

**LIHASTONUKSEN YHTEYS HERMO-  
LIHASJÄRJESTELMÄN SUORITUSKYKYYN**

**Marko Haverinen**

Pro gradu -tutkielma  
Valmennus- ja testausoppi  
Liikuntabiologian laitos  
Jyväskylän yliopisto  
Työn ohjaaja: Keijo Häkkinen  
Kevät 2005

# TIIVISTELMÄ

**Haverinen, Marko. 2005. Lihastonuksen yhteys hermolihasjärjestelmän suorituskykyyn. Valmennus- ja testausopin Pro gradu -tutkielma. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. 96 s.**

Lihastonusta on tutkittu aikaisemmin lähinnä kliinisessä diagnosointi-, kuntoutus- ja tutkimuskäytössä eri potilasryhmillä ja kvantitatiivisesti mitattavana ilmiönä se ei ole ollut käytössä kovin kauan. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli kuvata lihastonusta ilmiönä, selvittää miten se muuttuu ikääntymisen myötä ja on yhteydessä eri ikäisten ei-harjoittelevien henkilöiden neuromuskulaariseen suorituskykyyn. Tarkoituksena oli tutkia myös miten lihastonus ilmenee eri harjoitustaustan omaavilla henkilöillä sekä selvittää voiko sitä käyttää yhtenä neuromuskulaarista suorituskykyä kuvaavana mittarina urheilijoilla.

Tutkimukseen osallistuneet miespuoliset koehenkilöt jaettiin neljään ryhmään ikärakenteensa ja harjoitustaustansa mukaisesti: kansallisen ja piiritason pikajuoksijat ( $n = 18$ , ikä  $23,6 \pm 4,3$  v), nuoret ei-harjoittelevat yliopisto-opiskelijat ( $n = 8$ , ikä  $23,1 \pm 1,6$  v), keski-ikäiset ei-harjoittelevat miehet ( $n = 23$ ,  $53,3 \pm 2,5$ ) ja ikääntyvät ei-harjoittelevat miehet ( $n = 21$ , ikä  $64,3 \pm 3,6$  v). Ryhmiltä mitattiin pituus, paino, rasvaprosentti, reisilihaksen lihaskudoksen (VL ja VIM) ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuus sekä lihastonus manuaalisella ja tietokoneohjatulla myotonometrillä. Lihastonusmittaus suoritettiin VL:n päältä reiden puolesta välistä. Mittauksen aikana koehenkilö makasi tutkimuspöydällä rentona ja lihastonusmittauslaitteen matkaa mittaava anturi työnnettiin lihakseen pinnallisesti vakiovoimaan (30 N) saakka. Tietokoneohjatun lihastonusmittarin tuloksia tulkittaessa on huomioitava, että suurempi lukuarvo tarkoittaa pienempää lihastonusta. Hermolihasjärjestelmän suorituskyvyn kuvaamiseksi pikajuoksuryhmän urheilijat suorittivat maksimaalisen 60 metrin juoksun pystylähdöllä, reaktiivisuustestin, staattisen hypyn, kevennyshypyn, isometrisen bilateraalisen alaraajojen ojennuksen, puolikyökkymaksimin sekä räjähtävät suoritukset 40 ja 60 %:n kuormilla. Muut ryhmät suorittivat ainoastaan isometrisen bilateraalisen alaraajojen ojennuksen.

Lihastonuksen mittausmenetelmien toistettavuuden selvittämiseksi suoritetuista toistomittauksista saadut variaatiokertoimet (CV) olivat manuaalisella myotonometrillä 5,1 % ja tietokoneohjatulla myotonometrillä puolestaan 1,4 %. Manuaalinen myotonometri ei erotellut koehenkilöitä toisistaan joten se jätettiin lopullisen tarkastelun ulkopuolelle. Tietokoneohjatun myotonometrin kohdalla absoluuttisen lihastonuksen havaittiin olevan nuorten miesten ryhmällä merkitsevästi pienempi ( $p < 0,05$ ) kuin keski-ikäisillä ja ikääntyvillä, joiden välillä puolestaan ei havaittu eroja kuten ei myöskään kudospaksuuteen suhteutetussa lihastonuksessa. Pikajuoksuryhmällä sekä absoluuttinen että suhteellinen lihastonus olivat kaikkiin muihin ryhmiin verrattuna merkitsevästi ( $p < 0,001$ ) pienempiä. Nuorilla miehillä ei havaittu yhteyksiä isometriseen bilateraaliseen jalkojen ojennukseen, mutta pikajuoksijoilla ( $r = 0,62-0,69$ ;  $p < 0,01$ ), keski-ikäisillä ( $r = 0,42-0,56$ ;  $p < 0,01-0,05$ ) ja ikääntyvillä ( $r = 0,49-0,58$ ;  $p < 0,01-0,05$ ) pienempi absoluuttinen ja suhteellinen lihastonus olivat yhteydessä suurempaan maksimivoimaan ja ensimmäisen 500 ms:n aikana tuotettuun voimaan. Pikajuoksijoilla pienemmän absoluuttisen ja suhteellisen lihastonuksen havaittiin olevan yhteydessä parempaan 100 metrin kilpailutulokseen ( $r = -0,64 - -0,68$   $p < 0,01$ ). Lisäksi pienempi lihastonus oli yhteydessä suurempaan maksiminopeuteen ( $r = -0,62 - -0,69$ ;  $p < 0,01$ ) sekä lyhyempään kontakti- ja työntöaikaan ( $r = -0,65 - -0,68$ ;  $p < 0,01$ ). Pienempi suhteellinen lihastonus oli yhteydessä suurempaan askeltiheYTEEN ( $r = 0,61-0,63$ ;  $p < 0,01$ ) ja pienempi absoluuttinen lihastonus oli yhteydessä suurempaan reaktiivisuuteen ( $r = 0,53-0,73$ ;  $p < 0,05$ ) erityisesti työntövaiheessa. Voimamittausten kohdalla pienempi lihastonus oli yhteydessä parempaan reaktiivisuustestin tulokseen ( $r = 0,49-0,54$ ;  $p < 0,05$ ), suurempaan kuormaan maksimikykyssä ( $r = 0,52-0,74$ ;  $p < 0,01-0,05$ ) sekä suurempaan huippuvoimantuottoon räjähtävissä suorituksissa ( $r = 0,65-0,76$ ;  $p < 0,01-0,05$ ).

Tutkimuksen johtopäätöksenä voidaan todeta, että lihastonuksen kasvaminen ikääntymisen myötä selittyy suurelta osin lihasmassan pienentymisellä. Pienempi lihastonus oli yhteydessä ei-urheilijoiden parempaan neuromuskulaariseen suorituskykyyn ja erityisesti suurempaan maksimivoimantuottoon. Harjoitustausta näyttäisi vaikuttavan lihastonuksen ilmenemiseen. Pienemmän lihastonuksen havaittiin olevan yhteydessä pikajuoksijoiden lajisuoritukseen sekä suurempaan dynaamiseen ja isometriseen maksimivoimantuottoon. Tämän tutkimuksen perusteella voidaan sanoa, että lihastonusmittausta voidaan käyttää yhtenä neuromuskulaarista suorituskykyä kuvaavana mittarina nopeuslajien urheilijoilla.

**Avainsanat:** lihastonus, ikääntyminen, harjoitustausta, nopeuslajit, neuromuskulaarinen suorituskyky

# SISÄLTÖ

TIIVISTELMÄ .....	1
SISÄLTÖ .....	2
SANASTO .....	5
1 JOHDANTO .....	6
2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN RAKENNE JA TOIMINTA .....	8
2.1 Hermoston rakenne ja toiminta .....	8
2.1.1 Keskushermosto .....	8
2.1.2 Ääreishermosto .....	9
2.1.3 Somaattinen hermosto .....	11
2.1.4 Autonominen hermosto .....	12
2.2 Motorinen yksikkö .....	12
2.3 Luurankolihasrakenteen rakenne .....	14
2.4 Lihassolun supistuminen ja rentoutuminen .....	15
2.5 Ikääntymisen vaikutukset hermolihaskudoksen rakenteeseen ja toimintaan ..	17
2.5.1 Voimantuotto-ominaisuuksien muuttuminen .....	17
2.5.2 Lihastrofia ja rakenteelliset muutokset .....	18
2.5.3 Muutokset hermostollisessa ohjauksessa .....	19
2.6 Neuromuskulaarinen adaptaatio voimaharjoittelussa pitkällä aikavälillä .....	20
2.6.1 Neuraalinen adaptaatio .....	20
2.6.2 Hypertrofia ja hyperplasia .....	21
2.6.3 Molekyylibiologiset muutokset .....	23
3 PASSIIVISEN LIHASKUDOKSEN OMINAISUUDET .....	24
3.1 Komplianssi, lihastensio ja lihastonus .....	24
3.2 Passiivisen biologisen kudoksen mekaniikka .....	24
3.2.1 Lihaskuormitus .....	24
3.2.2 Lihaskuormitus .....	26
3.3 Lihaskuormitus .....	27

3.4	Viskoelastisuus.....	28
4	LIHASTONUS.....	30
4.1	Taustatekijät .....	30
4.1.1	Lihaskudoksen paksuus.....	31
4.1.2	Tukikudoksen soluväliaineen laatu .....	31
4.1.3	Lihaksen supistustila .....	32
4.1.4	Lihassolujen spontaani sähköinen aktiivisuus .....	33
4.1.5	Kudosten vesipitoisuus.....	34
4.1.6	Kudosten sisäinen ja välinen paine .....	35
4.2	Lihastonuksen ilmeneminen potilasryhmissä .....	36
4.2.1	Hypertonus .....	37
4.2.2	Hypotonus .....	38
4.3	Mittaaminen .....	38
4.3.1	Palpointi .....	39
4.3.2	Asteikot .....	39
4.3.3	Myotonometrit .....	41
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS, ONGELMAT JA HYPOTEESIT .....	44
6	MENETELMÄT .....	46
6.1	Koehenkilöt .....	46
6.2	Tutkimusasetelma .....	47
6.3	Aineiston keräys ja analysointi .....	48
6.3.1	Lihastonusmittaus .....	48
6.3.2	Juoksumittaus .....	50
6.3.3	Voimamittaus .....	51
6.4	Tilastollinen käsittely .....	54
7	TULOKSET .....	56
7.1	Lihastonusmittauksen toistettavuus .....	56
7.1	Lihastonuksen yhteys sen taustatekijöihin .....	57
7.2	Lihastonus, ikääntyminen ja harjoitustausta .....	58
7.3	Lihastonuksen yhteys neuromuskulaariseen suorituskyyneen .....	60

7.4 Lihastonuksen yhteys maksimi- ja nopeusvoimantuotto-ominaisuuksiin pikajuoksijoilla.....	61
7.5 Lihastonuksen yhteys maksimaalisen pikajuoksun nopeuteen ja askelparametreihin .....	63
8 POHDINTA .....	66
LÄHTEET.....	78
LIITE 1. PIKAJUOKSURYHMÄN TULOKSET.....	95
LIITE 2. KOEHENKILÖTIEDOTE.....	96

## SANASTO

Anestesia	= nukutus, puudutus, paikallinen tai yleinen kiputunnottomuus
AS	= Ashworth Scale (lihastonuksen arvioimiseen käytetty asteikko)
Atrofia	= lihasmassan väheneminen
Bell's Palsy	= Bellin pareesi; perifeerisen kasvohermovaurion aiheuttama toispuolinen ilman tunnettua syytä alkava kasvohalvaus
Cerebral Palsy	= CP, CP-aivovaurio; vajaaliikkeisyyttä aiheuttanut sikiökauteen, syntymään tai varhaislapsuuteen liittyvä aivovaurio
Flaccidus	= rento, veltto, hervoton
Hypertonus	= epänormaalin suuri lihastonus
Hypotonus	= epänormaalin alhainen lihastonus
IMP	= Intramuscular Pressure; lihaksen sisäinen paine
Komplianssi	= lihaspituuden muutos suhteessa käytettyyn voimaan (mm/N)
Leesio	= vamma, vaurio, vioittuma, häiriö; elimen rakenteen tai toiminnan sairaalloyellinen muutos
Lihastensio	= lihasjännitys; lihassolun, motorisen yksikön tai koko lihaksen supistustila johtuen eksitoivista impulsseista
Lihastonus	= lepotilassa oleva rentoutuneen lihaksen normaali jännitys
MAS	= Modified Ashworth Scale (lihastonuksen arvioimiseen käytetty asteikko)
Motoneuroni	= motorinen hermosolu; liikehermosolu, jonka aksoni kiinnittyy suoraan lihassoluun
Motorinen yksikkö	= yksi motorinen hermosolu haaroineen ja kaikki sen hermottamat lihassolut
Multipeliskleroosi	= MS-tauti eli pesäkekovettumatauti; pitkäaikainen keskushermoston sairaus, jossa aivojen ja selkäytimen valkeaan aineeseen syntyy rappeuma-alueita
Rigidi	= jäykkä, kankea
Rigiditeetti	= jäykkyys, kankeus
Spasmi	= lihaskouristus; lihaksen voimakas, muutaman sekunnin tai minuutin kestävä supistus
Spastisuus	= spastisiteetti, jäykkähalvaus; hermostovauriosta aiheutunut lihasjäykkyyden kasvu, joka ilmenee vastuksena raajaa passiivisesti taivutettaessa (liikkeen alussa)
Stiffness	= jäykkyys; voiman muutos suhteessa lihaspituuden muutokseen (N/m tai N/mm)
Strain	= venymä; pituuden muutos suhteessa alkuperäiseen pituuteen (%)
Stress	= tuotettu voima suhteessa pinta-alaan (Pa; N/mm <sup>2</sup> )
TCM	= Tissue Compliance Meter (käsien pidettävä manuaalinen kudoksen komplianssin mittaustila)
Titini	= lihaksen hienorakenteen proteiini, joka vastaa suurelta osin lihaksen lepotilan elastisuudesta
Transsektio	= katkaisu, katkeaminen, poikkileikkautuminen
Troponiini	= ohut filamentti-proteiini; säätelee aktiinin ja myosiinin välisiä vuorovaikutuksia
Tropomyosiini	= ohut filamentti-proteiini; säätelee aktiinin ja myosiinin välisiä vuorovaikutuksia
Tiksotropia	= tiettyjen geelien kuten lihaksen ominaisuus, jossa järkytettäessä muodostuu nestemäisemmäksi ja lepotilassa jähmettyy uudelleen
Viskoelastisuus	= kudoksen viskoosin (nestemolekyylien välinen kitka) ja elastisuuden (rinnakkaiset ja peräkkäiset elastiset komponentit) summa
Viskositeetti	= nesteen ominaisuus (N*s/cm <sup>2</sup> )

# 1 JOHDANTO

Luurankolihakset ovat täysin rentoutuneita ainoastaan vilkeuden aikana, syvässä tajuttomuustilassa tai patologisten tilojen yhteydessä. Normaalisti lepotilassakin kussakin lihaksessa on muutaman motorisen yksikön ylläpitämä jatkuva, mutta suhteellisen heikko supistustila eli lihastonus. Tämä johtuu siitä, että lihaspituutta aistivat lihasspindelit ovat gammamotoneuroneista tulevien impulssien herkistämiä. Jos lihassoluun tuleva hermo katkeaa, häviää myös lihastonus. (Enoka 2002, 367-368.) Mikäli gammamotoneuroneista tulee vain niukasti impulsseja, on lihas velto eli lihastonus vähäinen (Enoka 2002, 367; Rothwell 1994; Walsh 1992). Toisaalta mikäli impulsseja tulee liikaa, on lihastonus suuri, mikä ilmenee lihaksen liiallisena jännittyneisyytenä ja voimakkaana taipumuksena vastustaa venytystä (Enoka 2002, 367-368; Latash 1998, 213-220).

Keskushermostosta tulevien impulssien lisäksi lihastonukseen vaikuttaviin tekijöihin kuuluvat lihaskudoksen paksuus, ihonalaisen rasvakudoksen paksuus, sidekudoksen soluväliaineen laatu, kudosten vesipitoisuus, lihaksen supistustila sekä kudosten sisäinen ja välinen paine (Ylinen ym. 1995; Fischer 1987b).

Biologisen kudoksen palautuvuus voidaan käsittää sen perusominaisuudeksi eli esim. pehmeudeksi tai jäykkyydeksi (Ylinen ym. 1995). Kliinisesti lihastonusta arvioidaan usein manuaalisesti palpoimalla ja käyttämällä avuksi arviointiin kehitettyjä numeerisia asteikkoja. Tämä antaa yksityiskohtaista tietoa tietystä kehon lihaksesta tai lihaksen osasta. (Gordon 1964.) Lihasten tunnustelu ja jäykkyyden arviointi ovat kuitenkin aina hyvin subjektiivisia menetelmiä ja siksi on ollut syytä kehittää kontrolloidumpia, objektiivisia mittausmenetelmiä lihastonuksen määrittämiseksi. Näitä lihastonusmittareita kutsutaan myotonometreiksi ja niiden etuna ovat toistettavuus ja kvantitatiiviset lukuarvot. (Ylinen ym. 1995; Fischer 1987b; Gordon 1964.)

Ensimmäiset myotonometrit kehitettiin 1800- ja 1900-luvun vaihteessa (Ylinen ym. 1995). Yksinkertaisin myotonometreista on manuaalinen kudoksen komplianssin mittauslaite (Fischer 1987a), jonka on useiden tutkimusten mukaan todettu olevan käyttökelpoinen ja luotettava väline lihastonuksen arvioimiseen (Leonard ym. 2003; Airaksinen

& Pöntinen 1990; Jansen ym. 1990). Lihastonuksen mittaamiseksi on kehitetty myös tietokoneohjattu myotonometri, joka on valmistettu kliiniseen ja tutkimuskäyttöön mitataajasta johtuvien virheiden vähentämiseksi (Ylinen ym. 1995). Lihastonusmittauksia on suoritettu lähinnä kliinisessä diagnosointi-, kuntoutus- ja tutkimuskäytössä eri potilasryhmillä (Leonard ym. 2001; Maruishi ym. 2001; Haney 1998; Fischer 1987a; Fischer 1987b; Gordon 1964). Suoranaisesti lihastonuksen yhteyttä hermolihaskäytön suorituskykyyn on tutkittu urheilijoilla aikaisemmin hyvin vähän (Kubo ym. 2000a; Kubo ym. 2000b), vaikka yleisesti uskotaan, että optimaalinen lihastonus mahdollistaa maksimaalisen suorituskyvyn ja lopputuloksen saavuttamisen. Muutenkin tutkimustietoutta lihastonuksen käyttäytymisestä terveillä henkilöillä on niukasti saatavilla. Tästä syystä lihastonuksen taustatekijöiden tiedostaminen, ilmiön ymmärtäminen ja jo olemassa olevan tiedon soveltaminen on oleellisen tärkeää uuden tiedon tuottamisessa.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on kuvata lihastonusta ilmiönä ja selvittää miten se muuttuu ikääntymisen myötä. Toisena tarkoituksena on tutkia onko lihastonus yhteydessä neuromuskulaariseen suorituskykyyn nuorilla, keski-ikäisillä ja ikääntyvillä ei-harjoittelevilla miehillä. Kolmantena tavoitteena on selvittää miten useiden vuosien nopeus-, voima- ja tehoharjoittelu on vaikuttanut lihastonuksen ilmenemiseen yleisurheilun nopeuslajien urheilijoilla verrattuna samanikäisiin ei-harjoitteleviin nuoriin miehiin. Neljänneksi pyritään selvittämään voidaanko lihastonusta käyttää yhtenä neuromuskulaarista suorituskykyä kuvaavana mittarina yleisurheilun nopeuslajien urheilijoilla.



## 2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN RAKENNE JA TOIMINTA

### 2.1 Hermoston rakenne ja toiminta

Rakenteellisesti hermosto voidaan jakaa keskushermostoon ja ääreishermostoon. Toiminnallisesti jako voidaan tehdä puolestaan somaattiseen ja autonomiseen hermostoon. Hermokudos sisältää neuroneita eli hermosoluja ja gliasoluja eli neuroneiden tukisoluja. (Moore & Dalley 1999, 38.)

#### 2.1.1 Keskushermosto

Keskushermostoon kuuluvat aivot ja selkäydin. Keskushermoston päätehtävät ovat tulevien ja lähtevien neuraalisten signaalisen summaaminen ja koordinoiminen sekä korkeiden aivotointojen kuten ajattelun ja opettelemisen suorittaminen. (Moore & Dalley 1999, 38.) Tuntoaivokuori ja motorinen aivokuori sijaitsevat isoaivojen kuorikerroksella eli ylemmällä aivotasolla. Näillä alueilla sijaitsevat kunkin kehonosan toimintoihin liittyvät hermosolut, joille varattu alue on sitä suurempi mitä yksityiskohtaisemmasta aisti- ja motorisista toiminnoista on kysymys. (Enoka 2002, 229-239; Moore & Dalley 1999, 38-52; McArdle ym. 1996, 339-355.)

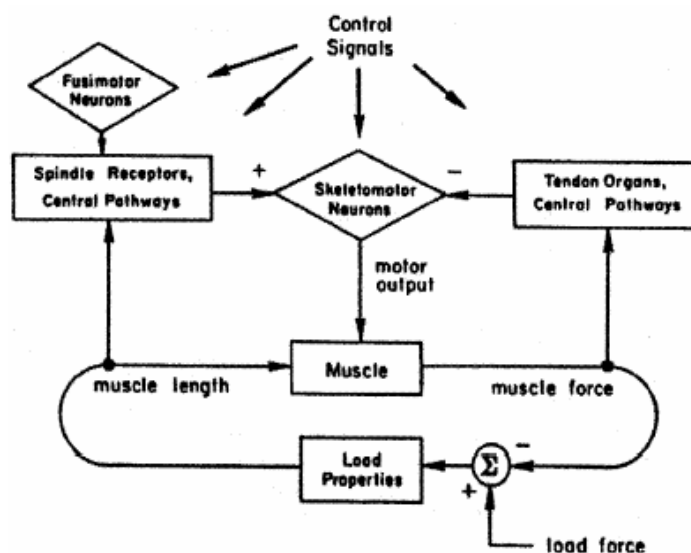
Aivorunko on selkäytimestä seuraava osa, johon kuuluvat ydinjatkos, aivosilta, keskiaivot ja väliaivot. Aivorungon alueella tapahtuu mm. hengitys- ja verenkiertoelimistön toiminnan säätely automaattisesti tiedostamatta. Kallon takaosassa sijaitsevilla pikkuaivoilla on tasapainon ja liikkeiden säätelyssä suuri merkitys. (Enoka 2002, 229-239; Moore & Dalley 1999, 38-52; McArdle ym. 1996, 339-355.)

Aivojen kaikki osat ja hermosto ovat yhteydessä toisiinsa laskevilla ja nousevilla radoilla. Laskevat radat jaetaan niiden toiminnan perusteella kahteen eri järjestelmään, joista molemmista lähtee kummaltakin motorisen aivokuoren puolelta oma ratansa. Kortikospinaalijärjestelmän (pyramidirata) tehtävänä on tahdonalaisten liikkeiden ohjaaminen ja hienomotorinen säätely. Ekstrapyramidijärjestelmän (ekstrapyramidirata)

tehtävänä on isojen lihasryhmien karkeamotorinen säätely, lihasten välisen toiminnan tarkka kontrolli, lihastonuksen ylläpitäminen sekä vastakkaisten liikkeiden ja tasapainon säätely. (Enoka 2002, 229-239; Moore & Dalley 1999, 38-52; McArdle ym. 1996, 339-355.)

## 2.1.2 Ääreishermosto

Ääreishermosto koostuu keskushermoston ulkopuolisista hermosoluista, joita ovat kehon molemmin puolin kulkevat aivohermot (12 paria) ja selkäydinhermot (31 paria). Ääreishermosto on anatomisesti ja toiminnallisesti keskushermoston jatkumo, jonka hermosolut kuljettavat neuraalisia signaaleja keskushermostoon tai pois sieltä. Ääreishermoston *afferentit eli sensoriset* hermosolut välittävät neuraalisia impulsseja aistieliimistä keskushermostoon. *Efferentit eli motoriset* hermosolut puolestaan vievät hermoimpulsseja keskushermostosta toimiviin elimiin. (Moore & Dalley 1999, 41-42.) Suurin osa ihmisen tahdonalaisista lihaksista saa hermotuksensa selkäydinhermojen välityksellä. (Enoka 2002, 229-239; Moore & Dalley 1999, 38-52; McArdle ym. 1996, 339-355.) Kuvassa 1 on esitetty kaavakuva lihastoiminnan säätelystä.



KUVA 1. Kaaviokuva lihastoiminnan säätelystä, johon kuuluvat lihaspituuden muutosta aistivat lihassukkulat, lihasvoiman muutosta aistivat Golgin jänne-elimet ja ulkoisen kuormituksen vaikutus (Houk 1979).

Sensoriset reseptorit (tuntoreseptorit) lihaksissa ja jänteissä ovat herkkiä venytykselle, voimalle ja paineelle. Näitä pääte-eliä kutsutaan proprioseptoreiksi ja ne osallistuvat liikkeen ja liikkumisen säätelyyn välittämällä hermoimpulsseja ääreishermostosta keskushermostoon sensoristen motoneuronien (taulukko 1) välityksellä. Sensoriset reseptorit voidaan jakaa seuraavasti (Enoka 2002, 229-239; Moore & Dalley 1999, 38-52; McArdle ym. 1996, 339-355):

- Lihasspindelit aistivat ja Ia- ja II -afferentit välittävät sensorista tietoa lihassolun pituuden muutoksista. Näin ollen ne osallistuvat refleksitoimintojen säätelyyn ja lihasten voimantuottoon.
- Golgin jänne-elimet (Ib -afferentit) sijaitsevat jänteen ja lihaksen liittymäkohdassa ja niiden tehtävänä on ensisijaisesti aistia lihasvoiman muutoksia ja suojella lihasta ja sen sidekudosta ylisuurista kuormista johtuvilta vammoilta refleksi-inhibition avulla. Refleksikaari muodostuu sensorisesta radasta, selkäytimestä ja motorisesta radasta.
- Pacinianin elimet sijaitsevat ihossa, vatsassa ja lihaksessa lähellä Golgin elimiä aistien liikkeen tai paineen muutoksia.
- Vapaat hermopäätteet aistivat ja III- ja IV-afferentit välittävät tietoa aineenvaihdunnallisesta tasapainotilasta. Vasta lihastoiminnan jälkeen saadaan tieto aivoille.

Luurankolihasen efferentti hermotus (taulukko 1) voidaan jakaa motoneuronin koon ja hermotuksen kohteen mukaisesti kolmeen ryhmään ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ). Alfa ( $\alpha$ ) -motoneuronit ovat suurimpia ja hermottavat normaaleita lihassoluja eli ekstrasusaalisoluja. Gamma ( $\gamma$ ) -motoneuronit ovat pienimpiä ja hermottavat lihasspindeleitä eli intrafusaalisoluja. Beeta ( $\beta$ ) -motoneuronit ovat keskikokoisia ja hermottavat sekä ekstra- että intrafusaalisoluja. Gamma- ja beeta -motoneuroneista käytetään myös nimitystä fusimotoneuronit, koska ne molemmat hermottavat lihasspindeleitä. (Enoka 2002, 234-235.)

Lihasspindelit ovat järjestäytyneet samansuuntaisesti lihassolujen kanssa ja voivat näin aktivoitua kahdella eri tavalla välittääkseen afferenttia signaalia lihaspituuden muutoksista johtuen. Ensinnäkin gamma- ja beeta -motoneuronien efferentin hermotuksen välityksellä saapunut aktiopotentiaali aiheuttaa lihasspindelien supistumisen ääripäistään. Tämä taas johtaa lihasspindelien keskiosan venyttymiseen, siellä sijaitsevien Ia- ja II -

afferenttien aktivoitumiseen ja sensorisen aktiopotentiaalin siirtymiseen kohti keskushermostoa mikäli ärsyke on tarpeeksi suuri. Toinen mahdollisuus afferentin hermosignaalin aikaansaamiseksi lihasspindeleistä on koko lihaksen passiivinen venytys. (Pearson & Gordon 2000; Proske 1997; Prochazka 1996.) Gamma- ja beeta -motoneuronien toiminta voi muuttaa lihasspindelien herkkyyttä niin että vaste on suurempi joko lihaspituuden absoluuttiselle muutokselle tai muutosnopeudelle (Taylor ym. 2000; Kakuda & Nagaoka 1998).

TAULUKKO 1. Hermosolujen eli neuroneiden luokittelu (mukaeltu Enoka 2002, 235).

Neuronin tyyppi	Tehtävät	Läpimitta (µm)	Johtumisnopeus (m/s)
<i>Motorinen eli efferentti</i>			
Aα	Luurankolihas	6-15	30-100
Aβ	Luurankolihas ja lihasspindel	2-8	15-50
Aγ	Lihasspindel	2-6	12-30
B	Sympaattinen preganglionaarinen	1-3	3-15
C	Sympaattinen postganglionaarinen	0,5-1	0,5-2
<i>Sensorinen eli afferentti</i>			
Ia	Lihasspindel	13-20	80-120
Ib	Golgin jänne-elin	13-20	80-120
II	Lihasspindel, nivelreseptorit	6-12	35-75
III	Paineen muutokset	1-5	5-30
IV	Kipu, lämpötila, pH	0,2-1,5	0,5-2

### 2.1.3 Somaattinen hermosto

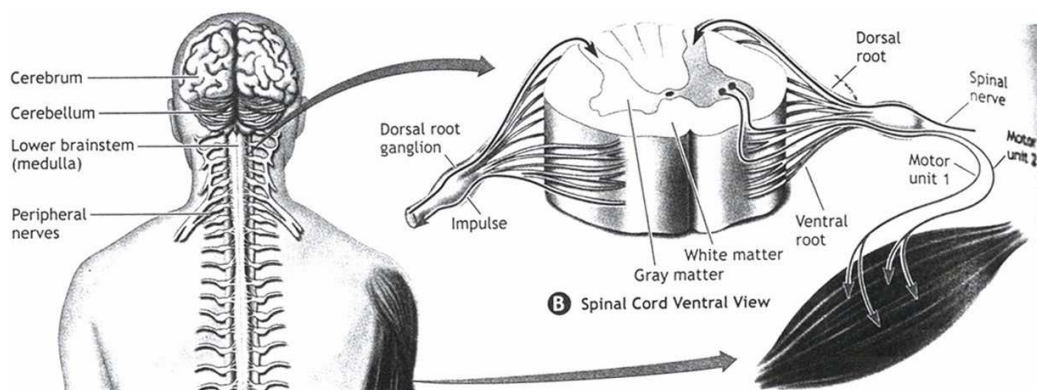
Somaattinen hermosto koostuu keskus- ja ääreishermoston somaattisista osista, jotka jakavat sensorisia ja motorisia impulsseja kehon kaikkiin osiin lukuun ottamatta sisäelimiä, sileää lihaskudosta ja rauhasia. Somaattinen sensorinen järjestelmä välittää kosketuksen, kivun, lämpötilan ja asennon tuntemuksia sensorista reseptoreista. Somaattinen motorinen järjestelmä mahdollistaa tahdonalaiset liikkeet ja refleksitoiminnan luurankolihasia supistamalla. Tyypillisesti motorinen selkäydinhermo lähtee selkäytimen etujuuresta ja sensoriset hermosolut puolestaan saapuvat selkäytimen takajuureen. (Moore & Dalley 1999, 42-45.)

### 2.1.4 Autonominen hermosto

Autonominen hermosto sisältää hermosoluja, jotka hermottavat tahdosta riippumattomia sileää lihaskudosta, rauhasia ja sydänlihaskudosta. Autonomisen hermoston motoriset hermosolut voidaan jakaa kahteen osaan: sympaattiseen ja parasympaattiseen. Sympaattinen (välittäjäaineena noradrenaliini) osa kiihdyttää elimistön toimintoja ja parasympaattinen (välittäjäaineena asetyylikoliini) hidastaa niitä. Molemmissa osissa keskushermostosta tulevien impulssien välitys elimiin tapahtuu peräkkäin olevien kahden neuronin välityksellä. Presynaptisen eli preganglionaarisen neuronin soomaosa sijaitsee keskushermoston harmaassa aineessa ja aksoni yhtyy postsynaptisten eli postganglionaarisen neuronin soomaosaan, jotka sijaitsee keskushermoston ulkopuolella. Postsynaptisen neuronin aksonin päätehaarat puolestaan päättyvät kohde-elimien. (Moore & Dalley 1999, 45.)

## 2.2 Motorinen yksikkö

Ihmisen tahdonalaisiin lihaksiin käskyt kuljetetaan keskushermostosta motorisia liikehermoja ( $\alpha$ -motoneuroni) pitkin. Motoneuroni jakautuu lihaksessa useisiin päätehaaroihin, joista kukin kytkeytyy hermo-lihasliitosten välityksellä yhteen lihassoluun. (Viitalo 1985.) Motoriseksi yksiköksi (kuva 2) kutsutaan yhden motorisen hermosolun sekä sen lihassoluja hermottavien päätehaarojen muodostamaa toiminnallisesti pienintä hermo-lihasjärjestelmän osaa (Enoka 2002, 278).



KUVA 2. Keskushermoston rakenne ja motorinen yksikkö (mukaeltu McArdle ym. 2001, 388).

