

# **HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMYS JA SYKEVASTEET ERILAISISSA VOIMAHARJOITUKSISSA**

Antti Kivelä

Valmennus- ja testausopin

Pro gradu -tutkielma

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja: Prof. Keijo Häkkinen

## TIIVISTELMÄ

Antti Kivelä (2014). Hermolihasjärjestelmän väsymys ja sykevasteet erilaisissa voimaharjoituksissa. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, Pro gradu -tutkielma, 60 s.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää hermolihasjärjestelmän väsymisreaktioita, sykettä ja sykevälivaihtelua (HRV) jalkaprässillä tehtyjen eri voimaharjoitusten (hypertrofinen=HYP-, maksimi=MAX- ja nopeusvoima=NOP -kuormitus) yhteydessä. Koehenkilöinä oli 10 liikunnanopiskelijamiestä. Hermolihasjärjestelmän suorituskyvyn mittareina toimivat isometrisellä alaraajojen jalkaprässillä (PRE, MID, POST, POST60min, POST1D, POST2D) mitatut maksimivoima, keskivoima (0–100 ms ja 0–500 ms) ja maxRFD 10 ms. Isometrisellä yhden raajan polven ojennuksella (PRE, POST, POST1D, POST2D) mitattiin maksimivoima, voluntaariaktivaatio (lihaksen sähköstimulaatio) ja EMG (VM+VL). Sykettä mitattiin akuutin kuormituksen ja palautumisen aikana. Sykevälivaihtelumittaus suoritettiin jokaista kuormitusta edeltävänä (PRE) ja seuraavana (POST) yönä.

Hermolihasjärjestelmän muuttujien osalta maksimivoima isometrisessä jalkaprässissä laski eniten (POST:  $p \leq 0.001$ ) HYP- (-34.0 %) ja MAX -kuormituksissa (-19.2 %). Kaikissa kuormituksissa (HYP: -38.9 %, MAX: -27.9 %, NOP: -16.3 %) keskivoima (0–100 ms) laski merkitsevästi (POST:  $p \leq 0.01$ ). POST1D (-8.1 %) ja POST2D (-7.0 %) isometrinen maksimivoima oli edelleen PRE -tasoa alempana ( $p \leq 0.05$ ) HYP -kuormituksessa. Isometrisessä polven ojennuksessa maksimivoima laski (HYP: -28.3 %, MAX: -23.4 %, NOP: -12.7 %) merkitsevästi kaikissa kuormituksissa (POST:  $p \leq 0.05$ ) ja maksimiEMG MAX -kuormituksessa (POST: -13.1 %,  $p \leq 0.05$ ). HYP -kuormitus aiheutti voimakkaimman sykkeen nousun ylöspäin niin kuormitussarjoissa kuin sarjapalautuksissa. HYP -kuormituksessa syke palautui hitaimmin ja seuraava sarja alkoi korkeammalla sykkeellä kuin MAX- ja NOP -kuormituksissa. MAX- ja NOP -kuormituksissa syke palasi sarjaa edeltäneelle tasolle. Syke-ero (sarjojen keskisykkeiden keskiarvot) sarjan alusta loppuun oli 46 l/min HYP-, 22 l/min MAX ja 49 l/min NOP -kuormituksessa. Sykevälivaihteludatan vähäisyydestä ( $n=4$ ) johtuen siitä ei tehty tilastollista analyysia, mutta tarkasteltiin kahta tapausta. Heillä HRV -muuttujissa tapahtui selkeitä muutoksia (RMSSD laski 25 % ja HFP 40–50 % MAX- ja NOP -kuormitusten jälkeen).

Hermolihasjärjestelmän väsyminen oli suurinta HYP- ja pienintä NOP -kuormituksessa. Isometrinen maksimivoima jalkaprässissä palautui heikoiten HYP- kuormituksessa. Sykkeellä (ja HRVllä) voidaan arvioida kuormituksen rasittavuutta ja siitä palautumista. Nämä kaikki kannattaa huomioida yksilöllisessä harjoittelun ohjelmoinnissa ja seurannassa.

Avainsanat: hermolihasjärjestelmä, väsymys, syke, sykevälivaihtelu, voimaharjoittelu

## **KÄYTETYT LYHENTEET**

1RM – One Repetition Maximum (Yhden toiston maksimi)

ATP – Adenosiinitrifosfaatti

EMG – Elektromyografia

H<sup>+</sup> – Vetyioni

HFP – High Frequency Power (korkeataajuuksinen sykevaihtelu, 0.15–0.4 Hz)

HR – Heart Rate (Syke)

HRR – Heart Rate Reserve (Sykereservi)

HRV – Heart Rate Variability (Sykevälivaihtelu)

HYP – Hypertrofinen kuormitus (5 x 10 / 80 % 1RM / 2 minuutin palautus)

KP – Kreatiinifosfaatti

l/min – lyöntiä minuutissa (syke)

MAX – Maksimivoimakuormitus (15 x 1 / 100 % 1RM / 3 minuutin palautus)

maxHR – Maksimisyke

maxRFD – Maximal Rate of Force Development (maksimivoimantuottonopeus)

MVC – Maximum Voluntary Contraction (Maksimaalinen tahdonalainen lihassupistus)

NOP – Nopeusvoimakuormitus (5 x 8 / 40 % 1RM / 3 minuutin palautus)

P<sub>i</sub> – epäorgaaninen fosfaatti

RMSSD – Root Mean Square of the Successive Differences (peräkkäisten sykevälien keskimääräistä vaihtelua kuvaava muuttuja)

RPE – Rating of Perceived Exertion (Kuormitustuntemus)

SDNN – Standard Deviation of all NN intervals (Normaalien sykevälien keskihajonta)

sEMG – surface EMG (pinta-elektromyografia)

SIT – Super imposed twitch (sähköstimulaation aiheuttama voima)

VA – Voluntary activation (tahdonalainen lihasaktivaatio)

VL – Vastus lateralis (ulompi reisilihas)

VM – Vastus medialis (sisempi reisilihas)

VO<sub>2</sub>max – Maksimaalinen hapenottokyky

# SISÄLTÖ

## TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO .....	4
2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMYS JA ADAPTAATIOT VOIMAHARJOITTELUSSA.....	6
2.1 Sentraalinen väsymys.....	8
2.2 Perifeerinen väsymys .....	8
2.3 Hermolihasjärjestelmän akuutit vasteet voimaharjoittelussa .....	8
2.4 Hermolihasjärjestelmän krooniset vasteet voimaharjoittelussa .....	10
3 VOIMAN OSA-ALUEET .....	12
3.1 Maksimivoima.....	13
3.2 Hypertrofinen ”maksimivoima”.....	13
3.3 Nopeusvoima.....	14
3.4 Kestovoima .....	15
4 SYKE VOIMAHARJOITTELUSSA.....	16
4.1 Sydän- ja verenkiertoelimistön akuutit vasteet voimaharjoituksessa.....	16
4.2 Sydän- ja verenkiertoelimistön krooniset vasteet voimaharjoittelussa .....	18
4.3 Sydän- ja verenkiertojärjestelmän adaptaatiot voimaharjoittelussa .....	18
4.3.1 Maksimaalinen hapenottokyky .....	19
4.3.2 Hemodynaamiset vasteet.....	19
4.4 Sarjapalautuksen keston vaikutus voimaharjoituksessa.....	22
5 SYKEVÄLIVAIHTELU VOIMAHARJOITTELUSSA.....	23
6 TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEESIT .....	25

7 TUTKIMUSMENETELMÄT.....	26
7.1 Koehenkilöt.....	26
7.2 Koeasetelma.....	27
7.3 Aineiston kerääminen ja analysointi.....	30
7.4 Tilastolliset menetelmät.....	31
8 TULOKSET.....	32
8.1 Maksimivoima, EMG ja voluntaariaktivaatio.....	32
8.2 Laktaatti.....	37
8.3 Syke.....	38
8.4 Sykevälivaihtelu.....	45
9 POHDINTA.....	46
10 LÄHTEET.....	51

# 1 JOHDANTO

Hermolihasjärjestelmän väsymys jaetaan yleensä kahteen osaan: sentraaliseen eli keskushermostolliseen väsymykseen ja perifeeriseen eli lihastason väsymykseen. Hermolihasjärjestelmän väsymyksen mittaamiseen ja määrittämiseen käytetään yleisesti ihon pinnalta mitattavaa EMG-aktiivisuutta ja lihaksen sähköstimulaatiota, jolla pyritään selvittämään onko väsymys hermostollista vai lihasperäistä. (Boyas & Guével 2011.)

Sykettä on pääasiassa käytetty kestävyysharjoittelun tehoalueiden ja akuutin palautumisen määrittämiseen, esimerkiksi intervallivetojen välisen palautumisen indikaattorina. Lisäksi sykettä on käytetty urheilijan palautumistilan seuraamisessa, esim. mittaamalla leposykettä ja/tai ortostaattista sykettä aamulla heräämisen jälkeen. Viime vuosina kiinnostus käyttää sykevälivaihtelua palautumisen mittarina ja mahdollisena ylikuormituksen merkinä on lisääntynyt. Yleinen metodi on mitata yösykettä eli unen aikaista sykettä ja sykevälivaihtelua, joita voidaan eri tietokoneohjelmilla tarkemmin analysoida. Menetelmä ei ole ainoastaan huippu-urheilijoiden käytössä, vaan sitä käytetään nykyään paljon työhyvinvointianalyysissä työntekijän stressitasoa ja kuormittuneisuutta arvioitaessa. Sykevälivaihtelua tutkitaan myös ahkerasti sydänperäisten sairauksien ja -kuolleisuuden ennakoijana (alentunut sykevälivaihtelu), joten menetelmällä voi olla kansanterveydellistä sovellusarvoa. (Task Force 1996.)

Sykevasteista eri voimakuormituksissa ei ole kovin montaa tutkimusta, etenkin sellaista, jossa olisi systemaattisesti vertailtu eri voimakuormitusten vaikutusta sykkeeseen kuormituksen ja palautumisen aikana. Viime aikoina sykevälivaihtelua (HRV = heart rate variability) on tutkittu myös voimaharjoittelun yhteydessä tai siitä palautumisessa. Hun ym. (2009) tutkimuksen mukaan sykevälivaihtelussa voidaan saada aikaan positiivisia muutoksia eri harjoittelumenetelmillä ja aerobinen harjoittelu ei välttämättä ole ainoa tapa vaikuttaa sydämen autonomiseen säätelyyn harjoituksen aikana. Hu ym. (2009) toteavat, että heidän tutkimuksensa tärkeä tulos oli, että voimaharjoittelu paransi parasympaattista sykkeen säätelyä harjoituksen aikana submaksimaalisilla tehoilla.

Fleck (1988) esitti jo 1980-luvun lopussa tutkimuksessaan ajatuksen siitä, että voimaharjoittelusta johtuva leposykkeen aleneminen olisi mahdollisesti seurausta sydämen tehostuneesta parasympaattisesta säätelystä, jolloin sydämen sympaattinen säätely on vähäisempää. Vincent ym. (2003) tuovat esille, että kovatehoinen voimaharjoittelu heikensi sykevasteita kuormitukseen, mutta huomattavasti vähemmän tiedetään voimaharjoittelun vaikutuksista sykevälivaihtelun muutoksiin kuormituksen aikana. Sykevälivaihtelusta harjoituksen jälkeisen matalan verenpaineen aikana on vähän tietoa, joten lisätutkimuksia tarvitaan sydän- ja verenkiertoelimistön kuormituksen jälkeisestä toiminnasta ja sen vaikutuksesta verenpaineeseen ja sykevälivaihteluun (Anunciação ym. 2012).

Tämän tutkimuksen tarkoitus oli selvittää erilaisten voimaharjoitusten (maksimi-, hypertrofinen- ja nopeusvoimaharjoitus) aiheuttamia vaikutuksia hermolihaskäytännön väsymykseen, lihaksen sähköiseen aktiivisuuteen (sEMG), sykkeeseen ja sykevälivaihteluun. Hermolihaskäytännön väsymyksen tutkimisessa käytettiin lihaksen sähköstimulaatiota (SIT = super imposed twitch protocol). Lisäksi kuormituksen ja akuutin palautumisen sykedatalla pyrittiin mallintamaan eri voimaharjoitusten sykevasteita. Kuormitusta edeltävältä ja seuraavalta yöltä mitattiin sykevälivaihtelua ja tutkittiin, miten kuormitus mahdollisesti vaikuttaa sykevälivaihteluun. Tämän tutkimuksen mittaukset toteutettiin yhdessä Lennu Metsärannan valmennus- ja testausopin Pro gradu -tutkimuksen mittausten yhteydessä.

## 2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN VÄSYMYS JA ADAPTAATIOT VOIMAHARJOITTELUSSA

Hermolihasjärjestelmän väsymystä voidaan kuvata heikentyneenä voimantuottokykyinä tai kykenemättömyytenä ylläpitää vaadittua kuormitustasoa (Edwards 2008; Bigland-Ritchie ym. 1983). Vollestadin (1997) määritelmän mukaan hermolihasjärjestelmän väsymys on mitä tahansa kuormituksesta johtuvaa maksimaalisen tahdonalaisen voiman tai tehon tuoton heikkenemistä. Gardinerin (2001, 83–85) mukaan kaksi hermostossa ilmenevää perusväsymysmekanismia ovat hermolihasynapsi, jossa väsymys ilmenee (hermostolliset signaalit eivät mene häiriöttä lihassoluille), sekä väsyviä lihaksia hermottavien motoneuronien vähentynyt aktiivisuus.

Submaksimaalisten ja maksimaalisten kuormitusten aikana lihasten aktivointimallit alkavat muuttua muutamien sekuntien kuluessa kuormituksen aloituksesta. Tämä ilmenee yleensä EMG-aktiivisuuden laskuna, joka johtuu rekrytoitujen motoristen yksiköiden syttymistäajuuden laskusta. (Woods ym. 1987; Bigland-Ritchie ym. 1983; Marsden ym. 1983). Tämä alentunut syttymistäajuus ilmenee myös uupumukseen asti tehtyjen submaksimaalisten supistusten aikana jopa silloin, kun uusia motorisia yksiköitä rekrytoidaan voiman ylläpitämiseksi (Garland ym. 1997). Ei ole yksimielisyyttä siitä, onko tämä alentunut syttymistäajuus merkki yhden tai useamman mekanismin häiriintymisestä motoneuronien eksitaation kasvattamisessa tai ylläpitämisessä vai onko se herkkä vaste väsyvän lihaksen supistumisominaisuuksien muutoksiin (Gardiner 2001, 88–89). Tämän herkkyyden testaamiseen (johtuuko lihaksen alentunut aktivaatio kyvyttömyydestä ilmentää senhetkistä täyttä lihaksen supistusvoimaa) väsymyksen aikana on käytetty supramaksimaalista sähköstimulaatiota vaihtelevin tuloksin (Bigland-Ritchie ym. 1983; Woods ym. 1987; Thomas ym. 1989).



Tätä asteittaista väsymyksen aikaista lihasaktivaation alenemista, joka ilmenee motoristen yksiköiden syttymistäajuuden laskuna, on alettu kutsua termillä ”muscle wisdom” (Enoka & Stuart 1992; Marsden ym. 1983). Sen mahdollisia mekanismeja ovat motoneuronien eksitaation aleneminen, perifeerisistä lähteistä tulevan eksitatorisen vaikutuksen väheneminen, motoneuronien inhibitoristen vaikutusten kasvu ja supraspinaalisista lähteistä tulevan motoneuronien eksitaation väheneminen – nämä voivat toimia yksin tai yhdessä (Gardiner 2001, 88–89).

Sentraalinen väsymys voi ilmetä riittämättömänä neuraalisena ohjauksena, kuten uusien motoristen yksiköiden vähentyneenä rekrytointina ja paraikaa aktiivisten motoristen yksiköiden alentuneena syttymistiheytenä (Boyas & Guével 2011; Gandevia 2001). Perifeerinen väsymys voi ilmetä biokemiallisten tekijöiden vaikutuksena, kuten maitohapon kerääntymisenä lihakseen, alentuneena pH:na ja vähentyneenä  $\text{Ca}^{2+}$  -kuljetuksena, jotka voivat johtaa lihaksen supistumismekanismien häiriintymiseen (St Clair Gibson et al. 2001; Sahlin 1992). Molemmat väsymystyypit voivat esiintyä minkä tahansa kuormituksen jälkeen, vaikka keskushermostollinen aktiivisuus voi kompensoida tietyn määrän perifeeristä väsymystä pitämällä voimantuottoa yllä aktivoimalla korkeamman syttymiskynnyksen omaavia motorisia yksiköitä (Henneman ym. 1965) tai lisäämällä motoristen yksiköiden syttymistiheyttä (De Ruyter ym. 2005).

Väsymystä on lähestytty erilaisin kategorisoinnein jo varhain 1900-luvulla (Basmajian & De Luca 1985, 201–207). Bills (1943) ehdotti väsymyksen jakoa kolmeen pääkategoriaan: subjektiivinen-, objektiivinen- ja fysiologinen väsymys. Eräs fysiologisen väsymyksen tyyppi on jatkuvien lihassupistuksien johdosta aiheutuva väsymys. Se ilmenee kyvyttömyytenä ylläpitää haluttua voimatasoa, lihasten tärinä ja paikallisena kipuna. Tämän väsymyksen vaikutukset paikallistuvat lihakseen tai synergistilihasryhmiin, jotka suorittavat lihassupistusta. (Basmajian & De Luca 1985, 201–207.) Mertonin (1954) mukaan myös tämän tyyppinen väsymys voi tapahtua perifeerisellä (lihaskudoksessa tai hermolihasliitoksessa) tai sentraalisella tasolla (aivoissa ja selkäytimessä).

## 2.1 Sentraalinen väsymys

Sentraalinen väsymys voidaan määritellä progressiiviseksi kuormituksen aiheuttamaksi lihaksen tahdonalaisen aktivaation heikentymiseksi. Se kattaa kaikki supraspinaaliset ja spinaaliset fysiologiset ilmiöt, jotka pystyvät saamaan aikaan liikehermosolun eksitaation heikkenemisen. (Boyas & Guével 2011.) Sentraalinen väsymys voidaan havaita vertaamalla maksimaalista tahdonalaista voimantuottoa (MVC) sähköstimulaatiolla aiheutettuun voimantuottoon (super-imposed twitch). Jos sähköstimulaatiolla saadaan suurempi voima, voidaan ajatella, että kyse on hermostollisesta väsymyksestä. Väsymismekanismina on tällöin epäonnistuminen motoristen yksiköiden rekrytoinnissa ja / tai niiden heikentynyt syttymistaajuus. (Enoka & Stuart 1992; Bigland-Ritchie ym. 1978.)

## 2.2 Perifeerinen väsymys

Perifeerinen väsymys kertoo lihassolujen supistusvoiman laskusta ja muutoksista lihaksen aktiopotentiaalin muodostumisessa. Nämä ilmiöt tapahtuvat hermopäätteissä ja hermolihasliitoksessa, ja ne yhdistetään yleensä perifeeriseen väsymykseen. Perifeeriseen väsymykseen vaikuttavat tekijät voivat ilmetä hermolihasjärjestelmän tiedonsiirrossa, lihaksen aktiopotentiaalin etenemisessä, ärsytys-supistus –kytkennässä ja supistumismekanismeissa. (Boyas & Guével 2011; Enoka & Stuart 1992.) Perifeerinen väsymys ilmenee voimantuoton alenemisena, kun ATP:tä ei pystytä tuottamaan tarpeeksi nopeasti ja lihaksen supistustoiminnasta johtuvia aineenvaihduntatuotteita (kuten  $P_i$  ja  $H^+$ ) alkaa kasaantua lihassoluun. pH:n laskiessa lihassolujen happamuus kasvaa ja niiden supistustoiminta alkaa häiriintyä. (Enoka & Stuart 1992.)

## 2.3 Hermolihasjärjestelmän akuutit vasteet voimaharjoittelussa

Motoriset yksiköt ovat järjestäytyneet lihaksessa hierarkkisesti kokonsa mukaan. Motorisia yksiköitä, joissa on vähemmän lihassoluja ja joita hermottaa pienempi alfa-motoneuroni,

rekrytoidaan ensin progressiivisesti kasvavaa voimaa vaativassa supistuksessa. Suurempien alfa-motoneuronien hermottamat suuremmat motoriset yksiköt tulevat aktiivisiksi voimantuoton kasvaessa. (Basmajian & De Luca 1985, 14–16.)

Ylläpidettäessä lihassupistusta tietyllä voimatasolla (esim. 50 % MVC) metabolista väsymystä (metabolic fatigue) alkaa muodostua jo varhain. Tämän voi havaita EMG:n mediaanitaajuuden (median frequency) laskuna. Supistuksen keston jatkuessa saavutetaan piste (failure point), jonka jälkeen vaadittua voimatasoa ei ole mahdollista pitää yllä ja voimantuotto laskee – tällöin puhutaan väsymyksestä lihaksen supistuskoneistossa (contractile fatigue). (Basmajian & De Luca 1985, 201–203.)

