjoitteita voidaan suorittaa lajinomaisesti mm. pyöräillen (Girard ym. 2013; Villerius ym. 2008; Creer ym. 2003; Jemma 2005). Siihen voidaan lisätä myös elementtejä esimerkiksi juoksemalla mäessä (Barnes ym. 2013) tai lisäämällä juoksuun sunnanmuutoksia (Hader ym. 2014). Korkean intensiteetin suoritteissa on suuri loukkaantumisriski, joten niiden suunnittelussa tulee huomioida suorittajan fyysinen kunto, tausta ja tämän hetkinen rasitus. (Buchheit & Laursen 2013a).

Åstrand ym. (1960) osoittivat suorituksen intensiteetin ja palautumisjakson pituuden olevan päätekijät akuuteissa vasteissa. Tschakertin ja Hofmannin (2013) esittivät, että harjoitteluun vaikuttavat komponentit voidaan jakaa viiteen pääkomponenttiin: suorituksen huipputeho, huipputehonaika, palautumisen teho, palautumisjakson aika sekä suorituksen keskiteho. Näiden komponenttien perusteella voidaan määrittellä harjoittelun aiheuttamat vasteet ja siten vaikuttaa pitkäaikaisiin harjoitusvasteisiin.

Buchheit ja Laursen (2013b) totesivat siihen mennessä tehtyjen tutkimuksien perusteella hermo-lihasjärjestelmän vasteiden vaihtelevan huomattavasti. Perifeerisen väsymyksen ollessa dominantti alle minuutin ja/tai submaksimaalisessa ( $\leq 120\%$  VO<sub>2</sub>max) harjoitteessa (Perrey ym. 2010; Lattier ym. 2004). Sentraalinen väsymys vaikuttaa puolestaan yli 30 sekunnin (Racinais ym. 2007b) ja/tai maksimaalisen (Hader ym. 2014; Goodall ym. 2015; Racinais ym. 2007a; Tomazin ym. 2012) kuorman suoritteissa. HIIT-harjoittelussa olevien komponenttien määrästä johtuen vasteet voivat kuitenkin vaihdella huomattavasti, jos useampaa kuin yhtä komponenttia muutetaan. Väsymyksen vaikutuksia ei voida kuitenkaan luokitella joko sentraaliseksi tai perifeeriseksi vaan yleensä aina on kyseessä yhdistelmä molempia.



KUVA 7 HIIT-harjoittelussa huomioitavat tekijät luokiteltuna vasteiden mukaan. (muokattu Buchheit & Laursen 2013a).

### 3.2.1 Lihäsväsymysmekanismit HIIT:ssä

Sentraalisia vasteita korkeaintensiteettisessä harjoittelussa saadaan aikaiseksi maksimaalisissa ja pidempikestoisissa suorituksissa (Buchheit & Laursen 2013b; Decorte ym. 2012). Sentraalisen väsymyksen vasteiden on oletettu alkavan erityisesti intervalli suorituksen jälkimmäisellä puoliskolla lähempänä uupumusta (Decorte ym. 2012; Pearcey ym. 2015). Goodall ym. (2015) kuitenkin osoittivat sentraalisen väsymyksen komponentin olevan läsnä heti ensimmäisistä hermostollisen väsymyksen merkeistä asti. HIIT-harjoittelun akuutit sentraaliset vasteet ovat moninaisia ja niitä voidaan havaita voimantuoton nopeudessa (Hader ym. 2014; Buckhorpe ym. 2014), tahdonalaisen aktivaatiotason tippumisessa (Racinais ym. 2007b; Goodall ym. 2015; Racinais ym. 2007a; Ross ym. 2001) ja refleksivasteissa (Racinais ym. 2007b). Vasteita voidaan saada

esille niin supraspinaalisella (Goodall ym. 2015; Racinais ym. 2007a) kuin spinaalisellakin tasolla (Hader 2014; Racinais ym. 2007b). Sentraalinen vaikuttaa enemmän räjähtävään suoritteeseen kuin maksimaaliseen voimantuottoon (Buckthorpe ym. 2014).

Hader ym. (2014) tutkivat kevennetyn hypyn ja pudotushypyn sekä EMG:n avulla maksimaalisten lyhyiden suorituksien vaikutusta voimantuoton nopeuteen. Heidän päätelmiensä mukaan voimantuoton hidastuminen pystyttiin selittämään  $\alpha$ -mn-altaan herkkyyden muutoksilla. Racinais ym. (2007b) löysivät vastaavia tuloksia submaksimaalisessa pidempikestoisessa intervalliharjoitteessa. He päättelivät ärtyvyyden alentumisen johtuvan pidempikestoisen väsymyksen aiheuttamasta III-IV-afferenttien pre-synaptisesta inhibitiosta. Racinais ym. (2007a) käyttivät lyhyttä maksimaalista intervallijuoksuharjoitetta ja osoittivat sentraalisen väsymyksen olevan osa MVC:n tippumista käyttämällä tahdonalaista aktivaatiotasoa ja RMS/M-aalto suhdetta. Sitten Goodall ym. (2015) eristivät tutkimuksessaan lyhyen maksimaalisen intervallijuoksuharjoitteen aiheuttamat sentraaliset ja perifeeriset vasteet yhdistämällä transkraniaalstimulaation sekä hermostimulaation tulokset. He pystyivät eristämään sentraalisen väsymyksen supraspinaaliselle tasolle ja osoittivat sentraalisen väsymyksen olevan 2/3 akuutista vaikutuksesta MVC:iin.

Sentraalisten vasteiden lisäksi korkeaintensiteettinen intervalli-harjoittelu aiheuttaa perifeeristä väsymystä. Harjoituksen aiheuttamaa perifeeristä väsymystä on tutkittu Maallon muutoksilla (Billaut ym. 2013; Racinais ym. 2007b; Decorte ym. 2012; Buckthorpe; Lattier ym. 2004) ja yksittäisen stimuloidun lihasnykäyksen komponenttien muutoksilla (Pearcey ym. 2015). HIIT-harjoittelun aiheuttamat perifeeriset vasteet keskittyvät matalataajuuksiseen väsymykseen (Skof ja Strojnik 2006; Perrey ym. 2010) vaikka korkeataajuuksistakin väsymystä on havaittu (Perrey ym. 2010). HIIT-harjoittelussa sitä on selitetty sarkoplasmaattisen kalvoston kalsiumionin vapautumisen vähenemisellä sekä fibrillien kalsiumionien herkkyytilan muutoksilla (Buckthorpe ym. 2014; Goodall ym. 2015; Pearcey 2015; Lattier ym. 2004), joka vaikuttaa poikittaissiltojen toimintaan (Allen ym. 2008). Kalsiumionien vapautumiseen vaikuttaa puolestaan veren

pH:n aleneminen, joka voi johtua kuona-aineiden akkumulaatiosta (mm. fosfaatit ja vetyionit). (Skof & Strojnik 2006).

### 3.2.2 HIIT:n harjoitusvaikutukset

Akuutteja vasteita syntyy siis niin perifeeraalisesti kuin sentraalisestikin. Kuten akuutit vasteet, luonnollisesti harjoitusvaikutuksetkin ovat moninaisia riippuen harjoitteen komponenteista. HIIT-harjoittelulla saadaan nopeasti tuloksia lyhyellä harjoitteluajalla moniin vasteisiin. Lyhyiden räjähtävien suoritteiden on osoitettu voimaharjoittelussa tuottavan hermostollista adaptaatiota (Häkkinen ym. 1985). Lyhyen intervallin HIIT-harjoitteiden ollessa hyvin samankaltaisia suorituksia, voidaan olettaa hermostollista adaptaatiota tapahtuvan myös räjähtävien suoritteiden vasteissa. Sentraalisen väsymysmekanismin ollessa dominantti komponentti (Goodall ym. 2015) tukee se edelleen räjähtävän voimantuoton adaptaatiota (Buckthorpe ym. 2014). Ross ym. (2001) esittivät HIIT-harjoittelun hermostollisen adaptaation tapahtuvan liikkeiden oppimisessa, aksonin johtumisnopeuden kasvussa, lihasspindelien herkkyytenä, lihaksien hermotuksen paranemisena sekä muutoksina motoristen yksiköiden rekrytoimisessa ja syttymistiheydessä.

Sittemmin lyhyen 3-6 viikon harjoittelujakson aiheuttamia harjoitusvasteita on saatu esille mm. juoksun nopeutumisenä (Sperlich ym. 2011a), kevennetyn- ja keventämättömän hypyn kasvuna (Barnes ym. 2013; Faude ym. 2013), inkrementaalisen juokсутestin huippunopeuden kasvuna (Faude ym. 2013; Kohn ym. 2011; Naimo ym. 2015), lajinomaisen nopeuden kasvuna (Fernandez-Fernandez ym. 2012; Wells ym. 2013; Naimo ym. 2015), suorituksen tehon kasvuna (Naimo ym. 2015; Delahunt ym. 2013; Creer ym. 2003; Dellal ym. 2012) sekä nopeuskestävyytenä (Edge ym. 2005; Fernandez-Fernandez ym. 2012).

Creer ym. (2003) osoittivat EMG:an avulla 4 viikon intensiivisen sprinttiharjoittelun (30 s) vaikuttavan pyöräilijöiden motoristen yksiköiden rekrytoimiseen, syttymistiheyteen ja synkronisaatioon. He totesivat sen vaikuttavan vastus lateralisen EMG:an

mediaanitaajuuteen laskevasti ja RMS-arvoon nostavasti. Tulokset viittaavat synkronisaation kasvuun, joka parantaa suorituksen koordinaatiota ja tehokkuutta. Harjoittelun aiheuttama tehon kasvu voi viitata myös motoristen yksiköiden lisärekrytointiin.

Jemma ym. (2005) totesivat kestävyysurheilijoiden hyötävän jo 3 viikon HIIT-harjoittelusta. Heidän tutkimuksessaan pyöräilijät muuttivat 15 %:a normaalista kestävyysharjoittelusta pitkän intervallin (5 min) HIIT-harjoitteluksi. EMG:n spektrin muutoksien perusteella he päättelivät harjoittelun vaikuttavan uusien hitaiden motoristen yksiköiden rekrytointiin tehostaen pitkäkestoista suorituksista. Wells ym. (2013) esittivät ammattilaisjalkapalloilijoille tehdyn tutkimuksessaan lajille tyypillisten suoritusten paranevan lisäämällä HIIT-harjoittelukomponentin (intervalli  $\leq 60$  s) normaalien harjoitusten lisäksi. Koehenkilöiden anaerobinen teho, maksimijuoksunopeus sekä juoksukestävyys kaikki paranivat huomattavasti.

Kuten monissa edellä mainituissa tutkimuksissa esitettiin, lyhyen harjoitusjakson HIIT vaikuttaa suorituksen tehoon, kevennettyyn hyppyyn sekä sprinttinopeuteen, jonka on todettu liittyvän lihaksen aktivaatiotasoon ja rekrytointi strategioihin (Bishop ym. 2011). Koska kestävyysharjoitteen on osoitettu pienentävän räjähtävää voimantuottoa (Häkkinen ym. 2003) sekä HIIT-harjoittelun on osoitettu myös parantavan mm. aerobista suorituskyykyä (Gist ym. 2014; Fernandez-Fernandez ym. 2012), voidaan räjähtävyyttä vaativissa anaerobisissa teholajeissa osa jatkuvasuoritteista harjoitteista korvata HIIT-harjoittelulla. Näin voidaan parantaa myös maksimaalista hapenottokykyä vaikuttamatta räjähtävyyteen (Naimo ym. 2015). Tärkeää on kuitenkin muistaa hermostollisen adaptaation spesifisyys (Enoka ja Stuart 1992). Dynaamisilla suoritteilla kuten räjähtävät lyhytkestoiset intervallit saadaan vaikutuksia vastaaviin suoritteisiin, kun puolestaan pidempikestoisilla intervaleilla saadaan myös aerobisia hyötyjä (Kuva 7). Kuten missä tahansa harjoituksessa myös HIIT-harjoittelun tarkoituksena on saada positiivisia vaikutuksia lajinomaisiin piirteisiin. Vaikutuksia tutkittaessa ja suunnitellessa tulee muistaa siis koehenkilöille tavoiteltavat vasteet ja lajin vaatimukset.

