

**MUUTTUVAN VASTUKSEN JA VAKIOVASTUKSEN
HERMOSTOLLISET VAIKUTUKSET MAKSIMIVOIMA-
JA NOPEUSVOIMAHARJOITTELUSSA**

Tomi Järvinen



**Liikuntabiologian laitos
Jyväskylän yliopisto
BIOMEKAANIKAN
PRO GRADU-TUTKIELMA
Työn ohjaaja: Janne Avela
Kevät 2003**

TIIVISTELMÄ

Penkkipunnerrus on yksi suosituimmista harjoittelumuodoista kuntosalilla ja yksi yleisimmistä keinoista mitata ylävartalon lihasten voimantuottoa. Lisäksi penkkipunnerrus on yksi voimanoston kolmesta lajista ja myös oma kilpailulaji. Harjoitusmuotoja ja välineitä penkkipunnerruksessa on monenlaisia ja viime vuosina on muuttuvan vastuksen käyttö lisääntynyt harrastajien ja kilpailijoiden keskuudessa. Muuttuvalla vastuksella penkkipunnerruksessa tarkoitetaan tankoon kiinnitettäviä elastisia vetokumeja tai ketjuja, joiden avulla tankoon voidaan lisätä painoa nivelkulman suurentuessa. Samaa muuttuvan vastuksen periaatetta voidaan käyttää monessa muussakin harjoitusmuodossa ja hyvin suositeltavaa se on nopeusvoimalajeissa, jotta saavutettaisiin lihasten maksimaalinen aktivaatio koko liikkeen ajan. Tällöin suoritus voi olla maksimaalinen myös lähellä nivelen ääriasentoa toisin kuin perinteisin keinoin, jolloin selvä kiihdytyksen vähentyminen alkaa jo noin puolivälissä konsentrista vaihetta.

Tutkimuksessa alussa tehtiin koehenkilöille ($n = 12$) mittaukset, jotka käsittivät isometriset maksimisuoritukset neljällä nivelkulmalla, maksimaalisen dynaamisen penkkipunnerrussuorituksen ja penkkipunnerrussuoritukset kolmella submaksimaalisella kuormalla, sekä vakiovastuksella että muuttuvalla vastuksella. Alkumittausten jälkeen koehenkilöt jaettiin kahteen ryhmään ja he suorittivat ohjatun kahden viikon harjoitusjakson, jonka aikana oli neljä penkkipunnerrusharjoitusta, kaksi maksimivoimaharjoitusta ja kaksi nopeusvoimaharjoitusta. Toinen ryhmä harjoitteli vakiovastuksella ja toinen muuttuvalla vastuksella. Harjoitusjakson jälkeen mittausprotokolla toistettiin. Mitattuja suureita oli lihasaktivaatiot tricepsistä, bicepsistä ja pectoraliksista, isometrinen voima sekä kyynärvarren nivelkulma.

Dynaaminen harjoittelu ei juuri vaikuttanut isometriseen voimantuottoon, mutta isometristen suoritusten lihasaktiivisuuksien ja tuotetun voima-arvojen suhteen tarkastelu näytti merkkejä lihastyön taloudellistumista. Nämä EMG/F-suhteet näyttävät viittaavan hypoteesin suuntaan eli harjoituskuormien painottuminen tietyille nivelkulmille näkyy myös tulosten kehitymisessä varsinkin muuttuvalla vastuksella harjoitelleiden kohdalla. Suurimmat harjoittelun aiheuttamat muutokset löytyivät nostonopeuksista muuttuvalla vastuksella ja dynaamisten nostojen agonistin ja antagonistin lihasaktivaatiosta.

Lihasktivaatioista, varsinkin muuttuvalla vastuksella nostettaessa, saatiin viitteitä harjoittelun myötä tapahtuneesta liikkeen oppimisesta. Saatujen tulosten perusteella voidaan myös todeta, että muuttuvalla vastuksella harjoitteleiden nostot nopeutuivat vakiovastusryhmää enemmän, varsinkin muuttuvalla vastuksella nostettaessa. Eli harjoitusspesifisyys, se mitä harjoitellaan kehittyi eniten, näytti pätevän tässä tapauksessa.

Harjoitusjakson keston lyhydestä huolimatta voidaan kuitenkin todeta muuttuvan vastuksen olevan käyttökelpoinen harjoitusmetodi. Lisää pontta tälle ajatukselle oltaisiin mahdollisesti saatu pidemmällä harjoitusjaksolla. Lisäksi muutaman muun lihaksen mm. deltoideus anteriorin ja brachioradialiksen aktivaatioiden selvittäminen noston aikana olisi saattanut tuoda lisää tietoa harjoitusvaikutuksesta. Tulevaisuudessa muuttuvan vastuksen harjoitusvaikutusta kannattaakin tutkia pidemmällä aikavälillä voimasignaalien kera. Vaikka tulosten mukaan suurta eroa vastusten välillä ei ollutkaan, niin muuttuvaa vastusta voidaankin suositella käytettäväksi voima- ja erityisesti nopeusvoimalajien harrastajille ja kilpailijoille eli pääasiassa kokeneemmille urheilijoille.

SISÄLLYS

| | |
|--|-----------|
| SISÄLLYS | 4 |
| 1 JOHDANTO | 6 |
| 2 LUURANKOLIAKSEN VOIMANTUOTTOON VAIKUTTAVAT TEKIJÄT | 8 |
| 2.1 LIAKSEN VOIMANTUOTTOTAVAT | 8 |
| 2.2 NIVELKULMA JA LIAKSEN VIPUVARSI..... | 8 |
| 2.3 LIHASPITUUS | 9 |
| 2.4 LIAKSEN POIKITTAISPINTA-ALA | 11 |
| 3 TÄRKEIMMÄT LIAKSET PENKKIPUNNERRUKSESSA | 12 |
| 3.1 TRICEPS BRACHII..... | 12 |
| 3.2 PECTORALIS MAJOR | 13 |
| 3.3 DELTOIDEUS..... | 13 |
| 3.4 LATISSIMUS DORSI..... | 14 |
| 3.5 BICEPS BRACHII..... | 14 |
| 4 PENKKIPUNNERRUS | 16 |
| 4.1 EKSENTRINEN VAIHE | 16 |
| 4.2 KIIHDYTYSVAIHE | 16 |
| 4.3 JUMIUTUMISVAIHE | 18 |
| 4.4 HIDASTUMISVAIHE | 19 |
| 4.5 OTELEVEYDEN VAIKUTUS LIHASAKTIIVISUUKSIIN | 20 |
| 5 MUUTTUVA VASTUS | 21 |
| 5.1 LIIKEMÄÄRÄN VAIKUTUS | 21 |
| 5.2 MOMENTTIVARREN MUUTOS | 22 |
| 6 VOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUSMEKANISMIT | 24 |
| 6.1 YLIKUORMITUSPERIAATE | 24 |
| 6.2 VOIMAHARJOITUKSEN LIHASTYÖTAPA JA VASTUS | 25 |
| 6.3 HERMOSTOLLINEN VOIMAHARJOITTELU..... | 26 |
| 6.3.1 Voimaharjoituksen välittömät vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään..... | 28 |
| 6.3.2 Hermostollisten muutosten keskinäinen osuus voimaharjoittelussa..... | 28 |
| 6.3.3 Hermostolliset muutokset voimaurheilijoilla | 30 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 6.3.4 | <i>Hermostolliset muutokset nopeusvoimaharjoittelussa</i> | 31 |
| 6.4 | HARJOITTELUN MÄÄRÄ JA INTENSITEETTI | 31 |
| 7 | TUTKIMUKSEN TARKOITUS | 33 |
| 8 | MENETELMÄT | 33 |
| 8.1 | KOEHENKILÖT..... | 33 |
| 8.2 | PROTOKOLLA | 34 |
| 8.3 | HARJOITTELU | 36 |
| 8.4 | MITTAUKSET..... | 38 |
| 8.5 | ANALYYSIT | 40 |
| 8.6 | TILASTOLLISET ANALYYSIT..... | 40 |
| 9 | TULOKSIA | 42 |
| 9.1 | VOIMAT ISOMETRISISSÄ SUORITUKSISSA | 42 |
| 9.2 | ISOMETRISTEN VOIMIEN MUUTOKSET | 42 |
| 9.3 | EMG/F MUUTOKSET ISOMETRISISSÄ SUORITUKSISSA | 43 |
| 9.4 | LIHASAKTIIVISUUKSIEN MUUTOKSET VAKIOVASTUKSELLA NOSTETTAESSA | 45 |
| 9.5 | LIHASAKTIIVISUUKSIEN MUUTOKSET NOSTETTAESSA MUUTTUVALLA VASTUKSELLA..... | 47 |
| 9.6 | NOSTOAJAT ALKUMITTAUKSISSA | 49 |
| 9.7 | NOSTOAJAT LOPPUMITTAUKSISSA | 51 |
| 9 | POHDINTA | 53 |
| 9.1 | ISOMETRISET SUORITUKSET..... | 53 |
| 9.2 | DYNAAMISET SUORITUKSET | 56 |
| 9.3 | NOSTONOPEUDET | 57 |
| 9.4 | EMG-MALLIT..... | 57 |
| 10 | JOHTOPÄÄTÖKSET | 58 |
| | LÄHTEET | 59 |
| | LIITE 1. EMG -MALLIT | 64 |
| | LIITE 2. VASTUSKUMIEN VENYMÄ | 66 |

1 JOHDANTO

Penkkipunnerrus on yksi suosituimmista harjoittelumuodoista kuntosalilla ja yksi yleisimmistä keinoista mitata ylävartalon lihasten voimantuottoa. Penkkipunnerrus on myös kilpailulaji ja yksi voimanoston kolmesta lajimuodoista. Penkkipunnerrus kuuluu yleisesti niin kuntourheilijoiden ja kehonrakentajien kuin räjähtävää voimaa lajissaan tarvitsevien urheilijoiden harjoitusohjelmiin.

Penkkipunnerrussuoritus on määritelty kansainvälisen voimanostoliiton (1984) toimesta seuraavasti: tanko otetaan selin makuulla telineistä suorille käsille, tanko lasketaan rinnalle ja pysäytetään hetkeksi (noin 1 sekunti), jonka jälkeen tanko nostetaan jälleen suorille käsille symmetrisesti (molemmat kädet samanaikaisesti suoristuen). Nykyisin on olemassa monta eri liittoa, joissa voi kilpailla voimanostossa tai penkkipunnerruksessa. Osassa liitoissa on sallittuna ns. varustenostot eli käyttää penkkipunnerrussuorituksessa elastista, nostoa auttavaa penkkipaitaa.

Harjoitusmuotoja ja välineitä penkkipunnerruksessa on monenlaisia ja viime vuosina on muuttuvan vastuksen käyttö lisääntynyt harrastajien ja kilpailijoiden keskuudessa. Muuttuvalla vastuksella penkkipunnerruksessa tarkoitetaan tankoon kiinnitettäviä elastisia vetokumeja tai ketjuja, joiden avulla tankoon voidaan lisätä painoa nivelkulman suurentuessa. Erityisesti kilpailevilla, penkkipaitaa käyttävillä nostajilla noston loppuosan voimantuotto on korostunut juuri suuremmille nivelkulmilla. Voidaan arvioida, että suurin osa penkkipunnerruksen nostovaiheesta tapahtuu kyynärnivelen ojentajalihaksilla erityisesti nostettaessa penkkipaidan kanssa. Samaa muuttuvan vastuksen periaatetta voidaan käyttää monessa muussakin harjoitusmuodossa ja hyvin suositeltavaa se on nopeusvoimalajeissa, jotta saavutettaisiin lihasten maksimaalinen aktivaatio koko liikkeen ajan (Kauhanen ym. 1989). Tällöin suoritus voi olla maksimaalinen myös lähellä nivelen ääriasentoa toisin kuin perinteisin keinoin, jolloin selvä kiihdytyksen vähentyminen alkaa jo noin puolivälissä konsentrista vaihetta (Elliott ym. 1989).

Muuttuvan vastuksen käytöstä on olemassa vain vähän tutkimusmateriaalia, erityisesti penkkipunnerrusharjoittelusta. Tämän tutkimuksen tarkoituksena on vertailla muuttuvalla ja

vakiovastuksella suoritettua lyhyen voima- ja nopeusvoimaharjoittelun vaikutuksia isometriseen voimantuottoon ja lihasaktiivisuuksiin räjähtävissä dynaamisissa nostoissa. Tutkimuksessa on käytetty kokemattomia ja hieman kokeneempia nostajia.

2 LUURANKOLIAHAKSEN VOIMANTUOTTOON VAIKUTTAVAT TEKIJÄT

2.1 Lihaksen voimantuottotavat

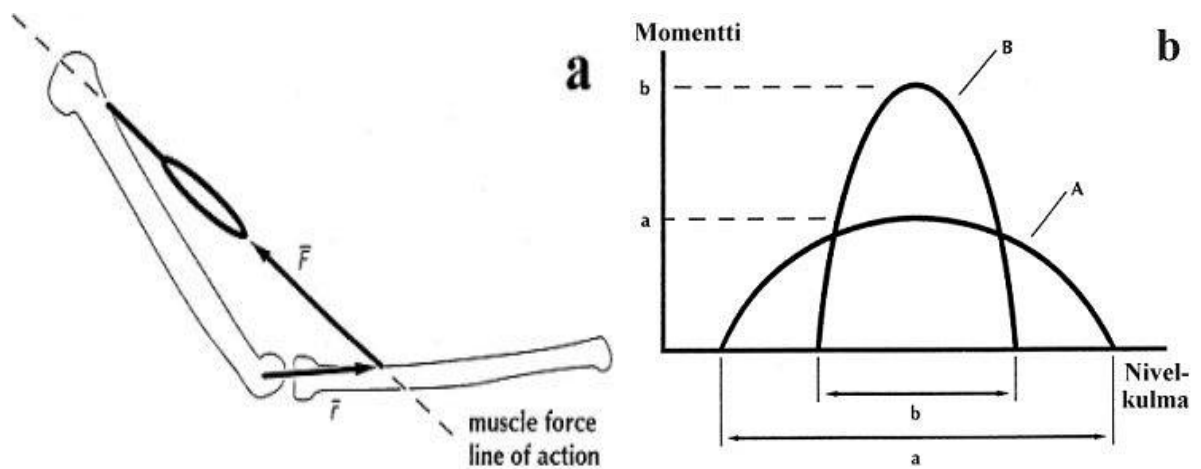
Lihaspituudessa tapahtuvien muutosten perusteella on eroteltavissa kaksi erilaista lihastyötapaa, dynaaminen ja isometrinen. Dynaaminen voimantuotto sisältää konsentrisen ja eksentrisen lihastyön, joille on yhteistä lihaspituuden muuttuminen voimantuoton aikana. Konsentrisessa lihastyössä lihas-jännekompleksin pituus lyhenee voimantuoton aikana. Eksentrisessä lihastyössä lihas-jännekompleksin pituus kasvaa, joko antagonistilihaksen tai kuorman vaikutuksesta. Isometrisessä (staattisessa) voimantuotossa lihas-jännekompleksin pituus ei muutu, mutta lihassyöt supistuvat venyttäessään elastisia osia. Eksentrisessä lihastyössä lihas kykenee tuottamaan suuremman maksimivoiman kuin konsentrisessa työssä, tosin sen pitkäaikainen ylläpitäminen on vaikeaa, johtuen lihaspituuden muuttumisesta "ylisuuren" kuorman takia. Eksentrisen maksimivoiman esiin saamiseen vaaditaan isometrinen esiaktiivisuus. (Komi ym. 2000; Linnamo ym. 2000.) Kun eksentristä vaihetta seuraa konsentrisen vaihe on kyseessä venymis-lyhenemis-sykli (SSC, stretch shortening cycle). Mikäli lihas on aktiivinen eksentrisen venymisvaiheen aikana saadaan tällöin eksentristä vaihetta seuraavalla konsentrisella lihastyöllä aikaan suurempia voimia kuin pelkällä konsentrisella lihastyöllä. (Komi 1973; Atha 1981; Finni 2001)

2.2 Nivelkulma ja lihaksen vipuvarsi

Nivelkulma vaikuttaa tuotettuun voimaan. Lähinnä tämä tarkoittaa lihaksen kiinnityskohdan muuttumista ja näin ollen lihaksen voimalinjan/liikeakselin ja nivelpisteen etäisyyden eli lihaksen momenttivarren muuttumista (Kuva 1 a ja b). Jos tämä etäisyys on lyhyt aiheuttaa lihaksen supistus laajan liikkeen liikuteltavassa luussa (m. biceps brachii tai m. quadriceps femoris). Jos vipuvarsi on pitkä tarvitaan lihaksen laajempi supistuminen liikkeen aikaansaamiseksi. Toisin sanoen, vipuvarren ollessa lyhyt, vaaditaan lihakselta enemmän supistusvoimaa tietyn vastavoiman voittamiseen verrattuna pitkän vipuvarren tapauksessa. (Hervonen 1987.) Edellä mainitun (lihaksen kiinnityskohdan etäisyys liikeakselista) kanssa yhtä tärkeässä asemassa on vipuvarsiensa asento. Jos niveltävät luut ovat toistensa jatkeina,

aiheuttaa lihaksen supistuminen vain niiden painumisen toisiaan vasten. Mikäli luut koukistuvat hieman syntyy vipuvaikutus. Tällöin toimiva vipuvarsi ja anatominen vipuvarsi eivät ole sama asia. Toimiva vipuvarsi on nivelen etäisyys lihaksen vetolinjasta. Luiden kulman pieneneminen aiheuttaa toimivan vipuvarren lähenemisen anatomista vipuvarsta ja saavuttaa tämän jossain vaiheessa supistusta/liikettä. Näin kasvaa liikkeen todellinen voima. (Hervonen 1987.)

Ihmisen luurankolihakset toimivat vipujärjestelmän välityksellä. Tämä (vipujärjestelmä) edellyttää, erityisesti raajoissa, huomattavasti suurempaa lihasvoimaa kuin voitettavana oleva vastus suorana voimana edellyttäisi. Tätä kutsutaan mekaaniseksi epäsuhtaksi. Esimerkkinä tästä on m. biceps brachiiin vaadittava seitsenkertainen (7 Kg) supistusvoima verrattuna kämmenellä pidettävään painoon (1 Kg). Vertailun vuoksi esim. m. gastrocnemius joutuu vetämään 2-3 kertaa vartalon painon verran varpaille noustessa. Kaikkein epäedullisimmat suhteet ovat kyynär- ja polvinivelen ekstensoreilla. Nämä mekaaniset epäsuhtat johtuvat vipuvarsista. (Hervonen 1987.)



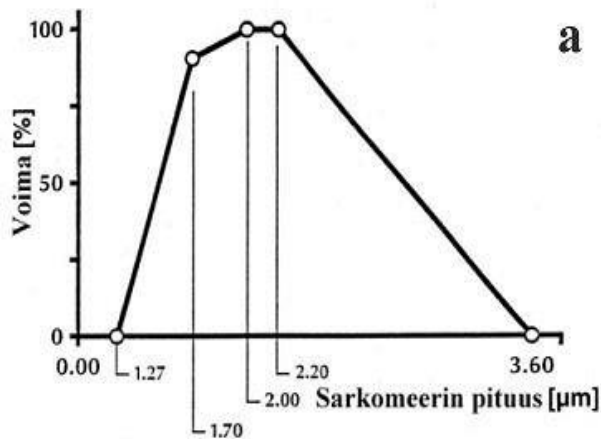
Kuva 1a. Luonnos lihaksesta ja sen momenttivarresta yhden nivelen alueella, jossa näkyy voimavektori ja sen voimantuottolinja. Kuva 1b. Kahden kuvitellun identtisen voima-pituus ominaisuuden, mutta eri pituiset momenttivarret omaavan lihaksen momentti-nivelkulma -käyrät. (Rassier ym. 1999).

2.3 Lihaspituus

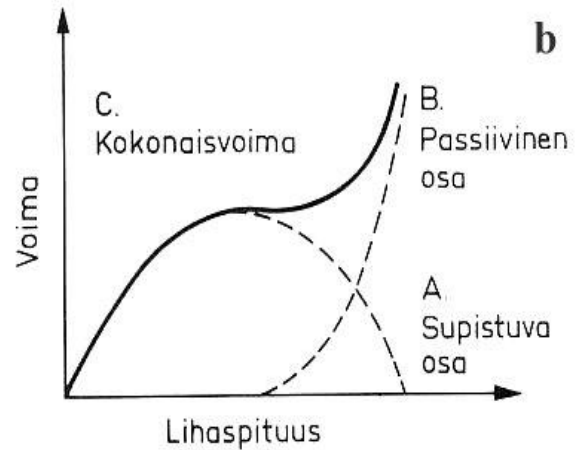
Sarkomeerin tuottaman voiman suuruus on riippuvainen ratkaisevasti sarkomeerin pituudesta, sillä sarkomeerin eri pituuksille muodostuu eri määrä poikittaissilloja aktiinin- ja

myosiinifilamenttien välille (Kuva 2 a, b ja c). Lihaskeskkipituus onkin yleensä vahvimmillaan keskipituuksilla, jolloin (aktiinin ja myosiinin) poikittaissilloja on usein eniten (Kuva 2 c. (Gordon ym. 1966.) Toisaalta tällöin edellä mainittu nivelkulma ja siitä aiheutuvat tekijät eivät ole optimaalisimmalla tasolla.

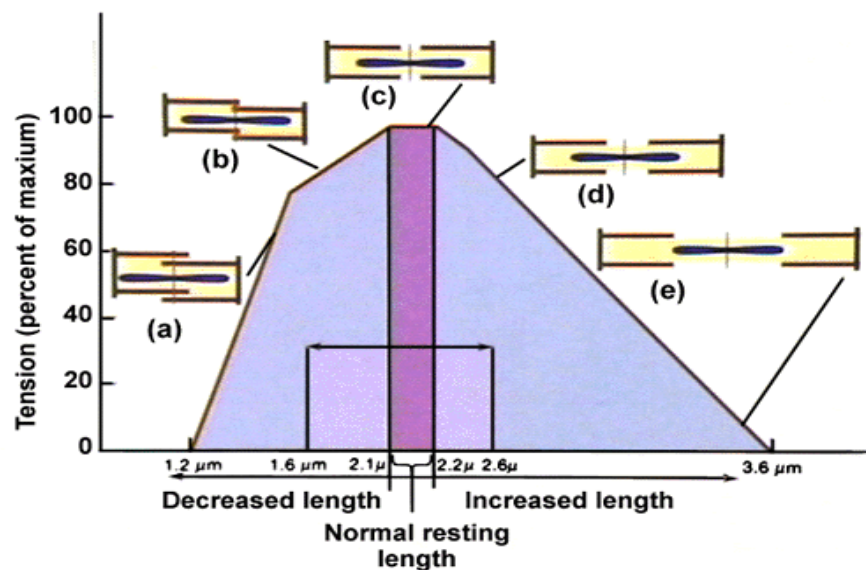
2 a)



2 b)



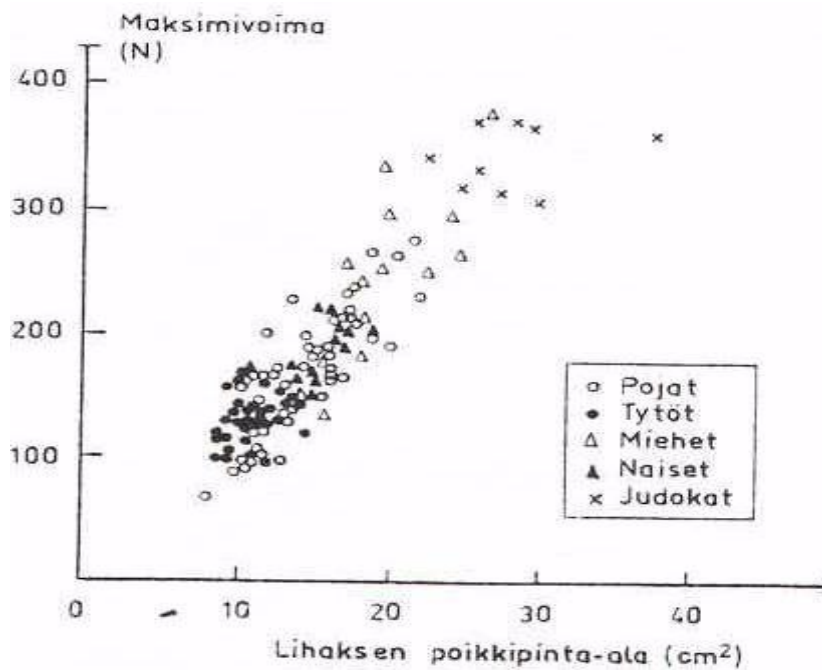
2 c)



Kuva 2a. Sarkomeerin pituuden ja sen tuottaman voiman välinen riippuvuus (alunperin Gordonin ym. 1966 esittämästä versiosta mukailtu Rassier ym. 1999). Kuva 2b. Lihaksen pituuden ja lihassyiden aktiivisesti tuottaman voiman välinen riippuvuus (A), lihaksen sidekudoksen ulkoista venytystä vastustava voima (B) sekä aktiivisen lihaksen voima-pituus riippuvuus lihaksen vastustaessa ulkoista venytystä (C). (Innman ja Ralston 1954, Viitalon 1985, mukaan). Kuva 2 c. Kuva aktiini- ja myosiinifilamenttien välisistä poikittaissilloista eri lihaskeskkipituuksilla (http://physioweb.med.uvm.edu/muscle_physio/mechanical_properties/mech_filament_overlap.htm).

2.4 Lihaksen poikittaispinta-ala

Lihaksen maksimaalinen kaikkien lihassyiden supistuksen aikaansaama voima on verrannollinen lihaksen poikkileikkauspinta-alaan (Kuva 3). Supistusliikkeen laajuus on riippuvainen lihassyiden pituudesta ja näin ollen lihaksen kokonaispituudesta. Mikäli lihassykimput ovat vedon suuntaisia, voidaan koko voima ja liikkeen laajuus käyttää hyväksi. Jos lihassykimput ovat viistossa asennossa lopullisen vetosuunnan suhteen, on lopullinen voima laskettavissa voimavektoreiden avulla. (Hervonen 1987.)