Verenvirtauksen väheneminen lihassupistuksen aikana oli yksi ensimmäisistä mekanismeista, joka yhdistettiin väsymykseen. Fyysisen aktiiviteetin aikana verenvirtauksen kasvu on tarpeen, jotta aktiivisille lihaksille saadaan toimitettua ravintoaineita ja lihaksista saadaan poistettua haitallisia aineenvaihduntatuotteita ja lämpöä. Usein lihassupistus aiheuttaa verisuonten painautumista vähentäen verenkiertoa aktiivisille lihaksille – isometrinen supistus voi aiheuttaa jopa täydellisen hapenpuutteen. Tämä johtaa helposti lihassupistukseen liittyvien aineenvaihduntatuotteiden (kuten  $P_i$ ,  $H^+$ ) nopeaan kerääntymiseen lihassupistuksen jatkuessa nopeuttaen väsymyksen muodostumista ja voimantuoton laskua. (Boyas & Guével 2011; Enoka & Stuart 1992)

Voimaharjoittelussa harjoitustavalla on spesifit vaikutukset hermolihasarjoittelussa tapahtuviin vasteisiin ja harjoitusadaptaatioihin (Kraemer & Häkkinen 2002). Hermolihasarjoittelun vasteiden ja adaptaatioiden suuruus ja luonne määräytyvät käytetyn voimaharjoitustyypin perusteella riippuen kuormasta, määrästä ja sarjapalautusten kestosta. Suurta hermolihasarjoittelun aktiivisuutta vaativat kuormitukset aiheuttavat väsymystä nopeammin kuin kevyemmät kuormitukset. (Häkkinen ym. 1988). Maksimivoimaharjoittelu raskailla kuormilla (70–90 % 1RM) ja vähäisillä toistomäärillä per sarja aiheuttaa yleensä huomattavaa akuuttia väsymystä, joka ilmenee vähentyneenä lihasaktiivisuutena ja kasvaneena laktaattipitoisuutena (Linnamo ym. 1998; Häkkinen &

Komi 1983). Kevyillä tai kohtalaisilla kuormilla (30–60 % 1RM) ja suurella suoritusnopeudella suoritettavan räjähtävän voimaharjoittelun on sitä vastoin osoitettu aiheuttavan akuuttia väsymystä heikentyneenä lihasaktivaationa sekä hieman kasvaneena laktaattipitoisuutena (Linnamo ym. 1998). Hypertrofisessa voimaharjoittelussa tehdään 8–12 toistoa/sarja lyhyillä palautuksilla (1–2 minuuttia) käyttämällä melko raskaita kuormia (70–80 % 1RM) (Kraemer & Häkkinen 2002). Hypertrofinen voimaharjoittelu aiheuttaa akuuttia hermolihasjärjestelmän väsymystä sekä veren laktaattipitoisuuden huomattavaa kasvua (McCaulley ym. 2009).

Välitön vaikutus maksimivoimaharjoituksessa on hermostollisen kapasiteetin lasku, josta seuraa alentunut voluntaariaktivaatio harjoituksen aiheuttaman lihasväsymyksen vuoksi. Tämä voidaan havaita kuormitettujen lihasten maksimaalisen EMG:n laskuna harjoituksen päätyttyä. Tällöin väsyminen tapahtuu pääasiassa keskushermostossa, jolloin kyseessä on hermostollinen väsyminen. (Häkkinen 1990, 45.) Tämä ei välttämättä ilmene suorituksen jälkeisessä isometrisessä lihastyössä, vaan väsymyksen aiheuttamat muutokset lihasaktiivisuudessa voidaan havaita dynaamisen lihastyön aikaisessa EMG:ssä (Ahtiainen 2001). Väsymys riippuu väsytyksen olosuhteista, suoritettavasta tehtävästä ja harjoittelusta (Walker ym. 2012). Häkkinen (1993) tutki hermolihasjärjestelmän väsymystä yleisimpien voimaharjoittelukuormitusten aikana ja havaitsi MVCn laskun, joka liittyi laktaattipitoisuuden huomattavaan kasvuun suurivolyymisessa hypertrofisessa jalkakyykkyharjoituksessa. Alentuneen maksimivoiman lisäksi heikentynyt nopea voimantuotto kyky yhdistyi maksimivoimakuormitusta seuranneeseen EMG-amplitudin laskuun (Walker ym. 2012).

## **2.4 Hermolihasjärjestelmän krooniset vasteet voimaharjoittelussa**

Voimaharjoittelusta johtuvan alkuvaiheen lihasvoiman kasvun ajatellaan johtuvan hermostollisista adaptaatioista ja koordinaation parantumisesta, kun taas myöhempi voiman kasvu johtuu lihaksen hypertrofiasta (Sale 1988; Komi 1986; Häkkinen & Komi 1983; Moritani & deVries 1979). Hermostollisessa säätelyssä havaitaan muutoksia EMG:llä

mitattuna muutamien ensimmäisten viikkojen aikana harjoittelun aloituksesta. Kasvanut lihasaktivaatio voi johtua tehostuneesta keskushermoston aktiivisuudesta (neural drive) ja muutoksista motoristen yksiköiden rekrytoinnissa. (Sale 1988.) Neljän ensimmäisen viikon aikana kehitys on pitkälti hermostollista, ja 4–6 viikon jälkeen voiman kehittyminen on seurausta ensisijaisesti lihasten hypertrofiasta (Deschenes & Kraemer 2002 Sale 1988; Moritani & deVries 1978). Salen (2003) mukaan harjoittelun alkuvaiheessa adaptaatiot ovat pääasiassa hermostollisia. Hypertrofian merkitys alkaa korostua 2–3 kuukauden harjoittelun jälkeen, jolloin hermostollinen kehitys ei ole enää niin suurta. Jotta kehitys voi jatkua, harjoituskuormaa on kasvatettava nousujohteisesti niin, että hermostollista kehitystä on mahdollista saada aikaan. (ACSM 2010, 493; Sale 2003.)

Hermolihasjärjestelmän suorituskyky ei riipu ainoastaan työskentelevien lihasten koosta ja ominaisuuksista, vaan myös hermoston kyvystä aktivoida lihaksia (Ahtiainen 2006). Voimaharjoittelun hermostollisiin adaptaatioihin liittyy antagonistilihasten vähentynyt koaktivaatio (Häkkinen ym. 1998) ja muutokset synergistilihasten aktivaatiossa (Rabita ym. 2000). Ahtiaisen (2006) mukaan tämä voi vaikuttaa maksimivoimantuottoon. Voimaharjoittelu voi saada aikaan adaptiivisia muutoksia hermostossa, mikä antaa harjoittelijalle mahdollisuuden aktivoida tehokkaammin suoritettavassa liikkeessä käytettäviä lihaksia ja näin ollen tuottaa enemmän voimaa haluttuun suuntaan (Sale 1988).

### 3 VOIMAN OSA-ALUEET

Voimaharjoittelussa voiman osa-alueet voidaan jakaa kolmeen osaan: maksimi-, nopeus- ja kestovoimaan. Näiden eri voiman osa-alueiden harjoittamisessa tulee huomioida harjoitusmuotoon soveltuvat toisto- ja sarjamäärät, sarjapalautukset, kuorma ja harjoituksen kokonaisvolyymi sekä harjoitusmenetelmät. (Häkkinen ym. 2004, 251–283.) Alla on Häkkisen (1990, 203) teokseen perustuva esitys (TAULUKKO 1) kolmesta voiman lajista, joissa on huomioitu aerobinen/anaerobinen painotus (kestovoima), hypertrofinen, hypertrofis-hermostollinen ja hermostollinen painotus (maksimivoima) ja hermostollis-hypertrofinen ja hermostollinen painotus (nopeusvoima).

TAULUKKO 1. Voimaharjoittelussa käytettävän kuorman (% 1RM) ja yhdessä sarjassa tehtävien toistojen määrän ohjeelliset keskimääräiset vaihtelualueet eri voimantuotto-ominaisuuksien kehittämisessä (Häkkinen 1990, 203).

	KESTOVOIMA		MAKSIMIVOIMA			NOPEUSVOIMA	
	Aero- binen painotus	Anaero- binen painotus	Hyper- trofinen painotus	Hyper- trofis- hermos- tollinen	Hermos- tollinen painotus	Hermos- tollis- hyper- trofinen	Hermos- tollinen painotus
Kuorma (%)	0–30	20–60	60–80	70–90	90–100	30–80	30–60
Toistot/ sarja	30–	10–30	6–12	3–6	1–3	1–10	1–10

Asano ym. (2012) testasivat American College of Sports Medicine:n antamien suositusten toimivuutta koskien voiman, lihasmassan ja voimakestävyyden harjoittamista. Tutkimuksessa mitattiin 1RM, syke, verenpaine, laktaatti, kreatiinikinaasi, veren glukoosipitoisuus ja kuormitustustuntemus (Borgin RPE-asteikko 1–10). Hypertrofinen harjoitus osoittautui raskaimmaksi mitattujen muuttujien perusteella. (Asano ym. 2012.)

### 3.1 Maksimivoima

Maksimivoimaharjoituksessa tehokkaimman harjoitusärsyksen aikaansaamiseksi käytetään yleensä kuormia 85–100 % 1RM, ja ne tehdään ”ykkösinä”, ”kakkosina” tai ”kolmosina”. Myös yli 100 %:n (100–130 % 1RM) kuormia käytetään, jolloin supistustapa on eksentrisen (avustajien käyttö on suositeltavaa). Harjoitusmenetelminä voidaan käyttää esimerkiksi vakioistoimenetelmää, kapeaa pyramidia tai ykköstoimenetelmää. Yllämainittu maksimivoimaharjoittelu on hermostollista maksimivoimaharjoittelua, jolloin akuutit hermostolliset vasteet hermolihaks- ja hormonijärjestelmässä ovat hyvin samankaltaisia kuin nopeusvoimaharjoituksessa. Lisäksi maksimivoimaa voidaan harjoittaa hypertrofis-hermostollisella alueella, jolloin toistoja tehdään kolmesta kuuteen ja kuorma on 70–90 % 1RM. (Häkkinen ym. 2004, 260–263.) Tutkimuksissa maksimivoimakuormitusta on tehty usein yhden toiston maksimeilla ja useita sarjoja (jopa 15–20). Esimerkiksi Peltosen ym. (2013) ja Walkerin ym. (2012) tutkimuksissa käytettiin maksimivoimakuormituksena 15 x 1RM kolmen minuutin palautuksilla.

### 3.2 Hypertrofinen ”maksimivoima”

Yleisin dynaamisissa liikkeissä käytetty voimakuormitus on tutkimuksissa ollut hypertrofinen harjoitus, jolloin harjoitusintensiteetti on ollut noin 50–85 % 1RM, toistomäärä noin 10–12 ja sarjapalautusaika 1,5–2 minuuttia (Walker ym. 2012). Äärimmilleen viedyissä kuormituksissa, kuten Häkkisen (1994) tutkimuksen 10 x 10 RM kuormituksessa, saatiin aikaan 47 prosentin lasku alaraajojen polven ojennuksessa jalkakyykkyharjoituksen jälkeen. Ahtiaisen ja Häkkisen (2009) tutkimuksen mukaan ainoastaan voimalajien urheilijoilla havaittiin konsentrisen EMG-amplitudin laskua avustettujen toistojen aikana.

Häkkinen ym. (2004, 261) ehdottaa lihasmassan maksimaaliseksi lisäämiseksi 8–12 toistoa sarjaa kohti kuormalla 60–85 % 1RM ja usein liikkeet tehdään sarjauupumukseen asti

pitämällä varsin lyhyet palautukset sarjojen välillä. Sarjoja voi olla 3–5 per harjoite ja 3–5 harjoitetta lihasryhmää kohden. Edellä mainittu kuormitustapa lisää tehokkaasti lihasmassaa, mutta samalla jossakin määrin myös maksimivoimaa. Uupumukseen asti tehtyjen sarjojen jälkeen laktaattipitoisuudet voivat olla jopa 10–25 mmol/l. (Häkkinen ym. 2004, 261–263.) Tieteellisessä tutkimustyössä hypertrofisena kuormituksena on usein käytetty protokollaa 5 x 10RM esimerkiksi kuormalla 80 % 1RM ja kahden minuutin sarjapalautuksella, kuten Peltosen ym. (2013) sekä Walkerin ym. (2012) tutkimuksissa.

### 3.3 Nopeusvoima

Nopeusvoimaharjoituksen ensimmäisenä ja tärkeimpänä periaatteena on maksimaalinen yritys, jolla pyritään suorituskyvyn uudelle tasolle. Tärkeää on huomioida lajinomaisuus (mikä on muun muassa lajisuorituksessa vaadittava voimataso, voimantuottoaika, nivelkulmat ja lihassupistustapa). Nopeusvoimaharjoituksen kuorma on yleensä välillä 0–85 % 1RM. Kuorman valintaan vaikuttavat esimerkiksi urheilijan laji, lisävoiman tarve ja harjoituskausi. Pienellä kuormalla ja suurella nopeudella kehitetään ”nopeuspäätä” ja suurella kuormalla ja pienemmällä nopeudella sitä vastoin ”voimapäätä”. 40–60 % 1RM -kuormilla saadaan aikaan korkea mekaaninen teho, ja niitä suositetaan harjoituskaudella. (Häkkinen ym. 2004, 258–263.) Deschenes ja Kraemer (2002) ehdottavat nopeuspään harjoittamiseen liikkeen tekemistä räjähtävästi ja kohtuukyvällä kuormalla (30–45 % MVC:stä). Hyviä esimerkkejä liikkeistä, joissa ei ole huomattavaa jarrutusvaihetta, ovat erilaiset raat vetoliikkeet, kuten raaka rinnalleveto ja rinnalleveto riipuksista. Myös liikkeet, joissa väline voidaan irrottaa tai heittää (kuntopalloharjoitteet, tietokoneohjatut painolaitteet), ovat tehokkaita räjähtävän voiman kehittämiseen. (Deschenes & Kraemer 2002.)

Sarjan kesto nopeusvoimaharjoittelussa liikkuu 1–10 sekunnin (eli toistoja noin 1–10) välillä – yli 10 sekunnin sarjoja tulee välttää, koska silloin maitohapon muodostuminen alkaa häiritä lihaksen supistuskoneiston toimintaa. Sarjapalautuksen tulee olla riittävä eli 3–5 minuuttia, jotta välittömien energianlähteiden (ATP ja KP) ja psyyken on mahdollista



palautua seuraavaan maksimaaliseen yritykseen. (Häkkinen ym. 2004, 258–263.) Kun urheilija tekee 70 % 1RM kuormalla neljä sarjaa kuudella toistolla, vain suoritustapa erottaa harjoittaako hän nopeus- vai maksimivoimaa. Jos urheilija ei koskaan saa itsestään irti maksimaalista suoritusta, hänen nopeusvoimaominaisuutensa eivät kehity. (Lundahl 2012, 290.) Nopeusvoimakuormituksen Peltosen ym. (2013) tutkimuksessa käytettiin protokollaa 5 x 5 kuormalla 40 % 1RM kolmen minuutin palautuksella ja jokainen toisto tehtiin niin nopeasti kuin vain mahdollista. Taipaleen (2013) väitöskirjan artikkeleiden harjoitteluinterventioissa käytetty (räjähtävä) nopeusvoimakuormitus jalkaprässissä ja jalkakyykyssä oli 3 x 6–10 kuormalla 30–40 % 1RM ja kahden minuutin sarjapalautuksella.

### **3.4 Kestovoima**

Paikallista lihaskestävyyttä (local muscular endurance) kuvataan kykynä vastustaa lihasväsymystä, erityisesti käytettäessä submaksimaalista vastusta. Toisin kun voiman kehittämisessä, lihaskestävyys kehittyy parhaiten tehtäessä pitkiä sarjoja (vähintään 20 toistoa). Vastus saa olla matalahko eli esimerkiksi noin 50 % 1RM. (Deschenes & Kraemer 2002.) Kestovoimaharjoitus sisältää tietyn voimatason (noin 0–60 % 1RM) tuottamista aerobisesti tai anaerobisesti. Harjoitusvaikutukset kohdistuvat sekä hermolihasjärjestelmään että aineenvaihduntaan. Harjoitettaessa kestovoimaa aerobisesti kuorma voi olla noin 0–30 % 1RM ja toistoja 30 tai enemmän (jopa 100). Kestovoiman anaerobisessa harjoittamisessa toistomäärä liikkuu 10–30 välillä kuorman ollessa 20–60 % 1RM. Kestovoimaharjoituksissa voi olla esimerkiksi seuraavia painotuksia: aerobinen kuntopiiri, anaerobinen kuntopiiri tai nopeusvoimakuntopiiri. (Häkkinen ym. 2004, 263–264.)

## 4 SYKE VOIMAHARJOITTELUSSA

Syke nousee lineaarisesti kuormituksen ja hapenoton mukaan dynaamisessa kuormituksessa. Sykkeen nousu harjoituksen aikana tapahtuu ensisijaisesti diastolen kustannuksella (täyttymisaika), ei niinkään systolen. Korkeilla kuormitusintensiteeteillä diastole voi olla niin lyhyt, ettei se salli kammioiden täydellistä täyttymistä. Sykevasteen suuruus riippuu iästä, vartalon asennosta, kunnosta, liikuntamuodosta, mahdollisesta sydän- ja verenkiertoelimistön sairaudesta ja/tai lääkityksistä, verivolyymista ja ympäristötekijöistä, kuten lämpötilasta ja kosteudesta. Lisäksi tunnetila, nestetasapaino, lihastyötapo (staattinen vs. dynaaminen) ja työhön käytetyn lihasmassan määrä vaikuttavat sykkeeseen riippumatta fyysisen aktiivisuuden tasosta. Näin ollen sykevaste tiettyyn fyysisen kuormitukseen on varsin yksilöllinen. Maksimisyke laskee iän mukana toisin kuin systolinen verenpaine, joka yleensä nousee iän myötä. (ACSM 2010, 54–55, 187.)

### 4.1 Sydän- ja verenkiertoelimistön akuutit vasteet voimaharjoituksessa

Akuutilla vasteella tarkoitetaan sydän- ja verenkiertoelimistön vastetta voimaharjoitteen sarjan tai sarjojen aikana. Akuutti vaste on saanut huomattavasti vähemmän huomiota urheilutieteessä verrattuna pitkän ajan krooniseen harjoitusvasteeseen. Tämä voi osaltaan johtua mittausmenetelmien rajallisuudesta ja käytettävyydestä, varsinkin tutkittaessa harjoituksen aikaisia hemodynaamisia muuttujia. (Fleck 2003, 394.) Syke ja sekä systolinen että diastolinen verenpaine kasvavat huomattavasti raskaan, dynaamisen voimaharjoituksen suorittamisen aikana (Fleck 1988; Hill & Butler 1991).

Syke ja verenpaine nousevat dynaamisessa voimakuormituksessa käytettäessä laitteita, vapaita painoja tai isokineettisiä laitteita. Verenpaineen maksimiarvo on korkeampi voimakuormituksessa, jossa on sekä konsentrisen että eksentrisen vaihe kuin kuormituksessa, jossa on vain toinen työvaihe. Verenpaine ja syke voivat nousta melko dramaattisesti esimerkiksi alaraajojen jalkaprässillä 95 % 1RM -kuormalla tehtynä

konsentriseen uupumukseen asti, jolloin verenpaine nousi 320/250 mmHg:iin ja syke 170 lyöntiin minuutissa (Valsalva sallittiin eli hengitystä sai pidättää toiston aikana). Myös ilman Valsalva-efektiä syke- ja verenpainevasteet ovat merkittävät. (ACSM 2010, 63; Fleck 2003, 394–396; MacDougall ym. 1985.) Steelen ym. (2012) mukaan systolinen verenpaine on noussut jopa 480mmHg:iin voimakuormituksen aikana.