## 4 KOMPRESSIOSUKAT

Valmentajat ja urheilijat ovat hyvin kiinnostuneita suoritusta parantavista ulkoisista tekijöistä kuten ruoka, hieronta ja lisääineet. Luonnollisesti myös erilaiset uudet asusteet ja niiden mukana kompressioasusteet ovat nousseet etenkin viime vuosina urheilijoiden sekä tutkijoiden tietoisuuteen. (Bottaro ym. 2011).

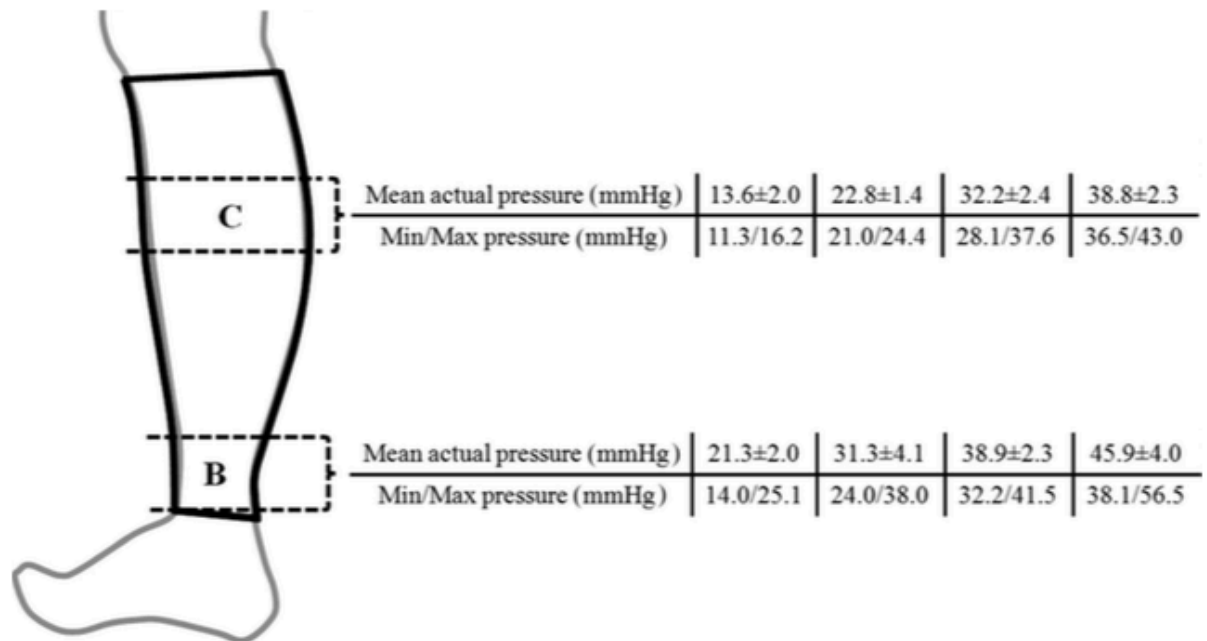
### 4.1 Kompressiosukkien toimintaperiaate

Kompressiosukat nostavat lihaksen sisäistä painetta painaen verisuonia kasaan, tehostaen alaraajojen laskimoverenkiertoa, laktaatin poistumista (Faulkner ym. 2013;Chatard ym. 2004) ja lihaksen hapensaantia (Agu ym. 2004). Kasvanut paine tukee lihasta, vähentäen ylimääräistä liikettä, sekä epämiellyttävyyden tunnetta tehostamalla ”lihaspumppujen” toimintaa ja siten perifeeristä verenkiertoa (Ali ym. 2011;Ali ym. 2010).

Liikkeiden aiheuttaman lihaksen ylimääräisen oskillaation vähenemisellä saadaan mahdollisesti vähennettyä siitä syntyviä kudonvaurioita ja vapaan kreatiinin määrää (Bieuzen ym. 2014), sekä siten vähennettyä myös syntyvää viivästynyttä lihaskipua eli DOMS-ilmiötä (Ali ym. 2007;Hamlin 2012). Kompressiosukat eivät kuitenkaan vaikuta veren laktaattikonsentraatioon välittömästi suorituksen jälkeen (Sperlich ym. 2009;Vercruyssen ym. 2014), mutta tehostavat laktaatin poistumista palautumisen aikana (Chatard ym. 2004).

Sukkien paineluokkia on 0:sta 40:een mmHg:hen graduaalisella paineella, joka laskee distaalisesta proksimaaliseen tai tasaisella paineella nilkasta polveen asti (Kuva 9). Graduaalisilla sukilla on esitetty olevan tehokkaampi vaikutus verenkiertoon (Lawrence & Kakkar 1980). Tasaisen paineen sukissa kuitenkin paine pystytään paremmin pitämään koko jalan mitalta. Varsinkin kaupallisissa graduaalisen paineen sukissa on huomattu suuria eroja ilmoitettuun paineeseen (Davies ym. 2009), joka luultavammin johtuu eri tyyppisistä jalan

muodoista. Paineluokat voivat aiheuttaa moninaisia muutoksia sukkiin tuomissa hyödyissä ja aiheuttaa negatiivisia vaikutuksia. Eri paineilla on huomattu eroja mm. verenkierron nopeuksissa (Lawrence & Kakkar 1980), lihaksen hapensaannissa (Agu ym. 2004) sekä intramuskulaaripaineissa (Murthy ym. 1994). Liian kireät sukat voivat aiheuttaa kapillaarien puristumista kasaan siten vähentää lihaksen hapensaantia ja aiheuttaa väsymyksen tunnetta sekä kuona-aineiden kertymistä (Miyamoto ym. 2011). Graduaalisen paineen sukilla on todettu myös nesteen kertymisen vähenevän juoksuosuorituksen jälkeen (Bovenschen ym. 2013).



Kuva 8 Tasaisen paineen sukat ja niistä mitatut keskipaineet sekä maksimi- ja minimipaineet nilkasta (B) ja pohkeen (C) paksuimmasta kohdasta. (Sperlich ym. 2011b)



## **4.2 Kompressiosukkien vaikutus hermo-lihasjärjestelmän adaptaatioon**

Kompressiosukilla pyritään vaikuttamaan aineenvaihdunnan paranemiseen ja siten mm. perifeerisen happamuuden sietokykyyn. Kompressiovaatteiden vaikutuksista hermo-lihasjärjestelmään on tehty rajoitetusti tutkimuksia ja niiden tuloksissa on paljon ristiriitaisuuksia. Bottaro ym. (2011) totesivat katsauksessaan vain palautumisesta olevan tarpeeksi samansuuntaisia positiivisia tuloksia. Uudemmat tutkimukset ovat kuitenkin osoittaneet suorituskykyyn vaikuttavia tekijöitä.

Kraemer ym. (1996) olivat ensimmäisiä, jotka osoittivat kompressiolla olevan vaikutusta hermo-lihasjärjestelmän toimintaan peräkkäisissä hyppyissä. He esittivät keskitehon parantumisen johtuvan proprioseptisten signaalien tehostumisesta. Proprioseptisten signaalien vahvistuminen puolestaan voi vaikuttaa pre-synaptisen inhibition pienentymiseen ja siten selkärangan herkkyyteen (Iles 1996). Born ym. (2014) totesivat kompressiohousujen vaikuttavan myös intervalli juoksukestävyYTEEN. Miyamoto ym. (2011) ovat yksiä harvoista, jotka ovat käyttäneet EMG:aa tutkiessaan graduaalisen paineen kompressiosukkien vaikutuksia harjoitukseen. Koehenkilöt suorittivat sarjan varpailleen nousuja, jonka jälkeen mitattiin välittömästi MVC ja tahdonalainen aktivaatio sekä stimuloitu vääntö. He totesivat akuutin väsymyksen olevan perifeeristä ja korkeamman paineen (30 mmHg) sukan vähentävän akuuttia hermostollista lihasväsymystä.

Ali ym. (2011) tutkivat eri graduaalisten paineluokkien vaikutusta hyvin harjoitelleiden juoksun suorituskykyyn käyttäen kevennettyä hyppyä. He totesivat matalapaineisten sukien (12-21 mmHg) auttavan ylläpitämään jalkojen lihasvoimaa, mutta korkeapaineisilla sukilla ei ollut vaikutusta perifeerisen väsymykseen. Vaikka osa tutkimuksista puoltaa sukien hermo-lihasjärjestelmän positiivisia vaikutuksia mm. Duffield ym. (2010) totesivat, ettei kompressiosukilla ole vaikutusta perifeeriseen eikä sentraaliseen väsymykseen juoksu-intervalliharjoitteessa. He eivät kuitenkaan maininneet tutkimuksissaan paineen tyyppiä ja paine ilmoitettiin hyvin lavasti (10-30 mmHg).

Vercruyssen ym. (2014) totesivat ettei, tasaisen paineen (18 mmHg) kompressiosukista ollut hyötyä maastojuoksijoiden suorituskykyyn neuraalisesti eikä aineenvaihdunnallisesti.

Vaikka suorituskykyyn vaikuttavissa tekijöissä on ristiriitaisuuksia, on hyvää näyttöä proprioseptisten sensorien tehostumisesta kompression vaikutuksesta (Kraemer ym. 1996) sekä perifeerisen väsymyksen vähenemisestä lyhyissä suorituksissa (Miyamoto ym. 2011; Ali ym. 2011). Kompressiosukkien vaikutuksista hermo-lihasjärjestelmän kroonisiin vasteisiin on tutkittu vähän. Akuuttien vasteiden perusteella kuitenkin voidaan päätellä kompression vaikutusten tulevan lyhyiden suorituksien tehostumisessa kuten hyppyt (Kraemer ym. 1996; Doan ym. 2003) ja peräkkäisten sprinttien (Born ym. 2014) sekä suorituksien välisessä palautumisessa laktaatin akkumulaation vähenemisellä (Chatard ym. 2004; Faulkner ym. 2013). Näiden tuloksien sekä perifeerisen väsymyksen vähenemisen (Miyamoto ym. 2011; Ali ym. 2011) perusteella voidaan olettaa graduaalisen paineen sukkien vaikutusten kohdistuvan tehostettuun harjoitukseen, jolloin harjoituksen aiheuttamat vasteet korostuvat erityisesti perifeerisissä väsymystiloissa sekä räjähtävissä suoritteissa.

## 5 JÄÄKIEKKOILIJAN FYYSISET OMINAISUUDET

Jääkiekkoilijan harjoitusohjelmaa ja sen vasteita tulee ottaa huomioon urheilijan fyysiset ominaisuudet, harjoitustarpeet sekä rajoitettu harjoitusaika. Erityisesti pääasiallisen fysiikkaharjoituskauden ollessa vain kesän pituinen.

Jääkiekko on intensiivinen intervallilaji, jossa monet fyysiset ominaisuudet ovat pohjana jäällä tapahtuvaan suoritukseen. Erityisesti anaerobisen suorituskyvyn ja jalkojen nopeusvoiman on osoitettu korreloivan negatiivisesti varausnumeroon kansallisessa jääkiekkoliigassa (NHL). Jään ulkopuolista suorituskykyä pidetäänkin tärkeänä mittarina arvioitaessa jääkiekkoilijan potentiaalia. (Burr ym. 2008). Näiden lisäksi monet muut tekijät yhdessä luovat kokonaisuuden, jota mitataan arvioitaessa pelaajien suorituskykyä. Potteiger ym. (2010) osoittivat, että fysiologisten ominaisuuksien kuten rasva %:n korreloivan negatiivisesti ja anaerobisen voiman korreloivan positiivisesti luistelutehokkuuteen. Behm ym. (2005) ja Farlinger ym. (2007) puolestaan osoittivat luistelunopeuden korreloivan suoraan 40 jaardin (35 m) juoksunopeuteen. Myös Peyer ym. (2011) osoittivat spurtin ja jalkavoiman korreloivan positiivisesti valmentajan arvioimaan pelisuoritukseen.

Vaikka jääkiekko on pääasiassa anaerobista suorittamista, on aerobisella suorituskyvyllä oma roolinsa. Aerobisella suorituskyvyllä (Vo<sub>2</sub>max) ei ole osoitettu yhteyttä anaerobiseen palautumiseen (Carey ym. 2007). Jääkiekossa kuitenkin vaihdot voivat venyä, ja aerobisen suorituskyvyn on osoitettu korreloivan positiivisesti perättäisten luistelusuorituksien aiheuttamaan väsymysindeksiin (Fatigue Index) (Stanula ym. 2014). Ruumiinrakenteeltaan huippupelaajien on osoitettu olevan kauttaaltaan voimakkaampia, painavampia sekä alhaisemman rasvaprosentin omaavia (Ransdell ym. 2013;Potteiger ym. 2010).