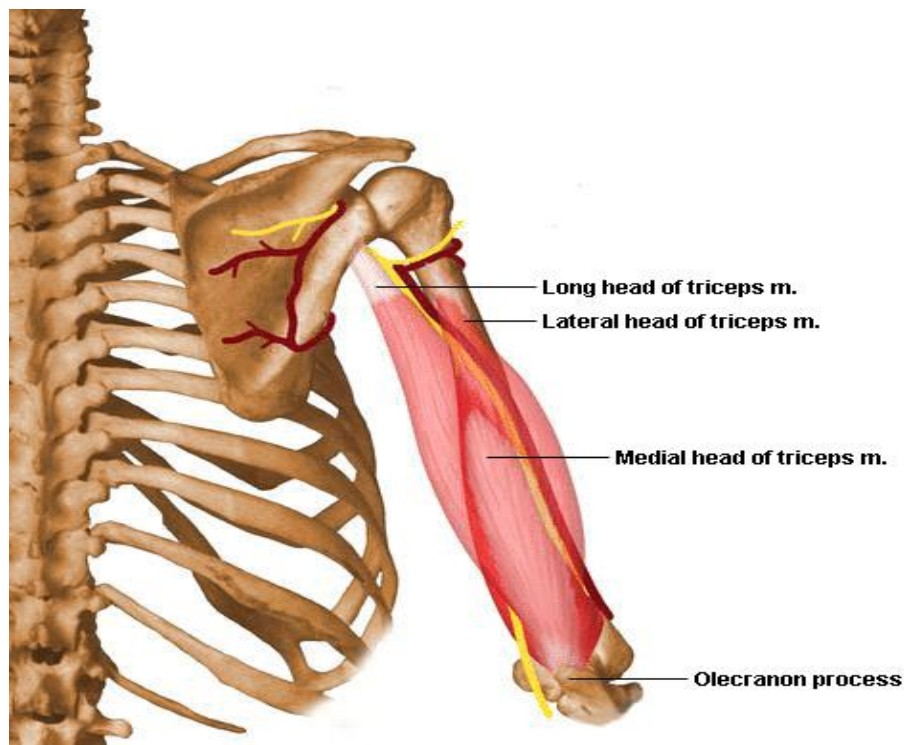


Kuva 3. Lihaksen poikkipinta-alan ja voiman välinen suhde (Moritani & DeVres 1979).

3 TÄRKEIMMÄT LIHAKSET PENKKIPUNNERRUKSESSA

3.1 Triceps brachii

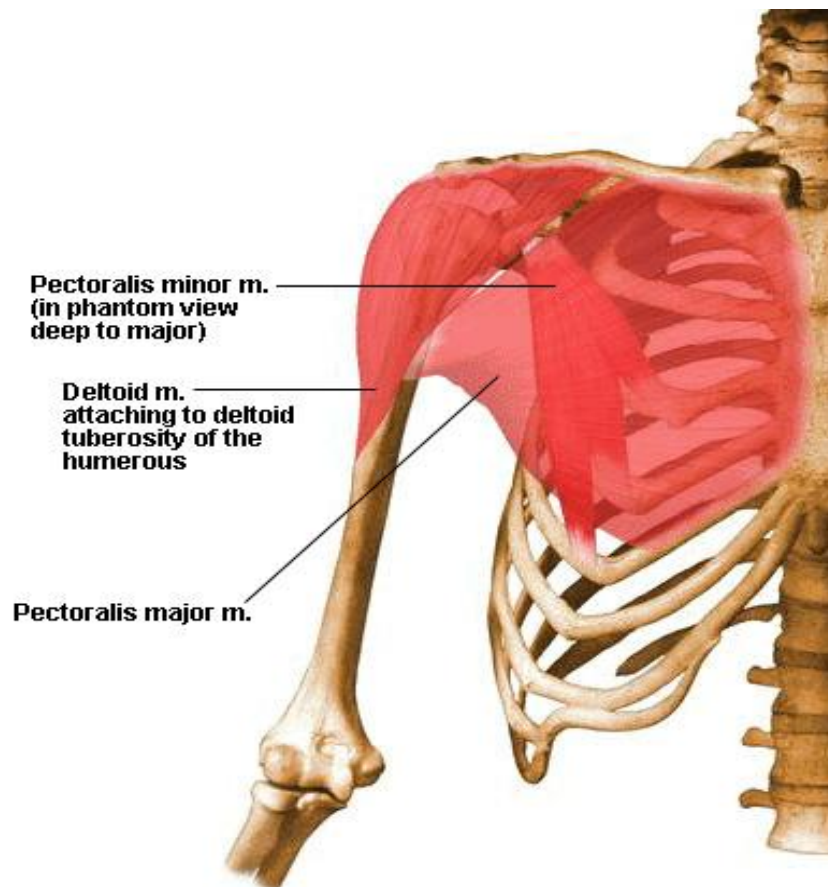
Kyynärnivelen ojentaja (Kuva 4) eli m. triceps brachii (kolmipäinen olkalihas) on suuri sukkulamainen (fusiform) lihas ts. sen syyt ovat kaikki samaan voimantuoton suuntaan. Triceps brachia avustaa (jonkin verran/hieman) pieni kyynärnivelen posterolateraaliosella puolella oleva lihas, anconeus. Triceps brachiin pitkä pää kiinnittyy proksimaalisesti lapaluun ulkoreunaan. Lateraalinen pää kiinnittyy olkaluun takapinnan keskiosan yläpuolelle ja mediaalinen pää kiinnittyy takapinnan keskiosan alapuolelle. Distaaliset kiinnittymiskohdat ovat olecranon (kyynärlisäkkeen) proksimaalinen pää, kyynärnivelen nivelkapseli sekä kyynärnivelen fascia. Tämän lihaksen (m. triceps brachii) tehtävänä on ojentaa kyynärniveltä ja sen pitkä pää tukee loitontunutta olkaluuta sekä lähentää sitä. Triceps brachiin mediaalinen pää on yleensä aktiivisin. Vastuksen lisääntyessä aletaan vähitellen rekrytoida lateraalista ja pitkää päätä mukaan. Kun olkapää on loitontuneessa tilassa/loitontuneena pitkä pää on aktiivinen, mutta (aina) muutoin se on vähemmän aktiivinen verrattuna triceps brachiin mediaaliseen ja lateraaliseen päähän. (Moore & Dalley 1999.)



Kuva 4. Triceps brachii (<http://eduserv.hscer.washington.edu/hubio553/atlas/104.html>)

3.2 Pectoralis Major

Pectoralis major (Kuva 5) eli iso rintalihas kiinnittyy proksimaalisesti solisluun keskiosan etupuolen mediaaliosaan, rintalastan etupintaan, ylimpiin kuuteen kylkiluun rustoon sekä ulomman vinon vatsalihaksen aponeuroosiin. Distaaliset kiinnittymiskohdat sijaitsevat olkaluun yläosan lateraalisella puolella. Iso rintalihas lähentää ja mediaalisesti kiertää olkaluuta. Erikseen toimiessaan toinen osa siitä koukistaa olkaluuta ja toinen loitontaa. (Moore & Dalley 1999.)



Kuva 5. Pectoralis major ja deltoideus (<http://eduser.v.hscer.washington.edu/hubio553/atlas/108.html>)

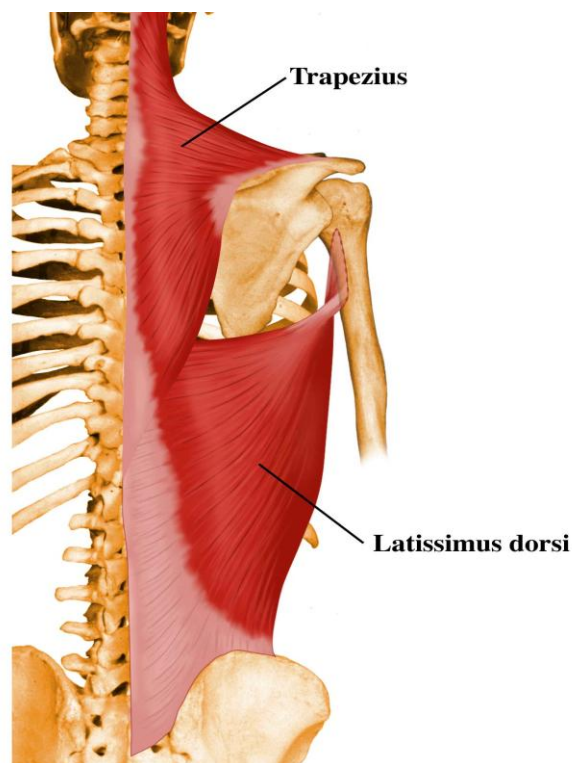
3.3 Deltoideus

Deltoideus (Kuva 5) eli hartialihhas kiinnittyy proksimaalisista kiinnittymiskohdista solisluun lateraaliseen kolmannekseen, acromioniin (olkalisäkkeeseen) ja lapaluun harjuun (spina scapulae). Distaalinen kiinnittymiskohta on tuberositas deltoideus eli olkaluun keskivaiheilla

olevaan kyhmyyn. Deltoideus on jakaantunut puolisulkaisiin (m. unipennatus) anteririseen ja posterioriseen osaan sekä monisulkaiseen (m. multipennatus) mediaaliseen osaan. Käden loitontuessa sivulle, toimivat kaikki nämä osat. Anteriorinen osa koukistaa ja kiertää mediaalisesti kättä. Mediaaliosa loitontaa ja posteriorinen osa ojentaa ja lateraalisesti kiertää kättä. (Moore & Dalley 1999.)

3.4 Latissimus Dorsi

M. latissimus dorsi (Kuva 6) eli leveä selkälihas kiinnittyy proksimaalisesti kuuteen alimpaan rintanikamaan, ison fascian kautta kaikkiin lanne- ja ristinikamiin sekä alimpiin 3 – 4 kylkiluihin. M. latissimus dorsin kiinnittymiskohta on olkaluun yläosassa. Tämän lihaksen tehtävänä on ojentaa, lähentää ja mediaalisesti kiertää olkaluuta. (Moore & Dalley 1999.)

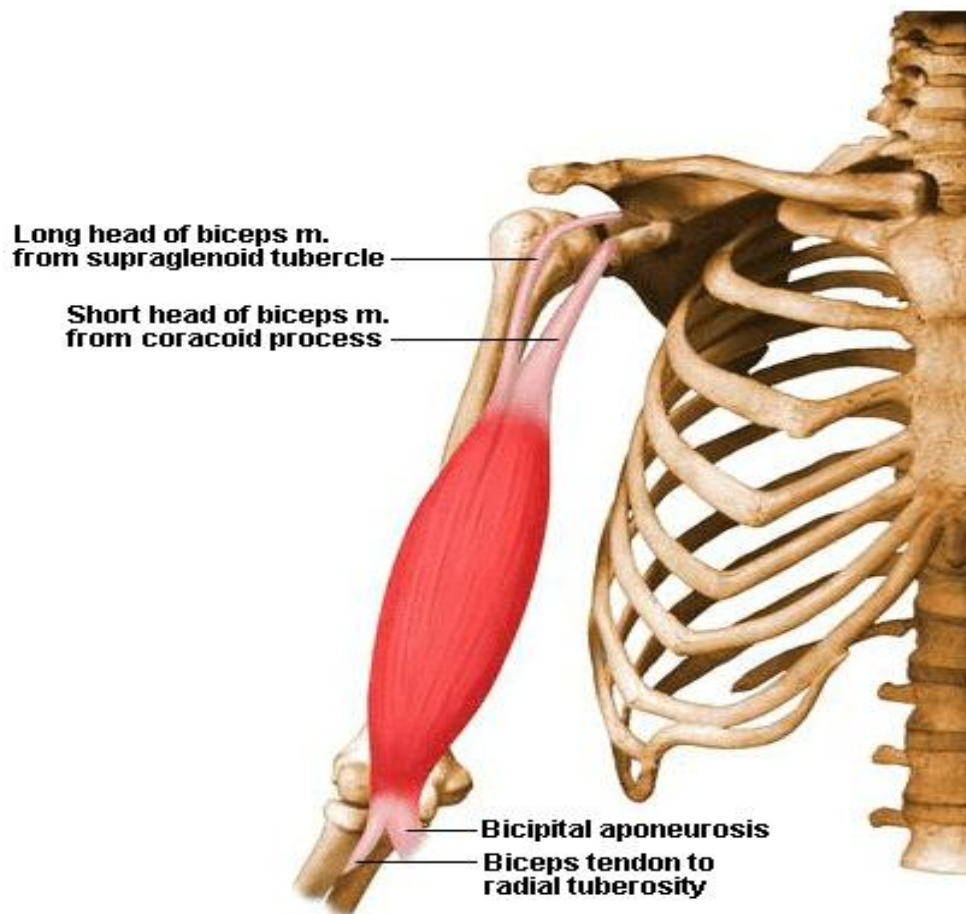


Kuva 6 Latissimus dorsi (<http://eduserv.hscer.washington.edu/hubio553/atlas/shtraplat.htm>)

3.5 Biceps brachii

M. biceps brachiilla (Kuva 7) on nimensä mukaisesti kaksi päätä (caput longum ja caput breve). Caput longum lähtee scapulan nivelpinnan yläreunassa sijaitsevasta

kiinnittymiskohdastaan, (tuberculum supraglenoidalesta) kiertäen nivelpussin sisällä humeruksen pään ja kulkien sulcus intertuberculariksessa jännetupen ympäröimänä distaaliseen suuntaan. Pitkä jänne alkaa laajentua lihakseksi tuberositas deltoidean korkeudella ja yhtyen tällä kohtaa caput breven lihasmassaan muodostaen yhtenäisen lihaksen. Caput breve lähtee yhdessä m. coracobrachialiksen kanssa processus coracoideuksen kärjestä. M. biceps suippenee kyynärnivelten proksimaali- ja etupuolella vahvaksi jänteeksi, joka päättyy radiuksen ja ulnan välissä sijaitsevaan tuberositas radiin. (Hervonen 1987.)



Kuva 7. Biceps brachii (<http://eduserv.hscer.washington.edu/hubio553/atlas/105.html>)

4 PENKKIPUNNERRUS

Penkkipunnerrus on venymis-lyhenemis -syklin sisältävä liike (Wilson ym. 1989). Penkkipunnerruksen nostovaihe voidaan jakaa kuvien 8 ja 9 mukaisesti neljään selvästi erottuvaan osaan: kiihdytysvaihe (acceleration phase), ”jumiutumsvaihe” (sticking region), maksimaalisen voimantuoton alue (maximum strength region) ja hidastumisvaihe (deceleration phase). Tämä jaottelu on tehty analysoimalla tangon liikettä ja siihen tuotettuja voimia.

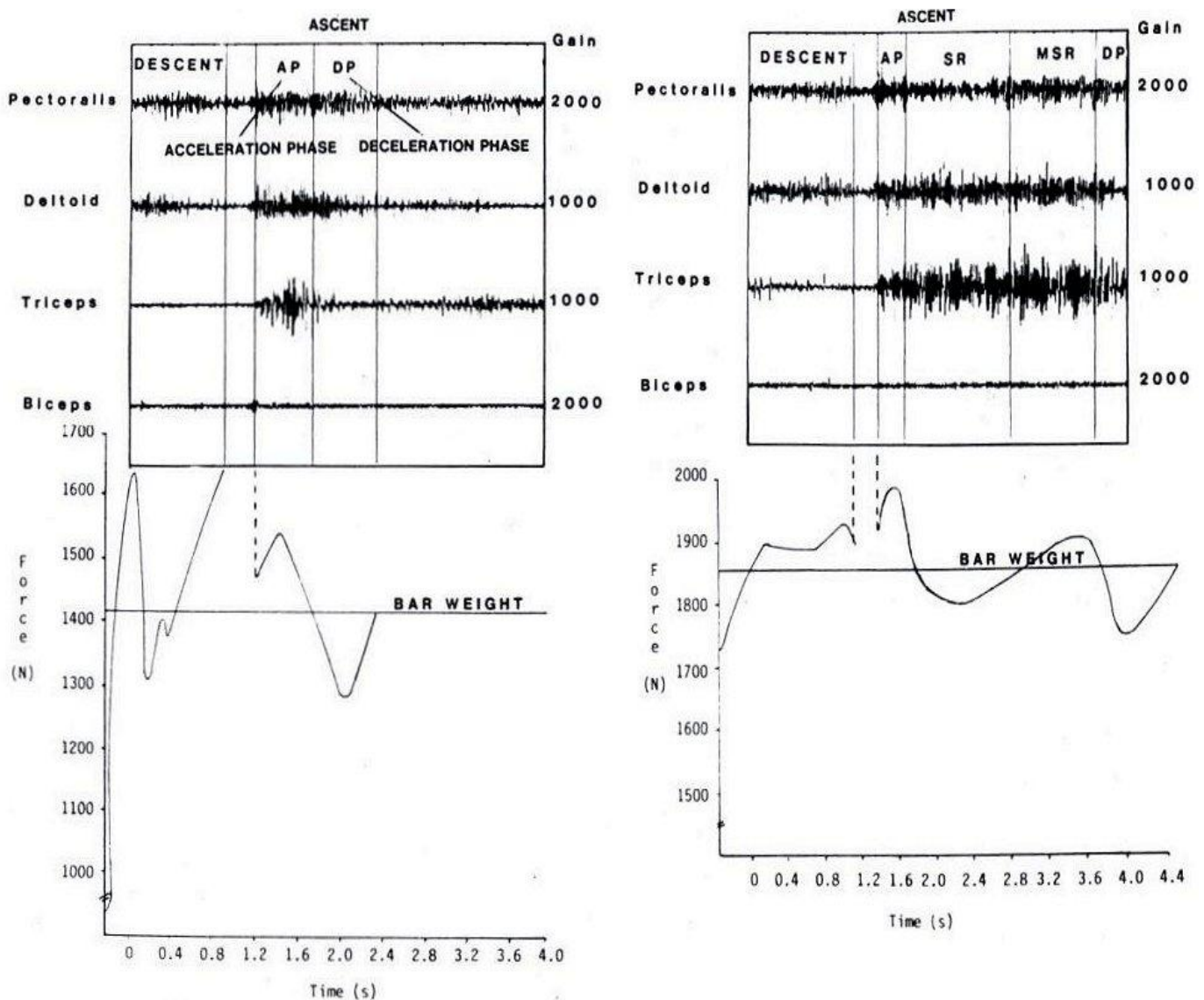
4.1 Eksentrisen vaihe

Tangon laskuvaiheessa lihakset tekevät eksentristä työtä. Laskuvaiheessa tärkeimmät osallistuvat lihakset ovat pectoralis major, triceps brachii ja anterior deltoid. Laskuvaiheen aikana näissä lihaksissa on vain kohtuullinen aktivaatio verrattuna nostovaiheeseen. Kun tanko pysäytetään rinnalle on havaittavissa yleensä selvä lasku lihasaktiiviteetissa (Elliot ym. 1989).

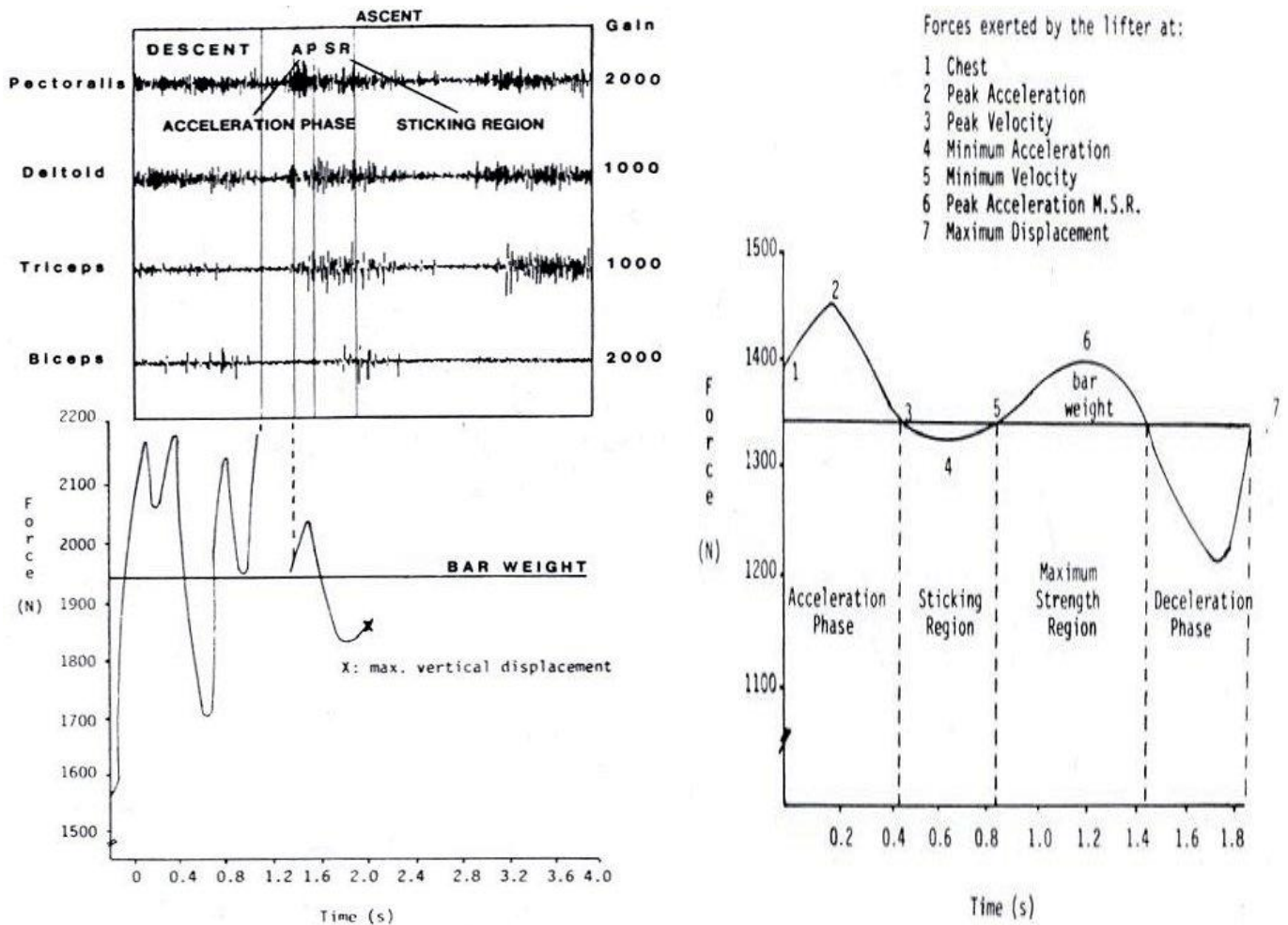
4.2 Kiihdytysvaihe

Tangon nousuvaiheessa lihakset tekevät konsentristä työtä ja lihasaktivaatio on huomattavasti suurempaa verrattuna laskuvaiheeseen. Tärkeimmät nostovaiheeseen osallistuvat lihakset ovat pectoralis major, deltoideus ja triceps brachiin pitkä pää. Onnistuneissa nostoissa, jolloin kuorma on 100 %, lihasten maksimaalinen aktivaatio alkaa yleensä kiihdytysvaiheen alussa pitäen tätä aktiiviteettia yllä koko suorituksen ajan. Epäonnistuneissa nostoissa supramaksimaalisella kuormalla (kuorma 104 % maksimista) aktivaatio on edellisen kaltainen, erona on selvä tauko juuri ennen noston päättymistä. Kun nosto suoritetaan onnistuneesti kevyemmällä, submaksimaalisella kuormalla (n. 80 % kuorma maksimista) on lihasten aktiiviteetti suurta vain 1/3 ajan nostosta. Tämän jälkeen alkaa hidastumisvaihe eli deceleraatio, jolloin tricepsin ja pectoraliksien aktivaatiot laskivat selvästi. (Elliot ym. 1989.)

Mikäli koko suoritus tehdään kevyillä kuormilla räjähtävästi, suorituksen aktiivisuusmalli muuttuu. Tällöin biceps brachii on kohtuullisen aktiivinen kiihdytysvaiheen alussa. Tutkimuksissa tämä aktiivisuuden kestoksi on mitattu yleensä vain noin 0.2 sekuntia. Biceps saavuttaa yleensä suurimman aktivaationsa jumiutumisasihen lopussa, varsinkin jos kuorma on suuri. Oletettavasti tämä on yritys kyynärnivelen stabilisoimiseen. Kun nosto tapahtuu suurella nopeudella ja submaksimaalisella kuormalla biceps ja brachialis hidastavat liikettä lähestyttäessä liikkeen loppuvaihetta/käden ojennusta.



Kuva 8. EMG ja voima-aika -käyrä vasemmalla 81 %:n kuormalla ja oikealla 100 %:n kuormalla. AP = kiihdytysvaihe, SR = sticking region, MSR = maksimaalisen voiman alue ja DP = hidastumisvaihe. (Elliott ym. 1989.)



Kuva 9. Vasemmalla EMG ja voima-aika -käyrä 100 %:n kuormalla. AP = kiihdytysvaihe, SR = sticking region, MSR = maksimaalisen voiman alue ja DP = hidastumisvaihe. Oikeassa kuvassa voima-aika käyrä nostajalta maksimaalisessa onnistuneessa nostossa 100 %:n kuormalla. Vaiheet on selitetty tekstissä myöhemmin. (Elliott ym. 1989.)

4.3 Jumiutumisvaihe

Jumiutumisvaihe (sticking region) on siinä vaiheessa nostoa, jolloin tankoon tuotettu voima on pienimmillään. Tutkimusten mukaan 100 % kuormalla tämä alue sijaitsee nostoradalla 9-12 cm rinnalta ylöspäin ja supramaksimaalisella kuormalla noin puolet alempana (Madsen ym. 1984). Jumiutumisalue ilmenee harvoin submaksimaalisella kuormalla ja konsentrisessa vaiheessa onkin vain kiihdytysvaihe ja hidastumisvaihe, josta jälkimmäinen ilmenee yleensä jo hyvin aikaisessa vaiheessa.