Korkeampia sykkeitä on havaittu kuormilla 70-, 80-, ja 95 % 1RM, joilla sarja on tehty uupumukseen asti verrattuna matalampiin kuormiin. Korkeimmat sykkeet ja verenpaineet havaitaan sarjan viimeisillä toistoilla tehtäessä sarja uupumukseen asti, riippumatta siitä, saako hengitystä pidättää vai ei (Valsalva-manöveeri) (MacDougall ym. 1985; Fleck & Dean 1987). Tehtäessä kolme sarjaa uupumukseen asti, sykkeen ja verenpaineen huippuarvot kohoavat sarja sarjalta (Gotshall ym. 1999). Sekä syke että verenpaine kasvavat lisääntyvän aktiivisen lihassmassan mukana, vaikka kasvu ei ole lineaarista (MacDougall ym. 1985; Fleck 1988; Falkel ym. 1992). Sekä huippusyke- että huippuverenpainevasteet 50-, 70-, 80-, 85- ja 87,5 % 1RM -kuormilla sarjojen aikana ovat olleet suurimpia kuorman kasvaessa ja kun Valsalva-manöveeri on sallittu (Sale ym. 1994). Kun Valsalva-manöveeri on ollut kielletty, verenpainevaste on ollut suurempi sarjojen aikana (ei tosin merkitsevästi) kuormilla 90-, 80- ja 70 % 1RM verrattuna kuormiin 100- ja 50 % 1RM uupumukseen asti tehtyinä (Fleck & Dean 1987). Sykevasteiden huiput ovat olleet merkitsevästi suurempia uupumukseen asti tehdyissä sarjoissa kuormilla 90-, 80-, 70- ja 50 % 1RM verrattuna 100 % 1RM -kuormiin, ja korkeimmat sykkeet sarjojen aikana on saatu aikaan edellä mainittujen kuormien ”keveimmillä” vaihtoehdoilla (Fleck ym. 1987; Falkel ym. 1992).

Syke- ja verenpainevasteet dynaamisen voimaharjoittelun aikana näyttävät käyttäytyvän samansuuntaisesti kuin isometristen kuormitusten kohdalla – kuormituksen keston kasvaessa myös syke- ja verenpainevasteet kasvavat (Kahn ym. 1985; Ludbrook ym. 1978), kun taas 100 % 1RM -kuormalla tehtävän toiston kesto ei ole riittävä saadakseen aikaan maksimaalista syke- ja verenpainevastetta (Fleck 2003, 396).

## **4.2 Sydän- ja verenkiertoelimistön krooniset vasteet voimaharjoittelussa**

Klassisia sydän- ja verenkiertoelimistön harjoitusadaptaatioita ovat sykkeen ja verenpaineen lasku tietyllä submaksimaalisella kuormalla. Pitkään jatkuneen voimaharjoittelun aikaansaamista sydän- ja verenkiertoelimistön muutoksista on tehty melko vähän tutkimuksia. Poikkileikkaustutkimukset paljon voimaharjoitelleilla henkilöillä ovat antaneet viitteitä siitä, että voimaharjoittelu voi vähentää sydän- ja verenkiertoelimistön kuormitusta voimaharjoittelun ja muiden kuormitusten aikana. (Fleck 2003, 399.)

Staattisissa supistuksissa aktiviteetin keston kasvaminen nostaa sykettä ja verenpainetta. Harjoitustaustalla on myös oma vaikutuksensa – kokeneilla kehonrakentajilla on matalampi syke- ja verenpainevaste kuin aloittelevilla tai ei-harjoitelleilla henkilöillä kuormilla 60–100 % 1RM. Tämä harjoitusadaptaatio on olemassa, olipa sitten kyseessä syke- ja verenpainevasteiden huippuarvot tai vasteen suuruus (huippuarvo – lepoarvo). (Fleck 1988)

## **4.3 Sydän- ja verenkiertojärjestelmän adaptaatiot voimaharjoittelussa**

Tutkimus viittaa siihen, että pitkäaikainen voimaharjoittelu voi joko parantaa tai heikentää lihaksen hiussuonitusta. Jos hiussuonitusta tarkastellaan hiussuoniston tiheytenä, voimaharjoittelulla on siihen negatiivinen adaptaatiovaikutus. Voimaharjoittelun aikaansaamasta lihasfiibereiden hypertrofiasta johtuen harvempi fiiberi ja harvempi hiussuoni osuvat samalle pinta-alalle kuin ennen harjoittelua. Jos taas tarkastellaan hiussuonien liittymien määrää lihasfiiberiä kohden, vaikuttaa siltä, että voimaharjoittelulla on suotuisa vaikutus. On esitetty, että tämä hiussuonituksen tehostuminen saattaa johtua voimaharjoituksen aiheuttamasta kasvaneesta laktaatinpoistotarpeesta. (Deschenes & Kraemer 2002.)

### 4.3.1 Maksimaalinen hapenottokyky

Useimmilla voimakuormituksilla ei saada aikaan kehitystä maksimaalisessa hapenottokyvyssä ( $VO_2\max$ ), koska ne eivät vaikuta lihaksen oksidatiiviseen aineenvaihduntaan. Ainoana poikkeuksena näyttäisi olevan kiertoharjoittelu tai kuntopiiri (circuit weight training). (Deschenes & Kraemer 2002.) Vaikka kiertoharjoittelun vaikutukset eivät ole täysin kestävyysharjoitusta vastaavat, niin se on kuitenkin tehokkaasti aineenvaihduntaa ja sydän- ja verenkiertoelimistöä kuormittava harjoitus (Gotshalk ym. 2004). Varsinkin aikaisemmin harjoittelemattomilla maksimaalinen hapenottokyky on parantunut jopa 12 %. Tosin hyvin suunnitellulla kestävyysharjoitteluohjelmalla (juoksu tai pyöräily)  $VO_2\max$  on kehittynyt jopa 30 %. (Deschenes & Kraemer 2002.) Kun halutaan saada aikaan parannuksia hapenottokyvyssä kiertoharjoittelulla, harjoitusärsykkeen pitää olla riittävän suuri. Tämä on haaste etenkin urheilijoilla ja hyvässä aerobisessa kunnossa olevilla henkilöillä. (Gotshalk ym. 2004; Kraemer ym. 1995.) Vaikka hapenottokyky ei kehitykään voimaharjoittelulla, hapenottokyky ei ehkä ole sydän- ja verenkiertoelimistön adaptoitumisen paras mittari puhuttaessa voimaharjoittelun vaikutuksista. On kuitenkin selvää, että voimatasojen parantuminen johtaa alhaisempaan sydän- ja verenkiertoelimistön kuormitukseen, kun suoritetaan lihasvoimaa vaativaa ponnistelua. (Deschenes & Kraemer 2002)

### 4.3.2 Hemodynaamiset vasteet

Syke on sydämen minuuttitulavuuden toinen tekijä iskutilavuuden lisäksi. Sykkeen merkitys minuuttitulavuuden lisääjänä kasvaa harjoiteltaessa korkeammilla intensiteeteillä, jolloin iskutilavuutta ei enää kyetä lisäämään. Verenpaineen ja sykkeen huippuarvot ilmenevät normaalisti sarjan viimeisten toistojen aikana, kun sarja tehdään tahdonalaiseen konsentriseen uupumukseen asti. Verenpaine ja syke nousevat sarjojen edetessä, ja nousu tapahtuu niin konsentrisen kuin eksentrisen työvaiheen aikana (KUVA 1). Verenpaine on korkeammalla tehtäessä sarjoja submaksimaalisilla painoilla uupumukseen asti kuin 1RM -

kuormalla. Lisäksi verenpaine kasvaa aktiivisen lihassmassan myötä, mutta kasvu ei ole lineaarista. (ACSM 2010, 63, 479; Fleck 2003, 394–396.)

Acute response of resistance exercise relative to rest.		
	Portion of repetition	
	Concentric	Eccentric
Heart rate, no difference between concentric and eccentric	↑	↑
Stroke volume (?), eccentric value higher than concentric	No difference or ↓	No difference or ↑
Cardiac output (?), eccentric value higher than concentric	No difference or ↑	↑
Blood pressure		
Systolic ↑, highest at exercise sticking point	↑	↑
Diastolic ↑, highest at exercise sticking point	↑	↑
Intrathoracic pressure, highest when a Valsalva manoeuvre is performed	↑	↑

?, minimal data.

KUVA 1. Voimaharjoituksen akuutit hemodynaamiset vasteet lepotilaan verrattuna. Syke ja verenpaine nousevat sekä toiston konsentrisen että eksentrisen osan aikana. (Fleck 2003, 399.)

Voimaharjoittelun aikaansaamia fysiologisia vasteita ja kroonisia adaptaatioita tarkasteltaessa tulee ottaa huomioon harjoitusvolyymien ja -intensiteetin mahdollinen vaikutus. Voimaharjoittelusta johtuvat sydän- ja verenkiertoelimistön adaptaatiot ovat mielenkiintoisia, koska niillä on yhteys sydän- ja verenkiertoelimistön terveyteen. (Fleck 2003, 387.) Harjoittelun johdosta laskenut leposyke johtuu todennäköisesti muuttuneesta autonomisesta toiminnasta (vähentynyt sympaattinen ja lisääntynyt parasympaattinen aktiivisuus) sekä kasvaneesta verivolyymista. (ACSM 2010, 479.) Fleckin (2003, 399–402) mukaan syke ja verenpaine laskevat absoluuttisella kuormalla harjoiteltaessa, mutta suhteellisella kuormalla ei sykkeen osalta tapahdu muutosta ja verenpaineen osalta muutokset ovat ristiriitaisia (KUVA 2.).

Adaptations during exercise due to resistance training.		
	Absolute workload*	Relative workload*
Heart rate	↓	No change
Blood pressure		
Systolic	↓	No change or ↓ or ↑
Diastolic	↓	No change or ↓ or ↑
Rate pressure product	↓	No change or ↓↑
Stroke volume	↑	?
Cardiac output	↑	?
$V_{O_2}$ peak	↑	?

\* , minimal data and contradictory data; ?, unknown.

KUVA 2. Voimaharjoittelusta johtuvat hemodynaamiset harjoitusadaptaatiot. Syke laskee absoluuttisella, mutta ei suhteellisella työkuormalla harjoiteltaessa. Mahdolliset muutokset verenpaineessa suhteellisella työkuormalla mitattuna eivät ole yksiselitteisiä. (Fleck 2003, 402.)

Useat tutkimukset ovat tuoneet esille, että voimaurheilijoiden leposykkeet eivät merkitsevästi eroa liikunnallisesti passiivisten ihmisten lukemista (Longhurst ym. 1980a,b; Snoecky ym. 1982; Colan ym. 1985; Menapace ym. 1982; Spataro ym. 1985; Pearson ym. 1986; Smith & Raven 1986; Fleck & Dean 1987). Tosin myös alhaisempia lukemia on raportoitu (Saltin & Åstrand 1967; Scala ym. 1987). Master-sarjan voimanostajien leposykkeeksi havaittiin 87 lyöntiä minuutissa, mikä on selvästi korkeampi kuin samanikäisten kontrollihenkilöiden leposyke (Haykowsky ym. 2000). Lyhytkestoisissa pitkittäistutkimuksissa on havaittu 4–13 prosentin laskua leposykkeessä (Kanakis & Hickson 1980; Stone ym. 1983, 1987; Haennel ym. 1989; Goldberg ym. 1994). Ei ole täysin selvää, minkä mekanismin kautta voimaharjoittelu voi johtaa leposykkeen alenemiseen. Alentunut leposyke yhdistetään yleensä parasympaattisen aktivaation lisääntymiseen ja sympaattisen aktivaation heikentymiseen. (Fleck 2003, 388.) Tosin Gonzalez-Camarenan ym. (2000) tutkimus antoi viitteitä siitä, että alentunut leposyke ei

johtuisikaan kasvaneesta parasympaattisesta ja heikentyneestä sympaattisesta aktiivisuudesta, vaan molempien autonomisten haarojen aktiivisuuden lisääntymisestä.

#### **4.4 Sarjapalautuksen keston vaikutus voimaharjoituksessa**

Piiraisen ym. (2011) tutkimuksessa tarkasteltiin sykeperusteisen palautusajan vaikutusta hormonaalisiin, neuromuskulaarisiin ja aerobisen suorituskyvyn vasteisiin seitsemän viikon voimaharjoittelujakson aikana miehillä. Tutkimuksessa verrattiin kahden minuutin kiinteää sarjapalautusta yksilöllisesti sykemittarin (Polar FT80) perusteella määriteltyyn sarjapalautukseen. Tutkimuksen mukaan yksilöllisesti sykemittarin avulla määritetty palautumisaika oli tehokkaampi menetelmä hypertrofisessa voimaharjoituksessa (3 x 10RM) verrattuna kiinteään, kahden minuutin palautumisaikaan. Yksilöiden välinen sarjapalautuksen kesto vaihteli sykemittaria käyttäneellä ryhmällä 23 sekunnin ja 133 sekunnin välillä keskiarvon ollessa 50–55 sekuntia. (Piirainen ym. 2011, 2265–2273.)

Lamotten ym. (2006) tutkimuksessa selvitettiin erilaisten sarjapalautusten keston vaikutusta sykkeeseen ja verenpaineeseen tehtäessä polven ojennusta laitteessa (3 x 10 / 75 % 1RM). 30 ja 60 sekunnin sarjapalautus ei mahdollistanut systolisen verenpaineen ja sykkeen laskua lähtötasolle, vaan syke ja systolinen verenpaine alkoivat nousta seuraavien sarjojen ja sarjapalautusten aikana. 90 ja 120 sekunnin sarjapalautus mahdollisti sykkeen ja systolisen verenpaineen laskun lähtötasolle sarjapalautusten aikana. Tämä on tärkeä huomio, kun suunnitellaan harjoittelua sydänpotilaille, sillä riittävän pitkällä sarjapalautuksella voidaan estää sykkeen ja systolisen verenpaineen liiallista kohoamista. (Lamotte ym. 2006, 349–355.)



## 5 SYKEVÄLIVAIHTELU VOIMAHARJOITTELUSSA

Sykevälivaihtelututkimus sai alkunsa sairauksien tutkimisesta ja niistä johtuvan kuolleisuuden ennustamisesta. Kaksi sykevälivaihtelun (HRV) pääanalyysimenetelmää ovat aika-kenttä -analyysit (time domain methods) ja taajuus-kenttä -analyysit (frequency domain methods). Lisäksi datan analysoinnissa voidaan käyttää ei-lineaarisia menetelmiä (non-linear methods). Taajuus-kenttä -analyysimenetelmiä käytetään pääasiassa lyhytaikaisten datojen analysointiin (esim. viiden minuutin analyysijakso), kun taas aika-kenttä -analyysimenetelmiä käytetään pidempikestoisen datan analysointiin (esim. 24 tunnin Holter-nauhoitus). (Task Force 1996.)

Sydän- ja verenkiertoelimistöä kontrolloidaan autonomisella säätelyllä, joka tapahtuu autonomisen hermoston sympaattisen ja parasympaattisen haaran aktiivisuuden muutosten kautta. Sykevälivaihtelun analysointi antaa tietoa tämän säätelymekanismin toiminnasta. HRV:tä voidaan analysoida EKG-datasta, josta saadaan aikasarjat eli R-R-intervallien ajallinen kesto, jonka analysoimiseen käytetään yleensä aika- ja taajuuskenttäanalyseja. Sykevälivaihtelun analysoinnissa käytetään eri taajuusalueita, joilla on omat terminsä ja ominaispiirteensä. Teho tietyllä taajuusalueella heijastelee autonomisen hermoston sympaattisen (0.04–0.15 Hz) ja parasympaattisen (0.15–0.4 Hz) haaran aktiivisuutta. Tosin myös muita mekanismeja ja palauteketjuja on toiminnassa, erityisesti matalataajuuskaistalla. (Aubert ym. 2003.)

Harjoittelusta johtuva sydämen rakenteellinen muutos on riippuvainen harjoitusmuodosta (kestävyys- vs. voimaharjoittelu). Kestävyysarjoittelun aiheuttama määrällinen kuormitus (volume load) johtaa sydämen vasemman kammion sisäisen läpimitan kasvuun ja kammion seinämän suhteelliseen kasvuun. Tämän tyyppistä adaptaatiota kutsutaan eksentrisiksi vasemman kammion hypertrofiaksi. Voimaharjoittelu aiheuttaa sitä vastoin painekuormituksen (pressure load), joka johtaa kammion seinämän paksuuntumiseen

kammion sisäisen läpimitan pysyessä muuttumattomana. Tällaista adaptaatiota kutsutaan konsentriseksi vasemman kammion hypertrofiaksi. (Aubert ym. 2003; Oakley 2001.)

Figuroa ym. (2010) tutkivat kardiovagaalista barorefleksiä ja hemodynaamisia vasteita isometriseen harjoitukseen ja harjoituksen jälkeiseen lihasten iskemiaan voimaharjoittelulla miehillä. Heidän tutkimuksensa mukaan voimaharjoittelulla ei ollut vaikutusta sydämen autonomiseen toimintaan tai aortan systoliseen verenpaineeseen levossa ja kuormituksessa. (Figuroa ym. 2010). Geragen ym. (2013) 12 viikon voimaharjoittelututkimus ei vaikuttanut diastoliseen verenpaineeseen eikä sykevälivaihteluun 60–70 naisilla. Heidän mukaansa on tärkeä ottaa huomioon HRV-mittauksen keston sekä kehon asennon (istuma- vai makuuasento) vaikutus HRV-mittaustuloksiin.

Hu ym. (2009) tutkivat voimaharjoittelun vaikutusta työkapasiteettiin ja parasympaattiseen sykkeen säätelyyn 20–45-vuotiailla harjoittelemattomilla miehillä. Tutkimuksen tärkeänä löydöksenä oli, että voimaharjoittelu paransi parasympaattista sykkeen säätelyä kuormituksen aikana submaksimaalisilla kuormitustasoilla. Myös uupumukseen asti suoritettua polkupyöräergometritestin suoritus aika kasvoi, mikä viittaa parantuneeseen työkapasiteettiin. Nämä muutokset voivat olla edullisia sydän- ja verenkiertoelimistön terveydelle. (Hu ym. 2009.)

Unenaikaista sydämen autonomisen aktiivisuuden palautumista erilaisten akuuttien kuormitusten jälkeen ei ole kunnolla tutkittu, vaikka uni on äärimmäisen tärkeä palautumisjakso. Pääasiassa tutkimukset ovat keskittyneet kuormituksen jälkeisiin välittömiin vaikutuksiin varsin lyhyellä aikaikkunalla. Aikaisemmissa tutkimuksissa, joissa on mitattu yösykettä, analyysiaikana on käytetty neljää tuntia, joka alkaa puoli tuntia mittauksen käynnistämistä ts. nukkumaanmenosta. Ajatuksena on minimoida erilaisten nukahtamisaikojen vaikutukset mittaustulokseen. (Myllymäki ym. 2012, 2011; Hynynen 2011; Hynynen ym. 2010; Hautala ym. 2001; Pichot ym. 2000.)

## 6 TUTKIMUSONGELMAT JA HYPOTEESEIT

**Tutkimusongelma 1:** Eroavatko hypertrofisen-, maksimi- ja nopeusvoimaharjoitusten hermolihasjärjestelmän väsymisreaktiot toisistaan, ja jos eroavat, miten?

*Hypoteesi 0:* Eri voimaharjoitusten hermolihasjärjestelmän väsymisreaktioiden välillä ei ole eroa.

*Hypoteesi 1:* Isometrinen maksimivoima vähenee eniten hypertrofisessa voimaharjoituksessa (HYP) ja vähiten nopeusvoimaharjoituksessa (NOP).

**Tutkimusongelma 2:** Eroavatko hypertrofisen-, maksimi- ja nopeusvoimaharjoitusten sykereaktiot toisistaan, ja jos eroavat, miten?

*Hypoteesi 0:* Eri voimaharjoitusten sykereaktioiden välillä ei ole eroa.

*Hypoteesi 1:* Hypertrofinen voimaharjoitus aiheuttaa suurimman nousun kuormitussarjan sykkeessä ja hitaimman laskun sarjapalautuksen sykkeessä. Maksimivoimaharjoitus (MAX) aiheuttaa pienimmän vaikutuksen sykkeeseen.

**Tutkimusongelma 3:** Onko sykevälivaihtelussa havaittavissa muutoksia hypertrofisen-, maksimi- ja nopeusvoimaharjoitusten jälkeisenä yönä kuormituksia edeltävään yöhön nähden ja eroavatko mahdolliset muutokset toisistaan?

*Hypoteesi 0:* Eri voimaharjoitusten jälkeisen yön sykevälivaihtelussa ei havaita muutoksia kuormitusta edeltävään yöhön nähden.

*Hypoteesi 1:* HYP -voimaharjoitus aiheuttaa suurimman ja NOP -voimaharjoitus pienimmän muutoksen sykevälivaihteluun.