## 6 TUTKIMUS

### 6.1 Tutkimuksen tarkoitus

Tämän tutkimuksen tavoitteena oli selvittää lyhytkestoisen HIIT-harjoittelun ja kompressiovaatteiden yhdistelmän vasteet suorituskykyyn ja hermo-lihasjärjestelmän vasteisiin. HIIT-harjoittelulla tarkoitetaan tässä työssä 30 s suoritteita 4 minuutin palautumisjaksolla täydellä teholla ylämäkeen, jonka keskikaltevuus oli 9.5 % suorituksen määrän ollessa 6 per harjoituskerta. Harjoituskertoja oli 2 kertaa viikossa 2 ½ viikon ajan. Tutkimuksessa mitattiin räjähtävään voimantuottoon ja suorituskykyyn vaikuttavia hermo-lihasjärjestelmän vasteita ennen ja jälkeen harjoitusjakson. Voimantuotonnopeuteen ja maksimaaliseen voimantuottoon vaikuttavia tekijöitä tutkittiin selkäydintason vasteiden (H-refleksi) sekä keskushermostovasteiden (V-aalto) avulla. Koehenkilöitä mitattiin myös lihasaktiivisuus laboratoriossa tehtyjen mittauksien aikana, jolla voitiin määrittää harjoituksen aiheuttamat lihasten aktiivisuuden muutokset.

### 6.2 Tutkimusongelmat ja hypoteesit

**Tutkimusongelma 1.** Kuinka kompressiovaatteiden käyttö vaikuttaa HIIT-harjoittelun harjoitusvaikutuksiin ja niitä selittäviin neuromuskulaarisiin vasteisiin, kuten  $\alpha$ -mn altaan herkkyyden (H-refleksi), motorisen ohjauksen (V-aalto) sekä koaktivaation (antagonisti/agonisti suhde) muutoksiin?

**Hypoteesi tutkimusongelmaan 1.** Lyhytkestoisen maksimaalisen HIIT-harjoittelun on todettu parantavan räjähtävää suorituskykyä mm. luistelu- (Naimo ym. 2015) ja juoksunopeutta (Sperlich ym. 2011a) sekä hyppyjä (Barnes ym. 2013;Faude ym. 2013). Kompression on todettu vähentävän lihasväsymystä (Miyamoto ym. 2011;Ali ym. 2011) sekä tehostavan lihaksen verenkiertoa (Chatard ym. 2004). Edellä mainittujen löydösten

sekä palautumisen tehostumisen (Chatard ym. 2004; Hamlin ym. 2012) vuoksi oletus oli, että harjoitteet tehostuvat ja harjoitusten vasteet korostuvat. Harjoituksen vaikutuksena oletuksena on H-refleksin ja V-aallon kasvu sekä koaktivaation lasku. Kompression oletettiin vaikuttavan H-refleksin kasvuun tehostavasti.

**Tutkimusongelma 2.** Millä tavoin HIIT-harjoittelu ja kompressiovaatteiden käyttö vaikuttaa luistelukiihdytykseen ja -nopeuteen?

**Hypoteesi tutkimusongelmaan 2.** Naimo ym. (2015) esittivät HIIT-harjoittelun vaikuttavan jääkiekkoilijoiden luistelunopeuteen ja tehoon positiivisesti. Oletus oli, että HIIT-harjoittelu kompressiovaatteilla tehostaa harjoitusvasteita, jolloin myös luisteluntehokkuus (kiihdytys ja nopeus) paranee enemmän kuin ilman kompressiovaatteita.

## **7 NEUROMUSCULAR ADAPTATIONS TO 2½-WEEK HIGH-INTENSITY INTERVAL TRAINING WITH COMPRESSION GARMENTS IN FEMALE ICE HOCKEY PLAYERS**

### **7.1 Introduction**

High-intensity interval training (HIIT) can be used in various ways in a design of athletes training programs. HIIT can be modified by intensity, rest- and recovery periods and, types of stimulus parameters (e.g. incline surface and degree of sport-specificity) to optimise the training for the athlete. HIIT improves performance in various ways more promptly than a more traditional training (Tschakert & Hofmann 2013) and e.g. it's an effective way to improve cardiovascular health by increasing stroke volume and baroreceptor sensitivity (Heydari et al. 2013). Although metabolic responses and performance improvements e.g. improvements in anaerobic peak- (Naroya et al. 2014) and mean power (Delahunt et al. 2013; Creer et al. 2003), increased maximal oxygen consumption (Naroya et al. 2014; Edge et al. 2005; Sperlich et al. 2011a) and repeated-sprint ability (Edge et al. 2005) are more commonly reported in HIIT, neuromuscular adaptations occur as well (Buchheit & Laursen 2013b; Creer et al. 2003; Jemma et al. 2005).

Potential neuronal adaptation mechanisms in HIIT may be increased nerve conduction velocity, improved motor unit recruitment strategies and increased  $\alpha$ -motoneuron excitability (Ross et al. 2001). HIIT has been shown to increase motor unit firing rates (Jemma et al. 2005), decrease recruitment thresholds and increase synchronization (Creer et al. 2003) of the motor units. As a consequence sprint speed (Sperlich et al. 2011a), skating speed (Naimo et al. 2015) and vertical jump heights (Barnes et al. 2013; Faude et al. 2013) are improved. As central fatigue has been shown to be dominant in HIIT (Goodall et al. 2015) it further supports adaptations in rate of force development (RFD) (Buckthorpe et al. 2014). HIIT can improve power, sprint and endurance performance on ice hockey players (Naimo

et al. 2015). Furthermore performance on vertical and horizontal jumps (Farlinger et al. 2007) and 40 meter sprints (Krause et al. 2012;Behm et al. 2005) have all been shown to correlate with on-ice skating speed and/or acceleration, latter that is mainly explained by individuals' RFD (Buckeridge et al. 2015;Upjohn et al. 2008).

Interest in performance and recovery enhancing clothing has increased. Compression garments improve recovery of athletes (Chatard et al. 2004;Hamlin et al. 2012) likely because lactic acid clearing rate is improved (Faulkner et al. 2013). In addition utilization of compression garments has shown to improve explosive performances like vertical jumps height (Doan et al. 2003), vertical jumps mean power (Kraemer et al. 1996) and repeated sprint performance (Hamlin et al. 2012;Born et al. 2014). It has been suggested that improved proprioception might be one of the mechanisms, which improves performance due the compressive garments (Kraemer et al. 1996).

The aim of this study was to investigate neuromuscular adaptations to HIIT and use of compression garments during training. The goal was to clarify if compression garments can be used to further enhance improvements in ice-hockey-specific test, and whether neuromuscular adaptations (enhanced neural drive and  $\alpha$ -motoneuron excitability) can explain the improved performance. Training sessions are designed to improve RFD and thus skating performance.

## **7.2 Methods**

### **7.2.1 Subjects**

Eighteen Finnish championship level female ice hockey players volunteered to participate in this study. Four subjects dropped out due to personal reasons or illness. The remaining fourteen test subjects participated in all tests and training sessions. All the participants were informed about the risks, requirements and benefits of the study before signing written consent.

Participants were assigned into two groups. Compression group (COMP; height  $165 \pm 6$  cm, weight  $68 \pm 12$  kg, age  $22 \pm 4$ , N = 6), which used compression, garments during HIIT. Control (CON; height  $166 \pm 5$  cm, weight  $66 \pm 13$  kg, age  $22 \pm 3$ , N = 8) group was not allowed to use any kind of compression garments during the intervention, however, otherwise the training program was same as in COMP.

### **7.2.2 Experimental overview**

To investigate effects of HIIT between groups all measurements were made before and after two and a half week training intervention. Participants were familiarized with the testing protocol before the testing session started. All measurements were made in identical order on all subjects. Subjects were instructed not to exercise 24 h before their test session. After electrodes and transmitters were placed, subject performed 8 minutes of step-ups for warm-up (25 cm step-up at 60 bpm). Transmission of EMG signals was confirmed from a laptop during the warm-up. Measurements were made in following order: 1) H-reflex during standing rest, 2) maximal voluntary isometric plantar flexion contraction (MVC), 3) V-wave during isometric plantar flexion (MVC), 4) maximum EMG tibialis anterior, 5) H-reflex during isometric plantar flexion (MVC), 6) Static jump, 7) Countermovement jump, 8) maximum EMG vastus lateralis and biceps femoris.



Subjects assigned to compression group were instructed to use compression socks (Zero point, Espoo, Finland) with gradual compression (20–30 mmHg) and compression tights (Zero point, Espoo, Finland) during training sessions. Any other use of compression garments was forbidden during the training intervention.

### **7.2.3 Training intervention**

Training period was adjusted for 2.5 weeks caused by schedule problems. Subjects had two HIIT sessions added to their 3 times a week on-ice sessions. Final week contained only one added HIIT session and post-training measurements. Subjects were instructed to train normally. Training period started after independent training period and lasted until the start of the season. Training contained 30 seconds all-out sprints on a hill with a gradient of 9.5%. Six sprints in total were made in a session and four-minute rest periods were held between sprints. All of the training periods were supervised and verbal encouragement was given during the sprints to ensure all-out performance.

### **7.2.4 Measurements**

*Signal acquisition.* All data, force and EMG were collected with AD-converter (Power 1401, Cambridge Electronic Design, UK) at 1000 samples per second. Analyses were performed with Spike 2 v 5.21 software (Cambridge Electronic Design, UK).

*Maximal voluntary contraction and rate of force development.* Maximal voluntary contraction measurements (MVC) for right plantar flexors were performed in a custom made dynamometer (University of Jyväskylä, Finland). During the tests, subjects were fixated to a bench with 4-point seat belt. Their right knee was fully extended and in a 180° angle and ankle was in a 90° angle to tibia. Left leg was kept relaxed on the left side of the bench, so that it did not touch the dynamometer. Subjects were instructed to push against the force plate as hard and fast as possible for 3 seconds whilst they were verbally

encouraged by the instructor. Minimum of three attempts were made or until improvement of the MVC was less than 5% from the second best attempt with 45-s-rest period between the trials. Maximal force was analysed from the best trial as a peak-to-peak force value from the onset of the force production to the highest force level. RFD was analysed for the best trial  $\pm 50$  ms around the steepest point from the early phase (0-200ms) of the force production.

*Vertical jumps.* Countermovement jump (CMJ) and static jump (SJ) without arm swing were performed on force plate (AMTI, Massachusetts, USA). Subjects were instructed to keep their arms on their hips while performing the vertical jumps. Knee angle was instructed to be 90°. On SJ subjects were instructed to stay on correct knee angle for a second before jumping. On CMJ subjects started from a standing position and lowered to 90° as fast as possible and jumped from that position in a one fluid motion. Each jump was performed three times with 45-second rest interval. Best flying time was analysed from force plate data and jump height was calculated (Moir 2008). Test instructor supervised all the jumps and if 90-degree angle was not achieved jump was marked as failed.

*Skating speed and acceleration.* Skating sprint and acceleration were used to measure sport specific training adaptation. Measurements were made in standard sized ice hockey rink (Figure 1) with full kit excluding the stick (to prevent false triggering of the photocells). Photocells (Newtest, Ele-Products Oy, Tyrnävä, Finland) were placed on goal line (start), defending faceoff spots outer line (acceleration) and on attacking zones blue line (speed). Three attempts were made for each subject and the best acceleration (11 m) and start to finish (34 m) times were recorded with Powertimer (Newtest, Ele-Products Oy, Tyrnävä, Finland) measurement system.