Tutkimuksissa on osoitettu, että konsentrisen vaihe hyötty elastisesta energiasta eksentrisen lihastoiminnan jälkeen vielä 0.18 sekunnin jälkeen (Aura & Komi 1989). Joten vaikka

konsentrisen vaiheen alku onkin voimantuoton kannalta heikko vaihe, niin suurin voimanostossa saavutetaan submaksimaalisella kuormalla tällöin, johtuen oletettavasti juuri edeltävän eksentrisen vaiheen potentoimasta energiasta. Jumiutumisasihe on mekaanisesti heikoin vaihe, rinnalta lähdön lisäksi, joten ilmeisesti edeltävän venytyksen aiheuttama voiman potentoituminen on tällöin jo heikentynyt huomattavasti. Elastinen energia riippuukin hyvin paljon tangon pysäytysvaiheen kestosta. Jumiutumisasiheen jälkeen pystytään jälleen tuottamaan tangon painoa suurempi voima, johtuen mekaanisesti (lihaspituuksista ja nivelkumista) paremmasta vaiheesta. Lopun hidastumisasiheessa tuotettu voima vähenee (Lander ym. 1985; Elliot ym. 1989; Doan ym. 2002).

Jotta päästäisiin jumiutumisasiheen yli pitää noston olla tehokas. Tehokkaaseen nostoon vaaditaan noston alussa suuri impulssi, joka tarkoittaa suurta voimaa, jota pyritään tuottamaan mahdollisimman kauan ($I = Ft$). Tutkimuksen mukaan tämä mahdollistuu, kun alkuvaiheessa kehon ja olkavarren välinen kulma on pieni jaloista nähden katsottuna ts. kyynärpäät ovat lähellä nostajan kylkiä. Koko noston ajan täytyy pitää yllä maksimaalista yritystä ja näin ollen nostoa helpottavaa liikemäärää, jotta taataan erityisesti suurin mahdollinen hyöty voiman kasvuun. (Lander ym. 1985.)

Penkkipunnerruskisoissa, joissa on sallittua nostaa tiukalla ja elastisella, juuri tähän tarkoitukseen kehitetyllä penkkipaidalla, joka auttaa konsentrisen vaiheen alussa mm. paitaan potentoituneen energian avulla. Penkkipaidalla nostettaessa ojentajien osuus nostossa onkin erittäin suuri.

4.4 Hidastumisasihe

Penkkipunnerruksessa (submaksimaalisella kuormalla) hidastumisasihe (deceleraatio) tapahtuu tangon nousun loppuvaiheessa ja näkyy yleensä agonistin aktivaation pientymisenä tai antagonistin aktivaationa, joista jo pelkästään ensimmäinen riittää yleensä pysäyttämään hitaan liikkeen (Basmajian & DeLuca 1985). Hidastumisasiheen ”syynä” on proprioseptiivisen feedback, jonka ansiosta nostaja tuntee liikemäärän (muutoksen) aiheuttaman kuorman muutoksen (Siff 2000). Pienellä/submaksimaalisella kuormalla deceleraatio aikaistuu, koska pienellä kuormalla liikemäärä yleensä kasvaa verrattuna suurempaan kuormaan. Toisin sanoen nostaja tuntee noston loppuvaiheessa, että

hänen ei tarvitse työntää painoja enää täysillä ja alkaa hidastamaan liikettä. (Elliot ym. 1989.)

Nopeat ballistiset liikkeet tuottavat usein kolmivaiheisen aktivaatiomallin, jossa ensin liikkeen alkuvaiheessa on havaittavissa agonistin aktivaatio ja sen jälkeen lähestyttäessä liikkeen loppuvaihetta agonistin hiipuminen ja antagonistin aktivaation lisääntyminen sekä lopuksi näiden molempien aktivaation loppuvaihe. (Marsden ym. 1983.) Mikäli liikettä ei ole tarkoitus pysäyttää, ilmenee agonistin ja antagonistin samanaikainen aktivaatio (Carpentier ym. 1996). Voidaankin olettaa, että nopeissa liikkeissä antagonistin aktivaation suurin syy on suojausmekanismi vaurioille (Hagood ym. 1990; Basmajian & DeLuca 1985). Perifeeristen tekijöiden lisäksi pikkuaivoilla on tällaisissa tilanteissa (mahdollisesti) suuri rooli säätelemässä agonistin ja antagonistin toimintaa (Guyton & Hall 2000).

Penkkipunnerruksen noston loppuvaiheessa lähestyttäessä nivelen ääriasentoa, kun kyseessä on submaksimaalinen kuorma ja suuri nopeus, kyynärnivelen ojennusliikkeen hidastajana tai pysäyttäjänä toimivat erityisesti brachialis ja biceps brachii (kyynärnivelen koukistajat). Agonistin ja antagonistin yhtäaikaista aktivaatiota eli koaktivaatiota voidaan vähentää voimaharjoittelulla (esim. Häkkinen ym. 1998). Tämä yleisesti ajatellen parantaa (niveltä) nettovoimantuottoa, mutta voi myös heikentää nivelen stabiliteettiä ja näin ollen aiheuttaa vaurioita ballistisissa liikkeissä (Sale 2003). Sitä, miten nopeusvoimaharjoittelulla voidaan vaikuttaa lähellä nivelen ääriasentoa tapahtuvaan antagonistin aktivaatioon (sen lisääntymiseen) ja agonistin aktivaation vähenemiseen, ei ole juurikaan tutkittu.

4.5 Oteleveyden vaikutus lihasaktiivisuuksiin

Nostajilla on eri levyisiä otteita tangosta ja erilaisia nostoasentoja, johtuen usein mm. notkeudesta, antropometriasta tai tottumuksesta. Selän kaarelle laittaminen ja oteleveyden leventäminen lyhentää vertikaalista etäisyyttä rinnalta loppuojennukseen. Oteleveys vaikuttaa myös mitkä lihakset painottuvat nostossa. Leveällä otteella deltoideus on aktiivisempi ja kapealla otteella kuormitus lisääntyy tricepsissä. (Madsen & McLaughlin 1984.) Jo aikaisemmin mainittu pieni kehon ja olkavarren välinen kulma vaikuttaa tangon lähtönopeuteen ja 45° kulmaa ollaankin pidetty optimaalisena (Lander ym. 1985).

5 MUUTTUVA VASTUS

Harjoiteltaessa vakiokuormilla kohdistuu suurin harjoitusvaikutus niille nivelkulmille, joilla voimantuotto on heikointa. Muuttuvalla kuormalla eli kuorman muuttuessa nivelkulman ja liikkeen mukaan, joko suuremmaksi tai pienemmäksi, on mahdollista saada suurempi väsymys ja tasaisempi voiman kehitys koko liikelaajuudella (verrattuna vakiokuormituksella suoritettaviin liikkeisiin). (Kauhanen ym. 1989; Viitasalo 1985; Häkkinen 1990; Atha 1981.)

5.1 Liikemäärän vaikutus

Newtonin ensimmäisen lain eli jatkuvuuden lain mukaan kappale pysyy paikallaan tai jatkaa tasaista suoraviivaista liikettä, mikäli mikään voima ei pakota sitä muuttamaan liiketilaansa. Newtonin toisen lain eli dynamiikan peruslain mukaan kappaleeseen vaikuttava kokonaisvoima F antaa kappaleelle kiihtyvyyden a seuraavan kaavan mukaan $F = ma$, jossa m on kappaleen massa. Kappaleeseen vaikuttavien voimien vektorisumma F yksikkö on kgm/s^2 . (Hautala & Peltonen 1997.) Mitä suurempi voima tai mitä kauemman voimaa tuotetaan systeemiin, sitä suurempi on liikemäärän muutos. $F = ma \rightarrow F = m(v_1 - v_2)/t$. Kun edellinen kerrotaan puolittain t :llä saadaan $Ft = m\Delta v$ eli lineaarinen impulssi on lineaarisen liikemäärän muutos. Dynaamisessa voimaharjoittelussa kuorma ei ole vakio johtuen juuri liikemäärän muutoksesta. Suurin kuorma nostoissa on yleensä liikkeen alkuvaiheessa ja pienin yleensä lähestyttäessä nivelen tai liikkeen ääriasentoa, jolloin liike hidastuu (kuormalla ja sitä liikuttavilla osilla on liikemäärä). Toisin sanoen kuormaa voi muuttaa myös vapailla painoilla. (Siff 2000; Kreighbaum & Barthels 1985.) Penkkipunnerruksessa tämä tarkoittaa sitä, että vaikka tangon massa pysyy koko suorituksen aikana samana, muuttuu tangon aiheuttama kuorma johtuen liikemäärän aiheuttamasta kuorman kevenemisestä. Kun tankoon tuotetaan noston alkuvaiheessa suuri voima ts. yritetään saada tankoon mahdollisimman suuri kiihtyvyys (nopeus) on loppunosto juuri tämän tankoon aiheutetun liikemäärän ansiosta kevyempi. Tankoon tuotettu impulssi $I = F \times v \rightarrow I = (F \times a) - (F - g)$.

Tehoa $P (= Ft)$ ja voimaa $F (= ma)$ on mahdollista muuttaa monilla eri variaatioilla: massa on suuri ja kiihtyvyys on pieni (voimanosto) tai massa on pieni ja kiihtyvyys suuri (teholajit

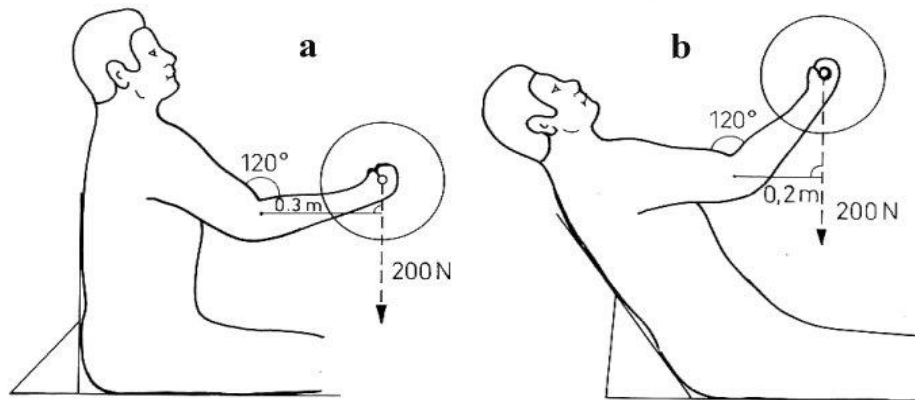
mm. yleisurheilu) tai massa ja kiihtyvyys molemmat ovat kohtuullisen suuria (kehonrakennus). Edellä mainitut kolme harjoitustapaa eivät tuota samanlaisia tuloksia, johtuen hermoston, lihaksiston ja aineenvaihdunnan tasoilla tapahtuvien erilaisten prosessien takia. (Siff 2000; Häkkinen 1990; Kauhanen ym. 1989.)

Wilsonin ym. (1989) mukaan penkkipunnerruksessa maksimaalisen voimantuoton alue on kyynärnivelen 120° kulmalla. Näin ollen vaillinaisella liikelaajuudella harjoittelulla on saatu hyviä tuloksia. Nivelkulmista, lihaksen momenttivarresta ja lihaspituuksista aiheutuvan jumiutumisalueen vuoksi penkkipunnerruksessa saadaan nostettua suurempia kuormia, kun tanko lasketaan vain noin 90° kyynärnivelskulmaan verrattuna täyden liikelaajuuden (rinnalle laskuun) nostoon. (Mookerjee & Ratamess 1999.) Tällaisia harjoitusmenetelmiä ovat lankkupenkki ja lattiapunnerrus, joissa ote on kapea ja liikesuoritus vaillinainen. Harjoituksen tarkoituksena on käyttää supramaksimaalisia kuormia ja suurin kuormitus kohdistuu triceps brachii lihakseen.

Muuttuvan vastuksen käyttö ja soveltaminen on vaikeaa johtuen ihmisten erilaisista voimanivelkulmaominaisuuksista sekä eri nivelten alueella toimivien lihasten erilaisista momenttivelkulmaominaisuuksista. Muita tilanteeseen vaikuttavia tekijöitä ovat elastisuus, venytysrefleksi, fysiologiset tekijät; väsymys ja lihassolutyypit, psykologiset tekijät; lihastoimintatapa, liikenopeus ja liikemäärä sekä toistojen määrä. (Kauhanen ym. 1989; Kulig ym. 1984; Doan ym. 2002; Siff 2000.)

5.2 Momenttivarren muutos

Yksi mahdollisuus muuttaa kuormaa vapailla painoilla noston eri vaiheissa on muuttaa kuorman momenttivarren pituutta nivelestä. Käytännön esimerkkinä nostaja voi nostoasentoa eli momenttivarretta muuttamalla vaikuttaa kuormaan, nivelkulman pysyessä samana (Viitasalo 1985). Tämä selventyy myös kuvasta 10.



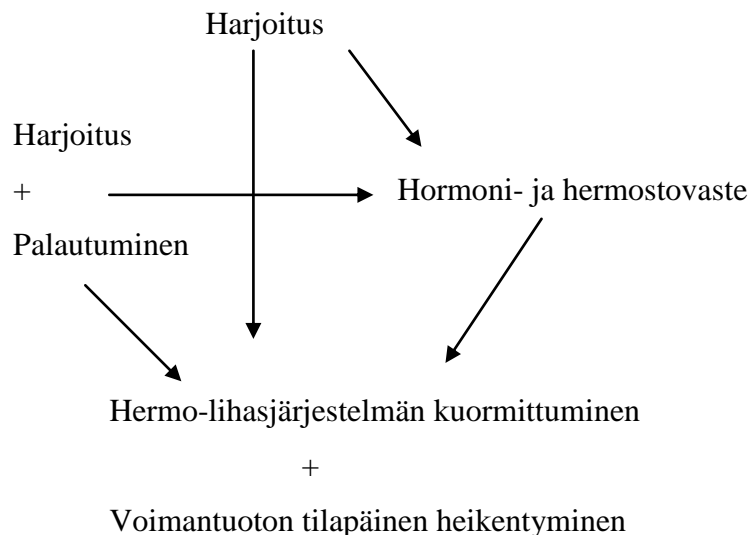
Kuva 10. Momenttivarren muutokset liikkeen aikana a) 60 Nm ja b) 40 Nm (Viitasalo 1985)

Kuntosalilaitteisiin on kehitetty erilaisia keskiarvonostajan mukaisia epäkeskoja ja vipuvarsia, joilla saadaan aikaan muuttuva vastus vaikka kuorma pysyykin vakiona. Näin ollaan saatu eliminoitua nousuvaiheen jumiutumisvaihe ja kehitettyä liikettä tehokkaammaksi koko liikelaajuudella ts. lihakset voivat tehdä työtä maksimaalisesti koko noston ajan. Samanlainen vastus saadaan aikaan sähköisillä laitteilla tai jotain väliainetta hyväksikäyttäen kuten esim. pneumaattisissa tai hydraulisissa laitteissa, jälkimmäisissä vastus muuttuu liikenopeuden ja venttiilien asennon avulla. Maksimaalisen voimantuoton aikaansaaminen koko liikkeen ajan onnistuu myös harjoittelemalla isometrisesti tai isokineettisesti. (Wilson ym. 1989; Kulig ym. 1984; Häkkinen ym. 1987; Atha 1981.) Liitteessä 2. näkyy tässä tutkimuksessa käytettyjen, voimaharjoitteluun tarkoitettujen elastisten vastuskumien voima-pituus -käyrä.

6 VOIMAHARJOITTELUN VAIKUTUSMEKANISMIT

6.1 Ylikuormitusperiaate

Systemaattinen voimaharjoittelu, iästä riippumatta, johtaa yleensä voiman kasvamiseen. Alkuviikkoina tämä tulosparannus perustuu neuraaliseen adaptoitumiseen (Häkkinen & Häkkinen 1995; Häkkinen ym. 1996; Keen, ym. 1994; Moritani ym. 1988). Maksimivoima kehittyy kohtuullisen helposti harjoittelemattomilla tai vähän voimaharjoittelutaustaa omaavilla. Perusedellytyksenä voiman kehittymiselle on ylikuormitus eli se, että voimaharjoittelussa käytettävä kuorma (lihasjännitys) ylittää riittävästi lihaksen saaman normaalin päivittäisen kuormitustason. Aloittelijoiden voima saattaa jopa varsin pienillä (submaksimaalisilla) kuormilla. Voimaharjoittelun myötä tapahtuu myös agonistilihaksen aktivaation kasvamista, joka käy ilmi eristetystä isometrisestä suorituksesta (Carolan & Cafarelli 1992). Raskas voimaharjoittelu olisi hyvä yhdistää räjähtäviin eli suurta liikenopeutta vaativiin harjoituksiin (Häkkinen & Häkkinen 1995). Kuva 11 havainnollistaa ylikuormitusperusperiaatetta.

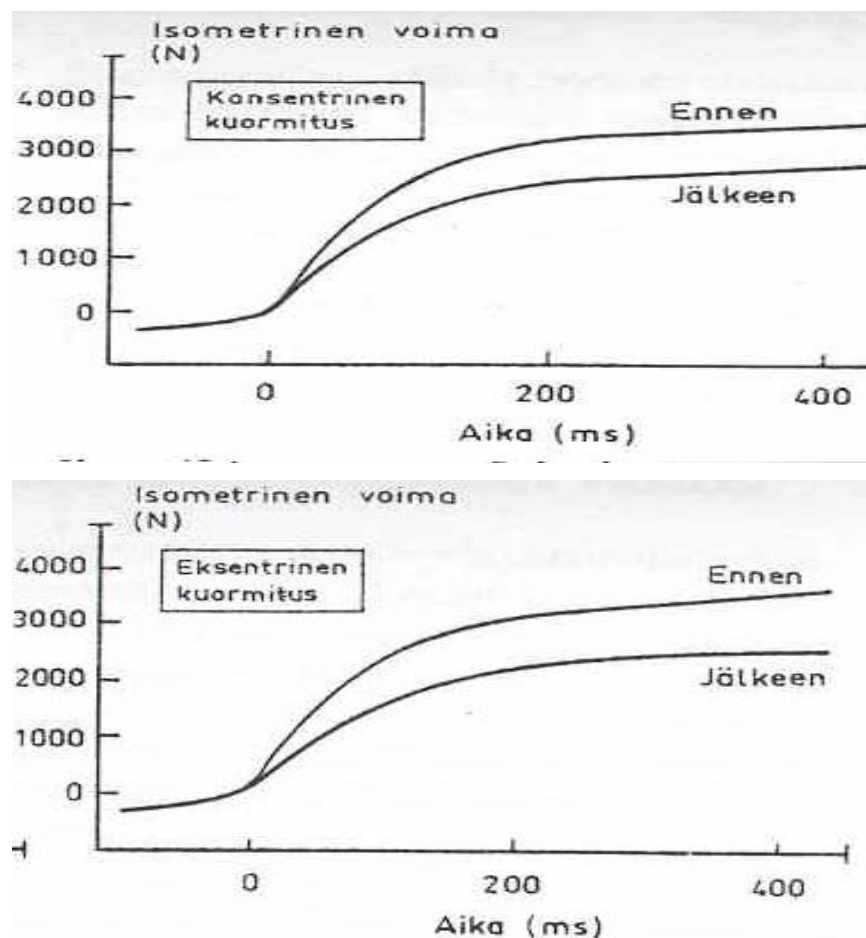


Kuva 11. Pelkistetty malli hermo-lihasjärjestelmän akuutista kuormittumisesta ja voimantuoton tilapäisestä heikkenemisestä intensiivisen voimaharjoituksen yhteydessä (Kuva mukailtu lähteestä Häkkinen 1990).

6.2 Voimaharjoituksen lihastyötap ja vastus

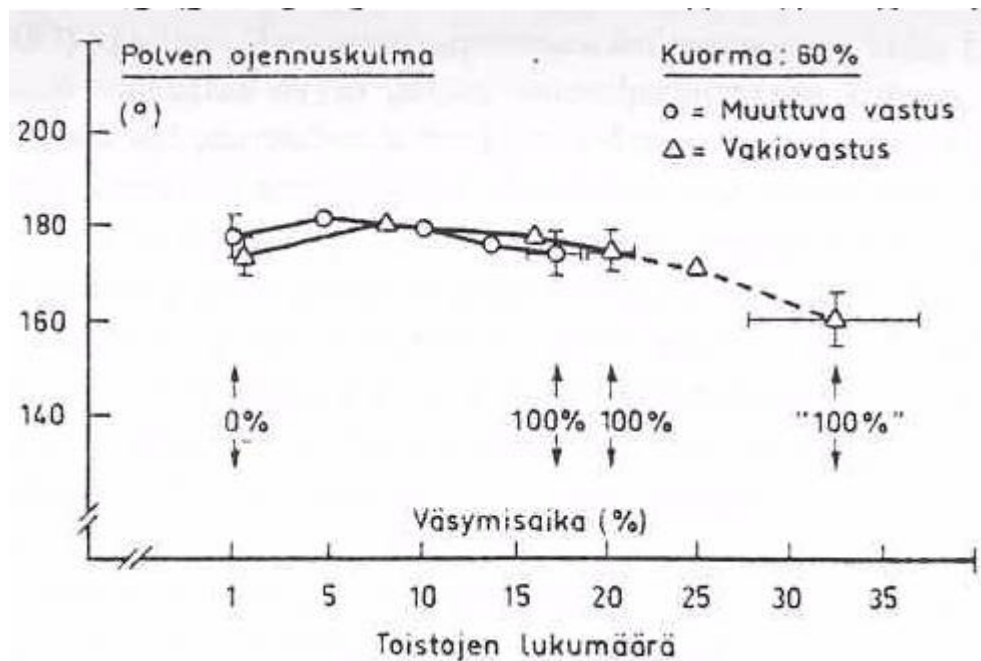
Konsentrisen voimaharjoittelu on perinteinen voimaharjoitusmenetelmä. Tämän voimaharjoitusmenetelmän peruseriaatteisiin kuuluu, että voimaharjoittelussa käytettävä kuorma on suuri ja yhdessä sarjassa toistoja on vähän. Kuorman on yleensä lisääntyvä progressiivisesti ja näin ollen ylikuormitettava lihasta. Vaikka suurten kuormien periaate maksimivoiman kehittämisessä sisältää perustotuuden, se ei kuitenkaan aina ole absoluuttinen totuus kaikissa tilanteissa. (Häkkinen 1990.) Konsentrisen kuormituksen vaikutukset voima-aika –käyrään näkyvät kuvassa 12.

Eksentrisen voimaharjoituksen on havaittu aiheuttavan suuremman väsymyksen ja harjoitusvaikutuksen kuin vastaava maksimaalinen konsentrisen harjoitus (Komi & Viitasalo 1977). Konsentrisen kuormituksen vaikutukset voima-aika –käyrään näkyvät kuvassa 12.



Kuva 12. Konsentrisen ja eksentrisen kuormituksen välittömät vaikutukset alaraajojen ojentajien isometriseen voima-aika –käyrään (Komi & Viitasalo 1977).

Voimaharjoittelussa käytettävän lihastyötavan lisäksi myös käytettävä spesifinen kuormitustapa saattaa vaikuttaa hermolihäsjärjestelmän kuormittumiseen. Yksi tällainen spesifinen harjoitustapa voi olla esimerkiksi muuttuvan vastuksen käyttäminen. Koska muuttuvan vastuksen idea on kuormituksen pysyminen suhteellisesti samana voimanivelkulma –riippuvuuden mukaisesti, saattaa tällainen harjoitus aiheuttaa aikaisemman lihasväsymyksen verrattuna vakiovastuksella harjoitteluun (Kuva 13). Häkkisen ym. (1988) tutkimuksen mukaan muuttuvan vastuksen periaatteella toimivalla laitteella pystytään kuormittamaan lihaksia tehokkaasti lyhyemmässä ajassa kuin laitteilla, joissa vastus pysyy koko ajan vakiona. Lisäksi samaisessa tutkimuksessa todetaan, että palautuminen muuttuvalla harjoituksella harjoittelusta on hitaampaa, joka myöskin tukee havaintoa, jonka mukaan muuttuvalla vastuksella harjoittelu aiheuttaa tehokkaan harjoitusvaikutuksen.

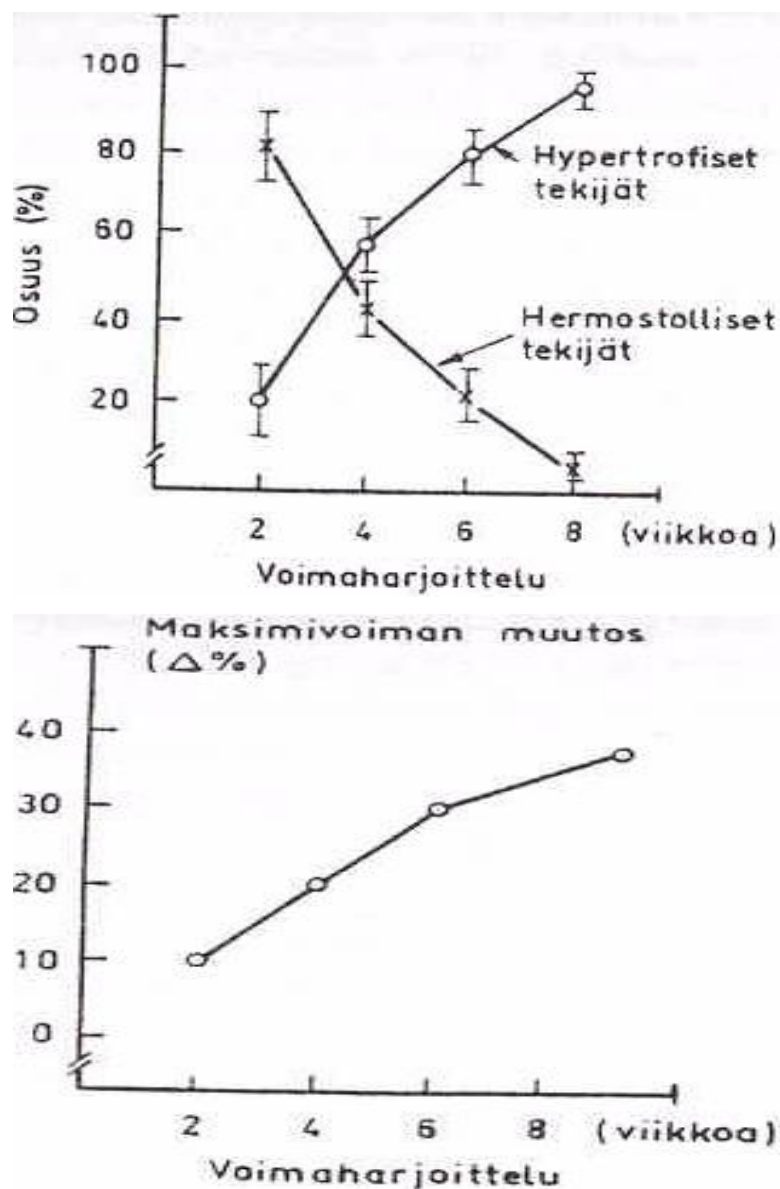


Kuva 13. Kuvassa vertailtuna väsymisaikoja (prosentuaaliset ja suhteelliset arvot) muuttuvalla vastuksella varustetulla laitteella ja vakiovastuslaitteella harjoiteltaessa. Harjoituksena polvenojennukset uupumukseen asti (Häkkinen ym. 1988).