Tarkkaa voimantuoton kontrollia vaativissa lihaksissa yksi hermo hermottaa ainoastaan muutamaa lihassolua kun taas karkeampaa hienosäätöä vaativissa isoissa lihaksissa yksi hermo kuljettaa supistumiskäskyn useaan sataan lihassoluun. Yhdessä lihaksessa on muutamasta kymmenestä muutamaan sataan motorista yksikköä. Keskushermostosta tuleva aktiopotentiaali leviää kaikkiin hermon päätehaaroihin ja näiden hermottamiin lihassoluihin samanaikaisesti. Normaalisti siis motorisen yksikön kaikki hermottamat lihassolut osallistuvat voimantuottoon yhtäaikaisesti. (Enoka 2002, 278-286; Semmler & Enoka 2000.)

Burken (1981) mukaan motoriset yksiköt voidaan jakaa kolmeen ryhmään niiden fysiologisten toimintamallien mukaisesti: tyyppi S (hidas supistumisnopeus, alhainen voimantuotto, väsymistä vastustava), tyyppi FR (nopea supistumisnopeus, keskisuuri voimantuotto, väsymistä vastustava) ja tyyppi FF (nopea supistumisnopeus, suuri voimantuotto, nopea väsyminen). McArdle ym. (1996, 349-350) käytti vastaavasti termejä tyyppi I, tyyppi IIa ja tyyppi IIb. Nopeita lihassoluja hermottavien motoristen yksiköiden on todettu olevan kooltaan suurempia kuin hitaita lihassoluja hermottavien motoristen yksiköiden. Yhdessä motorisessa yksikössä on ainoastaan yhdenlaisia lihassoluja. (Enoka 2002, 278-286; Semmler & Enoka 2000.)

Lisäksi Hennemanin (1957) mukaan pienillä motorisilla yksiköillä on alhaisempi ärsytyskynnys kuin suurilla motorisilla yksiköillä. Vastaavasti suuremmilla motorisilla yksiköillä korkeamman ärsytyskynnyksen ylittyttyä niiden suurempi aktiopotentiaali etenee huomattavasti nopeammin ja tiheämmällä frekvenssillä. Tahdonalaisessa liikesuorituksessa motorinen yksikkö toimii syklisesti tuottaen voimaa nopeasti toisiaan seuraavilla supistuksilla. Keskushermosto voi säädellä tuotetun voiman suuruutta muuttamalla motoristen yksiköiden syttymisfrekvenssiä ja käytössä olevien motoristen yksiköiden lukumäärää. (Enoka 2002, 278-286; Semmler & Enoka 2000.)

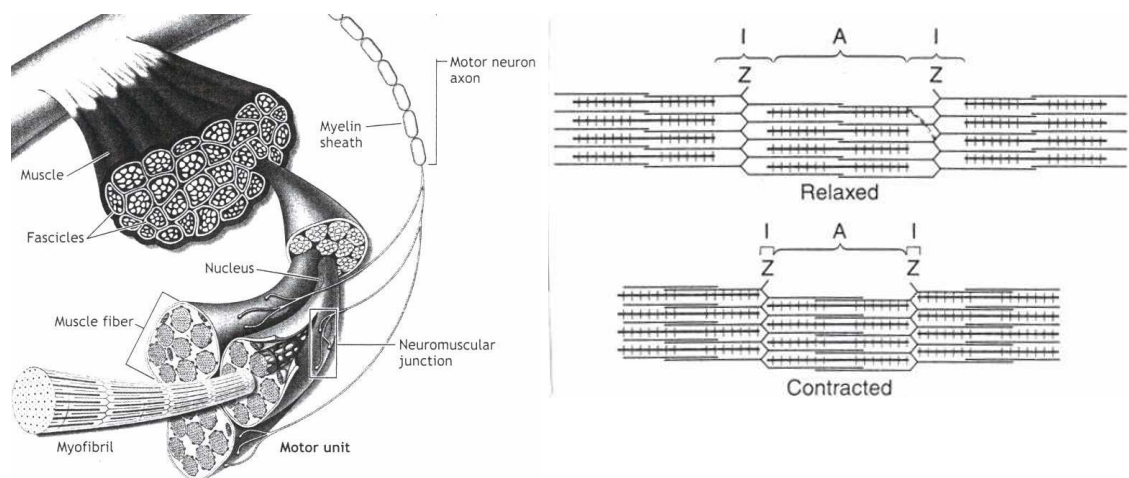
Hermolihasjärjestelmässä supistuvan lihaksen voimantuoton säätely tapahtuu rekrytoimalla aluksi mukaan uusia motorisia yksiköitä lihasvoiman kasvaessa. Ensin aktivoituvat pienemmät motoriset yksiköt ja sen jälkeen yhä suuremmat. Yleensä kooltaan pienemmissä lihaksissa kaikki motoriset yksiköt ovat aktivoituneet jo 50 %:n voimatasolla, kun taas suuremmissa lihaksissa viimeiset motoriset yksiköt aktivoituvat vasta 85 %:n tasolla maksimivoimasta. Kun kaikki motoriset yksiköt on rekrytoitu tapahtuu viimei-

nen voimanlisäys kasvattamalla motoristen yksiköiden syttymisfrekvenssiä. (Basmajian & De Luca 1984, 125-167.)

### 2.3 Luurankoliuksen rakenne

Luurankoliukset toimivat nivelten välillä ja liikuttavat kehon segmenttejä toisiinsa nähden saaden näin aikaan ulkoisesti havaittavan liikkeen. Luurankoliukset koostuvat useista lihassolukimpuista, jotka puolestaan muodostuvat yksittäisistä lihassoluista (kuva 3 vasemmalla). Lihassolut ovat yhteydessä toisiinsa sidekudoksisten kalvorakenteiden välityksellä: epimysium ympäröi koko lihasta, perimysium lihassolukimppuja ja endomysium yksittäistä lihassolua. Tämä sidekudusrakennelma kiinnittää lihassolut jänteeseen ja sitä kautta luuhun, minkä johdosta lihassolut ja sidekudos toimivat yhtenä yksikkönä. (Enoka 2002, 219-220; Wilmore & Costill 1999, 29.)

Lihassolun solukalvoa kutsutaan sarkolemmaksi, joka mahdollistaa hiukkasten aktiivisen ja passiivisen valikoivan siirtymisen kalvon läpi. Sarkolemmian sisään jäävää solunestettä nimitetään sarkoplasmaksi. Sarkoplasma sisältää ns. endoplasmisen retikkelin eli kalvorakenteen, joka on suoraan yhteydessä sarkolemmaan. Tähän kalvoverkostoon kuuluvat sarkoplasminen retikkeli (kulkee lihassolun suuntaisesti), poikittaiset T-tubulukset (sarkolemmian poikittaisia jatkumia) ja lateraaliset säkit (sarkoplasmissen retikkelin päätteissä). (Enoka 2002, 219-220; Wilmore & Costill 1999, 35.)

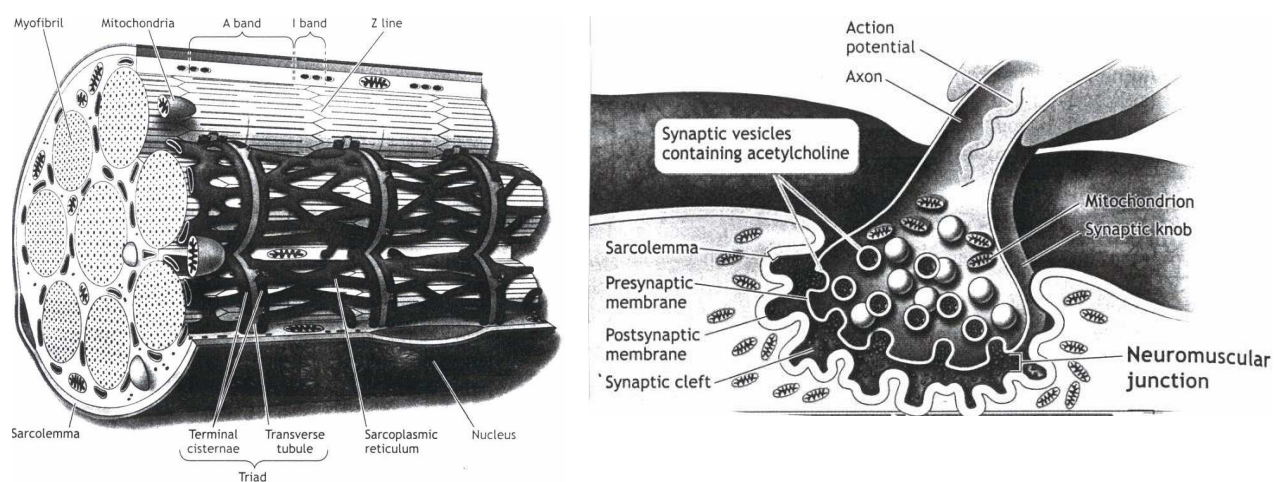


KUVA 3. Vasemmalla luurankoliuksen rakenne (mukaeltu McArdle ym. 2001, 393) ja oikealla sarkomeerin rakenne (mukaeltu Guyton & Hall 2000, 70).

Lihassolut koostuvat myofibrilleistä eli lihassäikeistä, jotka puolestaan sisältävät lihasolun pienimpiä supistuvia yksiköitä, sarkomeerejä (kuva 3 oikealla). Z-levyillä toistetaan eroavat sarkomeerit koostuvat supistuvista proteiineista, joita kutsutaan myofilamenteiksi. Ohut filamentti eli aktiini sisältää myös troponiini- ja tropomyosiini-proteiinit, jotka säätelevät aktiinin ja paksun filamentin eli myosiinin välille muodostuvia poikittaissilloja. (Enoka 2002, 220-222; Wilmore & Costill 1999, 32.)

## 2.4 Lihassolun supistuminen ja rentoutuminen

Aktiopotentiaali tulee liikehermosolua pitkin hermolihhasliitokseen (kuva 4 oikealla), jolloin aksonin terminaalipäätteen vesikkeleistä diffusoituu välittäjäainetta (asetyylikoliini) synapsin välirakoon. Vapautunut asetyylikoliini kiinnittyy sarkolemassa oleviin reseptoreihin. Näin avautuvat lihaslukuluvon proteiinikäytävät ja suuri määrä natriumioneja pääsee lihaslukuluvon sisälle. Tämä aiheuttaa lihaslukulvoa molempiin suuntiin etenevän aktiopotentiaalın, joka depolarisoi sarkomeerin T-tubulus -systeemin vapauttaen sarkoplasmisen retikkelin (kuva 4 vasemmalla) lateraalista säikeistä kalsiumioneja.  $Ca^{2+}$  ionit kiinnittyvät aktiinifilamentin troponiini-tropomyosiini -kompleksiin. Tämä vapauttaa inhibition, joka estää aktiinia kiinnittymästä myosiiniin. Näin aktiini- ja myosiinifilamenttien välille syntyviä sidoksia kutsutaan poikittaissilloiksi. (McArdle ym. 2001, 373; Guyton & Hall 2000, 68-69.)



KUVA 4. Vasemmalla lihasolun kalvojärjestelmä ja oikealla hermolihhasliitoksen rakenne (muokattu McArdle ym. 2000, 360, 396).



Lihaksen supistuessa aktiini reagoi myosiinin ATPaasi -entsyymin kanssa vapauttaen energiaa pilkkomalla ATP:tä. Tämä energian vapautuminen johtaa poikittaissillan liikkeeseen, jolloin aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat toistensa lomaan. (McArdle ym. 2001, 373.) Solun peräkkäisten sarkomeerien yhtäaikaisen supistumisen seurauksena koko lihassolu pyrkii supistumaan (Campbell 1999, 137-140). Poikittaissiltojen aktiivisuus jatkuu niin kauan kuin  $\text{Ca}^{2+}$  konsentraatio pysyy korkeana lihassolukalvon depolarisaation ansiosta. (McArdle ym. 2001, 373; Guyton & Hall 2000, 68-69.)

Kun depolarisaatio häviää, kalsiumionit pumpataan takaisin sarkoplasmisen retikkelin lateraaliin säkkeihin. Tämä aktiivinen siirtäminen inhiboi samalla troponiini-tropomyosiinin toiminnan, jolloin aktiini- ja myosiinifilamentit irtaantuvat toisistaan ja lihas relaxoituu. (McArdle ym. 2001, 373; Guyton & Hall 2000, 68-69.) Myosiinissa muodostetaan tällöin uudelleen ATP:tä, joka on ainoa energiamuoto, jota lihassolu voi supistuessaan käyttää (Campbell 1999, 137-140).

Histokemiallisten, biokemiallisten ja molekyylibiologisten tekniikoiden avulla lihassolut voidaan luokitella kolmeen pääosaan riippuen solun fysiologisista ominaisuuksista (supistumisnopeus, voimantuotto, väsymyksen sieto) (Enoka 2002, 286-287). Myosiinin ATPaasi -entsyymin aktiivisuuteen perustuvan tekniikan avulla saadaan jako tyyppi I (hidas supistumisnopeus), tyyppi IIa (nopea supistumisnopeus) ja tyyppi IIb (nopein supistumisnopeus) lihassoluihin (Barany 1967; Edman 1988).

ATPaasi -entsyymin aktiivisuuden sekä tiettyjen aerobiseen ja anaerobiseen aineenvaihduntaan kiinteästi liittyvien entsyymien värjäykseen perustuvan menetelmän mukaan vastaavat termit eri lihassolutyypeille ovat tyyppi SO (hidas supistumisnopeus, oksidatiivinen), tyyppi FOG (nopea supistumisnopeus, oksidatiivis-glykolyttinen) ja tyyppi FG (nopea supistumisnopeus, glykolyttinen) (Brooke & Kaiser 1974). Myosiinin raskasketjun isomeerien ilmenemiseen perustuvassa menetelmässä käytetään puolestaan termejä MHC-I, MHC-IIa ja MHC-IIx (Bottinelli & Reggiani 2000; Sant'ana Pereira ym. 1994; Staron & Pette 1986). Histokemialliseen ja MHC -pitoisuuteen perustuvien analyysien välillä on havaittu korkea korrelaatio saatujen eri lihassolutyyppien suhteen (Andersen & Aagaard 2000; Harridge ym. 1996; Sant'ana Pereira ym. 1994).

## **2.5 Ikääntymisen vaikutukset hermolihasjärjestelmän rakenteeseen ja toimintaan**

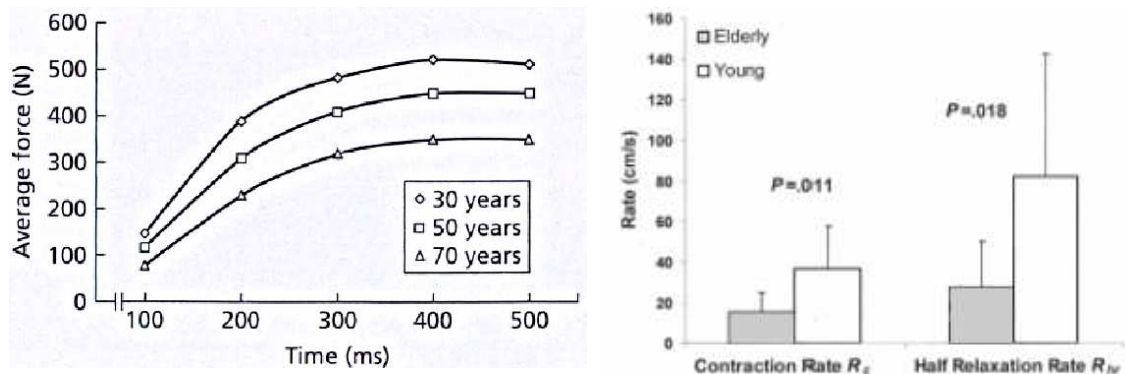
Ikääntymisen myötä hermolihasjärjestelmän toimintakyky heikkenee merkittävästi. Tämä johtuu osaltaan inaktiivisuuden lisääntymisestä (Reimers ym. 1998) ja fyysisellä harjoittelulla neuromuskulaarisen suorituskyvyn laskua pystytäänkin hidastamaan (Häkkinen ym. 1996; Lexell ym. 1995) ja näin ollen parantamaan elämänlaatua (Brandon ym. 2003). Pidemmällä aikavälillä suorituskyvyn heikkeneminen on kuitenkin väistämätöntä johtuen hermolihasjärjestelmän rakenteellisista ja toiminnallisista muutoksista. (Edwards & Stuart 2002; Enoka 2002, 441.)

### **2.5.1 Voimantuotto-ominaisuuksien muuttuminen**

Suurin maksimivoimataso saavutetaan yleensä 20-30 -ikävuoden välissä, jonka jälkeen voimataso pysyy vakiona tai alkaa hiljalleen laskea. Yleensä jyrkempi voimatason lasku on todettu alkavan 60-ikävuoden jälkeen. (Häkkinen ym. 1995; Vandervoort & McComas 1986; Bosco & Komi 1980; Larsson 1979.) Ikääntymisen myötä lihasvoiman väistämätön heikkeneminen (kuva 5 vasemmalla) johtuu lisääntyneen inaktiivisuuden lisäksi suurelta osin ikääntymisen aiheuttamasta lihasmassan vähenemisestä eli sarkopeniasta (Mühlberg & Sieber 2004; Dutta ym. 1997). Voiman laskua on havaittu useiden eri lihasten kohdalla (Macaluso & De Vito 2003; Hunter ym. 1998; Reimers ym. 1998; Holloszy & Kohrt 1995; Porter ym. 1995b) kuitenkin niin, että heikkenemisen määrä vaihtelee yksilöittäin 60-ikävuoden jälkeen huomattavasti (Hunter ym. 1998; Narici ym. 1991).

Monissa lihaksissa on havaittu supistumisnopeuden heikkenemistä ikääntyessä (Hunter ym. 1998; McCartney ym. 1996; McComas 1996), mikä nähdään käytännössä voimantuottonopeuden heikkenemisenä ja relaksaatioajan kasvamisena sekä tuotetun tehon vähenemisenä (Izquierdo ym. 1999a; De Vito ym. 1998; Doherty & Brown 1997; Metter ym. 1997). Chung ym. (2005) havaitsivat supistumis- ja relaksaationopeuksien heikentyvän ikääntyessä myös jänteen tasolla (kuva 5 oikealla). Lihassolutasolla tyypin I ja II myosiiniketjua sisältävissä lihassoluissa ominaisjännityksen on havaittu olevan alhai-

sempi ikääntyneiden ihmisten lihaksissa verrattuna nuoriin (Thompson & Brown 1999; Larsson ym. 1997).



KUVA 5. Vasemmalla keskimääräinen voima-aika -käyrä bilateraalissa alaraajojen ojennuksessa eri ikäisillä miehillä (Häkkinen ym. 1995) ja oikealla akillesjänteen venytysrefleksin supistumis- ja puolirelaksaationopeus 30- ja 70-vuotiaiden naisten ja miesten ryhmissä (Chung ym. 2005).

Supistuvan lihaskudoksen määrän pieneneminen on useissa tutkimuksissa ollut pienempää (5-15 %) kuin pelkkä maksimivoiman lasku ikääntymisen seurauksena (Larsson 1979; Häkkinen ym. 1995; Frontera ym. 2000). Lisäksi nopeusvoimaominaisuuksien ja tehon heikentyminen on ollut suurempaa kuin maksimivoimaominaisuuksien heikkeneminen (Pearson ym. 2002; Izquierdo ym. 1999b; Häkkinen ym. 1998; Basse 1997; Häkkinen ym. 1996; Skelton ym. 1994; Bosco & Komi 1980). Kaikki tämä viittaa siihen, että ikääntymisen myötä ilmenevä maksimivoiman heikkeneminen selittyy osin myös hermostollisen ohjauksen muutoksilla. Lihastyötavoista eksentrisen maksimivoiman heikkenemisen on ikäännyttäessä todettu olevan hitaampaa kuin konsentrisen ja isometrisen maksimivoiman heikkeneminen (Vandervoort 2002; Porter ym. 1995a).

## 2.5.2 Lihatrofia ja rakenteelliset muutokset

Lihasmassan väheneminen ikääntyessä selittyy sekä yksittäisten lihassolujen pinta-alan pienenemisenä että lihassolujen lukumäärän vähenemisenä. Erityisesti tätä lihasatrofiaa tapahtuu nopeissa lihassoluissa, mikä heijastuu luonnollisesti maksimi- ja nopeusvoimaominaisuuksien heikentymiseen. (Häkkinen ym. 1998; Aniansson ym. 1986; Larsson

ym. 1979.) Nopeiden lihassolujen poikkipinta-alan on todettu korreloivan selvästi maksimivoimaan sekä isometrisessä että dynaamisessa lihastyössä (Larsson ym. 1979).

Nopeiden lihassolujen selektiivinen atrofia johtuu niitä hermottavien motoneuronien kuolemista. Lähellä olevia I-tyypin lihassoluja hermottavissa motorisissa yksiköissä syntyy uusia haarautumia, jotka alkavat hermottamaan oman hermonsensa menettäneitä II-tyypin lihassoluja. (Wilmore 1990; Larsson ym.1979.) Iäkkäämmillä henkilöillä on näin ollen vähemmän korkealla voimatasolla aktivoituvia motorisia yksiköitä. Yksittäisen motorisen yksikön hermottamien lihassolujen lukumäärän kasvu voi vaikeuttaa submaksimaalisen voimantuoton säätelyä. (Vandervoort 2002.) Muutokset voidaan todeta myös motorisen yksikön aktiopotentialin keston pitenemisenä (Wang ym. 1999; Xi ym. 1999; Falco ym. 1992) sekä amplitudin laskuna (Hicks ym. 1992).

Ikääntymisen myötä hermolihasjärjestelmän suorituskyky heikkenee myös sidekudoksessa tapahtuvien kvalitatiivisten rakenteellisten muutosten johdosta. Ikääntymiseen liittyvä side- ja lihaskudoksen elastisuuden heikkeneminen ja jäykkyyden lisääntyminen johtuvat kollageenin määrän lisääntymisestä, kollageenin hajoamisen vähenemisestä ja kollageenisidosten välisten sidosten lukumäärän kasvamisesta. (Kubo ym. 2003; Kubo ym. 2001b; Shadwick 1990; Viidik 1968.) Lisäksi solujen ja kudosten vesipitoisuuden on todettu useissa tutkimuksissa pienentyvän ikääntymisen myötä (Kenney & Buskirk 1995; von Zglinicki 1988; Lustyik 1986), millä saattaa myös olla vaikutusta neuromuskulaariseen suorituskykyyn.

### **2.5.3 Muutokset hermostollisessa ohjauksessa**

Kyky aktivoida supistuva lihasmassa tahdonalaisesti ja maksimaalisesti heikkenee ikääntymisen myötä, mikä tarkoittaa sitä, että motoristen yksiköiden rekrytointikyky ja syttymisfrekvenssi heikentyvät (Larsson 1979; Häkkinen ym. 1995). Myös hermosolun ja lihaskalvon johtumisnopeus laskevat iän myötä ja tämän seurauksena refleksitoiminnan latenssiaikojen on todettu olevan pidempiä iäkkäämmillä henkilöillä (Vandervoort & McComas 1986).

Agonistina ja antagonistina toimivien lihasryhmien sähköisen aktiivisuuden summaa määrää nivelen yli tapahtuvan ojennus- tai koukistusliikkeen voimantuoton (Aagaard ym. 2000). Antagonistien liiallinen aktiivisuus heikentää agonistien voimantuottoa. Nopean ja räjähtävän liikkeen ohjaus tapahtuu tietyn liikkeeseen sidotun motorisen ohjelman sekä liikkeen aikaisen sensorisen palautteen avulla. Näin ollen antagonistien aktiivisuus on myös osa liikkeen ohjausta. (Behm & Sale 1993.) Useissa tutkimuksissa antagonistilihasten koaktivaation on todettu lisääntyvän ikääntymisen myötä sekä isometri- sessä voimantuotossa että erityisesti räjähtävissä dynaamisissa liikkeissä. (Häkkinen ym. 1998; Izquierdo ym.1999b).

## **2.6 Neuromuskulaarinen adaptaatio voimaharjoittelussa pitkällä aikavälillä**

### **2.6.1 Neuraalinen adaptaatio**

Voiman kehittyminen voidaan aikaansaada ilman lihaksen rakenteellisia muutoksia, mutta ei ilman neuraalista adaptaatiota. Motoristen yksiköiden toiminnan adaptaatio selittää hyvin pitkälle voimatason kehittymisen mikäli lihaksen hypertrofiaa ei havaita (Staron ym. 1994). Maksimivoimatason kehittyminen neuraalisen adaptaation kautta johtuu useampien motoristen yksiköiden rekrytoinnista ja/tai niiden syttymistiheyden kasvusta. Lisäksi nämä rekrytoidut motoriset yksiköt pystyvät toimimaan paremmin synkronisaatiossa ja syttymään yhtä aikaa johtuen osaltaan inhibitoristen impulssien poistumisesta tai vähentymisestä. (Wilmore & Costill 1994, 70-72; Sale 1988; Komi 1986.)

Tutkimusten mukaan voimaharjoittelun alussa ensimmäisten viikkojen (0-4 viikkoa) aikana ilmenevä voimatason kasvu johtuu pääasiassa neuraalisesta adaptaatiomekanis- mista (Sale 2003): koordinaation parantumisesta, oppimisvaikutuksesta sekä agonistili- hasten aktiivisuuden parantumisesta (Wilmore & Costill 1994, 71). Räjähtävän voima- harjoittelun kyseessä ollen kehittyminen huomataan erityisesti voima-aika -käyrän al- kupäässä nopean voimantuoton alueella, maksimivoiman alueella kehitys on pienempi (Häkkinen ym. 1985b).

Voimaharjoittelun alussa kuitenkin usein EMG-voima -suhde ja työskentelevien lihasten koordinaatio/hyötysuhde heikkenee johtuen usein uusista liikemalleista ja hermolihasjärjestelmän toiminnan tasapainon järkkymisestä. Myöhemmin hyötysuhde nousee, mutta uutta harjoitustapaa on kokeiltava riittävän pitkään (Garfinkel & Carafelli 1992; Häkkinen ym. 1985a; Moritani & deVries 1979; Komi ym. 1978). Pitkällä aikavälillä neuraalisten tekijöiden osuus lihasvoiman kasvussa tasaantuu ja voiman kehittyminen selittyy enemmän lihashypertrofiolla (viikot 4-10) (Sale 2003). Aiemmin harjoittele-mattomilla miehillä on todettu agonistien voimaa lisäävän antagonistien koaktivaation laskua voimaharjoittelun alkuvaiheessa (Carolan & Carafelli 1992; Häkkinen ym. 1998) sekä maksimaalisen agonistien iEMG:n kasvua jopa ensimmäisten 12 viikon aikana kun taas voiman kasvu on ulottunut 3kk asti (Sale 2003).

Voimaharjoittelun pitkän aikavälin adaptaatiot ovat luonteeltaan hyvin spesifejä ja riip-puvaisia kuormituksen luonteesta (Staron ym. 1989; Häkkinen & Komi 1983). Erityi-sesti nopeusvoimaharjoittelussa tavoitteena on voimantuottonopeuden ja tehon kehittä-minen neuraalisen adaptaation kautta. (Duthie ym. 2002, Judge ym. 2003, McBride ym. 2002). Yhteenvetona voimaharjoittelun neuraalinen adaptaatio ilmenee (Sale 2003):

- Agonistilihasten aktivaatio kasvaa (motoristen yksiköiden rekrytointi, syttymistiheys ja synkronisaatio kasvavat)
- Synergistilihasten aktivaatio kasvaa (motoristen yksiköiden rekry-tointi, syttymistiheys ja synkronisaatio kasvavat)
- Antagonistilihasten koaktivaatio alenee (inhibitoriset impulssit vähenevät)

## 2.6.2 Hypertrofia ja hyperplasia

*Hyperplasiaa* eli lihassolujen lukumäärän lisääntymistä voimaharjoittelun seurauksena ei ole ihmisillä pystytty suoranaisesti todentamaan johtuen mittauksellisista ongelmista (Fleck & Kraemer 1997, 133). Kuitenkin joissakin tutkimuksissa esim. voimannostajilla ja painonnostajilla yksittäisten lihassolujen poikkipinta-alan ei ole todettu olevan mer-kittävästi suurempi kuin normaaliväestöllä, vaikka lihasmassa onkin ollut huomattavasti

suurempi. Tämä viittaisi siihen, että näillä urheilijoilla nimenomaan lihassolujen lukumäärä on ollut suurempi. (MacDougall ym. 1982; Tesch & Larsson 1982.) On mahdollista, että pitkäaikainen suurella intensiteetillä tehty voimaharjoittelu mahdollistaisi hyperplasian syntymisen, joka näkyisi erityisesti nopeiden lihasolujen adaptoitumisen kohdalla (Gonyea 1980). Vaikka hyperplasia ei olisikaan adaptoitumisen tärkein muoto (ainoastaan 5-10 %:n osuus lihasmassan kasvusta), saattaisi se toimia adaptaatiomekanismina erityisesti silloin kun lihassolujen (lähinnä tyyppi II) koko on saavuttanut raja-arvonsa. (Fleck & Kraemer 1997, 133.)

Voimaharjoittelun seurauksena syntynyt lihaskasvu on todettu useissa eläimille (Timson ym. 1985; Gollnick ym. 1981; Bass ym. 1973) sekä ihmisille (Alway 1994; Alway ym. 1989; Haggmark ym. 1978) tehdyissä tutkimuksissa. *Hypertrofia* eli lihasolun poikittaispinta-alan kasvu syntyy aktiini- ja myosiinifilamenttien lisääntyneestä lukumäärästä ja koosta sekä sarkomeerien lisääntymisestä olemassa oleviin lihasoluihin (Goldspink 1992; MacDougall ym. 1979). Lihaskasvun määrä riippuu lihasolutyypistä ja rekrytoitavasta (Kraemer ym. 1995). Lyhyen tähtäimen voimaharjoitteluohjelmat eivät aikaansaa vielä välttämättä merkittävää lihaskasvua, vaan supistuvan proteiinin määrän kasvu kaikissa lihasoluissa ilmenee yli kahdeksan voimaharjoituskerran jälkeen (4-8 viikkoa) (Staron ym. 1994). Tyypin II lihasolujen hypertrofia johtuu lähinnä proteiinisynteesin lisääntymisestä ja tyypin I lihasoluilla enemmänkin hajoamisnopeuden pienentymisestä (Goldspink 1992).

Perinteisillä voimaharjoitusohjelmilla lihasolujen kasvua esiintyy sekä hitaissa että nopeissa lihasoluissa (Kraemer ym. 1995). Kuitenkin nopeissa lihasoluissa kasvu on suhteessa suurempaa kuin hitaissa lihasoluissa (Kraemer ym. 1995; Gonyea & Sale 1982; Edgerton 1978). Hypertrofisessa voimaharjoittelussa sekä nopeiden että hitaiden lihasolujen kasvu on suurta kun taas räjähtävässä voimaharjoittelussa ainoastaan nopeat lihasolut kasvavat, mutta absoluuttisesti vähemmän kuin hypertrofisessa harjoittelussa. Voimaharjoittelussa lihaksen pennaatiokulma kasvaa (räjähtävän maksimivoiman tuottokyky kehittyy) ja nopeusharjoittelussa pienenee (liikenopeus kasvaa). (Fleck & Kraemer 1997, 133-136.)

### 2.6.3 Molekyylibiologiset muutokset

Kun IIX tyypin lihassoluja aktivoidaan voimaharjoittelussa, käynnistyy näiden solujen muutosprosessi kohti IIA tyypin soluja, mikä ilmenee myosiinin raskasketjujen proteiinien sekä ATPaasi-entsyymin määrän ja laadun muutoksena (Kraemer ym. 1995; Staron ym. 1994; Adams ym. 1993; Staron ym. 1991). Tämä trendi on havaittu akuutisti jo muutaman viikon (Staron ym. 1994) sekä pidempiaikaisesti usean kuukauden (Adams ym. 1993; Dudley ym. 1991; Hather ym. 1991) kestoisen intensiivisen voimaharjoittelun jälkeen.

Harjoittelun lopettamisen tai keventämisen jälkeen saavutettu lihasmassa vähenee ennen harjoittelun aloittamista olleisiin mittoihin ja lihassolujakaumassa jo tapahtuneet muutokset tapahtuvat toiseen suuntaan eli IIA tyypin lihassolut muuntuvat takaisin IIX tyypin lihassoluiksi (Staron ym. 1991). Usein tutkimuksissa harjoittelun lopettamisjakson jälkeen on lisäksi todettu IIX tyypin lihassolujen jakauman kasvaminen yli ennen harjoittelua olleen lähtöarvon ("overshoot") (Andersen & Aagard 2000). Harjoittelun uudelleen aloittaminen mahdollistaa IIX tyypin lihassolujen muuttumisen IIA tyypin lihassoluiksi nopeammin kuin aloitettaessa varsinaista harjoittelua ("muscle memory") (Staron ym. 1991).



### 3 PASSIIVISEN LIHASKUDOKSEN OMINAISUUDET

#### 3.1 Komplianssi, lihastensio ja lihastonus

*Komplianssi* (engl. compliance) kertoo kudoksen palautuvuudesta eli siitä kuinka paljon tiettyä materiaalia pystytään venyttämään niin että se palautuu ennalleen. Tämä ominaisuus ilmaistaan pituuden muutoksena käytettyä voiman yksikköä kohden (mm/N) (Enoka 2002, 464). Lihaskudoksen komplianssiin vaikuttavina tekijöinä ovat sekä lihaskudoksen viskoelastiset perusominaisuudet että tahdonalaisesta lihassolujen aktiivoinnista johtuva lihastensio (Fischer 1987b).