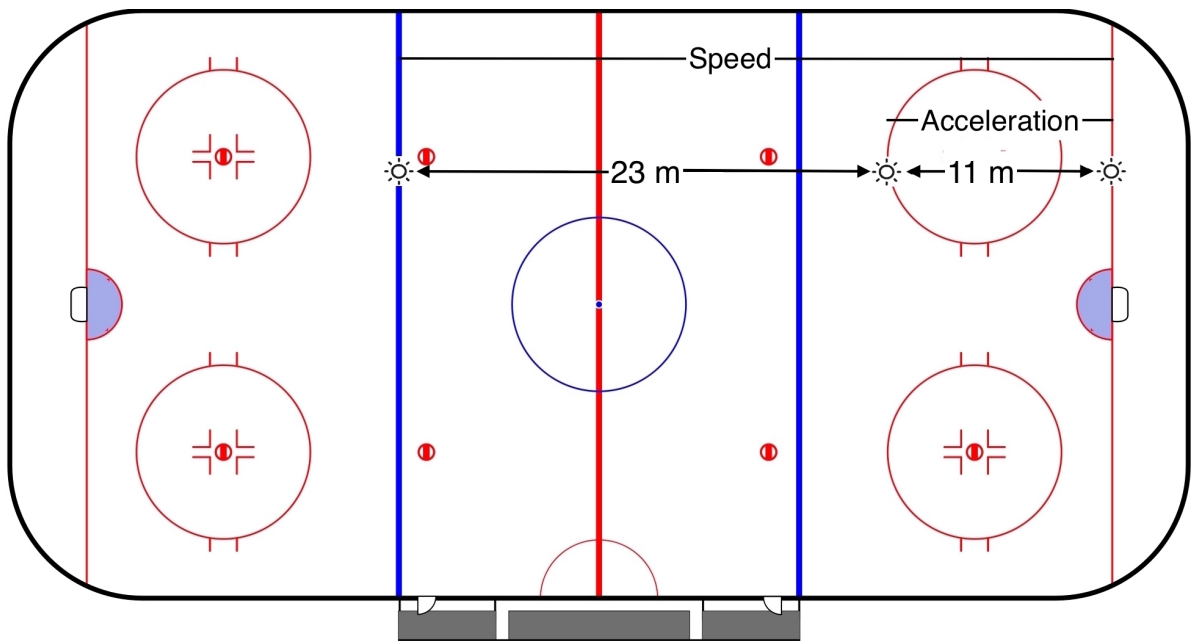


Figure 1 Photocell placement on skating tests. Acceleration was measured from the start to the defending faceoff sports outer line and speed was measured from start to finish.

*Electromyography.* Surface electromyography (EMG) from gastrocnemius lateralis, soleus, tibialis anterior, biceps femoris and vastus lateralis were recorded with bipolar electrode (AMBU BlueSensor N, Copenhagen, Denmark) with 2 cm inter-electrode distance. Electrodes were placed according to SENIAM recommendations (Hermens et al. 1999). Before the placement, the skin was abraded with sand paper and cleaned with alcohol. If electrode impedance was higher than  $8k\Omega$  the preparation was repeated. EMG (RMS) signals were band pass filtered (10 to 500 Hz), amplified (gain 1000) and sampled at 1500 Hz with Telemyo 2400R (Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) system. RMS values of 0-500ms (RFD) and 500-1000ms (MVC) from muscle contraction onset were analysed from soleus, tibialis anterior and gastrocnemius lateralis. Tibialis anterior activity during plantar flexion was then analysed relative to tibialis anterior dorsiflexion MVC EMG-RMS value to analyze changes in muscle coactivation (Simoneau et al. 2006). Due to technical problems group sizes for analyzed EMG-RMS results (RFD, MVC and coactivation) dropped to 5 subjects per group.

*Electrical stimulation.* H-reflex and M-wave during standing at rest were measured from right soleus muscle to determine motor neuron excitability and presynaptic inhibition changes caused by HIIT. An oval  $5.1 \times 10$  cm anode (V Trode, Mettler Electronics Corp., Anaheim, USA) was placed superior to patella. Constant current stimulator (DS7A, Digitimer, UK) was used to stimulate the right tibial nerve in the popliteal fossa with a cathode using 200  $\mu$ s square pulse. Correct positioning of the cathode was confirmed by ramping up the stimulation amplitude until H-reflex and M-wave were visible. Optimal stimulation site was determined by moving a temporary cathode laterally to pinpoint position for the highest M-wave (peak-to-peak) amplitude. The temporary cathode was then replaced with a permanent 3x2 cm electrode (AMBU BlueSensor N, Copenhagen, Denmark) that was used during all the tests. A constant pressure was applied to the stimulating electrode throughout the session.

Next, stimulation intensity was lowered until no visible response was elicited (typically around 10 mA). Stimulation was then increase in steps of 1 mA until H-reflex was abolished

and the maximal H-reflex ( $H_{\max}$ ) was measured with the intensity that elicited highest peak-to-peak value. Stimulation intensity was further gradually increased 5 mA steps until M-wave peak-to-peak value was saturated. Stimulation intensity was then increased with 50 % to supramaximal level ( $M_{\text{sup}}$ ) to ensure maximal M-wave ( $M_{\max}$ ).  $H_{\max}$  was normalized with  $M_{\max}$  to be able to compare the results between test sessions (different days). At least 8 second inter-stimulus interval was used to avoid effects of post activation depression (Crone & Nielsen 1989).

To estimate of excitability of  $\alpha$ -motoneuron pool and level of presynaptic inhibition, H-reflex measurements were superimposed to MVC. Stimulation intensity was  $20\% \pm 2.5\%$  of of the supramaximal intensity used in  $M_{\max}$ -recording. This submaximal M-wave peak-to-peak amplitude was monitored online on a screen to constantly modify stimulation intensity to keep the M-wave amplitude stable. This ensured constant amount of motor neurons recruited between the pre- and post-training test session, and thus H-reflex/ $M_{\max 20\%}$  values can be compared between sessions. Ten attempts were made to get minimum of four successful measurements that were within 17.5%–22.5% of the supramaximal  $M_{\max}$ . Peak-to-Peak values of H-reflexes and M-waves were then analyzed from the accepted samples, and were averaged prior computing H-reflex/ $M_{\max 20\%}$  ratio.

V-waves were recorded to quantify changes in the level of efferent motor drive during the intervention. Subjects were instructed to make similar efforts as in MVC measurements. After MVC force reached its plateau stimulation with supramaximal intensity used in  $M_{\max}$ -recording was given to peripheral nerve to elicit M- and V-wave responses. Eight attempts were made and values from attempts that reached  $\geq 90\%$  of measured MVC were analyzed (minimum of 2 per subject). Peak-to-peak values from both responses were averaged and V-wave value was then normalized to M-wave.

### **7.3 Statistical analysis**

Statistical analysis was done in SPSS 22 (IBM, New York, USA). Nonparametric Wilcoxon signed rank test for paired samples was used to compare all pre- and post-training values. Nonparametric Mann-Whitney U for independent samples was used to compare differences between groups.

### **7.4 Results**

#### **7.4.1 Functional performance**

As shown in Table 1 both groups showed significant increase in plantar flexor MVC and RFD compared to pre-training values. No increases were observed in the counter movement jump. When groups were combined ( $n = 14$ ) significant improvements in the static jumps (pre  $19.62 \pm 2.55$  cm, post  $20.56 \pm 2.29$  cm,  $p = 0.019$ ) were observed. Training intervention did not improve skating speed or acceleration. No statistically significant differences between groups were observed.

Table 1 Pre- and post-training performance measurements.

	Pre	Post	$\Delta$ %	p value
<b>MVC (N)</b>				
CON	1197 $\pm$ 300	1305 $\pm$ 257	9.1%	<b>.025*</b>
COMP	1051 $\pm$ 166	1213 $\pm$ 92	15.4%	<b>.028*</b>
<b>RFD (N·s<sup>-1</sup>)</b>				
CON	4613 $\pm$ 2136	5301 $\pm$ 2046	14.9%	<b>.012*</b>
COMP	4321 $\pm$ 1216	4998 $\pm$ 1247	15.6%	<b>.028*</b>
<b>CMJ (cm)</b>				
CON	21.88 $\pm$ 2.27	21.86 $\pm$ 2.84	-0.1%	.889
COMP	21.57 $\pm$ 4.04	21.72 $\pm$ 3.87	0.7%	.463
<b>SJ (cm)</b>				
CON	19.45 $\pm$ 1.93	20.37 $\pm$ 2.09	4.7%	.069
COMP	19.83 $\pm$ 3.40	20.82 $\pm$ 2.71	5.0%	.173
<b>Skating times (ms)</b>				
<i>11 m Acceleration</i>				
CON	2439 $\pm$ 174	2352 $\pm$ 130	-3.6%	.063
COMP	2317 $\pm$ 88	2336 $\pm$ 110	0.8%	.400
<i>34 m Sprint</i>				
CON	5470 $\pm$ 402	5382 $\pm$ 129	-1.6%	.063
COMP	5260 $\pm$ 231	5294 $\pm$ 62	0.6%	.207

Data as means with standard deviation. CON = Control (N=8); COMP = Compression (N=6); MVC = maximum voluntary contraction; RFD = rate of force development; CMJ = counter movement jump; SJ = static jump; \* = p value < 0.05 between pre- and post-training measurements.

#### 7.4.2 EMG

Normalized muscle activity in tibialis anterior decreased significantly ( $p = 0.028$ ) during RFD from pre ( $0.51 \pm 0.23$ ) to post ( $0.41 \pm 0.18$ ) in a combined group ( $N = 10$ ) showing reduced coactivation. No statistically significant results were observed in other EMG-RMS (Figure 2) values during RFD (gastrocnemius or soleus) or in any during MVC

(gastrocnemius, soleus, tibialis anterior). No statistically significant differences between groups were discovered in any EMG-RMS measurements.

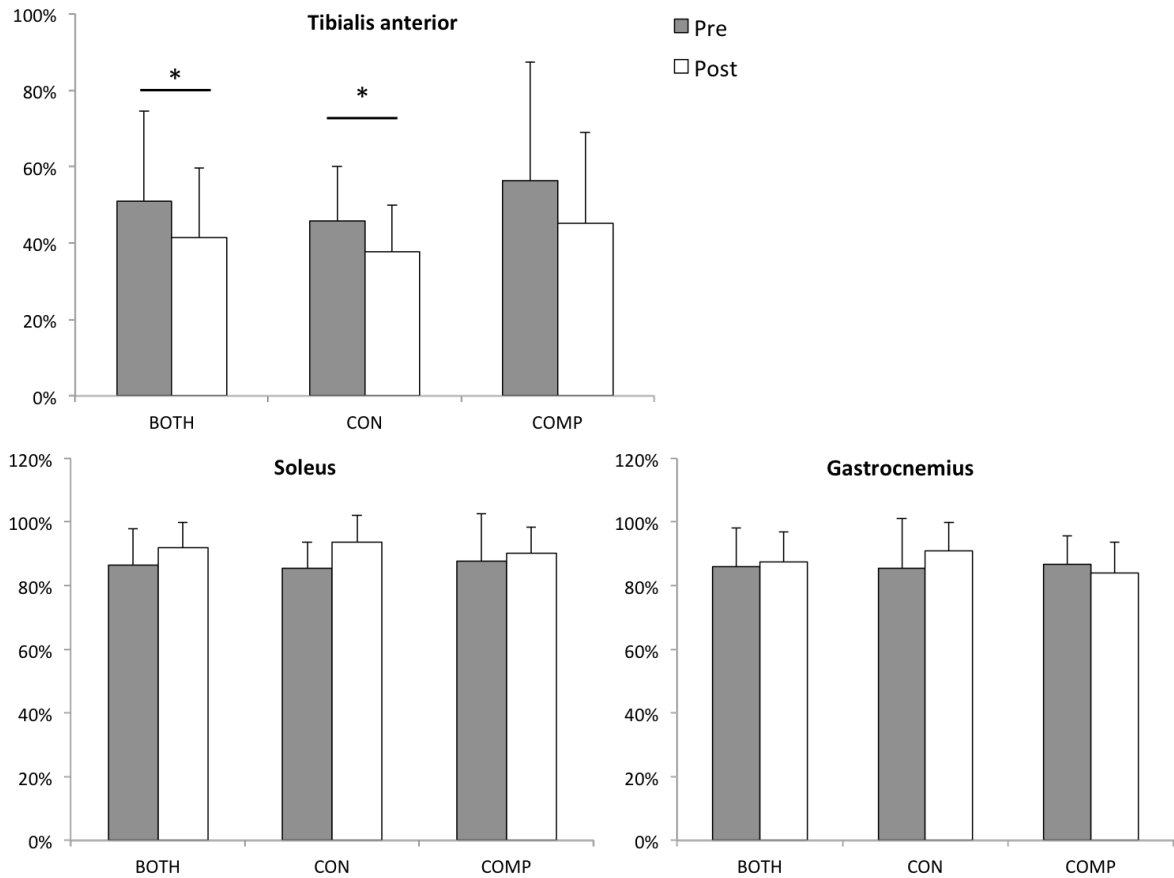


Figure 2 Normalized mean and standard deviation of EMG-RMS amplitude during RFD-test for tibialis anterior, soleus and gastrocnemius for both groups (n = 10), control group (n = 5) and compression group (n = 5) before and after the HIIT. \* = p value < 0.05. No significant differences between groups were discovered.