## 7 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 7.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistuneet henkilöt olivat liikunnanopiskelijamiehiä (n=10, TAULUKKO 2) eri urheilulajeista. Mukana oli niin joukkueurheilijoita (jalkapallo ja jääkiekko) kuin yksilölajien (yleisurheilu, paini, karate) edustajia. Osa heistä oli vielä aktiivisesti kilpailutoiminnassa mukana. Koehenkilömäärä oli aluksi 15, mutta putosi kymmeneen, koska kaikki koehenkilöt eivät ehtineet käydä läpi kaikkia kuormituksia. Sykevälivaihtelun osalta koehenkilömäärä (n=4) jäi pieneksi teknisistä vaikeuksista johtuen. Koehenkilöiltä kerättiin kirjallinen suostumus tutkimukseen osallistumisesta ja heille annettiin tutkimusseloste, josta kävi ilmi tutkimuksen kulku. Koehenkilöillä oli oikeus keskeyttää tutkimukseen osallistuminen milloin vain niin halutessaan. Tutkimuksella oli eettisen toimikunnan myöntämä tutkimuslupa. Tutkimuksen tietoja ja tuloksia käsiteltiin anonyymista ja luottamuksellisesti.

TAULUKKO 2. Koehenkilöiden taustatiedot.

<b>Koehenkilöt (n = 10)</b>	
<b>Ikä (v)</b>	25.0 ± 1.9
<b>Pituus (cm)</b>	177.9 ± 7.2
<b>Paino (kg)</b>	76.0 ± 6.2
<b>BMI (kg/m<sup>2</sup>)</b>	24.0 ± 1.4

## 7.2 Koeasetelma

Mittaukset aloitettiin elokuun 2013 lopulla liikuntabiologian laitoksella. Ennen varsinaisia mittauksia teimme Lennu Metsärannan kanssa pilottimittauksia, joissa tutkimusprotokollaa testattiin. Kyseessä oli kuormitustutkimus, jossa kuormitusmalleina toimivat hypertrofinen kuormitus (HYP = 5 x 10 / 80 % 1RM / 2 min palautuksella), maksimivoimakuormitus (MAX = 15 x 1RM / 3 min palautuksella) ja nopeusvoimakuormitus (NOP = 5 x 8 / 40 % 1RM / 3 min palautuksella), ja ne suoritettiin David 200 -dynaamisella jalkaprässillä. Lähtöpolvikulma oli 60 astetta, paitsi yhdellä koehenkilöllä, jolla käytettiin pienempää lähtöpolvikulmaa, koska muuten pakan kilot eivät olisi riittäneet kuormitusten asianmukaiseen suorittamiseen. Kukin koehenkilö teki jokaisen kuormituksen kahdesti – ilman kompressiohousuja ja kompressiohousujen kanssa (Lennu Metsärannan kompressiohousututkimus). Omassa tutkimuksessani käytin vain ilman kompressiohousuja tehtyjen kuormitusten dataa.

Voimamittauksissa käytettiin isometristä jalkaprässiä, jossa mitattiin maksimivoima, keskivoima (0–100 ms ja 0–500 ms) ja maksimivoimantuottonopeus eli maxRFD (10 ms) ennen kuormitusta (PRE), kuormituksen puolivälissä (MID), välittömästi kuormituksen jälkeen (POST), 60 minuuttia kuormituksen jälkeen (POST60min), yksi (POST1D) ja kaksi (POST2D) päivää kuormituksen jälkeen. MID-mittaukset tehtiin kolmannen sarjan jälkeen HYP- ja NOP -kuormituksissa sekä kahdeksannen sarjan jälkeen MAX -kuormituksessa. Lisäksi voimaa, maxRFD:tä ja sEMG:tä (500 ms) mitattiin isometrisessä polven ojennus -laitteessa 107 asteen polvikulmalla. Mittaukset suoritettiin ennen (PRE) kuormitusta, kuormituksen jälkeen (POST, isometrinen jalkaprässi ennen sähköstimulaatiota) sekä yksi (POST1D) ja kaksi (POST2D) päivää kuormituksen jälkeen. HYP-, MAX- ja NOP -kuormituksissa koehenkilömäärä oli 10, mutta MAX -kuormituksessa POST2D osalta n=9.

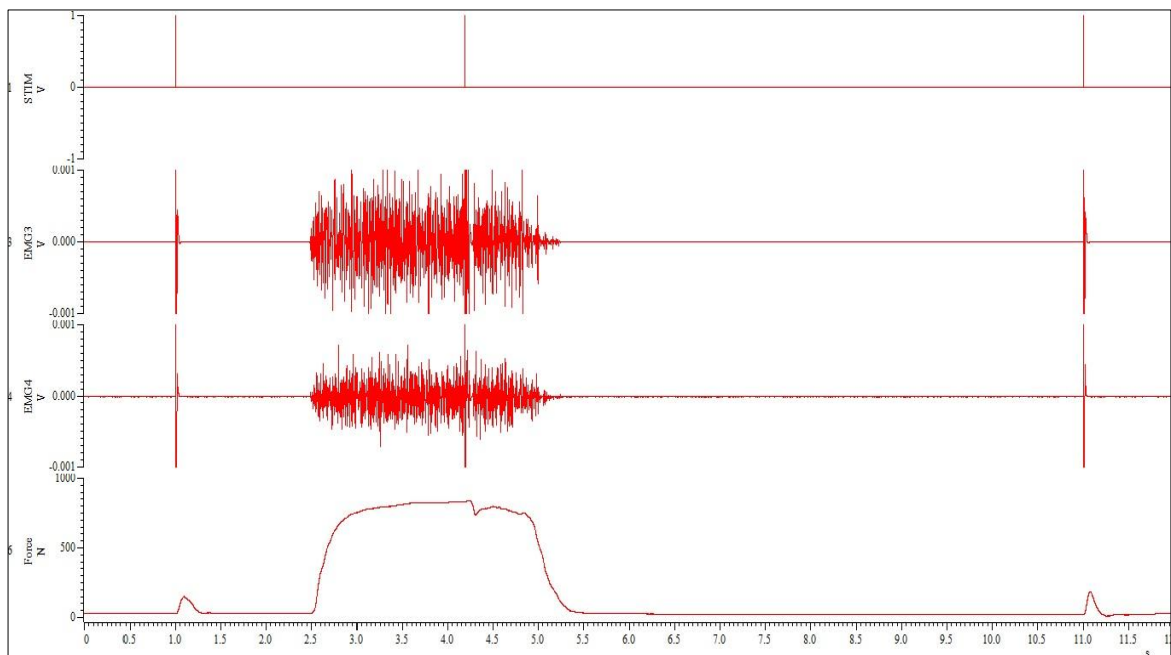
Sähköstimulaatiossa määritettiin joka päivä erikseen koehenkilökohtainen päivän maksimisähkövirta (laitteen maksimi oli 1 ampeeri) aloittamalla 50 mA sähkövirralla, jota lisättiin 50 mA korotuksin kunnes voimavaste ei enää kasvanut. Päivittäiseen

koehenkilökohtaiseen maksimivirtaan lisättiin 25 prosenttia, jolla stimulaatiot suoritettiin. Stimulaatioprotokollaan kuului ns. leponykäykset (resting twitch), jossa rentoon lihakseen annettiin yksi sähköimpulssi kolme kertaa minuutin palautuksella. Näistä kolmesta mittauksesta laskettiin keskiarvo, jota käytettiin lepotilan mittarina. Leponykäysten jälkeen suoritettiin super imposed twitch (SIT) -protokolla, jossa 1 sekunnin kohdalla tuli yksi sähköimpulssi rentoon lihakseen, sitten koehenkilöä käskettiin maksimimaalisesti (yrittää) ojentaa oikeaa polvea. Kun voimantuotto saavutti tasanvaiheen, lihakseen annettiin sähköimpulssi ja koehenkilö ylläpiti maksimaalista jännitystä vielä hetken. Sitten koehenkilö rentoutti jalkansa ja lopussa 11 sekunnin kohdalla tuli yksi sähköimpulssi rentoon lihakseen (KUVA 3 ja 4). Voluntaariaktivaation laskemiseen käytettiin Harridgen ym. (1999) kaavaa: Aktivaatiotaso (%) =  $[1 - (Pts/Pt)] \times 100$ , jossa Pts tarkoittaa sähköstimulaatiolla aikaansaadun maksimivoiman ja normaalin maksimivoimantuoton välistä erotusta, ja Pt tarkoittaa rentoon lihakseen annetun sähköimpulssin aikaansaamaa voimaa maksimaalisen jännityksen jälkeen (= post-twitch). (Peltonen ym. 2013) SIT -yritysten välillä oli 1 minuutin palautus, pois lukien POST-mittaus, jolloin yritysten välillä oli 15 sekuntia.



KUVA 3. Koehenkilö voimatuolissa. Tukijalkaa pidettiin korokkeella ja nilkka oli remmillä kiinni (polvikulma 107 astetta). Koehenkilö käytti vyötä vartalon tukemiseen ja käsillä sai ottaa tukea voimatuolista. Stimulaatioelektrodeja oli neljä ja sEMG mitattiin langallisesti VM ja VL -lihaksista.

sEMG mitattiin ei-telemetrisellä (= langallisella) EISA/EMG4 16-kanavaisella laitteella 500-kertaisella vahvistuksella. sEMG mitattiin vastus medialis- (VM) ja vastus lateralis- (VL) lihaksista noudattaen SENIAMin (2013) ohjeistusta EMG -elektrodiin sijoittelusta. Sähköstimulusten antamiseen käytettiin Digitimer DS7AH Constant Current sähköstimulaattoria (impulssin pituus = 1000  $\mu$ s, jännite = 400 V, pulssin muoto = suorakaiteen muotoinen). (Walker ym. 2013) Signaalien muuntamiseen analogisesta digitaaliseen muotoon käytettiin CEDin Power 1401 AD -muunninta. Signaalien keräämiseen ja analysointiin käytettiin Signal 4.04 -ohjelmaa.



KUVA 4. Tässä tutkimuksessa suoritettu lihaksen sähköstimulaatio Signal 4.04 -tietokoneohjelman avulla. Ylimpänä (STIM / V) sähköstimulukset (rentoon lihakseen automaattisesti 1 ja 11 sekunnin kohdalla, sekä manuaalisesti MVC:hen noin 4 sekunnin kohdalla), keskellä EMG- aktiivisuudet (V, ylempänä VM ja alempana VL) ja alimpana voima (N).

Syke- ja sykevälivaihteludata kerättiin Polarin sykemittareilla (Polar800CX sekä Polar800). Sykevälivaihtelun osalta data kerättiin kuormitusta edeltävältä (PRE) ja kuormitusta seuraavalta (POST) yöltä. Datasta analysoitiin 4 tunnin jakso 30 minuuttia keräyksen aloittamisesta (Hynynen 2011). Akuutti syke kuormitusten osalta kerättiin niin, että

koehenkilö oli alussa noin 10–15 minuuttia makuulla (=leposyke) EMG -elektrodien kiinnittämisen ajan. 30 sekuntia ennen kuormitussarjan alkua koehenkilön tuli olla puhumatta ja liikkumatta valmiudessa kuormitussarjan aloittamiseen dynaamisessa alaraajojen jalkaprässissä, kuten myös kuormitussarjan jälkeen (jalkaterät sai ottaa pois jalkalevyiltä). Alussa käytettiin sykemittareiden alkuperäisiä sykevoimia, mutta niissä havaittujen puutteellisuuden johdosta siirryttiin käyttämään Polarin Soft Strap -sykevoimia. Yösykedatan mittaamisessa joidenkin koehenkilöiden kohdalla oli haasteita ja näiden voittamiseksi kokeiltiin Parker Laboratoriesin Aquasonic 100 -ultraäänigeeliä sekä Redux Electrolyte Cremeä, joista oli joidenkin koehenkilöiden kohdalla apua. Sykkeiden analysoinnissa käytettiin Polarin Pro Trainer 5 -ohjelmaa, jossa virhekorjausasetuksena käytettiin ohjelman ehdottamaa korjausta (korjausteho = normaali, korjauskynnys = 6 bpm).

### **7.3 Aineiston kerääminen ja analysointi**

Akuutti kuormitussarjojen aikainen syke analysoitiin Polarin Pro Trainer 5 -ohjelmalla. Sykkeen osalta HYP -kuormituksen koehenkilömäärä oli 10, paitsi ensimmäisen kuormitussarjan havaintopisteen 75 % osalta (n=9). NOP -kuormituksessa koehenkilömäärä oli kahdeksan, paitsi ensimmäisen sarjapalautuksen aikana (30–120 s, n=7). MAX -kuormituksessa koehenkilömäärä oli koko ajan yhdeksän. HYP- ja NOP -kuormituksissa analysoitiin kaikki viisi kuormitussarjaa. Sarjapalautuksista analysoitiin ensimmäinen, toinen ja neljäs. Kolmas ja viides (viimeinen) sarjapalautus jätettiin analysoimatta, koska kyseessä ei ollut varsinainen sarjapalautus, sillä kolmannen kuormitussarjan jälkeen suoritettiin MID -voimamittaus isometrisellä jalkaprässillä ja viidennen kuormitussarjan jälkeen suoritettiin POST -voimamittaus isometrisellä jalkaprässillä ja sen jälkeen lihaksen sähköstimulaatio. MAX -kuormituksesta analysoitiin joka toinen kuormitussarja (1., 3., 5., 7., 9., 11., 13. ja 15.) sekä joka toinen sarjapalautus (lukuun ottamatta viimeistä eli 15. kuormitussarjan jälkeistä sarjapalautusta yllämainituista syistä). Kuormitussarja (= 100 %) jaettiin HYP -kuormituksessa viiteen pisteeseen: 0, 25, 50, 75 ja 100 prosenttia. NOP -



kuormitus jaettiin kolmeen pisteeseen: 0, 50 ja 100 prosenttia. MAX -kuormitus jaettiin kahteen pisteeseen: 0 ja 100 prosenttia.

Kaikista pisteistä analysoitiin maksimisyke (maxHR). 0-pisteestä (lap -napin painallus) analysoitiin kahden sekunnin aikaikkuna eteenpäin. 25-, 50- ja 75-pisteestä analysoitiin  $\pm 1$  sekunti pisteestä. 100-pisteestä analysoitiin  $\pm 2,5$  sekuntia pisteestä. Sarjapalautuksista analysoitiin ensimmäiset kaksi minuuttia (huom. HYP -kuormituksessa viimeinen piste, eli 120 sekuntia, tarkoittaa jo uuden sarjan alkua). Nämä kaksi minuuttia jaettiin neljään osaan: 30, 60, 90 ja 120 sekuntia. Niistä analysoitiin maxHR viiden sekunnin aikaikkunalla eli  $\pm 2,5$  sekuntia pisteestä. Sykedatat suodatettiin Polar Pro Trainer 5 -ohjelman virheenkorjaustoiminnolla (korjausteho = normaali, korjauskynnys = 6 bpm) ennen datan analysointia.

#### **7.4 Tilastolliset menetelmät**

Keskiarvot, keskihajonnat ja  $\Delta$  -muutokset laskettiin Microsoft Office Excel 2007 -ohjelmalla ja lisäksi sillä tehtiin kuvat ja taulukot, joilla ilmiöitä havainnollistettiin (syke-, sykevälivaihtelu- ja voimadata). Tilastollisiin analyysiin käytettiin IBM SPSS Statistics 22 -ohjelmaa. Tilastollisessa analyysissä käytettiin General Linear Model -mallia sekä yksisuuntaista varianssianalyysia (1-way ANOVA) ja Post Hoc testejä (Bonferroni) kuormitusten sisäisten ja kuormitusten välisten tilastollisten merkitsevyyksien laskemiseen.  $\Delta$  -muutosten tilastollisten merkitsevyyksien laskemiseen käytettiin yhden otoksen t-testiä (One-Sample T-test, test value = 0).

## 8 TULOKSET

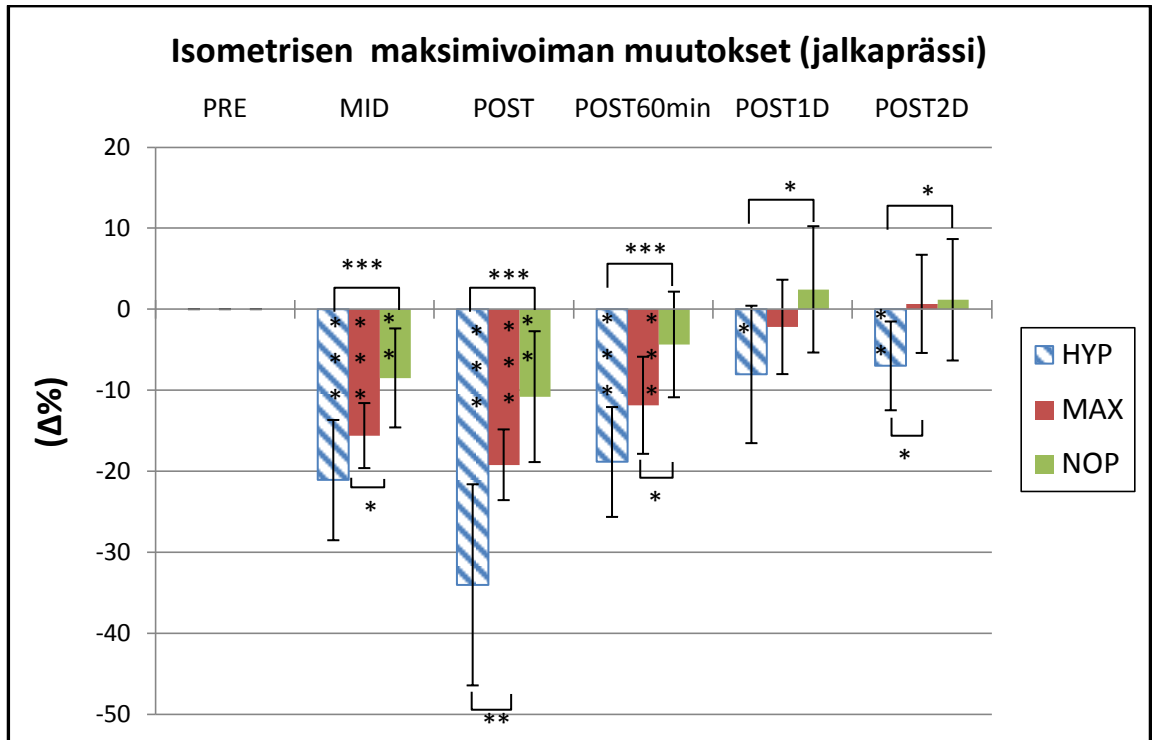
Tulokset muodostuvat kolmesta eri osa-alueesta: hermolihäsjärjestelmän väsymysindikaattoreista eli *voimasta, voimantuottonopeudesta, voluntaariaktivaatiosta ja EMG -aktiivisuudesta; sykkeestä* (akuutti kuormitus syke sarjan aikana ja kuormitussarjojen välisen palautuksen aikainen syke) ja *sykevälivaihtelusta* (PRE ja POST -sykevälivaihtelu kuormitusta edeltävältä ja kuormitusta seuraavalta yöltä). Lisäksi mukana on laktaatti, joka kertoo aineenvaihdunnallisesta kuormituksesta ja väsymyksestä.

### 8.1 Maksimivoima, EMG ja voluntaariaktivaatio

PRE -mittausten arvot (TAULUKKO 3) olivat samankaltaisia eri kuormitusmuotojen välillä maksimaalisessa isometrisessä alaraajojen jalkaprässissä, esimerkiksi maksimivoiman osalta HYP ( $4176 \pm 1046$  N), MAX ( $4051 \pm 963$  N), NOP ( $4199 \pm 1375$  N).

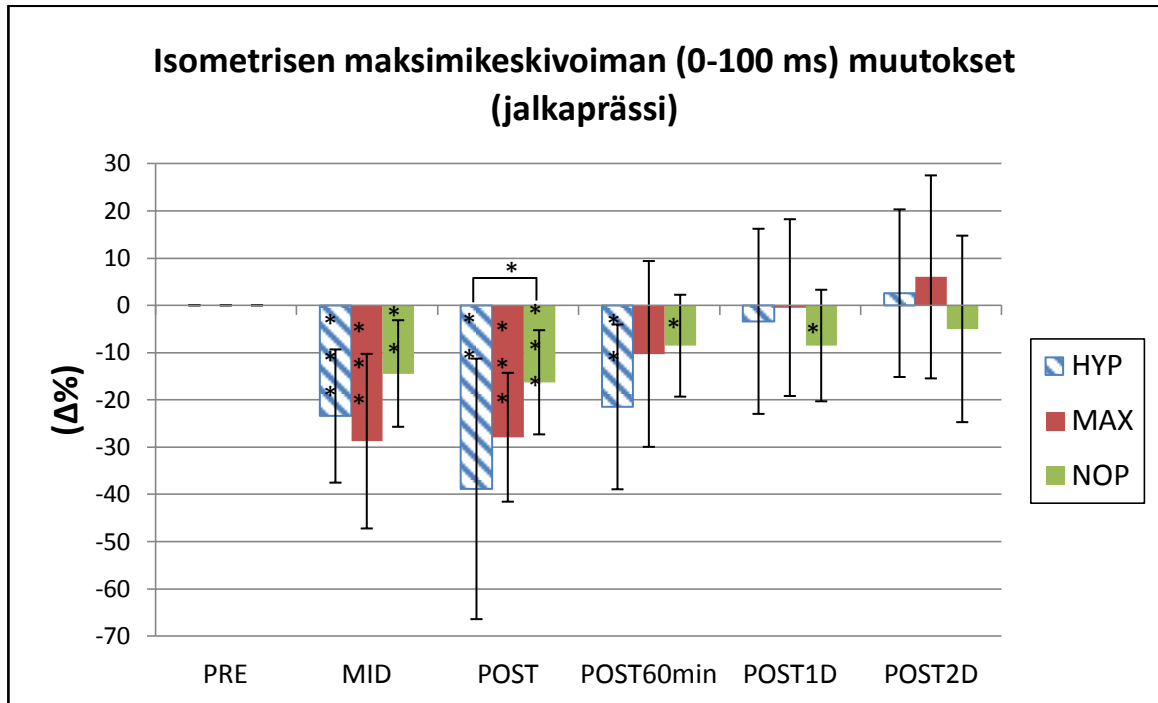
TAULUKKO 3. Maksimaalisen isometrisen jalkaprässin tulokset (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta).

