

Salla Uronen & Aila Wahlman

LIHASAKTIIVISUUSTASON MITTAAMINEN PUOLIKYYKYSSÄ JA KEVENNYSHYPPYSSÄ MPOWERIN SEMG-LAITETTA HYÖDYNTÄEN

Opinnäytetyö
Naprapaattikoulutus

2020



**Kaakkois-Suomen
ammattikorkeakoulu**

Tekijä/Tekijät	Tutkinto	Aika
Salla Uronen Aila Wahlman	Naprapaatti (AMK)	Huhtikuu 2020
Opinnäytetyön nimi Lihaskäytävyyshuustason mittaaminen puolikykyssä ja kevennyshypyssä MPowerin sEMG-laitetta hyödyntäen		58 sivua
Toimeksiantaja Varalan Urheiluopisto		
Ohjaaja Petteri Koski Marja Turkki		
Tiivistelmä Tämän opinnäytetyön tavoitteena oli testata MPowerin sEMG-laitetta ja selvittää, saadaanko sillä samansuuntaisia tuloksia testiliikkeissä kuin aikaisemman tutkimustiedon perusteella olisi odotettavissa. Tarkoituksena oli verrata m. vastus lateraalisen lihassolujen aktivoitumista suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä ja kevennyshypyssä. Kokeellisen tutkimuksen testihenkilöinä (N=10) oli harkinnanvaraisesti poimittu ryhmä miesjääkiekkoilijoita iältään 17–20 vuotta. Mittaukset toteutettiin yhteistyössä Varalan Urheiluopiston kanssa kesällä 2018 Tampereella. Testihenkilöt suorittivat puolikykyä ja kevennyshypyn eri päivinä. Lihassolujen aktivoitumista mitattiin MPowerin sEMG-laitteella, tehontuottoa MuscleLab-järjestelmällä ja hyppykorkeutta valomatolla. Tässä opinnäytetyötutkimuksessa havaittiin, että puolikykyssä sekä lihaskäytävyyshuustaso että käytävyyshuustason jakautuminen hitaiden ja nopeiden lihassolujen välillä muuttui johdonmukaisesti kuorman muutokseen nähden, kuten aiemmissa tutkimuksissa on todettu. Kevennyshypyssä lihassolujen käytävyyshuustason muutos ei ollut johdonmukainen kuorman muutokseen nähden. Koska näyte oli pieni ja ei-todennäköisyysotantana valittu, ei tuloksia voida yleistää.		
Asiasanat lihaskäytävyyshuustaso, puolikyky, kevennyshyppy, sEMG, MPower		

Author (authors)	Degree	Time
Salla Uronen Aila Wahlman	Bachelor of Health care, Naprapathy	April 2020
Thesis title		58 pages
Measurement of activation level of muscle in half squat and countermovement jump utilizing MPower's sEMG device		
Commissioned by		
Varalan Urheiluoopisto		
Supervisor		
Petteri Koski Marja Turkki		
Abstract		
<p>The objective of this thesis was to examine MPower's sEMG device in test exercises and find out if the results will be similar to previous studies. The purpose was to compare the activation levels of muscle cells in m. vastus lateralis with change of load in half squat and countermovement jump.</p> <p>The participants (N=10) in this experimental study were a discretionally picked group of male ice hockey players (age 17–20). These measurements were carried out in cooperation with Varala Sports Institute in Tampere during the summer of 2018. Participants performed the half squat and the countermovement jump during separate days. Activation levels of muscle cells were measured with the MPower's sEMG device, power output with the MuscleLab system and jump height with a light beam carpet.</p> <p>In this thesis study it can be concluded that in half squat both the activation level of muscle and the activation ratio between slow and fast muscle cells did change consistently in comparison with the change of load as previous studies indicate. Change of muscle activity was not consistent in comparison with the change of load in countermovement jump. The results of this thesis cannot be generalized due to the small and discretionally picked testing group.</p>		
Keywords		
activation level of muscle, half squat, countermovement jump, sEMG, MPower		

SISÄLLYS

1	JOHDANTO.....	5
2	LIHASKUDOKSEN FYSIOLOGIA JA VOIMANTUOTTO.....	6
2.1	Lihaskudoksen fysiologia.....	6
2.2	Lihaskontraktio ja lihastyötavat.....	19
3	ANATOMIA JA BIOMEKANIikka PUOLIKYYKYSSÄ JA KEVENNYSHYPYSSÄ.....	26
4	EMG.....	30
4.1	SEMG.....	31
4.2	Mittauselektrodit ja niiden sijoittaminen.....	37
4.3	MPower.....	39
5	TUTKIMUSONGELMAT.....	40
6	OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS.....	41
6.1	Kokeellinen tutkimus.....	42
6.2	Testiliikkeet.....	42
6.3	Mittausten toteutus.....	43
7	TULOKSET.....	46
7.1	Datan analyysi.....	46
7.2	Tulokset puolikyykyssä.....	47
7.3	Tulokset kevennyshypyssä.....	49
7.4	Tulosten yhteenveto.....	52
8	POHDINTA.....	53
8.1	Luotettavuuden ja eettisyyden arviointi.....	54
8.2	Jatkotutkimusmahdollisuudet.....	55
	LÄHTEET.....	56

1 JOHDANTO

Elektromyografian (EMG) avulla arvioidaan ja rekisteröidään lihaksen sähköistä toimintaa ja aktiopotentiaaleja iholle tai lihakseen asetettavilla elektrodeilla. Tämä tuottaa tietoa lihaksen kuormitusasteesta ja motoneuronin lihakseen tuomien aktiopotentiaalien määrästä. SEMG:sta (pinta-elektromyografia) puhutaan silloin, kun käytetään ihon pinnalle asetettavaa elektroodia. (Kauranen 2014, 258; Criswell 2011, 5, 65.) M. vastus lateraloksen lihasaktiivisuutta on tutkittu EMG:lla useiden eri liikkeiden aikana. Monissa tutkimuksissa on todettu, että kuorman kasvaessa lihaksen aktiivisuustaso nousee (Looney ym. 2016, 797; Jenkins ym. 2015; Schoenfeld ym. 2014; McCaw & Melrose 1999). Tiedetään myös, että submaksimaalisilla kuormilla nopeita lihassoluja aktivoituu enemmän eksentrisen kuin konsentrisen kontraktion aikana (McHugh 2002, 89).

Suomalainen Fibrix Oy on kehittänyt MPower-lihasaktivaatiomittarin, jossa käytetään mittaustapana sEMG:a. Tämä opinnäytetyö tehtiin yhteistyössä Varalan Urheiluopiston kanssa. Fibrix Oy tilasi Varalan Urheiluopistolta tutkimuksen, jossa MPoweria käytetään mittausratkaisuna. Kokeellisen tutkimuksen tavoitteena oli testata MPowerin sEMG-laitetta ja selvittää, saadaanko sillä samansuuntaisia tuloksia testiliikkeissä kuin aikaisemman tutkimustiedon perusteella olisi odotettavissa. Tutkimuksessa verrattiin m. vastus lateraloksen lihas-solujen aktivoitumista suhteessa kuorman muutokseen puolikyykyssä ja kevennyshypyssä. Samalla mitattiin myös puolikyykyssä tuotettua tehoa ja kevennyshypyssä hyppykorkeutta. Testihenkilöt suorittivat testiliikkeet eri vastuksilla, jotka kevennyshypyssä olivat kaikille samat ja puolikyykyssä määräytyivät 1RM:n perusteella. Lihassolujen aktiivisuutta mitattiin MPowerin sEMG-laitteella, tehontuottoa MuscleLab-järjestelmällä ja hyppykorkeutta valomatolla.

Varalan Urheiluopisto järjesti mittausjoukon, testipaikan ja muut mittaukseen liittyvät asiat. Mittaukset suoritettiin kahtena eri ajankohtana kesällä 2018. Kevennyshyppy testattiin Tampereella Spiral-hallilla ja puolikyyky Tampereella Polte-salilla. Tutkimuksen testihenkilöinä (N=10) oli harkinnanvaraisesti poimittu ryhmä miesjääkiekkoilijoita iältään 17–20 vuotta (keski-ikä 18,7 vuotta).