*Lihastensio eli lihasjännitys* (engl. muscle tension) liittyy lihassyiden tahdonalaisen aktiivisuuden aikaansaamaan lihassupistukseen, mutta se ei puolestaan kerro lihaskudoksen viskoelastisista ominaisuuksista. Lihaskudoksen viskoelastisista ominaisuuksista kertoo puolestaan *lihastonus* (engl. muscle tone). Lihastonusmittauksen yhteydessä ei havaita tahdonalaista EMG-aktiivisuutta (motoristen yksiköiden toimintaa). (Fischer 1987b.) Lihaskudoksen perusominaisuuksiin kuuluvat lisäksi (Enoka 2002, 219):

- a) ärtymiskyky – kyky vastata stimulukseen
- b) johtumiskyky – kyky johtaa vastaanotettua ärsykettä
- c) supistumiskyky – kyky muuntaa lihaspituutta
- d) mukautumiskyky – rajoittunut kyky lihaskasvuun ja -korjaukseen

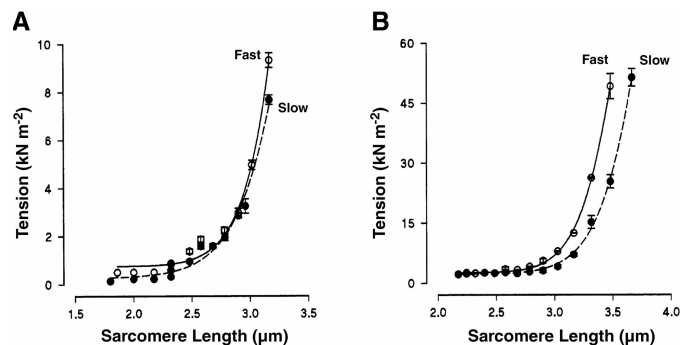
#### 3.2 Passiivisen biologisen kudoksen mekaniikka

##### 3.2.1 Lihaskuormitus

Biologiseen kudokseen kohdistettu ulkoinen voima aikaansaa kudoksessa sisäisen vastustavan voiman, jonka suuruus riippuu kudospin materiaalin ominaisuuksista. Tätä sisäistä voimaa kutsutaan nimellä *kuormitus* ( $\sigma$ , engl. stress) ja se lasketaan kaavasta  $\sigma = F/A$

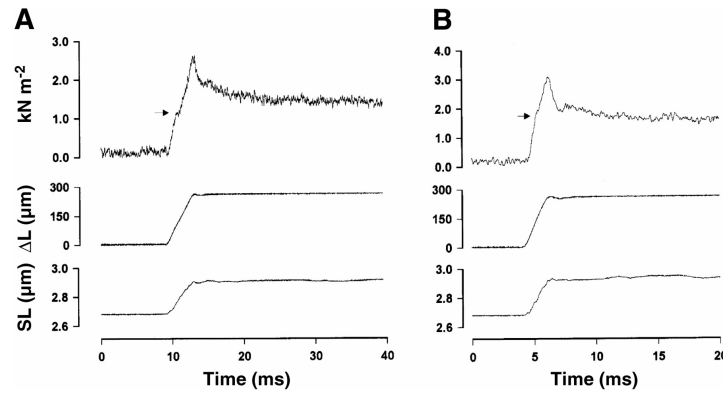
( $\text{N}/\text{mm}^2$ ), missä  $F$  on ulkoisen voiman suuruus ja  $A$  on kudoksen poikkipinta-ala, johon voima on kohdistettu. Stressiä on kolmenlaista: 1) venyttävä (engl. tension/tensile stress), jossa ulkoinen voima pyrkii venyttämään kudosta, 2) puristava (engl. compression/compressive stress), jossa ulkoinen voima pyrkii työntämään kudoksen ääripäitä toisiaan vasten ja 3) hajottava (engl. shear stress), jossa vastakkaisuuntaiset voimat pyrkivät kiertämään kudoksen pintoja toisiinsa nähden. (Zernicke & Whiting 2000.)

Lihaskudoksen kohdalla puhutaan usein lihassolun *ominaisjännityksestä* (engl. specific tension, kuva 6), joka tarkoittaa sen sisäistä voimantuottokapasiteettia poikkipinta-alaan kohden. Ominaisjännityksen on havaittu olevan suurempi nopeissa lihassoluissa verrattuna hitaisiin nuorilla ja aktiivisilla, mutta ei inaktiivisilla ikääntyneillä henkilöillä. Lihassolun ominaisjännitykseen vaikuttavia tekijöitä ovat myofilamenttien tiheys ja voiman välittämisen tehokkuus sarkomeereista luustoon. (Semmler & Enoka 2000; Enoka 2002, 124-125).



KUVA 6. Sarkomeerin pituuden riippuvuus lepotilasta mitattuun lihastension suuruuteen vastasyntyneillä (A) ja aikuisilla (B) rotilla. Arvot ovat keskiarvoja ( $\pm$  SE) lepotilassa mitattuna sähköisen stimulaation ja manuaalisen venytyksen jälkeen kuudesta nopeasta ( $\circ$ , extensor digitorum) ja kuudesta hitaasta ( $\blacksquare$ , soleus) lihassolukimpusta. (Mutungi ym. 2003.)

Eläinkokeissa on määritetty lihastensiota sarkomeeri- ja lihassolutasolla. Mutungin ym. (2003) mukaan lihassolutasolla lihastensio kasvaa nopeasti välittömästi sähköstimulaation jälkeen (kuva 7). Tämän nopean kasvun jälkeen lihasjännitys alenee ja saavuttaa tasanteensa sarkomeerin pituuden ollessa suhteellisen vakio. Tension nousuvaihe on ensivaiheessa nopea ja hidastuu sitten huippuarvon saavuttaessaan. Samalla tavalla relaxaatiovaiheessa ensin tapahtuu nopea jännityksen tippuminen ja sen jälkeen lihastensio laskee hitaammin tasanteeseen.

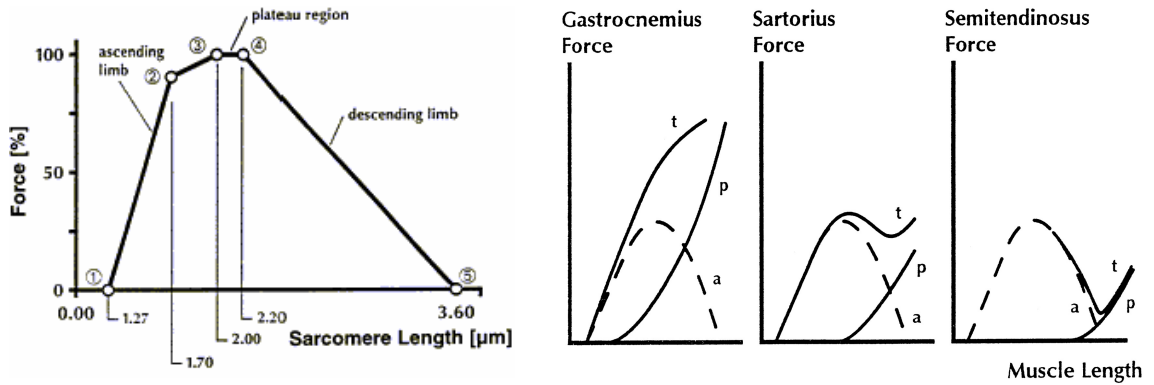


KUVA 7. Lepotilasta mitatun lihastension (ylin käyrä kuvissa) ja sarkomeerin pituuden (kaksi alinta käyrää kuvissa) vaste sähköstimulaatioon vastasyntyneiden rottien nopeissa lihassolukimpuissa. A: 10 näytteen keskiarvo. B: 5 näytteen keskiarvo. (Mutungi ym. 2003.)

### 3.2.2 Lihassenymä

Kudokset muuttavat tyypillisesti muotoaan ulkoisen voiman vaikutuksesta. Tästä muodonmuutoksesta käytetään nimitystä *venymä* ( $\epsilon$ , engl. strain), joka ilmoitetaan pituuden muutoksen suhteena alkuperäiseen pituuteen (%). Kuten stressin kohdalla, myös biologisen kudoksen venymä voidaan jakaa kolmeen osaan riippuen kudokseen kohdistuneen ulkoisen voiman laadusta: 1) kudoksen pidentyminen (engl. tensile strain), 2) kudoksen lyhentyminen (engl. compressive strain) ja 3) kudoksen kolmiulotteisen rakenteen muodonmuutos (engl. shear strain). (Zernicke & Whiting 2000.)

Ihmisellä passiivisen lihaksen ulkoista ärsykettä vastustava voima voidaan määrittää voima-nivelkulma –suhteesta. Tämän käyrän alle jäänyt pinta-ala kuvaa absorboitua energiaa lihaksessa passiivisen venymis-lyhenemis –syklin aikana (kuva 8). (Enoka 1994, 272-273.) Biologisissa kudoksissa stressin ja venymän suhde ( $\sigma/\epsilon$ ) on monimutkainen, mutta se tarjoaa yksittäisen numeerisen arvon kuvaamaan kudoksen passiivisia ominaisuuksia. Tästä suhteesta käytetään nimitystä *stiffness*. Biologisten kudosten mekaanisissa vasteissa  $\sigma/\epsilon$  -suhde ei ole täysin lineaarinen. (Zernicke & Whiting 2000.)



KUVA 8. Vasemmalla sarkomeerin pituuden ja tuotetun voiman välinen yhteys. Oikealla lihaksen aktiivisesti supistuvien lihassyiden (a), passiivisen ulkoista venytystä vastustavan sidekudoksen (p) ja aktiivisen lihasjännekompleksin (t) voima-lihaspituus -riippuvuus gastrocnemius-, sartorius- ja semitendinosus- lihaksissa. (Rassier ym. 1999).

### 3.3 Lihäsjäykkyys

Biologisen kudoksen rakenteelliset elementit vastustavat lisääntyneitä passiivista venytystä, mikä huomataan kudoksen vastustavan voiman kasvamisena pituuden kasvaessa (Hufschmidt & Mauritz 1985). *Jäykkyys* (engl. stiffness) tarkoittaa lihaskudoksen kyseessä ollen lihasvoiman ja lihaspituuden välillä vallitsevaa kurvilineaarista riippuvuussuhdetta (N/m tai N/mm), kun passiivista lihasta venytetään (Enoka 2002, 213).

Passiivisen lihaksen stiffness kasvaa, kun lihaskudoksen peräkkäisten venytysten välinen kesto pitenee. Tähän liittyen stiffnessin kasvua havaitaan vielä 30 minuutin lepojakson jälkeen tahdonalaisesta lihasaktiivisuudesta. Stiffnessin kasvu on suurinta välittömästi aktiivisuuden jälkeen ja sen jälkeen se vähentyy. Stiffnessin kasvu voidaan estää aktiivisilla ja passiivisilla liikkeillä, ei kuitenkaan isometrisillä supistuksilla. (Lakie & Robson 1988a; Lakie & Robson 1988b.) Tästä edeltävän toiminnan vaikutuksesta stiffnessiin käytetään nimitystä *tiksotropia* (engl. thixotropy), jota esiintyy erilaisissa geelleissä kuten lihaksissa (Campbell & Lakie 1998; Proske ym. 1993; Walsh 1992).

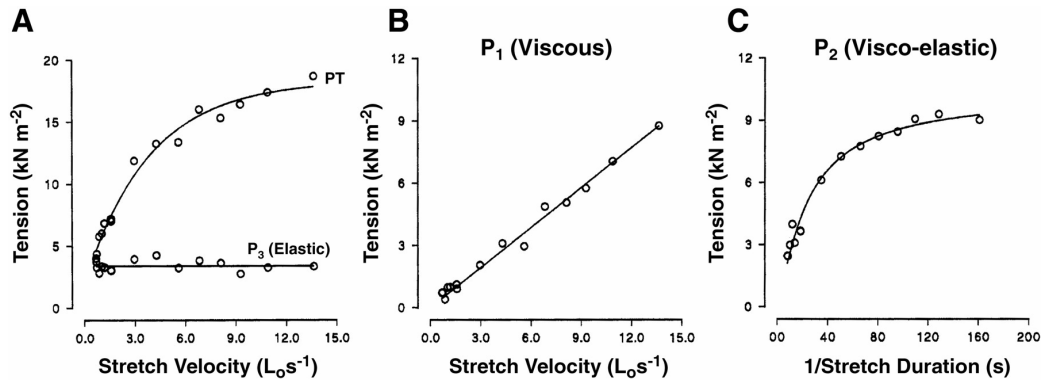
Kun geelimuodostelmaa järkytetään, se muodostuu nestemäisemmäksi ja jäykistyy taas kun sen annetaan olla levossa seisahduneena. Lisääntynyt stiffness levossa olevassa lihaksessa antaa olettaa, että lihas toimii samankaltaisen mallin tavoin. (Enoka 2002, 366.) Tämä ilmiö johtuu luultavasti lihaskudoksen molekulaarirakenteen muutoksista ja

uudelleen järjestäytymisestä (Campbell & Lakie 1998). Inaktiivisessa tilassa aktiini- ja myosiinifilamenttien välille muodostuu pitäviä sidoksia, jotka tekevät lihaskudoksesta tällöin myös jäykemmän. Vastaavasti lyhyen venytyksen tai fyysisen aktiivisuuden jälkeen suurin osa näistä sidoksista hajoaa ja lihaskudoksen passiivinen stiffness vähenee. (Hagbarth ym. 1985; Lakie & Robson 1988a; Wiegner 1987.) Toki lihaskudoksen sisälämpötilan nostaminen joko aktiivisen lihastyön tai passiivisen lämmittämisen avulla vähentää nivelen ympärillä olevien lihasjännekompleksien stiffnessiä ja näin ollen lisää myös nivelen liikelaajuutta (Smith 1994).

### 3.4 Viskoelastisuus

Materiaali on elastinen mikäli sillä on kyky palautua alkuperäiseen muotoonsa, kun ulkoinen mekaaninen kuorma poistetaan. Biologiset kudokset ovat elastisia omissa fysiologisissa rajoissaan, mutta vammautuvat mikäli ulkoinen voima ylittää rakenteelliset muotoutumiskyvyt. Biologisissa kudoksissa on usein komponenttina vesi: vesimolekyylien sitoutuminen ja kitka aiheuttavat kudosten viskoottiset ominaisuudet. Toisaalta biologisissa kudoksissa myös elastiset komponentit ovat vahvasti edustettuina. Näistä kahdesta komponentista käytetään yhteisnimitystä *viskoelastisuus*. Esimerkiksi nopeasti venytetty jänne on jäykempi, voimakkaampi ja absorboi enemmän energiaa ennen katkeamistaan kuin hitaammin venytetty jänne (engl. strain-rate dependency). (Zernicke & Whiting 2000.)

Luurankolihasella on jo sarkomeeritasolla olemassa viskoelastisia ominaisuuksia. Viskoelastisiteetti aiheuttaa a) hystereesin voima-lihaspituus -suhteessa, jolloin tietyllä sarkomeerin pituudella tuotettu voima on suurempi sarkomeerin pidentyessä kuin sarkomeerin supistuessa, b) voiman relaksoitumisen, joka ilmenee voiman tippumisena, kun sarkomeeria pidetään tietyllä vakiopituudella ja c) tarpeen lihaspituuden kasvattamiseen voiman ylläpitämiseksi. (Enoka 1994, 213.) Mutungin ym. (2003) mukaan lihastension vaste venytykselle koostuu kolmesta eri tension komponentista: viskositeetti ( $P_1$ ), viskoelastisiteetti ( $P_2$ ) ja elastisiteetti ( $P_3$ ). Näiden komponenttien riippuvuus venytysnopeuteen ( $P_1$ ,  $P_3$ ) ja venytyksen keston ( $P_2$ ) on esitetty kuvassa 9.



KUVA 9. Venytysnopeuden riippuvuus lihastension eri komponentteihin rotan yksittäisessä nopeassa lihassolussa. A: Huipputensio (PT) ja tension elastinen komponentti (P<sub>3</sub>) suhteutettuna venytysnopeuteen. B: Tension viskositeettinen komponentti (P<sub>1</sub>) suhteutettuna venytysnopeuteen. C: Tension viskoelastinen komponentti (P<sub>2</sub>) suhteutettuna venytyksen keston. (Mutungi ym. 2003.)

Lihaksen viskoelastisilla ominaisuuksilla on havaittu olevan lähes lineaarinen suhde voimantuottoon sekä lihasta venytettäessä että lihassupistuksen aikana. Tämä tarkoittaa sitä, että lihaksen sisäinen viskoelastisiteetti vaihtelee lähes lineaarisesti isometrisen supistusvoiman aikana. (Akazawa ym. 1999.) Wang ym. (1993) ehdotti, että lepotilassa mitatun tension eksponentiaalinen nousu johtuisi titiini-rakenteista Z-levyn ja myosiini-filamentin välillä. Titiini toimii kahdessa eri vaiheessa sarkomeerin pituuden kasvaessa ja näin se mahdollistaa myofibrillien viskoelastisen vasteen sarkomeerin ja lihaksen muuttaessa pituuttaan laajalla alueella.

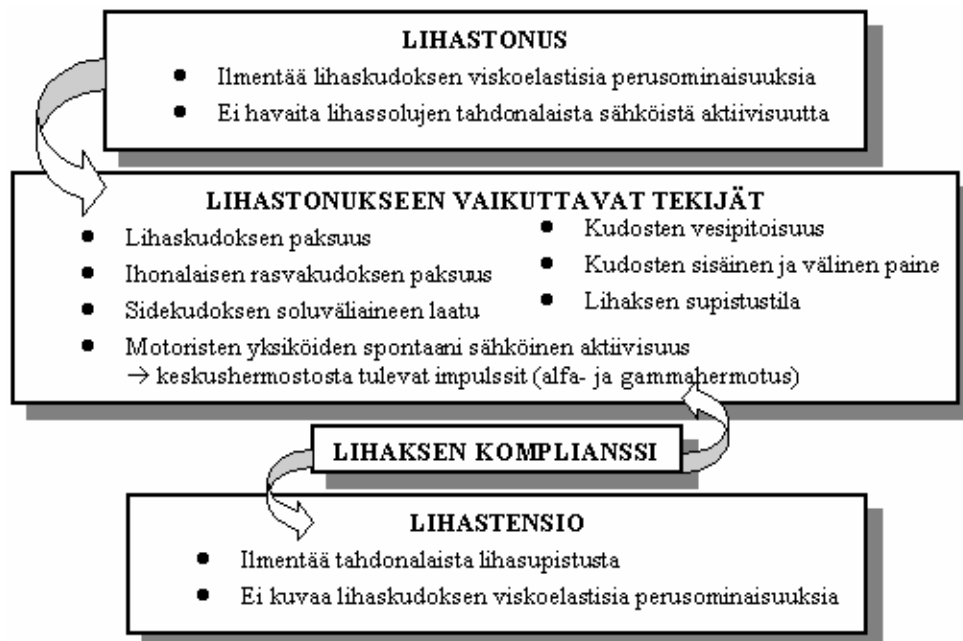
## 4 LIHASTONUS

Normaalisti lepotilassa luurankolihakset ovat ihmisellä rentoutuneina ilman tahdonalaista sähköistä aktiivisuutta, mutta tämä ei tarkoita sitä etteikö lihasjäykkyyttä olisi olemassa (Gordon 1964). Lihastonusta on määritelty eri lähteissä seuraavasti:

- lihaksen jäykkyys ennen sen tahdonalaista supistusta (Gordon 1964)
- lihaksen lepotilassa oleva jännitys, joka ilmenee lihaksen viskoelastisina ominaisuuksina (Fischer 1987b)
- lihaksen lepotilassakin muutaman motorisen yksikön ylläpitämä jatkuva, mutta suhteellisen heikko supistustila (Nienstedt ym. 1994, 147)
- lihaskudoksen ominaisuus vastustaa passiivista venytystä ja lihaspituuden muutosta (Enoka 2002, 367)

### 4.1 Taustatekijät

Fischerin (1987b) mukaan kylmän lihaksen lihastonus on suurempi kuin normaalissa lämpötilassa olevan lihaksen. Vastaavasti lämpimän lihaksen tonus on pienempi kuin normaalitilassa olevan. Lihastonukseen vaikuttavat useat eri tekijät (kuva 10).



KUVA 10. Lihastonukseen vaikuttavat tekijät ja lihaksen komplianssi (laadittu tekstin perusteella Ylinen ym. 1995; Fischer 1987b).

#### 4.1.1 Lihaskudoksen paksuus

Jokainen lihassolu sisältää miljoonia sarkomeereja, jotka ovat järjestäytyneet peräkkäin sarjaan yhden myofibrillin sisällä sekä vierekkäin useiden myofibrillien välityksellä (Semmler & Enoka 2000). Teoreettisesti ajateltuna lihassolun tuottama maksimivoima riippuu vierekkäin olevien sarkomeerien lukumäärästä (Gans & Bock 1965). Näin ollen lihaksen maksimivoiman tuottaminen on suorassa suhteessa vierekkäin olevien lihassolujen lukumäärään nähden (Semmler & Enoka 2000).

Lihassoimaa voidaan arvioida mittaamalla lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala, joka tarkoittaa lihaskudoksen pinta-alaa suorassa kulmassa lihassolujen pituussuuntaan nähden (Roy & Edgerton 1992). Kuitenkin yleisempää on mitata lihaksen anatominen poikkipinta-ala, joka käsitetään lihaskudoksen pinta-alaksi suorassa kulmassa lihaksen pituussuuntaan nähden. Mittaaminen voidaan suorittaa käyttämällä hyväksi esim. magneettikuvausta (MRI) tai ultraäänitekniikkaa. (Kanehisa ym. 1994.)

Useat tutkimukset (Narici ym. 1996; Kawakami ym. 1995; Keen ym. 1994; Jones ym. 1989) ovat osoittaneet, että lihaksen tuottama maksimivoima riippuu hyvin suuresti sen koosta, joka voidaan ilmentää poikkipinta-alan avulla. Yksilöstä riippuen huomattavaa variaatiota löytyy voiman ja poikkipinta-alan yhteyden suhteen, mutta poikkipinta-ala selittää kuitenkin eri tutkimusten mukaan vähintään 50 % yksilöiden välisistä voimeroista (Narici ym. 1996; Jones ym. 1989).

#### 4.1.2 Tukikudoksen soluväliaineen laatu

Tukikudosta ovat side-, rasva-, luu- ja rustokudos. Näistä eri elimille tukirakenteita muodostavista kudoksista side- ja rasvakudos vaikuttavat lihastonukseen eniten. (Ylinen ym. 1995.) Tukikudoksen tyypit eroavat toisistaan erityisesti solujen tuottamalta soluväliaineeltaan. Tukikudoksen soluväliaine muodostuu kollageeni-, elastiini- ja retikulii-nisistä- ja soluista, joita ympäröi erilaisia yhdisteitä sisältävä kudoneste. Näitä yhdisteitä ovat mm. glykoproteiinit, jotka antavat tukikudokselle sen geelimäisen olemuksen. (Stone & Karatzaferi 2000.) Liimasyitä eli kollageenisyyitä on kaikenlaisissa tukikudok-



sisä ja se muodostaakin n. 30 % kehon kokonaisproteiinin määrästä (Viiduk 1986; Van Pilsun 1982). Kollageeni on taipuisaa, mutta se venyy hyvin vähän eli sen vetolujuus on erittäin suuri. Ihosta kollageeni muodostaa lähes puolet. Ohuita verkkosyitä eli retikuliinisyytiä löytyy mm. rasvakudoksessa. Kudosten kimmoisuus johtuu pääasiassa kimmosyistä eli elastisista syistä. (Nienstedt ym. 1999, 57-58; Moore & Dalley 1999, 12)

*Sidekudos.* Sidekudoksen perustyyppi on tavallinen löyhä sidekudos, joka uusiutuu erittäin nopeasti. Sidekudoksen kaikki osat uusiutuvat jatkuvasti sidekudossolujen (mm. fibroblastit ja fibrosyytit) toiminnan vuoksi. Löyhän sidekudoksen lisäksi on olemassa tiivistä sidekudosta, jossa on runsaammin syitä ja vähemmän soluja. Jos kudoksessa on erityisen runsaasti yhdensuuntaisia kollageenisyytiä, on kyseessä jänne tai side. Kimmo-kudoksessa on paljon elastisia syitä. (Nienstedt ym. 1999, 58-60; Moore & Dalley 1999, 12) Ylisen ym. (1995) mukaan sidekudoksen soluväliaineen laatu vaikuttaa lihastonukseen.

*Rasvakudos.* Rasvakudoksessa on vähän soluväliainetta ja paljon soluja. Rasvasoluilla eli adiposyyteillä on taipumus varastoida sisälleen rasvapalloja. Lopulta suurin osa solusta on rasvaa (n. 80 %) ja solulima tumineen muodostaa vain kapean reunuksen solukalvon sisäpuolelle. Rasvasoluja on erityisesti ihonalaiskudoksessa ja vatsapaidassa. (Nienstedt ym. 1999, 60.) Lihavuuden on todettu vaikuttavan lihastonusmittauksen validiteettiin tulosten ollessa merkittävästi erilaisia normaalin kehonpainon omaaviin verrattuna. (Gordon 1964.)

### **4.1.3 Lihaksen supistustila**

Lihaksen supistumis- ja rentoutumistapahtuman perusteella voidaan käsittää, että jos lihaksen supistumiskoneisto palautuu hyvin, on rentoutuminen tapahtunut. Mikäli palautuminen ei tapahdu supistumisen jälkeen hyvin, jää lihas kestojännittyneeseen tilaan. (Boening 1988; Mero ym. 1987, 84.) Erityisesti voimaharjoittelu aiheuttaa lihastonuksen kasvua lihaksen levossa olevan supistumistilan muutoksen kautta (Pehkonen 1997) sekä viivästyneen lihaskivun aiheuttamien kudonvaurioiden, tulehdusreaktioiden ja tur-

poamisen vuoksi (Boening 1988). Useissa tutkimuksissa on havaittu lihasjännekompleksin stiffnessin kasvu (Reeves ym. 2003; Kubo ym. 2002) ja hystereesin pienentyminen voimaharjoitusjakson jälkeen (Reeves ym. 2003). Harjoitustila vaikuttaa siis lihastonukseen (McKeon 1988).

Kestojännittynyt lihas omaa sähköistä aktiivisuutta (EMG-aktiivisuus) ja kuluttaa samalla energiaa. Muita haittatekijöitä ovat mm. rajoittunut liikelaajuus ja voimantuotto, huonontunut lihasten koordinaatio ja mahdollisesti lihasten revähdykset ja venähdykset. (Boening 1988; Mero ym. 1987, 84.) Vaikka liikkuvuusharjoittelu pidentää lihasjännekompleksin pituutta sen ei ole todettu muuttavan lihaksen komplianssia (Kubo ym. 2003; Ditto ym. 2002).

Myös yksilön psyykkinen tila saattaa vaikuttaa lihaksiston supistustilaan ja näin ollen lihastonukseen. Jos ihmisen lihaksisto on liian jännittynyt, on lihastonus suurempi normaalitilaan verrattuna. Näin tapahtuu esim. psyykkisesti jännittyneillä ihmisillä, jotka kuluttavat jatkuvasti paljon energiaa jännittämällä turhaan antagonistilihaksiaan. (Nienstedt ym. 1999, 147.)

#### **4.1.4 Lihassolujen spontaani sähköinen aktiivisuus**

Lihastonukseen vaikuttavat keskushermostosta alfa- ja gammamotoneuroneiden välityksellä tulevat impulssit (Fischer 1987b). Myös Ylisen ym. (1995) mukaan tämä lihassolujen spontaani sähköinen aktiivisuus lepotilassa vaikuttaa lihastonukseen. Jos lihastonusta ei ole lainkaan (vilkeuni, patologiset tilat, syvät tajuttomuustilat), pitkäaikaiset voimakkaat lihasliikkeet ovat mahdottomia. Aivorungon ja selkäytimen gammamotoneuroneihin ja välineuroneihin kulkevat motoriset radat siis osallistuvat lihastonuksen ylläpitoon. (Nienstedt ym. 1999, 548, 554.)

Keskushermosto ohjailee venytysrefleksin herkkyyttä gammamotoneuronien avulla. Jos lihasspindelit ovat gammamotoneuroneista tulevien impulssien herkistämiä, on muutama lihaksen motorisista yksiköistä jatkuvasti toiminnassa. Lihas on tällöin jännittynyt ja se vastustaa voimakkaasti venytystä, toisin sanoen lihastonus on epänormaalin suuri.

(Enoka 1994, 274-275.) Tällöin mm. venytysrefleksit ovat hyvin vilkkaat ja ääritapauksessa kädet tärisevät tai vapisevat (Nienstedt ym. 1999, 548, 554).

Jos gammamotoneuronit lähettävät vain vähän impulsseja, lihas on veltto eli lihastonus on epänormaalin pieni. (Nienstedt ym. 1999, 548, 554.) Veltossa lihaksessa fusimotoneuronisysteemi ei ole tarpeeksi sensitiivinen eli herkkä aistiakseen lihasspindelien venymistä. Samalla motoneuronit ovat alhaisessa ärtyvyyden tilassa. (Enoka 1994, 274-275.) Lihastonuksen pienentyminen on yleisesti tiedossa oleva seuraus monosynaptiseen refleksikaareen tai lihasta hermottavaan motoneuroniin syntyneestä vammasta (Fischer 1987b).

#### **4.1.5 Kudosten vesipitoisuus**

Veden osuus kehonpainosta vähenee iän mukaan siten, että aikuisella miehellä on vettä 50-70 % ja naisella 40-60 % ruumiinpainosta. Lihavan henkilön vesipitoisuus on suhteellisen pieni johtuen siitä, että rasvakudoksessa on vain vähän vettä. Samasta syystä nainen on keskimäärin kuivempi verrattuna mieheen. Elimistön vesi on pääasiassa kahdessa suuressa nesteaitiossa. Suurin osa on solunsisäisenä nesteinä (intraseellulaarinate) ja pienempi osa solunulkoisena nesteinä (ekstrasellulaarinate). (Nienstedt ym. 1999, 231.)

Suurin osa kaikista vesimolekyyleistä on sitoutuneena erilaisiin suurimolekyylisiin aineisiin, makromolekyyleihin. Solunulkoinen nestekin jakautuu useaan pienempään osastoon. Solujen välissä olevaa nestettä sanotaan kudospnesteeksi (soluvälineste, interstitiaalinate). Suurin osa siitä on makromolekyyliden pintaan sitoutunutta. Veriplasma kuuluu myös osana solunulkoiseen nesteeseen (tilavuus aikuisella ihmisellä noin kolme litraa). Veriplasma ja kudospneste ovat koostumukseltaan hyvin samanlaisia lukuun ottamatta veriplasman suurempaa proteiinien määrää. Solunsisäinen neste puolestaan eroaa suuresti kudospnesteestä. (Nienstedt ym. 1999, 232-233.)

Sidekudoksen soluväliaineessa on syiden lisäksi vettä, jossa on liuenneena monenlaisia solujen tarvitsemia ja tuottamia ainesosia. Suurin osa nesteestä on sitoutuneena hiilihyd-

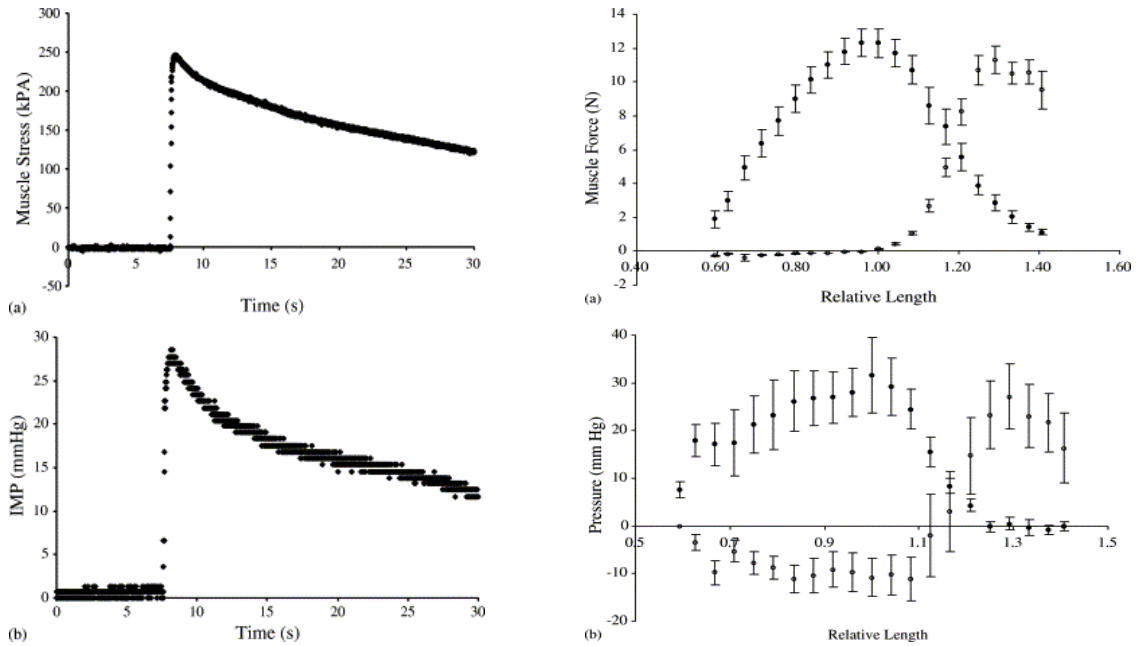
raattipitoisiin proteiineihin (glykoproteiinit). (Nienstedt ym. 1999, 59; Campbell & Reese 2002, 119.) Näin syntyy tietynlainen hyytelö, joka sitoo sidekudoksen solut ja syyt toisiinsa. Noin 80 % rasvakudoksesta on rasvaa, loput 20 % on mm. vettä ja proteiineja. (Nienstedt ym. 1999, 59-60.)