6.3 Hermostollinen voimaharjoittelu

Käyttämällä tiettyjä voimaharjoittelumenetelmiä, voidaan harjoitusadaptaatio kohdistaa spesifisesti pääasiassa hermostollisen voimankasvun suuntaan (hermostollinen

voimaharjoittelu). Tutkimustulosten mukaan, hermostollinen maksimivoimaharjoittelu, jossa käytetään hyvin suuria kuormia (esim. 80-100 % tai 90-100%) ja suoritetaan vain vähän toistoja yhtä sarjaa kohden (esim.1-3), aiheuttaa vain verraten pientä lihasmassan kasvua, etenkin jo hyvän voimaharjoitustaustan omaavilla henkilöillä. (esim. Häkkinen ym. 1985; Häkkinen 1986.) Koska kyseessä ei ole hypertrofinen vaan hermostollinen maksimivoimankasvu, johtaa tämä suhteellisen voiman kasvuun, joka on tärkeää mm. hyppylajeissa tai lajeissa, joissa on painoluokkarajat. Lihaksen maksimivoima saattaa kehittyä hermostollisen maksimivoimaharjoittelun avulla enemmän kuin mitä lihaksen poikkipinta-alan antaisi olettaa. (Häkkinen 1989.) Tämä selviää myös kuvasta 14.



Kuva 14. Hermostollisen ja hypertrofisten tekijöiden suhteellinen osuus maksimivoiman kehityksestä aloittelijoilla (Moritani & DeVres 1979).

Myös naisilla maksimivoimaharjoittelu johtaa lihasten tahdonalaisen hermotuksen lisääntymiseen ja maksimivoiman nopeaan kehittymiseen, mutta pitkällä tähtäyksellä hermostolliset adaptaatiot näyttävät jäävän verraten pieniksi (Häkkinen 1989).

6.3.1 Voimaharjoituksen välittömät vaikutukset hermo-lihasjärjestelmään

Välitön voimaharjoituksen vaikutus aiheuttaa elimistössä hetkellisen väsymyksen. Tämä vaikutus on mahdollinen mikäli harjoitus on ollut intensiteetiltään ja kestoaltaan riittävä. Tyypillinen yksittäinen voimaharjoitus aiheuttaa aina hermo-lihasjärjestelmän kuormittumisen hermostollisten ja hormonaalisten vasteiden myötä. Harjoitus aiheuttaa näin ollen hermo-lihasjärjestelmän voimantuotto-ominaisuuksien tilapäisen heikkenemisen. Yhden harjoituskerran akuutit vaikutukset ovat yhteydessä mm. seuraaviin tekijöihin: harjoituksen määrään, intensiteettiin ja kokonaiskestoon, kuormitussarjojen ja harjoitusten välissä pidettyyn palautukseen sekä harjoituksen suorittajan sen hetkiseen suoritustasoon. Koska jokainen reagoi harjoitukseen ja kuormitukseen eri tavalla, pitää tämä ottaa huomioon yksittäisen harjoituskerran kokonaiskuormituksen suunnittelussa. (Häkkinen 1990.)

6.3.2 Hermostollisten muutosten keskinäinen osuus voimaharjoittelussa

Voimaharjoittelun vaikutukset hermo-lihasjärjestelmässä kohdistuvat harjoituksen alkuvaiheessa, varsinkin harjoittelemattomilla henkilöillä, hermostollisiin ohjausmekanismeihin (Moritani & DeVries 1979). Tämä edellyttää kuitenkin, että voimaharjoittelun intensiteetti eli käytettävät kuormat ovat riittäviä. Edellä mainittu hermostollinen muutos johtuu myös oppimisesta, johon kuuluu mm. motoristen yksiköitten synkronisaation lisääntymisestä sekä voimaharjoittelun aiheuttamasta todellisesta (keskus)hermoston kehityksestä, joka näkyy kyvyssä aktivoida harjoitettuja lihaksia aikaisempaa enemmän. (mm. Moritani & DeVries 1979; Häkkinen & Komi 1983; Komi 1986; Sale 1986; Häkkinen 1989). Tällöin lihaksen saaman tahdonalaisen hermotuksen määrän kasvaessa lisääntyy myös lihaksen maksimivoima ilman, että lihaksen hypertrofiset muutokset olisivat välttämättä kovin suuria (Häkkinen 1990).

Hermostollisen ja hypertrofisen adaptaation suuruuteen ja niiden keskinäiseen ajoittumiseen voimaharjoittelun kuluessa vaikuttaa hyvin paljon käytetty voimaharjoittelumenetelmä ja

henkilön harjoitettavuustaso (Häkkinen 1985; Häkkinen 1989; Komi 1986; MacDougall 1986; Sale 1986). Kuvassa 14 näkyvä perusmalli pätee vain pääasiassa sellaisissa tapauksissa, joissa on kyse aikaisemmin harjoittelemattomista henkilöistä, jotka vasta aloittelevat systemaattisen voimaharjoittelun tai urheilijoista, joilla ei ole aikaisempaa voimaharjoittelutaustaa. Voimaharjoittelulla voidaankin aloittelijoiden kohdalla saada maksimivoima kehittymään hyvin nopeasti verraten helpolla/helposti pääasiallisesti hermostollisen adaptaation kautta. (Häkkinen 1990.)

Voimaharjoittelun vaikutukset hermo-lihasjärjestelmässä ilmenevät myös lihaksiston aktiivisuuden ja lihasvoiman välisen suhteen muuttumisena, varsinkin aloittelijoilla. (esim. Komi ym 1978; Moritani & Devries 1979; Häkkinen & Komi 1983). Eli voimaharjoittelun jälkeen tarvitaan tietyn voimatason tuottamiseen vähemmän hermostollista aktiivisuutta kuin ennen harjoittelua ts. lihastyö on taloudellisempaa, sillä tietyn lihasjännitystason saavuttamiseksi ei tarvitse enää rekrytoida yhtä monta motorista yksikköä kuin ennen harjoittelua ja/tai niitä ei tarvitse enää käyttää yhtä suurella syttymisfrekvenssillä kuin aikaisemmin. Lihastyö saattaa voimaharjoittelun alkuvaiheessa ensin epätaloudellistua ja vasta voimaharjoittelun myöhemmässä vaiheessa taloudellistua. Tästä voidaan päätellä esimerkiksi urheilijan tai potilaan liikesuorituksen oppimisen ja harjaantumisen tasoa. (Häkkinen 1990.)

Intensiivisen voimaharjoittelun avulla pystytään vaikuttamaan hermoston toimintaan myös urheilijoilla tai henkilöillä, joilla on aikaisempaa voimaharjoittelutaustaa. Vaikutukset ovat usein rajallisempia (Häkkinen & Komi 1983; Häkkinen 1983; Häkkinen ym. 1985, Häkkinen 1987; Häkkinen 1988). Voimaharjoittelun aiheuttamien hermostollisten muutosten huomioon ottaminen on eräs keskeinen tekijä, kun pyritään määrittämään maksimivoimaharjoittelujakson optimaalista pituutta. Tutkimustulosten mukaan pystyttiin maksimivoimaharjoittelulla, jossa harjoittelun intensiteetti pidettiin tarkoituksellisesti hyvin korkeana (80 – 100 %) koko tutkimuksen ajan, kehittämään treenattujen lihasten tahdonalaista hermotusta huomattavasti. Hermotuksen kehitys oli huomattavaa varsinkin ensimmäisten 4 – 8 viikon ajan. Tämä harjoitusvaiheen jälkeen lihasten maksimaalisten EMG-aktiivisuuksien kasvu oli odotetusti hieman pienempää. Vastaavana harjoitusaikana myös maksimivoimien kehittyminen havaittiin olevan suurimmillaan. (Häkkinen & Komi 1983.) Viimeisten 8 – 12 intensiivisten harjoitusviikkojen aikana lihasten maksimaaliset tahdonalaiset EMG-aktiivisuudet kääntyivät jopa jyrkkään laskuun tai ainakin niiden kasvu

pysähtyi. Tämä havainto tarkoittanee hermoston joutuneen ylirasitustilaan. Hermoston ylirasitustilan tutkimusten perusteella, kannattaa ohjelmoida intensiivisten maksimivoimaharjoitusjaksojen pituudeksi korkeintaan noin 8 - 12 viikon mittaisiksi, jotta voitaisiin välttää mahdollista hermoston ylirasitustilaa jo ennakolta. (Häkkinen 1990.)

Lihaksen solujakaumalla ei sen sijaan ole havaittu olevan systemaattista yhteyttä maksimivoiman kehittymiseen, mutta enemmän nopeita lihassoluja omaavien henkilöiden saattaisi kuitenkin olla tarkoituksenmukaista toteuttaa intensiivinen voimaharjoittelu voimantuotto-ominaisuuksien optimaalisen kehittämisen kannalta hieman lyhyemmissä jaksoissa kuin muiden (esim. Häkkinen & Komi 1981).

6.3.3 Hermostolliset muutokset voimaurheilijoilla

Maksimivoimaharjoittelussa käytetyn intensiteetin ollessa 70 – 80 % maksimista (tai vielä alhaisempi), johti tällainen voimaharjoittelu jo muutamassa viikossa treenattujen lihasten maksimaalisen tahdonalaisen hermotuksen määrän heikkenemiseen ja oli näin ollen tehotonta. Kun voimaharjoittelun keskimääräinen intensiteetti oli yli 80 % maksimista, havaittiin maksimivoimaharjoittelun johtavan tutkittujen voimailijoiden lihasten maksimaalisen hermotuksen kehittymiseen. (Häkkinen, 1990.)

Intensiivisellä voimaharjoitusjaksolla lihasten maksimaalisessa EMG-aktiivisuudessa ilmenneillä yksilöllisillä muutoksilla on tutkimusten mukaan melko läheinen yhteys myös maksimivoiman kehittymiseen. Tämä tarkoittaa sitä, että mitä enemmän harjoitettujen lihasten hermostus kehittyy sitä enemmän kehittyy myös ko. lihasten maksimivoima. Lihasten hermotuksen ja maksimivoiman kehittymisen on hyvin yksilöllistä. Koska hermostollinen maksimivoimaharjoittelu on usein hyvin rasittavaa, joten harjoitusohjelmien yksilöllisyyttä tulisikin täten korostaa. Tämä tarkoittaa oikeaa maksimivoimaharjoittelun jaksotuksen pituutta ja harjoitusten intensiteettiä. Tällä menettelyllä pyritään välttämään hermoston ylirasitustilaa (Häkkinen, 1990.)

Huipputason voimaurheilijoiden tai henkilöiden, joilla on takanaan monivuotinen systemaattinen harjoittelutausta, harjoitusadaptaatiot jäävät usein hyvin rajallisiksi. Heidän maksimivoiman kehityskin jää pieneksi pitkälläkin aikavälillä huolimatta kovasta harjoittelusta (Häkkinen ym. 1978; Häkkinen ym. 1988; Sale 1988). Monivuotisen

voimaharjoittelun jälkeen voiman kehityksen rajoittavaksi tekijäksi saattaakin usein muodostua hermosto eikä lihasmassan kasvu (Sale 1988).

Maksimivoimaharjoittelun keskimääräinen harjoitteluintensiteetti tulisi huipputasoon voimailijoilla vähintään noin 80 % maksimista, jotta harjoitettavien lihasten maksimaalinen hermotus säilyisi ennallaan ja mahdollisesti vielä hieman lisääntyisi. Seurantatutkimuksien tulosten mukaan voimaharjoittelun intensiteetillä on tärkeä rooli hermoston adaptoitumisen kannalta erityisesti huipputasoon voimailijoilla. Harjoitusmäärän muutoksilla ei havaittu samanlaisia yhteyksiä kuin intensiteetillä. Tästä voitaneekin päätellä, että kun harjoitusmäärä on noussut riittävän korkeaksi/optimaaliseksi, muodostuu harjoitusintensiteetin rooli huipputasoon voimaurheilijoilla ratkaisevimmaksi tekijäksi. (Häkkinen 1990.)

6.3.4 Hermostolliset muutokset nopeusvoimaharjoittelussa

Nopeusvoimaharjoittelussa käytetään yleensä pieniä kuormia (noin 30 - 60 % maksimista) ja lihaksen supistumisnopeus ja/tai liikenopeudet ovat suuria ja maksimaalisia. (mm. Viitasalo ym. 1981; Komi ym. 1982; Häkkinen 1985; Häkkinen 1989; Häkinen & Komi 1985). Ts. harjoituksen teho saadaan suureksi, kun lihaksiston hetkellinen hermostollinen panos kussakin yksittäisessä toistossa on hyvin suuri ja/tai maksimaalinen.

Hypertrofiset muutokset nopeusvoimaharjoittelussa eivät ole suuria, verrattuna tyypillisen maksimivoimaharjoitteluun. (esim. Komi ym. 1982; Häkkinen ym. 1985; Häkkinen ym. 1985; Häkkinen 1986) Tämä johtuu pääasiassa lihaksen supistumisajan lyhyestä kestosta (Häkkinen 1989). Pääasiallinen hypertrofia kyseisessä harjoituksessa koskee vain nopeita lihassoluja. (Komi ym. 1982; Häkkinen ym. 1985).

6.4 Harjoittelun määrä ja intensiteetti

Harjoittelu on syytä suorittaa valvotusti, sillä aikaisemmin tehdyissä tutkimuksissa on saatu parempia tuloksia valvotuilla kuin yksin suoritetuilla harjoituksilla (Mazzetti, ym. 2000). Harjoitussarjojen optimaalista määrää on yritetty selvittää monessa eri tutkimuksessa, mutta lopullista oikeaa määrää ei olla pystytty määrittelemään. Fleck ja Kraemer (1997) ovat

tutkimustuloksiensa perusteella päätyneet tulokseen, jonka mukaan ne henkilöt, joilla ei ole aikaisempaa voimaharjoittelutaustaa saavat suurimman hyödyn yhden sarjan harjoittelusta kuin monesta sarjasta. Heidän mukaansa harjoitteluun pitää saada jonkinlainen pohja ennen kuin sarjojen määrää voidaan lisätä. Kraemerin (1997) toisessa tutkimuksessa koehenkilöt taas saavat suuremman hyödyn monen sarjan kuin yhden sarjan harjoittelusta. Ostrowski, ym (1997) 10 viikon tutkimuksessa ei löydetty eroja yhden tai kolmen sarjan ohjelmalla harjoitelleista. Hass ym. (2000) harjoitelleilla painonnostajilla tehdyn tutkimuksen mukaan sarjojen määrällä (1-3 sarjaa) ei ollut merkittävää vaikutusta kehitykseen. Yleensä tutkimuksissa onkin vertailtu juuri 1-3 sarjaa. Suurin osa tutkimuksista on tehty aloittelevilla nostajilla ja kestoiltaan ne ovat olleet tätä tutkimusta huomattavasti pidempiä, lisäksi ongelmana on ollut aikaisempaa kokemusta omaavien nostajien tutkimusten kontrollointi (Hass ym. 2000).

Myös voimaharjoittelun optimaalista määrää ja intensiteettiä on yritetty selvittää monilla eri tutkimuksilla. Olennaisimpana harjoittelun onnistumisen kriteerinä on pidetty intensiteetin riittävyttä ja harjoitusten määrää, mutta myös harjoitusten intensiteetin vaihtelevuus on tärkeää. 80-90 % kuorma maksimista ja muutaman toiston sarjat ovat tutkimusten mukaan tuoneet suuremman voimankehityksen kuin pienemmällä intensiteetillä suoritettua pidemmät (8-12 toistoa) ja väsymykseen asti tehdyt sarjat. (Kraemer ym. 1997.) Harjoittelujakson pituus vaikuttaa voimatason kehittymiseen. Tässä tutkimuksessa harjoittelujakso on todella lyhyt ja vaikuttaa varmasti saatuihin tuloksiin. Eräät tutkimukset ovat raportoineet voimatason kehittyvän voimakkaasti harjoittelemattomilla henkilöillä yleensä aina 3-6 kk asti (ACSM 1998; Fleck ym. 1997; McCartney ym. 1996), jonka jälkeen kehitys yleensä tasaantuu. Joissakin tutkimuksissa huomattavaa kehitystä on tapahtunut yhtäjaksoisesti vielä vuoden jälkeen harjoittelun aloituksesta (Häkkinen ym. 1987). On olemassa myös tutkimuksia, joiden mukaan merkittävää kehitystä on saatu aikaiseksi kaksi vuotta viikko viikolta intensiteettiä lisäämällä (McCartney ym. 1996).

7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää onko muuttuvalla vastuksella ja vakiovastuksella suoritetuilla harjoittelulla erilaisia harjoitusvasteita kahden ensimmäisen viikon aikana, jolloin suurimmat hermostolliset adaptaatiot tapahtuvat. Koska muuttuvalla vastuksella harjoittelu on todettu olevan tehokkaampaa, niin oletuksena oli, että myös tulokset olisivat parantuneet enemmän kahden viikon harjoitusjakson jälkeen muuttuvan vastuksen ryhmällä. Yhtenä päähypoteesina oli myös, että suuremman suhteellisen 1 RM tuloksen omaavat henkilöt eivät saa niin suurta tulosparannusta aikaiseksi kahden viikon harjoittelun aikana, kuin vähemmän harjoitelleet. Ojentajat ovat penkkipunnerruksessa hyvin tärkeässä roolissa, joten oletuksena oli, että leveällä otelevydeillä nostavat eivät saa muuttuvasta vastuksesta niin suurta hyötyä, johtuen noston rasituksen kohdistumisesta enemmän rintalihakseen ja olkapäihin kuin ojentajiin.

8 MENETELMÄT

8.1 Koehenkilöt

Tutkimuksen koehenkilöinä oli 12 tervettä, suomalaista, miesopiskelijaa, jotka pyrittiin jakamaan kahdeksi samanlaiseksi ryhmäksi. Molempien ryhmien koehenkilöt harrastivat liikuntaa säännöllisesti, lajeina oli mm. lenkkeily, hiihto, jalkapallo ja salibandy. Joukossa oli myös muutama aktiiviharrastaja, jotka harjoittelivat lajiaan useasti viikossa mm. pyöräily. Muutaman koehenkilön harrastuksiin kuului kuntosaliharjoittelu, joka näkyi jo alkumittauksissa suurempina tuloksina, mutta pääsääntöisesti koehenkilöiden penkkipunnerrustulokset eivät olleet kovinkaan korkealla eikä heidän penkkipunnerrusharjoittelu ollut kovinkaan intensiivistä. Ryhmät yritettiin koota mahdollisimman samankaltaisiksi, jotta molemmissa ryhmissä oli sekä enemmän että vähemmän harjoitelleita. Tämä tehtiin, jotta ryhmien vertailu olisi helpompaa. Koehenkilöt olivat lupautuneet testeihin vapaaehtoisesti ja heille oli kerrottu testauksesta mahdollisesti

aiheutumattomat epämuokavuudet ja riskit, joiden jälkeen he allekirjoittivat suostumuksensa. Koehenkilöiden oli mahdollisuus keskeyttää testaus milloin tahansa. Ryhmien väliset vertailuarvot löytyvät taulukosta 1.

| nro | ryhmä | ikä | pituus | paino | oteleveys | 1 RM | ote/pituus | 1 RM/paino |
|-----|---------|---------|---------|----------|-----------|----------|------------|------------|
| 1 | 1 | 25 | 162 | 62 | 68 | 103 | 0,420 | 1,661 |
| 2 | 1 | 25 | 195 | 110 | 73 | 75 | 0,374 | 0,682 |
| 3 | 1 | 23 | 174 | 94 | 58 | 70 | 0,333 | 0,745 |
| 4 | 1 | 26 | 179 | 75 | 68 | 103 | 0,380 | 1,373 |
| 5 | 1 | 26 | 181 | 72 | 51 | 53 | 0,282 | 0,736 |
| 6 | 1 | 26 | 180 | 84 | 62 | 70 | 0,344 | 0,833 |
| 7 | 2 | 26 | 174 | 83 | 58 | 93 | 0,333 | 1,120 |
| 8 | 2 | 27 | 174 | 73 | 73 | 85 | 0,420 | 1,164 |
| 9 | 2 | 31 | 184 | 74 | 51 | 50 | 0,277 | 0,676 |
| 10 | 2 | 33 | 185 | 80 | 69 | 78 | 0,372 | 0,975 |
| 11 | 2 | 25 | 173 | 69 | 76 | 67 | 0,439 | 0,971 |
| 12 | 2 | 26 | 185 | 84 | 73 | 115 | 0,395 | 1,369 |
| | | 25,17 | 178,50 | 82,83 | 63,33 | 79,00 | 0,356 | 1,005 |
| ka. | ryhmä 1 | (±1,17) | (±10,7) | (±17,19) | (±7,99) | (±20,03) | (±0,050) | (±0,410) |
| | | 28,00 | 179,17 | 77,17 | 66,67 | 81,33 | 0,373 | 1,046 |
| ka. | ryhmä 2 | (±3,22) | (±6,05) | (±6,05) | (±9,93) | (±22,28) | (±0,060) | (±0,233) |
| | | 26,58 | 178,83 | 80,00 | 65,00 | 80,17 | 0,364 | 1,026 |
| ka. | yht. | (±2,75) | (±8,30) | (±12,63) | (±8,77) | (±20,23) | (±0,052) | (±0,319) |

Taulukko 1. Koehenkilöiden perustietoja yksittäin ja ryhmittäin. Taulukossa olevien suhteellisten arvojen perusteella voidaan myös tarkastella koehenkilöiden lähtötilannetta. Tuloksiin vaikuttaa ehkäpä eniten juuri oteleveyden ja pituuden suhde, joka antaa viitteitä eri lihasten painottumisesta noston aikana. Lähtötilanteessa tilastollisesti merkitsevä ero ($P \leq 0.05$) ryhmien väliltä löytyi iän kohdalta.

8.2 Protokolla

Alkumittauksissa koehenkilöiltä mitattiin joitakin antropometrisiä mittoja kuten pituus, paino ja oteleveys. Lisäksi mitattiin tangon korkeus maasta noston ylä- ja ala-asennossa kumien venyvyyksien ja vastuksen selvittämiseksi. Koehenkilöiden ikä, terveydentila ja

liikunta-aktiivisuus kirjattiin muistiin. Koehenkilön annettiin tutustua nostopaikkaan ja hakea mieleisensä nostoasento. Protokolla käytiin yhdessä läpi, jonka jälkeen koehenkilö sai lämmitellä haluamallaan tavalla ja haluamansa ajan. Lämmittelyn kestoksi pyrittiin kuitenkin saamaan vähintään 5 minuuttia. Nostot tapahtuivat smith-telineessä. Nostoasento pyrittiin vakioimaan niin, että koehenkilö nostaa selkä ja takapuoli penkissä ja jalat ilmassa, jotta selän kaari jäisi pienemmäksi. Koehenkilön asento ja paikka penkissä merkittiin muistiin, kuten myös oteleveys, jotta nostot ja harjoitteet saataisiin suoritettua joka kerta samalla tavalla. Nostovarusteina koehenkilöillä oli urheiluhousut, nostot suoritettiin ilman paitaa. Koehenkilöillä oli halutessaan mahdollisuus käyttää magnesiumia otteen pitävyyden varmistamiseksi.

Isometriset maksimivoimat mitattiin neljällä eri nivelkulmilla (90° , 110° , 130° , 150°) satunnaisessa järjestyksessä. Kulma hyväksyttiin, jos se oli $\pm 5^\circ$ tavoitellusta kulmasta. Kulma mitattiin tilanteessa, jossa koehenkilöllä oli jo jonkinlainen jännitys tankoa vasten, jotta suurin osa kudosten ja penkin pehmusteiden olisi ”painunut kokoon”. Jokaisella nivelkulmalla suoritettiin kaksi suoritusta, joista parempi otettiin huomioon. Halutessaan koehenkilöllä oli mahdollisuus useampaankin suoritukseen. Tavoitteena oli suorittaa tasainen noin kolmen sekunnin maksimaalinen suoritus. Suoritusten välillä pidettiin palautumistaukoa noin kaksi minuuttia.

Isometristen suoritusten jälkeen koehenkilöt suorittivat maksimaalisen dynaamisen penkkipunnerrussuorituksen. Painoja lähdettiin lisäämään varovaisesti koehenkilön toivomusten mukaan lähestyen maksimikuormaa. Maksimisuoritukseksi hyväksyttiin viimeinen kuorma, joka saatiin nostetuksi ylös omin voimin niin, että tangon ollessa rinnalla oli havaittavissa selvä pysäytys.

Alkumittauksissa tehtiin myös dynaamiset suoritukset kolmella eri kuormalla (40 %, 60 % ja 80 % maksimista), vakio- ja muuttuvalla vastuksella. Vakiovastusnostot suoritettiin ensin satunnaistetussa järjestyksessä, jonka jälkeen vuorossa olivat muuttuvan vastuksen nostot satunnaistetussa järjestyksessä. Sopivat kuormat nostajille räjähtäviä tehonostoja ja harjoituskuormia varten määriteltiin 1 RM tuloksen perusteella. Nostoissa keskityttiin maksimaaliseen intensiteettiin. Jokaisella kuormalla tehtiin kaksi suoritusta. Hyväksytyt suoritukset sisälsivät selvän pysäytyksen liikkeessä tango ollessa rinnalla. Alkumittauksissa

keskityttiin myös nostotekniikan harjoitteluun, jotta se olisi jo alkuvaiheessa samalla tasolla kuin loppumittausten aikana. Kuva 15 nostotilanteesta.