<b>PRE -arvot</b>	<b>Maksimivoima (N)</b>	<b>Keskivoima (0-100 ms, N)</b>	<b>Keskivoima (0-500 ms, N)</b>	<b>Maksimi RFD (10 ms, N/s)</b>
<b>HYP</b>	4176 $\pm$ 1046	1055 $\pm$ 277	2825 $\pm$ 598	25452 $\pm$ 5885
<b>MAX</b>	4051 $\pm$ 963	1041 $\pm$ 389	2743 $\pm$ 752	25651 $\pm$ 8437
<b>NOP</b>	4199 $\pm$ 1375	1169 $\pm$ 414	2924 $\pm$ 904	27361 $\pm$ 8347

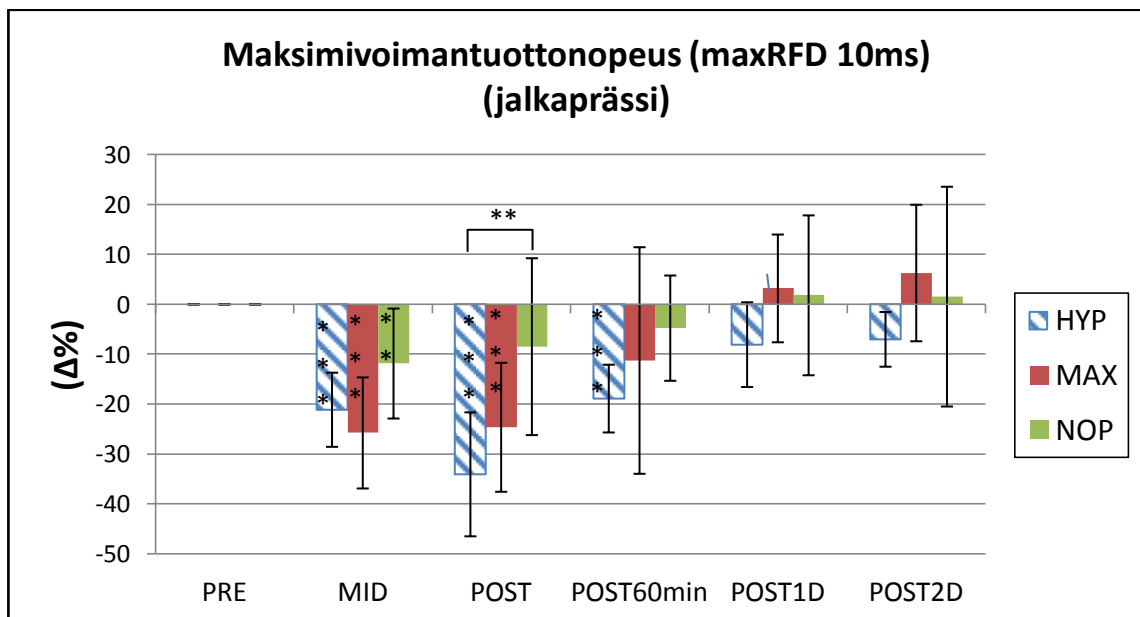


KUVA 5. Maksimivoiman suhteellinen ( $\Delta$  %) muutos alaraajojen isometrisessä jalkaprässissä eri ajanhetkinä. \*\*\*  $p \leq 0.001$ , \*\*  $p \leq 0.01$ , \*  $p \leq 0.05$ . Pylväisiin on merkitty kuormituksen sisällä tapahtuva tilastollisesti merkitsevä muutos tähdillä.  $\square$  = tilastollisesti merkitsevä ero HYP- ja NOP -kuormitusten välillä.  $\sqsubset$  = tilastollisesti merkitsevä ero HYP- ja MAX- tai MAX- ja NOP -kuormitusten välillä.

Kuvasta 5 nähdään, että maksimivoima ( $\Delta$  %) laskee tilastollisesti merkitsevästi ( $p \leq 0.001$ ) MID-, POST- ja POST60min ajanhetkinä niin HYP- kuin MAX -kuormituksessa. NOP -kuormituksessa maksimivoima laskee merkitsevästi MID- ja POST -ajanhetkillä ( $p \leq 0.01$ ).  $\Delta$  -muutos eroaa tilastollisesti merkitsevästi HYP- ja NOP -kuormitusten välillä kaikissa mittapisteissä ( $p \leq 0.05$ ). HYP- ja MAX -kuormitusten  $\Delta$  -muutos eroaa tilastollisesti merkitsevästi ajanhetkillä POST ja POST2D ( $p \leq 0.05$ ). MAX- ja NOP- kuormitusten  $\Delta$  -muutos eroaa tilastollisesti ( $p \leq 0.05$ ) MID- ja POST60min kohdalla. Voimantuottonopeudessa tapahtuvat muutokset (maksimikeskivoima 0–100 ms ja maxRFD 10 ms) on havainnollistettu kuvissa 6 ja 7.



KUVA 6. Maksimikeskivoiman (0–100 ms) suhteellinen muutos ( $\Delta$  %) isometrisessä jalkaprässissä eri ajanhetkinä. \*\*\*  $p \leq 0.001$ , \*\*  $p \leq 0.01$ , \*  $p \leq 0.05$ .  $\square$  = tilastollisesti merkitsevä ero HYP- ja NOP -kuormitusten välillä.



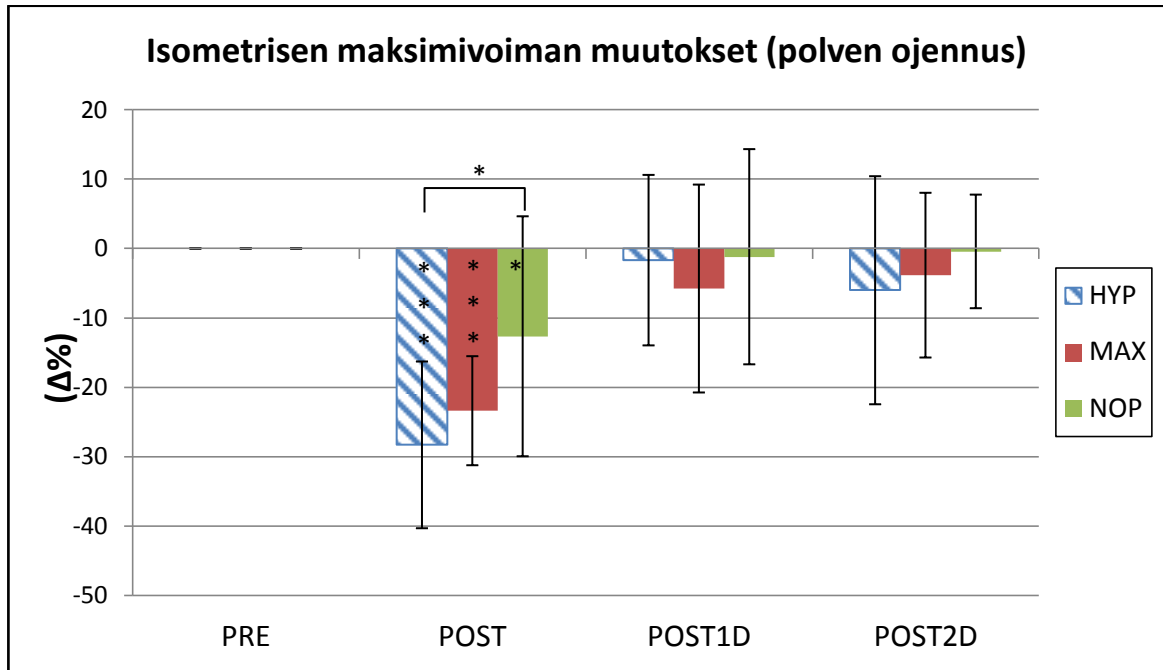
KUVA 7. Maksimivoimantuottonopeuden suhteellinen muutos ( $\Delta$  %) isometrisessä jalkaprässissä eri ajanhetkinä. \*\*\*  $p \leq 0.001$ , \*\*  $p \leq 0.01$ .  $\square$  = tilastollisesti merkitsevä muutos HYP- ja NOP -kuormitusten välillä.

Kuormituksen jälkeen (POST) havaittiin maksimaalisessa isometrisessä keskivoimassa (0–100 ms) tilastollisesti merkitsevä  $\Delta$  -muutos kaikissa kuormituksissa ( $p \leq 0.01$ ) sekä tilastollisesti merkitsevä ero HYP- ja NOP -kuormitusten välillä ( $p \leq 0.05$ ). POST1D havaittiin, että isometrinen maksimikeskivoima (0–100 ms) oli edelleen tilastollisesti lähtötasoa (PRE) alempana NOP -kuormituksen jälkeen ( $p \leq 0.05$ ). MaxRFD:ssä (10 ms) havaittiin myös tilastollisesti merkitsevät muutokset ( $p \leq 0.01$ ) samoissa mittapisteissä, paitsi NOP -kuormituksessa ei havaittu tilastollisesti merkitsevää muutosta POST ja POST1D -ajanhetkillä PRE -tasoon verrattuna.

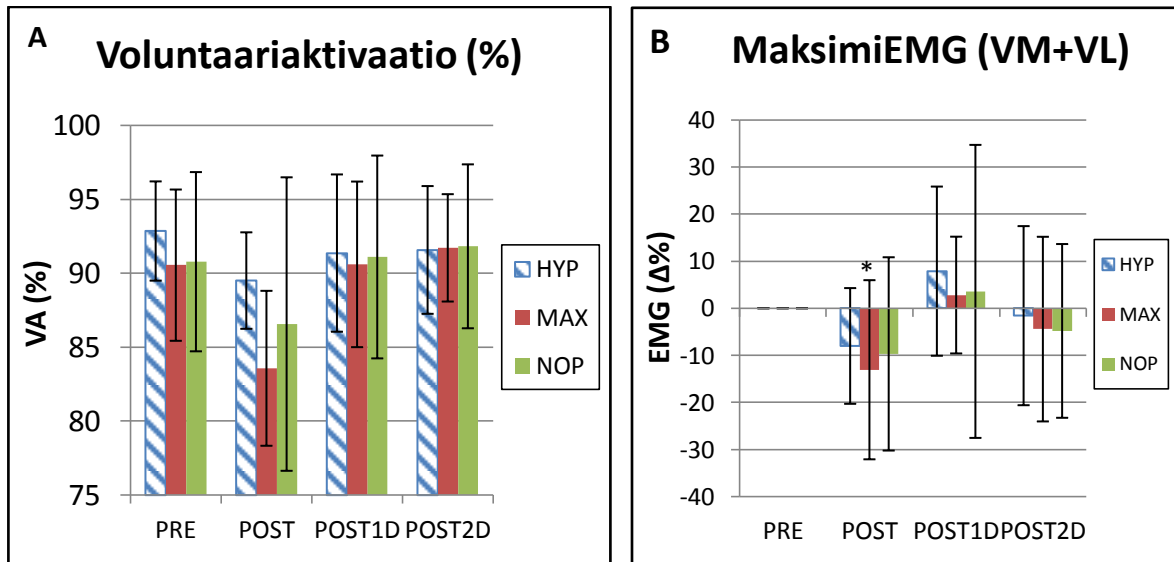
TAULUKKO 4. Maksimaalisen yhden alaraajan (oikea) isometrisen polven ojennuksen maksimivoima, voluntaariaktivaatio ja maksimiEMG (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta).

<b>Maksimivoima</b>	<b>PRE (N)</b>
HYP (n=10)	837 $\pm$ 140
MAX (n=10)	791 $\pm$ 145
NOP (n=9)	801 $\pm$ 143
<b>VA (%)</b>	<b>PRE</b>
HYP (n=6)	92,9 $\pm$ 3,4
MAX (n=5)	90,6 $\pm$ 5,1
NOP (n=5)	90,8 $\pm$ 6,1
<b>MaksimiEMG (VM+VL)</b>	<b>PRE (mV)</b>
HYP (n=10)	0,27 $\pm$ 0,10
MAX (n=7)	0,21 $\pm$ 0,06
NOP (n=7)	0,27 $\pm$ 0,11

Maksimaalisen isometrisen polven ojennuksen PRE -mittauksissa (TAULUKKO 4) ei ollut suuria eroja kuormitusten välillä. Maksimaalisessa isometrisessä polven ojennuksessa mitatun maksimivoiman suhteellinen muutos (KUVA 8,  $\Delta$  %) oli kaikissa kuormituksissa tilastollisesti merkitsevä ( $p \leq 0.05$ ) kuormituksen jälkeen (POST). POST -mittauksessa havaittiin myös tilastollisesti merkitsevä ( $p \leq 0.05$ ) ero HYP- ja NOP -kuormitusten välillä. Voluntaariaktivaatiossa (%) ei havaittu tilastollisesti merkitseviä muutoksia, mutta maksimiEMG -aktiivisuudessa oli tilastollisesti merkitsevä ( $p \leq 0.05$ )  $\Delta$  -muutos MAX -kuormituksen PRE- ja POST -mittausten välillä (KUVA 9B). HYP ( $p = 0.069$ )- ja NOP ( $p = 0.074$ )-kuormitusten jälkeen havaittiin trendi PRE- ja POST -mittausten eron välillä.



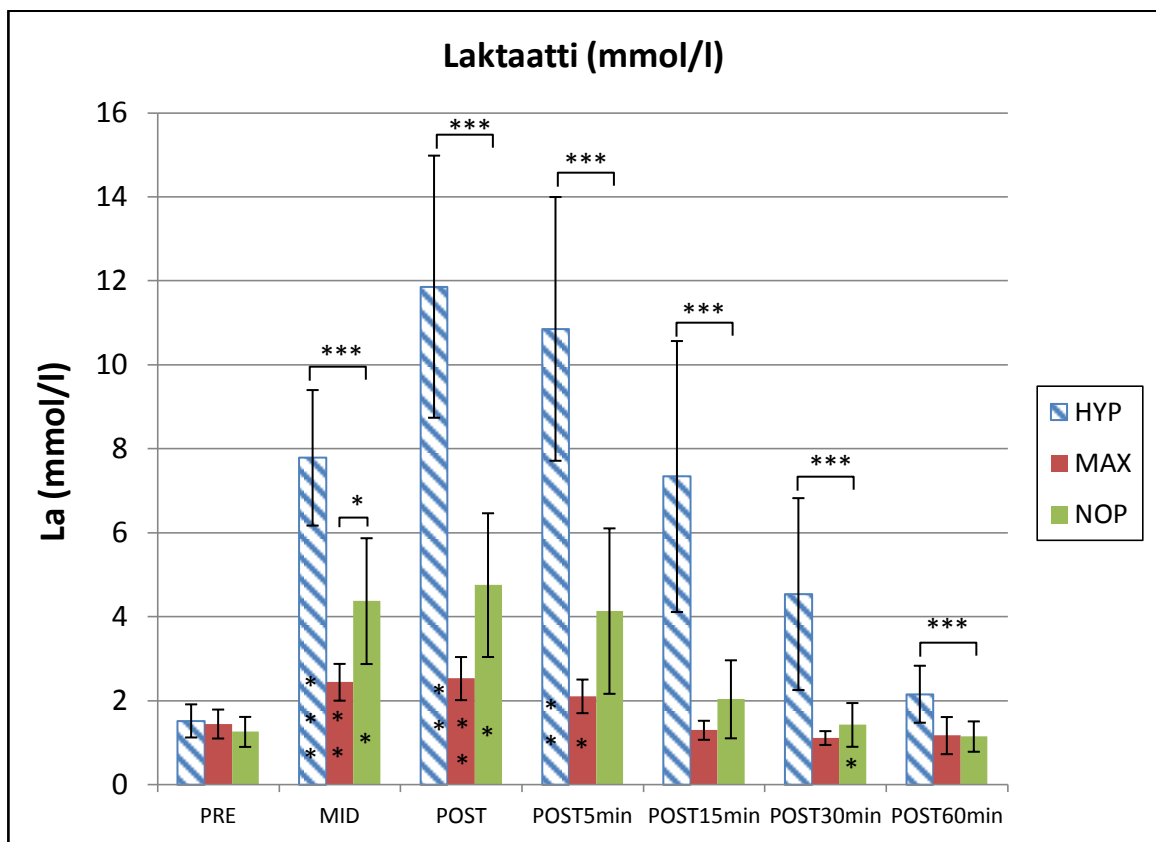
KUVA 8. Maksimivoiman suhteellinen ( $\Delta$  %) muutos yhden alaraajan (oikea) isometrisessä polven ojennuksessa. \*\*\*  $p \leq 0.001$ , \*  $p \leq 0.05$ .  $\square$  = tilastollisesti merkitsevä muutos HYP- ja NOP -kuormitusten välillä.



KUVA 9 (A ja B). Voluntaariaktivaatio eri mittapisteissä (% , KUVA 9A) ja maksimiEMG:n (500 ms epoch, VM+VL keskiarvo) suhteellinen muutos ( $\Delta$  %, KUVA 9 B) isometrisessä polven ojennuksessa. \*  $p \leq 0.05$ .

## 8.2 Laktaatti

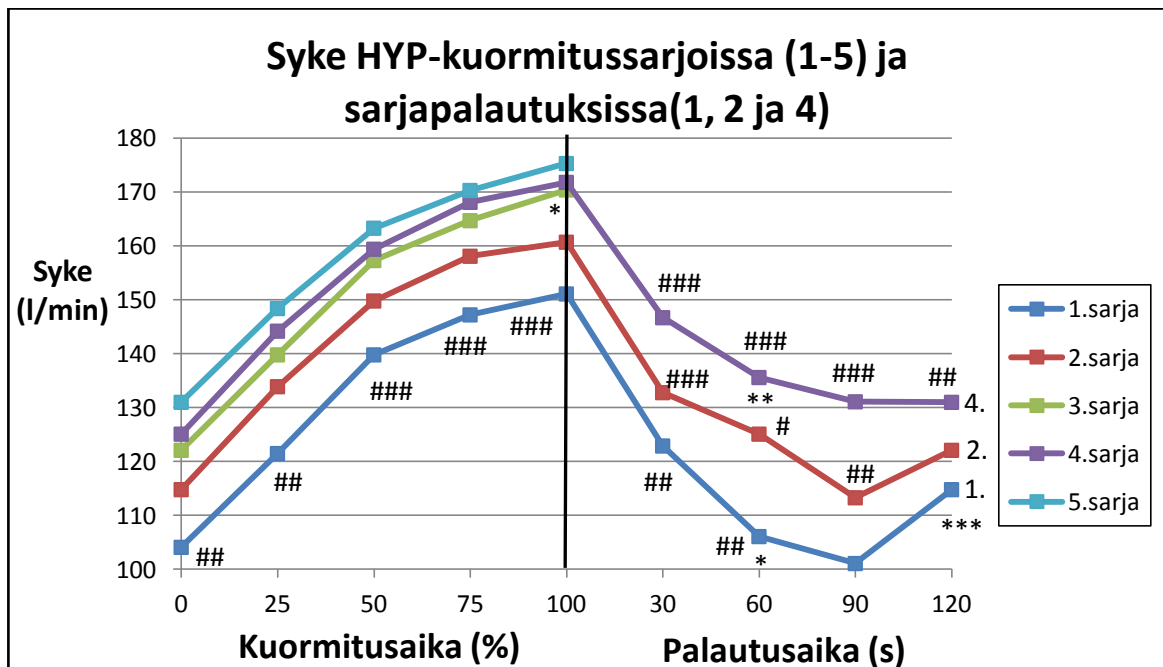
Kaikissa kuormituksissa laktaattipitoisuus nousi merkitsevästi ( $p \leq 0.05$ ) MID- ja POST -mittauksissa. Hypertrofinen kuormitus nosti selkeästi eniten laktaattipitoisuutta (KUVA 10). Se oli HYP -kuormituksessa noin 12 mmol/l POST -ajanhetkellä ollen vielä hieman koholla POST60min kohdalla (noin 2 mmol/l). Nopeusvoimakuormituksessa laktaattipitoisuus nousi keskimäärin noin 4–5 mmol/l:iin. Maksimivoimakuormituksessa laktaattipitoisuudessa ei tapahtunut suuria muutoksia ja se oli POST-ajanhetkellä noin 2–3 mmol/l. HYP -kuormitus erosi tilastollisesti merkitsevästi ( $p \leq 0.05$ ) MAX- ja NOP-kuormituksista kaikissa mittamittapisteissä (pois lukien PRE).