#### 4.1.6 Kudosten sisäinen ja välinen paine

Veteen liuenneet aineet aiheuttavat osmoottisen paineen, joka perustuu liuenneita molekyylejä ympäröiviin vesimolekyyleihin. Liuosta, jonka osmoottinen paine on sama kuin kudostesteessä sanotaan isotoniseksi eli se on yhtä väkevää kuin plasma. Hypotonisen nesteen osmoottinen paine on pienempi ja hypertonisen suurempi kuin kudostesteessä. Liuenneisiin proteiineihin perustuva kolloidisosmoottinen paine on varsin pieni murtoosa plasman osmoottisesta paineesta. Se on kuitenkin olennainen, koska se on plasman suuren proteiinipitoisuuden takia suurempi plasmassa verrattuna kudostesteeseen. Näin veren tilavuus säilyy normaalina. (Nienstedt ym. 1999, 232-233.)

Näyttäisi siltä, että lihaksen sisäisen paineen (IMP) käyttäytyminen olisi suoraan yhteydessä lihasjännitykseen eikä niinkään epäsuorasti nesteän virtaukseen. Passiivista lihasta venytettäessä lihaksen jännitystaso kasvaa eksponentiaalisesti alussa ja lähtee laskuun, kun lepopituus on ylitetty n. 35 %:lla (kuva 11 oikealla). Tämä lasku johtuu passiivisen lihaksen rakenteisiin kuten lihasta ympäröivään sidekudokseen ja lihassolun rinnakkaisiin elastisiin komponentteihin tulleista vaurioista. Lihaksen sisäinen paine käyttäytyy samalla tavalla. Aktiivisessa lihaksessa lihastension voima kasvaa lepopituuteen asti, ja tippuu lihaspituuden kasvaessa tämän pisteen yli. IMP:n ja lihasjännityksen välillä löydettiin tässäkin tapauksessa positiivinen lineaarinen riippuvuussuhde. (Davis ym. 2003.)

Davisin ym. (2003) tutkimuksessa jäniksen tibialis anterior -lihasta stimuloitiin maksimaalisesti 30 sekunnin ajan (kuva 11 vasemmalla). Samalla mitattiin lihaksen sisäistä painetta asettamalla optinen painetta mittaava kuitu lihaksen sisään. Lihastensio nousi stimuluksen antamisen jälkeen huippuunsa ja laski sitten hitaasti koko 30 sekunnin ajan. IMP käyttäytyi samalla tavalla.



KUVA 11. Vasemmalla isometrisen lihasvoiman (yläkuva) ja lihaksen sisäisen paineen (alakuva) syntyminen pitkittyneessä supistuksessa jäniksen tibialis anterior -lihaksessa stimulaatiofrekvenssin ollessa 40 Hz. Oikealla suhteellisen lihaspituuden yhteys lihaksen isometriseen voimantuottoon (yläkuva) ja lihaksen sisäiseen paineeseen (alakuva). Molemmissa kuvissa ylemmää alkava käyrä kuvaa aktivoitua lihasta ja alhaalta lähtevä käyrä passiivista lihasta. (Davis ym. 2003.)

## 4.2 Lihastonuksen ilmeneminen potilasryhmissä

Lihastonuksessa ilmeneviä muutoksia voidaan käyttää lääketieteessä patologioiden ilmentämiseen (Enoka 2002, 367). Epänormaalia lihastonusta ja lihasjäykkyyttä on havaittu mm. spasmien yhteydessä, spastisilla ja veltoilla potilailla ja psykologisessa jännityksessä (Fischer 1987b). Rothwellin (1994) mukaan lihastonus on samanlainen terveiden ihmisten rentoutuneissa lihaksissa ja anestesiapotilailla. Gordon (1964) suosittelee lihastonuksen mittaamista seuraavilla tutkimusaloilla:

- lääketieteellinen tutkimus (esim. spasmin vaikeusasteen määrittäminen)
- kuntouttava lääketiede (esim. hypotonisten potilaiden kuntoutumisprosessin seuranta)
- psykiatria (esim. hermolihaskäytännön hypertensio- ja lihasrentoutteen tähtävien terapian tehokkuuden toteaminen)
- farmakologia (esim. onko kyseessä oleva lääkeaine lihasrelaksantti vai ei)

### 4.2.1 Hypertonus

Hypertonus eli normaalia suurempi lihastonus johtuu todennäköisesti steady state –tilassa olevasta jatkuvasta motoneuronien aktiivisuudesta, vaikka pyrkimys olisikin rentouttaa lihas täysin. Hypertonuksen kaksi yleisintä muotoa ovat spastisuus ja jäykkyys. (Enoka 2002, 367.) *Spastisuus* (engl. spasticity) tarkoittaa patologiseksi muuttunutta venytysrefleksin ärtyneisyyden kohonnutta tilaa. Se ilmenee useiden erilaisten motoristen häiriöiden johdosta. Näihin lukeutuvat aivovauriot, selkäydinvauriot ja tietyt systeemiset hermoston toimintaa rappeuttavat sairaudet kuten multippeliskleroosi. Spastisuus voi johtua myös keskushermostossa (pääasiassa kortikospinaalinen rata) tapahtuneesta leesioista tai selkäytimen transsektiosta. (Latash 1998, 213-220.)

Kun spastista lihasta venytetään, se vastaa voimakkaammalla venytysrefleksillä kuin normaali lihas. Ylikorostunut venytysrefleksi kasvaa venytysnopeuden kasvaessa. Spastisuuteen liittyviin mekanismeihin kuuluvat mm. seuraavat tekijät: motoneuronien ärtyvyyden muutos, hermoston välittäjäaineiden postsynaptinen yliherkkyys, motoristen yksiköiden hermottaman alueen leviäminen, passiivisen lihaksen tikstrooppisten ominaisuuksien kasvu. Spastisuuteen liittyviä oireita ovat yhteen suuntaan tapahtuvan liikkeen lisääntynyt passiivinen vastustava voima, yliaktiivinen jänteen venytysrefleksi, raajan asentoon liittyvien ominaisuuksien korostuminen, kykenemättömyys rentouttaa kyseistä lihasta ja kykenemättömyys liikuttaa niveltä nopeasti tai eri suuntiin. (Enoka 2002, 367-368.)

Antagonistilihaksen spastisiteetti ei ole pääsyy, joka johtaa agonistilihaksen kykenemättömyyteen aikaansaada liikettä. Sen sijaan liikettä rajoittava tekijänä on havaittu olevan pikemminkin agonistilihaksen riittämätön kyky rekrytoida tarvittava määrä motorisia yksiköitä. (Tang & Rymer 1981; Sahrman & Norton 1977; McComas ym. 1973.) Niinpä oikeanlaisen lääketieteellisen kuntoutuksen lähtökohtana onkin parantaa agonistilihaksen aktivaatiomallia (Levin & Hui-Chan 1992).

Toinen hypertonian muoto on *jäykkyys* (engl. rigidity). Jäykkyydellä ja spastisuudella on merkittävästi erilaiset oireet. Jäykkyydessä ilmenee kahteen liikesuuntaan tapahtuvaa passiivisen liikkeen vastustamista, joka on riippumaton liikenopeudesta. Lisäksi jäyk-

kyuden kohdalla ei ilmene ylikorostunutta jänteen venytysrefleksiä. Jäykkyyden yleisin ilmenemismuoto havaitaan Parkinsonin taudissa, jossa jäykkyys ilmenee peräänantamattomana lihassupistuksena, joka esiintyy sarjoissa tulevina keskeytymättöminä pakoliikkeinä. (Enoka 2002, 368.)

#### **4.2.2 Hypotonus**

Sairaalloisesti liian alhaista lihastonusta eli hypotonusta ilmenee potilailla, joilla on selkäydinvaurio (esim. transsektio) tai aivokuorella tapahtunut leesio (Enoka 2002, 367). Esimerkiksi Bell's Palsy oireyhtymässä luurankolihakset ovat epänormaalien veltoja ja rentoja. Eräissä tutkimuksissa fysioterapiaan osallistuneet Bell's Palsy oireyhtymää vakavasti sairastaneet potilaat saavuttivat suuremman lihastonuksen myöhemmin kuin alhaisemmalla sairauden tasolla olleet fysioterapiaan osallistuneet potilaat (Gordon 1964). Rothwellin (1994) mukaan hypotonus voi johtua myös alentuneesta venytysrefleksin johtumisesta. Lisäksi matalataajuisten värähtelyjen on havaittu alentavan lihastonusta (Walsh 1992).

#### **4.3 Mittaaminen**

Lihastonusmittauksia on aikaisemmin suoritettu lähes yksinomaan kliinisessä käytössä eri potilasryhmillä. Lihastonuksen arvioimiseksi käytettyjä menetelmiä ovat olleet manuaalinen palpoinni, subjektiiviseen arvioon perustuvat asteikot lihaksen jäykkyydestä ja nivelen liikelaajuudesta sekä objektiivisen lukuarvon antavat myotonometrit. (Pandyan ym. 1999.) Lihaksen jäykkyyttä arvioivan mittauksen suorittaa yleensä asiantuntija kuten lääkäri tai fysioterapeutti (Haas ym. 1996). Lihastonuksen mittaamisessa huomioitava asioita (Gordon 1964) ovat:

- koko kehon ja mitattavan lihaksen on oltava levossa ja rentona
- koehenkilön on oltava tuetussa asennossa
- lihastonusmittaus tehdään lihasrungon keskiosan päältä, koska

- a) lihasrungon keskellä on suurin lihasmassa: tällöin alla oleva luu ja lihaksen jänteet eivät vaikuta niin paljon mittaustulokseen
  - b) lihasrungon keskiosaa palpoidaan kliinisissä tutkimuksissa lihastonuksen määrittämiseksi
  - c) lihasrungon keskiosasta mitataan usein lihaksen sähköistä aktiivisuutta
  - d) vaikka lihastonusta ei mitattaisikaan täysin lihasrungon keskeltä, on todettu, että tilastollisesti merkitsevää eroa mittaustulokseen ei synny alle 2,5 cm:n etäisyydellä lihasrungon keskiosasta
- keho on asetettava aina samaan rentoon asentoon mittausta uusittaessa, jotta saavutettaisiin mittausten luotettavuus ja toistettavuus (käytetty asento riippuu mitattavasta lihaksesta)

### 4.3.1 Palpointi

Kudoksen jäykkyys ilmenee sen palautuvuutena. Kliinisesti tätä kudoksen jäykkyyttä tutkitaan ja arvioidaan usein manuaalisesti palpoimalla eli tunnustelemalla. Tämä antaa yksityiskohtaista tietoa tietyistä kehon lihaksesta tai lihaksen osasta. (Ylinen ym. 1995; Fischer 1987b.) Pinnallisten lihasten manuaalinen palpointi (lihaksen jäykkyytilan arviointi) on aina subjektiivinen menetelmä ja siksi on ollut syytä kehittää kontrolloidumpia, objektiivisia mittausten menetelmiä lihastonuksen määrittämiseksi. Näiden menetelmien etuna ovat toistettavuus ja kvantitatiiviset lukuarvot. (Gordon 1964.)

### 4.3.2 Asteikot

Lihastonuksen mittaamisessa on käytetty erilaisia lihaksen jäykkyyden ja nivelen liikelaaajuuden subjektiivisiin arvioihin perustuvia asteikkoja (Pandyan ym. 1999; Allisson & Abraham 1995). Mittauksessa esim. fysioterapeutti tai lääkäri (Haas ym. 1996) arvioi passiivisen liikkeen aiheuttamaa vastustusta venyvässä lihaksessa ja katsoo asteikolta tätä subjektiivista arviota vastaavan lukuarvon (Pandyan ym. 1999). Minkä tahansa as-



teikon käyttämisessä on tiedostettava sen ominaisuudet ja rajoitukset, koska ne ovat suuressa roolissa datan analysoinnin ja tulkitsemisen kannalta. (Pandyan ym. 1999.)

Ashworthin asteikkoa (AS) ja modifioitua Ashworthin asteikkoa (MAS) käytetään pääasiassa kliinisessä mittauskäytössä ja tutkimuksessa lihastonuksen arvioimiseen eri potilasryhmillä. Asteikkojen (taulukko 2) käyttäminen saattaa olla luotettavampaa yläraajojen lihastonusta arvioitaessa. (Pandyan ym. 1999.) Vaikka MAS onkin laajimmin levinnyt lihastonuksen arvioimiseen käytetty asteikko (Bakheit ym. 2003; Allison ym. 1996), saattaa alkuperäinen versio kuitenkin olla luotettavampi (Pandyan ym. 1999; Haas ym. 1996). Haasin ym. (1996) tutkimuksessa ero ei ollut kuitenkaan tilastollisesti merkitsevä ( $p > 0.05$ ). Vastoin Blackburnin ym. (2002) löydöksiä Gregson ym. (1999) totesi, että MAS on luotettava menetelmä alaraajojen lihastonusta arvioitaessa myös silloin kun toistomittauksen suorittivat eri mittaajat.

TAULUKKO 2. Ashworthin asteikko (AS) ja modifioitu Ashworthin asteikko (MAS) lihastonuksen määrittämiseksi (mukaeltu Pandyan ym. 1999).

SCORE	ASHWORTH SCALE (AS) (DEVELOPED BY ASHWORTH 1964)	MODIFIED ASHWORTH SCALE (MAS) (DEVELOPED BY BOHANNON & SMITH 1987)
AS 0 MAS 0	No increase in tone	No increase in muscle tone
AS 1 MAS 1	Slight increase in tone giving a catch when the limb was moved in flexion or extension	Slight increase in muscle tone, manifested by a catch and release or by minimal resistance at the end of the range of motion when the affected part(s) is moved in flexion or extension.
AS 2 MAS 1+		Slight increase in muscle tone, manifested by a catch, followed by minimal resistance throughout the remainder (less than half) of the ROM (range of movement).
AS 3 MAS 2	More marked increase in tone but limb easily flexed.	More marked increase in muscle tone through most of the ROM, but affected part(s) easily moved.
AS 4 MAS 3	Considerable increase in tone - passive movement difficult.	Considerable increase in muscle tone passive, movement difficult.
AS 5 MAS 4	Limb rigid in flexion or extension.	Affected part(s) rigid in flexion or extension.
MAS 9		Unable to test

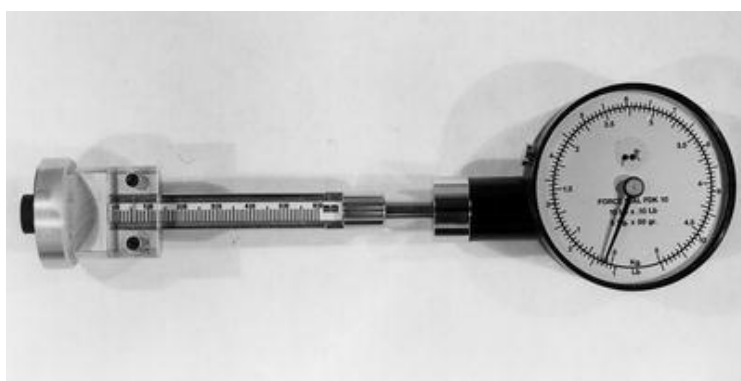
Smithin ym. (2002) tutkimuksessa yhdistettiin MAS ja passiivisen lihaksen venytysnopeuden mittaaminen lihastonusta arvioitaessa. Tämä venytysnopeuden huomioiva uusi menetelmä todettiin luotettavammaksi kuin pelkkä MAS. Se on myös suhteellisen yksinkertainen käyttää, koska siinä testaja arvioidessaan lihastonusta huomioi lisäksi nivelen passiivisen liikelaajuuden ja liikkeeseen kuluneen ajan, joista lasketaan keski-

peus. Eri asteikkojen käytön luotettavuudesta on osittain ristiriitaisia tuloksia, mutta niiden käyttäminen kliinisessä työssä ja tutkimuksessa on suositeltavaa, kun kyseiset menetelmät saadaan vakioitua paremmin (Pandyan ym. 1999; Allison ym. 1995).

### 4.3.3 Myotonometrit

Lihastonuksen mittaamiseksi on suunniteltu perinteisen palpoinnin ja asteikkojen lisäksi erilaisia myotonometreiksi kutsuttuja laitteistoja, joiden toiminta perustuu kudoksen kykyyn vastustaa ulkoisesti tuotettua voimaa (Fischer 1987a). Ensimmäiset myotonometrit kehitettiin 1800- ja 1900-luvun vaihteessa (Ylinen ym. 1995). Tämän jälkeenkin useita menetelmiä on esitetty pehmytkudoksen palautuvuutta kuvaavan lihastonuksen mittaamiseksi. Useimmat näistä eivät kuitenkaan ole olleet tarpeeksi yksinkertaisia kliiniseen käyttöön. (Fischer 1987b.)

Yksinkertaisin myotonometreistä on manuaalinen kudoksen komplianssin mittauslaite (TCM, kuva 12), jonka on useiden tutkimusten mukaan todettu olevan käyttökelpoinen ja luotettava väline lihastonuksen arvioimiseen dominoivan ja ei-dominoivan raajan välillä (Fischer 1987b) sekä eri henkilöiden toimiessa mittaajina (Airaksinen & Pöntinen 1990; Jansen ym. 1990; Leonard ym. 2003).



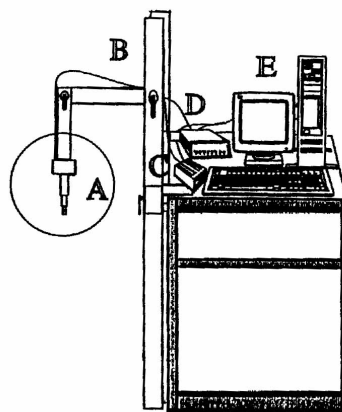
KUVA 12. Manuaalinen kudoksen komplianssin mittauslaite (Incel ym. 2002).

Mittauksessa anturin pää (pinta-ala  $1 \text{ cm}^2$ ) painetaan mitattavaan kudoksen kohtaan kunnes ennalta valittu voimataso (voidaan säädellä 5 kg:n asti) saavutetaan ja tämä havaitaan mittarin asteikolta. Mittauksessa levyn muotoinen nollataso asettuu alkuperäisen

kudostason pinnalle ja liukuu mittarin asteikkoa ylöspäin, kun samalla pienempi anturi painautuu kudokseen nollassa levyn keskellä liukuen. Anturi ja nollassa pysyvät samassa suhteessa toisiinsa mittauksen lopettamisen jälkeen. Lihastonusta kuvaava anturin uppoamissyvyys luetaan mittauksen suorittamisen jälkeen mittarin varteen kiinnitetystä asteikolta. (Fischer ym. 1987a; Gordon 1964.) Eri tutkimusten mukaan manuaalisella TCM-laitteella voidaan havaita kvantitatiivisesti ja objektiivisesti:

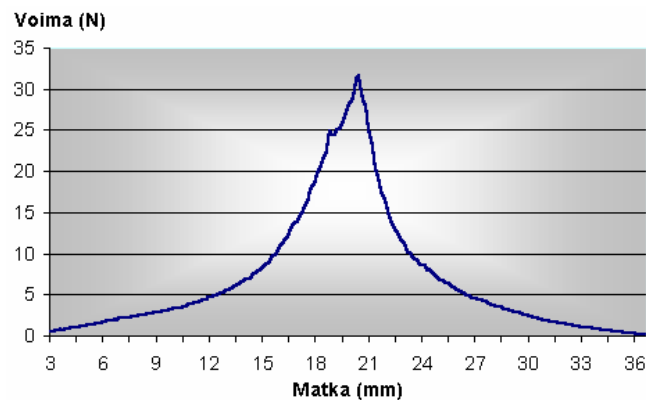
- 1) kudoksen jäykkyyden tai pehmeuden muutoksia, jotka ovat aiheutuneet spasmin ja spastisuuden (Leonard ym. 2001; Maruishi ym. 2001; Haney 1998; Gordon 1964) tai velttouden ja alentuneen lihastonuksen takia (Fischer ym. 1987a; Fischer ym. 1987b)
- 2) paikallista turvotusta, tulehdusta ja arpikudosta (Fischer ym. 1987a)
- 3) kasvaimia ja paiseita (Fischer ym. 1987a)
- 4) välittömiä ja pitkäaikaisia lääkityksen tai fysioterapian aiheuttamia muutoksia lihaksistoon (Fischer ym. 1987a; Fischer ym. 1987b)

Lihastonuksen mittaamiseksi on kehitetty myös tietokoneohjattu myotonometri (kuva 13), joka on valmistettu kliiniseen ja tutkimuskäyttöön mittaajasta johtuvien virheiden vähentämiseksi (Ylinen ym. 1995). Leonardin ja Mikhailenokin (2000) mukaan tietokoneohjatulla myotonometrillä voidaan mitata lihaksen stiffnessiä, lihastonusta, lihaksen komplianssia, lihasvoimaa ja spastisuuden vakavuusastetta.



KUVA 13. Tietokoneohjattu kudoksen komplianssin mittauslaitteisto. A: anturi, B: säädeltävä kehikko mahdollistaa anturin liikkeen eri kulmissa eteen, taakse, ylös ja alas, C: rekisteröintiyksikkö rekisteröi anturista saadun datan ja lähettää sen tietokoneelle, D: moottoria ohjaava yksikkö kontrolloi anturin nopeutta ja liikettä, E: Tietokone. (Ylinen ym. 1995.)

Tietokoneohjattuun komplianssin mittauslaitteistoon kuuluvat PC, rekisteröintiyksikkö, moottori (ohjaa raiteilla kulkevaa anturia vakionopeudella) ja moottoria ohjaava yksikkö. Jousitettu anturi (pään pinta-ala  $1 \text{ cm}^2$ ) on asetettu tiukasti säädeltävään kehiköön, joka puolestaan on kiinnitetty liikkumattomasti tutkimuspöytään. Anturin pää painautuu pinnallisesti tukikudosta vasten ohjelmoidulla vakionopeudella. PC ohjaa koko mittaustapahtumaa, jota voidaan kontrolloida reaaliajassa näytöltä: laitteen käyttäjä pystyy ohjelmoimaan anturin maksimivoiman (0-50 N), vakioidun liikenopeuden (0-5 mm/s), etenemismatkan (0-50 mm) ja toistojen lukumäärän. PC kerää dataa sen ajan, kun anturi on liikkeessä. Anturin on oltava suorassa kulmassa ( $90^\circ$ ) mitattavan pinnan tangentiin nähden. Vaihtoehtoisesti mittauksessa on mahdollista vakioida joko anturin kulkema matka (uppoamissyvyys) tai pehmytkudoksen anturiin kohdistama maksimivoima. Mittauksen aikana PC:n näytölle tulostuu matka-voima -käyrä (kuva 14). Lihastonus mitataan automaattisesti käyrän alle jäävästä pinta-alasta, joka on samalla pehmytkudoksen ulkoisen voiman vastustukseen käyttämä työmäärä. (Ylinen ym. 1995.)



KUVA 14. Lihastonusmittaus tietokoneohjatulla mittauslaitteistolla. PC:n näytölle tulostuu matka-voima -käyrä (mukaeltu Ylinen ym. 1995.)

Tehty työ korreloi suoraan anturin kulkemaan matkaan ( $W = F_s$ ) voiman ollessa vakiona ja näin ollen työmäärä voidaan esittää myös lihastonuksena. Työmäärän laskiessa lihastonus on suurempi, koska tällöin anturi kulkee lyhyemmän matkan samalla voimatasolla. On myös huomattavaa, että mikäli mittauksen aikana esiintyy tahdonalaista lihassolujen sähköistä aktiivisuutta, lihastonuksen sijasta mitataan tällöin kudoksen komplianssia. Tietokoneohjatun lihastonuksen mittauslaitteiston on todettu olevan hyvin toistettava menetelmä (variaatiokerroin  $CV \% \leq 0,7$ ). (Ylinen ym. 1995.)

## 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, ONGELMAT JA HYPOTEESIT

### Tutkimuksen tarkoitus:

- 1) Kuvailta lihastonusta ilmiönä ja selvittää miten se muuttuu ikääntymisen myötä tutkimalla nuorten, keski-ikäisten ja ikääntyvien ei-harjoittelevien miesten koehenkilöryhmiä.
- 2) Selvittää onko lihastonus yhteydessä neuromuskulaariseen suorituskyyyn nuorilla, keski-ikäisillä ja ikääntyvillä ei-harjoittelevilla miehillä.
- 3) Selvittää miten useiden vuosien nopeus-, voima- ja tehoharjoittelu on vaikuttanut lihastonuksen ilmenemiseen yleisurheilun nopeuslajien urheilijoilla verrattuna samanikäisiin ei-harjoitteleviin nuoriin miehiin.
- 4) Selvittää voidaanko lihastonusta käyttää yhtenä neuromuskulaarista suorituskyyä kuvaavana mittarina yleisurheilun nopeuslajien urheilijoilla.

### Tutkimusongelmat:

- 1) Miten lihastonus muuttuu ikääntymisen myötä?
- 2) Onko lihastonus yhteydessä eri ikäisten ei-harjoittelevien miesten neuromuskulaariseen suorituskyyyn?
- 3) Miten harjoitustausta näkyy lihastonuksen ilmenemisenä?
- 4) Voidaanko lihastonusmittausta käyttää yhtenä neuromuskulaarista suorituskyyä kuvaavana tekijänä urheilijoilla?

### Työhypoteesit:

- 1) Lihastonus kasvaa ikääntymisen myötä johtuen hermolihaskäijestelmän rakenteellisten ominaisuuksien muuttumisesta: erityisesti lihasmassan vähene- misestä (Larsson ym. 1979; Dutta ym. 1997; Aniansson ym. 1986), mutta myös lihas- ja sidekudoksen elastisuuden vähenemisestä ja jäykkyyden lisääntymisestä (Kubo ym. 2003; Kubo ym. 2001b; Shadwick 1990; Viidik 1968) sekä kudosten vesipitoisuuden vähentymisestä (Kenney & Buskirk 1995; von Zglinicki 1988; Lustyik 1986).

- 2) Pienempi lihastonus on yhteydessä eri ikäisten ei-harjoittelevien miesten parempaan neuromuskulaariseen suorituskyykyyn ja erityisesti suurempaan maksimivoimantuottoon johtuen lähinnä lihaspoikkipinta-alan ja maksimivoimaominaisuuksien korkeasta positiivisesta korrelaatiosta (Narici ym. 1996; Kawakami ym. 1995; Keen ym. 1994; Jones ym. 1989).
- 3) Lihastonus on pienempi yleisurheilun nopeuslajien urheilijoilla verrattuna ei-harjoitteleviin samanikäisiin miehiin lähinnä johtuen nopeita syklistä supistumis-rentoutumistapahtumia sisältävästä harjoitustaustasta (Kubo ym. 2000a; Siff 2000).
- 4) Tietokoneohjattua lihastonusmittausta voidaan käyttää yhtenä neuromuskulaarista suorituskyykyä kuvaavana tekijänä urheilijoilla. Todennäköisesti manuaalinen lihastonusmittari ei ole riittävän selektiivinen erottelemaan terveiden ihmisten erilaisia lihastonustasoja toisistaan. (Leonard ym. 2001; Maruishi ym. 2001; Haney 1998; Fischer 1987a; Fischer 1987b; Gordon 1964.)

## 6 MENETELMÄT

### 6.1 Koehenkilöt

Tutkimukseen osallistuneet miespuoliset koehenkilöt jaettiin neljään tutkimusryhmään iän ja harjoitustaustan mukaisesti: pikajuoksijat (n = 18), nuoret (n = 8), keski-ikäiset (n = 23) ja ikääntyvät (n = 21). Pikajuoksuryhmään pääsyn kriteerinä pidettiin 11,80 sekunnin 100 metrin tulosta edeltävän kesän kilpailukaudelta. Pikajuoksuryhmässä piiritettiin kansalliselle tasolle kuuluneiden urheilijoiden päälajit jakaantuivat seuraavasti: 100 - 200 metriä (9), 400 metriä - 400 metrin aidat (2), pika-aidat (1), seiväs (2), pituus (2), kolmiloikka (1) ja ottelut (1). Nuorten miesten ryhmän koehenkilöt olivat aktiivisesti kuntoilua harrastavia yliopisto-opiskelijoita. Pyrkimyksenä oli, että pikajuoksuryhmä ja nuorten miesten ryhmä olisivat ikärakenteeltaan samanlaisia. Keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmässä koehenkilöt harrastivat kuntoliikuntaa vähän tai ei ollenkaan. Koehenkilöiden antropometriset taustatiedot on kuvattu taulukossa 3.

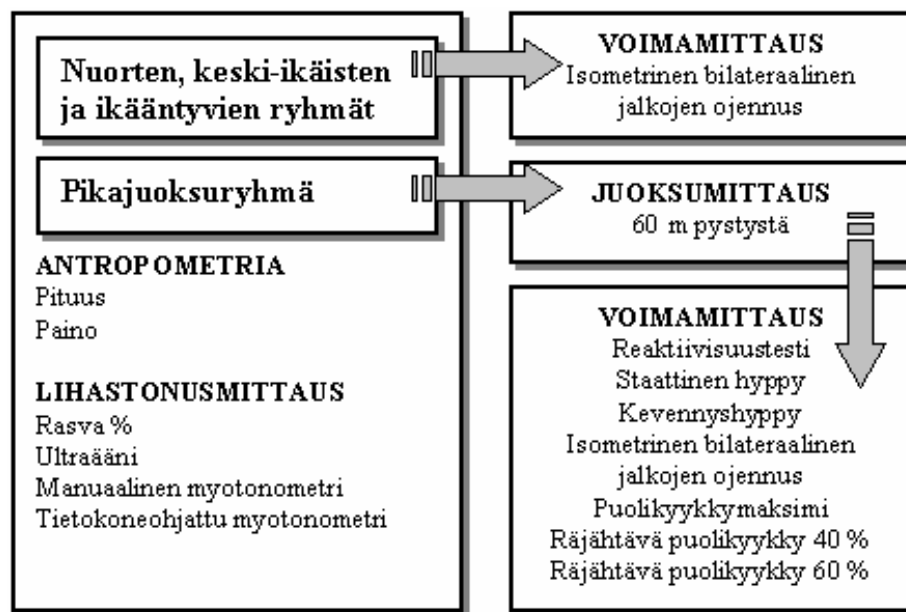
TAULUKKO 3. Koehenkilöiden antropometriset taustatiedot (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta SD). A = eroaa tilastollisesti keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmistä ( $p < 0,001$ ). B = eroaa tilastollisesti ikääntyvien ryhmästä ( $p < 0,001$ ).

	Pikajuoksijat (n = 18)	Nuoret (n = 8)	Keski-ikäiset (n = 23)	Ikääntyvät (n = 21)
Ikä (v)	23,6 $\pm$ 4,3 <sup>A</sup>	23,1 $\pm$ 1,6 <sup>A</sup>	53,3 $\pm$ 2,5 <sup>B</sup>	64,3 $\pm$ 3,6
Pituus (cm)	179,2 $\pm$ 4,4	179,1 $\pm$ 6,5	177,5 $\pm$ 6,9	176,3 $\pm$ 5,8
Paino (kg)	76,7 $\pm$ 5,5	78,2 $\pm$ 6,9	75,3 $\pm$ 8,5	78,3 $\pm$ 8,9

Kaikki koehenkilöt olivat terveitä ja vapaaehtoisesti tutkimuksessa mukana. Ennen mittauksia koehenkilöt allekirjoittivat kirjallisen suostumuksen tutkimukseen osallistumisesta (liite 2). Tutkimukseen osallistuneille koehenkilöille kerrottiin tutkimukseen liittyvistä mahdollisista riskitekijöistä ja he olivat tietoisia, että ovat oikeutettuja keskeyttämään tutkimuksessa mukanaolon missä vaiheessa tahansa. Kaikki tutkimuksessa mukana olleet koehenkilöt suoriutuivat kuitenkin mittauksista hyvin. Yksi pikajuoksuryhmän koehenkilöistä ei pystynyt tekemään puolikyykyä ollenkaan selkäongelmista johtuen ja toinen jätti maksimaalisen puolikyykyyn tekemättä samoista syistä. Hänen kohdallaan räjähtävät suoritukset tehtiin oletetusta maksimista. Lisäksi yksi pikajuoksuryhmän koehenkilöistä ei pystynyt juoksemaan vammaatilanteesta johtuen.

## 6.2 Tutkimusasetelma

Tutkimus tehtiin kolmessa eri vaiheessa: 1) Keski-ikäiset ja ikääntyvät koehenkilöt mitattiin tammikuussa 2003, 2) nuorten miesten ryhmä mitattiin toukokuussa 2003 ja 3) pikajuoksuryhmä mitattiin huhtikuussa 2004. Pikajuoksuryhmällä oli tuolloin käynnissä kevään intensiivinen peruskuntokausi. Laboratoriomittaukset (antropometria, lihastonus ja voima) suoritettiin Jyväskylässä Liikuntabiologian laitoksen mittaustiloissa. Juoksumittaukset suoritettiin Hipposhallissa. Tutkimuksen mittausten kulku koehenkilöryhmittäin on esitetty kuvassa 15.



KUVA 15. Tutkimuksen mittausten kulku koehenkilöryhmittäin.