Kuva 15. Nostotilanne, räjähtävät nostot vetokumeilla (Hulmi 2003)

8.3 Harjoittelu

Alkumittausten jälkeen koehenkilöt jaettiin kahteen eri ryhmään. Ensimmäinen ryhmä suoritti harjoittelun vakiovastuksella eli normaalilla smith-telineellä ja toinen ryhmä harjoitteli muuttuvalla kuormalla eli vastuskumien kanssa samaisessa telineessä. Koehenkilöiden neljä harjoitusta suoritettiin progressiivisesti noin kahden viikon ajan. Oikeastaan koehenkilöiden ensimmäisenä harjoituksena voidaan pitää alkumittausta ja usein se aiheuttikin suurimmat lihasarkuudet koko testin aikana, jotka eivät kuitenkaan nousseet yli 2:n yhdelläkään koehenkilöllä. Lihasarkuuksia kontrolloitiin asteikolla 1-5 (1 ei kipua, 5 sietämätön kipu). Koehenkilöiden harjoitusjaksoon kuului yhteensä neljä harjoitusta, joissa on kaksi erilaista harjoitusta. Ns. voimaharjoituksessa tehdään 3 toiston sarjoja (5 sarjaa), joissa käytetään vähintään 80 % kuormia maksimista. Tämä harjoittelumuoto ja harjoitusjakso tähtää juuri neuraalisen adaptoitumisen kautta tapahtuvaan tulosten nousuun. Räjähävässä harjoituksissa suoritetaan 3 toiston sarjoja (5 sarjaa) 40 – 60 % kuormalla maksimista, jotka ovat Siegelin ym. (2002) mukaan kuormat, jolla saadaan penkkipunnerruksessa suurimmat tehot. Räjähävässä harjoituksissa keskitytään maksimaalisen intensiteetin (mahdollisimman suuren tehon ja liikemäärän) tuottamiseen.

Kaikissa nostoissa pyritään suorituksen samankaltaisuuteen, nostot ja laskut samanlaisia eli nopeita nostoja ei kuitenkaan pomppuja.

Tavoitteena oli, että molempien ryhmien koehenkilöiden työmäärät maksiminostoon suhteutettuna olisivat yhtä suuria tai lähellä toisiaan. Vakiovastuksella harjoittelevien kuormat määritellään penkkipunnerruksen maksimikuorman mukaan seuraavasti:

$$= \frac{m \times g \times h \times \text{toistot} \times \text{sarjat}}{m_{\max} \times g \times h \times \text{toistot} \times \text{sarjat}} \Rightarrow \frac{m}{m_{\max}}$$

Toisin sanoen kaavalla vertaillaan nostettua kuormaa maksimitulokseen. Muuttuvan vastuksella harjoittelevien kuormat lasketaan saman kaavan mukaan, mutta massaksi otetaan keskimääräinen kuorma eli rinnalla ja suorilla käsillä olevien kuormien keskiarvo.

Vakiokuorma 1. ja 3. harjoitus (maksimivoimaharjoitus):

Vähintään 80 % maksimista, 3 toistoa ja 5 sarjaa. Esim. 100 Kg:n maksimista 80 % on 80 Kg. Tällöin tangon paino on liikkeen ylä- ja keskivaiheessa ja rinnalla aina 80 Kg.

Muuttuva vastus 1. ja 3. harjoitus (maksimivoimaharjoitus):

Pyrittiin pääsemään kuormissa vähintään 80 % maksimista, 3 toistoa ja 5 sarjaa. Maksimista valitaan tangon paino ja kumien vastus niin, että noston alavaiheessa/rinnalla vähintään 80 % maksimista. Noston ylävaiheessa kumit tuottavat jokaiselle nostajalle n. 30 kg lisäkuorman (riippuu käsien pituuksista ja otelevydestä).

Vakiokuorma 2. ja 4. harjoitus (nopeusvoima-/tehoarjoitus):

40 - 60 % maksimista. 3-4 toistoa ja 5 sarjaa. Suoritukset maksimaalisella liikenopeudella..

Muuttuva vastus 2. ja 4. harjoitus (kevyt/herkistely):

Tangon paino ja kuorma valitaan niin, että noston alavaiheessa kuorma on 40-60 % maksimista. Muuttuvasta vastuksesta johtuen kuorma kasvaa, olleen n. 30 kg enemmän ylhäällä (riippuu käsien pituuksista ja otelevydestä).

Harjoitusjakson päätyttyä suoritettiin loppumittaukset eli samat suoritukset kuin alkumittauksissa. Kuvasta 16 näkyy mittausten ja harjoittelun kulku.

| | | | | | | |
|--|-------------------|------------|--|-------------------|------------|---|
| 1. päivä | 2. | 3. | 4. päivä | 5. | 6. | 7. päivä |
| Alkumittaus - isom. - 1 RM - räjähtävät (vakio/kumit) | välipäivät | | 1. Harj. <u>väh.</u> 80% max. | välipäivät | | 2. Harj. räjähtävät nostot |
| 8. päivä | 9. | 10. | 11. päivä | 12. | 13. | 14. päivä |
| 3. Harj. <u>väh.</u> 80% max. | välipäivät | | 4. Harj. räjähtävät nostot | välipäivät | | Loppumittaus - isom. - 1 RM - räjähtävät (vakio/kumit) |

Kuva 16. Mittausten ja harjoittelun kulku

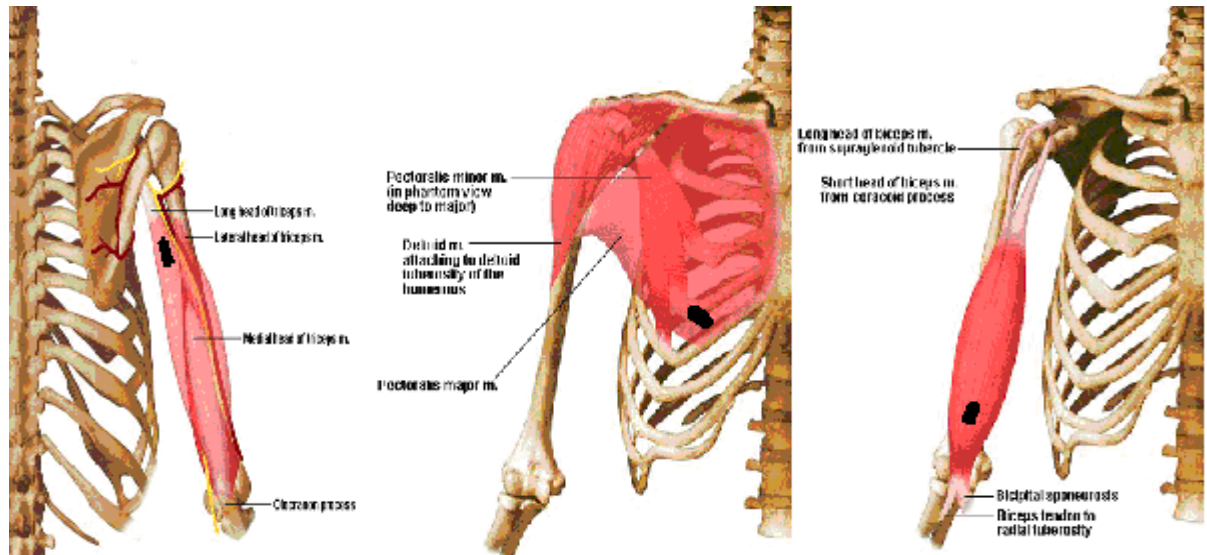
8.4 Mittaukset

EMG:n mittauksissa käytettiin bipolaarisia elektrodeja (Beckman, elektrodiväli 2 cm, hopea). Elektrodit sijoitettiin koehenkilön oikealle puolelle SENIAMin (1999) ohjeiden mukaisesti. Iho valmisteltiin ajamalla elektrodikohdista ihokarvat, hiomalla ihon päällimmäinen, kuollut ihosolukko pois ja desinfioimalla käsitelty kohta. Elektrodin kontaktipinnoille laitettiin elektrodipastaa ja kiinnitys ihoon varmistettiin teipillä. Ihon impedanssi tarkistettiin ja kun se laski elektrodin sijoituspaikalla alle 10 K Ω , hyväksyttiin elektrodin sijoitus. Ainoastaan kahden koehenkilön kohdalla jouduttiin joustamaan 10 K Ω säännöstä. Lihaskäytännöt rekisteröitiin telemetrisesti (Glonner Biomes 2000, kaistaleveys 3 – 360 Hz, -3 dB) ja signaali vahvistettiin 200-kertaiseksi. Elektrodien sijoituspaikat (näkyvät myös kuvassa 17):

1) *Biceps brachii* (lyhyt ja pitkä pää): acromionin ja kyynärvarren (lihaksen) kuopan väliin, 1/3 kuopasta. Ts. distaalisen jänteen ja motorisen pisteen väliin, keskelle. (SENIAM 1999)

2) *Triceps brachii* (pitkä pää): Acromionin takimmaisen harjun ja ulcranionin välisen linjan puoliväliin, kaksi sormen leveyttä tästä linjasta keskelle. (SENIAM 1999)

3) *Pectoralis major*: Alakeskiosaan, miekkalisäkkeestä kolme sormenleveyttä. Sijoitussuunta lihassyiden suuntaisesti (SENIAM 1999).



Kuva 17. Elektrodien sijoituspaikat merkitty mustalla.

Tuotettua voimaa mitattiin piezokidetekniikkaan perustuvalla voimalevyllä (Kistler 9287, Sveitsi), joka sijoitettiin penkin alle. Voimalevyn signaali johdettiin oskilloskoopille ja tietokoneelle. Voimalevyn nollatasoksi valittiin tilanne, jolloin voimalevyllä oli penkki ja koehenkilö. Nollatason ryömimisen vuoksi, nollaus suoritettiin useasti mittauksen aikana. Isometrisissä nostoissa nivelkulmaa säädeltiin Smith-telineessä olevien tappien avulla, jotka olivat 100 mm:n välein sekä korokelevyillä, joilla hienosäädettiin kulma mahdollisimman lähelle haluttua. Myös korokepalojen lisäämisen tai poistamisen jälkeen voimalevy nollattiin.

Nivelkulma mitattiin elektronisella goniometrillä, joka sijoitettiin koehenkilön oikeaan käteen etukäteen merkittyihin pisteisiin niin, että goniometrin nivel oli kyynärnivelen nivelpisteessä ja päät osoittivat ulnaan sekä acromionin päähän. Goniometrin kalibrointi tehtiin ennen mittauksia jokaisen koehenkilön kohdalla niin, että signaalit merkittiin ylös kun koehenkilön kyynärkulma oli 90° ja lukema, jolloin koehenkilön kyynärvarsi oli ojennettuna.

Voima-, nivelkulma- sekä EMG-signaali tallennettiin tietokoneelle 1024 Hz:n näytteenottotajuuudella CODAS-tiedonkeruujärjestelmällä (Dataq Instruments Inc, Ohio, USA).

8.5 Analyysit

Isometrisistä suorituksista valittiin jokaiselta nivelkulmalta paras suoritus. Signaalin korkeinta kohtaa edeltänyt 200 ms:n jakso analysoitiin. Tältä ajanjaksolta analysoitiin tricepsin, bicepsin ja pectoraliksien aEMG-arvo. Lisäksi suoritusvaiheessa otettiin ylös oskillooskoopilta suurin voima. Mittaussignaaleista on poistettu selvästi virheelliset ja tulokset on esitetty ja kuvaajat piirretty jääneiden signaalien ryhmäkohtaisista keskiarvoista.

Dynaamisista suorituksista otettiin huomioon paras jokaiselta kuormalta. Näiden suoritusten konsentrisen vaihe analysoitiin. Tämä vaihe määriteltiin goniometrin signaalin mukaan seuraavasti: goniometrin signaalin alimmasta vaiheesta (tanko rinnalla), kohdasta juuri ennen jyrkkää nousua, siihen asti kunnes signaali on samalla tasolla kuin ennen tangon alas laskua (kädet suorina). Nostoaika kirjattiin ylös ja tältä ajalta analysoitiin tricepsin, bicepsin ja pectoraliksien aEMG-arvo. Vertailtaessa ryhmiä arvojen muutoksia keskenään, suhteutettiin saatu arvo lihaksen mitattuun isometriseen maksimiarvoon. Voimalevyn vahvistimen vaihtumisen ja rikkoutumisen vuoksi suurin osa voimalevysignaaleista oli analysointikelvotonta, joten dynaamisten suoritusten voimia ei analysoitu.

Molemmista ryhmistä valittiin yksi koehenkilö, joka edusti parhaiten ryhmäänsä mittojen ja tulosten puolesta. Näiden koehenkilöiden dynaamisten nostojen lihasaktiivisuus- ja goniometrisignaaleista analysoitiin EMG-mallit. Subjektiviisiin analyysihin valittiin samat signaalit, joista analysoitiin nostoajat ja aEMG-arvot.

8.6 Tilastolliset analyysit

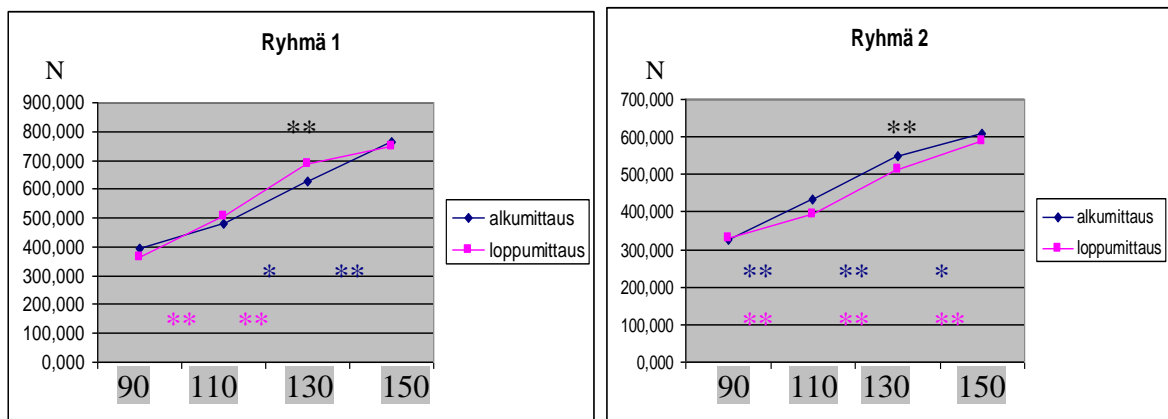
Tilastollinen analyysi suoritettiin Excel 2000- ja SPSS 11.01-ohjelmilla analysoimalla ryhmien välisiä keskiarvoja ja keskihajontoja (SD) ja vertaamalla niitä keskenään. Riippumattomien otosten T-testillä selvitettiin p-arvo. P-arvo on todennäköisyys sille, että saadaan laskettua testisuureen arvoa poikkeavampi testisuureen arvo (vaihtoehdohypoteesin määräämään suuntaan) silloin kun nollahypoteesi on tosi. Ts. p-arvo eli havaittu

merkitsevyytaso ilmoittaa todennäköisyyden, millä nollassa nollahypoteesi hylätään, silloin kun se on tosi (hylkäysvirheen todennäköisyys). Tilastollisen merkitsevyyden havaitsemiseksi asetettiin merkitsevyyden rajat seuraavasti: tilastollisesti merkitsevä 90 % luottamustasolla ($P \leq 0.1 = *$) ja tilastollisesti merkitsevä 95 % luottamustasolla ($P \leq 0.05 = **$).

9 TULOKSIA

9.1 Voimat isometrisissä suorituksissa

Isometristen tulosten kuvaajat näkyvät kuvissa 18 a ja b. Kuvista näkee, että molempien ryhmien tulokset kasvoivat nivelkulman myötä sekä alku- että loppumittauksissa. Ryhmän 1 alkumittausarvoissa oli tilastollisesti merkitsevää eroa ($P \leq 0.1$) 110 – 130° kulmien välillä ja tilastollisesti merkittävää eroa ($P \leq 0.05$) alkumittausten 130 – 150° kulmien sekä loppumittausten 90 - 110° ja 110 – 130° välillä. Loppumittausten 130 - 150° kulmien välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Ryhmän 2 isometrisissä tuloksissa oli tilastollisesti merkitsevää ($P \leq 0.05$) eroa kaikkien kulmien välillä alku- ja loppumittauksissa, lukuun ottamatta alkumittausten 130 - 150° kulmien tuloksissa, joiden välillä oli tilastollisesti merkittävää eroa ($P \leq 0.1$).

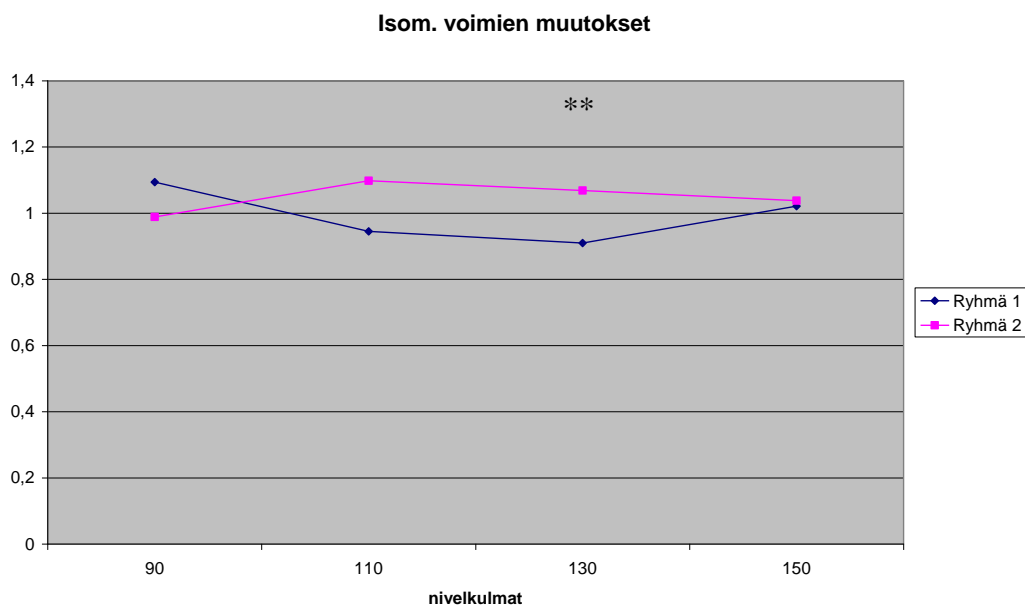


Kuva 18. a ja b. Ryhmien isometriset voimakäyrät alku- ja loppumittauksissa. Merkinnot kertovat 95 % luottamustasolla tilastollisesti merkitsevistä (**) ja 90 % luottamustasolla tilastollisesti merkitsevistä (*) eroista. Mustat tähdet ovat alku- ja loppumittausten välisiä eroja, siniset ja punaiset tähdet ovat nivelkulmien välisiä eroja.

9.2 Isometristen voimien muutokset

Ryhmän 1 voimat laskivat 90° nivelkulmalla keskimäärin 6,3 %. 110° kulmalla arvot nousivat 8,7 % ja 130° kulmalla yli 10,6 %. 150° nivelkulmalla arvot pysyivät suurin piirtein alkumittausten arvoissa, laskua vain 0,6 %. Ryhmän 2 tuotetut voimat kasvoivat ainoastaan 90° nivelkulmalla ja silloinkin vain 2,6 % keskihajonnan ollessa kuitenkin yli 12,5 %.

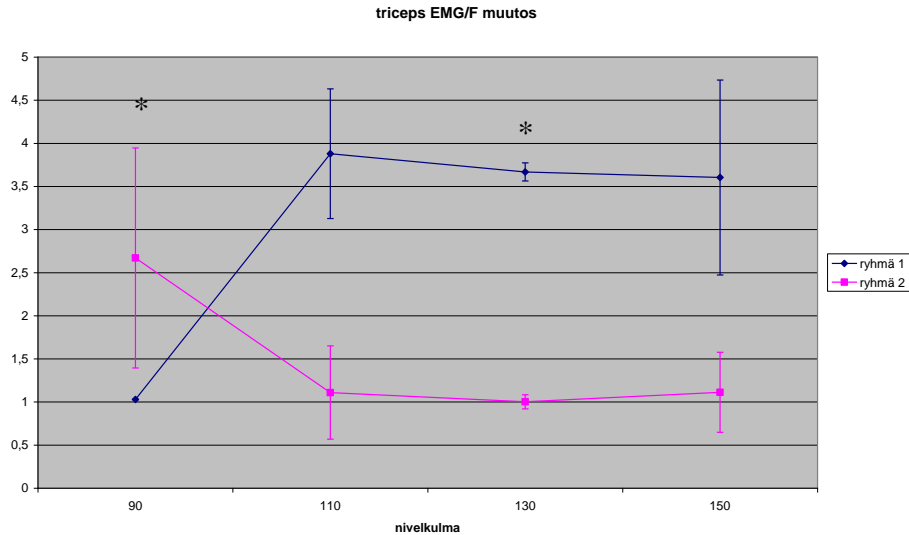
Muilla nivelkulmilla voimat laskivat, mutta 110° kulmalla keskimäärin vain 2,6 % ja 130° kulmalla 4,3 % ja 150° nivelkulmalla ryhmän voimat laskivat vain keskimäärin 0,2 % eli tulokset eivät juurikaan muuttuneet alkumittauksista. Tilastollisesti merkitsevä ero ($P \leq 0.05$) ryhmien välillä löytyi ainoastaan 130° nivelkulmalla. Ainoa tilastollisesti merkitsevä ero ($P \leq 0.05$) alku- ja loppumittausten välisissä tuloksissa löytyi vakiovastusryhmän 130° nivelkulman isometrisessä suorituksessa, jossa ryhmän 1 tulos oli parantunut keskimäärin 10,6 %. Isometristen voimien muutosten kuvaajat löytyvät kuvasta 19.



Kuva 19. Isometristen voimien muutoksista. Tähdet (**) kuvaajan päällä kertovat tilastollisesti merkitsevää eroista ryhmien välillä. Pysty akselin 1 = 100 %.

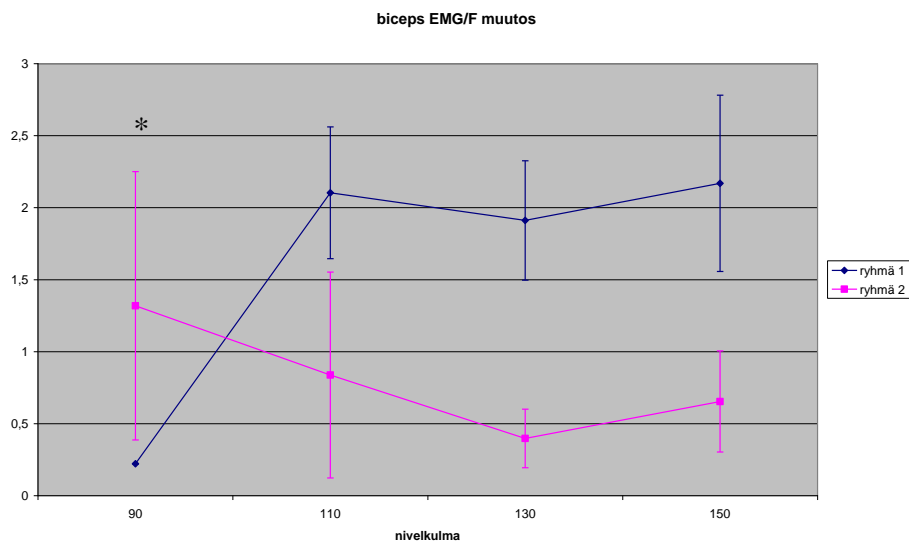
9.3 EMG/F muutokset isometrisissä suorituksissa

Tricepsin lihasaktiivisuuden ja voiman suhteen muutos isometrisissä suorituksissa oli ryhmillä hyvin erilainen (Kuva 20). Ryhmän 1 arvo ei ollut juurikaan muuttunut alkumittauksista 90° nivelkulmalla, mutta muilla aktivaatio oli yli 3,5 -kertainen alkumittauksiin nähden. Ryhmän 2 90° kulman arvo oli yli 2,5 -kertainen, mutta muilla nivelkulmilla arvot eivät olleet juurikaan muuttuneet. *Tricepsin* arvoissa oli 90° ja 130° nivelkulmilla tilastollisesti merkitsevää eroa ($P \leq 0.1$) ryhmien välillä.



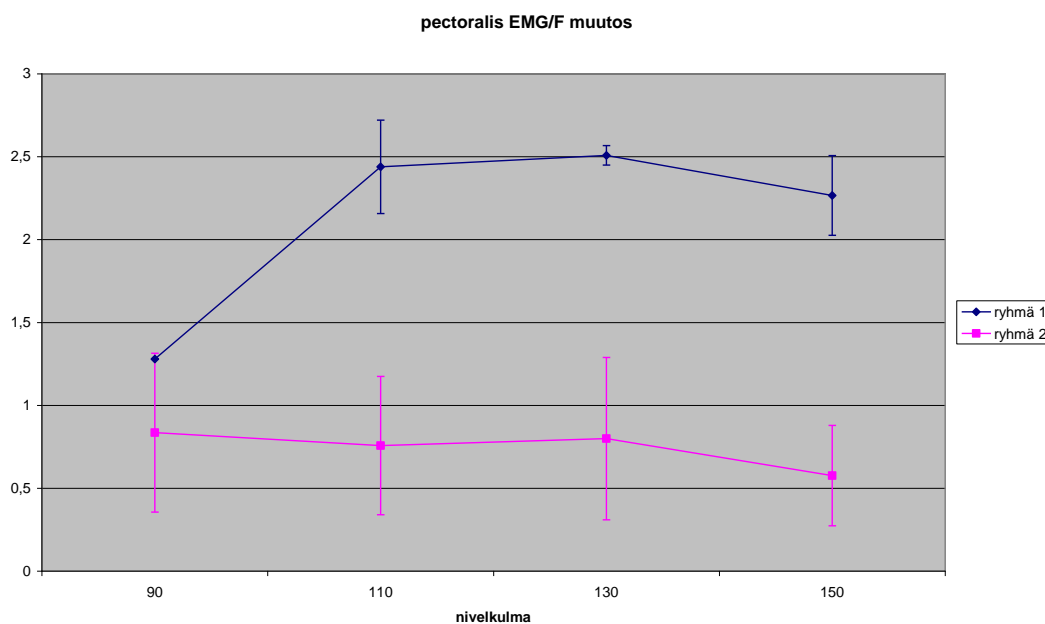
Kuva 20. Tricepsin EMG/F muutos isometrisessä suorituksessa. Pysty akselin 1 = 100 %.