### 7.4.3 H-reflex

No training adaptations were discovered in resting  $M_{\max}$  normalized H-reflex values in either group (Figure 3). Same was true for the H-reflex during standing rest (CON: pre  $0.53 \pm 0.17$ , post  $0.51 \pm 0.15$ ,  $\Delta$ -5.3%; COMP: pre  $0.40 \pm 0.20$ , post  $0.39 \pm 0.19$ ,  $\Delta$  -3.2%), and H-Reflex during MVC (CON: pre  $3.51 \pm 1.20$ , post  $3.67 \pm 1.90$ ,  $\Delta$ 4.5%; COMP: pre  $2.30 \pm 0.59$ , post  $2.31 \pm 0.75$ ,  $\Delta$ 0.01%). Importantly,  $M_{\max\%}$  during MVC did not change between the sessions (CON: pre  $19.27 \pm 1.38\%$ , post  $19.68 \pm 1.65\%$ ; COMP: pre  $20.14 \pm 2.05\%$ , post  $19.18 \pm 1.82\%$ ) ensuring the measures directly comparable between sessions.

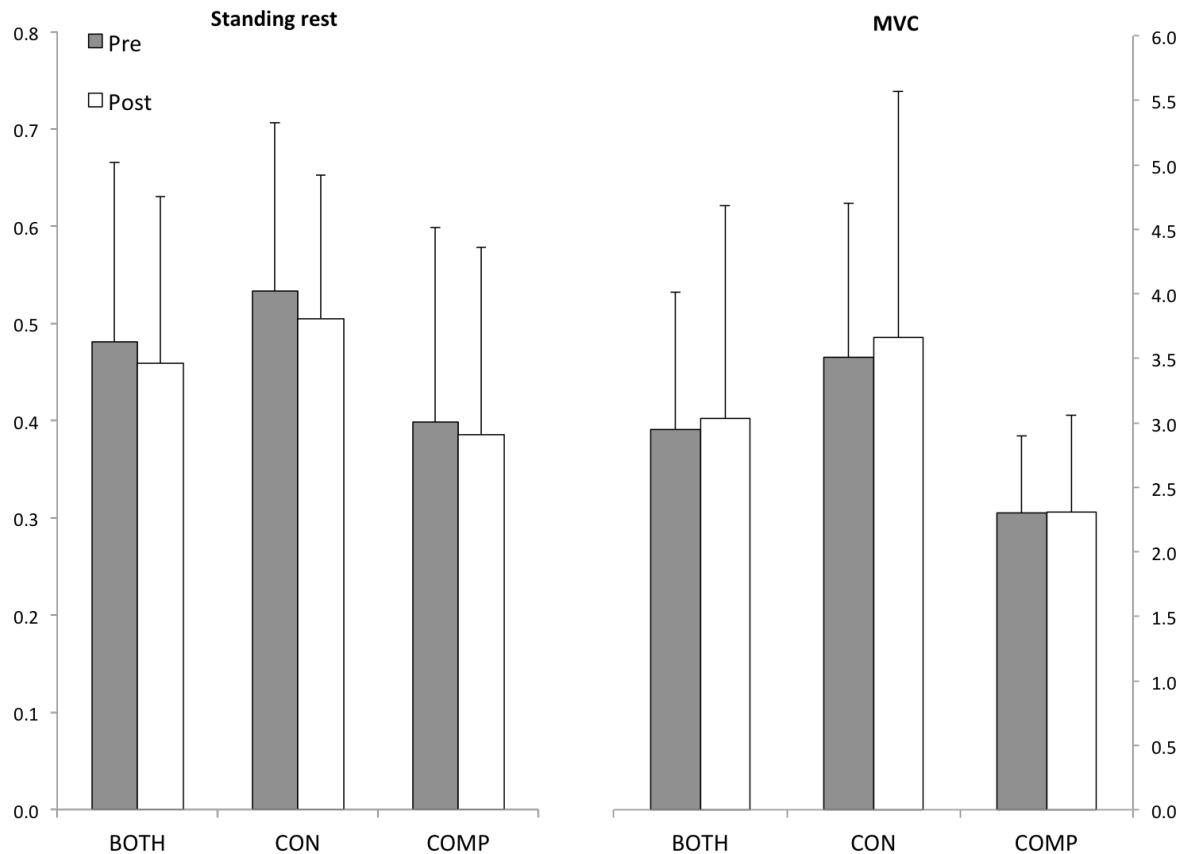


Figure 3 Normalized mean and standard deviation of H-reflex values during standing rest and MVC for both groups (n = 14), control group (n = 8) and compression group (n = 6) before and after the HIIT. No significant differences between groups were discovered.

#### 7.4.4 V-wave

$M_{\max}$  normalized V-wave value increased (CON: pre  $0.30 \pm 0.12$ , post  $0.34 \pm 0.14$ ,  $\Delta$  13.4%,  $p = 0.127$ ; COMP: pre  $0.23 \pm 0.09$ , post  $0.28 \pm 0.10$ ,  $\Delta$  20.3%,  $p = 0.046$ ) significantly in COMP and in a combined group ( $p = 0.009$ ) (Figure 4). There was no significant difference between groups.

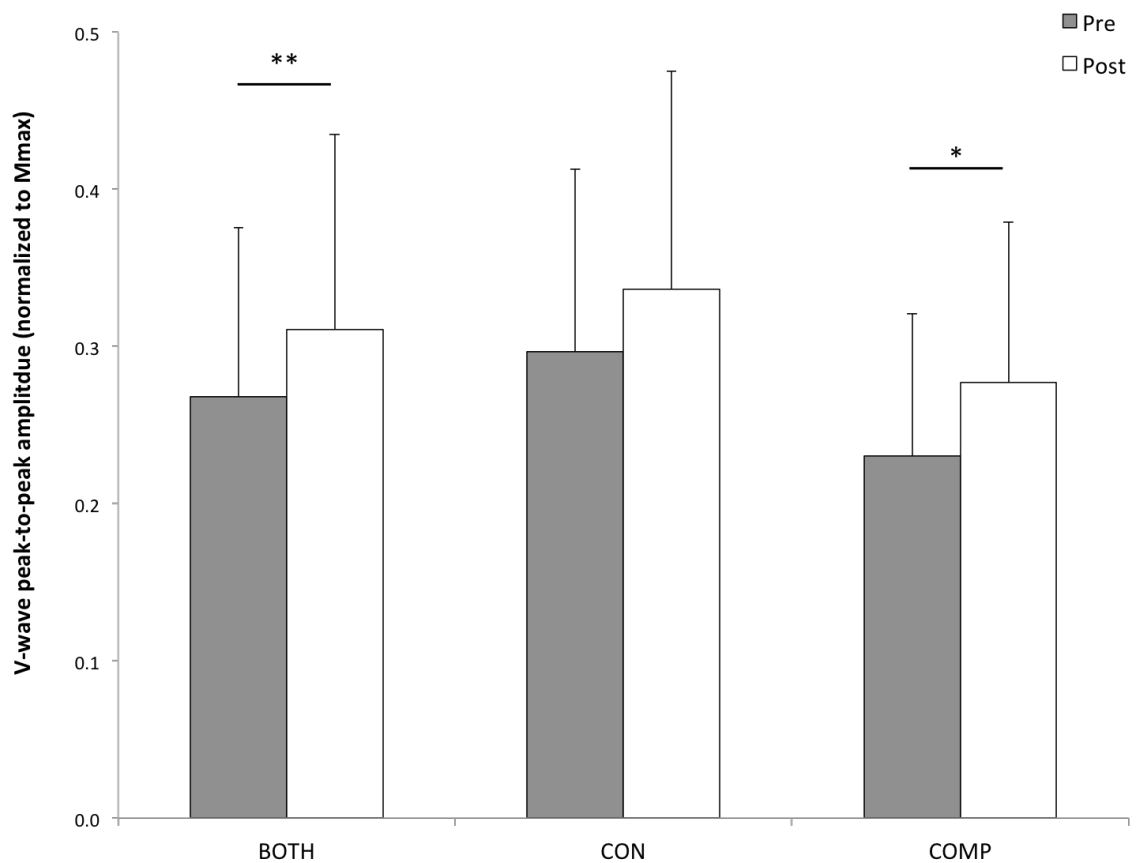


Figure 4 Mean V-wave peak-to-peak amplitude normalized to  $M_{\max}$  value with standard deviation. Pre-training < post-training. \* =  $p$  value < 0.05; \*\* =  $p$  value < 0.01. No significant differences between groups were discovered.

## 7.5 Discussion

This study was designed to investigate specific mechanisms of neuromuscular adaptations and effects of compression garments to 2½ week HIIT program in female ice hockey players. Although training period was very short, HIIT improved some neuromuscular functions that are typically related to explosive performances. As significant increase after training in V-wave amplitude implied increased or better-synchronized neuronal motor drive through the spinal  $\alpha$ -motoneurons during maximal isometric contraction. Furthermore, coactivation of tibialis anterior muscle was reduced during RFD-test for plantar flexion, implying better-targeted motor control after the HIIT-training.

*Adaptations.* Both of our training groups showed significant increase in plantar flexion MVC and RFD. RFD and MVC can improve i.a. by increase of  $\alpha$ -motoneuron excitability (Gruber & Gollhofer 2004; Holtermann et al. 2007) and increased neural drive (Aagaard et al. 2002b; Tillin et al. 2012). The neural drive during explosive contractions can increase through increase motor unit firing rate (Van Cutsem et al. 1998) and/or muscle dependent motor unit activation strategies, i.e. rate coding and motor unit recruitment (Kukulka & Clamann 1981). Aagaard et al. (2002b) showed that increase in EMG, that could explain the improved RFD, was evident after 14-week strength training period. Aagaard et al. (2002a) concluded this to be caused by at least partially, by enhanced corticospinal neural drive that was supported with increase in normalized V-wave amplitude. Similar finding have been discovered also for much shorter 4-week training period (Del Balso & Cafarelli 2007) and even 2-week training period has been shown to induce neuromuscular adaptations (Griffin & Cafarelli 2007; Christie & Kamen 2009). Adaptations in the neural drive to the muscle can be studied at supraspinal and spinal level using V-wave and H-reflex evoked with peripheral electrical stimulation respectively. Spinal adaptations in H-reflex are shown to be present in both long- (Aagaard et al. 2002b) and short-term training (Holtermann et al. 2007). However supraspinal effects like increased volitional neural drive linked to increased V-wave are more dominant in short-term training (Del Balso & Cafarelli 2007; Fimland et al. 2009; Duclay et al. 2008) lasting less than 8 weeks. This seems to be the case in this

study as well as neither one of the H-reflex values did change significantly implying that,  $\alpha$ -motoneuron pool excitability or synaptic transmission efficiency of Ia-afferent synapses did not increase. Enhanced V-wave/ $M_{\max}$ -ratio has been linked to increase in motor unit firing rate (Aagaard et al. 2002a) and HIIT has been showed to increase the neural drive of the muscle (Creer et al. 2003;Jemma et al. 2005). Therefore, our results further indicate that, “all-out” HIIT can improve the neural drive adaptations demonstrated by the significant increase in V-wave/ $M_{\max}$  -ratio after the HIIT-training.

*Muscle activity.* Improvements in muscle coordination have been shown to occur in early stages of strength training. For example level of coactivation is typically is reduced (Patten et al. 2001;McGuire et al. 2014). Our results are in line with the aforementioned observations as level of coactivation was reduced for the plantar flexion. This result suggests that performance improvements were partly caused by motor learning. This learning can be caused by improved somatosensory function of the brain (Ostry et al. 2010) and/or improved motor control (Haith et al. 2008). Decrease in coactivation and increase in voluntary neuronal drive both support supraspinal origin for the neural adaptation, although decreased coactivation can be also by increased reciprocal inhibition occurring at the spinal level (Geertsen et al. 2008). As we did not observe any changes the  $\alpha$ -motoneuron pool excitability, it can be concluded that possible changes in pre-synaptic inhibition (Stein 1995) or other facilitation related to the spinal  $\alpha$ -motoneuron pool (Pierrot-Deseilligny & Mazevet 2000) of the agonist muscle were negligible. Since the spinal  $\alpha$ -motoneuron pool of the soleus muscle was not facilitated, the improvements in the motor control can be suggested to be due to supraspinal factors (Aagaard et al. 2002a; Papaiordanidou et al. 2015), and possibly reciprocal inhibition of the antagonist muscle at the spinal level (Geertsen et al. 2008).