Eri ikäisten koehenkilöryhmien tutkimustulosten tarkoituksena oli selittää lihastonusta ikääntymiseen liittyvänä ilmiönä. Lisäksi nuorten miesten koehenkilöryhmä toimi kontrollina pikajuoksuryhmälle, kun tarkasteltiin harjoitustaustan vaikutusta lihastonuksen ilmentymiseen. Nuorten, keski-ikäisten ja ikääntyvien miesten tutkimusryhmien mittaukseen kuuluivat antropometria-, lihastonus- ja voimamittaukset. Verryttelyineen ja esivalmisteluineen näiden ryhmien mittaus kesti yhteensä noin 45 minuuttia/henkilö. Pikajuoksuryhmällä mittaus koostui neljästä osiosta: antropometria-, lihastonus-, juoksu- ja voimamittaukset. Mittauksen kesto oli noin 2 tuntia/henkilö alkuverryttelyineen ja esivalmisteluineen.



## 6.3 Aineiston keräys ja analysointi

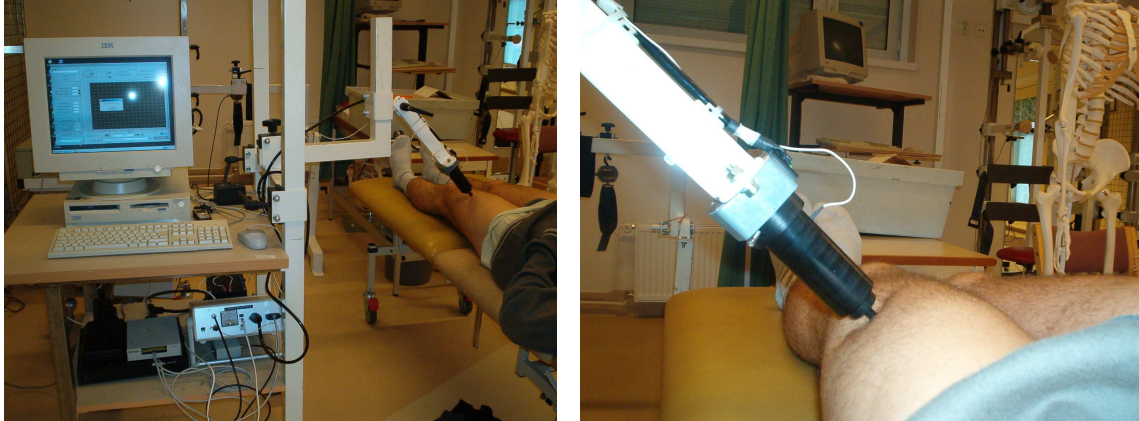
Aineiston keräys ja analysointi tapahtuivat samojen periaatteiden mukaisesti kaikilla tutkimusryhmillä. Ennen mittauksen alkamista nuorten, keski-ikäisten ja ikääntyvien miesten ryhmät suorittivat vakioidun alkuverryttelyn, johon kuului kuntopyörän polkemista (10 min) ja verryttelyliikkeitä (10 min). Pikajuoksijat suorittivat oman alkuverryttelynsä (kesto n. 20 minuuttia) ennen mittausten alkua johtuen erityisesti juoksumittauksen vaativuudesta ja suuresta loukkaantumisriskistä. Kaikkien ryhmien kohdalla ohjeistuksena oli pitää mittausta edeltävä päivä lepopäivänä tai vähintäänkin kuormituksetaan kevyenä.

### 6.3.1 Lihastonusmittaus

Antropometrinen mittausten (pituus, paino) jälkeen koehenkilöt siirtyivät lihastonusmittaukseen, joka aloitettiin rasvaprosentin mittaamisella (Durnin & Rahaman 1967) neljän pisteen ihopoimumenetelmällä (rasvasaket: mittariosa John Bull British Indication ja pihtiosa Harper Caliber). Ihonalaisen rasvakudoksen sekä reisilihaksen (m. vastus lateralis ja m. vastus intermedius) paksuus mitattiin ultraäänilaitteella (Aloka Fan-sonic SSD -190) samasta kohdasta mistä myös lihastonusmittaus suoritettiin. Ultraäänimittauksen (Kanehisa ym. 1994) aikana koehenkilö istui tuolin reunalla selkä suorassa polvikulman ollessa 90 astetta ja reisien pysyessä täysin rentoina. Mittaus toistettiin kahteen kertaan ja mittausten keskiarvo otettiin lopulliseksi tulokseksi.

Lihastonus mitattiin m. vastus lateraliuksen päältä pinnallisesti polven lateraalisen nivelraon ja spina iliaca anterior superiorin välisen linjan puolesta välistä. Lihastonus mitattiin ensin manuaalisesti (kuva 12) (Fischer 1987a; Fischer 1987b; Leonard ym. 2001) ja sen jälkeen tietokoneohjatulla laitteella (kuva 13, kuva 16) (Ylinen ym. 1995). Mittauksen aikana koehenkilö makasi liikkumatta ja mahdollisimman rennosti selällään tutkimuspöydällä. Koehenkilön pään ja polvien alle asetettiin pehmusteet, lisäksi hänen jalkansa sidottiin yhteen nilkoista ylimääräisen liikkeen estämiseksi. Näin varmistettiin, että reisilihas pysyi mahdollisimman rennossa asennossa. Mittauksen aikana koehenkilöä kehoitettiin olemaan puhumatta ja jännittämättä tahdonalaisesti lihaksiaan. Tietoko-

neohjatun lihastonustittauksen aikana rekisteröitiin lihasaktiivisuutta m. vastus latera-  
liksesta (VL), m. vastus medialiksesta (VM) ja m. biceps femoriksesta (BF). Millään  
ryhmällä ei havaittu tahdonalaista sähköistä aktiivisuutta lihastonustittauksen aikana.



KUVA 16. Vasemmalla tietokoneohjattu myotonometri käyttövalmiudessa ja oikealla käynnissä oleva lihastonustittaus.

Manuaalinen lihastonustittaus suoritettiin käsikäyttöisellä myotonometrillä (Fischer 1987a; Fischer 1987b; Leonard ym. 2001). Mittauksessa anturi painettiin 3 kg:n voimaan asti ja katsottiin anturin uppoamissyvyys myotonometrillä Fischerin (1987a) kuvaamalla tavalla. Mittaus toistettiin kolme kertaa ja mittauksen keskiarvo otettiin lopulliseksi tulokseksi. Molemmilla mittaustavoilla anturi asetettiin 90° kulmaan mittauskohdan ihon tasoon nähden. Tietokoneohjattu lihastonustittaus suoritettiin vakionopeudella ( $2 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ ) vakiovoimaan asti (30 N) Ylisen ym. (1995) kuvaamalla tavalla. Lihastonustittaus eli lihaksen absorboima työmäärä laskettiin Microsoft Excel 2000 -ohjelman avulla tulostuneen matka-voima -käyrän alle jääneestä pinta-alasta seuraavaan kaavaan perustuen.

$$W (mJ) = F \cdot s \quad [1],$$

missä  $F$  = anturiin kohdistuva voima (N) ja  $s$  = anturin kulkema matka tietyllä voimatasolla (mm).

Tietokoneohjatusta lihastonustittauksen mittauslaitteistosta saadun absoluuttisen lihastonustittauksen (mJ) lisäksi laskettiin suhteelliset lihastonustittaukset jakamalla absoluuttinen arvo a) VL:n lihaspaksuudella (abs./VL, mJ/cm), b) VL:n ja VIM:n yhteenlasketulla lihaspaksuudella (abs./VL+VIM, mJ/cm) ja c) VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen yh-

teenlasketulla kudospaksuudella (abs./VL+VIM+rasva, mJ/cm. Näin pyrittiin poistamaan lihastonumittaukseen vaikuttavat lihaskudoksen ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuus. Suhteellisen lihastonuksen avulla tarkoituksena olikin päästä tarkastelemaan muita lihastonukseen vaikuttavia tekijöitä kuten lihastonusta ylläpitävien motoristen yksiköiden spontaania sähköistä aktiivisuutta (keskushermostosta tulevia impulsseja) ja niiden yhteyttä neuromuskulaariseen suorituskykyyn. Lihastonumittauksen toistettavuutta (Leonard ym. 2003; Airaksinen & Pöntinen 1990; Jansen ym. 1990; Fischer 1987b) arvioitiin keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmissä viikon välein tehdyllä manuaalisella ja tietokoneohjatulla lihastonumittauksella.

### 6.3.2 Juoksumittaus

Juoksumittauksessa pikajuoksijat suorittivat 2-3 maksimaalista 60 metrin juoksua pystylähdöllä. Juoksujen välillä pidettiin noin viiden minuutin tauko. Parittaiset valokennot sijoitettiin lantion korkeudelle lähtöön, 30 metrin, 40 metrin ja 60 metrin kohdille. Paikaltaan suoraan eteenpäin toteutettu pystylähtö tapahtui 0,7 m ensimmäisen kennon takaa. Lopulliseen analyysiin otettiin mukaan 60 metrin kokonaisajan lisäksi kiihdytysnopeus (0-30 m) ja maksiminopeus (30-60 m) nopeimmasta suorituksesta, jonka kriteerinä käytettiin nopeinta aikaa 30-40 metrin välillä.

Juoksuaskeleen aikaiset reaktivoimat mitattiin 10 metriä pitkän ja 0,9 metriä leveän voimalevyn avulla, johon oli kytketty yhteen yhdeksän pienempää voimalevyä (8 kpl TR-testi, Suomi, mittaustaajuus 150 Hz ja 1 kpl Kistler, Sveitsi, mittaustaajuus 400 Hz). Voimalevyjono sijaitsi maksimaalisessa 60 metrin juoksuosuudessa 30-40 metrin välissä. Voimalevyn voimasignaali (pysty- ja vaakavoimat) vahvistettiin ja siirrettiin tietokoneelle (Acodas-ohjelma). Juoksun voimasignaalien analysointi tapahtui F-codas- ja Hyppy (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos) -ohjelmilla.

Juoksunopeus voimalevyn kattavan 10 metrin matkalla saatiin 30-40 metrin välille pystytettyjen valokennojen avulla. Askelpituus saatiin voimalevyn päälle 10 metrin matkalle rullattuun tutkimuspöytäkreppiin jääneistä piikkarin jäljistä. Askeltiheys voi-

malevyjen matkalla ja yksittäisissä askeleissa erikseen laskettiin seuraavan kaavan avulla.

$$F \text{ (Hz)} = v \cdot l^{-1} \quad [2],$$

missä  $v$  = juoksunopeus ( $m \cdot s^{-1}$ ) ja  $l$  = askelpituus ( $m$ ).

Juoksuaskeleen tukivaiheen jarrutus- ja työntö -vaiheiden (etutuki- ja takatukivaiheet) muutoskohta määritettiin reaktiovoimien vaakavoimasignaalin avulla. Negatiivisen vaakavoiman saavuttaessa nollatason muuttuu tukivaiheen jarruttava osa työntäväksi (Mero & Komi 1986). Jarrutus- ja työntövaiheille analysoitiin erikseen keskiarvoinen ja maksimaalinen vaakaa-, pysty- ja nettoresultanttivoima sekä vastaava nettoresultanttivoiman keskimääräinen voimantuottokulma. Kontaktiaika saatiin summaamalla tukivaiheen jarrutus- ja työntöajat yhteen. Lentoaika määritettiin vaakavoimasignaalista kahden peräkkäisen askelkontaktin välisenä aikana. Em. muuttujat raportoitiin kaikkien askelten keskiarvoina.

### 6.3.3 Voimamittaus

Kaikissa voimamittauksissa tauot suoritusten välissä pidettiin koehenkilön oman tunteen mukaisesti 2-4 minuutin mittaisina. Koehenkilöitä kannustettiin ja ohjeistettiin pyrkimään aina mahdollisimman nopeaan ja tehokkaaseen, maksimaaliseen suoritukseen. Suorituksista paras valittiin mukaan lopulliseen analyysiin. Mikäli etukäteen määritetyllä viimeisellä yrityksellä suoritus parani yli 5 % edelliseen parhaaseen tulokseen nähden otettiin vielä ylimääräinen yritys. Voimamittauksissa käytetyt voimalevyanturi-signaalit vahvistettiin ja taltioitiin CODAS -tiedonkeruujärjestelmällä (Dataq Instruments, Inc.) 1024 Hz:n näytteenottotaajuudella tietokoneelle. Voima-analyytit suoritettiin Voima- ja Hyppy (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos) -ohjelmilla.

#### Reaktiivisuustesti

Pikajuoksuryhmän voimamittaukset alkoivat reaktiivisuustestillä, jossa koehenkilöt suorittivat kaksi jatkuvaa kuuden päkiäponnistuksen sarjaa kontaktimatolla (Newtest Power-timer). Suoritusten välissä pidettiin 2-4 minuutin tauko. Kädet tehostivat vapaasti

maksimaalisia ja nopeita ponnistuksia, joissa polvet pyrittiin pitämään mahdollisimman suorina. Koehenkilöitä kehoitettiin suorittamaan hyppyt mahdollisimman nopealla kontaktilla mahdollisimman korkealle. (Kyröläinen 2004.) Paremman suorituksen kahden parhaan hypyn keskiarvo kirjattiin lopulliseksi tulokseksi seuraavan kaavan mukaisesti.

$$P (W \cdot kg^{-1}) = 2 \cdot g \cdot h \cdot t^{-1} \quad [3],$$

missä  $h$  = painopisteen nousukorkeus (m),  $g = 9,81 (m \cdot s^{-2})$  ja  $t$  = kontaktiaika (s).

### **Staattinen hyppy ja kevennyshyppy**

Pikajuoksuryhmän voimamittauksia jatkettiin staattisella ja kevennyshypyllä, jotka suoritettiin voimalevyn päällä. Välittömän palautteen antamiseksi voimalevyn päällä oli kontaktimatto, jonka avulla saatiin selville hypyn lentoaika. Staattisen hypyn lähtöasennossa polvikulma oli n.  $90^\circ$ , kädet lanteilla ja selkä suorana. Koehenkilöä ohjeistettiin siten, että ala-asennossa tapahtuneen pysäytyksen kesto oli noin sekunti. Maksimaalinen ponnistus tehtiin suoraan ylöspäin ilman esikevennystä tai ylävartalon avustusta. Kevennyshypyssä suoritettiin nopea esikevennys n.  $90^\circ$  polvikulmalle, josta tapahtui maksimaalinen ponnistus suoraan ylöspäin.

Molemmissa hypyissä alastulo ohjeistettiin tekemään päkiälle suurin jaloin polvien lukkiutumatta. (Kyröläinen 2004.) Kolmesta yrityksestä lopulliseen analyysiin otettiin mukaan nousukorkeudeltaan paras suoritus molemmista hypyistä. Staattisesta ja kevennyshypyistä analysoitiin painopisteen nousukorkeus konsentrisen vaiheen nettoimpulssin avulla sekä konsentrisen vaiheen voimantuottoaika, keski- ja maksimivoima. Kevennyshypyistä analysoitiin lisäksi eksentrisen vaiheen keski- ja maksimivoima. Painopisteen nousukorkeus laskettiin myös kontaktimatolta saadun lentoajan perusteella kaavasta.

$$h (m) = g \cdot t^2 \cdot 8^{-1} \quad [4],$$

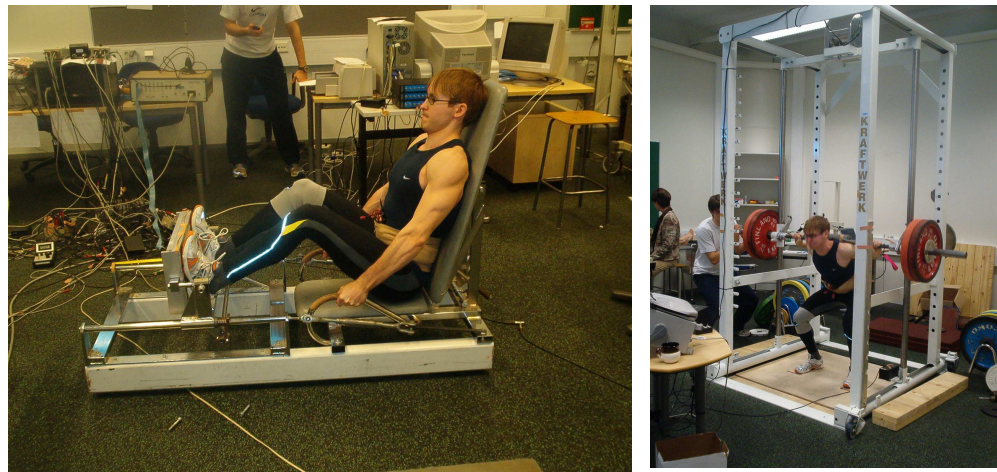
missä  $g = 9,81 (m \cdot s^{-2})$  ja  $t$  = mitattu lentoaika (s).

### **Isometrinen bilateraallinen jalkojen ojennus**

Kaikilta koehenkilöiltä mitattiin isometrisen jalkojen ojennuksen maksimivoima bilateraalisesti dynamometrissä (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos)  $107^\circ$  polvi-

kulmalla ja  $110^\circ$  lonkkakulmalla (Komi 1973), yrityksiä oli kaksi tai kolme. Analyysin mukaan otetun parhaan suorituksen kriteerinä pidettiin saavutettua maksimivoimaa ja voima-aika -käyrän muotoa. Suorituksen aika pakarat ja ristiselkä pidettiin kiinni dynamometrin istuimessa ja selkänojassa vetämällä kädensijoista itseään kiinni penkkiin (kuva 17 vasemmalla). Jalkapohjat pidettiin kiinni voimalevyssä, joka oli suorituksen aikana pystysuorassa lattiaan nähden. (Ahtiainen & Häkkinen 2004.)

Koehenkilöitä ohjeistettiin tuottamaan maksimaalisesti ja mahdollisimman nopeasti voimaa voimalevyä vasten aloituskomennosta noin kolmen sekunnin ajan (Häkkinen & Komi 1986). Loppukomentoon koehenkilöitä ohjeistettiin tekemään mahdollisimman nopea rentoutus kuitenkin jalkojen pysyessä koko ajan kiinni voimalevyssä. Parhaasta suorituksesta määritettiin maksimivoiman lisäksi voimantuottonopeus (RFD) ja voima-aika -käyrältä tuotettu voima ensimmäisen 500 ms:n aikana. Lisäksi määritettiin puoli-relaksaatioaika 85 %:n voimatasoon perustuen.



KUVA 17. Vasemmalla isometrinen bilateraalin jalkojen ojennus dynamometrissä ja oikealla puolikyökyn smith-laite.

### **Puolikyökky**

Puolikyökky suoritettiin erikoisvalmisteisessa Smith –laitteessa (Kraftwerk), joka mahdollisti tangon liikeradan myös horisontaalisesti eteen - taakse suunnassa (kuva 17 oikealla). Konsentrisen lihastyön tehon määrittämiseksi puolikyökkyt suoritettiin noin puolen sekunnin pysäytyksen jälkeen polvikulman ollessa lähtötilanteessa  $90^\circ$ . Ensin katsottiin jokaisen koehenkilön kohdalla kulmamittarilla oikea polvikulma ja säädettiin tehoa mittaavaan potentiometrin (McBride ym. 2002; Newton ym. 1997) vaijeriin kytketty

äänimerkki samaan kohtaan. Eksentrisen alaslasku tehtiin rauhallisesti ja suoritusta ohjattiin koko ajan sanallisesti pysähtymiskohdassa kuuluvan äänimerkin lisäksi.

Viidellä nostoyrityksellä pyrittiin löytämään jokaiselle koehenkilölle maksimaalinen kuorma puolikykyyn. Tämän jälkeen tehtiin räjähtävät suoritukset 40 ja 60 %:lla maksimikuormasta. Molemmilla kuormilla tehtiin kaksi yritystä. Räjähtävissä puolikykyissä ohjeistuksena oli lisäksi, että tarkoituksena ei ollut hypätä vaan tulla mahdollisimman räjähtävästi korkealle päkiälle. Potentiometri sijaitsi kohtisuoraan toisen tangon pään alla ja mittasi tangon kulkemaa matkaa ja aikaa (Izquierdo ym. 2002). Ballistic Measurement System (BMS) –ohjelman (Innervations, Indiana, USA) avulla pystyttiin laskemaan liikkuvaan tankoon tuotettu teho seuraavan kaavan perusteella.

$$P(W) = F \cdot v \quad [5],$$

missä alustaan tuotettu voima  $F = mg$  (N) ja  $v =$  tankoon tuotettu liikenopeus ( $m \cdot s^{-1}$ ).

Tehoa laskettaessa koehenkilön massa lisättiin tangossa olevaan kuormaan. Lopullisiksi muuttujiksi valittiin maksimaalisen puolikykyyn ja räjähtävien suoritusten konsentrisen voimantuottoalueen huipputeho, keskimääräinen teho, huippunopeus, huippuvoima, maksimaalinen voimantuottonopeus ja huippuvoimantuottoon käytetty aika. Räjähtävistä suorituksista lopulliseen analyysiin otettiin mukaan suoritus, jossa tankoon tuotettu maksiminopeus oli parempi. Suoritusta analysoitaessa tehon laskentaan otettiin mukaan liike lähtöasennosta täyteen ojennukseen, mahdollinen irtoaminen maasta jätettiin analyysin ulkopuolelle. Turvallisuusnäkökohta huomioitiin käyttämällä voimannostovyötä ja Smith –laitteen varmistusrautoja.

## 6.4 Tilastollinen käsittely

Tilastolliset analyysit suoritettiin SPSS 11.01 for Windows tilastoanalyysiohjelman sekä Microsoft Excel 2000 -ohjelman avulla. Muuttujien arvot muutettiin logaritmisiksi selkälaisissa tilanteissa, joissa eri käsittelyjen varianssit poikkesivat toisistaan (Levenen varianssien yhtäsuuruustesti). Ryhmien välisten erojen analysoimiseen käytettiin yksisuuntaista varianssianalyysimenetelmää (ANOVA) ja erot paikannettiin post hoc -tes-

tillä (Fisherin least significant differences (LSD) -testi). Muuttujien välisiä yhteyksiä tarkasteltiin Pearsonin kaksisuuntaisen tulomomenttikorrelaatiokertoimen avulla. Tilastollisina menetelminä koehenkilöjoukon kuvaamisessa käytettiin keskiarvoa ja keskihajontaa ( $\pm$  SD). Keskiarvon keskivirhettä ( $\pm$  SE) käytettiin kuvissa. Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi asetettiin  $p < .05$ . Tilastollisen merkitsevyyden suuruuden kuvaamiseksi on käytetty tähtisymbolia seuraavasti: tilastollisesti merkitsevä \* =  $p < .05$ , tilastollisesti hyvin merkitsevä \*\* =  $p < .01$  ja tilastollisesti erittäin merkitsevä \*\*\*  $p < .001$ .

Manuaalisen ja tietokoneohjatun lihastonusmittauksen toistettavuutta kuvattiin mittauskertojen sisäisellä korrelaatiokertoimella (ICC = intraclass correlation coefficient, kaksisuuntainen) sekä mittauskertojen välisellä variaatiokertoimella (CV % = interassay coefficient of variation). Mittauskertojen välisten tulosten tilastollisia eroavaisuuksia tarkasteltiin kaksisuuntaisen parittaisen Studentin t-testin avulla.



## 7 TULOKSET

### 7.1 Lihastonusmittauksen toistettavuus

Manuaalisen ja tietokoneohjatun myotonometrin käytön toistettavuutta arvioitiin keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmissä viikon välein tehdyllä lihastonusmittauksella. Toistettavuutta kuvaavat mittauskertojen sisäiset korrelaatiokertoimet (ICC), mittauskertojen väliset variaatiokertoimet (CV %) sekä mittauskertojen välisten tulosten tilastollisia eroavaisuudet (t-testi) on esitetty taulukossa 4. Tuloksista havaitaan, että mittauskertojen väliset tulokset eivät olleet tilastollisesti erilaisia, vaan korreloivat erittäin merkittävästi toisiinsa: manuaalinen  $r = 0,96$  ( $p < 0,001$ ) ja tietokoneohjattu  $r = 0,91$  ( $p < 0,001$ ). Molemmat menetelmät olivat hyvin toistettavia, mutta tietokoneohjatun myotonometrin variaatiokerroin oli kuitenkin selvästi alhaisempi kuin manuaalisen myotonometrin (1,4 vs. 5,1).

TAULUKKO 4. Tietokoneohjatun ja manuaalisen myotonometrin toistettavuustulokset viikon välein suoritetuissa lihastonusmittauksissa (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta SD). ICC = intraclass correlation coefficient. (\*\*\*) =  $p < 0,001$ )

	Keski-ikäiset (n = 23)	Ikääntyvät (n = 21)	Yhdistetyt ryhmät (n = 44)
Ensimmäinen mittauskerta			
• Tietokoneohjattu (mJ)	175 $\pm$ 32	175 $\pm$ 34	169 $\pm$ 30
• Manuaalinen (mm)	19 $\pm$ 3	21 $\pm$ 4	20 $\pm$ 3
Toinen mittauskerta			
• Tietokoneohjattu (mJ)	173 $\pm$ 25	177 $\pm$ 39	175 $\pm$ 32
• Manuaalinen (mm)	19 $\pm$ 2	21 $\pm$ 4	20 $\pm$ 3
Sisäinen korrelaatio ICC			
• Tietokoneohjattu	0,90***	0,93***	0,91***
• Manuaalinen	0,93***	0,97***	0,96***
t-testi			
• Tietokoneohjattu	0,57	0,28	0,74
• Manuaalinen	0,25	0,87	0,44
Variaatiokerroin CV %			
• Tietokoneohjattu	0,8	1,7	1,4
• Manuaalinen	1,3	0,2	5,1

## 7.1 Lihastonuksen yhteys sen taustatekijöihin

Lihastonukseen vaikuttavista taustatekijöistä pikajuoksuryhmällä lihaskudoksen paksuus oli tilastollisesti hyvin merkitsevästi korkeampi ( $p < 0,01$ ) ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuus alhaisempi ( $p < 0,001$ ) muihin ryhmiin verrattuna. Nuorilla miehillä lihaskudoksen paksuus oli puolestaan tilastollisesti merkitsevästi korkeampi ( $p < 0,05$ ) kuin keski-ikäisillä ja ikääntyvillä henkilöillä. Koko kehon rasvaprosentti oli pikajuoksijoilla ja nuorilla miehillä keski-ikäisiä ja ikääntyviä alhaisempi ( $p < 0,001$ ). Lisäksi keski-ikäisten koko kehon rasvaprosentti oli ikääntyviin verrattuna tilastollisesti erittäin merkitsevästi alhaisempi ( $p < 0,001$ ). Koehenkilöryhmien lihastonukseen vaikuttavia taustatekijöitä on esitetty taulukossa 5.

TAULUKKO 5. Koehenkilöryhmien lihastonukseen vaikuttavia taustatekijöitä (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta SD). VL = vastus lateralis, VIM = vastus intermedius. A = eroaa tilastollisesti kaikista ryhmistä. B = eroaa tilastollisesti keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmistä. C = eroaa tilastollisesti ikääntyvien ryhmästä. (\* =  $p < 0,05$ ; \*\* =  $p < 0,01$ ; \*\*\* =  $p < 0,001$ )

	Pikajuoksijat (n = 18)	Nuoret (n = 8)	Keski-ikäiset (n = 23)	Ikääntyvät (n = 21)
Rasva %	13,7 $\pm$ 1,9 <sup>B***</sup>	13,9 $\pm$ 2,4 <sup>B***</sup>	22,4 $\pm$ 2,9 <sup>C***</sup>	25,9 $\pm$ 3,7
Ihonalainen rasvakudos (cm)	0,3 $\pm$ 0,1 <sup>A***</sup>	0,6 $\pm$ 0,4	0,6 $\pm$ 0,2	0,6 $\pm$ 0,2
VL (cm)	2,5 $\pm$ 0,3 <sup>B**</sup>	2,4 $\pm$ 0,4 <sup>B*</sup>	2,1 $\pm$ 0,4	2,1 $\pm$ 0,5
VL + VIM (cm)	4,4 $\pm$ 0,5 <sup>B**</sup>	4,5 $\pm$ 0,5 <sup>B*</sup>	3,9 $\pm$ 0,5	3,8 $\pm$ 0,7

Tietokoneohjatun lihastonusmittarin tuloksia tulkittaessa on otettava huomioon, että pienempi sekä absoluuttinen (mJ) että kudospaksuuteen suhteutettu (mJ/cm) lukuarvo tarkoittavat käytännössä suurempaa lihastonusta. Kun kaikki ryhmät yhdistettiin tietokoneohjatun lihastonusmittauksen kohdalla, havaittiin, että iän kasvaessa lihastonus kasvoi tilastollisesti merkitsevästi (absoluuttinen  $r = -0,68$ ;  $p < 0,001$  ja suhteellinen  $r = -0,41 - -0,54$ ;  $p < 0,01$ ). Ihopoinumenetelmällä mitattu rasvaprosentti oli tilastollisesti yhteydessä absoluuttiseen ja suhteelliseen lihastonukseen, jotka kasvoivat rasvaprosentin kasvaessa (absoluuttinen  $r = -0,58$ ;  $p < 0,001$  ja suhteellinen  $r = -0,27 - -0,44$ ;  $p < 0,05 - 0,01$ ).

Ihonalaisen rasvakudoksen paksuuden kasvaessa absoluuttinen ( $r = -0,51$ ;  $p < 0,001$ ) ja suhteellinen lihastonus ( $r = -0,38 - -0,54$ ;  $p < 0,01$ ) kasvoivat tilastollisesti merkitsevästi. Lisäksi absoluuttinen lihastonus oli yhteydessä VL:n ( $r = 0,50$ ;  $p < 0,001$ ), yhdistetyn

VL:n ja VIM:n ( $r = 0,51$ ;  $p < 0,001$ ) sekä yhdistetyn VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen ( $r = 0,30$ ;  $p < 0,05$ ) paksuuteen siten, että näiden kudospaksuuksien kasvaessa lihastonus pieneni tilastollisesti merkitsevästi (taulukko 6).

TAULUKKO 6. Lihastonukseen vaikuttavien taustatekijöiden yhteys absoluuttiseen ja suhteelliseen lihastonukseen tietokoneohjatulla myotonometrillä mitattuna. Taulukossa on esitetty Pearsonin tulomomentti-korrelaatiokertoimet sekä merkitsevyydet. Tarkastelussa kaikki koehenkilöryhmät on yhdistetty. (\* =  $p < 0,05$ ; \*\* =  $p < 0,01$ ; \*\*\* =  $p < 0,001$ )

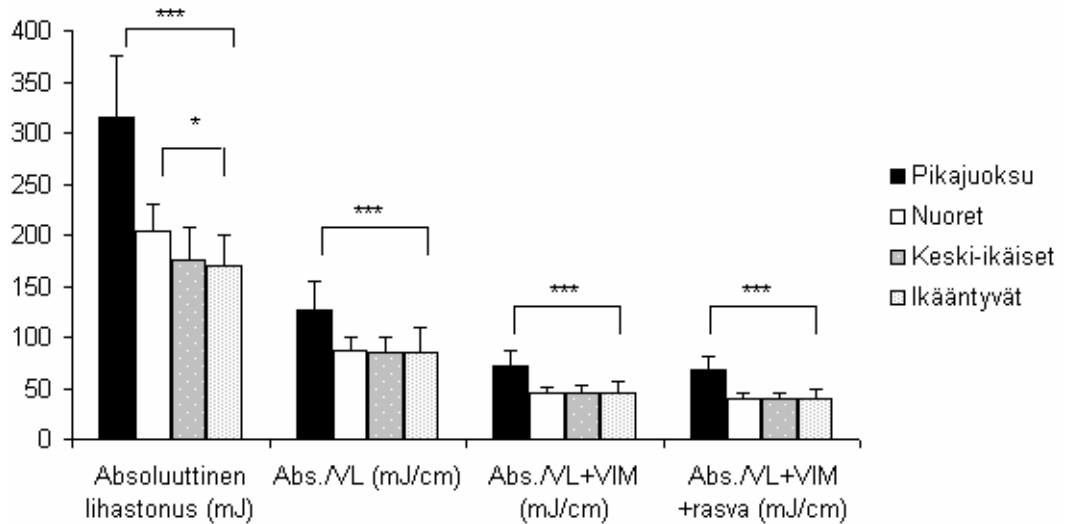
Lihastonus	Absoluuttinen (mJ)	Suhteellinen Abs./VL (mJ/cm)	Suhteellinen Abs./VL+VIM (mJ/cm)	Suhteellinen Abs./VL+VIM + rasva (mJ/cm)
Ikä (v)	-0,68***	-0,41**	-0,50**	-0,54**
Pituus (cm)	0,05	-0,13	-0,14	-0,08
Paino (kg)	0,12	0,03	0,18	0,16
Rasvaprosentti (%)	-0,58***	-0,27*	-0,37**	-0,44**
VL (cm)	0,50***	-0,15	0,16	0,23
VL+VIM (cm)	0,51***	0,01	0,05	0,14
Ihonalainen rasvakudos (cm)	-0,51***	-0,38**	-0,43**	-0,54**
Kudospaksuus yhteensä (cm)	0,30*	-0,00	-0,09	-0,05

Manuaalisella myotonometrillä saadut tulokset eri ryhmien välillä olivat samankaltaisia (pikajuoksuryhmä  $18 \pm 3$  mm, nuoret  $18 \pm 2$  mm, keski-ikäiset  $19 \pm 3$  mm ja ikääntyvät  $20 \pm 3$  mm) ja niinpä tilastollisia eroavaisuuksia ryhmien välille ei löytynyt. Tästä johtuen manuaalisen lihastonusmittauksen tulokset jätettiin huomioitta lopullisia yhteyksiä analysoitaessa.