Bicepsin vastaavat muutoksesta kertovat arvot olivat ryhmien välillä myös hyvin erilaiset (Kuva 21). Ryhmän 1 emg/voima- arvot olivat 90° kulmalla pienentyneet neljäsosaan alkumittausten arvoista. Muilla nivelkulmilla arvot olivat noin kaksinkertaiset alkumittauksiin nähden. Toisen ryhmän arvot laskivat nivelkulman kasvaessa. 90° nivelkulmalla arvot olivat noin neljänneksen korkeammat kuin alkumittauksissa. 110° nivelkulmalla arvot olivat jo noin 20 % alkumittausten arvoja alemmat. Kahdella seuraavalla nivelkulmalla arvot olivat suurin piirtein puolittuneet alkumittausten arvoista. Bicepsin arvoissa oli 90° nivelkulmalla ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevää eroa ($P \leq 0.1$).



Kuva 21. Bicepsin EMG/F muutos isometrisessä suorituksessa. Pysty akselin 1 = 100 %.

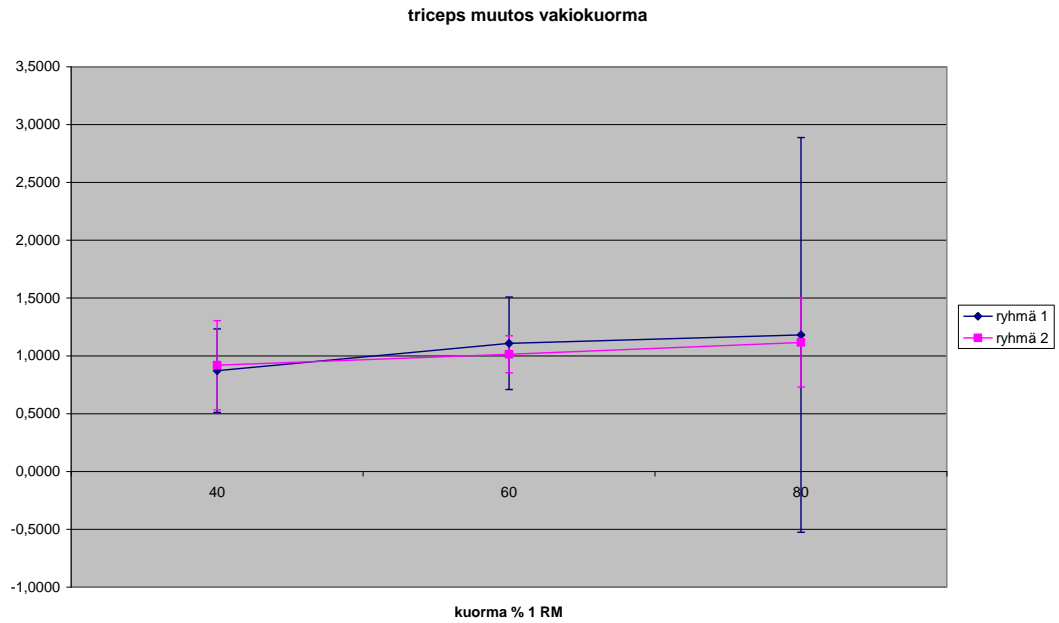
*Pectoraliks*en emg/voima -arvojen muutokset olivat jälleen erilaiset ryhmien kesken (Kuva 22). Pienemmällä nivelkulmalla molempien ryhmien arvot olivat lähimpänä alkumittausten arvoja, ryhmällä 1 kuitenkin neljänneksen korkeammat ja ryhmällä 2 neljänneksen alempana kuin alkumittauksissa. Ryhmällä 2 seuraavien mitattujen nivelkulmien arvot pysyivät suunnilleen samoissa ollen pienimmillään isoimmalla nivelkulmalla noin puolet alkumittausten arvoista. Ryhmällä 1 kolmen suurimman kulman arvot olivat noin 2,5-kertaiset alkumittausten arvoihin nähden.



Kuva 22. Pectoraliksien EMG/F muutos isometrisessä suorituksessa. Pysty akselin 1 = 100 %.

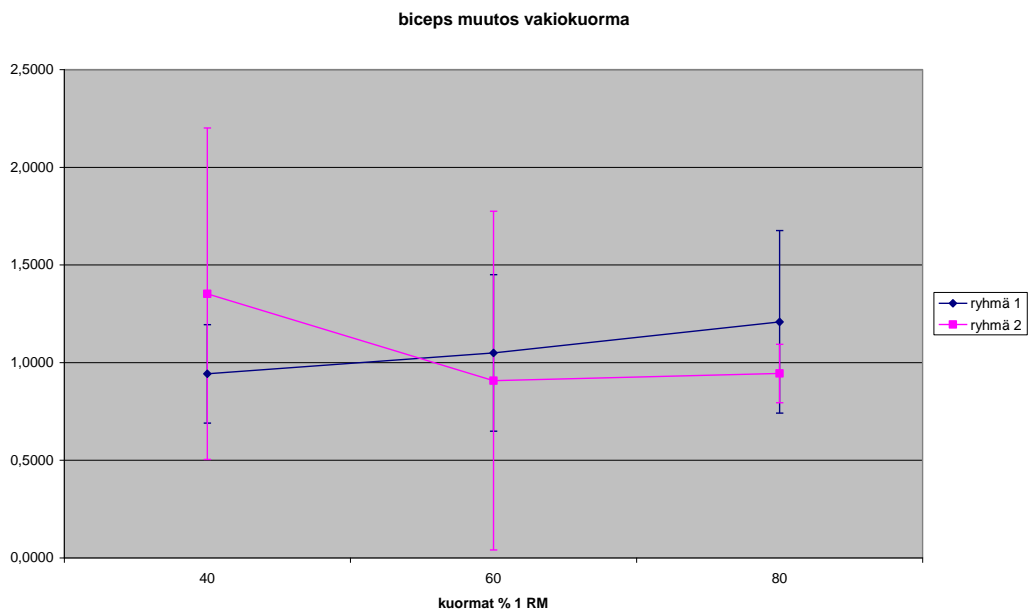
9.4 Lihaskäytävien muutokset vakiovastuksella nostettaessa

Tricepsin aktivaation muutoskäyrä vakiovastuksella nostettaessa oli molemmilla ryhmillä samankaltainen, kuormittain nouseva (Kuva 23). Pienimmällä kuormalla molempien ryhmien aktiivisuus oli laskenut noin 10 % alkumittauksista. 60 % kuormalla muuttuvalla vastuksella harjoitellun ryhmän aktivaatio oli pysynyt kutakuinkin samassa, mutta ryhmän 1 aktivaatio oli noussut noin 10 % alkumittauksista. Suurimmalla kuormalla ryhmän 1 aktivaatio oli noussut melkein 20 % ja ryhmän 2 hieman yli 10 %.



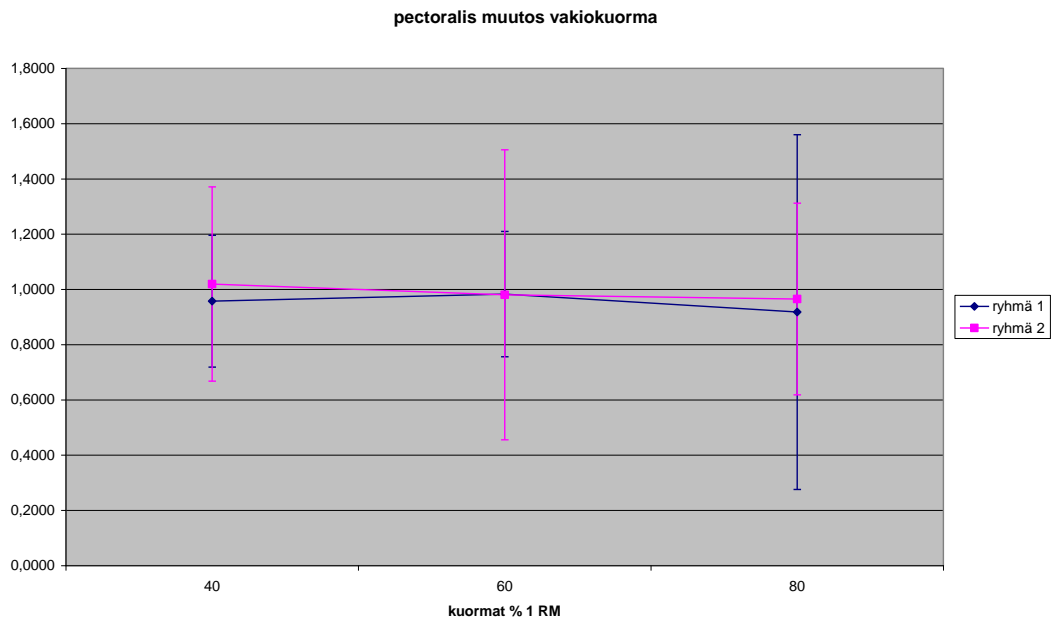
Kuva 23. Tricepsin aktivaation muutos vakiovastuksella nostettaessa. Pysty akselin 1 = 100 %.

Bicepsin aktivaation muutos oli ryhmillä keskenään erilaista (Kuva 24). Pienimmällä kuormalla bicepsin aktivaatio oli noussut ryhmällä 2 melkein 40 % alkumittauksista ja kahdella muulla kuormalla laskenut 5 - 10 %. Toisen ryhmän aktivaatiot nousivat kuormittain ollen pienimmällä kuormalla noin 95 % alkumittauksen arvosta, 60 % kuormalla hieman alkumittauksista korkeampi ja suurimmalla kuormalla 20 % suurempi.



Kuva 24. Bicepsin aktivaation muutos vakiovastuksella nostettaessa. Pysty akselin 1 = 100 %.

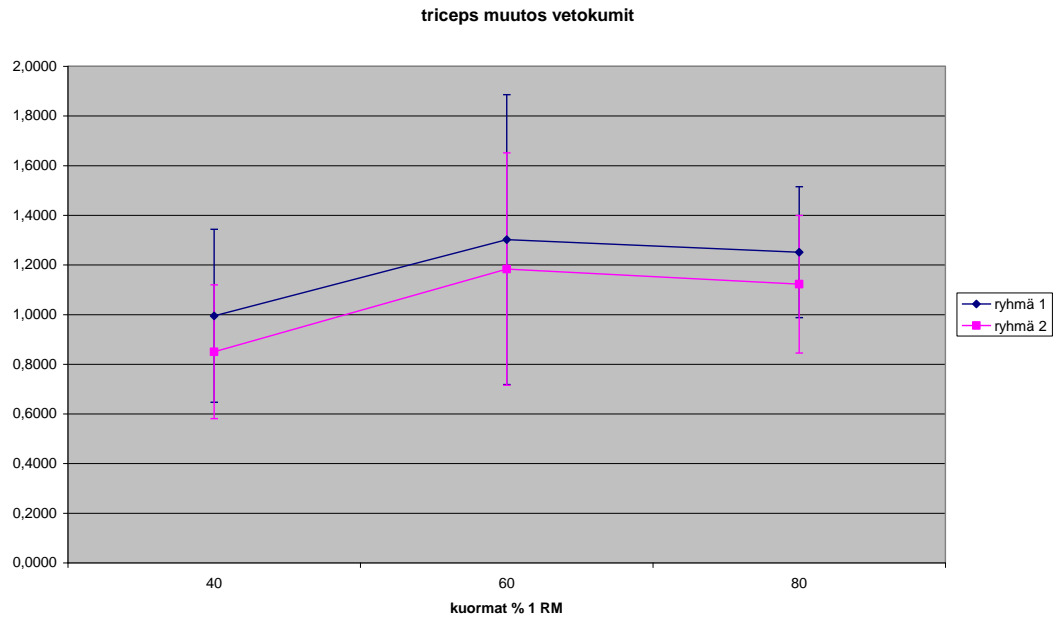
*Pectoraliks*en aktivaatio oli pääosin pysynyt ennallaan ryhmällä 2, nousua ja laskua alkumittausten arvoista oli suurimmillaankin vain vajaa 4 %. Vakiovastusryhmälläkään arvojen muutokset eivät olleet kovinkaan suuria. Suurimmillaan muutokset olivat 80 % kuormalla, jolloin arvot olivat noin 8 % matalammat kuin alkumittauksissa (Kuva 25).



Kuva 25. Pectoraliksien aktivaation muutos vakiovastuksella nostettaessa. Pysty akselin 1 = 100 %.

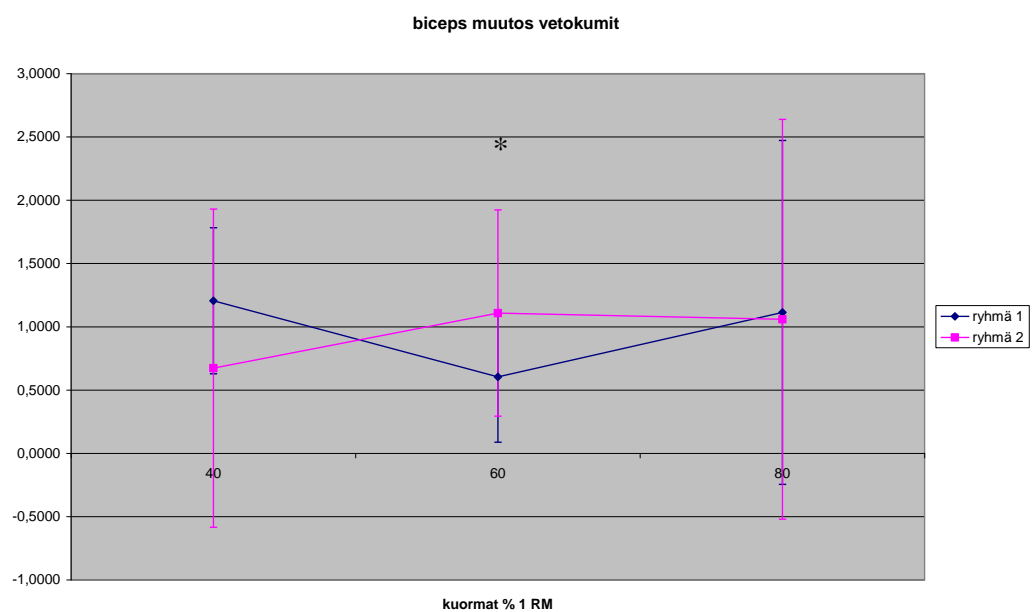
9.5 Lihaskäytävien muutokset nostettaessa muuttuvalla vastuksella

*Triceps*in muutoksen aktivaatiokäyrät olivat trendiltään samanlaiset myös muuttuvalla vastuksella nostettaessa (Kuva 26). Ryhmän 1 arvo pienimmällä kuormalla ei ollut juurikaan muuttunut, mutta kaksi suurinta kuormaa olivat 1,25 - 1,3 -kertaiset alkumittaukseen nähden. Ryhmän 2 aktiivisuus 40 % kuormalla oli laskenut alkumittauksista vajaa 20 % ja suurimmilla kuormilla arvot olivat hieman alle 1,2 -kertaiset.



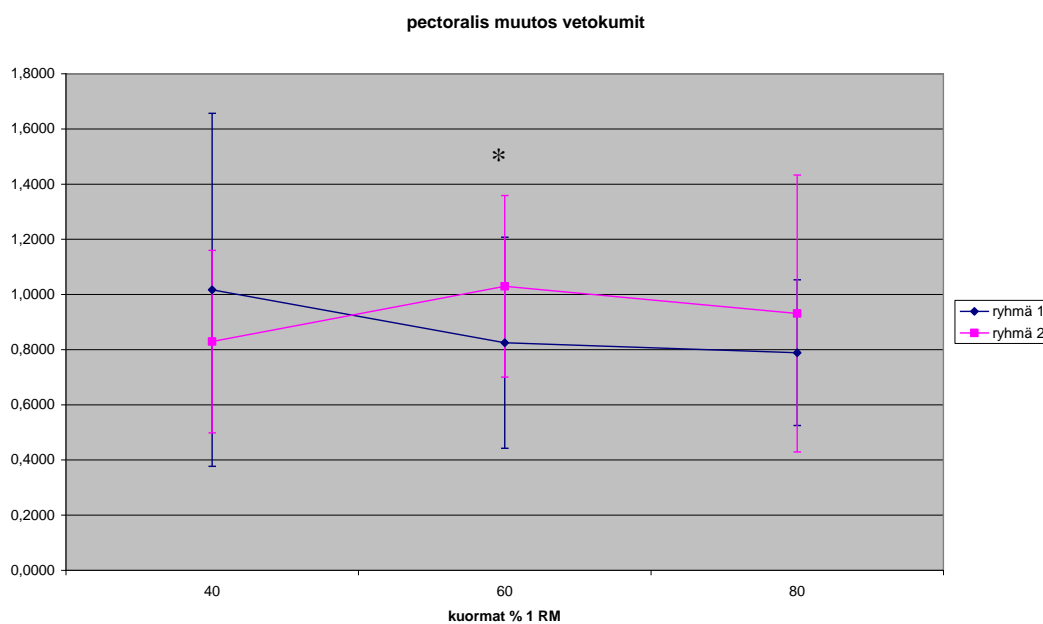
Kuva 26. Tricepsin aktivaation muutos nostettaessa muuttuvalla vastuksella. Pysty akselin 1 = 100 %.

Bicepsin aktiivisuuksien muutoksissa oli ryhmien välillä suuria eroja (Kuva 27). Ryhmän 1 aktivaatio oli pienimmällä ja suurimmalla kuormalla korkeampi kuin alkumittauksissa, 40 % kuormalla 1,2 -kertainen ja 80 % kuormalla 1,1 -kertainen. 60 % kuormalla aktivaatiot olivat vain 60 % alkumittausten arvoista. Muuttuvan vastuksen ryhmän aktivaation muutoksen arvot olivat pienimmällä kuormalla alle 70 % alkumittausten arvoista. Kahdella suurimmalla kuormalla aktivaatiot olivat kasvaneet noin 10 %. Ryhmien väliltä löytyi bicepsin aktivaatioiden muutoksissa tilastollisesti merkitsevää eroa ($P \leq 0.05$) 60 % kuormalla.



Kuva 27. Bicepsin aktivaation muutos nostettaessa muuttuvalla vastuksella. Pysty akselin 1 = 100 %.

*Pectoraliks*en aktivaatiot eivät olleet pienimmällä kuormalla ryhmällä 1 juurikaan muuttuneet (Kuva 28). Kahdella muulla kuormalla aktivaatiot olivat noin 80 % alkumittausten arvoista. Toisella ryhmällä 40 % kuorman nostossa aktivaatio oli laskenut vajaa 20 %. Muilla kahdella suurimmalla kuormalla aktivaatiot olivat muuttuneet vain vähän, 60 % kuormalla noussut muutaman prosentin ja suurimmalla kuormalla laskenut 95 % alkumittausten arvoista. *Pectoraliks*en muutosarvoista löytyi ryhmien väliltä tilastollisesti merkittävää eroa ($P \leq 0.1$).



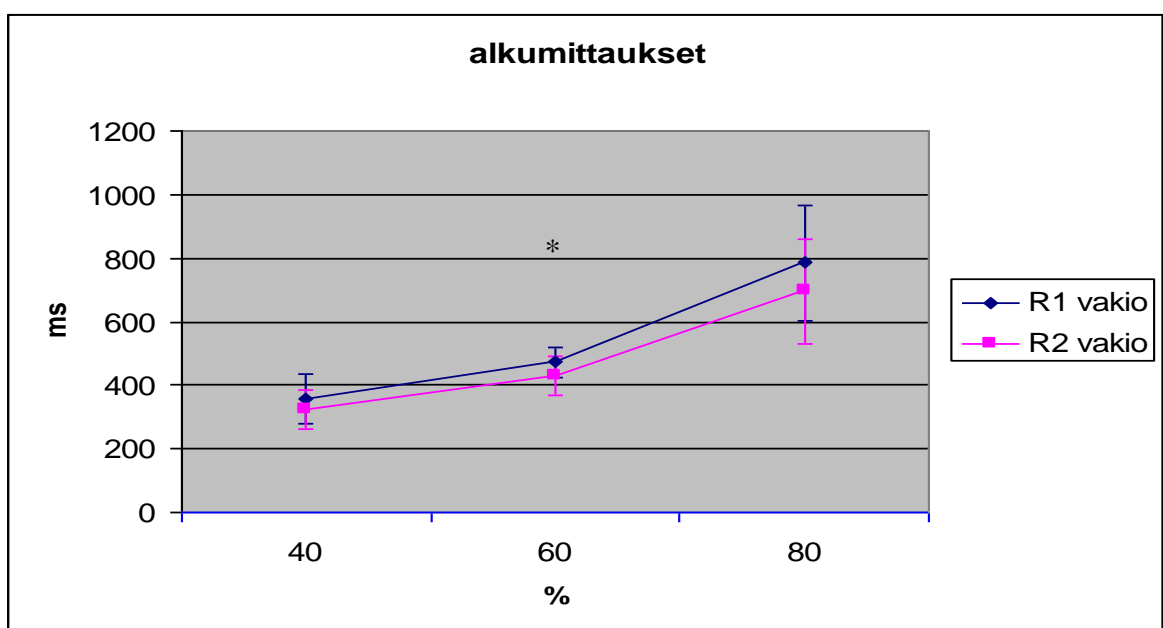
Kuva 28. *Pectoraliks*en aktivaation muutos nostettaessa muuttuvalla vastuksella. Pysty akselin 1 = 100 %.

9.6 Nostoajat alkumittauksissa

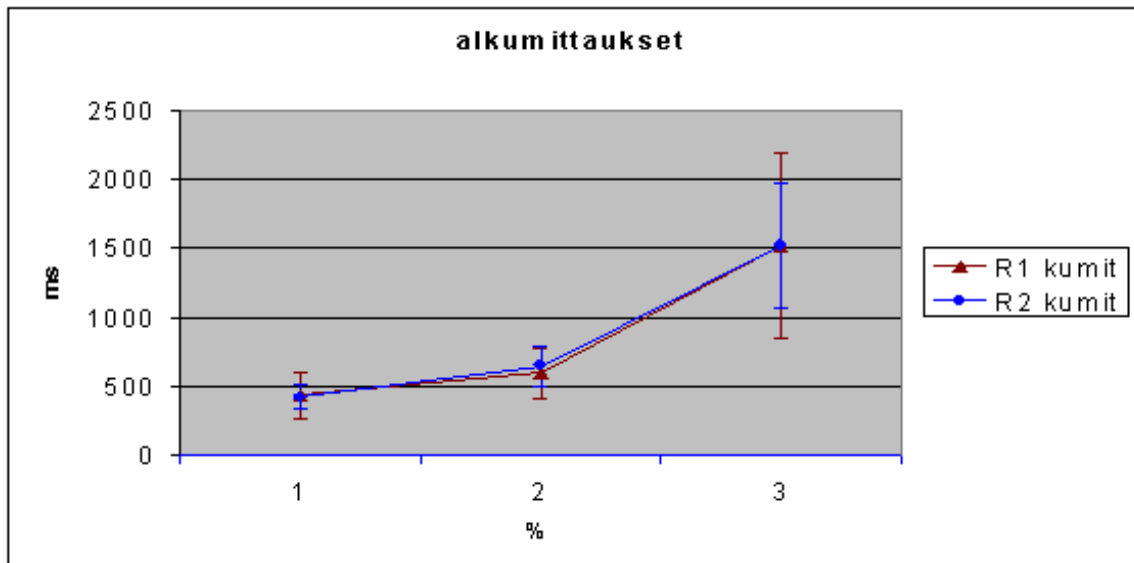
Ryhmä 2 oli alkumittauksissa lähes kaikilla kuormilla ryhmää 1 nopeampi, lukuun ottamatta muuttuvan vastuksen nostoja 60 % ja 80 % kuormilla (Kuva 29 a). Ryhmän 1 40 % vakiovastusnostojen kestot oli keskimääräinen 448 ms ja ryhmän 2 nostojen kestot 388 ms. 60 % vakiovastusnostoissa ryhmän 1 nostojen kestot olivat 592 ms ja ryhmän 2 kestot 512 ms. Alkumittausten 60 % nostoissa oli ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevää eroa ($P \leq 0.1$). 80 % kuormalla ryhmä 2 oli jälleen nopeampi noston keston ollessa 834 ms, kun taas ryhmän 1 nostot kestivät keskimäärin 982 ms. Vakiovastusnostoissa ryhmän 1 nostojen kestot pitenevät noin 32 % kun kuorma kasvoi 40 %:ta 60 %:in. Seuraava kuorman lisäys pidensi nostoaikaa ryhmällä 65,6 %. Ryhmällä 2 vastaavat luvut olivat 32 % ja 62,8 %.

Alkumittauksissa 40 % muuttuvan vastuksen nostoissa ryhmän 1 nostot kestivät keskimäärin 438 ms eli vähemmän aikaa kuin vakiovastusnostoissa. Myös ryhmän 2 nostot kestivät kauemmin kuin vakiovastusnostoissa 362 ms. Erot alkumittausten vakio- ja muuttuvan vastuksen nostojen kestoissa olivat molemmilla ryhmillä tilastollisesti merkitseviä ($P \leq 0.05$) tällä kuormalla. 60 % muuttuvalla vastuksella molempien ryhmien nostot olivat keskimäärin hitaampia kuin vakiovastusnostoissa. Tämä ero on tilastollisesti merkitsevä ($P \leq 0.05$). Ryhmän 1 nostot kestoltaan keskimäärin 748 ms ja ryhmällä 780 ms. Suurimmalla kuormalla eroja ryhmien välillä ei juurikaan ollut, ryhmän 1 nostojen kesto 1865 ms ja ryhmän 2 nostojen kesto 1824 ms. Muuttuvan kuorman nostot olivat kestoltaan tilastollisesti merkitsevästi ($P \leq 0.05$) pidempiä kuin vakiovastusnostot. Muuttuvan vastuksen nostoissa kestojen keskihajonta kasvoi mitä suuremmaksi kuormat kasvoivat (Kuva 29 b). Muuttuvalla vastuksella suoritetuissa nostoissa ryhmän 1 koehenkilöiden nostojen kestot pitenivät kuorman lisäyksen myötä 41,8 % ja seuraavan kuormannoston myötä yli 2,15-kertaiseksi. Ryhmän 2 luvut olivat tällä kertaa suurempia, 60 % kuormalla 1,7-kertainen verrattuna 40 % kuorman aikaan. 80 % kuormalla kesto piteni 2,16-kertaiseksi.