KUVA 10. Laktaattipitoisuus HYP-, MAX- ja NOP -kuormituksissa, n=9 (paitsi HYP POST5min, n=8). \*\*\*  $p \leq 0.001$ , \*\*  $p \leq 0.01$ , \*  $p \leq 0.05$ .  $\overline{\hspace{1cm}}$  = tilastollisesti merkitsevä ero HYP- ja NOP -kuormitusten välillä.  $\overline{\hspace{1cm}}$  = tilastollisesti merkitsevä ero MAX- ja NOP -kuormitusten välillä.

### 8.3 Syke

Syke nousi kuormitussarjan aikana ja kuormitussarjojen edetessä syke lähti korkeammalta lähtötasolta ja oli korkeammalla sarjan päätyttyä edeltävään sarjaan verrattuna etenkin HYP -kuormituksessa (KUVA 11, TAULUKKO 5). Kaikissa HYP -kuormitussarjoissa havaittiin tilastollisesti merkitsevä muutos ( $p \leq 0.05$ ) pisteissä 25, 50 ja 75 % edeltävään mittapisteeseen verrattuna. Ainoastaan 3. sarjassa havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ( $p \leq 0.05$ ) pisteiden 75 % – 100 % välillä. Sarjapalautuksen sisällä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ( $p \leq 0.05$ ) 30 s – 60 s välillä 1. ja 4. sarjassa sekä 1. sarjassa 90 s – 120 s välillä ( $p \leq 0.001$ ). Tilastollista merkitsevyyttä tarkasteltiin 1. ja 4. kuormitussarjan ja sarjapalautuksen havaintopisteiden välillä ja näissä kaikissa havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ( $p \leq 0.01$ ). Sarjapalautusten aikana havaittiin tilastollisesti merkitsevät erot ( $p \leq 0.01$ ) 1. ja 2. sarjapalautuksen välillä pisteissä 30 s ja 60 s. 2. ja 4. sarjapalautuksen välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevät erot ( $p \leq 0.05$ ) pisteissä 30 s, 60 s ja 90 s.



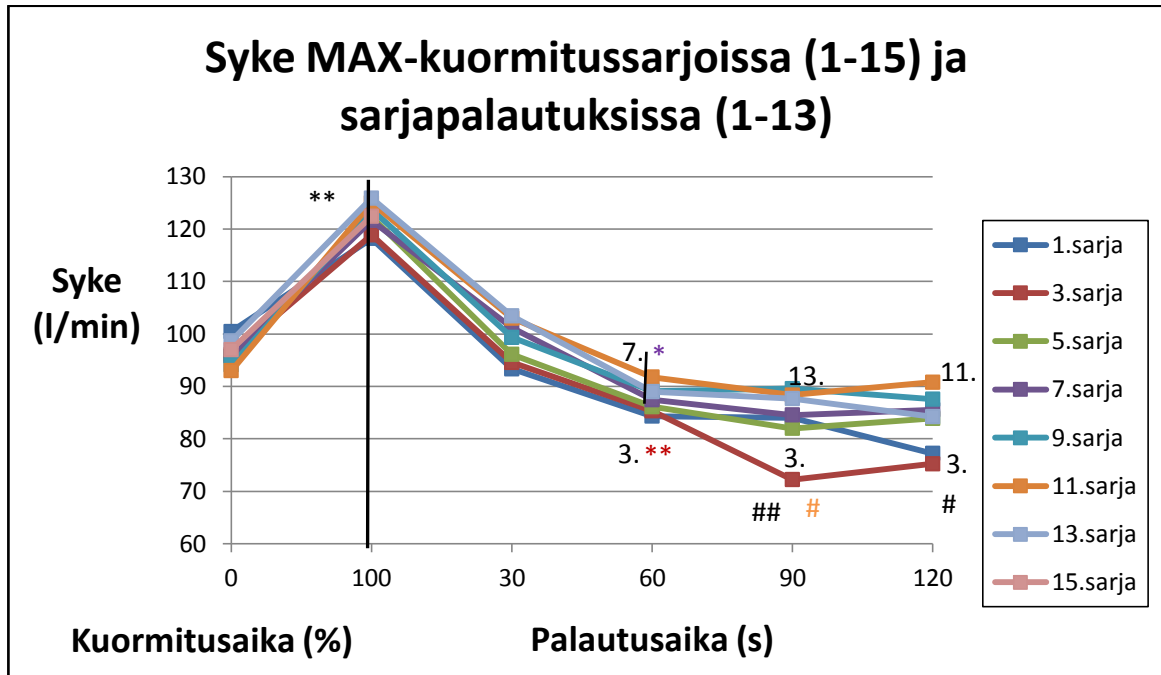
KUVA 11. Syke HYP -kuormitussarjojen (1–5) ja -sarjapalautuksien (1, 2 ja 4) aikana. Kuormitussarjojen aika on ilmaistu suhteellisena (%) ja sarjapalautusten absoluuttisena (s) aikana. \*\*\*  $p \leq 0.001$ , \*\*  $p \leq 0.01$ , \*  $p \leq 0.05$ . ###  $p \leq 0.001$ , ##  $p \leq 0.01$ .



TAULUKKO 5. Syke HYP -kuormitussarjoissa 1–5 (prosentuaalinen aika = %) ja sarjapalautuksissa 1, 2 ja 4 (absoluuttinen aika = s). Syke on ilmoitettu koehenkilöiden sykkeiden keskiarvona  $\pm$  SD.

<b>Kuormitus syke (l/min, ka. <math>\pm</math> SD)</b>	<b>0 %</b>	<b>25 %</b>	<b>50 %</b>	<b>75 %</b>	<b>100 %</b>
1. sarja	104 $\pm$ 15	122 $\pm$ 14	140 $\pm$ 14	147 $\pm$ 14	151 $\pm$ 12
2. sarja	115 $\pm$ 10	134 $\pm$ 12	150 $\pm$ 15	158 $\pm$ 14	161 $\pm$ 9
3. sarja	122 $\pm$ 10	140 $\pm$ 10	157 $\pm$ 13	165 $\pm$ 10	170 $\pm$ 8
4. sarja	125 $\pm$ 13	144 $\pm$ 15	159 $\pm$ 13	168 $\pm$ 11	172 $\pm$ 8
5. sarja	131 $\pm$ 12	148 $\pm$ 15	163 $\pm$ 13	170 $\pm$ 12	175 $\pm$ 8
<b>Palautus syke (l/min, ka. <math>\pm</math> SD)</b>	<b>30 s</b>	<b>60 s</b>	<b>90 s</b>	<b>120 s</b>	
1. sarja	123 $\pm$ 14	106 $\pm$ 20	101 $\pm$ 8	115 $\pm$ 10	
2. sarja	133 $\pm$ 14	125 $\pm$ 12	113 $\pm$ 19	122 $\pm$ 10	
4. sarja	147 $\pm$ 13	136 $\pm$ 17	131 $\pm$ 16	131 $\pm$ 12	

MAX -kuormituksessa (KUVA 12 ja TAULUKKO 6) syke nousi jokaisen kuormitussarjan aikana tilastollisesti merkitsevästi ( $p \leq 0.01$ ). Kuormitussarjojen välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Sarjapalautus 30 s ja 60 s välillä oli tilastollisesti merkitsevä 3. ja 7. sarjapalautuksessa ( $p \leq 0.05$ ). Sarjapalautuksissa havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero 3. ja 11. sarjapalautuksen välillä 90 s ja 120 s havaintopisteiden kohdalla ( $p \leq 0.05$ ). Tilastollisesti merkitsevä ero ( $p \leq 0.01$ ) havaittiin myös 3. ja 13. sarjapalautuksen välillä 90 s havaintopisteen kohdalla.

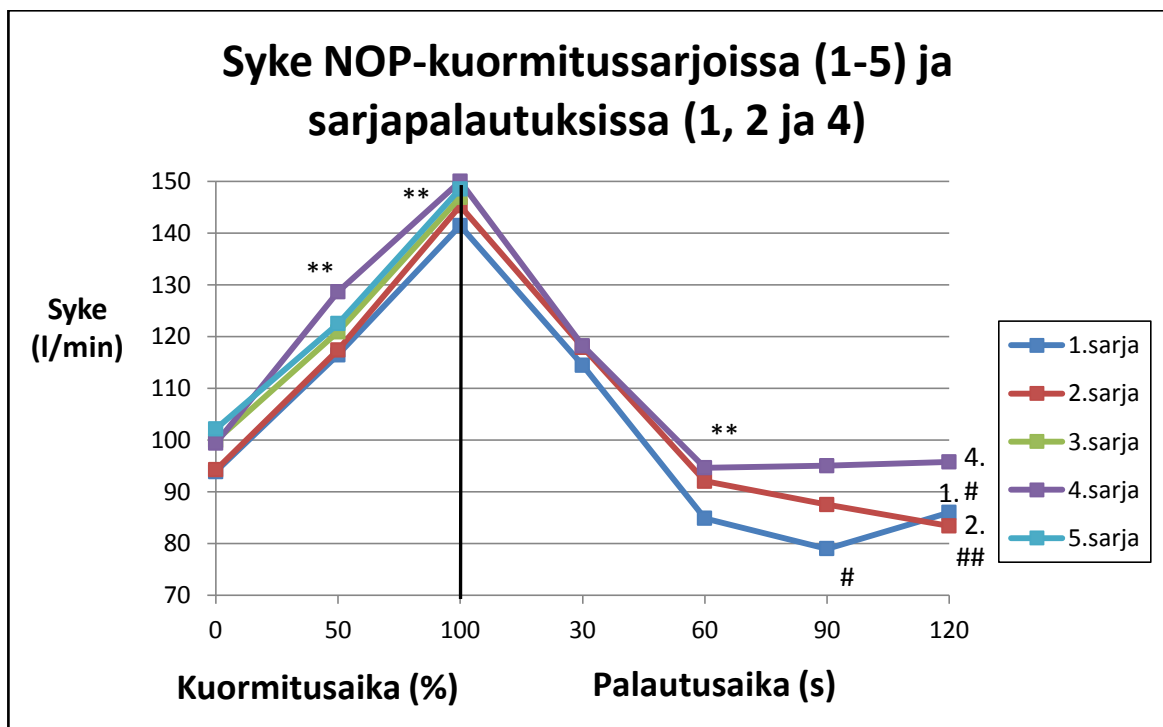


KUVA 12. Syke MAX -kuormitussarjojen (1–15) ja -sarjapalautuksien (1–13) aikana. Kuormitussarjojen aika on ilmaistu suhteellisenä (%) ja sarjapalautusten absoluuttisena (s) aikana. Kuormitussarjojen (1–15) välillä ei ole tilastollisesti merkitsevää eroa. Jokaisen kuormitussarjan sisällä syke kasvaa tilastollisesti merkitsevästi. \*\*  $p \leq 0.01$ , \*  $p \leq 0.05$ . ##  $p \leq 0.01$ , #  $p \leq 0.05$ .

TAULUKKO 6. Syke MAX -kuormitussarjoissa 1–15 (prosentuaalinen aika = %) ja sarjapalautuksissa 1–13 (absoluuttinen aika = s). Syke on ilmoitettu koehenkilöiden sykkeiden keskiarvona  $\pm$  SD.

Kuormitusryhmä	Kuormitus		Palautusryhmä	Palautus			
	0 %	100 %		30 s	60 s	90 s	120 s
1. sarja	100 $\pm$ 15	118 $\pm$ 14	1. sarja	93 $\pm$ 16	84 $\pm$ 16	84 $\pm$ 16	77 $\pm$ 8
3. sarja	96 $\pm$ 14	119 $\pm$ 10	3. sarja	95 $\pm$ 9	85 $\pm$ 12	72 $\pm$ 13	75 $\pm$ 10
5. sarja	96 $\pm$ 16	122 $\pm$ 9	5. sarja	96 $\pm$ 11	86 $\pm$ 15	82 $\pm$ 15	84 $\pm$ 14
7. sarja	96 $\pm$ 16	122 $\pm$ 12	7. sarja	101 $\pm$ 12	87 $\pm$ 13	85 $\pm$ 14	86 $\pm$ 13
9. sarja	94 $\pm$ 19	124 $\pm$ 10	9. sarja	99 $\pm$ 11	89 $\pm$ 15	90 $\pm$ 13	88 $\pm$ 16
11. sarja	93 $\pm$ 15	125 $\pm$ 7	11. sarja	103 $\pm$ 14	92 $\pm$ 12	88 $\pm$ 9	91 $\pm$ 14
13. sarja	99 $\pm$ 14	126 $\pm$ 10	13. sarja	103 $\pm$ 11	89 $\pm$ 14	88 $\pm$ 12	84 $\pm$ 13
15. sarja	97 $\pm$ 19	122 $\pm$ 10					

NOP -kuormituksessa (KUVA 13, TAULUKKO 7) syke nousi jokaisen kuormitussarjan aikana tilastollisesti merkitsevästi ( $p \leq 0.01$ ) sarjan sisällä. Kuormitussarjojen välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. 1., 2. ja 4. sarjapalautuksen syke eroaa tilastollisesti merkitsevästi mittapisteiden 30 s – 60 s välillä ( $p \leq 0.01$ ). 1. ja 4. sarjapalautuksen välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero ( $p \leq 0.05$ ) sykkeessä 90 s ja 120 s kohdalla. Tilastollisesti merkitsevä ero ( $p \leq 0.01$ ) havaittiin myös 2. ja 4. sarjapalautuksen välillä 120 s kohdalla.

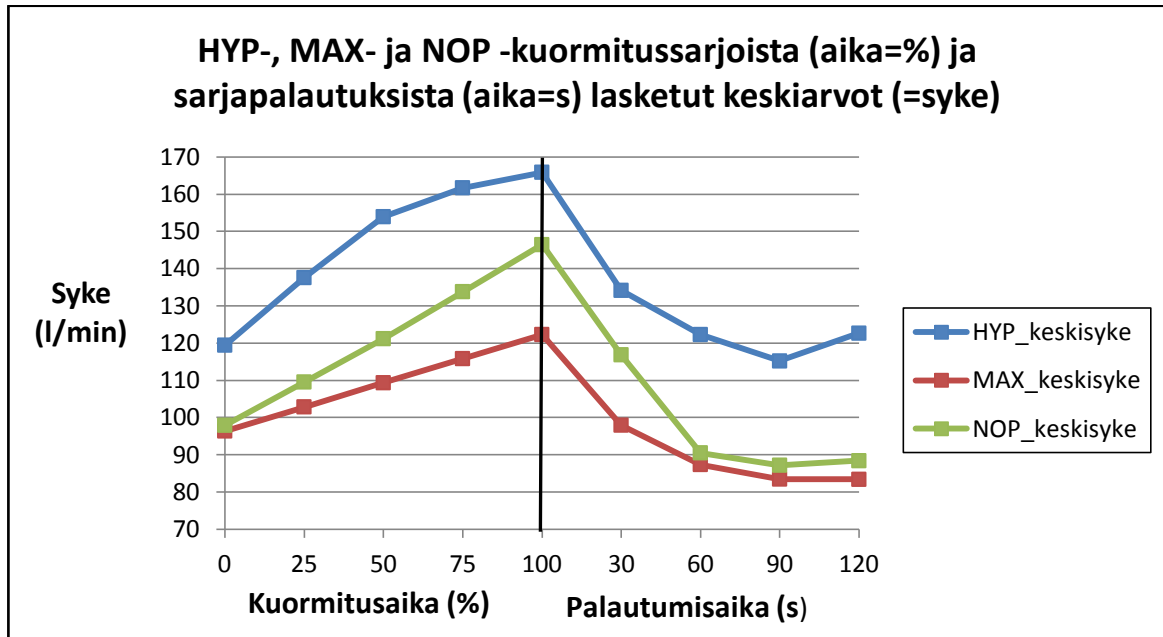


KUVA 13. Syke NOP -kuormitussarjojen (1–5) ja -sarjapalautuksien (1, 2 ja 4) aikana. Kuormitussarjojen aika on ilmaistu suhteellisena (%) ja sarjapalautusten absoluuttisena (s) aikana. Kuormitussarjojen (1–5) välillä ei ole tilastollisesti merkitsevää eroa. Jokaisen kuormitussarjan sisällä syke kasvaa tilastollisesti merkitsevästi. \*\*  $p \leq 0.01$ . ##  $p \leq 0.01$ , #  $p \leq 0.05$ .

TAULUKKO 7. Syke NOP -kuormitussarjoissa 1–5 (prosentuaalinen aika = %) ja sarjapalautuksissa 1, 2 ja 4 (absoluuttinen aika = s). Syke on ilmoitettu koehenkilöiden sykkeiden keskiarvona  $\pm$  SD.

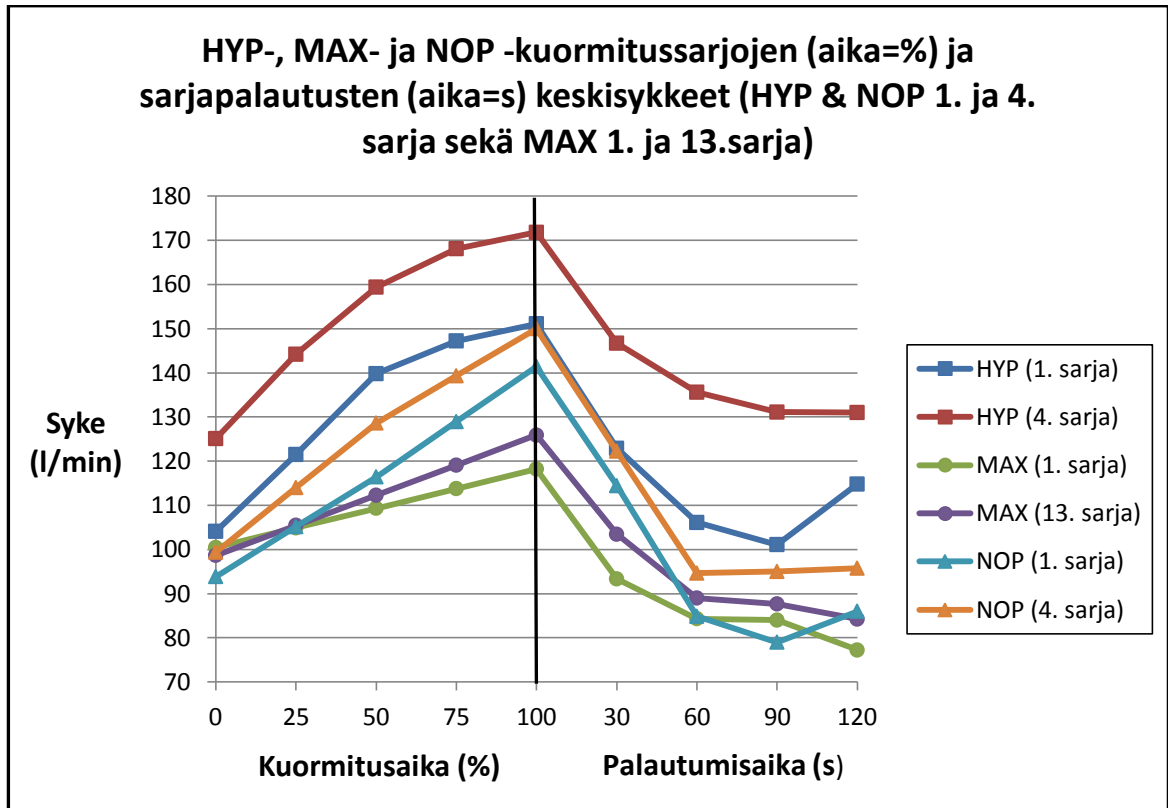
<b>Kuormitus syke (l/min, ka. <math>\pm</math> SD)</b>	<b>0 %</b>	<b>50 %</b>	<b>100 %</b>	
1. sarja	94 $\pm$ 13	116 $\pm$ 12	141 $\pm$ 8	
2. sarja	94 $\pm$ 12	117 $\pm$ 14	145 $\pm$ 12	
3. sarja	100 $\pm$ 10	121 $\pm$ 10	147 $\pm$ 9	
4. sarja	99 $\pm$ 17	129 $\pm$ 15	150 $\pm$ 11	
5. sarja	102 $\pm$ 15	123 $\pm$ 14	149 $\pm$ 12	
<b>Palautus syke (l/min, ka. <math>\pm</math> SD)</b>	<b>30 s</b>	<b>60 s</b>	<b>90 s</b>	<b>120 s</b>
1. sarja	114 $\pm$ 9	85 $\pm$ 17	79 $\pm$ 16	86 $\pm$ 16
2. sarja	118 $\pm$ 16	92 $\pm$ 15	88 $\pm$ 17	83 $\pm$ 17
4. sarja	122 $\pm$ 18	95 $\pm$ 14	95 $\pm$ 18	96 $\pm$ 17

HYP-, MAX- ja NOP -kuormitussarjojen ja sarjapalautusten keskisykkeiden yhteenlasketuista keskiarvoista havaitaan, että HYP -kuormituksessa syke nousi korkeimmalle ja MAX -kuormituksessa syke nousi vähiten (KUVA 14). Sykkeen muutos oli kutakuinkin sama niin HYP- ja NOP- kuormituksessa (HYP: 46 l/min, NOP: 49 l/min, MAX: 22 l/min) kuin kuormituksen jälkeisessä palautumisessa = sykkeen lasku kuormituksen päättymisestä 30 sekuntiin (HYP: -32 l/min, NOP: -28 l/min, MAX: -23 l/min) tarkasteltaessa absoluuttisen sykkelukeman muutosta. Sykkeen muutoksessa välillä 30 s – 60 s oli selkeä ero verrattaessa NOP -kuormitusta HYP- ja MAX -kuormitukseen (NOP: -28 l/min, HYP: -12 l/min, MAX: -10 l/min). Jos tarkasteltaisiin sykereserviä (HRR), se olisi selkeästi pienin HYP -kuormituksessa niin kuormitussarjojen kuin sarjapalautusten osalta.