2 LIHASKUDOKSEN FYSIOLOGIA JA VOIMANTUOTTO

2.1 Lihaskudoksen fysiologia

Lihaskudos

Lihaskudos muodostaa noin puolet ihmisen kehon painosta ja sille ominaista on ennen kaikkea supistumiskyky (Leppäluoto ym. 2008, 98). Varsinaisen lihasrungon lihaskudoksesta n. 75 % on vettä, 20 % proteiinia ja loput 5 % ei-organisia suoloja, mineraaleja ja fosfaatteja. Lihassolujen välissä on aina myös sidekudosta, joka kiinnittää sen ympäristöönsä, tukee sitä ja estää sen liiallisen venymisen. Lihaskudos voidaan jakaa muutamalla eri tavalla: Morfologisesti se jaetaan poikkijuovaiseen ja sileään ei-poikkijuovaiseen kudokseen, funktionaalisesti taas tahdonalaiseen ja autonomiseen kudokseen. Rakenteellisten ja fysiologisten ominaisuuksien perusteella lihaskudos jaetaan sileään-, poikkijuovaiseen- ja sydänlihaskudokseen. (Kauranen & Nurkka 2010, 112; Nienstedt ym. 2009, 76.)

Poikkijuovainen lihaskudos muodostaa lihaksia, joiden päätehtävät ovat voiman tuotto liikkumiseen, hengittämiseen ja asennon ylläpitämiseen sekä lämmön tuotto kylmälle altistuttaessa. Suurin osa poikkijuovaisista lihaksista on kiinnittyneenä vähintään kahteen eri luuhun jänneiden tai aponeuroosin (kalvojänne) avulla. Lihassupistuksessa lihas vetää luita lähemmäksi toisiaan ja aiheuttaa liikkeen. Lihaksen sentraalisempaa liittymiskohtaa luuhun kutsutaan origoksi (lähtökohta) ja toista liittymiskohtaa insertioksi (kiinnittymiskohta). Lihaksen poikkijuovainen ulkomuoto tulee kudoksen säännöllisesti järjestäytyneiden kontraktiilien proteiinien, aktiinin ja myosiinin, muodostamista sarkomeereista, jotka myös mahdollistavat lihaksen voimakkaan supistumisen. (Powers & Howley 2015, 162; Standring 2016, 103; Kauranen & Nurkka 2010, 113; Nienstedt ym. 2009, 76.)

Poikkijuovainen lihas koostuu lihassoluista, hermokudoksesta, verisuonista ja sidekudoksesta. Yksittäisiä lihaksia erottaa toisistaan faskiana tunnettu paksu sidekudos, jonka osittain muodostaa lihasta peittävä sidekudoskalvo epimysium. Kokonainen lihas muodostuu lihassolukimpuista, joita ympäröivää sidekudosta kutsutaan perimysiumiksi. Siinä sijaitsevat lihaskäämit ja kulkevat

suuremmat verisuonet ja hermot. Lihassolukimpun muodostavia yksittäisiä lihassoluja ympäröi endomysium, joka ohuena sidekudoksena muodostaa lihassolujen ulkopuolisen ympäristön. Se vastaa lihassolun ja veren välisestä aineenvaihdunnasta sekä pitää sisällään kapillaarisuonet ja pienet hermosolukimput. Lihaksen poikkileikkauksessa voidaan huomata, että kapillaarisuonia löytyy lihassolujen kanssa vierekkäin yleensä 0–3. Pitkäaikaiseen aktiivisuuteen (esim. asennon ylläpito) osallistuvia lihassoluja ympäröi tiheämpi kapillaarisuonten verkosto kuin harvemmin aktivoituvia lihassoluja. (Powers & Howley 2015, 163; Standring 2016, 107.) Myöhemmin lihassoluista puhuttaessa kyse on aina poikkijuovaisen lihaskudoksen lihassoluista.

Jänne ja elastiset komponentit

Lihasten tuottama voima siirtyy jänneiden, aponeuroosien ja faskian välityksellä luuhun. Nämä rakenteet koostuvat tiheästä säikeisestä sidekudoksesta, joka pitää sisällään suuren määrän tyypin I kollageenia. Jänneet ovat valkoisia ja nyörimäisiä, poikkileikkaukseltaan pyöreitä tai ovaaleita rakenteita, joiden kollageenisäieryhmät ovat järjestäytyneenä pääasiassa jänneen pituuden suuntaisesti. Näitä ryhmiä erottava löyhä sidekudos pitää sisällään pieniä verisuonia ja hermoja, sekä monesti myös elastiinia ja järjestäytymättömiä kollageenisäikeitä. Jänneet ovat hieman elastisia ja ne voivat venyä pituudestaan 6–15 % vaurioitumatta. Pitkän ja vahvan jänneen venyttäminen vaatii suuren määrän energiaa ja suurin osa tästä elastisesta venymisenergiasta voidaan käyttää jännityksen vapautuessa. Liikkuessa tämä rytmisen energian varastointi ja vapautuminen jänneestä pehmentää liikkeitä ja vähentää energiankulutusta. (Standring 2016, 115.)

Jänneen paksuus riippuu siihen kiinnittyneen lihaksen koosta, voimasta ja penaaatiokulmasta (ks. luku 2.3). Lihaksen epimysium-, perimysium- ja endomysium-kalvot yhdistyvät lihas-jänneliitoksessa viereisiin kollageenirakenteisiin ja muodostavat näin vahvan liitoksen, joka mahdollistaa voimansiirron eteenpäin. (Standring 2016, 114–115.) Jänne kiinnittyy luuhun syyrustolla tai sidekudossäikeillä, kiinnittymiskulmasta riippuen (Standring 2016, 115).

Viskoelastiset rakenteet eli jänneet sekä lihasrunгон sisällä ja ympärillä olevat sidekudokset määrittävät lihaksen mekaaniset ominaisuudet kontraktion ja

passiivisen venytyksen aikana. Jänteet muodostavat jousimaisen elastisen komponentin (SEC, series elastic component), joka toimii peräkkäin kontraktiilien komponenttien eli myofibrillien kanssa. Epimysium, perimysium, endomysium ja sarkolemma taas muodostavat toisen elastisen komponentin (PEC, parallel elastic component), joka toimii rinnakkain kontraktiilien komponenttien kanssa. Kun nämä elastiset komponentit venyttyvät aktiivisen kontraktion tai passiivisen venytyksen aikana, ne muodostavat vastustavan voiman eli jännityksen ja niihin varastoituu energiaa. Kun lihas uudelleen relaksoituu, ne palautuvat ja varastoitunut energia vapautuu. Lihaksen venyttäminen venyttää sekä peräkkäisiä että rinnakkaisia komponentteja, saaden aikaan jousimaisen vastuksen lihaksessa. Tätä vastusta kutsutaan passiiviseksi jännitykseksi, koska se ei ole riippuvainen aktiivisesta tai tahdonalaisesta kontraktiosta. Elastisten komponenttien ja lihaksen passiivinen jännitys nousee progressiivisesti sitä mukaa kun niitä venytetään, kunnes se saavuttaa äärimmäisen jäykkyyden, josta ylimenevä jännitys aiheuttaa kudosisvaurioita. Passiivinen jännitys on tärkeää erityisesti suurilla pituuksilla, jolloin lihassolut alkavat menettää aktiivista voimantuottoa, koska se stabiloi luisia rakenteita painovoimaa vastaan ja vastaa kuormitukseen. (Nordin & Frankel 1989, 95; Neumann 2002, 44–45.)

Elastisten komponenttien elastisuus ja viskositeetti on lihakselle tärkeää useista syistä. Ne pitävät lihaksen valmiina kontraktiolle ja varmistavat lihaksen tuottaman voiman välittämisen tasaisesti kontraktion aikana. Ne myös huolehtivat kontraktiilien komponenttien palautumisesta alkuperäiseen lepoasentoonsa kontraktion päätyttyä ja voivat ehkäistä kontraktiilien komponenttien passiivista ylivenytystä niiden ollessa relaksoituneina, vähentäen näin vaurioitumisriskiä. Elastisten komponenttien ja lihaksen muodostaman lihaskäynnin elastisuus näkyy kykyä varastoida väliaikaisesti osa energiasta, joka aiheutti venytyksen. Tämä varastoitu energia auttaa ehkäisemään lihaksen vaurioitumista maksimaalisen venytyksen aikana. Viskositeetti taas näkyy venytyksen nopeudesta riippuvana vastuksena vierekkäisten kudosten pintojen välillä: lihaksen sisäinen vastus venytykselle siis kasvaa sitä mukaa kun venytyksen nopeus lisääntyy. Lihaksen viskoosiset ominaisuudet pitkittävät venytykseen käytettävän voiman lisäämistä, vähentäen näin kudosisvaurion riskiä. Tämä auttaa lihasta suojautumaan vaurioitumiselta nopeissa ja voimak-

kaissa venytyksissä. Sekä elastisuus että viskositeetti toimivat siis vaimentavina mekanismeina, jotka suojaavat lihaksen ja jänteen rakenteita. (Nordin & Frankel 1989, 95–96; Neumann 2002, 45.)