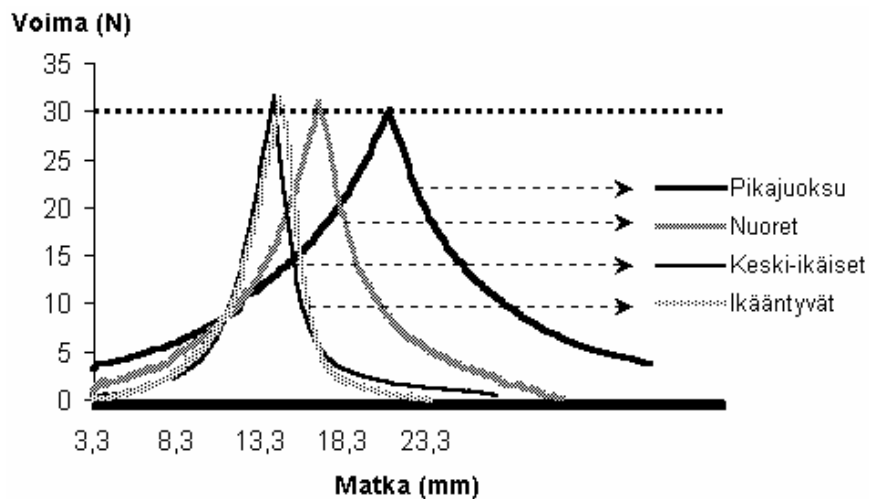
## 7.2 Lihastonus, ikääntyminen ja harjoitustausta

Tietokoneohjatun lihastonusmittauksen mukaan pikajuoksuryhmällä oli tilastollisesti erittäin merkitsevästi ( $p < 0,001$ ) pienempi absoluuttinen ja suhteellinen lihastonus kuin kaikilla kontrolliryhmillä. Pikajuoksuryhmällä absoluuttinen lihastonusarvo oli  $316 \pm 60$  mJ, nuorilla miehillä  $205 \pm 26$  mJ, keski-ikäisillä  $175 \pm 32$  mJ ja ikääntyvillä  $169 \pm 30$  mJ. Nuorilla miehillä absoluuttinen lihastonus oli tilastollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) pienempi kuin keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmässä, mutta suhteellisessa lihastonuksessa ei havaittu eroja. Keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmässä ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroavaisuuksia absoluuttisissa eikä suhteellisissa lihastonusarvoissa. Tieto-

koneohjatun lihastonusmittauksen absoluuttiset ja suhteelliset tulokset eri ryhmissä on esitetty kuvassa 18. Tietokoneohjatun lihastonusmittauksen aikana PC:n näytölle tulostuneet tyypilliset käyrät on ryhmittäin esitetty kuvassa 19.



KUVA 18. Tietokoneohjatun myotonometrin absoluuttiset ja kudospaksuuteen suhteutetut lihastonusmittauksen tulokset ryhmittäin (keskiarvo  $\pm$  keskivirhe SE). (\* =  $p < 0,05$ ; \*\*\* =  $p < 0,001$ )



KUVA 19. Tietokoneohjatussa lihastonusmittauksessa PC:n näytölle tulostuneet tyypilliset matka-voima -käyrät ryhmittäin.

Pikajuoksuryhmän absoluuttinen lihastonus tietokoneohjatulla myotonometrillä mitattuna oli 55 % pienempi kuin nuorilla miehillä, 81 % pienempi kuin keski-ikäisillä ja 86 % pienempi kuin ikääntyvillä. Suhteellinen lihastonus oli pikajuoksuryhmällä pienempi kaikkiin muihin ryhmiin verrattuna seuraavasti: VL:n lihaspaksuuteen suhteutettu noin

48 %, VL:n ja VIM:n yhdistettyyn lihaspaksuuteen suhteutettu noin 58 % sekä VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen yhteispaksuuteen suhteutettu noin 71 %. Nuorten miesten ryhmän absoluuttinen lihastonus oli 19 % pienempi kuin keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmissä.

### 7.3 Lihastonuksen yhteys neuromuskulaariseen suorituskyykyyn

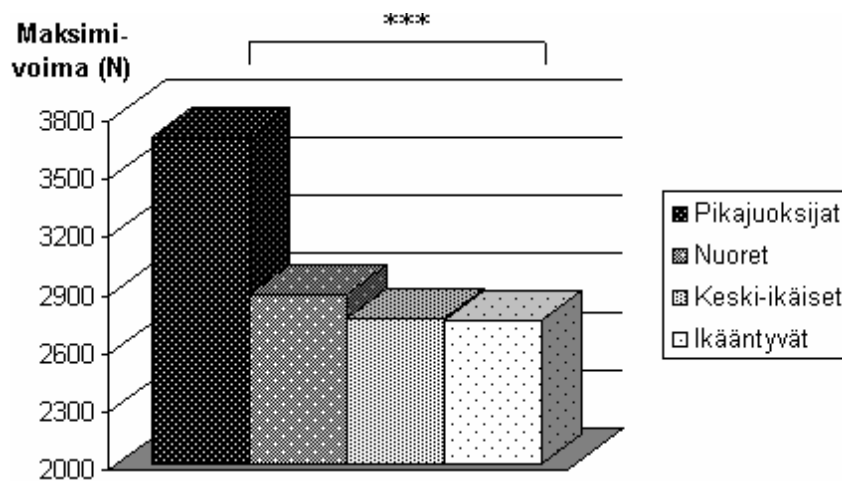
Isometrisessä bilateraalissa jalkojen ojennuksessa pikajuoksijat tuottivat tilastollisesti erittäin merkitsevästi suuremman ( $p < 0,001$ ) maksimivoiman (kuva 20) ja voiman ensimmäisten 500 ms:n aikana kuin muiden ryhmien koehenkilöt. Maksimaalinen voimantuottonopeus pikajuoksijoilla oli keski-ikäisiä ja ikääntyneitä ( $p < 0,001$ ) sekä nuoria miehiä ( $p < 0,05$ ) suurempaa. Lisäksi pikajuoksuryhmän puolirelaksaatioaika oli tilastollisesti hyvin merkitsevästi lyhyempi ( $p < 0,01$ ) kuin keski-ikäisten ryhmässä. Nuorilla maksimaalinen voimantuottonopeus oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi ( $p < 0,01$ ) kuin keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmässä, vaikka maksimivoimantuotossa ei eroja havaittukaan. Koehenkilöryhmien bilateraalisen jalkojen ojennuksen tulokset on esitetty taulukossa 7.

TAULUKKO 7. Koehenkilöryhmien isometrisen bilateraalisen jalkojen ojennuksen tulokset (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta SD). A = eroaa tilastollisesti kaikista ryhmistä. B = eroaa tilastollisesti keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmistä. C = eroaa tilastollisesti keski-ikäisten ryhmästä. D = eroaa tilastollisesti nuorten ryhmästä. (\* =  $p < 0,05$ ; \*\* =  $p < 0,01$ ; \*\*\* =  $p < 0,001$ )

	Pikajuoksijat (n = 18)	Nuoret (n = 8)	Keski-ikäiset (n = 23)	Ikääntyvät (n = 21)
Maksimivoima (N)	3684 $\pm$ 864 <sup>A***</sup>	2876 $\pm$ 766	2749 $\pm$ 599	2739 $\pm$ 617
Maksimaalinen voimantuottonopeus, RFD (N*m/s)	24085 $\pm$ 5881 <sup>B***D*</sup>	19494 $\pm$ 6579 <sup>B*</sup>	14914 $\pm$ 4546	14012 $\pm$ 4431
Voimantuotto 0-500 ms (N)	3228 $\pm$ 693 <sup>A***</sup>	2432 $\pm$ 709	2204 $\pm$ 630	2128 $\pm$ 577
Puolirelaksaatioaika (ms)	89 $\pm$ 49 <sup>C**</sup>	104 $\pm$ 78	223 $\pm$ 185	183 $\pm$ 171

Pikajuoksijoilla sekä absoluuttinen ( $r = 0,62$ ) että suhteellinen lihastonus ( $r = 0,63 - 0,69$ ) olivat tilastollisesti hyvin merkitsevästi ( $p < 0,01$ ) yhteydessä maksimivoimantuottoon isometrisessä bilateraalissa jalkojen ojennuksessa siten, että lihastonuksen pienentyessä tuotettu maksimivoima kasvoi. Samoin oli tilanne ensimmäisen 500 ms:n

aikana tuotetun voiman suhteen. Nuorten miesten ryhmässä lihastonuksen yhteyksiä isometrisen bilateraalisien jalkojen ojennuksen muuttujiin ei havaittu. Sen sijaan keski-ikäisillä miehillä absoluuttinen lihastonus ( $r = 0,56$ ;  $p < 0,01$ ), VL:n ja VIM:n yhteispaksuuteen suhteutettu lihastonus ( $r = 0,53$ ;  $p < 0,01$ ) sekä VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen yhteispaksuuteen ( $r = 0,56$ ;  $p < 0,01$ ) suhteutettu lihastonus olivat yhteydessä maksimivoimantuottoon. Keski-ikäisillä lisäksi ensimmäisen 500 ms:n aikana tuotettu voima oli yhteydessä absoluuttiseen lihastonukseen ( $r = 0,42$ ;  $p < 0,05$ ).



KUVA 20. Isometrisen bilateraalisien jalkojen ojennuksen keskiarvoinen maksimivoima ryhmittäin. (\*\*\*) =  $p < 0,001$

Ikääntyvillä VL:n lihaspaksuuteen ( $r = 0,58$ ;  $p < 0,01$ ), VL:n ja VIM:n yhteispaksuuteen ( $r = 0,53$ ;  $p < 0,05$ ) sekä VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen yhteispaksuuteen ( $r = 0,44$ ;  $p < 0,05$ ) suhteutettu lihastonus oli yhteydessä maksimivoimantuottoon. Ikääntyvillä lisäksi VL:n ja VIM:n yhteispaksuuteen suhteutettu lihastonus oli yhteydessä ensimmäisen 500 ms:n aikana tuotettuun voimaan ( $r = 0,49$ ;  $p < 0,05$ ). Kaikissa tapauksissa nimenomaan pienempi lihastonus oli yhteydessä suurempaan voimantuottoon.

## 7.4 Lihastonuksen yhteys maksimi- ja nopeusvoimantuottoominaisuuksiin pikajuoksijoilla

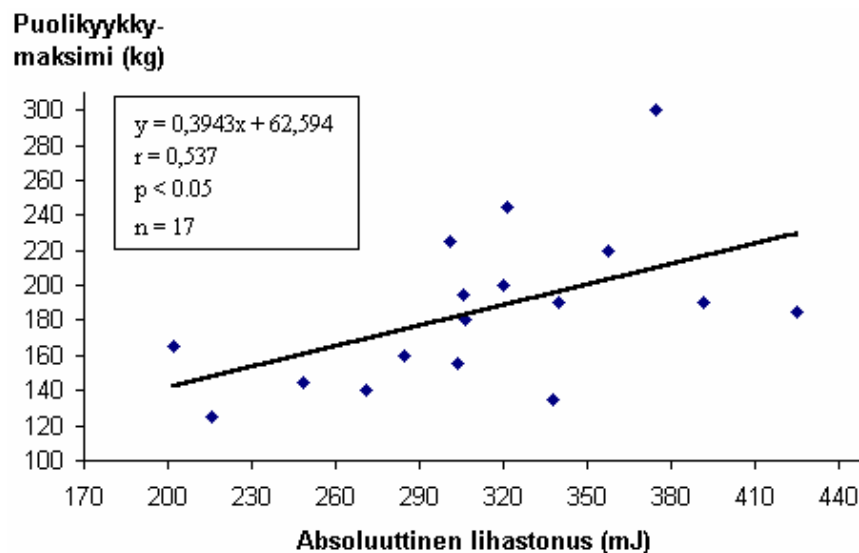
### Reaktiivisuustesti, staattinen hyppy ja kevennyshyppy

Pikajuoksuryhmän reaktiivisuustestin keskimääräinen tulos oli  $54,0 \pm 8,7$  W/kg. Tämän havaittiin olevan yhteydessä sekä absoluuttiseen että suhteelliseen lihastonukseen tilas-

tollisesti merkitsevästi ( $p < 0,05$ ) korrelaatiokertoimen ollessa välillä 0,48-0,54. Mitä pienempi lihastonus sitä suuremmat tehot painokiloa kohti koehenkilöt pystyivät keskimääräisesti tuottamaan reaktiivisuushyppelyn aikana. Staattisen hypyn ja kevennyshyppyn muuttujiin (liite 1) lihastonuksella ei havaittu olevan yhteyttä.

### Puolikyky

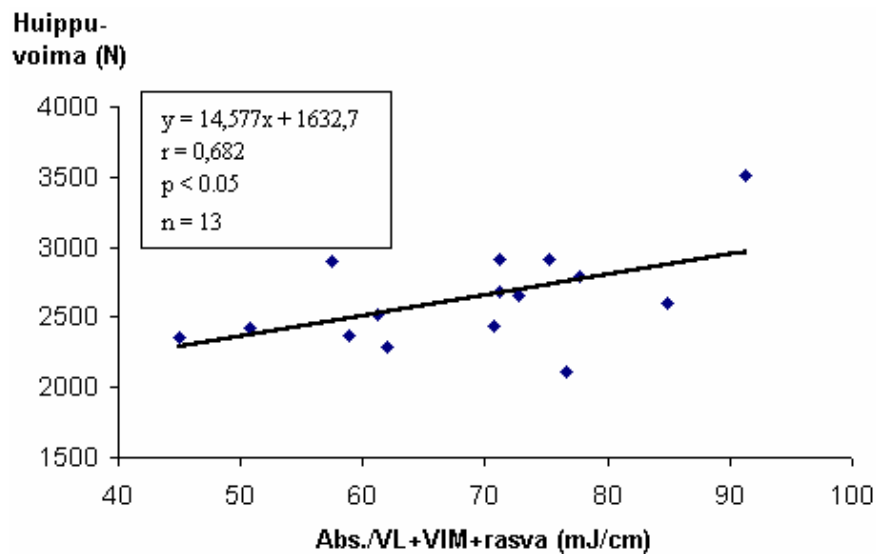
Maksimikykyssä nostetun kilomäärän havaittiin olevan tilastollisesti merkitsevästi yhteydessä absoluuttiseen lihastonusiin ( $r = 0,52$ ;  $p < 0,05$ ) ja hyvin merkitsevästi yhteydessä suhteelliseen lihastonusiin ( $r = 0,67-0,73$ ;  $p < 0,01$ ). Pienemmän lihastonuksen omaavat nostivat keskimääräisesti katsottuna enemmän maksimipuolikykyä (kuva 21). Yhteyttä lihastonuksen ja maksimikykyyn tehoarvojen välillä ei havaittu. Puolikykyksuoritusten tulokset ovat nähtävissä liitteessä 1.



KUVA 21. Absoluuttisen lihastonuksen yhteys puolikykymaksimiin.

Räjätävien puolikykyksuoritusten kohdalla havaittiin yhteys ainoastaan suhteellisen lihastonuksen ja huippuvoimantuoton osalta molempien 40 ja 60 %:n kuormilla tehtyjen suoritusten yhteydessä. Muihin tehomuuttujiin ei yhteyksiä ollut havaittavissa. 40 %:n kuormalla tehdyssä räjähtävässä puolikykyksuorituksessa VL:n lihaspaksuuteen suhteutettu lihastonus oli tilastollisesti hyvin merkitsevästi yhteydessä huippuvoimantuottoon ( $r = 0,76$ ;  $p < 0,01$ ). Yhdistetyn VL:n ja VIM:n lihaspaksuuteen sekä näiden ja ihonalaisen rasvakudoksen yhteispaksuuteen suhteutetussa lihastonuksessa puolestaan vastaava merkitsevyytaso oli  $p < 0,05$  ( $r = 0,65-0,67$ ).

VL:n lihaspaksuuteen suhteutettu lihastonus oli 60 %:n kuormalla suoritettussa räjähtävässä puolikykyssä tilastollisesti hyvin merkitsevästi yhteydessä huippuvoimantuottoon ( $r = 0,74$ ;  $p < 0,01$ ). Yhdistetyn VL:n ja VIM:n lihaspaksuuteen sekä näiden ja ihonalaisen rasvakudoksen yhteispaksuuteen (kuva 22) suhteutetussa lihastonuksessa vastaava merkitsevyystaso oli  $p < 0,05$  ( $r = 0,66-0,68$ ). Pienemmän lihastonuksen omaavat tuottivat suuremman huippuvoiman räjähtävien 40 ja 60 %:n kuormalla tehtyjen puolikykyksuoritusten konsentrisessa vaiheessa.



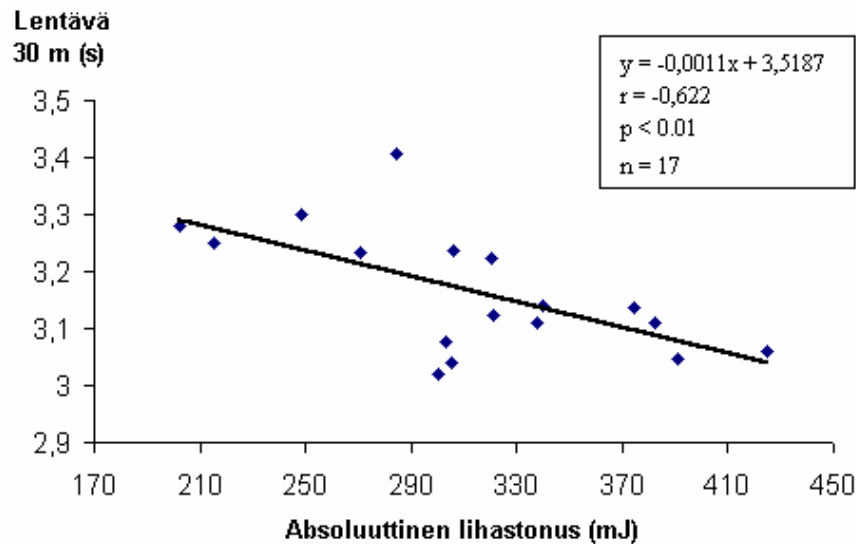
KUVA 22. VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuuteen suhteutetun lihastonuksen yhteys huippuvoimantuottoon 60 %:n räjähtävässä puolikykyksuorituksessa.

## 7.5 Lihastonuksen yhteys maksimaalisen pikajuoksun nopeuteen ja askelparametreihin

Pikajuoksur ryhmän 100 metrin keskiarvoinen tulos kesällä 2004 oli  $11,57 \pm 0,31$  sekuntia. Absoluuttisen ja suhteellisen lihastonuksen havaittiin olevan yhteydessä tähän kilpailutulokseen tilastollisesti hyvin merkitsevästi ( $p < 0,01$ ) korrelaatiokertoimien välillä  $-0,64 - -0,68$  välillä. Toisin sanoen mitä suurempi lihastonusarvo (eli mitä pienempi lihastonus) sitä pienempi 100 metrin aika. Testipäivänä suoritettuun 60 metrin maksimaalisen pystylähdön kokonaisaikaan lihastonuksen yhteyttä ei havaittu. Maksiminopeuden vaiheeseen (30-60 metrin välinen aika, kuva 23) sekä absoluuttinen että suhteellinen lihastonus olivat tilastollisesti hyvin merkitsevästi yhteydessä ( $r = -0,62 - -$



0,69;  $p < 0,01$ ). Sama ilmiö havaittiin 30-40 metrin väliltä mitattuun aikaan eli mitä suurempi lihastonusarvo (pienempi lihastonus) sitä pienempi aika maksiminopeuden vaiheessa. Kiihdytysnopeuden vaiheeseen (0-30 m) absoluuttisella ja suhteellisella lihastonuksella ei havaittu olevan yhteyttä.

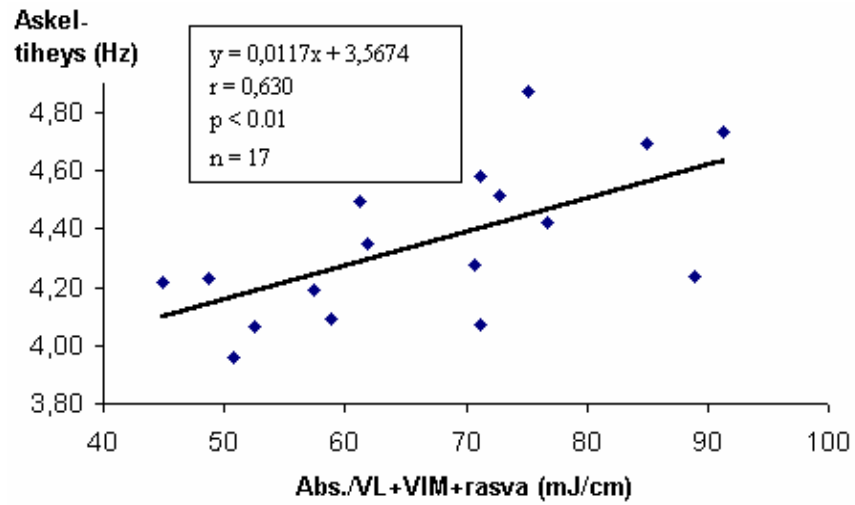


KUVA 23. Absoluuttisen lihastonuksen yhteys maksiminopeuteen.

Askelparametreista pienemmän absoluuttisen ja suhteellisen lihastonuksen havaittiin olevan tilastollisesti hyvin merkitsevästi ( $r = -0,65 - -0,68$ ;  $p < 0,01$ ) yhteydessä lyhyempään kontaktiaikaan ja työntöaikaan ( $r = -0,64 - -0,72$ ;  $p < 0,01$ ). Lentoaikaan ja jarrutusvaiheen aikaan lihastonuksella ei havaittu olevan yhteyttä. Pienempi suhteellinen lihastonus (kuva 24) oli tilastollisesti hyvin merkitsevästi yhteydessä suurempaan askeltiheyteen ( $r = 0,61-0,63$ ;  $p < 0,01$ ). Absoluuttisen lihastonuksen yhteyttä askeltiheyteen ei havaittu. Lisäksi askelpituuteen ei havaittu yhteyksiä absoluuttisen eikä suhteellisen lihastonuksen osalta. Juoksumittauksen askelparametrien ja nopeusmuuttujien arvot on esitetty liitteessä 1.

Maksiminopeuden vaiheesta (30-40 m) mitattujen askelsykylien reaktivoimien suhteen havaittiin yhteys ainoastaan absoluuttiseen, ei suhteelliseen lihastonukseen. Tilastollisesti hyvin merkitsevä yhteys ( $p < 0,01$ ) pienemmän absoluuttisen lihastonuksen sekä suurempien jarrutusvaiheen (keskimääräinen pystyvoima, resultanttinettovoima) ja työntövaiheen (keskimääräinen ja maksimaalinen vaaka- ja pystyvoima, resultanttinetto-

ja maksimivoima) alustaan kohdistuviin reaktivoimien välillä oli korrelaatiokertoimen osalta luokkaa 0,53-0,73. Juoksumittauksen reaktivoimien arvot on esitetty liitteessä 1.



KUVA 24. VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuuteen suhteutetun lihastonuksen yhteys askeltiheyteen maksiminopeuden vaiheessa.

## 8 POHDINTA

Lihastonusta on tutkittu aikaisemmin lähinnä ainoastaan kliinisessä tutkimuskäytössä eri potilasryhmillä (Leonard ym. 2001; Maruishi ym. 2001; Haney 1998; Gordon 1964; Fischer ym. 1987a; Fischer ym. 1987b) ja kvantitatiivisesti mitattavana ilmiönä se ei ole ollut kauan käytössä. Lihastonusta onkin aikaisemmin tutkittu hyvin vähän terveiden ihmisten kohdalla (Kubo ym. 2003) ja urheilijoiden lihastonuksen yhteyttä hermolihasjärjestelmän suorituskykyyn ei suoranaisesti ole aikaisemmin selvitetty (Kubo ym. 2000a; Kubo ym. 2000b). Tämän tutkimuksen päälöydökset olivat lihastonuksen lisääntyminen ikääntymisen myötä ja pienemmän lihastonuksen yhteys korkeampaan neuromuskulaariseen suorituskykyyn ja erityisesti suurempaan maksimivoimantuottoon eri ikäisillä ei-harjoittelevilla henkilöillä sekä yleisurheilun nopeuslajien edustajilla. Nopeuslajien urheilijoilla havaittiin pienempi lihastonus verrattuna samanikäisiin ei-urheileviin henkilöihin. Lisäksi pienemmällä lihastonuksella havaittiin olevan yhteys pikajuoksijoiden suurempaan maksiminopeuteen ja askeltiheyteen, pienempään kontakti- ja työntöaikaan sekä suurempaan työntövaiheen voimantuottoon.

### **Lihastonusmittauksen toistettavuus**

Keski-ikäisten ja ikääntyvien koehenkilöiden ryhmissä viikon välein toteutettu lihastonusmittauksen toistettavuuskoe kertoi mittalaitteiden olevan toistettavia ainakin saman henkilön toimiessa mittaajana. Aikaisemmissa tutkimuksissa (Leonard ym. 2003; Airaksinen & Pöntinen 1990; Jansen ym. 1990) manuaalisen myotonometrin on todettu olevan luotettava myös eri mittaajien välillä. Tässä tutkimuksessa manuaalisen sekä tietokoneohjatun myotonometrin toistomittausten sisäiset korrelaatiokertoimet olivat korkeita ja tilastollisesti hyvin merkitseviä, mikä kertoo osaltaan hyvästä toistettavuudesta.

Toistomittausten välillä ei ollut tilastollisesti merkitseviä eroavaisuuksia kummallakaan mittaustavalla kummankaan ryhmän kohdalla. Toistomittausten välinen variaatiokerroin (CV %) oli yhdistetyllä ryhmällä manuaalisella mittarilla 5,1 ja tietokoneohjatun laitteen kohdalla 1,4. Ylisen ym. (1995) tutkimuksessa tietokoneohjatun laitteen toistomittausten CV % oli  $\leq 0,7$  ja laite todettiin silloin hyvin toistettavaksi. Tässä tutkimuksessakin variaatiokertoimet olivat hyvin pieniä, mutta huomionarvoista oli tietokoneohja-

tun laitteiston manuaalista myotonometriä selvästi pienempi variaatiokerroin. Vaikuttaisikin siltä, että molemmat mittauslaitteet ovat toistettavia menetelmiä lihastonuksen arvioimiseksi, mutta tietokoneohjattu myotonometri soveltuu paremmin terveiden henkilöiden lihastonuksen mittaamiseen kun taas manuaalinen ei ollut riittävän selektiivinen erottelemaan terveiden henkilöiden erilaisia lihastonustasoja toisistaan.

Koska tilastollisesti merkitseviä eroavaisuuksia eri ryhmien välillä ei havaittu manuaalisen lihastonusmittauksen kohdalla, jätettiin sen tulokset huomioimatta tarkasteltaessa lihastonuksen yhteyttä hermolihasjärjestelmän suorituskykyyn. Aikaisemmissa tutkimuksissa manuaalinen lihastonusmittari onkin ollut luotettava apuväline lähinnä kliinisessä diagnosointi-, kuntoutus- ja tutkimuskäytössä eri potilasryhmillä epänormaalin lihastonuksen arvioinnissa (spastisuus Leonard ym. 2001; Maruishi ym. 2001; Haney 1998; Gordon 1964 ja hypotonus Fischer ym. 1987a; Fischer ym. 1987b).

### **Lihastonus ilmiönä**

Lihastonusta käsiteltiin ilmiönä yhdistämällä kaikki ryhmät ja tarkastelemalla koehenkilöiltä mitattujen antropometrinen ominaisuuksien yhteyksiä lihastonuksen ilmenemiseen. Näin havaittiin, että iän lisääntyessä lihastonus kasvaa (ks. lihastonus ja ikääntyminen). Lihastonus ei oletetusti ollut yhteydessä pituuteen ja painoon. Koko kehon rasvaprosentin kasvaessa lihastonus kasvoi, samoin tapahtui reidestä mitatun ihonalaisen rasvakudoksen kohdalla. Näin ollen voidaan sanoa, että suurempi ihonalaisen rasvakudoksen määrä vaikuttaa lihastonusmittauksen tulokseen lihastonusta suurentavana tekijänä, mikä on otettava huomioon mittauksia suoritettaessa. Absoluuttinen lihastonus oli yhteydessä reiden lihaskudoksen paksuuteen ( $r = 0,50$ ;  $p < 0,001$ ) sekä yhdistettyyn ihonalaisen rasvakudoksen ja lihaskudoksen paksuuteen ( $r = 0,30$ ;  $p < 0,05$ ), mutta suhteellisessa lihastonuksessa näitä yhteyksiä ei havaittu. Näin ollen voidaan sanoa, että suhteellinen lihastonus poistaa lihaskudoksen paksuudesta (lihassmassasta) johtuvan tekijän lihastonuksen yhteyksiä selitettäessä.

Suurempi lihaskudoksen paksuus pienentää lihastonusta, koska tällöin passiivinen lihaskudos pystyy absorboimaan enemmän energiaa tiettyä vakioitua ulkoista voimaa vastaan. Lihastonusmittauksessa tämä havaitaan siitä, että paksumpi lihaskudos joustaa enemmän anturia vasten samalla voimatasolla kuin pienemmän poikkipinta-alan omaava lihas. Mielenkiintoista kyllä ihonalaisen rasvakudoksen paksuuden kohdalla

yhteys oli päinvastainen eli mitä paksumpi ihonalaisen rasvakudoksen määrä sitä suurempi oli lihastonus. Tämä saattaa selittyä sillä, että rasvakudos on ominaisuudeltaan vähemmän palautuvaa kuin lihaskudos. Toisaalta yleensä paksun lihaskudoksen yhteydessä on myös vähän ihonalaista rasvakudosta, joka ei näin ollen pääse vaikuttamaan häiritsevästi mittaustulokseen vaan lihastonus muodostuu tällöin pääasiassa lihaskudoksen paksuuden ja rakenteellisten ominaisuuksien sekä lihastonuksen muiden taustatekijöiden mukaan. Tutkimuksen tulosten perusteella voidaan sanoa, että lihastonus on ilmiönä hyvin riippuvainen juuri lihaskudoksen ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuudesta, vaikka tässä tutkimuksessa ei muita lihastonukseen vaikuttavia tekijöitä päästyäkään arvioimaan.

### **Lihastonus ja ikääntyminen**

Nuorten miesten tutkimusryhmän absoluuttinen lihastonus oli selvästi (19 %) pienempi kuin keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmissä. Suhteellisessa lihastonuksessa ei kuitenkaan eroavaisuuksia havaittu. Ultraäänellä mitattu VL:n ja VIM:n lihaspaksuus oli nuorilla huomattavasti suurempi kuin muilla keski-ikäisillä ja ikääntyvillä. Lihasmassalla näyttääkin olevan selkeä yhteys ikääntymisen mukanaan tuomaan lihastonuksen kasvuun. Ihonalaisen rasvakudoksen paksuus ei eronnut tilastollisesti ko. ryhmien välillä, vaikka ihopoimumenetelmällä mitattu rasvaprosentti olikin nuorilla selvästi pienempi kuin keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmissä. Lisäksi koko kehon rasvaprosentti oli keski-ikäisillä selkeästi pienempi kuin ikääntyneiden ryhmässä. Tämä kertonee siitä, että miehillä kehon rasva on kertynyt ikääntyessä muualle kuin reisiin (Fogelholm 1998), joten sillä ei ollut merkitystä lihastonusmittauksen kannalta tässä vertailussa.

Vaikka keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmissä ikärakenne olikin selvästi erilainen, olivat keski-ikäiset kuitenkin suhteellisen lähellä toisiaan ( $53,3 \pm 2,5$  v vs.  $64,3 \pm 3,6$  v), mikä saattoi vaikuttaa siihen ettei näiden ryhmien väliltä absoluuttisen eikä suhteellisen lihastonuksen osalta löytynyt eroavaisuuksia. Toisaalta ultraäänellä mitatuissa VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuuksissakaan ei ollut keski-ikäisten ja ikääntyvien välillä eroavaisuuksia, mikä tukee olettamusta, että ryhmät olivat antropometrialtaan liian samankaltaisia erilaisten lihastonuksien havaitsemiseksi.

Lihastonuksen lisääntymistä ikääntymisen myötä selittänee paitsi inaktiivisuuden lisääntyminen (Reimers ym. 1998) myös suurelta osin juuri hermo-lihasjärjestelmässä ta-

pahtuvat rakenteelliset ja toiminnalliset muutokset, erityisesti lihasmassan pieneneminen (Dutta ym. 1997). Lihastonukseen vaikuttavista rakenteellisista tekijöistä ikääntymisessä havaittavat lihaskudoksen paksuuden pieneneminen (Mühlberg & Sieber 2004), sidekudoksen soluväliaineen laadun jäykistyminen ja elastisuuden heikkeneminen (Kubo ym. 2003; Stone & Karatzaferi 2003) sekä solujen ja kudosten vesipitoisuuden pieneneminen (Kenney & Buskirk 1995; von Zglinicki 1988; Lustyik 1986) todennäköisesti vaikuttavat lihasmassan kasvamiseen ikääntymiseen liittyvänä ilmiönä.

Lihassolujen tiedetään vähentyvän ikääntyessä erityisesti selektiivisistä nopeiden lihas-solujen atrofiasta johtuen (Larsson ym. 1979; Aniansson ym. 1986; Häkkinen ym. 1998). Nopeita lihas-soluja hermottavia motoneuroneita kuolee ikääntymisen seurauksena ja lähellä olevien hitaita lihas-soluja hermottavien motoristen yksiköiden haarat leviävät hermottamaan oman hermosolunsa menettäneitä nopeita lihas-soluja (Larsson ym. 1979; Wilmore 1990). Tästä päätellen lihasmassan ylläpitävä muutamien motoristen yksiköiden ( $\alpha$ -motoneuronit) jatkuva, mutta suhteellisen matala spontaani sähköinen aktiivisuus muuttuisi enemmän hitaiden motoristen yksiköiden ylläpitämäksi. Hypoteettisesti ajateltuna tämä saattaisi vaikuttaa ikääntymiseen liittyvään lihasmassan suurenemiseen johtuen hitaiden motoristen yksiköiden ja lihas-solujen matalammasta ärsytyskynnyksestä ja sen ylläpitämästä suuremmasta jäykkyydestä lepotilassa. Tutkimusnäyttöä aiheesta ei kuitenkaan ole olemassa.