KUVA 14. HYP-, MAX- ja NOP -kuormitussarjoista ja sarjapalautuksista lasketut keskiarvot (syke). Kuormitussarjojen aika on ilmaistu suhteellisena (%) ja sarjapalautusten absoluuttisena (s) aikana. MAX -sykepiisteet 25–75 % sekä NOP -sykepiisteet 25 % ja 75 % on saatu intrapoloimalla (jotta käyrä oli mahdollista piirtää).

Kuvassa 15 on havainnollistettu eri kuormitusmallien aikaansaama sykkeen ”hilautuminen” ylöspäin sarjojen edetessä. Tässä HYP -kuormitus aiheutti suurimman sykkeen kohoamisen verrattaessa ensimmäistä ja toiseksi viimeistä analysoitua kuormitussarjaa ja sarjapalautusta. HYP -kuormituksessa 1. ja 4. kuormitussarjan havaintopisteiden välinen syke-ero oli 20–23 l/min, kun NOP -kuormituksessa vastaava oli 6–12 l/min (MAX -kuormituksen 1. ja 13. kuormitussarjan välinen syke-ero oli -2–8 l/min). 1. ja 4. sarjapalautuksen havaintopisteiden välinen syke-ero oli 16–30 l/min HYP -kuormituksessa, 4–16 l/min NOP -kuormituksessa (MAX -kuormituksen 1. ja 13. sarjapalautuksen välinen syke-ero oli 4–10 l/min).



KUVA 15. Keskisykkeet HYP-, MAX- ja NOP -kuormitussarjojen (HYP ja NOP 1. ja 4. sarja, MAX 1. ja 13. sarja) ja sarjapalautusten aikana. Kuormitussarjojen aika on ilmaistu suhteellisen (%) ja sarjapalautusten absoluuttisena (s) aikana. MAX -sykeasteet 25–75 % sekä NOP -sykeasteet 25 % ja 75 % on saatu intrapoloimalla (jotta käyrä oli mahdollista piirtää).

## 8.4 Sykevälivaihtelu

Sykevälivaihtelun osalta koehenkilöiden määrä laski neljään teknisistä haasteista johtuen. Nämä neljä koehenkilöä kuuluvat hermolihasjärjestelmän muuttujien osalta analysoidun kymmenen koehenkilön ryhmään. Vähäisen koehenkilömäärän, suurien keskihajontojen ja sykevälivaihtelun hyvin yksilöllisen luonteen johdosta päädyttiin tapauskohtaiseen tarkasteluun (TAULUKKO 8).

TAULUKKO 8. Sykevälivaihtelumuuttujia ( $\Delta$  %, paitsi sykkeen osalta l/min) ja voimamuuttuja (LP = maksimivoima isometrisessä jalkaprässissä,  $\Delta$  %) koehenkilöiden X (MAX ja NOP -kuormitukset) ja Y (HYP -kuormitus) kohdalla.

HRV & F	Kuormitus	RMSSD ( $\Delta$ %)	SDNN ( $\Delta$ %)	Syke ( $\Delta$ l/min)	HFP ( $\Delta$ %)	LP_MID	LP_POST	LP_POST60	LP_POST1D	LP_POST2D
Tapaus X	MAX	-25.1	-6.8	4	-39.4	-10.9	-10.7	-17.4	-8.9	-2.3
Tapaus X	NOP	-25.5	-13.3	6	-50.1	-18.7	-19.6	-8.7	0.1	-3.6
Tapaus Y	HYP	-12.4	3.4	5	-21.2	-37.6	-37.0	-21.1	-17.0	-12.2

Tapauksella X, RMSSD ja SDNN laskivat eniten niin MAX- kuin NOP -kuormituksen jälkeen. Itse asiassa hän oli ainoa, jolla SDNN -muuttuja laski. Mielenkiintoista oli, että MAX -kuormituksessa koehenkilöllä X maksimaalisen isometrisen jalkaprässin voima POST -ajanhetkellä laski vähiten, mutta toisaalta se laski eniten ajanhetkillä POST60min ja POST1D. Koehenkilön X syke nousi myös koehenkilöistä eniten MAX- ja NOP-kuormitusten jälkeen, mutta erot sykkeen nousussa olivat kuitenkin pieniä. Hän oli ainoa, jolla HFP laski NOP -kuormituksen jälkeen ja lasku oli huomattavaa (-50.1 %). Hänellä myös maksimaalisen isometrisen jalkaprässin voima laski eniten MID-, POST- ja POST2D -ajanhetkillä NOP -kuormituksessa. HYP -kuormituksessa tapauksella Y voima laski eniten ajanhetkillä MID, POST1D ja POST2D, toisin sanottuna hän palautui HYP -kuormituksesta heikoiten mitattuna isometrisellä jalkaprässillä. Maksimivoima oli vielä 12.2 %:a lähtötasoa alempana POST2D -mittauksessa. Sykevälivaihtelumuuttujista hänellä laski kaikista koehenkilöistä eniten RMSSD (-12.4 %) ja HFP (-21.2 %). Tapauksella X HYP -kuormitus ei aiheuttanut merkittäviä muutoksia (RMSSD laski vain 3.1 %).

## 9 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoitus oli selvittää erilaisten voimaharjoitusten (hypertrofinen-, maksimi-, ja nopeusvoimaharjoitus) aiheuttamia vaikutuksia hermolihaskäytön väsymykseen, sykkeeseen ja sykevälivaihteluun. Isometrinen maksimivoima ja -voimantuotonopeus vähenivät eniten HYP- ja vähiten NOP -voimaharjoituksen jälkeen. HYP -voimaharjoitus aiheutti voimakkaimman sykereaktion, kun tarkastellaan sykettä niin kuormitussarjan kuin sarjapalautuksen sekä näiden ajallisen jatkumon osalta. Yksilötasolla tarkasteltuna NOP- ja MAX -voimaharjoitukset aiheuttivat suurimmat muutokset sykevälivaihtelumuuttujiin (RMSSD, HFP, SDNN).

*Voima, elektromyografia ja voluntaariaktivaatio.* Hermolihaskäytön vasteet kuormitukseen vastasivat aikaisempia tutkimuksia ja vahvistivat hypoteesin, että HYP -kuormitus aiheuttaa suurimman ja NOP -kuormitus pienimmän alenemisen isometrisessä maksimivoimantuotossa (Peltonen ym. 2013; Walker ym. 2012). Tutkimuksessa saatiin varsin tehokkaasti väsymystä aikaan eri kuormitusmalleilla, esimerkiksi HYP -kuormituksessa isometrisen jalkaprässin maksimivoima laski parhaimmillaan reilusti yli 50 prosenttia POST -mittauksessa. Kuvaavaa tutkimukselle oli kuitenkin varsin suuret keskihajonnat ja tämä vaikutti omalta osaltaan tilastollisiin merkitsevyyksiin tai niiden puutteeseen. Voluntaariaktivaatiossa ei päästy tilastollisiin merkitsevyyksiin koehenkilömäärän pienuudesta ja suuresta keskihajonnasta johtuen. Tutkimuksessa ei käytetty tatuointeja, vaan tussilla merkattiin elektrodien paikat. Näin ollen elektrodien paikka on voinut hieman muuttua, ja tämä tarkoittaa EMGn osalta merkittävää muutosta (Merletti & Parker 2004).

Voluntaariaktivaation ja EMGn osalta koehenkilömäärä laski johtuen huonosta datasta, mahdollisesti POST -mittausten järjestyksestä (maksimaalinen isometrinen jalkaprässi ennen sähköstimulaatiota maksimaalisessa isometrisessä polven ojennuksessa, jolloin kuormituksesta palautumista saattoi jo tapahtua), ja on hyvä ottaa huomioon myös tutkijan



vähäinen kokemus kyseisistä mittausmenetelmistä (varsinkin tutkimuksen alkuvaiheessa). Koehenkilömäärästä johtuen voluntaariaktivaatiossa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä muutoksia kuormitusten sisällä tai välillä. MaksimiEMG:ssä havaittiin tosin muutos MAX -voimaharjoituksen jälkeen POST -mittauksessa. HYP- ja NOP -voimaharjoitusten jälkeen oli myös havaittavissa trendi maksimaalisen EMG -aktiivisuuden alenemisessa. On myös muistettava, että kuormitus tehtiin dynaamisella alaraajojen jalkaprässillä ja voluntaariaktivaatio sekä EMG mitattiin isometrisessä polven ojennuksessa. Jos kuormitus olisi ollut esimerkiksi yhden alaraajan dynaaminen tai isometrinen polven ojennus ja stimulaatio olisi suoritettu kuormitettuun raajaan, tulos olisi voinut olla toisenlainen (Walker ym. 2009). Toisaalta maksimivoima laskee isometrisessä polven ojennuksessa samankaltaisesti POST -mittauksessa (HYP eniten ja NOP vähiten), joten todennäköisesti palautumista ei juuri ehtinyt tapahtua, koska isometrinen maksimivoimantuotto oli tilastollisesti merkitsevästi PRE -tasoa alempana.

**Syke.** HYP -kuormituksessa syke nousee sarja sarjalta korkeammalle ja palautuu sarjojen edetessä yhä heikommin (= puutteellinen palautuminen, kaksi minuuttia). Näin ollen syke lähtee aina korkeammalta tasolta ja väsymystä alkaa kertyä. NOP- ja MAX- kuormitusten kolmen minuutin sarjapalautus mahdollistaa paremmin palautumisen ja syke ei nouse niin paljon sarjojen edetessä – unohtamatta sitä, että HYP -kuormitus on työajaltaan ja kokonaisvolyymiltaan raskain. Kuormitussarjan keskivaihe (havaintopiste 50 %) näyttäisi HYP -kuormituksessa toimivan tietynlaisena vedenjakajana, jonka jälkeen sykkeen lineaarinen nousu alkaa taittua ja syke nousee hitaammin ja ei välttämättä enää tilastollisesti merkitsevästi (varsinkaan havaintopisteiden 75 % ja 100 % välillä). Tämä voi johtua väsymyksestä, eli alkaa ”hapottamaan” (laktaattipitoisuus POST -mittauksessa 12 mmol/l ja isometrinen voimantuotto jalkaprässissä alentunut noin kolmanneksen PRE -tasosta) eikä sykereservissäkään ole loputtomasti varaa tehon lisäämiseen. (Steele ym. 2012.)

Myös kuormitusmuodolla voi olla oma vaikutuksensa sykereaktioon. Jalkakyykky olisi voinut nostaa sykettä vielä absoluuttisesti korkeammalle, mutta sykekäyrän muoto olisi voinut olla kuitenkin samankaltainen – ehkä jatkotutkimuksissa voisi selvittää tätä. HYP -

sarjapalautuksessa näkyy hyvin viimeisessä havaintopisteessä (120 s) henkinen ja fyysinen valmistautuminen alkavaan kuormitussarjaan – syke alkaa nousta, vaikka kuormitussarja ei ole vielä alkanutkaan. Tätä ilmiötä ei ole läsnä MAX- ja NOP -kuormituksissa, koska niiden sarjapalautus on minuutin HYP -sarjapalautusta pidempi. (Fleck 2003.) Näin harjoitusopillisesti ja yleiset liikuntasuositukset huomioiden hypertrofinen voimakuormitus voi myös antaa oman osansa sydän- ja verenkiertoelimistön harjoittamiseen, sillä esimerkiksi neljännen sarjapalautuksen aikana ”palautumissyke” ei laske alle 130 bpm (Hrubeniuk ym. 2014).

NOP -kuormituksen sykereaktio on sinällään merkittävä ottaen huomioon, että sarja ei kestä välttämättä (eikä mielellään saisikaan) paljon 10 sekuntia kauempaa ja silti sykkeen absoluuttinen kasvu sarjan aikana saattaa olla yli 50 lyöntiä minuutissa. Kyseisessä tutkimuksessa tosin sarjan kesto saattoi joillakin koehenkilöillä ylittää selvästi 10 sekuntia, joten puhtaasta nopeusvoimaharjoituksesta ei voida puhua, mutta ainakin nopeusvoimatyypisestä kuormituksesta. Sykkeen absoluuttisen nousun määrä saattaa hieman hämätä, sillä se on yhtä paljon (tai jopa enemmän) kuin HYP -kuormituksessa, mutta täytyy muistaa, että sykkeen lähtötaso on alhaisempi NOP -kuormituksessa ja näin ollen sykereserviä on enemmän käytössä. Sykereserviä ei tässä tutkimuksessa laajemmin käsitelty, sillä koehenkilökohtaista maksimisykettä ei mitattu (tutkimuksen aikataulu ja laajuus eivät mahdollistaneet sen selvittämistä). Tässä voisi olla tilausta jatkotutkimuksille, jossa tarkastelussa olisi mukana myös sykereservi ja koehenkilökohtaisesti huomioitu maksimisyke. Syke palautuu myös NOP -kuormitussarjan jälkeen melko nopeasti (matala volyyymi ja maltillinen kuorma – mutta maksimaalinen tai supramaksimaalinen intensiteetti) saavuttaen ”lepotilansa” noin minuutin kuluessa. Sen jälkeen palautuminen on enemmän hermostollista ja välittömien energianlähteiden (ATP, KP) palautumista. (Steele ym. 2012.)

MAX -kuormituksen sykereaktio on kaikkein maltillisin (lyhyt sarjan kesto, keskimäärin tutkimuksessa noin 5–6 sekuntia – tosin maksimaalinen intensiteetti), sykkeen kuormitussarjan aikaisen nousun ollessa noin 20–30 l/min. Syke myös palautuu melko nopeasti saavuttaen ”lepotilansa” noin minuutin kuluessa, kuten NOP -kuormituksessa.

Tosin kolmannessa sarjapalautuksessa 90 sekunnin havaintopisteen kohdalla syke laskee tilastollisesti merkitsevästi verrattuna kahteen muuhun sarjapalautukseen. Tämä voi olla jonkin sortin tilastollinen ”harha”. Tai sitten silloin vain palaututtiin poikkeuksellisen hyvin (tai kuormitus ei ollut riittävä). (Simões ym. 2011.)

**Sykevälivaihtelu.** Sykevälivaihteludatan kerääminen kuormitusta edeltävältä ja sitä seuraavalta yöltä sykeväiden ja sykemittareiden avulla osoittautui huonosti toimivaksi menetelmäksi. Tutkimuksen yleistettävyyden kannalta sykevälivaihteludatan osalta koehenkilöiden vähäinen määrä (n=4) asetti näin selkeät rajoitteensa. Tutkimuksessa päädyttiin hyödyntämään tapausesimerkkien käyttöä, koska pienen koehenkilöjoukon johdosta tilastollinen tarkastelu ei olisi ollut mielekästä. Vähäisestä koehenkilöiden määrästä huolimatta sykevälivaihteludatasta nousi mielenkiintoisia löydöksiä. MAX -kuormituksessa RMSSD laski esiin nostetulla koehenkilöllä X selvästi ja hänellä havaittiin myös alentunut maksimivoima POST60min ja POST1D -mittapisteissä. Mikä oli yllättävää, niin hänen maksimivoimansa laski vähiten POST -mittauksessa, mutta vaikuttaisi, että kuormitus oli silti tehokas ja vaikutti sykevälivaihtelumuuttujiin ja maksimaaliseen voimantuottoon. Tästä voisi varovasti päätellä, että MAX -kuormitus vaikuttaa voimakkaammin autonomisen hermoston toimintaa ja tämä heijastuu HRV -muuttujissa (Aubert ym. 2003). Voi tietenkin olla, että tämä on vain kyseisen henkilön vaste MAX -kuormitukseen. Kyseinen koehenkilö X reagoi voimakkaasti myös NOP -kuormitukseen: RMSSD ja HFP laskivat selkeästi sekä maksimivoima isometrisessä jalkaprässissä MID- ja POST- mittauksissa. Tässä tulee myös mieleen, että ns. hermostollinen harjoitus voi vaikuttaa voimakkaammin HRV -muuttujiin verrattuna HYP -kuormitukseen, jossa kuormitus on enemmän aineenvaihdunnallisella puolella (laktaattipitoisuus nousee selvästi) – unohtamatta hermoston kuormitusta (Maltsev ym. 2008). Koehenkilö Y tarjosi hieman valaistusta HYP -kuormituksen vaikutuksiin yksilötasolla ja hänellä RMSSD ja HFP laskivat selvästi ja maksimivoima oli alentunut huomattavasti MID -mittauspisteessä ja hänellä voimantuotto palautui heikoiten (oli selvästi alentunut POST1D ja POST2D). Itse sykkeessä ei ollut käytännössä eroa eri kuormitusmuotojen välillä, vaikka olisi voinut odottaa, että HYP -kuormitus pitäisi leposykkeen korkeammalla. Täytyy kuitenkin muistaa,

että kuormituksen ja nukkumaanmenon välillä oli runsaasti aikaa (todennäköisesti noin 6–12 tuntia), joten harjoituksen jälkeinen leposykkeen koholla pysyminen on ehtinyt ehkä jo rauhoittua.

**Käytännön sovellukset.** Tutkimus osoitti, että erilaisten voimaharjoitusten jälkeen isometrinen maksimivoima jalkaprässissä palautuu lähtötasolle MAX- ja NOP -voimaharjoitusten jälkeen jo kuormitusta seuraavana päivänä, mutta HYP -voimaharjoituksen jälkeen on kaksi seuraavana päivää lähtötasoa alempana (ehkä vielä useammankin päivän). Näin ollen HYP -voimaharjoituksesta palautuminen vaatii pidemmän aikaa ja sen suorittamisessa peli- tai kilpailukaudella on syytä noudattaa hyvää ohjelmointia. NOP -voimaharjoituksen jälkeen nopea voimantuotto (maksimikeskiavoima 0–100 ms) oli tilastollisesti merkitsevästi alentunut kuormitusta seuraavana päivänä. Tämä voi olla syytä huomioida harjoittelun ohjelmoinnissa, vaikkakin nyt tarkasteltiin isometristä voimantuottoa. Joka tapauksessa ohjelmoinnissa on syytä ottaa huomioon yksilöllisyys, koska kuormitusten vasteet ja niistä palautuminen ovat yksilöllisiä – toinen voi vaatia pidemmän palautumisajan ja toinen palautuu taas nopeammin. Tässä esimerkiksi fyysisillä ominaisuuksilla, iällä ja harjoitustaustalla on oma merkityksensä.