Lihassolu

Lihassolut ovat jättiläsoluja, jotka muodostuvat sikiökaudella monien pienten myoblasti-solujen sulautuessa yhteen. Tästä syystä ne ovat myös monitumaisia soluja, toisin kuin suurin osa muista elimistön soluista. Jokainen yksittäinen lihassolu on ohut, pitkä ja sylinterimäinen. Aikuisella lihassolun halkaisija on 0,01–0,1 mm ja pituus on yleensä yhdenmittainen lihaksen kanssa, jopa yli 30 cm. Endomysiumin alla lihassolun solulimaa (sarkoplasma) ympäröi solukalvo, sarkolemma. Sen päällä sijaitsee ryhmä satelliittisoluja, jotka ovat erilaistumattomia soluja, joiden rooli on avainasemassa lihaksen kasvussa ja parantumisessa. Sarkoplasma pitää sisällään soluproteiinit, soluelimet sekä solun kontraktiilit rakenteet, myofibrillit. Myofibrillien ja sarkolemmän välissä sijaitsevat lihassolun tumat, joita voi koko solun pituudella olla useita satoja, tiheimmillään hermo-lihasliitoksien läheisyydessä. (Standring 2016, 103; Powers & Howley 2015, 164; Sand ym. 2011, 236–237.)

Myofibrillit ovat koko lihassolun mittaisia ja tiiviisti pakkautuneita. Niitä voi olla lihassolun halkaisijasta riippuen muutamista kappaleista useisiin tuhansiin. Myofibrillit rakentuvat kontraktiileista myofilamenteista, jotka jaetaan kahdeksi eri filamentiksi: pääasiassa myosiini-proteiinista koostuviin paksuihin halkaisijaltaan n. 15 nm:n filamentteihin ja pääasiassa aktiini-proteiinista koostuviin ohuisiin halkaisijaltaan n. 8 nm:n filamentteihin. Myofibrillit jakautuvat pituussuunnassa yksittäisiksi, säännöllisiksi rakenteiksi, sarkomeereiksi. Jokaisessa sarkomeerissa on aina kaksi aktiinifilamentti-ryhmää, joista kummankin ryhmän toinen pää on kiinnittynyt sarkomeereja erottavaan Z-levyyn. Z-levy muodostuu ohuesta kerroksesta rakenteellisia proteiineja. Sarkomeerin keskellä on yksi myosiinifilamentti-ryhmä sijoittuneena aktiinifilamenttien lomaan. Myosiini kattaa 60 % myofibrillin proteiineista ja sen muut komponentit, säätelijäproteiinit troponiini ja tropomyosiini, ovat merkittävässä asemassa lihaskontraktion kontrolloimisessa. Kolmas sarkomeereissä esiintyvä filamenttirakenne muodostuu titiini-proteiinista, jonka tehtävänä on kiinnittää paksut myosiinifila-

mentit Z-levyihin. Myös nebuliini-proteiini on kiinnittyneenä Z-levyyn, tehtävään säädellä aktiinifilamenttien pituutta. (Standring 2016, 103–104; Powers & Howley 2015, 164; Nordin & Frankel 1989, 91; Leppäluoto 2008, 101.)

Myofibrillien lisäksi sarkoplasma koostuu muista solun toiminnalle olennaisista soluelimistä. Ribosomit, Golgin laitteet ja mitokondriot sijaitsevat pääasiassa solun tumien ympärillä. Mitokondriot, lipidipisarat ja glykogeeni ovat osa aktiivisen lihaksen aineenvaihduntaa. Pitkulaisten mitokondrioiden määrä ei ole aikuisilla vakio, vaan se voi sekä lisääntyä että vähentyä melko nopeasti vastauksena pitkäaikaiseen muutokseen aktiivisuudessa. Pallomaiset lipidipisarat ovat tasaisesti levittäytyneenä ympäri myofibrillejä ympäröivää sarkoplasmaa, toimien runsaana energianlähteenä, joka on hyödynnettävissä vain oksidatiivisen aineenvaihdunnan kautta. Tästä syystä ne ovat yleisempiä myofibrilleissä, joissa on korkea mitokondriopitoisuus ja runsas kapillaarisuonisto. Pienet glykogeeniryhmät ovat levittäytyneinä myofibrillien väliin ja aktiinifilamenttien joukkoon. Lyhytaikaisissa suorituksissa ne tarjoavat tärkeän anaerobisen energian lähteen, joka ei ole riippuvainen verenkierrasta. (Standring 2016, 106.)

Sarkoplasmassa on myös kalvomaisten kanavien verkosto, joka ympäröi jokaista myofibrilliä. Näitä kanavia kutsutaan sarkoplasmaakalvostoksi, joka toimii kalsiumvarastona. Sarkolemmen putkimaiset, solun sisään työntyvät kalvostorakenteet tunnetaan T-tubuluksina (T-putkisto). Ne kulkevat lihassolujen läpi ja mahdollistavat aktiopotentiaalin kulkeutumisen solun pinnalta sen sisäosiin sarkoplasmaakalvostoon, mikä onnistuu T-tubuluksen yltäessä kahden sarkoplasmaakalvoston päätelaajentuman (terminal cisternae) väliin. (Standring 2016, 106; Powers & Howley 2015, 164; Leppäluoto 2008, 101.)

Lihaksen aineenvaihdunta

Jatkuva energiansaanti on solujen elinehto. Ne ovat riippuvaisia ulkopuolisesta energiasta, joka saadaan syödyistä ravintoaineista. Kemiaalista energiaa tuotetaan pilkkomalla ravintoaineiden orgaanisia molekyylejä peräkkäisissä kemiallisissa reaktioissa, joiden lopputuotteena syntyy hiilidioksidia ja vettä, jotka pitävät sisällään paljon vähemmän kemiallista energiaa kuin lähtöaineet. Erotuksesta n. 60 % muuttuu heti lämpöenergiaksi, jota solu ei voi hyödyntää

työsuorituksiin, ja erotuksen loppuosa siirretään erikoistuneisiin molekyyliin, jotka kuljettavat energian solun sitä vaativiin osiin. Näistä energiansiirtäjämolekyyleistä tärkein on adenosinitrifosfaatti (ATP), joka on kaikkien solujen välitön energianlähde useimmissa energiaa vaativissa prosesseissa. (Sand ym. 2011, 39.)

ATP-molekyyli rakentuu adeniinista, riboosista ja kolmesta fosfaattiryhmästä. Sen uloin fosfaattiryhmä voi lohjeta helposti irti hydrolyysissä, jonka lopputuotteet ovat adenosinidifosfaatti (ADP) ja epäorgaaninen fosfaatti (Pi), jotka sisältävät energiaa paljon vähemmän kuin lähtöaineet (ATP ja vesi). Reaktiossa vapautuvan energian solut käyttävät yleensä siihen, että ATP siirtää yhden fosfaattiryhmän toiseen molekyyliin, saaden näin sen kemiallisen energian määrän suurenemaan. Näin syntyy fosforyloitunut runsasenergiainen yhdiste, joka voi osallistua reaktioihin, joihin fosforyloimaton yhdiste ei kykenisi. ATP:a saadaan muodostettua uudelleen ADP:n fosforylaatiolla, johon saadaan energia ravintoainemolekyylien pilkkoutumisesta asteittain peräkkäisissä hapetus- ja pelkistysreaktioissa. (Sand ym. 2011, 39.) ATP:n muodostamista ilman happea kutsutaan anaerobiseksi energiantuotoksi ja tällaisiin menetelmiin kuuluvat glykolyysi ja ATP-PC-järjestelmä. Aerobisesta energiantuotosta taas puhutaan oksidatiivisen fosforylaation kohdalla, jolloin happea käytetään osana ATP-tuotantoa. Vaikka energiantuottomenetelmät jaetaan anaerobiin ja aerobiin, yleensä harjoituksen vaatima energia saadaan yhdistelmänä ATP-PC-järjestelmästä, glykolyysistä ja oksidatiivisesta fosforylaatiosta. Kuorituksen kestolla on kuitenkin vaikutusta siihen, missä suhteessa kutakin energiantuottotapaa saadaan hyödynnettyä. Anaerobinen ATP:n tuotanto on suurempaa lyhytkestoisissa ja korkeaintensiteettisissä harjoituksissa, kun taas aerobinen energiantuotto hallitsee pitkäkestoisissa harjoitteissa. (Powers & Howley 2015, 49, 63.)

Elektronien siirto atomilta toiselle, elektronegatiivisemmalle atomille vapauttaa energiaa. Elektronien luovuttamista kutsutaan hapettumiseksi, vastaanottamista taas pelkistymiseksi. Hapettuminen ja pelkistyminen ovat aina toisiinsa kytkettyjä reaktioita, sillä atomi tai molekyyli ei voi hapettua siirtämättä elektronia toiselle atomille tai molekyylille. Happiatomi on hiili- ja vetyatomeita elekt-

ronegatiivisempi, ja soluissa tapahtuvan ravintoaineiden pilkkoutumisen aikana se vastaanottaa elektroneja hiileltä ja vedyltä. (Sand ym. 2011, 39; Powers & Howley 2015, 42–43.)