*Compression.* Because compression garments have been suggested to increase joint proprioception (Kraemer et al. 1996) we expected altered reflex activation (Iles 1996) in the compression group. Even though no statistically significant differences were found between the groups. Nonsignificant trends in MVC force, V-wave/ $M_{\max}$ -ratio response and tibialis

anterior coactivation during MVC were noted. A longer training period would have been needed to potentially observe significant results. The same was true also for the sport-specific adaptations. Static jumps have been shown to correlate on-ice performance (Farlinger et al. 2007). We did observe a significant increase in static jump when the groups were pooled together, suggesting the lack of statistical power. Thus we expected that these adaptations should be visible in on-ice performance. However, skating speed and acceleration did not improve. This result is likely due to short training period. One of the key benefits of HIIT is its time-efficiency compared to more traditional forms of training. In this study training session lasted ~45 minutes including warm-up, and was be done off-ice, and thus saving valuable time on ice. If compression garments would improve adaptation associated with HIIT, the players could use garments to further enhance their training outcome. Based on our results, this seems not to be the case. However, due to limitations of the current study, further studies are needed utilizing longer training periods and larger training groups to confirm the effect of compression garments for HIIT.

*Limitations.* The main limitations of the current study were: the short training period to cause sport-specific improvements, and inadequate statistical power due to small number of participants to distinct differences between training groups. Naimo et al. (2015) observed significant on-ice performance improvements were achieved with a 4-week HIIT-training group (n = 12) compared to continuous group (n = 12). Their program consisted of Wingate anaerobic test (WanT) used as a training stimulus twice a week compared to continuous training group, which performed 65%  $HR_{max}$  training on a bike ergometer. Since performance improvements in our study indicate good response to stimulus, longer period of training is needed to confirm the sport-specific outcome as both studies used all-out performance as intensity of the interval training. Moreover quadriceps force has been shown to correlate on-ice performance (Peyer et al. 2011) and further studies should focus in the attributes of knee extension rather than plantar flexion with the addition of mean power skating tests. Furthermore non-training control group would have excluded effects of learning from the results and confirmed that HIIT elicited observed adaptations.

*Conclusions.* In conclusion the ice-hockey players benefitted from the HIIT as previously shown by Naimo et al. (2015). Short-term HIIT adaptations seem to occur more in the supraspinal level, as no significant changes were observed in the  $\alpha$ -motoneuron excitability at the spinal level. The volitional neural drive and muscle coordination were enhanced with HIIT. However compression garments did not have significant effects. Further studies should focus on longer training periods with use of compression garments, and collect data from large group of individuals.

## 8 LÄHTEET

- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. 2002. Neural Adaptation to Resistance training: Changes in evoked V-Wave and H-reflex responses. *J Appl Physiol* 92, 2309-2318.
- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. 2002. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol* 93, 1318-1326.
- Adams, G.R., Hather, B.M. & Dudley, G.A. 1994. Effect of short-term unweighting on human skeletal muscle strength and size. *Aviat Space Environ Med* 65, 1116-1121.
- Agu, O., Baker, D. & Seifalian, A.M. 2004. Effects of Graduated Compression Stockings on Limb Oxygenation and Venous Functioning During Exercise in Patients with Venous Insufficiency. *Vascular* 12, No. 1, 69-76.
- Ali, A., Caine, M.P. & Snow, B.G. 2007. Graduated Compression Stockings: Physiological and Perceptual Responses During and After Exercise. *Journal of Sports Sciences* 25, No. 4, 413-419.
- Ali, A., Creasy, R.H. & Edge, J.A. 2010. Physiological Effects of Wearing Graduated Compression Stockings During Running. *Eur J Appl Physiol* 109, 1017-1025.
- Ali, A., Creasy, R.H. & Edge, J.A. 2011. The Effect of Graduated Compression Stoking on Running performance. *J Strength Cond Res* 25, No. 5, 1385-1392.
- Allen, D.G., Lamb, G.D. & Westerblad, H. 2008. Impaired Calcium Release During Fatigue. *Journal of Applied Physiology* 104, No. 1, 296-305.
- Barnes, K.R., Hopkins, W.G., McGuigan, M.R. & Kilding, A.E. 2013. Effects of Different Uphill Interval-Training Programs on Running Economy and Performance. *Int J Sports Physiol and Performance* 8, 639-647.
- Barry, B.K. & Enoka, R.M. 2007. The Neurobiology of Muscle Fatigue: 15 Years later. *Integrative and Comparative Biology* 47, No. 4, 465-473.

- Behm, D.G., Wahl, M.J., Button, D.C., Power, K.E. & Anderson, K.G. 2005. Relationship Between Hockey Skating Speed and Selected Performance Measures. *Journal of Strength and Conditioning Research* 19, 326-331.
- Berg, H.E., Dudley, G.A., Haggmark, T., Ohlsen, H. & Tesch, P.A. 1991. Effects of lower limbs unloading on skeletal muscle mass and function in humans. *J Appl Physiol* 70, 1882-1885.
- Buckeridge, E., LeVangie, M.C., Stetter, B., Nigg, S.R. & Nigg, B.M. 2015. An On-Ice Measurement Approach to Analyse the Biomechanics of Ice Hockey Skating. *PLOS One* 5, Issue 10.
- Billaut, F., Kerris, J.P., Rodriguez, R.F., Martin, D.T., Gorde, C.J. & Bishop, D.J. 2013. Interaction of Central and Peripheral Factor During Repeated Sprints at Different Levels of Arterial O<sub>2</sub> Saturation. *PLOS One* 8, Issue 10.
- Bishop, D., Girard, O. & Mendez-Villanueva, A. 2011. Repetaed-Sprint Ability – Part II Recommendations for Training. *Sports Med* 41, No. 9, 741-756.
- Bieuzen, F., Brisswalter, J., Easthope, C., Vercuysen, F., Bernard, T. & Hausswirth, C. 2014. Effect of Wearing Compression Stockings on Recovery After Mild Exercise-Induced Muscle Damage. *Int J Sports Physiol Perform.* 9, No. 2, 256-264.
- Born, D.-P., Holmberg, H.-C., Goernert, F. & Sperlich, B. 2014. A Novel Compression Garment with Adhesive Silicone Stripes Improves Repeated Sprint Performance – a Multi-Experimental Approach on the Underlying Mechanisms. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 6, No. 21.
- Bottaro, M., Martorelli, S. & Vilaca, J. 2011. Neuromuscular Compression Garments: Effects on Neuromuscular Strength and Recovery. *Journal of Human Kinetics Special Issue*, 27-31.
- Bovenschen, H.J., to Booi, M. & van de Vleuten, C.J.M. 2013. Fraduated Compression Stockings for Runners: Friend, Foe, or Fake? *Journal of Athletic Training* 48, No. 2, 226-232.
- Boyas, S. & Guével, A. 2011. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 54, 88-108.



- Buchheit, M. & Laursen, P.B. 2013. High-Intensity Interval Training, Solutions to the Programming Puzzle Part I: Cardiopulmonary Emphasis. *Sports Med* 43, 313-338.
- Buchheit, M. & Laursen, P.B. 2013. High-Intensity Interval Training, Solutions to the Programming Puzzle Part II: Anaerobic Energy, Neuromuscular Load and Practical Applications. *Sports Med* 43, 927-954.
- Buckthorpe, M., Pain, M.T.G. & Folland, J.P. 2014. Central Fatigue Contributes to the Greater Reductions in Explosive than Maximal Strength With High-Intensity Fatigue. *Exp Physiol* 99, No. 7, 964-973.
- Burke, R.E., Levine, D.N., Tsairis, P. & Zajac, F.E. 1973. Physiological types and histochemical profiles in motor units of the cat gastrocnemius. *J Physiol* 243, 723-748.
- Burr, J.F., Jamnik, V.K., Dogra, S. & Gledhill, N. 2007. Evaluation of Jump Protocols to Assess Leg Power and Predict Hockey Playing Potential. *Journal of Strength and Conditioning Research* 21, 1139-1145.
- Burr, J.F., Jamnik, R.K., Baker, J., Macpherson, A., Gledhill, N. & McGuire, E.J. 2008, Relationship of Physical Fitness Test Results and Hockey Playing Potential in Elite-Level Ice Hockey Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22, 1535-1543.
- Canedo, A. 1997. Primary motor cortex influences on the descending and ascending systems. *Progress in Neurobiology* 51, 287-335.
- Carey, D.G., Drake, M.M., Pliego, G.J. & Raymond, R.L. 2007. Do Hockey Players Need Aerobic Fitness? Relation Between Vo2MAX and Fatigue During High-Intensity Intermittent Ice Skating. *Journal of Strength and Conditioning Research* 21, 963-966.
- Carolan, B. & Cafarelli, E. 1992. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. *J Appl Physiol* 73, No. 3, 911-917.
- Chatard, J.-C., Atlaoui, D., Farjanel, J. Louisy, F., Rastel, D. & Guézennec, C.-Y. 2004. Elastic Stockings, performance and leg pain recovery in 63-year-old sportsmen. *Eur J Appl Physiol* 93, 347-352.
- Christie, A. & Kamen, G. 2010. Short-term Training Adaptations in Maximal Motor Unit Firing Rates and Afterhyperpolarization duration. *Muscle & Nerve* 41, 651-660.

- Cormie, P., McGuigan, R. & Newton, R.U. 2011. Developing Maximal Neuromuscular Power Part 1 – Biological Basis of Maximal Power Production. *Sports Med* 41, No. 1, 17-38.
- Creer, A.R., Ricard, M.D., Conlee, R.K., Hoyt, G.I. & Parcell, A.C. 2003. Neural, Metabolic, and Performance Adaptations to Four Weeks of high Intensity Sprint-Interval Training in Trained Cyclists. *Int J Sports Med* 25, 92-98.
- Crone, C. & Nielsen, J. 1989. Methodological implications of the post activation depression of the soleus H-reflex in man. *Exp Brain Res* 78, 28-32.
- Davies, V., Thompson, K.G. & Cooper, S.-M. 2009. The Effects of Compression Garments on Recovery. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23, No. 6, 1786-1794.
- Decorte, N., Lafaix, P.A., Millet, G.Y., Wuyam, B. & Verges, S. 2012. Central and Peripheral Fatigue Kinetics During Exhaustive Constant-load Cycling. *Scand J Med Sci Sports* 22, No. 3, 381-391.
- Delahunt, E., Callan, L., Donohoe, J., Melican, R. & Holden, S. 2013. The Yo-Yo intermittent Recovery Test Level 1 as a High Intensity Training Tool: Aerobic and Anaerobic responses. *Preventive Medicine* 56, 278-282.
- Del Balso C. & Cafarelli, E. 2007. Adaptations in the Activation of the human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology* 103, 402-411.
- Dellal, A., Varliette, C., Owen, A., Chirico, E. & Pialoux, V. 2012. Small-Sided Games Versus Interval Training in Amateur Soccer Players: Effects on The Aerobic Capacity and the Ability to Perform Intermittent Exercises with Changes of Direction. *J Strength Cond Res* 26, No. 10, 2712-2720.
- De Luca, C.J., Roy, A.M. & Zeynep, E. 1993. Synchronization of Motor-Unit Firings in Several Humans Muscles. *Journal of Neurophysiology* 70, No. 5, 2010-2023.
- Desmedt, J.E. & Godaux, E. 1976. Ballistic Contractions in Man: Characteristic Recruitment Pattern of Single Motor Units of the Tibialis Anterior Muscle. *J Physiol* 264, 673-693.