Syke voi toimia yhtenä akuutin palautumisen mittarina ja sen yksilöllisellä määrittämisellä voidaan päästä tehokkaampiin harjoitusvasteisiin. Näin ollen vakiopalautumisaika ei välttämättä ole paras harjoituksen ohjenuora – etenkin HYP -voimaharjoituksessa. (Piirainen ym. 2011) MAX- ja NOP -voimaharjoituksissa syke palautui hyvin ”lepotasolle” sarjapalautusten aikana ja tämä voisi toimia kyseisissä harjoituksissa kontrollimetodina. Jos syke ei jostain syystä sarjapalautuksien aikana palaudu ”normaalisti”, voidaan varovasti spekuloida voisiko kyse olla ylirasitustilasta tai mahdollisesti tulevasta sairastumisesta – näistä voidaan ehkä nähdä viitteitä voimantuotossakin. Sykevälivaihtelua on käytetty enemmän kestävyysharjoittelun ohjelmoinnissa (Hynynen ym. 2010). Tutkimus antoi suuntaa-antavia viitteitä, että yksilötasolla voimaharjoituksen aiheuttama kuormitus voi näkyä HRV -muuttujissa. Ehkä tulevaisuudessa sykevälivaihtelua tullaan hyödyntämään myös voimaharjoittelun ja siitä palautumisen seurannassa.

## 10 LÄHTEET

- ACSM. 2010. ACSM's Resource Manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription. Kuudes painos. Lippincott Williams & Wilkins.
- Ahtiainen, J. & Häkkinen, K. 2009. Strength athletes are capable to produce greater muscle activation and neural fatigue during high-intensity resistance exercise than nonathletes. *J. Strength Cond. Res.* 23, 1129–1134.
- Ahtiainen, J. 2006. Neuromuscular, hormonal and molecular responses to heavy resistance training in strength trained men; with special reference to various resistance exercise protocols, serum hormones and gene expression of androgen receptor and insulin-like growth factor-I. Väitöskirja. Jyväskylän yliopisto. *Studies in Sport, Physical Education and Health* 0356-1070; 115.
- Ahtiainen, J. 2001. Akuutti hormonaalinen ja neuromuskulaarinen vaste maksimi- ja pakkotoistokuormituksessa. Liikuntafysiologian Pro Gradu -tutkielma. Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos.
- Anunciação, P., Poton, R., Szytko, A. & Polito, M. 2012. Cardiovascular behavior after resistance exercise performed in different work models and volume. *Rev. Bras. Med. Esporte* 18, 117–121.
- Asano, R., Levada-Pires, A., Moraes, J., Sales, M., Coelho, J., Neto, W., Neto, J., Tibana, R., Sousa, J., Prestes, J., Simões, H. & Pithon-Curi, T. 2012. American College Sports Medicine Strength Training and Responses in Beginners. *JEPonline* 15, 1–9.
- Aubert, A.E., Seps, B. & Beckers, F. 2003. Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine* 33, 889–919.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. 1985. *Muscles alive, their functions revealed by electromyography*. Viides painos. Williams & Wilkins, Baltimore, USA.
- Bigland-Ritchie, B., Johansson, R., Lippold, O.J.C. & Woods, J.J. 1983. Contractile Speed and EMG Changes During Fatigue of Sustained Maximum Voluntary Contractions. *Journal of Neurophysiology* 50, 313–324.

- Bigland-Ritchie, B., Jones, D.A., Hosking, G.P. & Edwards, R.H.T. 1978. Central and peripheral fatigue in sustain maximum voluntary contraction of human quadriceps muscle. *Clin. Sci. Mol. Med.* 54, 609–614.
- Bills, A.G. 1943. *The Psychology of Efficiency; a discussion of the hygiene of mental work.* Harper, Oxford, UK.
- Boyas, S. & Guével, A. 2011. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* 54, 88–108.
- Colan, S., Sanders, S.P., McPherson, D. & Borrow, K.M. 1985. Left ventricular diastolic function in elite athletes with physiologic cardiac hypertrophy. *Journal of the American College of Cardiology* 6, 545–549.
- De Ruiter, C., Elzinga, M., Verdijk, P., Van Mechelen, W. & De Haan, A. 2005. Changes in force, surface and motor unit EMG during post-exercise development of low frequency fatigue in vastus lateralis muscle. *European Journal of Applied Physiology* 94, 659–669.
- Deschenes M. & Kraemer, W. 2002. Performance and physiologic adaptations to resistance training. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 81, 3–16.
- Edwards, R.H.T. 2008. *Human Muscle Function and Fatigue.* Teoksessa: (toim.) Porter, R. & Whelan, J. Ciba Foundation Symposium 82 - Human Muscle Fatigue: Physiological Mechanisms. John Wiley & Sons, Ltd., Chichester, UK.
- Enoka, R.M. & Stuart, D.G. 1992. Neurobiology of muscle fatigue. *J. Appl. Physiol.* 72, 1631-1648.
- Falkel, J.E., Fleck, S.J. & Murray, T.F. 1992. Comparison of central hemodynamics between powerlifters and body builders during exercise. *Journal of Applied Sports Science Research* 6, 24–35.
- Figuroa, A., Hooshmand, S., Figuroa, M., & Bada, A.M. 2010. Cardiovagal baroreflex and aortic hemodynamic responses to isometric exercise and post-exercise muscle ischemia in resistance trained men. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 20, 305–309.
- Fleck, S. 2003. Cardiovascular responses to strength training. Teoksessa Komi, P. (toim.) *Strength and power in sport. The Encyclopaedia of sports medicine*, vol. 3. Toinen painos. Blackwell Science, Oxford. 387–408.

- Fleck, S. 1988. Cardiovascular adaptations to resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 20, 146–151.
- Fleck, S.J. & Dean, L.S. 1987. Resistance-training experience and the pressor response during resistance exercise. *Journal of Applied Physiology* 63, 116–120.
- Gandevia, S. 2001. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews* 81, 1725–1789.
- Gardiner, P.F. 2001. Neuromuscular aspects of physical activity. *Human Kinetics*.
- Garland, S.J., Griffin, L. & Ivanova, T. 1997. Motor unit discharge rate is not associated with muscle relaxation time in sustained submaximal contractions in humans. *Neurosci. Lett.* 239, 25–28.
- Gerage, A.M., Forjaz, C.L., Nascimento, M.A., Januário, R.S., Polito, M.D. & Cyrino, E.S. 2013. Cardiovascular adaptations to resistance training in elderly postmenopausal women. *Int. J. Sports Med.* 34, 806–813.
- Goldberg, L., Elliot, D.L. & Kuehl, K.S. 1994. A comparison of the cardiovascular effects of running and weight training. *Journal of Strength and Conditioning Research* 8, 219–224.
- Gonzalez-Camarena, R., Carrasco-Sosa, S., Roman-Ramos, R., Gaitan-Gonzalez, M.J., Medina-Banuelos, V. & Azpiroz-Leehan, J. 2000. Effect of static and dynamic exercise on heart rate and blood pressure variabilities. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 1719–1728.
- Gotshalk, L.A., Berger, R.A. & Kraemer, W.J. 2004. Cardiovascular responses to a high-volume continuous circuit resistance training protocol. *J. Strength Cond. Res.* 18, 760–764.
- Gotshall, R.W., Gootman, J., Byrnes, W.C., Fleck, S.J. & Volovich, T.C. 1999. Noninvasive characterization of the blood pressure response to the double-leg press exercise. *Journal of Exercise Physiology online* 2, 1–6.
- Haennel, R., Teo, K.K., Quinney, A. & Kappagoda, T. 1989. Effects of hydraulic circuit training on cardiovascular function. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 21, 605–612.

- Harridge, S., Kryger, A. & Stensgaard, A. 1999. Knee extensor strength, activation, and size in very elderly people following strength training. *Muscle Nerve* 22, 831–839.
- Hautala, A., Tulppo, M.P., Mäkikallio, T.H., Laukkanen, R., Nissilä, S. & Huikuri, H.V. 2001. Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. *Clin. Physiol.* 21, 238–245.
- Haykowsky, M.J., Quinney, H.A., Gillis, R. & Thompson, C.R. 2000. Left ventricular morphology in junior and master resistance trained athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32, 349–352.
- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O. 1965. Functional significance of cell size in spinal motoneurons. *Journal of Neurophysiology* 28, 560–580.
- Hill, D.W. & Butler, S.D. 1991. Hemodynamic responses to weightlifting exercise. *Sports Medicine* 12, 1–7.
- Hrubeniuk, T., Prokop, N., Myrie, S. B., Senechal, M. & Bouchard, D. R. 2014. Can Resistance Training Contribute to the Aerobic Components of the Physical Activity Guidelines? *International Journal of Exercise Science* 7, 278–285.
- Hu, M., Finni, T., Zou, L., Perhonen, M., Sedliak, M., Alen, M. & Cheng, S. 2009. Effects of Strength Training on Work Capacity and Parasympathetic Heart Rate Modulation During Exercise in Physically Inactive Men. *Int. J. Sports Med.* 30, 719–724.
- Hynynen, E. 2011. Heart rate variability in chronic and acute stress: with special reference to nocturnal sleep and acute challenges after awakening. Väitöskirja. Jyväskylän yliopisto. *Studies in sport, physical education and health*; 0356-1070; 163.
- Hynynen, E., Vesterinen, V., Rusko, H. & Nummela, A. 2010. Effects of moderate and heavy endurance exercise on nocturnal HRV. *Int. J. Sports Med.* 31, 428–432.
- Häkkinen, K., Mäkelä, J. & Mero, A. 2004. *Voima. Teoksessa Mero, A., Nummela, A., Keskinen, K. & Häkkinen, K. Urheiluvalmennus. VK-Kustannus Oy, Jyväskylä.*
- Häkkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Mälkiä, E., Kraemer, W.J., Newton, R.U. & Alen, M. 1998. Changes in agonist/antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. *J. Appl. Physiol.* 84, 1341–1349.
- Häkkinen K. 1993. Neuromuscular fatigue and recovery in male and female athletes



- during heavy resistance exercise. *Int. J. Sports Med.* 14, 53–59.
- Häkkinen, K. 1990. *Voimaharjoittelun perusteet: vaikutusmekanismit, harjoitusmenetelmät ja ohjelmointi*. Gummerus, Jyväskylä.
- Häkkinen, K., Kauhanen, H. & Komi, P.V. 1988. Effects of fatiguing loading with a variable resistance equipment on neural activation and force production of the knee extensor muscles. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 28, 79–87.
- Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1983. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Med. Sci. Sports Exerc.* 15, 455–460.
- Kahn, J.F., Kapitaniak, B. & Monod, H. 1985. Comparisons of two modalities when exerting isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology* 54, 331–335.
- Kanakis, C. & Hickson, C. 1980. Left ventricular responses to a program of lower-limb strength training. *Chest* 78, 618–621.
- Komi, P.V. 1986. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. *Int. J. Sports Med.* 7, 10–15.
- Kraemer, W.J. & Häkkinen, K. 2002. *Strength Training for Sport*. Blackwell Science London.
- Kraemer, W.J., Patton, J., Gordon, S.E., Harman, E.A., Deschenes, M.R., Reynolds, K., Newton, R.U., Triplett, N.T. & Dziados, J.E. 1995. Compatibility of high intensity strength and endurance training on hormonal and skeletal muscle adaptations. *J. Appl. Physiol.* 78, 976–989.
- Lamotte, M., Fournier, F., Vanissum, A. & van de Borne, Ph. 2006. Influence of rest period duration between successive muscular strength sets on acute modifications of blood pressure and heart rate in the healthy subject. *Isokinetics and Exercise Science* 14, 349–355.
- Linnamo, V., Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1998. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 77, 176–181.

- Longhurst, J.C., Kelly, A.R., Gonuea, W.J. & Mitchell, J.H. 1980a. Echocardiographic left ventricular masses in distance runners and weight lifters. *Journal of Applied Physiology: Respiration, Environmental and Exercise Physiology* 48, 154–162.
- Longhurst, J.C., Kelly, A.R., Gonuea, W.J. & Mitchell, J.H. 1980b. Cardiovascular responses to static exercise in distance runners and weight lifters. *Journal of Applied Physiology: Respiration, Environmental and Exercise Physiology* 49, 676–683.
- Ludbrook, J., Faris, I.B., Iannos, J., Jamieson, G.G. & Russel, W.J. 1978. Lack of effect of isometric handgrip exercise on the responses of the carotid sinus baroreceptor reflex in man. *Clinical Science and Molecular Medicine* 55, 189–194.
- Lundahl, K. 2012. Painonnostajan voimaharjoittelu naisuippu-urheilussa. Teoksessa Mero, A., Uusitalo, A., Hiilloskorpi, H., Nummela, A. & Häkkinen, K. Naisten ja tyttöjen urheiluvalmennus. 1. painos. VK-Kustannus Oy, Saarijärvi.
- MacDougall, J.D., Tuxen, D., Sale, D.G., Moroz, J.R. & Sutton, J.R. 1985. Arterial blood pressure response to heavy resistance exercise. *Journal of Applied Physiology* 58, 785–790.
- Maltsev, A.Yu., Melnikov, A.A., Vikulov, A.D. & Gromova, K.S. 2010. Central Hemodynamic and Heart Rate Variability Parameters in Athletes during Different Training Programs. *Fiziologiya Cheloveka* 36, 112–118.
- Marsden, C.D., Meadows, J.C. & Merton, P. 1983. “Muscular wisdom” that minimizes fatigue during prolonged effort in man: Peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. *Adv. Neurol.* 39, 169–211.
- McCaulley, G., McBride, J., Cormie, P., Hudson, M., Nuzzo, J., Quindry, J. & Travis Triplett, N. 2009. Acute hormonal and neuromuscular responses to hypertrophy, strength and power type resistance exercise. *European Journal of Applied Physiology* 105, 695–704.
- Menapace, F.J., Hammer, W.J. & Ritzer, T.F. 1982. Left ventricular size in competitive weight lifters: and echocardiographic study. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 14, 72–75.
- Merletti, R. & Parker, P. 2004. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. Wiley-IEEE Press.

- Merton, P.A. 1954. Voluntary strength and fatigue. *Journal of Physiology*, 123, 553–564.
- Moritani T. & de Vries, H. 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am. J. Phys. Med.* 58, 115–130.
- Moritani, T. & deVries, H. 1978. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *Am J Phys Med.* 57, 263–277.
- Myllymäki, T., Rusko, H., Syväoja, H., Juuti, T., Kinnunen, M.L. & Kyröläinen, H. 2012. Effects of exercise intensity and duration on nocturnal heart rate variability and sleep quality. *Eur. J. Appl. Physiol.* 112, 801–809.
- Myllymäki, T., Kyröläinen, H., Savolainen, K., Hokka, L., Jakonen, R., Juuti, T., Martinmäki, K., Kaartinen, J., Kinnunen, M.L. & Rusko, H. 2011. Effects of vigorous late-night exercise on sleep quality and cardiac autonomic activity. *J. Sleep Res.* 20, 146–153.
- Oakley, D. 2001. General cardiology: The athlete's heart. *Heart* 86, 722–726.
- Pearson, A.C., Schiff, M., Mrosek, D., Labovitz, A.J. & Williams, G.A. 1986 Left ventricular diastolic function in weight lifters. *American Journal of Cardiology* 58, 1254–1259.
- Peltonen, H., Häkkinen, K. & Avela, J. 2013. Neuromuscular responses to different resistance loading protocols using pneumatic and weight stack devices. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 118–124.
- Pichot, V., Roche, F., Gaspoz, J.M., Enjolras, F., Antoniadis, A., Minini, P., Costes, F., Busso, T., Lacour, J.R. & Barthelemy, J.C. 2000. Relation between heart rate variability and training load in middle-distance runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32, 1729–1736.
- Piirainen, J., Tanskanen, M., Nissilä, J., Kaarela, J., Väärälä, A., Sippola, N. & Linnamo, V. 2011. Effects of a heart rate-based recovery period on hormonal, neuromuscular, and aerobic performance responses during 7 weeks of strength training in men. *J. Strength Cond. Res.* 25, 2265–2273.

- Rabita, G., Perot, C. & Lensele-Corbeil, G. 2000. Differential effect of knee extension isometric training on the different muscles of the quadriceps femoris in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* 83, 531–538.
- Sahlin, K. 1992. Metabolic factors in fatigue. *Sports Medicine* 13, 99–107.
- Sale, D. 2003. Neural adaptations to strength training. Teoksessa Komi, P. (toim.) *Strength and power in sport. The Encyclopaedia of sports medicine*, vol. 3. 2nd ed. Blackwell Science, Oxford. 281–314.
- Sale, D.G., Moroz, D.E., McKelvie, R.S., MacDougall, J.D. & McCartney, N. 1994. Effect of training on the blood pressure response to weight lifting. *Canadian Journal of Applied Physiology* 19, 60–74.
- Sale, D.G. 1988. Neural adaptation to resistance training. *Med. Sci. Sports* 20, 135–145.
- Saltin, B. & Åstrand, P.O. 1967. Maximal oxygen uptake in athletes. *Journal of Applied Physiology* 23, 353–358.
- Scala, D., McMillian, J., Blessing, D., Rozenek, R. & Stone, M. 1987. Metabolic cost of a preparatory phase of training in weightlifting: a practical observation. *Journal of Applied Sports Science Research* 1, 48–52.
- SENIAM. 2013. Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles (vastii lateralis and medialis). Saatavissa: <http://seniam.org/>. Luettu: 26.6.2013.
- Simões, R.A., Gonelli, P.R.G, Celante, G.S., Sindorf, M.A.G., Souza, T.M.F., Montebelo, M.I.L., Borin, J.P. & Cesar, M.C. 2011. Comparison of Acute Cardiorespiratory Responses in Women Engaged in Local Muscle Endurance vs. High Load Strength Training. *JEPonline* 14, 106–119.
- Smith, M.L. & Raven, B.P. 1986. Cardiovascular responses to lower body negative pressure in endurance and static exercise trained men. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 18, 545–550.
- Snoecky, L.H.E.H., Abeling, H.F.M., Lambrets, J.A.C., Schmitz, J.J.F., Verstappen, F.T.J. & Reneman, R.S. 1982. Echocardiographic dimensions in athletes in relation to their training programs. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 14, 32–34.
- Spataro, A., Pelliccia, A., Caselli, G., Amici, E. & Vernerando, A. 1985. Echocardiographic standards in top-class athletes. *Journal of Sports Cardiology* 2, 17–27.

- St. Clair Gibson, A., Lambert, M.L. & Noakes, T.D. 2001. Neural control of force output during maximal and submaximal exercise. *Sports Med.* 31, 637–650.
- Steele, J., Fisher, J., McGuff, D., Bruce-Low, S. & Smith, D. 2012. Resistance Training to Momentary Muscular Failure Improves Cardiovascular Fitness in Humans: A Review of Acute Physiological Responses and Chronic Physiological Adaptations. *JEPonline*, 15, 53–80.
- Stone, M.H., Pierce, K., Godsen, R. et al. 1987. Heart rate and lactate levels during weight-training exercises in trained and untrained men. *Physician and Sportsmedicine* 15, 97–105.
- Stone, M.H., Wilson, G.D., Blessing, D. & Rozenek, R. 1983. Cardiovascular responses to short-term Olympic style weight-training in young man. *Canadian Journal of Applied Sports Science* 8, 134–139.
- Taipale, R. 2013. Acute neuromuscular, cardiorespiratory and endocrine responses and chronic adaptations to combined strength and endurance training in recreationally endurance trained men and women. Väitöskirja. Jyväskylän yliopisto, Liikuntatieteiden laitos. *Studies in sport, physical education and health*; 0356-1070; 196.
- Task Force. 1996. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17, 354–381.
- Taylor, A.C., McCartney, N., Kamath, M.V. & Wiley, R.L. 2003. Isometric training lowers resting blood pressure and modulates autonomic control. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35, 251–256.
- Thomas, C.K., Woods, J.J. & Bigland-Ritchie, B. 1989. Impulse propagation and muscle activation in long maximal voluntary contractions. *J. Appl. Physiol.* 67, 1835–1842.
- Vincent, K., Vincent, H., Braith, R., Bhatnagar, V. & Lowenthal, D. 2003. Strength training and hemodynamic responses to exercise. *Am. J. Geriatr. Cardiol.* 12, 97–106.
- Vollestad, N.K. 1997. Measurement of human muscle fatigue. *J. Neurosci. Methods*, 74, 219–227.

- Walker, S., Peltonen, H., Avela, J. & Häkkinen, K. 2013. Neuromuscular fatigue in young and older men using constant or variable resistance. *Eur. J. Appl. Physiol.* 113, 1069-1079.
- Walker, S., Davis, L., Avela, J. & Häkkinen, K. 2012. Neuromuscular fatigue during dynamic maximal strength and hypertrophic resistance loadings. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 22, 356–362.
- Walker, S., Peltonen, J., Ahtiainen, JP., Avela, J. & Häkkinen, K. 2009. Neuromuscular fatigue induced by an isotonic heavy-resistance loading protocol in knee extensors. *J. Sports Sci.* 27, 1271-1279.
- Woods, J., Furbush, F. & Bigland-Ritchie, B. 1987. Evidence for a fatigue-induced reflex inhibition of motoneuron firing rates. *J. Neurophysiol.* 58, 125–137.