Solujen hapetus-pelkistysreaktiot pitävät usein sisällään vetyatomien siirtymisen, koska se koostuu yhdestä elektronista ja yhdestä protonista. Tästä syystä vetyatomien luovuttava molekyyli aina hapettuu ja vastaanottava molekyyli pelkistyy. Ravintoainemolekyylien hiiliatomit menettävät pilkkoutumisen aikana kaikki vetyatominsa ja ovat hiilidioksidimolekyylissä kaikkein hapettuneimmassa muodossaan. Vetyatomit siirtyvät loppujen lopuksi sisäänhengitysilman molekulaariseen happeen (O₂), muodostaen näin vesimolekyyliä. Tässä ravintoainemolekyylien ja veden muodostamisen välisessä reaktioketjussa on tärkeä rooli koentsyymillä, joka toimii vetyatomien kuljettajana. Pelkistynyt koentsyymi siirtää vetyatomit edelleen toiseen molekyyliin, jolloin se itse hapettuu ja on taas valmis vastaanottamaan uusia vetyatomeja. Koentsyymit eivät kulu reaktioissa, joten pienet määrät niitä riittävät pitämään reaktiot käynnissä. (Sand ym. 2011, 39–40; Powers & Howley 2015, 43.)

Ravintoainemolekyyleistä vapautuu energiaa pääasiassa kolmessa eri reaktioketjussa: sytosolissa tapahtuvassa glykolyysissä, sekä mitokondrioissa tapahtuvassa sitruunahappokierrossa ja elektroninsiirtoketjussa, joita kutsutaan myös soluhengitykseksi. Glykolyysi on glukoosia eli kuusi hiiliatomia sisältävää hiilihydraattia pilkkovan reaktioketjun ensimmäinen vaihe. Glukoosimolekyyli hajoaa kahdeksi kolmihiiliatomiseksi palorypälehappomolekyyliksi, joka tunnetaan myös pyruvaattina. Yhden glukoosimolekyylin pilkkoutumisella saadaan kaksi ATP-molekyyliä ja kaksi pelkistynyttä koentsyymiä, mikä vastaa neljäsosaa glukoosimolekyyliin varastoituneesta kemiallisesta energiasta. Loput kolme neljäsosaa energiasta on varastoituneena palorypälehappomolekyyliin, joiden jäännösenergia vapautuu mitokondrioissa tapahtuvissa reaktioissa, jos käytävissä on happea. Glykolyysi voi joissakin soluissa jatkua ilman happea, jolloin palorypälehappomolekyylit muuttuvat maitohapoksi eli laktaatiksi. Tässä reaktiossa pelkistyneet koentsyymit hapettuvat luovuttamalla vetyatomeja ja pystyvät näin taas osallistumaan glykolyysiin, jolloin reaktio pysyy käynnissä. Tämä mahdollistaa lihassolujen ATP:n muodostamisen lyhyitä aikoja ilman happea. (Sand ym. 2011, 40–41.)

Glykolyysissä käytettävä glukoosi on elimistössä varastoituneena glykogeeni-
niksi. Kovassa rasituksessa nämä glykogeenivarastot tyhjenevät 1–2 tunnissa,
minkä jälkeen elimistön on hidastettava energia-aineenvaihduntaansa ja siir-
ryttävä aerobiseen energiantuottoon. Glykogeenivarastojen täydentäminen vie
melko paljon aikaa ja tapahtuu ruoasta saatavien hiilihydraattien avulla. Hiili-
hydraattien saannista riippuen varastojen täydentyminen voi siis viedä aikaa
vuorokaudesta jopa viikkoon. (Sand ym. 2011, 245.)

Lihassolun ollessa lepotilassa, ADP:n oksidatiivinen fosforylaatio tuottaa
ATP:a yli solun tarpeiden. Osa solussa muodostuvasta ATP:sta käytetäänkin
kreatiinifosfaatin (PC/fosfokreatiini) muodostukseen, mikä tapahtuu fosforyloi-
malla kreatiinia. Kreatiinin ja fosfaatin välisen sidoksen hajoamisessa vapau-
tuu energiaa suunnilleen yhtä paljon kuin ATP:n pilkkoutuessa ADP:ksi ja
Pi:ksi. PC:a voidaan käyttää myös päinvastaisessa tarkoituksessa, eli ATP:n
muodostuksessa, ja se toimiikin lihassolun energiavarastona. Tämä on välttä-
mätöntä, jotta ATP:n tuotanto saadaan käynnistymään erittäin nopeasti, sillä
lihassoluihin on varastoituneena vain hyvin rajallinen määrä ATP:a ja sen ku-
lutus voi lisääntyä tuhatkertaiseksi sekunnin murto-osassa. ATP:n muodosta-
minen PC:n avulla on nopein ja yksinkertaisin menetelmä, ja sitä katalysoi
kreatiinikinaasi-entsyymi. Yhtä nopeasti kuin ATP hajoaa ADP:ksi ja Pi:ksi,
resyntetisoi PC sitä takaisin ATP:ksi. Lihassolut kuitenkin varastoivat PC:akin
vain rajallisen määrän, mistä johtuen ATP:n muodostamisen määräkin on ra-
jallinen. Varastoidun ATP:n ja PC:n yhdistelmää kutsutaan ATP-PC-järjestel-
mäksi tai fosfageenijärjestelmäksi. Se tuottaa energian lihaskontraktioon har-
joituksen alussa ja lyhytaikaisten alle 5 sekuntia kestävien korkeaintensiteet-
tisten harjoitteiden aikana. PC:n uudelleenmuodostaminen vaatii ATP:a ja ta-
pahtuu vain palautumisen aikana. (Sand ym. 2011, 244; Powers & Howley
2015, 49.) Esimerkiksi 100 metrin pikajuoksussa 90 % energiasta tuotetaan
pääasiassa ATP-PC-järjestelmän avulla. Kun juoksumatka on 400 m, hoitaa
anaerobinen energiantuotto edelleen 70–75 %, nyt pääasiassa glykolyysin
avulla rajallisten ATP- ja PC-varastojen vuoksi. (Powers & Howley 2015, 63.)

Näiden eri energiantuottomenetelmien käyttöä kontrolloi niihin erikoistuneet
entsyymit, joiden aktiivisuus säätelee sitä, millä nopeudella mikäkin mene-
telmä osallistuu energiantuottoon. Entsyymien aktiivisuuteen vaikuttavat joko

nousevasti tai laskevasti erilaiset aineet, joista yksinkertaisimpana esimerkkinä ATP sekä ADP ja Pi: Solun kohonnut ATP-pitoisuus laskee entsyymien aktiivisuutta, onhan se looginen merkki solun pienentyneestä ATP:n käytöstä. Kohonnut ADP:n ja Pi:n määrä solussa taas viittaa lisääntyneeseen ATP:n käyttöön, mikä nostaa myös entsyymien aktiivisuutta. ATP-PC-järjestelmän toimintaa säätelevä kreatiinikinaasi-entsyymi aktivoituu ADP-pitoisuuden noustessa sarkoplasmassa ja stimuloi PC:n hajottamista ATP:n resyntetisoinniseksi. Kun ATP-pitoisuus taas nousee joko kuormituksen loppumisesta tai glykolyysin ja myöhemmin myös aerobisen energiantuoton riittävästä ATP-tuotannosta johtuen, vaikuttaa se kreatiinikinaasin aktiivisuuteen laskevasti. (Powers & Howley 2015, 61–62.)