Koko tutkimuksen nopein nosto ja samalla nopein vakiovastuksella suoritettu nosto (248 ms) löytyi alkumittauksessa ryhmästä 1 ja se suoritettiin luonnollisesti 40 % kuormalla. Toiseksi nopein nosto löytyi muuttuvan vastuksen ryhmästä (267 ms). Kaksi hitainta nostoa 40 % vakiokuormalla (432 ms ja 467 ms)



Kuva 29 a. Nostoajat alkumittauksessa vakiovastuksella.

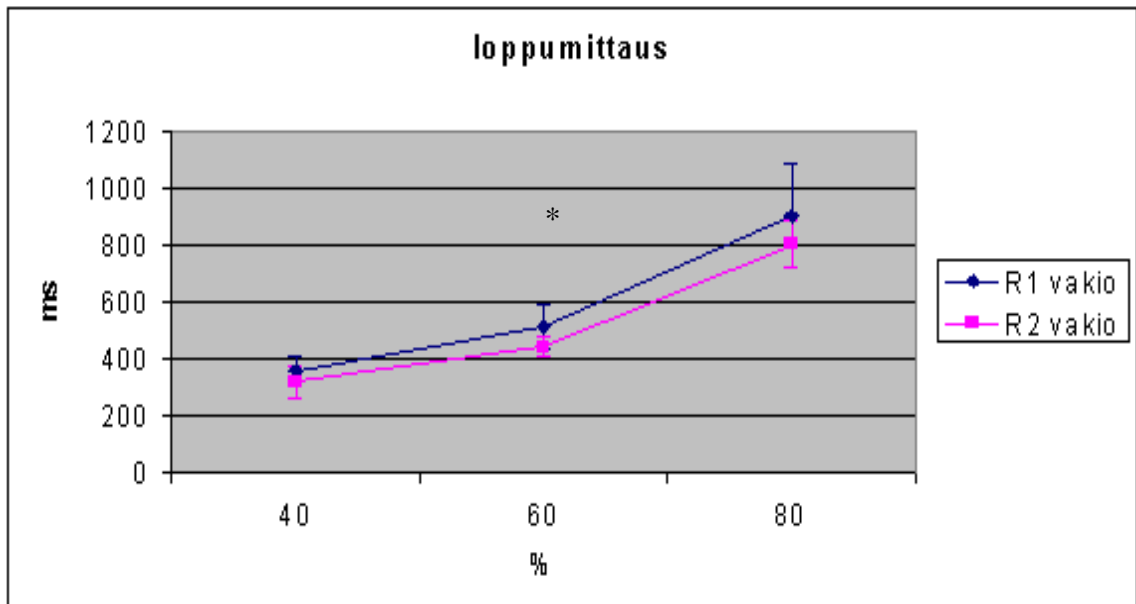


Kuva 29 b. Nostoajat alkumittauksessa muuttuvalla vastuksella.

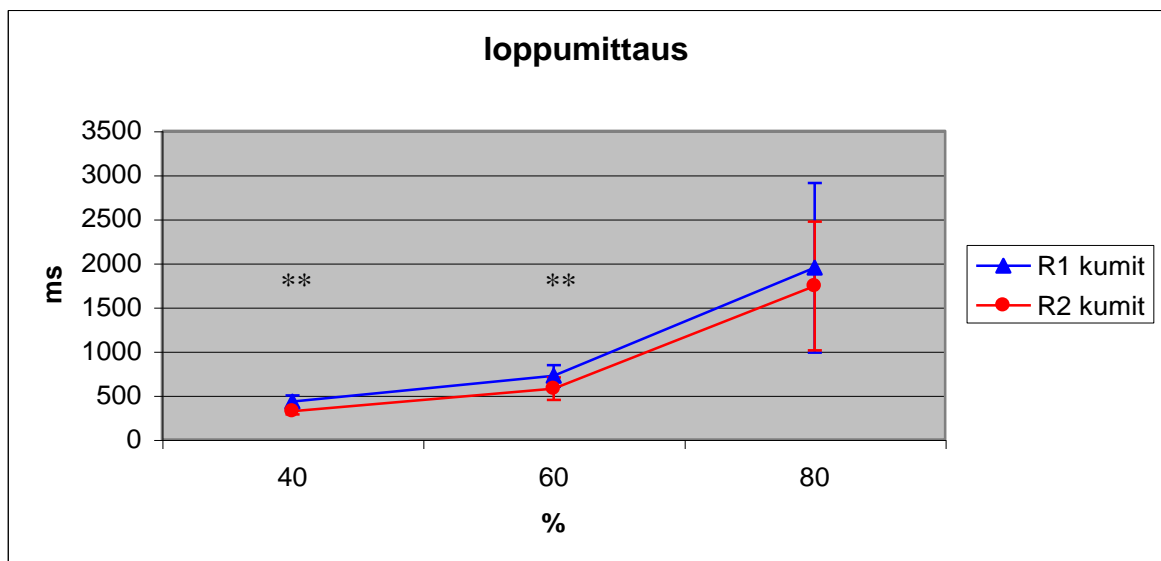
9.7 Nostoajat loppumittauksissa

Koska jokainen koehenkilö, yhtä lukuun ottamatta, pystyi parantamaan 1 RM penkkitulostaan, nousi heidän absoluuttinen räjähtävien nostojen kuorma, suhteellisten kuormien pysyessä 40, 60 ja 80 %. Loppumittauksissa syntyi tulosparannuksia myös nostoajoissa, jotka pääosin pitenevät. Nämä parannukset jakautuivat molempiin ryhmiin ja tapahtuivat pääosin kahdella pienimmällä kuormalla. Suurimmalla muuttuvan vastuksen kuormalla vain kolme koehenkilöä pystyivät parantamaan nostoaikaansa ja näistä kaksi oli ryhmässä 2. Nostoajoissa oli ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevää eroa ($P \leq 0.05$) muuttuvan kuorman nostoissa 40 % ja 60 % kuormalla ja merkitsevää eroa ($P \leq 0.1$) eroa 60 % vakiovastusnostoissa. Ryhmä 1 paransi nostoaikaansa 80 % vakiovastusnostossa enemmän kuin ryhmä 2, mutta muutoin ryhmä 2 paransi nostoaikaansa kaikilla kuormilla vastuksesta riippumatta enemmän kuin ryhmä 1. Loppumittauksessa nostojen kestot kasvoivat ryhmällä 1 kuorman lisääntyessä 40 %:sta 60 %:iin keskimäärin 43 % ja toisella ryhmällä 39 %. Seuraava kuorman nosto vakiovastuksella pidensi nostoaikaa vakiovastusryhmällä yli 75 % ja muuttuvan vastuksen ryhmällä 82 %. Muuttuvalla vastuksella kevyimmän kuorman ja 60 % kuorman välinen ero ryhmällä 1 oli 53,3 % ja ryhmällä 2 62,6 %. 60 % kuormasta siirtyminen raskaimpaan kuormaan pidensi nostoaikoja

ryhmällä 1 keskimäärin yli kolminkertaisiksi ja ryhmällä 2,8-kertaisiksi. Loppumittauksen nostoajat näkyvät kuvassa 30 a ja b.



Kuva 30 a. Nostoajat vakiovastuksella loppumittauksessa.



Kuva 30 b. Nostoajat loppumittauksissa muuttuvalla vastuksella.

9 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli vertailla saadaanko kahdella erilaisella harjoitusvastuksella voimailutaustaltaan kokemattomien koehenkilöiden tuloksiin erilaisia muutoksia. Harjoitusaika oli 2 viikkoa, koska muutokset aiheutuvat hermostollisesta adaptaatiosta ja nämä muutokset ovat tutkimusten mukaan suurimpia ensimmäisinä viikkoina (Häkkinen & Häkkinen 1995; Häkkinen ym. 1996; Keen ym. 1994; Moritani ym. 1988).

9.1 Isometriset suoritukset

Isometrisissä suorituksissa kaikkien koehenkilöiden voimantuotto kasvoi alku- ja loppumittauksissa kun nivelkulma kasvoi. Tämä on ymmärrettävää, sillä kun kyynärvarsi suoristuu triceps lähestyy optimipituuttaan (lähellä 150°), jolloin lihaksessa on eniten poikittaissiltoja. Mikäli oltaisiin mitattu voima vielä suuremmalta nivelkulmalta olisi voimantuotto lähtenyt laskuun, sillä poikittaissiltojen määrä vähenee (Gordon ym. 1966). Tämä voimantuoton laskun oletetaan tapahtuvan vaikka tricepsin momenttivarsi pitenee nivelkulman suurentuessa (Murray ym. 1995). Samanlaisia penkkipunnerrussuorituksessa mitattuja isometrisiä nivelkulma – voimakäyriä on todettu aikaisemmissakin tutkimuksissa (Hulmi 2003).

Kulig ym. (1984) mukaan olkanivelen ojentajien voimantuotto kasvaa nivelkulman lisääntyessä aina 90° nivelkulmalta lähtien. Smith-telineessä nostettaessa olkanivelen ojennusta ei tapahdu kovinkaan paljon (kuitenkin jonkin verran), johtuen liikkeen erosta normaaliin penkkipunnerrukseen (jossa tankoa ei yleensä työnnetä niin kohtisuoraan ylöspäin). Normaalissa penkkipunnerruksessa olkanivelen ojennusta tapahtuu huomattavasti enemmän hartialihasten etuosan ja rintalihasten vaikutuksesta. Yleensä tämä ojennus alkaa jo jumiutumisvaiheesta (Wilson ym. 1989).

Athan (1981) mukaan isometrinen harjoittelu on tehokasta, mutta isometrisen harjoittelun tulokset eivät suoraan siirry dynaamisiin liikkeisiin. Syynä tähän on tutkimusten mukaan harjoitusvaikutus, joka on hyvin nivelkulma-, lihaspituus- ja lihastoimintatapaspesifistä.

Toisin sanoen isometrinen harjoittelu kehittää lähinnä isometristä voimaa ja niillä nivelkulmilla ja lihaspituuksilla, joilla harjoittelu tapahtuu. Häkkisen (2002) tutkimuksen mukaan isometrinen harjoittelu vaikuttaa vain vähän räjähtävään nopeuteen.

Tutkimuksessa suoritettu dynaaminen harjoittelu ei vaikuttanut juuri isometriseen voimantuottoon (kasvu joillakin nivelkulmilla vain 10 % luokkaa), mutta EMG-arvoissa on tapahtunut muutoksia. EMG/F-suhteen tarkastelu kertoo lihastyön taloudellistumisesta ts. pienemmällä aktiviteetilla saadaan aikaan samanlainen tai suurempi voimantuotto (esim. Komi ym 1978; Moritani & Devries 1979; Häkkinen & Komi 1983).

Tricepsin aktivaation ja voimantuoton kuvaajien perusteella voidaan olettaa, että erilaiset harjoitusvastukset ovat "jättäneet jälkensä". Vakiovastusryhmällä tämä lihasaktiivisuuden ja voimantuoton välinen suhde on huonontunut suurilla kulmilla. Pienimmällä kulmalla, johon ryhmän dynaamiset vakiovastusharjoitteetkin painottuivat oli pysynyt alkumittausten arvoissa. Muuttuvan vastuksen ryhmällä harjoituskuormat painottuivat suurille nivelkulmille ja niillä kulmilla EMG/F-suhteet olivat alkuperäisissä arvoissaan, mutta pienimmällä kuormalla tämä arvo oli huonontunut. Nämä edellä mainitut tulokset näyttävät viittaavan hypoteesin suuntaan eli harjoituskuormien painottuminen tietyille nivelkulmille näkyy myös tulosten kehittymisessä.

Bicepsin arvot olivat molemmilla ryhmillä samansuuntaisia kuin *tricepsin* arvot. Tällä kertaa tosin päästiin loppumittauksissa jo alle alkumittausten arvojen. *Pectoraliksien* arvot olivat muuttuvan vastuksen ryhmällä jokaisella kuormalla alla alkumittausten arvojen kun taas ryhmällä 1 arvot olivat nousseet. Ryhmän 1 kuvaajasta voitaneen päätellä, että pieni muutos arvossa 90° nivelkulmalla kertoo kuorman painottumisesta juuri pienille nivelkulmille.

Eräissä tutkimuksissa on yritetty etsiä liikkeeseen osallistuvista lihaksista sellaista validia lihasta, jonka aktiivisuus seuraa isometristä voimantuottoa (Alkner ym. 2000). Tässä tapauksessa validimpina lihaksena voidaan pitää *tricepsia*, jonka aEMG-arvot seuraavat voimantuottoa ryhmällä 1, niin alku- kuin loppumittauksissa. Ainoastaan *tricepsin* 150° nivelkulmalla aktiivisuus laskee huomattavasti, johtuen oletettavasti siitä, että nivelkulmat olivatkin suorituksessa yli 150°. Tällöin käsi on liian suorana eikä *triceps* ole enää optimaalisella pituudella (Gordon ym. 1966). Ryhmän 2 *tricepsin* arvo seuraa voiman

kehitystä loppumittauksissa, mutta alkumittauksissa tricepsin arvot ovat poikkeuksellisia, johtuen oletettavasti ainakin samasta seikasta kuin ryhmän 1 loppumittausarvojen tulokset.

Bicepsin aktivaatiot olivat isometrisissä suorituksissa suurimmillaan 90° ja 150° nivelkulmilla. Aktiivisuudet kasvat pienimmällä ja suurimmalla kuomalla voidaan olettaa johtuvan mm. olkanivelen stabiloimisesta. 90° nivelkulmalla biceps on melko lähellä optimipituuttaan ja tällä kulmalla kyynärvarren koukistajien isometriset voimat ovat muutoinkin oletettavasti lähellä maksimiaan (Sing & Karpovich 1966). Oletettavasti nivelkulman suurentuessa kädet hieman kiertyvät sisäänpäin, jolloin brachialiksen rooli kasvaa ja bicepsin vähenee (Basmajian & DeLuca 1985).

Pectoraliksen aktivaatiot noudattivat oletettua ryhmällä 2. Aktivaatiot olivat suurimmillaan 110° kulmalla ja laskivat siitä nivelkulman kasvaessa. 90° nivelkulmalla deltoideus on oletettavasti hyvin aktiivinen, jonka jälkeen pectoralis ottaa ”vastuun” nostosta, kunnes aletaan lähestymään tricepsin optimaalista pituutta.

Athan (1981) mukaan isometrinen harjoittelu on tehokasta, mutta isometrisen harjoittelun tulokset eivät suoraan siirry dynaamisiin liikkeisiin. Syynä tähän on tutkimusten mukaan harjoitusvaikutus, joka on hyvin nivelkulma-, lihaspituus- ja lihastoimintatapaspesifistä. Toisin sanoen isometrinen harjoittelu kehittää lähinnä isometristä voimaa ja niillä nivelkulmilla ja lihaspituuksilla, joilla harjoittelu tapahtuu. Häkkisen (2002) tutkimuksen mukaan isometrinen harjoittelu vaikuttaa vain vähän räjähtävään nopeuteen.

Yksi haittaava ja samalla tuloksia selittävä tekijä isometrisissä suorituksissa on liikkeen vakioimisen vaikeus, sillä kyseessä on monen lihaksen/lihasryhmän voimantuotto ja monen nivelen yhteinen liike. Tällöin pienetkin muutokset asennossa, joita ei voi tai ehdi silmin huomata voivat vaikuttaa lopputulokseen ratkaisevasti. Aikaisemmin mainittu kyynärpäiden kiertyminen sivuille ja olkanivelen ojennus vaikuttaa lihasaktivaatioihin ja näin ollen voimantuottoon. Kun tehdään isometrinen suoritus, niin vaikka suorituksen tarkoituksena on nivelkulman pysyminen vakiona, tapahtuu kuitenkin hieman kulmanmuutosta, sillä ihonalaiskudos ja tässä tapauksessa penkin pehmusteet painuvat kasaan. Näin ollen suurimman kulman arvojen laskeminen alkumittauksista voi johtua siitä, että kädet pääsivät liian suoraksi, jolloin koehenkilö ei saanut tuotettua mahdollisimman suurta voimaa. Myös motivaatio on tekijä, joka saattaa aina vaikuttaa tulokseen. MVC kertoo vain nimensä

mukaisesti koehenkilön vapaaehtoisen voimantuoton. Mikäli koehenkilöä ei saa kaikkea ”irti” suoritukseen, niin tuloksesta ei voida olla varmoja. Supramaksimaalisen sähköisen stimuluksen antamisella lihakseen saadaan selville tämä tahdonalaisen ja maksimivoiman ero. Tällöin nähdään esim. voimalevyn signaalissa saadaanko stimuluksella aikaan lisävoimantuotto. Pilottikokeissa tätäkin yritettiin tehdä, mutta ongelmana oli juuri tämä monen lihaksen ja nivelen yhtäaikaaisesti aikaansaama liike, jolloin stimulus olisi pitänyt antaa yhtäaikaaisesti kahdelle tai kolmelle eri lihakselle.

9.2 Dynaamiset suoritukset

Pectoralis ja triceps ovat deltoideuksen ohella suurimmassa osassa penkkipunnerruksessa. Deltoideuksen aktivaatiota ei mitattu, joten sen osuuteen nostoissa puututaan vain teorian pohjalta. Voidaankin olettaa, että suuremmilla kuormilla, jolloin pientä olkavarren ulkokiertoa saattaa tapahtua, niin deltoideuksen aktivaatio kasvaa selvästi. Myös leveällä otteella nostavilla deltoideuksen aktivaatio on huomattavasti suurempaa, kun kapealla otteella nostavien (Madsen & McLaughlin 1984).

Suurimmat harjoittelun aiheuttamat lihasaktiivisuuksien vaikutukset löytyvät antagonistin ja agonistin eli bicepsin ja tricepsin aktivaatiota tarkastelemalla. Kuten teoriaosuudessa todettiin liikkeen oppiminen vaikuttaa yleensä tähän antagonistin ja agonistin yhteisaktivaatioon. Tricepsin aktivaation kasvu kuorman myötä on ymmärrettävää, sillä käsien suoristuessa kuorma kasvaa suuresti ja noston raskain osa on alueella, jossa tricepsin pituus on optimaalisimmillaan (Gordon ym. 1966). Kun nostetaan suurella muuttuvalla kuormalla, jolloin kuorma on liikkeen lopussa äärimmäisen suuri (yli 100 % vakiokuorman 1 RM tuloksesta) on loppuojennus yleensä hyvin hidas ja lähempänä isometristä suoritusta. Tällöin antagonistin (olka)niveltä stabiloiva vaikutus saattaa tulla esille. Myös suurilla nopeuksilla tehdyissä liikkeissä antagonistin ja agonistin co-aktivaatio yleensä kasvaa, toimien suojamekanismina (Rodacki ym. 2002). Tricepsin aktivaation muutoskäyrät olivat molemmilla ryhmillä samanlaiset, niin vakiovastuksella kuin muuttuvalla vastuksella. Koska tiedetään, että kuormat olivat keskimäärin 6 % suuremmat loppumittauksissa ja että nostonopeudet pienimmällä kuormalla pysyivät pääasiassa samoina tai paranivat hieman, niin tricepsin aktivaation pienenemisestä voidaan päätellä nostojen tulleen taloudellisemmiksi. Tätä teoriaa tukee myös se, että toisen nostoon osallistuvan lihaksen eli

pectoraliksen aktivaatio pysyi vakiokuormilla samana molemmilla ryhmillä. Muuttuvalla vastuksen nostojen pienimmän kuorman tricepsin ja pectoraloksen tuloksien perusteella voidaan päätyä myös edellä mainittuun teoriaan siitä, että nostot olivat taloudellistuneet. Jälleen kerran voidaan todeta, että deltoideuksen aktivaatiota ja voimalevyn signaalia seuraamalla asiasta oltaisiin päästy paremmin selville. Bicepsin aktivaation pieneneminen ryhmällä 2 muuttuvan vastuksen pienimmän kuorman nostoissa saattaa mahdollisesti kertoa liikkeen oppimisesta. Toisin sanoen muuttuvalla vastuksella harjoitelleet oppivat, että pienillä kuormilla liikkeen pysäyttämiseen ei tarvita antagonistin aktivaatiota. Toisaalta yhden penkkipunnerruksen antagonistilihaksen, brachioradialiksen aktivaatiota seuraamalla tästä aktivaatiosta olisi päästy vielä paremmin selville.

9.3 Nostonopeudet

Nostonopeuksien muutokset kuorman lisääntyessä olivat molemmilla ryhmillä suurempia ja kuorman noustessa myös keskihajonta kasvoi. Saatujen tulosten perusteella voidaankin todeta, että muuttuvalla vastuksella harjoitelleiden nostot nopeutuivat vakiovastusryhmää enemmän, varsinkin muuttuvalla vastuksella nostettaessa. Eli harjoitusspesifisyys, se mitä harjoitellaan kehittyi eniten, näytti pätevän tässä tapauksessa. Myös vakiovastuksella nostettaessa muuttuvanvastuksen harjoittelulla on hyötyä (suuntaa-antavaa eroa 60 % vakiokuormalla).

9.4 EMG-mallit

Kuvaajissa (Liite 1) ovat EMG-signaalit kolmesta eri lihaksesta (1. triceps 2. biceps 3. pectoralis sekä 4. signaali, joka on goniometri). Aktivaatio on molemmilla ryhmillä selkeästi suurempaa muuttuvan vastuksen nostoissa kuin vakiovastusnostoissa. Aktivaation kesto on suurempaa muuttuvalla vastuksella, kuten myös noston kesto. Alkumittauksissa molempien koehenkilöiden bicepsin aktiivisuuksissa ei ole silmännähdä eroa, vastuksesta riippumatta. Loppumittauksissa ryhmän 2 koehenkilön bicepsin aktivaatiokäyrästä voidaan selvästi nähdä loppumittauksessa antagonistin aktivaation vähentyminen verrattuna alkumittausten bicepsin aktivaatioon. Vakiovastusryhmällä antagonistin aktivaatiota on huomattavissa myös loppumittauksissa.

10 JOHTOPÄÄTÖKSET

Harjoitusjakson keston lyhydestä huolimatta voidaan kuitenkin todeta muuttuvan vastuksen olevan käyttökelpoinen harjoitusmetodi. Lisää pontta tälle ajatukselle oltaisiin mahdollisesti saatu pidemmällä harjoitusjaksolla. Lisäksi muutaman muun lihaksen mm. deltoideus anteriorin ja brachioradialiksen aktivaatioiden selvittäminen noston aikana olisi saattanut tuoda lisää tietoa harjoitusvaikutuksesta. Lisäksi voimalevyn hajoaminen kesken tutkimusten jätti dynaamisten nostojen analysoinnin nostoaikojen ja lihasaktiivisuuksien varaan. Tulevaisuudessa muuttuvan vastuksen harjoitusvaikutusta kannattaakin tutkia pidemmällä aikavälillä voimasignaalien kera. Vaikka tulosten mukaan suurta eroa vastusten välillä ei ollutkaan, niin muuttuvaa vastusta voidaankin suositella käytettäväksi voima- ja erityisesti nopeusvoimalajien harrastajille ja kilpailijoille eli pääasiassa kokeneemmille urheilijoille.

LÄHTEET

- American College of Sports Medicine. 1998. The recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness in healthy adults. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30:975-991.
- Atha, J. 1981. Strengthening muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Teoksessa Miller D.I. (toim.) *Exercise and sport sciences reviews*. American College of Sport Medicine Series 9, 1-73.
- Aura, O. & Komi, P.V. 1987. Coupling time in stretch shortening cycle: influence on mechanical efficiency and elastic characteristics of leg extensor muscles. Teoksessa *Biomechanics X-a*, Johnsson, B. (toim.) *Human Kinetics*, 507-512.
- Basmajian J.V. & De Luca, C.J. 1985. *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. Fifth edition. Williams & Wilkins. Baltimore, 225 & 279.
- Carolan, B. & Caffarelli, E. 1992. Adaptations in coactivation after isometric training. *J. Appl. Physiol.* 73:911-917.
- Carpentier, A., Duchateau, J. & Hainaut, K. 1996. Velocity-dependent muscle strategy during plantarflexion in humans. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 6, 1-11.
- Claxton, J. 2001. Kinematics of explosive upper body movements: A comparison of the traditional bench press, bench press throw and bungee resisted bench press. Department of Sport and Health Science, Auckland Institute of Technology.
- Doan, B.K., Newton, R.U., Marsit, J.L., Triplett-McBride, N.T., Koziris, L.P., Fry, A.C. & Kraemer, W.J. 2002. Effects of increased eccentric loading on bench press 1RM. *Journal of Strength and Conditioning Research* 16, 1, 9-13.
- Elliot, B.C., Wilson, G.J. & Kerr, G.K. 1989. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 21, 4, 450-462.
- Finni, T. 2001. Muscle mechanics during human movement revealed by in vivo measurements of tendon force and muscle length. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Väitöskirjatyö, 11-83.
- Fleck, S. J. and W. J. Kraemer. 1997. *Designing Resistance Training Programs* (2nd Ed.). Champaign, IL: Human Kinetics, pp. 3-11, 83-115.