- Doan, B.K., Kwon, Y-H., Newton, R.U., Shim, J., Popper, E.M., Rogers, R.A., Bolt, L.R., Robertson, M. & Kraemer, W.J. 2003. Evaluation of a Lower-Body Compression Garment. *Journal of Sports Sciences* 21, 601-610.
- Duchateau, J. & Enoka, R.M. 2011. Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain research* 1409, 42-61.
- Duchateau, J., Semmler, J.G. & Enoka, R.M. 2006. Training adaptations in the behavior of human motor units. *J. Appl. Physiol* 101, 1766-1775.
- Duclay, J., Martin, A., Robbe, A. & Pousson, M. 2008. Spinal reflex plasticity during maximal dynamic contractions after eccentric training. *Med Sci Sports Exerc* 40, 722-734.
- Duffield, R., Cannon, J. & King, M. 2010. The Effects of Compression Garments on Recovery of Muscle Performance Following High-Intensity Sprint and Plyometric Exercise. *Journal of Science and Medicine in Sport* 13, 136-140.
- Edge, J., Bishop, D., Goodman, C. & Dawson, B. 2005. Effects of High- and Moderate Training on Metabolism and Repeated Sprints. *Med Sci Sports Exerc* 37, No. 11, 1975-1982.
- Enoka, R.M. 2008. *Neuromechanics of Human Movement*. Neljäs painos. Human Kinetics, Yhdysvallat.
- Enoka, R.M. 1997. Neural Adaptations with Chronic Physical Activity. *J. Biomechanics* 30, No. 5, 447-455.
- Enoka, R.M. & Stuart, D.G. 1992. Neurobiology of Muscle fatigue. *J Appl Physiol* 72, No. 5, 1631-1648.
- Farlinger, C.M., Kruisselbrink, D.L. & Fowles, J.R. 2007. Relationships to Skating Performance in Competitive Hockey Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 21, 915-922.
- Faude, O., Schnittker, R., Schultze-Zurhausen, R., Müller, F. & Meyer, T. 2013. High intensity interval training vs. high-volume running training during pre-season conditioning in high-level youth football: a cross-over trial. *Journal of Sports Sciences* 31, No. 13, 1441-1450.

- Faulkner, J.A., Gleadow, D., McLaren, J. & Jakeman, J.R. 2013. Effect of Lower-Limb Compression Clothing on 400-m Sprint Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 27, No. 3, 669-676.
- Fernandez-Fernandez, J., Zimek, R., Wiewelhoeve, T. & Ferrauti, A. 2012. High-Intensity Interval Training vs. Sprint Training in Tennis. *Journal of Strength and Conditioning Research* 26, No. 1, 53-62.
- Fernández-Gil, M.Á., Palacios-Bote, R., Leo-Barahano, M. & Mora-Encinas, J.P. 2010. Anatomy of the Brainstem: A Gaze into the Stem of Life. *Seminars in Ultrasound, Ct and MRI* 31, No. 3, 196-219.
- Fimland, M.S., Helgerud, J., Gruber, M. & Hoff, J. 2009. Functional maximal strength training induces neural transfer to single-joints tasks. *Eur J Appl Physiol* 107, 21-29.
- Gandevia, S.C. 2001. Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews* 81, No. 4, 1726-1771.
- Gerloff, C., Corwell, B., Chen, R., Hallett, M. & Cohen, L.G. 1998. The role of the human motor cortex in the control of complex and simple finger movement sequences. *Brain* 121, 1695-1709.
- Girard, O., Bishop, D.J. & Racinais, B. 2013. Neuromuscular Adjustments of the Quadriceps Muscle after Repeated Cycling Sprints. *Plos ONE* 8, Issue 5.
- Gist, N.H., Freese, E.C. & Cureton, K.J. 2014. Comparison of Responses to Two High-Intensity Intermittent Exercise Protocols. *Journal of Strength and Conditioning Research* 28, No. 11, 3033-3040.
- Goodall, S., Charlton, K., Howatson, G. & Thomas, K. 2015. Neuromuscular Fatigability during Repeated-Sprint Exercise in Male Athletes. *Med Sci Sports Exerc* 47, No. 3, 528-536.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F. & Julian, F.J. 1966. The variation in Isometric Tension with Sarcomere Length in Vertebrate Muscle Fibres. *J Physiol Vol* 184, 170-192.
- Granit, R. 1975. The Functional Role of the Muscle Spindle – Facts and Hypotheses. *Brain* 98, 531-556.
- Griffin, L. & Cafarelli, E. 2007. Transcranial magnetic stimulation during resistance training of the tibialis anterior muscle. *J Electromyogr Kinesiol* 17, 446-452.

- Gruber, M. & Gollhofer, A. 2004. Impact of Sensorimotor Training on the Rate of Force Development and Neural Activation. *Eur J Appl Physiol* Vol 92, 98-105.
- Hader, K., Mendez-Villanueva, A., Ahmaidi, S., Williams, B.K. & Buchheit, M. 2014. Changes of Direction During High-Intensity Intermittent Runs: Neuromuscular and Metabolic Responses. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*. 6:2.
- Haith, A., Jackson, C., Miall, & Vijaykumar, S. 2008. Unifying the sensory and motor components of sensorimotor adaptation. *Adv Neural Inf Process Syst* 21, 593-600.
- Hamlin, M.J., Mitchell, C.J., Ward, F.D., Draper, N., Shearman, J.P. & Kimber, N.E. 2012. Effect of Compression Garments on Short-Term Recovery of Repeated Sprint and 3-Km Running Performance in Rugby Union Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O. 1965. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *J Neurophysiol* 28, 560-580.
- Heydari, M., Boutcher, Y.N. & Boutcher S.H. 2013. High-intensity intermittent exercise and cardiovascular and autonomic function. *Clin Auton Res* 23, 57-65.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Segeman, D., Blok, J., Günter, R., Disselhorst-Klug, C. & Hägg, G. 1999. SENIAM European recommendations for surface electromyography: results of the SENIAM project. Roessingh Research and Development, Enschede, Hollanti.
- Hickson, R.C., Hidaka, K., Foster, C., Falduto, M.T. & Chatterton, R.R. 1994. Successive time courses of strength development and steroid hormone responses to heavy-resistance training. *J Appl Physiol* 76, 663-670.
- Holtermann, A., Roeleveld, K., Engstrøm, M. & Sand, T. 2007. Enhanced H-reflex with resistance training is related to increased rate of force development. *Eur J Appl Physiol* 101, 301-312.
- Häkkinen, K. & Alen, M., Kraemer, W.J., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., Rusko, M., Mikkola, J., Häkkinen, A., Valkeinen, H., Kaarakainen, E., Romu, S., Erola, V., Ahtiainen, J. & Paavolainen, L. 2003. Neuromuscular Adaptations During Concurrent Strength and Endurance Training versus Strength Training. *Eur J Appl Physiol* 89, 42-52.

- Häkkinen, K., Komi, P.V. & Alen, M. 1985. Effect of Explosive Type Strength Training on Isometric Force- and Relaxation-time, Electromyographic and Muscle Fibre Characteristics of Leg Extensor Muscle. *Acta Physiol Scand* 125, No. 4, 587-600.
- Huxley, H.E. 1985. The Crossbridge Mechanism of Muscular Contraction and It's Implications. *J Exp Biol* 115, 17-30.
- Iino, M. 1999. Molecular Aspects of the Excitation-Contraction Coupling in Skeletal Muscle. *Japanese Journal of Physiology* 49, 325-333.
- Iles, J.F. 1996. Evidence for cutaneous or corticospinal modulation of presynaptic inhibition of Ia afferents from the human lower limb. *J Physiol* 491, 197-207.
- Jackson, A. & Lemon, R.N. 2001. Motor control: Forcing neurons to change. *Current biology* 11, 708-709.
- Jemma, J., Hawley, J. Kumar, D.K., Singh, V.P. & Cosic, I. 2005. Endurance Training of Trained Athletes- an Electromyogram Study. *Engineering in Medicine and Biology*
- Juel, C. 1988. Muscle Action potential propagation velocity changes during activity. *Muscle Nerve* 11, 714-719.
- Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessel, T.M., Siegelbaum, S.A. & Hudspeth, A.J. 2012. *Principles of Neural Science*. Viides painos. McGraw-Hill, Yhdysvallat.
- Katz, R. & Pierrot-Deseilligny, E. 1998. Recurrent Inhibition in Humans. *Progress in Neurobiology* 57, 325-355.
- Kohn, T.A., Essén-Gustavsson, B. & Myburgh, K.H. 2011. Specific Muscle Adaptations in Type II Fibers after High-Intensity Interval Training of Well-Trained Runners. *Scand J Med Sci Sports* 21, 765-772.
- Kraemer, W.J., Bush, J.A., Bauer, J.A., Triplett-McBride, N.T., Paxton, N.J., Clemson, A. Koziris, L.P., Mangino, L.C. Fry, A.C. & Newton, R.U. 1996. Influence of Compression Garments on Vertical Jump Performance in NCAA Division I. Volleyball players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 10, No. 3, 180-183.
- Krause, D.A., Smith, A.M, Holmes, C.H., Klebe, C.R., Lee, J.B., Lundquist, K.M., Eischen, J.J. & Hollman, J.H. 2012. Relationship of Off-ice and On-Ice Performance Measures

- in High School Male Hockey Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol 26, 1423-1430.
- Kukulka, C.G. & Clamann, H.P. 1981. Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Research* Vol 291, 1, 45-55.
- Julian, F.J., Moss, R.L. & Sollins, M.R. 1978. The Mechanism for Vertebrate Striated Muscle Contraction. *Circulation Research*. Vol 42, No. 1, 2-14.
- Lamb, G.D. 2000. Excitation-Contraction Coupling in Skeletal Muscle: Comparisons with Cardiac Muscle. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology* 27, 216-224.
- Lattier, G., Millet, G.Y, Martin, A. & Martin, V. 2004. Fatigue and Recovery After High-Intensity Exercise Part I: Neuromuscular Fatigue. *Int J Sports Med* 25, 450-456.
- Lawrence, D. & Kakkar, V.V. 1980. Graded, static, external compression of the lower limb: a physiological assessment. *Br J Surg* 67, No. 2, 119-121.
- Leong, B., Karmen, G., Patten, C. & Burke, J.R. 1999. Maximal motor unit discharge rates in the quadriceps muscles of older weight lifters. *Med Sci Sports Exerc* 31, No. 11, 1638-1644.
- Lepers, R., Hausswirth, C, Maffiuletti, K., Brisswalter, J. & Van Hoecke, J. 2000. Evidence of Neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 32, No. 11, 1880-1886.
- Lexell, J. 1993. Ageing and human muscle: observations from sweden. *Can J Appl Physiol* 18, No. 1, 2-18.
- Lindstrom, L., Kadefors, R. & Petersen, I. 1977. An Electromyographic index for localized muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 43, No. 4, 750-754.
- Linnamo, V., Moritani, T., Nicol, C. & Komi, P.V. 2003. Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13, No. 1, 93-101.
- Lundby-Jensen, J. & Nielsen, J.B. 2008. Central Nervous adaptations following 1 week of wrist and hand immobilization. *J Appl Physiol* 105, 139-151.

- Manca, A., Pisanu, F., Ortu, E., De Natale, E.R., Ginatempo, F., Dragone, D., Tolu, E. & Deriu, F. 2015. A Comprehensive Assessment of the Cross-training Effect in Ankle dorsiflexors of Healthy Subjects: A Randomized controlled study. *J Gait and posture* 4, No. 5.
- Manto, M., Bower, J.M., Conforto, A.B., Delgado-García, J.M., Farias da Guard, S.N., Gerwig, M., Habas, C., Hagura, N., Ivry, R.B., Mariën, P. & Molinari. 2012. Consensus paper: Roles of the Cerebellum in Motor control – The Diversity of Ideas on Cerebellar Involvement in Movement. *Cerebellum* 11, No. 2, 457-487.
- McComas, A.J. 1994. Human neuromuscular adaptations that accompany changes in activity. *Medicine and Science in Sports and exercise* 26, No. 12, 1398-1509.
- McGuire, J., Green, L.A. & Gabriel, D.A. 2014. Task complexity and maximal isometric strength gains through motor learning. *Physiol Rep* 26, 2-11.
- Merletti, R. & Parker P., 2004. *Electromyography: Physiology, Engineering and Noninvasive applications*. John Wiley & Sons Inc, Kanada.
- Merton, P.A. 1954 Voluntary strength and fatigue. *J Physiol* 123, No. 3, 553-564.
- Milner-Brown, H.S., Stein, R.B. & Yemm, R. 1973. The Orderly Recruitment of Human Motor units During Voluntary Isometric Contractions. *J Physiol* 230, 359-370.
- Miyamoto, N., Hirata, K, Mitsukawa, N., Yanai, T. & Kawakami, Y. 2011. Effect of Pressure Intensity of Graduated Elastic Compression Stocking on Muscle Fatigue Following Calf-Raise Exercise. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 249-254.
- Moir, G.L. 2008. Three Different Methods of Calculating Vertical Jump Height from Force Platform Data in Men and Women. *Measurement in Physical Education and Exercise Science* 12, 207-218.
- Moore, J.C. 1984. The Golgi Tendon Organ: A Review and Update. *American Journal of Occupational Therapy* 38, 227-236.
- Moritani, T. & deVries, H.A. 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58, No. 3, 115-130.
- Moritani, T., Muro, M. & Nagata, A. 1986. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology* 60, No. 4, 1179-1185.