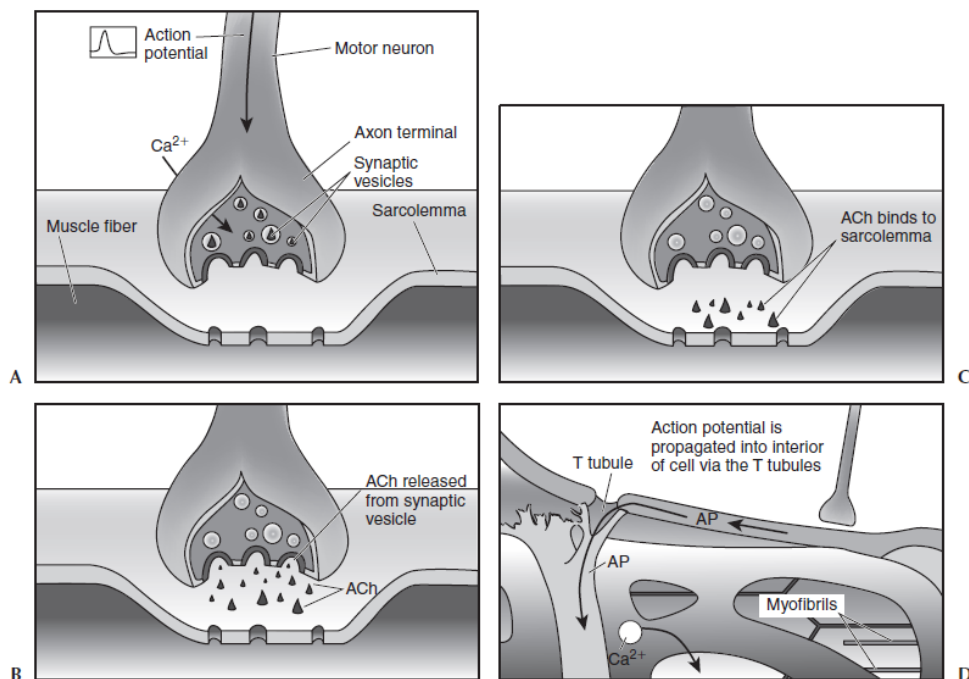
Glykolyysin tärkein kontrolloija on fosfofruktokinaasi-entsyymi (PFK), jota yhtälailla aktivoi ADP- ja Pi-pitoisuuksien nousu. PFK:n aktiivisuutta laskevana tekijänä toimii joko kohonnut ATP-pitoisuus tai kuormituksen jatkuessa solun kohonnut typpi- tai laktaatti-pitoisuus. Toinen glykolyysin aikainen säätelijä-entsyymi on fosforylaasi, joka aloittaa glykokeenin pilkkomisen glukoosiksi solun kalsiumpitoisuuden noustessa lihaskontraktion takia. (Powers & Howley 2015, 62.)

Lihassolun hermotus ja motorinen yksikkö

Raajojen, kasvojen ja kaulan lihaksia hermottaa yleensä vain yksi hermo, vaikkakin sen aksonit voivat olla peräisin useista selkäydinsegmenteistä ja niihin liittyvistä ganglioista. Tavallisesti hermo kulkee neurovaskulaarisena kimpuna yhdessä tärkeimpien verisuonten kanssa. Lihaksen hermoa kutsutaan yleensä motoriseksi hermoksi, vaikkakin se pitää sisällään sekä motorisia että sensorisia komponentteja. Motoriset komponentit koostuvat pääasiassa isoista, myeliinitupellisista lihassolun hermotuksesta vastaavista alfaefferenteistä aksoneista. Motoriset komponentit täydentyvät pienillä ja ohuilla myeliinitupellisilla lihaskäämien hermotuksesta vastaavilla gammaefferenteillä aksoneilla sekä myeliinitupettomilla ja autonomisilla verisuonten sileän lihaskudoksen hermotuksesta vastaavilla efferenteillä aksoneilla. Sensoriset, afferentit komponentit taas koostuvat lihaskäämeistä tulevista tyypin IA ja II myeliinitupellisista aksoneista, Golgin jänne-elimestä tulevista tyypin IB myeliinitupellisista aksoneista sekä myeliinitupellisista ja myeliinitupettomista aksoneista,

jotka välittävät kipua ja muita tuntemuksia lihaksen sidekudoskerrosten vaipailta hermopäätteiltä. (Standring 2016, 108.)

Hermon alfamotoriset aksonit haarautuvat toistuvasti, ennen kuin menettävät myeliinituppikerroksensa ja päätyvät ahtaalle alueelle lähelle lihaksen keskiosaa, motorista pistettä. Pitkissä lihaksissa tällaisia päätelevyalueita on yleensä kaksi tai enemmän, koska kaikki lihassolut eivät ole koko lihaksen pituisia. Alfamotorisen aksonin päätehaara on kontaktissa lihassoluun erikoistuneen synapsin (hermo-lihasliitos) avulla. Päätehaarasta lähtee useita lyhyitä, mutkikkaita haaroja, jotka kaikki päättyvät soikealle alueelle, motoriselle päätelevylle. Alla olevassa sarkolemmassa taas on syviä synaptisia poimuja. Motorisen päätelevyn ja sarkolemmän poimuisen pinnan välille jäävää 30–50 nm:n mittaista tilaa kutsutaan synapsiraoksi. Tällainen hermo-lihasliitos on lihassoluilla, jotka pystyvät levittämään aktiopotentiaalia, ja se tunnetaan nimellä en plaque. (Standring 2016, 108.) Kuvassa 1 esitetään aktiopotentiaalinkin kulku hermo-lihasliitoksessa.



Kuva 1. Hermo-lihasliitos ja aktiopotentiaali (Smith & Plowman 2007)

Alfamotoristen aksonien päätehaaroja on normaalisti aina yksi yhtä lihassolua kohti. Tällöin, kun motorista hermosolua eli motoneuronia stimuloidaan, leviää aktiopotentiaali aksonia pitkin kaikkiin sen haaroihin ja täten myös kaikkiin niiden hermottamiin lihassoluihin. Motoneuronia ja sen hermottamia lihassoluja

voidaan tästä syystä pitää toiminnallisena yksikkönä eli motorisena yksikkönä, joka mahdollistaa useiden lihassolujen samanaikaisen kontraktion lihaksessa. Motoristen yksiköiden koko vaihtelee huomattavasti: Tarkkuutta vaativiin tehtäviin käytettävissä lihaksissa yhteen yksikköön voi kuulua ehkä kymmenen lihassolua, kun taas raajojen suurissa lihaksissa yksi motoneuroni voi hermottaa useita satoja lihassoluja. Motoristen yksiköiden lihassolut eivät sijaitse lihaksessa selvinä ryhminä, vaan eri yksiköiden lihassolut ovat sekaisin toistensa lomassa. (Standring 2016, 108.)

Lihassolutyypit

Lihaksen toimintaa tarkasteltaessa kolme tärkeintä biokemiallista ominaisuutta ovat oksidatiivinen kapasiteetti, myosiinimuodon tyyppi ja lihassolun kontraktiilien proteiinien määrä. Oksidatiivisen kapasiteetin määrittää lihassolun mitokondrioiden määrä, solua ympäröivien kapillaarisuonten määrä ja solussa olevan myoglobiinin määrä. Siinä missä suuri määrä mitokondrioita takaa suuremman kapasiteetin ATP:n muodostamiseen, takaa runsas kapillaarisuonten määrä solun riittävän hapensaannin kuormituksen aikana. Myoglobiini taas toimii hapenkuljettajana sarkolemman ja mitokondrioiden välillä, mistä syystä sen suuri määrä parantaa hapenkuljetusta kapillaarisuonista mitokondrioihin. Ihmisillä esiintyy pääasiassa kolmea erilaista myosiinimuotoa, jotka eroavat toisistaan siinä, millainen niiden ATPaasi-entsyymin aktiivisuus on. ATPaasi pilkkoo myosiiniväkäseen sitoutunutta ATP:a ja kun entsyymin aktiivisuus on suuri, myös ATP pilkkoutuu nopeammin. Tämä havaitaan lihassolun nopeana lyhenemisenä. Vastaavasti matala ATPaasi-aktiivisuus näkyy ATP:n hitaampana pilkkoutumisena ja lihassolun hitaampana lyhenemisenä. Kontraktiilien proteiinien eli aktiinin ja myosiinin määrä lihassolussa vaikuttaa siihen, kuinka paljon voimaa solu pystyy tuottamaan: mitä enemmän aktiinia ja myosiinia, sitä suurempi voimantuotto. (Powers & Howley 2015, 173–174.)

Vaikka yhden motorisen yksikön kaikilla lihassoluilla onkin samat ominaisuudet, voi saman lihaksen eri yksiköiden välillä olla suuriakin eroja (taulukko 1). Lihassolut voidaan jakaa kahteen eri tyyppiin, hitaasti kontraktoituviin tyyppin I soluihin ja nopeasti kontraktoituviin tyyppin II soluihin, joiden välinen suhde lihaksessa on yksilöllistä, eikä esimerkiksi sukupuoli- tai ikäsidonnaista. Eri li-

hassolutyyppien kontraktoitumiskykyä vertailtaessa neljä tärkeää suoritusominaisuutta ovat maksimaalinen voimantuotto, kontraktion nopeus, maksimaalinen tehontuotto ja kontraktion hyötysuhde. (Powers & Howley 2015, 174, 176; Sand ym. 2011, 246; Standring 2016, 109.)