Toisaalta ikääntymiseen liittyvän motoristen yksiköiden aktiopotentialin pitenemisen (Falco ym. 1992; Wang ym. 1999; Xi ym. 1999) ja amplitudin laskun (Hicks ym. 1992) johdosta keskushermostosta tulvien impulssien laatu heikkenee, mikä taas aiheuttaisi lihasmassan pienenemisen. Täytyy kuitenkin muistaa, että lihasmassan ylläpitävien  $\alpha$ - ja  $\gamma$ -motoneuroneiden spontaani sähköinen aktiivisuus on sen verran heikkoa normaalitilassa ettei ikääntymisellä ole siihen todennäköisesti suurta vaikutusta. Tätä olettamusta tukee tutkimuksen löydös, jossa suhteellinen lihasmassa ei ollut yhteydessä ikääntymiseen. Todennäköisesti lihas- ja sidekudoksen rakenteelliset muutokset selittävät hyvin pitkälti lihasmassan lisääntymisen ikääntymisen myötä, ei niinkään keskushermostosta tulevan lihasmassan ylläpitävien motoneuronien spontaanin aktiivisuuden laadun muuttuminen.

### **Lihastonus ja harjoitustausta**

Pikajuoksuryhmällä absoluuttisen ja VL:n paksuuteen suhteutetun lihastonuksen havaittiin olevan n. 50 % pienempi kuin samanikäisillä ei-urheiluvilla nuorilla miehillä. VL:n ja VIM:n yhteispaksuuteen suhteutettu lihastonus oli noin 60 % ja VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen yhteispaksuuteen suhteutettu lihastonus puolestaan noin 70 % pienempi. Nuorten miesten ryhmällä VL:n ja VIM:n lihaskudoksen paksuuden ei havaittu olevan tilastollisesti merkitsevästi erilaisempi kuin pikajuoksijoilla. Näin ollen pikajuoksijoiden pienempää absoluuttista lihastonusta ei voida selittää suuremmalla lihasmassalla, vaan harjoitustaustasta johtuvat lihas- ja tukikudoksen rakenteelliset muutokset selittänevät tämän suurelta osin.

Lihastonusta ilmiönä tarkasteltaessa havaittiin, että paksumpi ihonalaisen rasvakudoksen määrä on yhteydessä nimenomaan suurempaan lihastonukseen. Harjoitustaustaverailussa ihonalaisen rasvakudoksen paksuuden havaittiin olevan pikajuoksuryhmällä selvästi pienempi kuin nuorten miesten ryhmällä, mikä selittääkin osaltaan nuorten miesten suuremman absoluuttisen lihastonuksen. Samoin ero ihonalaisen rasvakudoksen paksuudessa selittää VL:n, VIM:n ja rasvakudoksen yhteispaksuuteen suhteutetun lihastonuksen suuremman eron absoluuttiseen lihastonukseen nähden (50 % vs. 70 %) ryhmien välillä.

Pikajuoksuharjoittelu sisältää syklisiä ja nopeita lihasjännekompleksien supistumisrentoutumis-tapahtumia, joita saattaa tulla yksittäisen harjoituksen aikana useita tuhansia. Tutkimusryhmän koehenkilöt olivat harrastaneet yleisurheilua ja omaa lajiaan säännöllisesti keskimäärin kahdeksan vuoden ajan. Nuorten miesten kontrolliryhmän jäsenet puolestaan olivat yliopisto-opiskelijoita, joilla fyysinen aktiivisuus painottui epäsäännöllisemmin toteutettuun kuntoliikuntaan, pallopeleihin ja kuntosaliharjoitteluun. Näin ollen voidaan arvioida, että pikajuoksijoilla mahdollisesti lihas- ja sidekudoksen elastisuus on lisääntynyt ja viskositeetti vähentynyt sekä lihastonusta ylläpitävien motoneuronien spontaani sähköinen aktiivisuus vähentynyt ajan myötä harjoitustaustan vaikutuksesta. Toki edelleen täytyy muistaa, että tässä tutkimuksessa päästiin tarkastelemaan lihastonuksen vaikuttavista tekijöistä ainoastaan kudospaksuutta.

Tässä tutkimuksessa havaittu pikajuoksijoiden pienempi lihastonus saa tukea aikaisempien tutkimusten löydöksistä, joiden mukaan lihasjännekompleksin komplianssi ja elas-

tisuus ovat olleet pikajuoksijoilla (Kubo ym. 2000a) suurempia ja kestävyysjuoksijoilla pienempiä (Kubo ym. 2000b) kuin ei-harjoittelevilla kontrollihenkilöillä. Kubon tutkimuksissa on tarkasteltu lähinnä janteen ja aponeuroosin pituuden muutoksia ultraäänellä maksimaalisen isometrisen lihastyötavan aikana etureidestä (VL) ja pohkeesta (mediaalinen gastrocnemius, akillesjänne).

Vaikka Kubon tutkimuksissa ei ole suoranaisesti lihastonusta mitattukaan, pystyy komplianssin erot pikajuoksijoilla ja kestävyysjuoksijoilla verrattuna ei-harjoittelevaan normaaliväestöön käsittämään lihasmassaan liittyvänä ilmiönä. Pikajuoksijoilla lihasmassa on usein voimaharjoitustaustasta johtuen suurempi kuin normaaliväestöllä, kun taas kestävyysjuoksijoilla se saattaa olla jopa alhaisempi lajivaatimuksista johtuen. Kestävyysjuoksijoilla lisäksi harjoittelu saattaa helpommin muodostua yksipuoliseksi, lihas- ja sidekudosten jäykkyyttä lisääväksi ja elastisuutta heikentäväksi kuin pikajuoksijoilla, mikä saattaisi näin ollen hermolihasjärjestelmän rakenteellisten muutosten ja harjoitustaustasta johtuvien pitkäaikaisadaptaatioiden johdosta aiheuttaa pikajuoksijoita ja normaaliväestöä suuremman lihastonuksen.

### **Lihastonuksen yhteys neuromuskulaariseen suorituskykyyn**

Nuorilla miehillä isometrisen bilateraalisien jalkojen ojennuksen muuttujien ei havaittu olevan yhteydessä lihastonukseen, mikä saattaa johtua siitä, että tässä ryhmässä koehenkilöiden lukumäärä oli pieni (kahdeksan) verrattuna muihin ryhmiin. Pikajuoksijoiden kohdalla havaittiin selkeä näyttö pienemmän absoluuttisen ja suhteellisen lihastonuksen yhteydestä suurempaan maksimivoimantuottoon sekä suurempaan voimantuottoon ensimmäisen 500 ms:n aikana. Keski-ikäisten ja ikääntyvien ryhmissä trendi oli sama, joskaan sen ei havaittu olevan yhtä voimakas.

Maksimaaliseen voimantuottonopeuteen ja puolirelaksaatioaikaan ei lihastonuksessa havaittu yhteyksiä minkään tutkimusryhmän kohdalla. Tämä saattaa osaltaan johtua ainakin nuorten miesten, keski-ikäisten ja ikääntyvien koehenkilöryhmien kohdalla tottumattomuudesta tuottaa voimaa maksimaalisesti ja nopeasti sekä toisaalta nopea rentoutumisvaihe ei välttämättä aina onnistunut, vaikka sitä sanallisessa ohjeistuksessa painotettiin. Tuloksista voidaan päätellä, että lihastonuksella on yhteys niin ei-harjoittelevien henkilöiden kuin nopeuslajien urheilijoidenkin isometrisiin maksimivoimaominaisuuksiin. Suuri osa yhteydestä selittynee lihasmassalla, mutta mahdollisesti



muutkin lihastonukseen vaikuttavat taustatekijät saattavat aiheuttaa sen, että lepotilassa rennompi lihas pystyy tuottamaan suurempia maksimivoimia lihastyön aikana kuin jäykkä lihas.

### **Lihastonuksen yhteys dynaamiseen maksimi- ja nopeusvoimantuottoon**

Pienemmän absoluuttisen ja suhteellisen lihastonuksen havaittiin olevan yhteydessä suurempaan maksimipuolikykyssä nostettuun kuormaan. Lisäksi pienempi suhteellinen lihastonus oli yhteydessä räjähtävissä 40 ja 60 %:n suorituksissa tuotettuun suurempaan konsentrisen vaiheen huippuvoimaan. Dynaaminen voimantuotto räjähtävissä ja maksimaalisissa suorituksissa näyttäisi siis olevan yhteydessä pienempään lihastonukseen eli rennompaan lihakseen lepotilassa. Löydös on ristiriidassa yleiseen käsitykseen, jonka mukaan lihaksen passiivisella jäykkyydellä olisi itse asiassa maksimivoimantuottokykyä parantava vaikutus. Tulokset voidaan selittää maksimikykyssä nostetun kuorman kohdalla koehenkilöiden lihasmassaan liittyvistä eroista. Aikaisemmissa tutkimuksissa lihasmassan ja lihaksen poikkipinta-alan on havaittu olevan vahvasti yhteydessä maksimivoimantuottokykyyn (Narici ym. 1996; Kawakami ym. 1995; Keen ym. 1994; Jones ym. 1989). Tässä tutkimuksessa keskimääräisesti enemmän lihaskudosta omaavilla henkilöillä oli myös pienempi lihastonus.

Räjähtävien suoritusten huippuvoimantuottoon oli yhteydessä ainoastaan suhteellinen lihastonus, mikä viittaisi siihen, että lihasmassa (lihaskudoksen paksuus) ei täysin selitä tätä yhteyttä. Tässä tutkimuksessa ei mitattu lihasjäykkyyttä suorituksen aikana, joten täysin ei kuitenkaan voida vetää johtopäätöstä, että lepotilassa rennompi lihas omaa paremman valmiuden tuottaa suurta voimaa räjähtävissä liikesuorituksissa. Tämä saattaisi kuitenkin johtua siitä, että levossa lihastonusta ylläpitämien motoneuronien jatkuva sähköinen aktiivisuus on tarpeeksi pieni, jotta lihasspindel ei ole liikaa herkistyneessä tilassa aiheuttaen samalla voimistuneen venytysrefleksin (Enoka 2002, 367) ja heikentyneen voimantuoton venymis-lyhenemis -syklin tyyppisessä liikkeessä. Toisaalta tutkimustulos antaa ymmärtää, että lepotilassa oleva rennompi lihas omaa mahdollisuuden tuottaa enemmän maksimivoimaa verrattuna poikkipinta-alaltaan yhtä suureen ja ominaisuuksiltaan samankaltaiseen lihakseen, jonka lihastonus on selvästi suurempi.

Lihastonuksen ei havaittu olevan yhteydessä staattisen hypyn ja kevennyshypyn muuttujiin. Tämä löydös saa tukea aikaisempien tutkimusten tuloksista. Myös Kubon ym.

(2001a) tutkimuksen mukaan lihaksen passiivinen stiffness ei ollut yhteydessä venymis-lyhenemis-syklin tyypiseen lihastoimintaan. Sen sijaan jänteen stiffnessin merkitys elastisen energian varastoinnista johtuen on huomattava (Kubon ym. 2001a; Kubo ym. 1999). Tämän tutkimuksen perusteella näyttäisikin siltä, että pienempi lihastonus on yhteydessä suurempaan isometrisen maksimivoimantuottoon ja erityisesti suurempaan dynaamisen maksimi- ja räjähtävän voimantuottoon eikä niinkään voimantuottoon yksittäisessä supistumisnopeudeltaan suuressa eksentris-konsentrisessa suorituksessa. Tämä saattaa johtua siitä, että puhtaasti lihaksen jäykkyysominaisuuksilla ei ole niin suurta merkitystä selkeästi venymis-lyhenemis -syklin tyypisessä yksittäisessä suorituksessa, jossa elastisen energian varastointi on suuressa roolissa. Sen sijaan maksimi- ja räjähtävän voimantuoton kohdalla lihastonus nousee suurempaan asemaan lihasmassan merkityksen kautta.

### **Lhastonus nopeuslajien urheilijoiden suorituskykyä kuvaavana muuttujana**

Pikajuoksijoilla absoluuttinen ja suhteellinen lihastonus olivat yhteydessä 100 metrin kilpailutulokseen. Erityisesti yhteys oli havaittavissa maksiminopeuden vaiheeseen, mutta ei kiihdytysvaiheeseen. Ajat olivat sitä nopeampia mitä pienempi oli mitattu lihastonus. Vaikuttaisi siltä, että lepotilassa mitattu lihasjäykkyys ennustaa pikajuoksu-suorituksessa erityisesti maksiminopeuden vaihetta, jossa oleellista on kontrolloidun rento suoritus sekä työskentelevien lihasten oikea-aikainen supistuminen ja rentoutuminen (Dick ym. 1996; Payne & Payne 1981, 215; Hay 1987, 382-400).

Aikaisemmissa tutkimuksissa (Rahmani ym. 2002) lihas- ja niveljäykkyyttä kuvaavan reaktiivisuustestin tuloksen on havaittu olevan yhteydessä erityisesti maksiminopeuden vaiheeseen ja ylläpitoon eikä niinkään kiihdytysvaiheeseen. Samanlaisia tuloksia on saatu juoksun aikaista stiffnessiä mittaamalla (Locatelli 1996; Vittori 1996). Tässä tutkimuksessa lihastonus (abs. ja suht.) oli yhteydessä sekä reaktiivisuustestin tulokseen että maksiminopeuden vaiheeseen, joten löydös tukee soveltuvasti aikaisempia tutkimustuloksia. Näin ollen on mahdollista, että lepotilassa rento lihas antaa edellytyksiä suuren stiffnessin tuottamiselle oikea-aikaisesti maksimaalisen pikajuoksun aikana. Tämä saattaa johtua maksimaalisessa pikajuoksussa tarvittavasta nopeasta lihasten rentous- ja jäykkyysvaiheiden vaihtelusta, jossa askelkontaktia tukevien lihasten täytyy olla optimaalisesti jännittyneitä ja muiden rentoina (Payne & Payne 1981, 215).

Pienemmän suhteellisen lihastonuksen havaittiin olevan selvästi yhteydessä nopeampaan askeltiheyteen, kontaktiaikaan ja työntöaikaan (ei jarrutusaikaan). Luonnollisesti yhteys löytyi askeltiheyden lisäksi myös kontaktiaikaan, koska kontaktiajan lyhentyessä askeltiheys kasvaa (Seagrave 1996). Absoluuttisen lihastonuksen kohdalla vastaavaa yhteyttä ei havaittu eikä myöskään lihastonuksen yhteyttä askelpituuteen. Tämä saattaa viitata siihen, että lihastonus kertoo osaltaan hermolihasjärjestelmän valmiudesta toimia suurta nopeutta ja rentoutta vaativissa tehtävissä. Maksimaalisessa pikajuoksussa oleellista on aktivoida kulloinkin vain ne lihakset, jotka aiheuttavat liikkeen ja optimaalisen supistuksen jälkeen rentouttaa ne mahdollisimman nopeasti. Tämä supistumisen ja rentoutumisen nopea vaihtelu määrääkin urheilijan aikaansaamaan askeltiheyden. (Wiemann & Tidow 1995.) Tämän tutkimuksen tulosten valossa voidaan olettaa, että lepotilassa liiallisesta motoneuronien spontaanista aktiivisuudesta ja/tai lihaksen kestojännittyneestä tilasta johtuva suuri lihastonus ei ehkä mahdollista työskentelevien lihasten oikea-aikaista ja nopeaa supistumis-rentoutumistapahtumaa suurta rentoutta vaativissa nopeuslajeissa.

Wiemannin ja Tidow'n (1995) mukaan väärään aikaan aktivoitu lihas vähentää antagonistilihaksensa supistumisnopeutta ja näin lisää sen energiankulutusta. Jatkuvasti supistuva agonistilihas aiheuttaa lihaksen sisäisen paineen kasvun niin suureksi, että verenkierto vaikeutuu (kuona-aineiden poistuminen ja ravintoaineiden tuonti heikentyy). Toisaalta tällöin liikehermosolut ovat jatkuvasti ärsyyntyneitä ja nopean tyypin motoneuronit väsyvät hyvin nopeasti eivätkä enää pysty tuottamaan lyhyitä lihassolujen supistuksia nopean juoksun tuottamiseksi.

Osa pienemmän absoluuttisen lihastonuksen yhteyksistä maksiminopeuden vaiheessa tuotettuihin suurempiin reaktiivoimiin saattoi olla sattumaa, mutta erityisesti työntövaiheen maksimaalisiin ja keskimääräisiin pysty-, vaaka- ja nettoresultanttivoimiin löydetty yhteys voisi liittyä hermolihasjärjestelmän kykyyn tuottaa suurta voimaa lyhyessä ajassa tukivaiheen konsentrisessa lihastyössä. Pienemmän absoluuttisen ja suhteellisen lihastonuksen yhteys havaittiin myös nimenomaan nopeampaan työntöaikaan (ei jarrutusaikaan). Jarrutusvaiheessa reaktiivoimien kohdalla pienempi absoluuttinen lihastonus olikin yhteydessä ainoastaan suurempaan keskimääräiseen pystyvoimaan ja nettoresultanttivoimaan. On mahdollista, että lepotilassa oleva rennompi lihas pystyy tuottamaan suurempia voimia lyhyemmässä ajassa pikajuoksun maksiminopeuden

vaiheessa kuin jäykkä lihas. Tässä tapauksessa suurempi lihastonus johtunee mahdollisesti keskushermostosta tulevien motoneuronien suuremmasta spontaanista aktiivisuudesta ja/tai lihaskudoksen kestojännittyneestä tilasta. Tämän tutkimuksen valossa voidaan olettaa, että lepotilassa liian jäykkä lihas ei pysty välttämättä toimimaan optimaalisesti suurta nopeutta ja rentoutta vaativissa urheilusuorituksissa, joissa kyseiseen lihakseen tai lihasryhmään kohdistuu nopeita supistumisrentoutumistapahtuman vaihteluja.

### **Tutkimustulosten kriittinen tarkastelu**

Saadut tutkimustulokset noudattelivat hyvin pitkälle asetettuja hypoteeseja. Pikajuoksuryhmän huolellisempi verryttely johtuen vammaariskin pienentämisestä juokсутestiä varten saattoi vaikuttaa lihastonusmittauksen arvoihin. Aikaisempien tutkimustulosten perusteella tiedetään, että lihaskudoksen sisäisen lämpötilan nostaminen pienentää biologisten kudosten välistä kitkaa ja viskositeettiä sekä lisää elastisuutta (Fischer 1987b). Kuitenkin muut ryhmät suorittivat alkuverryttelyn identtisesti ja nuorten kohdalla absoluuttinen lihastonus oli selkeästi pienempi kuin keski-ikäisillä ja ikääntyvillä, joten välttämättä huolellisemmalla alkuverryttelyllä ei ollut merkittävää vaikutusta lopputulosten kannalta. Nuorten miesten tutkimusryhmä oli aktiivisesti kuntoilevia yliopistopiskelijoita, joten heidän fyysinen aktiivisuutensa oli varmasti kuitenkin ei-harjoittelevia suurempaa, mikä saattoi vaikuttaa esim. siihen ettei reisilihaskudoksen paksuudessa ollut eroa pikajuoksuryhmään verrattuna.

Huhtikuussa mitattu absoluuttinen ja suhteellinen lihastonus havaittiin olevan yhteydessä kesän 100 metrin kilpailutulokseen, mutta ei samana testipäivänä mitattuun 60 metrin loppuaikaan, vaikka VL:n, VIM:n ja ihonalaisen rasvakudoksen paksuuteen suhteutetussa lihastonuksessa merkitsevyys olikin suuntaa antava 0,07 ( $r = -0,56$ ). Tämä viittaisi siihen, että jokaisella on yksilöllinen optimaalinen lihastonustasonsa, joka toisella voi olla suhteessa korkeampi kuin toisella. Mahdollista on myös se, että optimaalinen lihastonus on erilainen riippuen lajiansalysistä ja suoritusmallista (esim. voima- tai nopeusharjoitus). Huhtikuun harjoitusvaiheessa pikajuoksijoilla oli intensiivistä voima- ja juoksuharjoittelua, jotka saattoivat vaikuttaa mittaustuloksiin huolimatta siitä, että edeltävä päivä oli pidetty lepoa tai tehty ainoastaan palauttavaa harjoittelua. Kuitenkin edeltävien päivien ja viikkojen intensiivinen harjoittelu saattoi vielä näkyä suurempana lihastonuksena, minkä johdosta yhteyttä 60 metrin loppuaikaan ei löydetty. Kesän kil-

pailukaudella lihastonus on oletettavasti pienempi kevään kovimpiin harjoitusviikkoihin verrattuna.

Lihastonuksen mittaamiseen on olemassa useita luotettaviksi ja toistettaviksi havaittuja menetelmiä, joiden on todettu kvantitatiivisesti ja objektiivisesti mittaavan lihastonusta. Täytyy kuitenkin muistaa, että itse asiassa kaikki lihastonuksen mittaamiseen kehitetyt laitteet mittaavat lopulta kuitenkin aina lihastonusta pinnallisesti lihaksen päältä tietyistä kohdasta eivätkä kokonaisvaltaisesti koko lihaksen tai lihasryhmän alueelta. Näin suoritettuun lihastonusmittaukseen vaikuttavat useat eri tekijät, jotka tulisi ottaa mittauksessa huomioon. Lihastonuksen mittaamisessa olisi lisäksi eduksi, jos se suoritettaisiin aina saman henkilön toimesta ja samalla protokollalla. Näin saataisiin jatkuvuutta mittaukseen ja vähennettäisiin virhelähteitä, jotka väistämättä vaikuttavat lopputulokseen.

Tietokoneohjatussa lihastonuksen mittauslaitteistossa mittaajasta johtuvia virhelähteitä on pystytty vähentämään. Lisäksi sen etuna on herkempi ja tarkempi mittausmenetelmä verrattuna esim. manuaaliseen lihastonusmittariin, joka antaa ainoastaan anturin uppoamissyvyyden tietyllä ennalta määrätyllä voimatasolla, joka sitten käsitetään lihastonusta kuvaavaksi tekijäksi. Tietokoneohjattu mittari ottaa huomioon myös pehmytyksien palautuvuuden ja absorboiman työmäärän siltä ajalta kun anturi on kosketuksessa ihon pintaan ja tuottaa painetta sitä vastaan, joten siinä mielessä se kertoo lihastonuksesta paremmin kuin manuaalinen mittari. Tietokoneohjatun lihastonusmittarin tuloksia tulkittaessa on huomioitava, että suurempi lukuarvo tarkoittaa pienempää lihastonusta.

### **Yhteenveto**

Tietokoneohjattu ja manuaalinen myotonometri ovat toistettavia menetelmiä lihastonuksen arvioimiseksi, mutta manuaalinen lihastonuksen mittauslaite ei ole todennäköisesti riittävän selektiivinen erottelemaan terveiden henkilöiden erilaisia lihastonustasoja toisistaan. Tutkimuksen johtopäätöksenä voidaan todeta, että lihastonuksen kasvaminen ikääntymisen myötä selittyy suurelta osin lihasmassan pienentymisellä. Pienempi lihastonus on yhteydessä eri ikäisten ei-urheiluvien henkilöiden neuromuskulaariseen suorituskyykyyn ja erityisesti suurempaan maksimivoimantuottokyykyyn. Pikajuoksijoilla oli pienempi lihastonus kuin samanikäisillä ei-urheiluvilla miehillä johtuen todennäköi-

sesti harjoitustaustan vaikutuksesta lihas- ja sidekudoksen rakenteellisten ominaisuuksien muuttumiseen. Pikajuoksijoilla pienemmän lihastonuksen havaittiin olevan yhteydessä nopeampaan aikaan 100 metrillä ja maksiminopeuden vaiheessa, nopeampaan kontakti- ja työntöaikaan, suurempaan askeltiheyteen, työntövaiheen reaktivoimiin ja dynaamiseen sekä isometriseen maksimivoimantuottoon. Tämän tutkimuksen perusteella voidaan sanoa, että lihastonusmittausta voidaan käyttää yhtenä neuromuskulaarista suorituskykyä kuvaavana mittarina nopeuslajien urheilijoilla.

### **Käytännön sovellutukset**

Manuaalinen lihastonusmittari soveltuu luotettavasti kliiniseen diagnosointi-, kuntoutus- ja tutkimuskäyttöön, mutta ei erottele riittävällä tarkkuudella terveitä ihmisiä. Tietokoneohjattu lihastonusmittari on luotettava väline lihastonuksen arvioimiseen ja sitä voidaan käyttää yhtenä urheilijan neuromuskulaarista suorituskykyä kuvaavana muuttujana. Tällöin on huomioitava, että tehdään lähtötason mittaaminen silloin, kun lihaksisto on varmasti rennossa tilassa esim. ylimenokaudella. Mittaus on aina tehtävä samalla tavalla levänneessä tilassa ja tuloksia on syytä vertailla ainoastaan omiin henkilökohtaisiin arvoihin. Urheilijan palautumistilan ja hermolihasjärjestelmän suorituskyvyn seurannassa lihastonuksen mittaamista voidaan käyttää tukena muille testeille ja omille tuntemuksille.

## LÄHTEET

- Aagaard, P., Simonsen, E., Andersen, J., Magnusson, P., Bojsen-Moller, F. & Dyhre-Poulsen, P. 2000. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 10, 58-67.
- Adams, G.R., Hather, B.M., Baldwin, K.M. & Dudley, G.A. 1993. Skeletal muscle myosin heavy chain composition and resistance training. *Journal of Applied Physiology* 74, 911-915.
- Andersen, J.L. & Aagaard, P. 2000. Myosin heavy chain IIX overshoot in human skeletal muscle. *Muscle & Nerve* 23, 1095-1104.
- Ahtiainen, J. & Häkkinen, K. 2004. Hermolihasjärjestelmän toiminnan mittaamisessa käytettävät laitteet. Teoksessa Keskinen, K.L., Häkkinen, K. & Kallinen, M. (toim.) *Kuntotestauksen käsikirja*. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 156. Helsinki, 132-149.
- Airaksinen, O. & Pöntinen, P.J. 1990. The reliability of a tissue compliance meter (TCM) in the evaluation of muscle tension in healthy subjects. *Pain: The Journal of the International Association for the Study of Pain* 5.
- Akazawa, K., Okuno, R., Kusumoto, H. 1999. Relation between intrinsic viscoelasticity and activation level of the human finger muscle during voluntary isometric contraction. *Front. Medicine and Biology Engineering* 9 (2), 123-135.
- Allison, S.C. & Abraham, L.D. 1995. Correlation of quantitative measures with the modified Ashworth scale in the assessment of plantar flexor spasticity in patients with traumatic brain injury. *Journal of Neurology* 242 (10), 699-706.
- Allison, S.C., Abraham, L.D. & Petersen, C.L. 1996. Reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of plantarflexor muscle spasticity in patients with traumatic brain injury. *International Journal of Rehabilitation Research* 19 (1), 67-78.
- Alway, S.E. 1994. Characteristics of the elbow flexors in women bodybuilders using androgenic-anabolic steroids. *Journal of Strength and Conditioning Research* 8, 161-169.

- Always, S.E., Grumbt, W.H., Gonyea, W.J. & Stray-Gundersen, J. 1989. Contrasts in muscle and myofibers of elite male and female bodybuilders. *Journal of Applied Physiology* 67, 24-31.
- Andersen, J.L. & Aagard, P. 2000. Myosin heavy chain IIX overshoot in human skeletal muscle. *Muscle & Nerve* 23, 1095-1104.
- Aniansson, A., Hedberg, M., Henning, G. & Grimby, G. 1986. Muscle morphology enzymatic activity and muscle strength in elderly men: a follow-up study. *Muscle & Nerve* 9, 585-591.
- Bakheit, A.M., Maynard, V.A., Curnow, J., Hudson, N. & Kodapala, S. 2003. The relation between Ashworth scale scores and the excitability of the alpha motor neurons in patients with post-stroke muscle spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 74 (5), 646-648.
- Barany, M. 1967. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *Journal of General Physiology* 50, 197-218.
- Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. 1985. *Muscles Alive. Their function revealed by electromyography*. Williams & Wilkins, Baltimore, USA.
- Bass, A. Mackova, E. & Vitek, V. 1973. Activity of some enzymes of energy supplying metabolism in rat soleus after tenotomy of synergistic muscles and in contralateral contro muscle. *Physiologica Bohemoslovaca* 22, 613-621.
- Bassey, E.J. 1997. Measurement of muscle strength and power. *Muscle & Nerve* (Suppl. 5), S44-S46.
- Behm, D. & Sale, D. 1993. Velocity specificity of resistance training. *Sports Medicine* 15 (6), 374-388.
- Blackburn, M., van Vliet, P. & Mockett, S.P. 2002. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. *Physical Therapy* 82 (1), 25-34.
- Bret, C, Rahmani, A, Dufour, A.-B., Messonnier, L. & Lacour, J.-R. 2002. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42, 274-281.
- Brandon, L.J., Gaasch, D.A., Boyette, L.W., Lloyd & A.M. 2003. Effects of Long-Term Resistive Training on Mobility and Strength in Older Adults With Diabetes. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Sciences* 58, 740-745.
- Brooke, M.H & Kaiser, K.K. 1974. The use and abuse of muscle histochemistry. *Annals of the New York Academy of Sciences* 228, 121-144.



- Boening, D. 1988. Muskelkater – Ursachen, Vorbeugung, Behandlung. Deutsche Zeitschrift fuer Sportmedizin 39 (Sonderheft), 4-7.
- Bosco, C. & Komi, P.V. 1980. Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. European Journal of Applied Physiology 45, 209-219.
- Bottinelli, R. & Recciani, C. 2000. Human skeletal muscle fibres: Molecular and functional diversity. Progress in Biophysics and Molecular Biology 73, 195-262.
- Burke, R.E. 1981. Motor units: Anatomy, physiology, and functional organisation. Teoksessa Brooks, V.B. (ed.) Handbook of physiology. American Physiology Society, Bethesda, MD., 345-422.
- Campbell, M.K. 1999. Biochemistry. 3<sup>rd</sup> edition. Saunders College Publishing, Hartcourt Brace College Publishers, Philadelphia, USA.
- Campbell, K.S. & Lakie, M. 1998. A cross-bridge mechanism can explain the thixotropic short-range elastic component of relaxed frog skeletal muscle. Journal of Physiology 510, 941-962.
- Campbell, A.C. & Reece, J.B. 2002. Biology. 6<sup>th</sup> Edition. Pearson Education, Inc., Publishing as Benjamin Cummings, San Fransisco, USA.
- Carolan, B & Carafelli, E. 1992. Adaptations in coactivation after isometric resistance training. Journal of Applied Physiology 73, 911-917.
- Chung, S.G., van Rey, E.M., Bai, Z., Rogers, M.W., Roth, E.J. & Zhang, L-Q. 2005. Aging-related neuromuscular changes characterized by tendon reflex system properties. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 86 (2), 318-327.
- Davis, J., Kaufman, K.R. & Lieber, R.L. 2003. Correlation between active and passive isometric force and intramuscular pressure in the isolated rabbit tibialis anterior muscle. Journal of Biomechanics 36 (4), 505-512.
- De Vito, G., Bernardi, M., Forte, R., Pulejo, C., Macaluso, A. & Figura, F. 1998. Determinants of maximal instantaneous muscle power in women aged 50-75 years. European Journal of Applied Physiology 78, 59-64.
- Dick, F.W. 1996. No speed limits. New Studies in Athletics 11 (2-3), 23-27.
- Ditto, K.B., Fischer, M.S., Fehrer, S.C. & Leonard, C.T. 2002. Myotonometer Assessment of Changes in the Triceps Surae Musculotendinous Unit Following a Stretching Intervention [Abstract]. Journal of Orthopaedic and Sports Therapy 32 (1), 33.

- Doherty, T. & Brown, W.F. 1997. Age-related changes in the twitch contractile properties of human thenar motor units. *Journal of Applied Physiology* 82, 93-101.
- Dudley, G.A., Tesch, P.A., Miller, B.J. & Buchanan, P. 1991. Importance of eccentric actions in performance adaptations to resistance training. *Aviation, Space and Environmental Medicine* 62, 543-550.
- Durnin, J.V.G.A. & Rahaman, M. 1967. The assessment of percent body fat by measurement of skinfold thickness. *British Journal of Nutrition* 21, 681-689.
- Duthie, G.M., Young, W.B. & Aitken, D.A. 2002. The Acute Effects of heavy loads on jump squat performance: An evaluation of the complex and contrast methods of power development. *Journal of Strength and Conditioning Research* 16 (4), 530-538.
- Dutta, C., Hadley, E.C. & Lexell, J. 1997. Sarcopenia and physical performance in old age: An overview. *Muscle & Nerve (Suppl. 5)*, S5-S9.
- Edgerton, V.R. 1978. Mammalian muscle fiber types and their adaptability. *American Zoologist* 18, 113-125.
- Edman, K.A.P. 1988. Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. *Journal of Physiology* 404, 301-321.
- Edwards, C. & Stuart, G. 2002. Improve your Bone and Muscle Tone: Evaluation of strength training program on the Central Coast of New South Wales. *New South Wales Public Health Bulletin* 13 (1-2), 15-18.
- Enoka, R.M. 1994. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Human Kinetics, Publishers, Champaign IL.
- Enoka, R.M. 2002. *Neuromechanics of human movement*. 3rd Edition. Human Kinetics Publishers, Champaign IL.
- Falco, F.J., Hennessey, W.J., Braddom, R.L. & Goldberg, G. 1992. Standardized nerve conduction studies in the upper limb of the healthy elderly. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 71, 263-271.
- Fischer, A.A. 1987a. Clinical use of tissue compliance meter for documentation of soft tissue pathology. *The Clinical Journal of Pain* 3, 23-30.
- Fischer, A.A. 1987b. Muscle tone in normal persons measured by tissue compliance. *The Journal of Neurological & Orthopaedic Medicine & Surgery* 3, 227-233.