- Moritani, T. & Muro, M. A. 1987. Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 56, No. 3, 260-265.
- Moritani, T., Sherman, W.M., Shibata, M., Matsumoro, T. & Shinohara, M. 1992. Oxygen availability and motor unit activity in humans *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 64, No. 6, 552-556.
- Morrison, S. & Newell, K.M. 2012. Aging, Neuromuscular Decline, and the Change in Physiological and Behavioral Complexity of Upper-Limb Dynamics. *Journal of Aging Research* 2012, 1-14.
- Murthy, G., Ballard, R.E., Watenpaugh, D.E. & Hargens, A.R. 1994. Intramuscular pressures beneath elastic and inelastic leggings. *Ann Vasc Surg* 8, No. 6, 543-548.
- Naimo, M.A., de Souza, E.O., Wilson, J.M., Carpenter, A.L., Gilchrist, P., Lowery, R.P., Averbuch, B., White, T.M. & Joy, J. 2015. High-Intensity Interval Training has Positive Effects on Performance in Ice Hockey Players. *Int J Sports Med* 36, 61-66.
- Narora E., Anson, J.M., Pyne, D.B. & Ferguson R.A. 2014. High-intensity Cycle Interval Training Improves Cycling and Running Performance in Triathletes. *European Journal of Sport Science* 14, 521-529.
- Nielsen, J.B & Sinkjaer, T. 2002. Afferent feedback in the control of human gait. *Journal of Electromyography and kinesiology* 12, 213-217.
- Oosawa, F. 1995. Sliding and ATPase. *J BioChem* 118, 863-870.
- Osborne, A.M. & Schneider, D.A. 2005. Muscle glycogen reduction in man: relationship between EMG activity and oxygen uptake kinetics during heavy exercise. *Exp Physiol* 91, No. 1, 179-189.
- Ostry, D.J., Darainy, M., Mattar, A.A.G., Wong, J. & Gribble, P.L. 2010. Somatosensory Plasticity and Motor Learning. *The Journal of Neuroscience* 30, 5384-5393.
- Palmieri, R.M., Ingersoll, C.D. & Hoffman, M.A. 2004. The Hoffmann Reflex: Methodological Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *J Athl Train* 39, 268-277.

- Patten, C., Kamen, G. & Rowland, D.M. 2001. Adaptations in Maximal Motor Unit Discharge Rate to Strength Training in Young and Older Adults. *Muscle Nerve* 24, 542-550.
- Papaiordanidou, M., Mustacchi, V., Stevenot, J.D. Vanoncini, M. & Martin. A. 2015. Spinal and supraspinal mechanisms affecting torque development at different joint angles. *Muscle & Nerve* Accepted article, doi: 10.1002/mus.24895.
- Pearcey, E.P.G, Murphy, J.R., Behm, D.G. & Hay, D.C. 2015. Neuromuscular Fatigue of the Knee Extensors During Repeated Maximal Intensity Intermittent-Sprints on a Cycle Ergometer. *Muscle Nerve* 51, 569-579.
- Penfield, W. 1954. Mechanisms of voluntary movement. *Brain* 77, Part 1, 1-17.
- Perrey, S., Racinais, S., Saimouaa, K. & Girard, O. 2010. Neural and Muscular Adjustments Following Repeated Running Sprints. *Eur J Appl Physiol* 109, 1027-1036.
- Peyer, K.L., Pivarnik, J.M., Eisenmann, J.C. & Vorkapich, M. 2011. Physiological Characteristics of National Collegiate Athletic Association Division 1 Ice Hockey Players and Their Relation to Game Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 25, 1183-1192.
- Pierrot-Deseilligny, E. 1997. Assessing changes in presynaptic inhibition of Ia afferents during movements in human, *Journal of Neuroscience Methods* 74, No. 2, 189-199.
- Pierrot-Deseilligny, E. & Mazevet, D. 2000. The Monosynaptic Reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. *Neurophysiol Clin* 30, 67-80.
- Potteiger, J.A., Smith, L.S, Maier, M.L. & Foster, T.S. 2010. Relationship Between Body Composition, Leg Strength, Anaerobic Power, and On-Ice Skating Performance in Division I Men's Hockey Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24, 1755-1762.
- Racinais, S., Bishop, D., Denis, R., Lattier, G., Mendez-Villaneuva, A. & Perrey, S. 2007. Muscle Deoxygenation and Neural Drive to the Muscle during Repeated Sprint Cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 39, No, 2, 268-274.
- Racinais, S., Girard, O., Micallef, J.P. & Perrey, S. 2007. Failed Excitability of Spinal Motoneurons Induced by Prolonged Running Exercise. *J Neurophysiol* 97, 596-603.

- Ranieri, F. & Di Lazzaro, V. 2012. The Role of Motor Neuron Drive in Muscle fatigue. *Neuromuscular Disorders* 22, S157-S161.
- Ransdell, L.B., Murray, T.M. & Gao, Y. 2013. Off-Ice Fitness of Elite Female Ice Hockey Players by Team Success, Age, and Player Position. *Journal of Strength and Conditioning Research* 27, 875-884.
- Ross, A., Leveritt, M. & Riek, S. 2001. Neural Influences on Sprint Running Training Adaptations and Acute Responses. *Sports Med* 31, No. 6, 409-425.
- Rossi-Durand, C. 2006. Proprioception and myoclonus. *Neurophysiologie Clinique*, Vol 36, 299-308.
- Rothwell, J.C. 1995. Watching the brain think. *Current biology* 5, No. 2, 100-102.
- Rothwell, J.C. 2012. Overview of Neurophysiology of Movement Control. *Clinical Neurology and Neurosurgery* 114, 432-435.
- Rutherford, O.M. & Jones, D.A. 1986. The Role of Learning and Coordination in Strength Training. *Eur J Appl Physiol* 55, 100-105.
- Sale, D.G., MacDougall, J.D., Upton, A.R.M. & McComas, A.J. 1983. Effect of strength training upon motorneuron excitability in man.. *Med Sci Sports Exerc* 15, 1, 57-62.
- Semmler, J.G. 2002. Motor Unit Synchronization and Neuromuscular Performance. *Exerc Sport Sci Rev* 30, No. 1, 8-14.
- Semmler, J.G. & Nordstrom, M.A. 1998. Motor unit discharge and force tremor in skill- and strength-trained individuals. *Exp Brain Res* 119, 27-38.
- Shaikhouni, A. Donoghue, J.P. & Hochberg, L.R. 2013. Somatosensory responses in human motor cortex. *Journal of Neurophysiology* 109. 2192-204.
- Shields, R.K., Chang, Y-J. & Ross, M. 1998. Neuromuscular Propagation After fatiguing Contractions of The Paralyzed Soleus Muscle in Humans. *Muscle & Nerve* 21, 776-787.
- Silverthorn, D.E. 2007. *Human Physiology An Integrated Approach*. Neljäs painos. Pearson Education Inc. Yhdysvallat
- Simoneau, E., Matrin, A., Porter, M.M. & Van Hoecke, J. 2006. Strength training in old age: Adaptation of antagonist muscles at the ankle joint. *Muscle & Nerve* 33, 546-555.

- Skof, B. & Strojnik, V. 2006. Neuro-Muscular Fatigue and Recovery Dynamics following Anaerobic Interval Workload. *Int J Sports Med* 27, 220-225.
- Sperlich, B., De Marées, M., Koehler, K., Linville, J., Holmberg, H-C. & Mester, J. 2011. Effects of 5 Weeks of High-Intensity Interval Training vs volume Training in 14-Year-Old Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 25, No. 5, 1271-1278.
- Sperlich, B., Haegele, M., Achtzehn, S., Linville, J., Holmberg, H-C. & Mester, J. 2009. Different types of Compression Clothing Do Not Increase Sub-Maximal and Maximal Endurance Performance in Well-Trained Athletes. *Journal of Sports Sciences* Vol 28, No. 6, 609-614.
- Sperlich, B., Haegele, M., Krüger, M., Schiffer, T., Holmberg, H-C. & Mester, J. 2011. Cardio-respiratory and Metabolic Responses to Different Levels of Compression During Submaximal Exercise. *Phlebology* 26, 102-106.
- Stanula, A., Rozcniok, R., Maszczyk, A., Pietraszewski, P. & Zajac, A. 2014. The Role of Aerobic Capacity in High-Intensity Intermittent Efforts in Ice-Hockey. *Biology of Sport* 31, 193-199.
- Stein, R.B. 1995. Presynaptic inhibition in humans. *Prg Neurobiol* 47, 533-544.
- Strojnik, V. 1995. Muscle activation level during maximal voluntary effort. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 72, Issue 1-2, 144-149.
- Geertsen, S.S., Lundbye-Jensen, J. & Bielsen, J.B. 2008. Increased Central Facilitation of Antagonist Reciprocal Inhibition at the Onset of Dorsiflexion Following Explosive Strength Training. *Journal of Applied Physiology* 105, 915-922.
- Temesi, J., Rupp, T., Martin, V., Pierrick, J.A., Lénard, F., Verges, S. & Guillaume, Y.M. 2014. Central Fatigue Assessed by Transcranial Magnetic Stimulation in Ultratrail Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 46, No. 6, 1166-1175.
- Tillin, N.A., Paint, T.G. & Folland, J.P. 2012. Short-term Training for Explosive Strength Causes Neural and Mechanical Adaptations. *Exp Physiol* 97, No 5, 630-641.
- Tomazin, K., Morin, J.B., Strojnik, V. Podpecan, A. & Mille, G.Y. 2012. Fatigue after short (100-m), medium (200-m) and long (400-m) treadmill sprints. *Eur J Appl Physiol* 112, No. 3, 1027-1036.

- Tschakert, G. & Hofmann, P. 2013. High-intensity Intermittent Exercise: Methodological and Physiological Aspects. *Int J Sports Physiol and Perf* 8, 600-610.
- Upjohn, T., Turcotte, R., Pearsall, D.J. & Loh, J. 2008. Three-dimensional Kinematics of the lower limbs during forward ice hockey skating. *Sports Biomech* 7, 206-221.
- Van Cutsem, M., Duchateau, J. & Hainaut, K. 1998. Changes in Single Motor Unit behavior to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol* 513, Pt 1, 295-305.
- Vercruyssen, F., Easthope, C., Bernard, T., Hausswirth, C., Bieuzen, F., Gruet, M. & Brisswalter, J. 2014. The Influence of Wearing Compression Stockings on Performance Indicators and Physiological Responses Following a Prolonged Trail Running Exercise. *European Journal of Sport Science* 14, No. 2, 144-150.
- Villierius, V., Duc, S. & Grappe, F. 2008. Physiological and Neuromuscular Responses of Competitive Cyclists during a Simulated Self-Paced Interval Training Session. *Int J Sports Med* 29, 770-777.
- Wells, C., Edwards, A., Fysh, M. & Drust, B. 2013. Effects of High-Intensity Running Training on Soccer-Specific fitness in Professional Male Players. *Appl Physiol Nutr Metab* 39, 763-769.
- West, W., Hicks, A., McKelvie, R. & O'Brien, J. 1996. The Relationship between plasma potassium, muscle membrane excitability and force following quadriceps fatigue. *Eur J Physiol* 432, 43-49.
- Windhorst, U. 2007. Muscle Proprioceptive feedback and spinal networks. *Brain Research Bulletin*, Vol 73, 155-202.
- Åstrand, I., Åstrand, P-O., Christensen, E.H. & Hedman, R. 1960. Intermittent Muscular Work. *Acta Physiol Scand* 48, 448-453.