Yleensä lihassolu tuottaa voimaa sitä enemmän mitä suurempi se on, koska aktiinin ja myosiinin määräkin on tällöin suurempi. Lihassolun maksimaalisen voimantuoton tarkastelu voidaan myös normalisoida sillä, miten paljon voimaa solu tuottaa poikkipinta-alaansa nähden (spesifi voimantuotto). Lihassolujen kontraktion nopeutta vertaillaan mittaamalla niiden maksimaalinen lyhenemisnopeus (V_{max}), joka määräytyy lihassolun poikkisiltasyklien nopeuden mukaan. Avainasemassa V_{max} :n säätelyssä on myosiinin ATPaasi-aktiivisuus, mistä johtuen lihassolut joissa on korkea ATPaasi-aktiivisuus, omaavat myös korkean V_{max} :n. Lihassolun maksimaalinen tehontuotto on sen voimantuoton ja lyhenemisnopeuden välinen tulo. Tästä johtuen suuren voimantuottokapasiteetin ja nopean lyhenemisnopeuden omaavat lihassolut kykenevät suureen tehontuottoon ja päinvastoin. Viimeinen ominaisuus, lihassolun kontraktion hyötysuhde, mittaa solun toiminnan taloudellisuutta. Se siis kertoo, missä suhteessa lihassolu tuottaa voimaa käyttämäänsä energiaan nähden. Mitä parempi hyötysuhde on, sitä vähemmän solu tarvitsee energiaa tietyn työn suorittamiseen. (Powers & Howley 2015, 174.)

Taulukko 1. Lihassolutyyppien ominaisuudet Karp'n taulukosta mukailtuna (Karp 2001)

Lihassolutyyppien ominaisuudet			
Ominaisuus	Tyyppi I (hidas)	Tyyppi IIa (nopea)	Tyyppi IIx (nopea)
Kontraktionopeus	Hidas	Nopea	Hyvin nopea
Motorisen aksonin koko	Pieni	Suuri	Hyvin suuri
Väsämyksensietokyky	Korkea	Keskivertoinen	Matala
Energiantuotto	Aerobinen	Pitkäaikainen anaerobinen	Lyhytaikainen anaerobinen
Voimantuotto	Matala	Korkea	Hyvin korkea
Mitokondrioiden määrä	Korkea	Korkea	Matala
Kapillaarisuonten määrä	Korkea	Keskivertoinen	Matala
Oksidatiivinen kapasiteetti	Korkea	Korkea	Matala
Glykolyyttinen kapasiteetti	Matala	Korkea	Korkea
Pääasiallinen energianlähde	Triglyseridit	Kreatiinifosfaatti, glykogeeni	Kreatiinifosfaatti, glykogeeni

Tyyppin I hitaita lihassoluja ympäröi suurempi määrä kapillaarisuonia kuin tyyppin II lihassoluja, ja ne pitävät sisällään runsaasti oksidatiivisia entsyymejä sekä myoglobiinia. Nämä kolme tekijää yhdessä takaavat tyyppin I lihassoluille suuren aerobisen energiantuottokapasiteetin ja korkean väsymyksen sietokyvyn. Tyyppin II lihassoluihin verrattuna tyyppin I solut omaavat hitaamman V_{max} :n matalammasta ATPaasi-aktiivisuudesta johtuen ja pienemmän spesifin voimantuoton, koska niissä on vähemmän aktiini- ja myosiini-proteiineja poikkipinta-alaa kohti. Tyyppin I lihassolujen kontraktion hyötysuhde on kuitenkin parempi. Ne siis kuluttavat energiaa vähemmän kuormitustasosta riippumatta. Tällaiset solut soveltuvat toimintaan, jossa kohtuullista voimaa täytyy pitää yllä pitempiaikaisempia jaksoja (esim. asennon ylläpito). (Powers & Howley 2015, 174–175; Standring 2016, 108–109.)

Tyyppin II nopeat lihassolut jaetaan kahteen alatyyppiin, tyyppin IIx ja tyyppin Ila soluihin. IIx-soluissa on suhteellisesti vähän mitokondrioita, rajallinen aerobinen energiantuottokapasiteetti ja huonompi väsymyksen sietokyky kuin tyyppin I lihassoluilla. Niissä on kuitenkin reilusti glykolyyttisiä entsyymejä ja tästä syystä myös suuri anaerobinen energiantuottokapasiteetti. Tyyppin II lihassolujen välillä ei juurikaan ole eroa spesifissä voimantuotossa, mutta tyyppin IIx soluissa on korkein V_{max} korkeasta ATPaasi-aktiivisuudesta johtuen. Tästä syystä IIx-solujen maksimaalinen tehontuotto on kaikista lihassoluista suurin. Vastaavasti solujen kontraktion hyötysuhde taas on kaikista lihassoluista huonoin, johtuen sekin korkeasta myosiinin ATPaasi-aktiivisuudesta, joka näkyy korkeana energiankulutuksena suoritettuun työhön nähden. Tyyppin IIx solut soveltuvat parhaiten lyhytaikaisiin räjähtäviin suorituksiin, joita erottaa kunnan palautumisvaihe, jonka aikana solun pH- ja fosfaatti-arvot ehtivät palautumaan normaalitasolle ja energiavarastot täydentyvät. Tyyppin Ila lihassolujen biokemialliset ja väsymistä koskevat ominaisuudet ovat jostakin tyyppin I ja tyyppin IIx solujen väliltä. On kuitenkin tärkeää huomioida, että lihassolujen biokemialliset ja kontraktoitumista koskevat ominaisuudet voivat muuttua säännöllisen harjoittelun myötä nopeasta solusta hitaampaan. (Powers & Howley 2015, 175–176; Standring 2016, 108–109.)

2.2 Lihaskontraktio ja lihastyötavat

Lihaskontraktio

Lihaskontraktio saa alkunsa aktiopotentiaalin saapuessa motoneuronia pitkin hermo-lihasliitoksen motoriselle päätelevylle. Hermopäätteen solukalvossa on jänniteherkkiä Ca^{2+} -kanavia, jotka avautuvat aktiopotentiaalin vaikutuksesta. Näin Ca^{2+} -ioneja pääsee virtaamaan hermopäätteeseen, jossa Ca^{2+} -pitoisuus on yleensä hyvin pieni. Tämä aiheuttaa asetyylikoliini-nimisen välittäjäaineen vapautumisen synapsirakoon hermopäätteiden synapsirakkuloista. Asetyylikoliini diffundoituu synapsiraon yli ja sitoutuu sarkolemman poimuksen pinnan (postsynaptinen kalvo) reseptoreihin. Se saa aikaan lähes välittömästi kalvon läpäisevyyden lisääntymisen, sillä asetyylikoliinireseptorit toimivat myös Na^{+} -kanavina, jotka aukeavat välittäjäaineen osuessa niihin. Tämä aiheuttaa Na^{+} -ionien virtaamisen lihassoluun, mikä taas johtaa sarkolemman paikalliseen depolarisaatioon (EPP, end-plate potential). EPP on aina riittävän suuri ylittämään kynnyksarvon, joka johtaa aktiopotentiaalin laukeamiseen koko lihassolussa. Jotta postsynaptisen kalvon depolarisaatio saadaan loppumaan, pilkkoo synapsiraossa oleva asetyylikoliiniesteraasi-entsyymi asetyylikoliinimolekyylit asetaatiksi ja koliiniksi. Tästä syystä jokaisen motoneuronin hermoimpulssi laukaisee lihassolussa vain yhden aktiopotentiaalin. (Standring 2016, 108; Sand ym. 2011, 110–111; Powers & Howley 2015, 165.)

Ärsytys-kontraktio-yhdistelmä tarkoittaa lihassolun depolarisaatiota ja sitä seuraavaa lihassolun lyhenemistä ja voiman tuottamista. Ärsytysvaiheen aikana aktiopotentiaali kulkeutuu lihassolun sisään T-tubulusten avulla, jotka ovat yhteydessä yksittäisten myofibrillien sarkoplasmakalvostoihin. Sarkoplasmakalvoston päätelaajentumiin saapuessaan aktiopotentiaali aiheuttaa Ca^{2+} -ionien vapautumisen päätelaajentumista solunesteeseen eli sytosoliin. Tätä seuraa kontraktiovaihe, jossa kalsiumpitoisuuden nousu saa aikaan aktiinifilamenttien pinnalla olevien troponiini- ja tropomyosiini-proteiinien muodon muutoksen ja irtaamisen sitoutumiskohdistaan niin, että aktiinista paljastuu pintaa, johon myosiiniväkästen on mahdollista tarttua. (Standring 2016, 108; Sand ym. 2011, 239, 241; Powers & Howley 2015, 166–168.)