- Fleck, S.J. & Kraemer, W.J. 1997. Designing resistance training programs, 2nd ed. Human Kinetics, Champaign, Illinois.
- Fogelholm, M. 1998. Lihavuuden arviointi. Teoksessa Fogelholm, M., Mustajoki, P., Rissanen, A. & Uusitupa, M. (toim.) Lihavuus – ongelma ja hoito. Duodecim Oy, Helsinki 1998, 29-38.
- Freriks, B., Hermens, H., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. 1999. The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. Teoksessa SENIAM - European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development b.v., Enschede, the Netherlands.
- Frontera, W.R., Hughes, V.A., Fielding, R.A., Fiatarone, M.A. Evans, W.J. & Roubenoff, R. 2000. Aging of skeletal muscle: A 12-yr longitudinal muscle. *Journal of Applied Physiology* 88, 1321-1326.
- Gans, C. & Bock, W.J. 1965. The functional significance of muscle architecture: a theoretical analysis. *Advances in Anatomy, Embryology and Cell Biology* 38, 115-142.
- Garfinkel, S. & Carafelli, E. 1992. Relative changes in maximal force, EMG, and muscle cross-sectional area after isometric training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24, 1220-1227.
- Goldspink, G. 1992. Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. Teoksessa Komi, P.V. (ed.) *Strength and power in sport*. Blackwell Scientific, Oxford, 211-229.
- Gollnick, P.D., Timson, B.F., Moore, R.L. & Riedy, M. 1981. Muscular enlargement and number of fibers in skeletal muscles of rats. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 50, 936-943.
- Gonyea, W.J. 1980. Role of exercise in inducing increases in skeletal muscles of rats. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 48, 421-426.
- Gonyea, W.J. & Sale, D. 1982. Physiology of weight-lifting exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 63, 235-237.
- Gordon, A.H. 1964. A method to measure muscle firmness or tone. *The Research Quarterly* 35 (4), 482-490.
- Gregson, J.M., Leathley, M., Moore, A.P., Sharma, A.K., Smith, T.L. & Watkins, C.L.

1999. Reliability of the Tone Assessment Scale and the modified Ashworth scale as clinical tools for assessing poststroke spasticity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 80 (9), 1013-1016.
- Guyton, A.C. & Hall, E. 2000. *Textbook of medical physiology*. 10<sup>th</sup> edition. W.B. Saunders Company, Philadelphia, USA.
- Haas, B.M., Bergström, E., Jamous, A. & Bennie, A. 1996. The inter rater reliability of the original and of the modified Ashworth scale for the assessment of spasticity in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord* 34 (9), 560-564.
- Hagbarth, K-E., Gagglund, J.V., Nordin, M. & Wallin, E.U. 1985. Thixotropic behaviour of human finger flexor muscles with accompanying changes in spindle and reflex responses to stretch. *Journal of Physiology* 368, 323-342.
- Haggmark, T., Jansson, E. & Svane, B. 1978. Cross-sectional area of the thigh muscle in man measured by computed toography. *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation* 38, 354-360.
- Haney, N.B. 1998. Muscle strengthening in children with cerebral palsy. *Physical & occupational therapy in pediatrics* 18 (3-4), 149-158.
- Harridge, S.D.R., Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M.A., Reggiani, C., Esbjörnsson, M. & Saltin, B. 1996. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflügers Archive* 432, 913-920.
- Hather, B.M., Mason, C.E. & Dudley, G.A. 1991. Histochemical demonstration of skeletal muscle fiber types and capillaries on the same transverse section. *Clinical Physiology* 11, 127-134.
- Hay, J.G. 1978. *The Biomechanics of Sports Techniques*. Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, N.J.
- Henneman, E. 1957. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science* 126, 1345-1347.
- Hicks, A.L., Cupido, C.M. Martin, J. & Dent, J. 1992. Muscle excitation in elderly adults: The effects of training. *Muscle & Nerve* 15, 87-93.
- Houk, J.C. 1979. Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes. *Annual Review of Physiology* 41, 99-114.
- Holloszy, J.O. & Kohrt, W.M. 1995. Exercise. Teoksessa E.J. Masoro (ed.) *Handbook of Physiology*. Oxford University Press, New York, 633-666.
- Hufschmidt, A. & Mauritz, K.-H. 1985. Chronic transformation of muscle in spasticity:

- A peripheral contribution to increased tone. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 48, 676-685.
- Hunter, S., White, M. & Thompson, M. 1998. Techniques to evaluate elderly human muscle function: A physiological basis. *Journal of Gerontology* 53A, B204-B216.
- Häkkinen, K., Izquierdo, M., Aguado, X., Kraemer, W.J. & Newton, R.U. 1996. Isometric and dynamic explosive force production of leg extensor muscles in men at different ages. *Journal of Human Movement Studies* 31, 105-121.
- 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 force during strength training in middle aged and older people. *Journal of Applied Physiology* 84 (4), 1341-1349.
- Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1986. Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force- and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology* 55, 588-596.
- Häkkinen, K. & Komi, P.V. 1983. Electromyographic changes during strength training and detraining. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 15 (6), 455-460.
- Häkkinen, K., Komi, P.V. & Alen, M. 1985a. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica* 125, 573-585.
- Häkkinen, K., Komi, P.V. & Alen, M. 1985b. Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiologica Scandinavica* 125, 587-600.
- Häkkinen, K., Pastinen, U-M., Karsikas, R. & Linnamo, V. 1995. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *European Journal of Applied Physiology* 70, 518-527.
- Incel, N.A., Erdem, H.R., Ozgocmen, S., Catal, S.A. & Yorgancioglu, Z.R. 2002. Pain pressure threshold values in ankylosing spondylitis. *Rheumatology International* 22 (4), 148-150.

- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J.L. & Häkkinen, K. 1999a. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology* 79, 260-267.
- Izquierdo, M., Häkkinen, K., Gonzales-Badillo, J.J., Ibanez, J. & Gorostiaga, E. 2002. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of upper and lower extremities in athletes in different sports. *European Journal of Applied Physiology* 87, 264-271.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zuniga, A., Anton, A., Larrion, J.L. & Häkkinen, K. 1999b. Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic action of the upper and extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica*, 167, 57-68.
- Jansen, R.D., Nansel, D.D. & Slosberg, M. 1990. Normal paraspinal tissue compliance: The reliability of a new clinical and experimental instrument. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 13 (5), 243-246.
- Jones, D.A., Rutherford, O.M. & Parker, D.F. 1989. Physiological changes in skeletal muscle as a result of strength training. *Quarterly Journal of Experimental Physiology* 74, 233-256.
- Judge, L.W., Moreau, C. & Burke, J.M., 2003 Neural adaptations with sport-specific resistance training in highly skilled athletes. *Journal of Sports Sciences*, 21 (5), 419-427.
- Kakuda, N. & Nagaoka, M. 1998. Dynamic response of human muscle spindle afferents to stretch during voluntary contraction. *Journal of Physiology* 513, 621-628.
- Kanenisha, H., Ikegawa, S. & Fukunaga, T. 1994. Comparison of muscle cross-sectional area and strength between untrained women and men. *European Journal of Applied Physiology* 68, 148-154.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kuno, S.Y. & Fukunaga, T. 1995. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *European Journal of Applied Physiology* 72, 37-43.
- Keen, D.A., Yue, G.H. & Enoka, R.M. 1994. Training-related enhancement in the control of motor output in elderly humans. *Journal of Applied Physiology* 77, 2648-2658.
- Kenney, W.L. & Buskirk, E.R. 1995. Functional consequences of sarcopenia: effects on

- thermoregulation. *Journals of Gerontology: A Biological Sciences and Medical Sciences* 50, 78-85.
- Komi, P.V. 1973. A new electromechanical ergometer. Teoksessa Hauser, G. & Mellerowicz, H. (eds.) 3rd Internationales Seminar für Ergometrie. Berlin, Ergon-Verlag, 173-176.
- Komi, P.V. 1986. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic and mechanical factors. *International Journal of Sports Medicine* 7 (Suppl), 10-15.
- Komi, P.V., Viitasalo, J., Rauramaa, R. & Vihko, V. 1978. Effect of isometric strength training on mechanical, electrical and metabolic aspects of muscle function. *European Journal of Applied Physiology* 40, 45-55.
- Kraemer, W.J., Patton, J., Gordon, S.E., Harman, E.A., Descenes, M.R., Reynolds, K., Newton, R.U., Triplett, N.T. & Dziados, J.E. 1995. Compatibility of high intensity strength and endurance training on hormonal and skeletal muscle adaptations. *Journal of Applied Physiology* 78 (3), 976-989.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Miyatani, M., Tachi, M. & Fukunaga, T. 2003. Effect of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women. *Acta Physiologica Scandinavica* 178 (1), 25-32.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2002. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Physiology* 538 (Pt 1), 219-226.
- Kubo, K., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. 2001a. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures. *European Journal of Applied Physiology* 85 (3-4), 226-232.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2001b. Growth changes in the elastic properties of human tendon structures. *International Journal of Sports Medicine* 22, 138-143.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2000a. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica* 168 (2), 327-335.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 2000b. Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *European Journal of Applied Physiology* 81 (3), 181-187.
- Kubo, K., Kawakami, Y. & Fukunaga, T. 1999. Influence of elastic properties of tendon

- structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology* 87 (6), 2090-2096.
- Kyröläinen, H. 2004. Nopeusvoima. Teoksessa Keskinen, K.L., Häkkinen, K. & Kallinen, M. (toim.) *Kuntotestauksen käsikirja*. Liikuntatieteellisen seuran julkaisu nro 156. Helsinki, 149-163.
- Lakie, M. & Robson, L.G. 1988a. Thixotropic changes in human muscle stiffness and the effects of fatigue. *Quarterly Journal of Experimental Physiology* 73, 487-500.
- Lakie, M. & Robson, L.G. 1988b. Thixotropy: The effect of stretch size in relaxed frog muscle. *Quarterly Journal of Experimental Physiology* 73, 127-129.
- Larsson, L., Grimby, G. & Karlsson, J. 1979. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *Journal of Applied Physiology* 46 (3), 451-456.
- Larsson, L., Li, X. & Frontera, W.R. 1997. Effects of aging on shortening velocity and myosin isoform composition in single human skeletal muscle cells. *American Journal of Physiology* 272 (2 Pt 1), C638-C649.
- Latash, M.L. 1998. *Neurophysiological basis of movement*. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Leonard, C.T., Deshner, W.P., Romo, J.W., Suoja, E.S., Fehrer, S.C. & Mikhailenok, E.L. 2003. Myotonometer intra- and interrater reliabilities. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 84 (6), 928-932.
- Leonard, C.T. & Mikhailenok, E. 2000. The Myotonometer: A computerized electronic device that quantifies muscle tone/compliance, paresis and spasticity [Abstract]. *Physical Therapy* 80, S18.
- Leonard, C.T., Stephens, J.U. & Stroppel, S.L. 2001. Assessing the spastic condition of individuals with upper motoneuron involvement: validity of the myotonometer. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82 (10), 1416-1420.
- Levin, M.F. & Hui-Chan, C.W.Y. 1992. Relief of hemiparetic spasticity by TENS is associated with improvement in reflex and voluntary motor functions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 85, 131-142.
- Lexell, J., Downham, D.Y., Larsson, Y., Bruhn, E. & Morsing, B. 1995. Heavy



- resistance training in older Scandinavian men and women: Short- and long-term effects on arm and leg muscles. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 5, 329-341.
- Locatelli, E. 1996. The importance of anaerobic glycolysis and stiffness in the sprints (60, 100 and 200 metres). *New Studies in Athletics* 11 (2-3), 121-125.
- Lustyik, G. 1986. Age-dependent alterations of the intracellular water and electrolyte content of heart and muscle cells. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 5 (4), 291-296.
- Macaluso, A. & De Vito, G. 2003. Comparison between young and older women in explosive power output and its determinants during a single leg-press action after optimisation of load. *European Journal of Applied Physiology* 90 (5-6), 458-463.
- MacDougall, J.D., Sale, D.G., Elder, G.C.B. & Sutton, J.R. 1982. Muscle ultrastructural characteristics of elite power lifters and body builders. *European Journal of Applied Physiology* 48, 117-126.
- MacDougall, J.D., Sale, D.G., Moroz, J.R., Elder, G.C.B., Sutton, J.R. & Howard, H. 1979. Mitochondrial volume density in human skeletal muscle following heavy resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 11, 164-166.
- Maruishi, M., Mano, Y., Sasaki, T., Shinmyo, N., Sato, O. & Ogawa, T. 2001. Cerebral Palsy in adults: independent effects of muscle strength and muscle tone. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 82 (5), 637-641.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 1996. *Exercise physiology: energy, nutrition and human performance*. 4<sup>th</sup> edition. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, USA.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 2001. *Exercise physiology: energy, nutrition and human performance*. 5<sup>th</sup> edition. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, USA.
- McBride, J.M., Triplett-McBride, T., Davie, E. & Newton, R.U. 2002. The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power and speed. *Journal of Strength and Conditioning Research* 16 (1), 75-82.
- McCartney, N., Hicks, A.L., Martin, J. & Webber, C.E. 1996. A longitudinal trial of weight training in elderly: Continued improvements in Year 2. *Journal of Gerontology* 51A, B425-B433.

- McComas, A.J. 1996. *Skeletal muscle: Form and function*. Human Kinetics, Champaign IL.
- McComas, A.J., Sica, R.E., Upton, A.R.M. & Aguilera, G.C. 1973. Functional changes in motoneurons of hemiparetic patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 36, 183-193.
- McKeon, M. 1988. Hit the water: a well planned swimming program will improve muscle tone and cardiovascular fitness this summer. *Australian fitness & training* 3 (5), 30-32.
- Mero, A. & Komi, P.V. 1986. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology* 55, 553-561.
- Mero, A., Peltola, E. & Saarela, J. 1987. Nopeus- ja nopeuskestävyysharjoittelu. Gummerus Kirjapaino Oy. Jyväskylä.
- Metter, E.J., Conwit, R. Tobin, J. & Fozart, J.L. 1997. Age-associated loss of power and strength in the upper extremities in women and men. *Journal of Gerontology* 52, B267-B276.
- Moore, K.L. & Dalley, A.F. 1999. *Clinically Oriented Anatomy*. Fourth Edition. Lippincott Williams & Williams, Philadelphia, USA.
- Moritani, T. & deVries, H.A. 1979. Neural factors vs hypertrophy in time course of muscle strength gain. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 58, 115-130.
- Mutungi, G., Trinick, J. & Ranatunga, K.W. 2003. Resting tension characteristics in differentiating intact rat fast- and slow-twitch muscle fibers. *Journal of Applied Physiology* 95, 2241-2247.
- Mühlberg, W. & Sieber, C. 2004. Sarcopenia and frailty in geriatric patients: implications for training and prevention. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 37 (1), 2-8.
- Narici, M.V., Bordini, M. & Cerretelli, P. 1991. Effect of aging on human adductor pollicis function. *Journal of Applied Physiology* 71, 1277-1281.
- Narici, M.V., Hoppeler, H., Kayser, B., Landoni, L., Claasen, H., Gavardi, C., Conti, M. & Ceretelli, P. 1996. Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiologica Scandinavica* 157, 175-186.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S-E. 1999. Ihmisen fysiologia ja

anatomia, WSOY, Porvoo.

- Newton, R.U., Murphy, A.J., Humphries, B.J., Wilson, G.J., Kraemer, W.J. & Häkkinen, K. 1997. Influence of load and stretch shortening cycle on the kinematics, kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *European Journal of Applied Physiology of Occupational Physiology* 75 (4), 333-342.
- Pandyan, A.D., Johnson, G.R., Price, C.I., Curless, R.H., Barnes, M.P. & Rodgers, H.A. 1999. Review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity. *Clinical Rehabilitation* 13 (5), 378-383.
- Payne, H. & Payne, R. 1981. *The Science of Track and Field Athletics*. Hollen Street Press, Slough.
- Pearson, K. & Gordon, J. 2000. Spinal reflexes. Teoksessa Kandel, E.R., Schwartz, J.H. & Jessel, T.M. (eds.) *Principles of neural science*. 4<sup>th</sup> Edition. McGraw-Hill, New York, 713-736.
- Pearson, S.J., Young, A., Macaluso, A., De Vito, G., Nimmo, M.A., Cobbold, M. & Harrigde, S.D.R. 2002. Muscle function in elite master weightlifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34 (7), 1199-1206.
- Pehkonen, S. 1997. Urheilijan lihashuolto. Teoksessa Mero, A., Nummela, A. & Keskinen, K.(toim.) *Nykyaikainen urheiluvallmennus*. Mero Oy, Gummerus Kirjapaino Oy, Jyväskylä, 242-249.
- Porter, M.M., Myint, A., Kramer, J.F. & Vandervoort, A.A. 1995a. Concentric and eccentric knee extension strength in older and younger men and women. *Canadian Journal of Applied Physiology* 20 (4), 429-439.
- Porter, M.M., Vandervoort, A.A. & Lexell, J. 1995b. Aging of human muscle: Structure, function and adaptability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 5, 129-142.
- Prochazka, A. 1996. Proprioceptive feedback and movement regulation. Teoksessa Rowell, L.B. & Shepherd, J.T. (eds.) *Handbook of physiology*. Oxford University Press, New York, 89-127.
- Proske, U. 1997. The mammalian muscle spindle. *News in Physiological Sciences* 12, 37-42.
- Proske, U., Morgan, D.L. & Gregory, J.E. 1993. Thixotropy in skeletal muscle and muscle spindles. A review. *Progress in Neurobiology* 41, 705-721.

- Rassier, D.E., MacIntosh, B.R. & Herzog, W. 1999. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Review Journal of Applied Physiology* 86 (5), 1445-1457.
- Reeves, N.D., Narici, M.V. & Maganaris, C.M. 2003. Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle & Nerve* 28 (1), 74-81.
- Reimers, C.D., Harder, T. & Saxe, H. 1998. Age-related muscle atrophy does not affect all muscles and can partly be compensated by physical activity: An ultrasound study. *Journal of the Neurological Sciences* 159, 60-66.
- Rothwell, J.C. 1994. *Control of human voluntary movement*. 2<sup>nd</sup> Edition Croom Helm, Kent, UK.
- Roy, R.R. & Edgerton, V.R. 1992. Skeletal muscle architecture and performance. Teoksessa Komi, P.V. (ed.) *Strength and power in sport*. Blackwell Scientific, Oxford, 115-129.
- Sahrmann, S.A. & Norton, B.J. 1977. The relationship of voluntary movement to spasticity in the upper motor neuron syndrome. *Annals of Neurology* 2, 460-464.
- Sale, D.G. 2003. Neural Adaptations to strength training. Teoksessa Komi, P.V. (ed.) *Strength and Power in Sport*. Volum III of the *Encyclopaenia of Sports Medicine*. An IOC Medical Commission Publication. In Collaboration with the International Federation of Sports Medicine. Blackwell Science, UK, 280-314.
- Sale, D.G. 1988. Neural adaptation to resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 20 (Suppl.), S135-S145.
- Sant'ana Pereira, J.A.A., Wessels, A., Nitjman, L., Moorman, A.F.M. & Sargeant, A.J. 1994. New method for the accurate characterization of single human skeletal muscle fibres demonstrates a relation between mATPase and MyHC expression in pure and hybrid fibre types. *Journal of Muscle Research and Cell Motility* 16, 21-34.
- Seagrave, L. 1996. Introduction to sprinting. *New Studies in Athletics* 11, 2-3, 93-113.
- Semmler, J.G. & Enoka, R.M. 2000. Neural contributions to changes in muscle strength. Teoksessa Zatsiorsky, V.M. (ed.) *Biomechanics in sport, performance enhancement and injury prevention*. Volume IX of the

- encyclopaedia of sports medicine. An IOC medical commission publication. Blackwell Science, Oxford, UK, 3-20.
- Shadwick, R.E. 1990. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *Journal of Applied Physiology* 68, 1033-1040.
- Skelton, D.A., Greig, C.A., Davies, J.M. & Young A. 1994. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65 – 89 years. *Age and Ageing*, 23, 371-377.
- Smith, A.W., Jamshidi, M. & Lo, S.K. 2002. Clinical measurement of muscle tone using a velocity-corrected modified Ashworth scale. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 81 (3), 202-206.
- Smith, C.A. 1994. The warm-up procedure: To stretch or not to stretch. A brief review. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy* 19, 12-17.
- Staron, R.S., Leonardi, M.J., Karapondo, D.L., Malicky, E.S., Falkel, J.E., Hagerman, F.C. & Hikida, R.S. 1991. Strength and skeletal muscle adaptations in heavy resistance-trained women after detraining and retraining. *Journal of Applied Physiology* 70, 631-640.
- Staron, R.S., Malicky, E.S., Leonardi, M.J., Falkel, J.E., Hagerman, F.C. & Dudley, G.A. 1989. Muscle hypertrophy and fast fiber type conversions in heavy resistance trained women. *European Journal of Applied Physiology* 60, 71-79.
- Staron, R.S., Karapondo, D.L., Kraemer, W.J., Fry, A.C., Gordon, S.E., Falkel, J.E., Hagerman, F.C. & Hikida, R.S. 1994. Skeletal muscle adaptations during the early phase of heavy-resistance training in men and women. *Journal of Applied Physiology* 76, 1247-1255.
- Staron, R.S. & Pette, D. 1986. Correlation between myofibrillar ATPase activity and myosin heavy chain composition in rabbit muscle fibres. *Histochemistry* 86, 19-23.
- Stone, M.H. & Karatzaferi, C. 2003. Connective tissue and bone response to strength training. Teoksessa Komi, P.V. (ed.) *Strength and Power in Sport*. Volum III of the *Encyclopaenia of Sports Medicine*. An IOC Medical Commission Publication. In Collaboration with the International Federation of Sports Medicine. Blackwell Science, UK, 343-360.
- Tang, A. & Rymer, W.Z. 1981. Abnormal force: EMG relations in paretic limbs of

- hemiparetic human subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* 44, 690-698.
- Taylor, A., Durbaba, R., Ellaway, P.H. & Rawlinson, S. 2000. Patterns of fusimotor activity during locomotion in the decerebrate cat deduced from recordings hindlimb muscle spindles. *Journal of Physiology* 522, 515-532.
- Tesch, P.A. & Larsson, L. 1982. Muscle hypertrophy in body builders. *European Journal of Applied Physiology* 49, 301-306.
- Thompson, L.V. & Brown, M. 1999. Age-related changes in contractile properties of single skeletal fibers from the soleus muscle. *Journal of Applied Physiology* 86 (3), 881-886.
- Timson, B.F., Bowlin, B.K., Dudenhoefter, G.A. & George, J.B. 1985. Fiber number, area, and composition of mouse soleus muscle following enlargement. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 58, 619-624.
- Vandervoort, A.A. 2002. Aging of the neuromuscular system. *Muscle & Nerve* 25, 17-25.
- Vandervoort, A.A. & McComas, A.J. 1986. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology* 61 (1), 361-367.
- Van Pilsum, J.F. 1982. Metabolism of individual tissues. Teoksessa Devlin, T.M. (ed.) *Biochemistry with Clinical Correlations*. John Wileys & Sons, New York, 1050-1052.
- Viiduk, A. 1986. Adaptability of connective tissue. Teoksessa Stalin, B. (ed.) *Biochemistry of Exercise VI*. Academic Press, London, 545-562.
- Viiduk, A. 1968. Elasticity and tensile strength of the anterior cruciate ligament in rabbits as influenced by training. *Acta Physiologica Scandinavica* 74, 372-380.
- 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, 30-69.
- Vittori, C. 1996. The European school in sprint training: The Experiences in Italy. *New Studies in Athletics* 11 (2-3), 85-92.
- Von Zglinicki, T. 1988. Intracellular water distribution and aging as examined by X-ray

- microanalysis. *Scanning Microscience* 2 (3), 1791-1804.
- Walsh, E.G. 1992. *Muscles, masses and motion*. Mac Keith Press, London, UK.
- Wang, F.-C., de Pascua, V., & Delwaide, P.J. 1999. Age-related changes in fastest and slowest conducting axons of the thenar motor units. *Muscle & Nerve* 22, 1022-1029.
- Wang, K., McCarter, R., Wright, J., Beverly, J. & Ramirez-Mitchell, R. 1993. Viscoelasticity of the sarcomere matrix of skeletal muscles. The titin-myosin composite filament is a dual-stage molecular spring. *Biophysical Journal* 64, 1161-1177.
- Wiegner, A.W. 1987. Mechanism of thixotropic behaviour at relaxed joints in the rat. *Journal of Applied Physiology* 62, 1615-1621.
- Wiemann, K. & Tidow, G. 1995. Relative activity of hip and knee extensors in sprinting - implications for training. *New Studies in Athletics* 10 (1), 29-49.
- Wilmore, J.H. 1990. The aging of bone and muscle. *Clinics in Sports Medicine* 10 (2), 231-234.
- Wilmore, J.H. & Costill, D.L. 1999. *Physiology of sport and exercise*. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Xi, M.C., Liu, R.H., Engelhardt, J.K., Morales, F.R. & Chase, M.H. 1999. Changes in the axonal conduction velocity of pyramidal tract neurons in the aged cat. *Neuroscience* 92, 219-225.
- Ylinen, J., Pöntinen, P., Airaksinen, O. & Kolari, P.A. 1995. Computer-controlled Tissue Compliance Meter. Peurunka Medical Rehabilitation and Physical Exercise Centre (Laukaa), Department of Medical Sciences Tampere University (Tampere), Department of Physiotherapy and Rehabilitation Kuopio University Hospital (Kuopio).
- Zernicke, R.F. & Whiting, W.C. 2000. Mechanisms of musculoskeletal injury. Teoksessa Zatsiorsky, V.M. (ed.) *Biomechanics in sport, performance enhancement and injury prevention*. Volume IX of the encyclopaedia of sports medicine. An IOC medical commission publication. Blackwell Science, Oxford, UK, 507-522.

## LIITE 1. PIKAJUOKSURYHMÄN TULOKSET

Staattinen hyppy		Kevennyshyppy	
Kontaktimatto		Kontaktimatto	
lentoaika (ms)	601 ± 33	lentoaika (ms)	633 ± 36
nousukorkeus (cm)	44,5 ± 4,8	nousukorkeus (cm)	49,3 ± 5,5
Voimalevy		Voimalevy	
nousukorkeus (cm)	44,1 ± 4,9	nousukorkeus (cm)	48,8 ± 5,7
kons. voimantuottoaika (ms)	351 ± 52	kons. voimantuottoaika (ms)	295 ± 33
kons. nettoimpulssi (Ns)	238,6 ± 22,4	kons. nettoimpulssi (Ns)	223,4 ± 32,0
kons. keskivoima (N)	1396,4 ± 140,7	kons. maksimivoima (N)	1627,8 ± 59,6
kons. maksimivoima (N)	1841,1 ± 152,7	eks. keskivoima (N)	1497,8 ± 162,4
		eks. maksimivoima (N)	1621,1 ± 55,7

Puolikyky	100%	60%	40%
Kuorma (kg)	185,6 ± 44,5	111,4 ± 26,7	74,2 ± 17,8
Huipputeho (W)	2377,9 ± 350,9	3045,6 ± 439,8	3129,6 ± 488,8
Keskiteho (W)	907,8 ± 237,9	1441,3 ± 202,8	1505,3 ± 289,9
Huippunopeus (m/s)	0,92 ± 0,86	1,43 ± 0,15	1,71 ± 0,17
Huippuvoima (N)	3247,7 ± 689,4	2630,4 ± 344,3	2349,9 ± 316,1
Huippuvoiman tuottoaika (s)	0,76 ± 0,30	0,26 ± 0,07	0,18 ± 0,06
Maksimaalinen voimantuottonopeus (N*m/s)	8628,0 ± 2914,6	7845,2 ± 2610,8	7517,6 ± 2592,1

Nopeusmuuttujat		Askelmuuttujat	
0-60 m (s)	7,05 ± 0,14	askelpituus (m)	2,15 ± 0,08
0-30 m (s)	3,93 ± 0,08	askeltiheys (Hz)	4,35 ± 0,26
30-40 m (s)	1,05 ± 0,04	kontaktiaika (ms)	103 ± 7
30-60m (s)	3,16 ± 0,11	jarrutusaika (ms)	47 ± 5
		työntöaika (ms)	56 ± 5
		lentoaika (ms)	127 ± 10

REAKTIOVOIMAT	Jarrutusvaihe	Työntövaihe
Pystyvoima		
Keskivoima (N)	2095 ± 456	1507 ± 329
Maksimivoima (N)	2921 ± 694	2546 ± 575
Vaakavoima		
Keskivoima (N)	342 ± 71	384 ± 65
Maksimivoima (N)	1112 ± 247	618 ± 121
Nettoresultanttivoima		
Nettovoima (N)	1530 ± 451	1214 ± 340
Maksimivoima (N)	2183 ± 663	1791 ± 546
Keskimääräinen voimantuottokulma (°)	76,1 ± 3,0	70,4 ± 2,7



## LIITE 2. KOEHENKILÖTIEDOTE

### LIHASTONUksen YHTEYS HERMOLIHASJÄRJESTELMÄN SUORITUSKYKYYN

Marko Haverinen  
 Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto  
 Taitoniekantie 9 D 709, 40740 Jyväskylä  
 GSM 050-327 7206  
 E-mail: [mthaveri@cc.jyu.fi](mailto:mthaveri@cc.jyu.fi)

### TIEDOTE TUTKITTAVALLE

#### Tutkimuksen lähtökohdat:

Lihaksen rentoudella tarkoitetaan supistumisen jälkeistä täydellistä relaksaatiotilaa. Urheilupäiväsuorituksessa useiden lihasten toiminnalla korkealla rentouden tasolla optimaalisessa yhteistoiminnassa on energiaa säästävää, voimantuottoa tehostava ja loukkaantumislähtöä vähentävä vaikutus. Rentouden merkitys korostuu lyhyissä suorituksissa nopeuden parantumisena ja pitemmissä suorituksissa taloudellisuuden lisääntymisenä. Lihastonus eli lihaksen lepotilassa oleva jännitys kuvaa lihaksen viskoelastisia ominaisuuksia ja ilmentää samalla kudoksen jäykkyyttä, jolla voi olla yhteys myös hermolihasjärjestelmän suorituskykyyn.

#### Tutkimuksen tarkoitus:

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää lihastonuksen mahdollisia yhteyksiä neuromuskulaariseen suorituskykyyn yleisurheilun nopeuslajien edustajilla.

#### Koehenkilöiden valintakriteerit:

- 18-30 -vuotias mieshenkilö
- pääalajina pika- ja aitajuoksut, hyppy tai ottelut
- harjoittelee päämäärätietoisesti kaudella 2003-2004
- 100 metrin kilpailutulokset vähintään 11,80

#### Mittausten sisältö:

- Antropometria: pituus, paino, rasvaprosentti, ultraääni (rasva- ja lihaskudoksen paksuus reidessä)
- Lihastonus (ulkoinen mittaus reisilihaksesta)
- 60m pystystä (maksimaalinen)
- Reaktiivisuudesta (pohjehyppy)
- Staattinen hyppy, kevennyshyppy
- Isometrinen jalkojen ojennus
- Puolikykymaksimi, räjähtävä puolikyky 40% ja 60%
- Isometrinen polvenkoukistus- ja ojennus

#### Tutkimuksen hyödyt ja haitat tutkittavalle

Kuten normaalissa harjoituksessa, on tutkimuksen mittauksessakin vaarana urheiluvammat ja loukkaantumiset. Huolellinen alkuverryttely on siis välttämätöntä. Vaarana on lihasten kipeytyminen maksimaalisten voima- ja juoksukestävyyden jälkeen. Ihon pinta saattaa ärsyntyä, koska pintaelektrodien laittamisen yhteydessä ajellaan ihokarvat ja poistetaan kuollut pintasolukko elektrodipaikkojen kohdalta. Reisilihas saattaa kipeytyä lihastonuksen ottamiskohdasta. Osallistuminen tutkimukseen on koehenkilön omalla vastuulla.

#### Tutkittavan suostumus:

Mittausta edeltävä päivä tulee olla lepopäivä tai sisältää vain kevyttä harjoittelua. Olen ymmärtänyt tutkimuksen kulun ja haitatekijät. Minulla on oikeus keskeyttää tutkimus niin halutessani. Mittaukset pyrin suorittamaan sen hetkisen kunto- ja terveystilani mukaisesti. Olen velvollinen ilmoittamaan tutkijalle vammat ja muut mittauksen onnistumiseen vaikuttavat tekijät. Suostun koehenkilöksi allekirjoittamalla tämän lomakkeen.

Aika ja paikka: \_\_\_\_\_

Allekirjoitus: \_\_\_\_\_

Nimen selvennys: \_\_\_\_\_