- Gordon, A., Huxley, A., Julian, F. 1966. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrae muscle fibres. *J. Physiol.* 184, 170-192.
- Gabriel, D.A., Basford, J.R. & An, K. 2001. Neural adaptation to fatigue: implications for muscle strength and training, *Medicine & science in sports & exercise*. October: 1354-1360.
- Guyton, A.C. & Hall, J.E. 2000. *Textbook of Medical Physiology*. Philadelphia. W.B. Saunders Company, 651-652.
- Hagood, S., Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B.H. & D'Ambrosia, R. 1990. The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. *American Journal of Sport Medicine* 18, 2, 182 - 187.
- Hass, C. J. L., Garzarella, L, De Hoyos, Pollock, M. L. 2000. *Medicine & science in sports & exercise*. Vol. 32, No. 1, 235-242.
- Hautala Mikko & Peltonen Hannu. 1997. *Insinöörin (AMK) Fysiikka OSA 1*, Toinen painos, Lahden teho-opetus Oy.
- Hermens, H.J., Freriks, B., Marletti, R., Hagg, G., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G. & Disselhorst -Klug, C., 1999. European recommendations for surface electromyography: deliverable of the SENIAM project. Roessingh Research and Development, Enschede, Hollanti.
- Hervonen, A. 1987. *Tuki- ja liikuntaelimistön anatomia*, 3. painos, Lääketieteellinen oppimateriaalikustantamo Oy, Tampere.
- Hulmi, J. 2003. *Kineettinen analyysi räjähtävästä penkkipunnerruksesta vetokumeilla sekä ilman*. Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Cum Laude työ. 58.
- Häkkinen, K. 1990. *Voimaharjoittelun perusteet, Vaikutusmekanismit, harjoitusmenetelmät ja ohjelmointi*.
- Häkkinen, K. & Myllylä, E. 1990. Acute effects of muscle fatigue and recovery on force production and relaxation in endurance, power and strength athletes. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 30, 5-12.
- Häkkinen, K., Kauhanen, H., Komi, P. V. 1988. Effects of fatiguing loading with variable resistance equipment on neural activation and force production of the knee extensor muscles. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 28, 79-87.
- Häkkinen, K., Komi, P. V., Kauhanen, H. 1989. EMG, muscle fiber, and force production characteristics during a 1-year training period in elite weight lifters. *Eur. J. Appl. Physiol.* 56, 419-427.

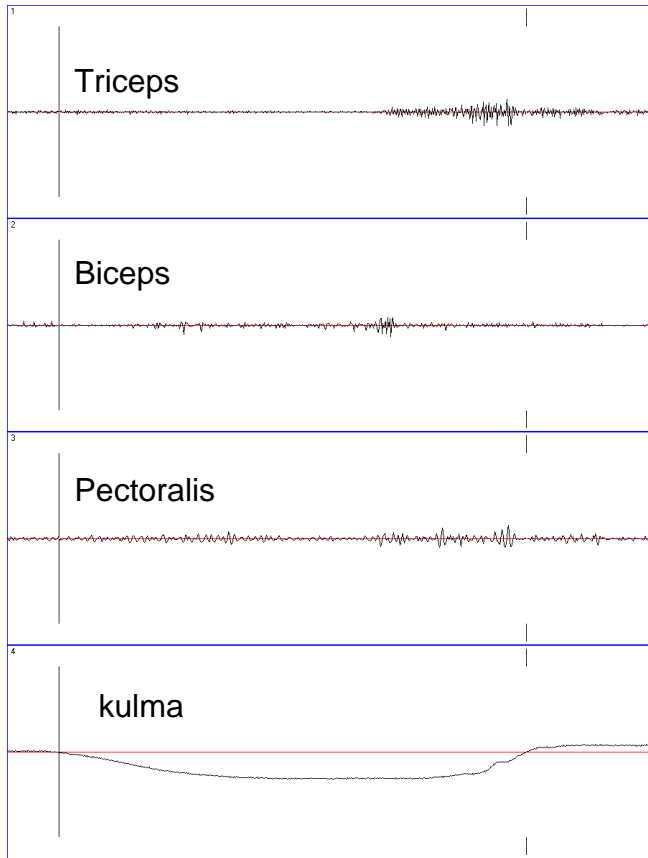
- Häkkinen, K & Häkkinen, A. 1995. Neuromuscular adaptations intensive strength training in middle-aged and elderly males and females. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 35: 137-147.
- Häkkinen, K., Kallinen, M., Linnamo, V., Pastinen, U-M., Newton, R. U., Kraemer, W. J. 1996. Neuromuscular adaptations during bilateral versus unilateral strength training in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiol. Scand.* 159: 77-78.
- 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. *Journal of Applied Physiology* 84, 4, 1341 – 1349.
- International Powerlifting Federation, 1984. Technical Rules as adopted by the I.P.F. Congress. Dallas TX: 12.
- Kauhanen, H., Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1989. Neural activation and force production of arm flexor muscles during normal and fatigue loading against constant and variable resistance. *Scandinavian Journal of sports Sciences* 11, 2, 79-86.
- Keen, D., Yue, G., Enoka, R. 1994. Training-related enhancements in the control of motor output in elderly humans. *J. Appl. Physiol.* 77: 2648-2658.
- Komi, P.V. 1973. Relationship between muscle tension, EMG and velocity of contraction under concentric and eccentric work. *Teoksessa Desmedt, D.E. (toim.) New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1, 596 – 606.
- Komi, P.V., Viitasalo, J. 1977. Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after eccentric and concentric contractions. *Acta Physiol. Scand.* 100, 246-254
- Komi, P.V., Linnamo, V., Silventoinen, P. & Sillanpää, M. 2000. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 10, 1757 – 1762.
- Kraemer, W. J. A. 1997. Series of studies-the physiological basis for strength training in American football: fact over philosophy. *J. Strength Cond. Res.* 11:131-142.
- Kramer, J. B., M. H. Stone, H. S. O'Bryant, H. 1997. Effects of single vs. multiple sets of weight training: impact of volume intensity, and variation. *J. Strength Cond. Res.* 11:143-147.
- Kreighbaum, E. & Barthels, K.M. 1985. *Biomechanics: A qualitative approach for studying human movement.* Burgess Publishing Company, Minneapolis, 1-684.

- Kulig, K. Andrews, J.G. & Hay, J.G. 1984. Teoksessa Terjung, R.L. (toim.) Exercise and sport sciences reviews. American College of Sports Medicine Series 12, 417-466.
- Lander, J.E., Bates, B.T., Sawhill, J.A. & Hamill, J. 1985. A comparison between freeweight and isokinetic bench pressing. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 17, 3, 344 - 353.
- Linnamo, V., Bottas, R. & Komi, P.V. 2000. Force and EMG spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 293 – 300.
- Madsen, N. & McLaughlin, T. 1984. Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 16, 4, 374 – 381.
- Marsden, C.D., Obeso, J.A. & Rothwell, J.C. 1983. The function of antagonist muscle during fast limb movement in man. *Journal of Physiology* 335, 1 – 13.
- McCartney, N., A. L. Hicks, J. Martin, and C. E. Webber. A. 1996. longitudinal trial of weight training in the elderly: continued improvements in year 2. *J. Gerontol. Biol. Sci.* 51A:B425-B433.
- Mookerjee, S. & Ratamess, N. 1999. Comparison of strength differences and joint action durations between full and partial range-of-motion bench press exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research* 13, 1, 76-81.
- Moritani, T. & DeVries, H. 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain, *AM. J. Phys. Med.* 58, 3, 115-130.
- Mazzetti, S. A., Kraemer, W. J., Volek, J. S., Duncan, N. D, Ratamess, N. A., Gómez, A. L., Newton, R. U., Häkkinen, K, Fleck, S. J. 2000. The influence of direct supervision of resistance training on strength performance. *Medicine & science in sports & exercise.* Vol. 32, No. 6, 1175-1184.
- Ostrowski, K. J., Wilson, G. J., Weatherby, R., Murphy, P. W., Lyttle. A. D. 1997. The effect of weight training volume on hormonal output and muscular size and function. *J. Strength Cond. Res.* 11:148-154.
- Rassier, D.E., MacIntosh, B.R. & Herzog, W. 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology* 86, 5, 1445 – 1457.
- Rodacki, A.L.F., Fowler, N.E., & Bennett, S.J. 2002. Vertical jump coordination: fatigue effects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol. 34, No.1, 105-116.
- Sale, D.G. 2003. Neural adaptation to strength training. Teoksessa Komi, P.V. (toim.) *Strength and Power in Sport.* Blackwell Science Ltd, UK, 281-314.

- Siegel, J.A., Gilders, R.M., Staron, R.S. & Hagerman, F.C. 2002. Human muscle power output during upper and lower-body exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research* 16, 2, 173 - 178.
- Siff, M. 2000. Biomechanical foundations of strength and power training. Teoksessa Zatsiorsky, V. (toim.) *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*. Blackwell Scientific Publications, Cambridge University Press, 103-139.
- Solomonow, M., Baratta, R., Shoji, H. & D'Ambrosia, R. 1990. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units control strategy. *Electromyography and clinical Neurophysiology* 30: 141-152.
- Viitasalo, J. 1985. Lihasvoiman harjoittamisen ja mittaamisen biomekaniikka ja fysiologia. Teoksessa Viitasalo, J., Raninen, J. & Liitsola (toim.) *Voimaharjoittelu – perusteet ja käytännön toteutus*. Gummerus Oy, Jyväskylä, 9 – 154.
- Wilson, G.J., Elliot, B.C. & Kerr, G.J. 1989. Bar path and force profile characteristics for maximal and submaximal loads in the bench press. *International Journal of Sport Biomechanics* 5, 390 – 420.
- Zatsiorsky, V.M. 2003. Biomechanics of strength and strength training. Teoksessa Komi, P.V. (toim.) *Strength and Power in Sport*. Blackwell Science Ltd. UK, 439-487.

LIITE 1. EMG -mallit

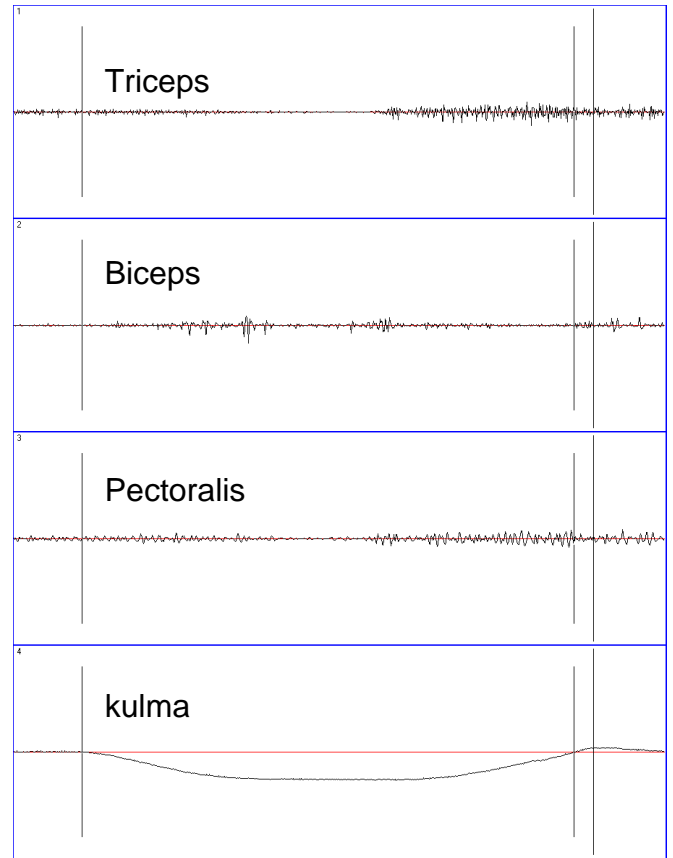
Ryhmä 1 alkumittaus 60 % vakio



File: Tjrn60.dat

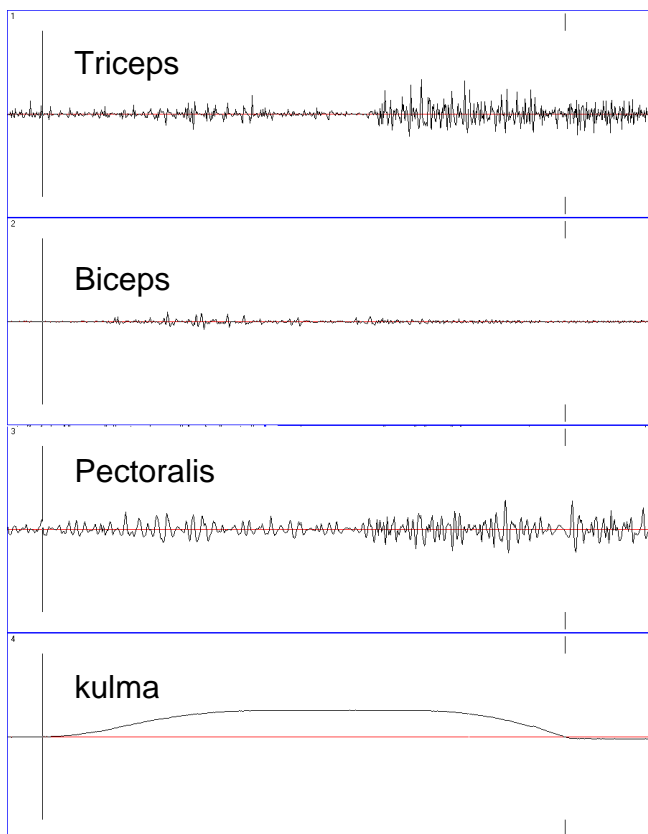
Ryhmä 1 alkumittaus 60 % vakio

Ryhmä 1 alkumittaus 60 % kumit

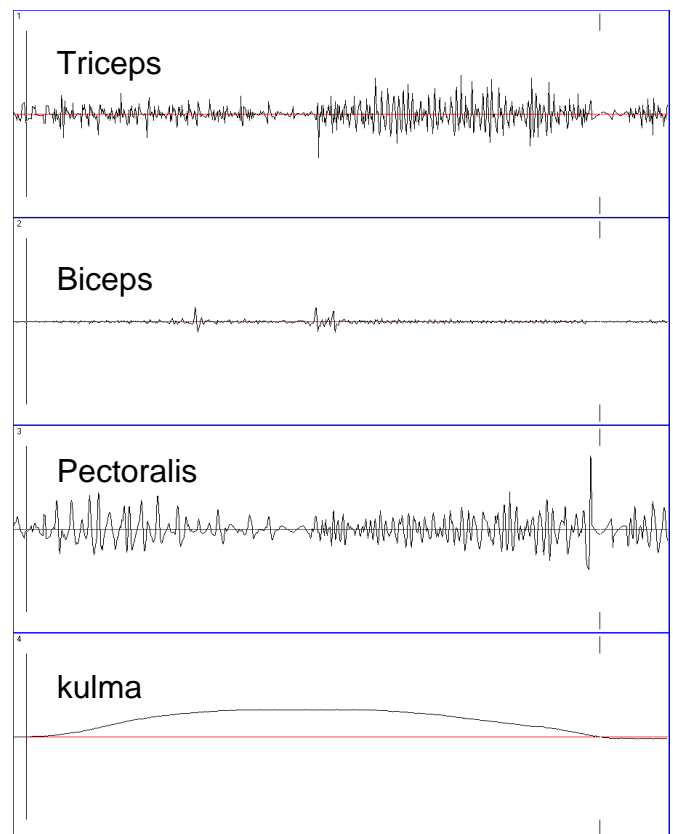


File: Tjrn60.dat

Ryhmä 1 alkumittaus 60 % kumit

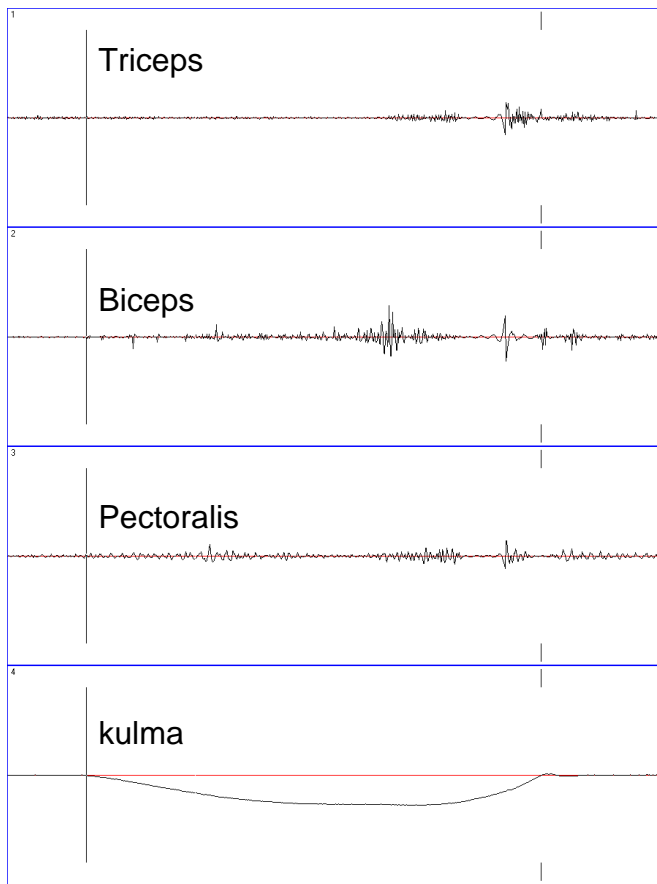


File: Tjrn60.dat



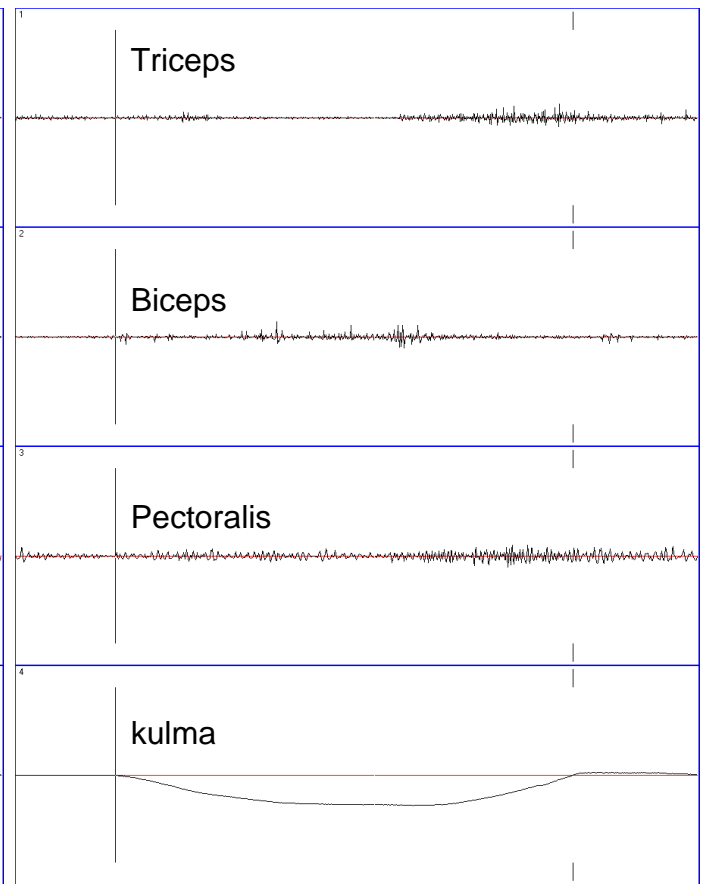
File: Tjrn60k.dat

Ryhmä 1 loppumittaus 60 % vakio



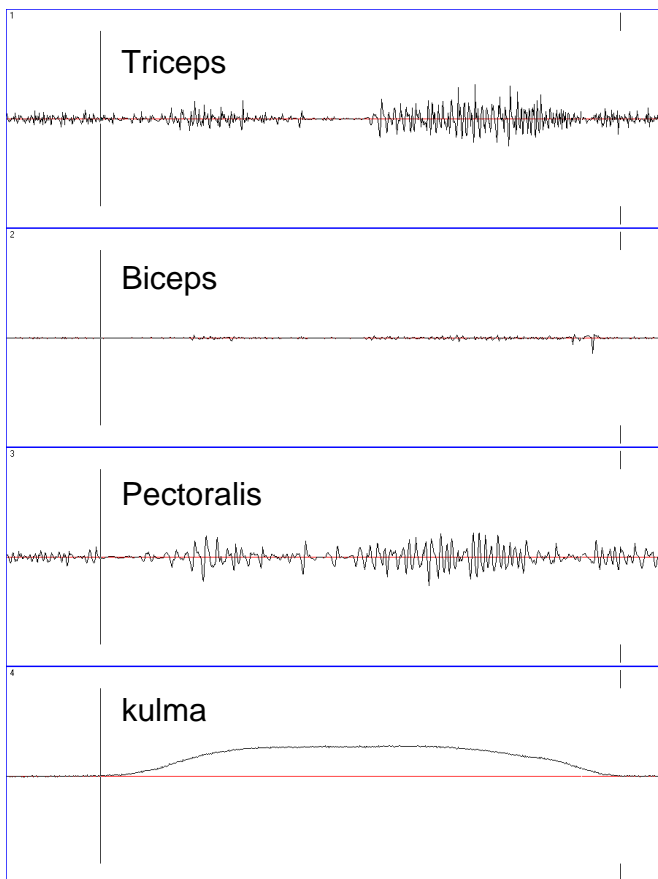
File: 2jprn60.dat

Ryhmä 1 loppumittaus 60 % kumit



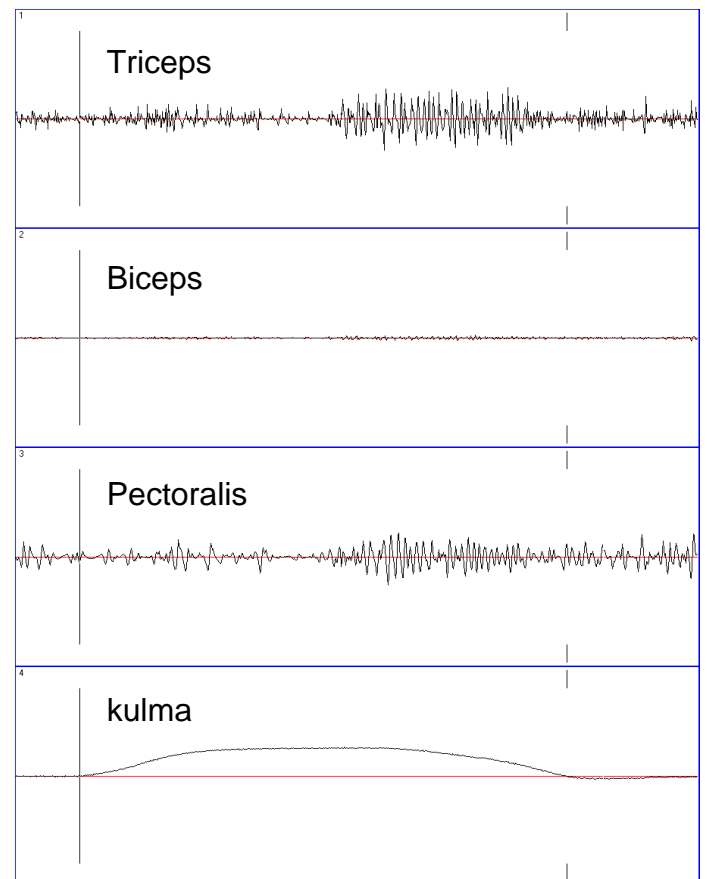
File: 2jprnk40.dat

Ryhmä 2 loppumittaus 60 % vakio



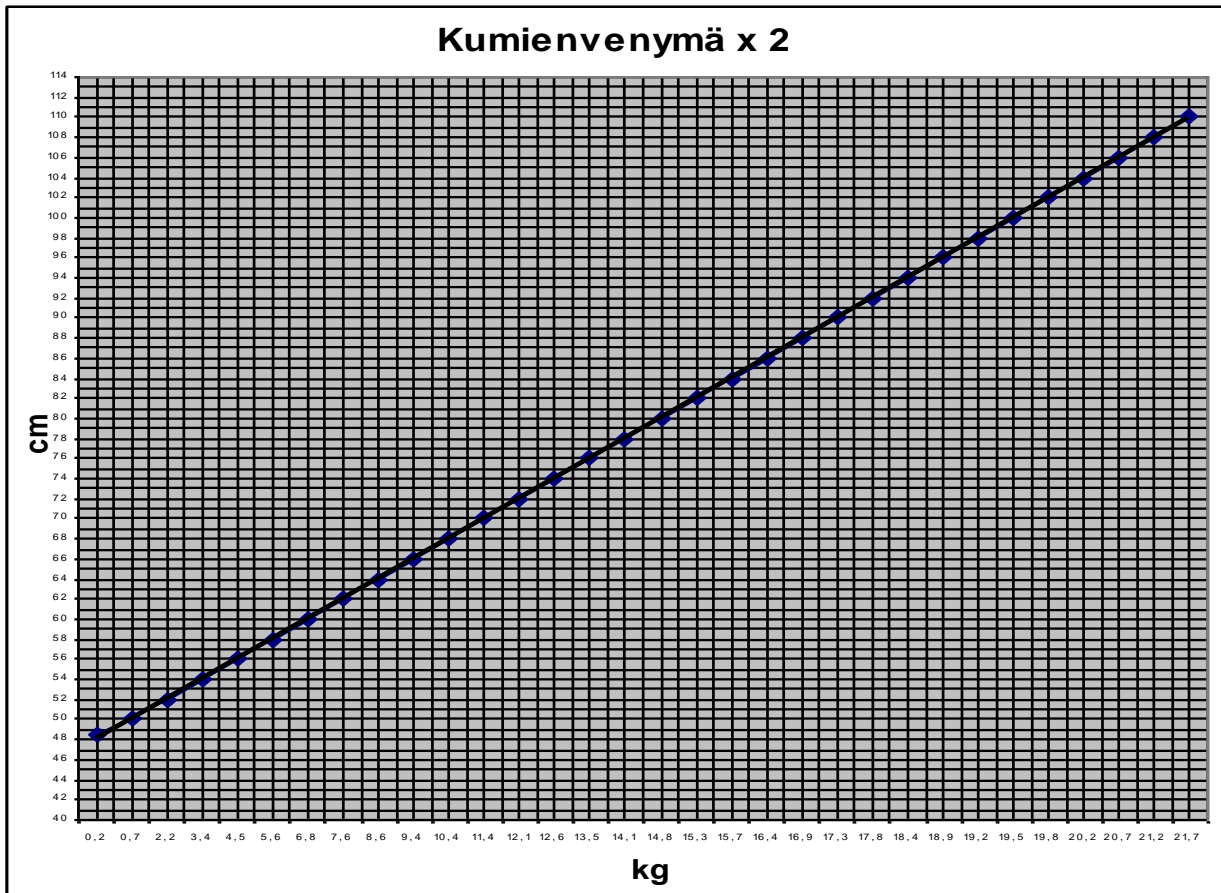
File: 2jprn60.dat

Ryhmä 2 loppumittaus 60 % kumit



File: 2jprnk40.dat

LIITE 2. Vastuskumien venymä



Rengasanturilla mitattu vastuskumin voima-pituus -käyrä, kun vastuskumi on kaksinkerroin. Käyrä on hyvin lineaarinen.