Myofilamenttien pituudet eivät muutu lihaskontraktion aikana, vaan sarkomeerit lyhenevät aktiini- ja myosiinifilamenttien liukuessa syvemmälle toistensa loomiin. Filamenttien liukuminen tapahtuu myosiinifilamenttien väkästen avulla: Väkäset tarttuvat aktiinifilamenttien pintaan muodostaen poikkisiltoja, jotka vetävät aktiinifilamentteja lähemmäs sarkomeerin keskiosaa, sen jälkeen irrotten ja tarttuen sitten uuteen kohtaan aktiinissa. Tätä kutsutaan poikkisiltasykliksi. Myosiiniväkäset siis ikään kuin ryömivät aktiinifilamenttien pinnalla, kaikki eri tahdissa. Häiriöt lihaksen homeostaasin ylläpitämisessä näkyvät heikentyneenä poikkisiltasyklinä, jolloin lihassolu menettää kyvyn tuottaa voimaa. Tällaisia häiriöitä ovat puutteellinen Ca^{2+} -taso ja korkeat vetyionipitoisuudet esimerkiksi lihasväsymyksessä. (Standring 2016, 108; Sand ym. 2011, 239–240; Powers & Howley 2015, 166–169.)

Voidakseen liikkua, täytyy jokaiseen myosiiniväkäseen sitoutua ATP-molekyyli. ATP pilkkoutuu ATPaasi-entsyymin avulla ADP:ksi ja fosfaatiksi, mistä vapautuva energia saa myosiiniväkäsen jännittymään ja taipumaan. Vasta kun väkäsiin sitoutuu uusi ATP-molekyyli, irtoavat ne aktiinista voidakseen siirtyä taas seuraavaan kohtaan. Aktiopotentiaali-ärsykkeen loppuessa T-tubulusjärjestelmä repolarisoituu, eli kalsiumin vapautuminen loppuu ja sarkoplasmakalvostossa olevat erityiset kalsium-ATPaasi-kalvopumput pumppaavat Ca^{2+} -ionit takaisin sarkoplasmakalvostoon. Nämä pumput saavat energiansa pilkkomalla ATP:a. Ca^{2+} -pitoisuuden lasku takaisin matalalle lepotasolle saa aikaan troponiini- ja tropomyosiini-proteiinien paluun paikoilleen aktiinifilamenttien pinnoille, jolloin myosiiniväkäset eivät saa enää otetta aktiinista ja lihas relaxoituu. (Standring 2016, 108; Sand ym. 2011, 239–241; Powers & Howley 2015, 166–169.)

Kun alfa-motoneuroni kuljettaa yksittäisen stimuluksen eli aktiopotentiaalin motorisen yksikön läpi, aiheuttaa se lihassoluissa vain nykäysmäisen kontraktion, joka voidaan jakaa kolmeen osaan: välittömästi stimulusta seuraavaan muutama millisekunnin kestävään latenttinvaiheeseen ennen kontraktion alkua, noin 40 millisekuntia kestävään kontraktiovaiheeseen ja noin 50 millisekuntia kestävään relaksaatiinvaiheeseen. Näiden kolmen vaiheen kestoajat riippuvat lihassolun tyypistä. Kaikki yksittäiset lihassolut, niin kuin yksittäiset neuronitkin, vastaavat saapuvaan stimuluseseen ”kaikki tai ei mitään”-periaatteella. Tyypin II lihassolut kuitenkin kykenevät kontraktioitumaan lyhyemmässä ajassa kuin

tyypin I lihassolut. Tämä johtuu tyypin II lihassolujen sarkoplasmakalvoston nopeammasta Ca^{2+} -ionien vapauttamisesta ja myosiinin korkeasta ATPaasi-aktiivisuudesta. (Powers & Howley 2015, 177–178.)

Tavalliset kehon liikkeet muodostuvat kuitenkin sarjoina saapuvien stimulus-ten aikaansaamista pidempiaikaisista lihaskontraktioista. Kun saapuvien aktiopotentiaalien frekvenssi kasvaa, ei lihaksella ole aikaa relaksoitua stimulus-ten välillä ja voimantuotto lisääntyy. Tätä vastetta kutsutaan summaatioksi. Jos stimulusfrekvenssiä nostetaan edelleen, yksittäiset kontraktiot sulautuvat yhdeksi pitkäkestoiseksi kontraktioksi, tetanisaatioksi, joka jatkuu kunnes stimulus loppuu tai lihas väsy. Tällaisten tetaanisten lihaskontraktioiden aikana eri motoriset yksiköt stimuloituvat ja kontraktoituvat eri aikaan, jolloin osa motorisista yksiköistä kontraktoituu samanaikaisesti kun osa relaksoituu. Tämä saa aikaan sulavan ja hyvin koordinoitun lihaskontraktion. (Powers & Howley 2015, 179–180.) Vaihtoehtoisesti voidaan rekrytoida lisää motorisia yksiköitä. Nämä kaksi mekanismia toimivat rinnakkain, mutta niiden suhteellinen tärkeys voi riippua lihaksen koosta ja/tai tehtävästä. Esimerkiksi isoissa lihaksissa, joissa motorisia yksiköitä on paljon, on niiden rekrytoiminen todennäköisesti tärkeämpi tekijä. (Standring 2016, 108.)

Motoristen yksiköiden rekrytoiminen tapahtuu yleensä järjestelmällisesti Hennemanin kokoperiaatteen (Henneman's size principle) mukaan. Tämän käsityksen mukaan motorisia yksiköitä rekrytoidessa ärsytyskynnys on pienimmillä motoneuroneilla matalin ja suurimmilla motoneuroneilla korkein. Lihaskontraktiossa pienten motoneuroneiden hermottamat tyypin I lihassolut aktivoituvat siis ensimmäisenä. Voimantuottoa lisätessä rekrytoidaan progressiivisesti käyttöön yhä suurempien motoneuroneiden hermottamat tyypin II lihassoluista muodostuvat motoriset yksiköt. (Powers & Howley 2015, 150.) 0–50 %:n voimalla maksimaalisesta isometrisestä kontraktiosta tapahtuvissa lihaskontraktioissa toimivat ensisijaisesti tyypin I motoriset yksiköt, eikä niiden syttymisfrekvenssi tätä suuremmissa kuormituksissa juurikaan kasva. Kun isometrinen lihaskontraktio on 30–80 % maksimista, tyypin II motoristen yksiköiden rekrytoinnin määrä lisääntyy ja yksittäisten yksiköiden syttymisfrekvenssi kasvaa kontraktiovoiman kasvaessa. Dynaamisissa kuormituksissa tyypin II yksiköt alkavat toimia jo pienilläkin voimilla. (Vuori 1994, 235.)

Kaurasen & Nurkan (2010, 146–147) mukaan on kuitenkin joitakin poikkeustilanteita, jolloin motoristen yksiköiden aktivoitumisjärjestys ei mene Hennemanin kokoperiaatteen mukaan. Esimerkiksi hyvin pitkäkestoisen liikuntasuorituksen aikana, kun tyypin I motoriset yksiköt alkavat väsyä, hermosto alkaa kompensoida väsyneiden tyypin I yksiköiden alentunutta voimantuottoa aktivoimalla tyypin II motorisia yksiköitä jo huomattavasti matalammilla jännitys- ja voimatasoilla. Eksentrisen lihastyö aktivoi herkemmin tyypin II motorisia yksiköitä kuin konsentrisen lihastyö samalla voimatasolla, mikä tarkoittaa aktivoitumisjärjestyksenkin muuttumista. Myös liikkeen muuttaminen, esimerkiksi kyynärnivelen koukistus joko supinaatiossa tai pronaatiossa, muuttaa lihaksen motoristen yksiköiden aktivoitumisjärjestystä jonkin verran. Poikkeus tapahtuu myös hyvin nopeiden liikesuoritusten kohdalla, jolloin liike aloitetaan aktivoimalla tyypin II motoriset yksiköt ensin.

Joidenkin lähteiden mukaan on epävarmaa, muuttuuko motoristen yksiköiden syttymisjärjestys edellä mainituissa tilanteissa. Karp'n (2001, 23) mukaan, jos tällainen on mahdollista, nopeat lihassolut aktivoituvat aikaisemmin nopeissa eksentrisissä liikkeissä. Heckmanin & Enokan (2012, 2654–2655) mukaan voi olla mahdollista, että motoristen yksiköiden aktivoitumisjärjestys voi muuttua lihaksessa tuotetun liikkeen muuttuessa, tai jos tilanteeseen liittyy ihoärsytys. Esimerkkinä ihoärsytyksen vaikutuksesta aktivoitumisjärjestykseen käytettiin artikkelissa pinsettioetta verrattuna etusormen ja peukalon hankaamiseen toisiaan vasten. On myös esitetty, että keskivartalon lihaksien osalta kokoperiaatteen mukainen syttymisjärjestys ei ole täysin selvää. Esimerkiksi m. trapeziuksessa on havaittu muutoksia aktivoitumisjärjestyksessä eri liikkeiden aikana.

Lihastonuksella tarkoitetaan keskushermoston ylläpitämää matalatasoista kontraktiota lihaksissa niiden levossa olon aikana. Sen tarkoituksena on antaa pohja painovoiman vastustamiselle ja kehon liikkeille. Jotta lihassolut eivät väsyisi painovoiman vastustamisen vaikutuksesta, täytyy motoristen yksiköiden stimuloinnin olla asynkronista, eli keskushermosto kierrättää lihaksen stimuloitavia motorisia yksiköitä jatkuvasti. Tällä tavoin lihakseen kohdistuva posturaalinen kuormitus siirtyy motoriselta yksiköltä toiselle sulavasti kaiken aikaa. Kun kehossa tapahtuu liike, on lihastonus sille pohjana, jolle sopiva kontraktio

rakennetaan. Jos tonus on liian korkea tai matala, liikkeen ajoituksesta tulee virheellinen. (Criswell 2011, 28.)

Lihaksen tuottamaan voimaan vaikuttaa myös lihaksen sen hetkinen pituus kontraktion aikana. Jokaiselle lihakselle on oma ”optimaalinen” lihassolupituus, jossa aktiini- ja myosiinifilamentit ovat sopivimmissa määrin lomittain toisiinsa nähden. Esimerkiksi lihaksen lepopituuden ollessa pidempi kuin optimaalinen pituus, ovat myofilamentit pienemmissä määrin lomittain toisiinsa nähden ja pystyvät näin muodostamaan vähemmän poikkisiltoja. Liian pitkälle venytetyssä lihaksessa myofilamenttien lomittaisuutta ei enää ole, eikä lihas pysty tällöin kontraktoitumaan. Vastaavasti lihaksessa, joka on lyhentynyt n. 60 % lepopituudestaan, ovat myofilamentit jo valmiiksi syvällä toistensa lomassa ja lyhenemistä voi tapahtua enää vain hyvin rajallisesti. (Powers & Howley 2015, 178.)

Lihaksen voima-nopeussuhde kuvaa nimensä mukaisesti lihaksen tuottaman voiman ja liikkeen nopeuden välistä suhdetta. Tiedetään, että millä tahansa tuotetulla voimatasolla tyypin II lihassoluista pääasiallisesti koostuvat lihakset tuottavat aina suuremman liikenopeuden kuin tyypin I lihassoluista pääasiallisesti koostuvat lihakset. Maksimaalinen liikenopeus taas saavutetaan matalimmilla voimatasoilla, eli esimerkiksi pienintä vastusta käytettäessä, oli kyseessä sitten mikä lihassolutyypin tahansa. Tämä voima-nopeussuhde selittyy aktiini- ja myosiinifilamenttien välisten poikkisiltojen avulla: Siinä missä lihaksen tuottama voima on riippuvainen muodostetuista poikkisilloista, vaatii poikkisiltojen muodostaminen aina tietyn ajan. (Powers & Howley 2015, 180–181; Criswell 2011, 31.)

Kun konsentrisessä kontraktiossa liikenopeus kasvaa ja lihas lyhenee nopeammin, kulkevat myofilamentit nopeammin toistensa ohi ja poikkisiltoja ehtii muodostua rajallisempi määrä, mikä tarkoittaa myös rajallisempaa voimantuottoa. Vastaavasti lihaksen lyhenemisnopeuden laskiessa useampia poikkisiltoja ehtii syntyä ja voimantuotto paranee. Isometrisen kontraktion aikana, kun lihaspituudessa ei tapahdu muutosta, voidaan havaita poikkisiltoja muodostuvan sitä nopeammin, mitä pienempi vastus on. Riittävän kontraktiotason saavuttamiseen vaadittu aika määräytyy siis yksinomaan tarvittavan kontraktiotason määrän perusteella: matalammat tasot saavutetaan nopeammin kuin

korkeat. Eksentrisessä kontraktiossa lihaksen voimantuotto taas itse asiassa kasvaa sitä mukaa kun liikenopeuskin kasvaa. (Powers & Howley 2015, 181; Criswell 2011, 31.)

Jokaisella lihaksella ja sen jänteellä on erilainen rakenne, jonka myötä niiden voimantuottokyky vaihtelee. Fysiologinen poikkipinta-ala ja pennaatiokulma ovat ratkaisevia tekijöitä lihaksen voimantuotossa. Fysiologinen poikkipinta-ala kertoo kontraktiilien proteiinien määrän lihaksessa. Mitä enemmän lihaksen lihassoluja on ja mitä paksumpia ne ovat, sitä suuremman voiman se kykenee tuottamaan. Pennaatiokulma taas kertoo, missä kulmassa lihaksen lihassolut ovat suhteessa jänteeseen johon se on kiinnittyneenä. Jos lihassolut kulkevat ja kiinnittyvät yhdensuuntaisesti jänteen kanssa, on pennaatiokulma 0° . Tällaisessa tapauksessa kaikki tuotettu voima siirtyy jänteeseen ja tätä kautta liikuttavan nivelen yli. Jos pennaatiokulma on suurempi kuin 0° , eli lihassolut ovat viistossa jänteeseen nähden, siirtyy pienempi osa lihaksen tuottamasta voimasta jänteeseen. Teoreettisesti siis 0° pennaatiokulman lihas välittää jänteelle täyden voiman, kun taas sama lihas esimerkiksi 30° pennaatiokulmalla välittää jänteelle vain 86 % voimasta. Käytännössä kahdesta samankokoisesta lihaksesta suuremman pennaatiokulman omaava lihas pystyy kuitenkin tuottamaan yleensä suuremman voiman, koska ne voivat lihassolujen viistosta järjestäytymisestä johtuen mahdollistaa suuremman määrän lihassoluja samalle lihaspituudelle. Tämä antaa lihakselle suhteessa isomman fysiologisen poikkipinta-alan ja tästä johtuen myös suhteessa suuremman voimantuottokapasiteetin. (Neumann 2002, 42–43.)

Lihastyötavat

Lihaskontraktion aikana lihas voi lyhentyä, pidentyä tai pysyä melko samanpituuisena. Tämä riippuu siitä, millainen lihaksen aktivoitumistaso on ja millaiset ovat sen liikettä vastustavat voimat. Isometrisessä lihatyössä lihaksen pituus säilyy muuttumattomana, koska kontraktion voima ei ylitä vastuksen voimaa. Tällaista lihastyötä käytetään esimerkiksi asennonhallinnassa. Dynaamisella tai isotonisella lihastyöllä taas tarkoitetaan lihaksen kontraktiota, jossa lihaksen pituus muuttuu, ja se jaetaan konsentriseen ja eksentriseen lihastyöhön. Konsentrisen lihastyön aikana lihaksen pituus lyhenee, kun kontraktion voima voittaa ulkoisen vastuksen esimerkiksi hauiskäännössä painoa nostettaessa.

Koska konsentrisessa lihastyössä n. 20 % energiasta kuluu lihaksen lyhene-
miseen, on isometrisen lihastyön aikana käytettävissä enemmän energiaa.
Tästä syystä korkein kuorma josta lihas pystyy konsentrisesti suoriutumaan,
on vain 80 % siitä, mitä se pystyy maksimaalisella isometrisellä kontraktiolla
kannattelemaan. Eksentrisellä lihastyöllä tarkoitetaan lihaksen pitenemistä
kontraktion aikana. Tällöin ulkoinen vastus voittaa lihaksen tuottaman kontrak-
tion voiman, jolloin lihas toimii jarruttavana toimijana, esimerkiksi hauiskään-
nössä painoa laskettaessa. Eksentrisen lihastyö vaatii aina vähemmän ener-
giaa kuin konsentrisen. SEMG:lla tarkasteltuna isometrisen lihastyö tuottaa
suhteessa suurimmat mikrovolttiampplitudit, eksentrisen taas pienimmät. (Cris-
well 2011, 15–17; Powers & Howley 2015, 177; Standring 2016, 114.)

Kehon eri liikkeet saa aikaan aina useamman lihaksen ryhmä, jossa jokaisella
on oma roolinsa agonistina, antagonistina, fiksaattorina tai synergistinä.
Agonistit ovat lihaksia, jotka aloittavat tai ylläpitävät haluttua liikettä. Tätä lii-
kettä vastustavat tai päinvastaisen liikkeen suorittavat lihakset tunnetaan anta-
gonisteina. Esimerkiksi kyynärnivelen fleksiossa m. brachialis toimii agonistina
ja m. triceps brachii antagonistina. Kun agonisti ja antagonistit kontraktoidut
samanaikaisesti, toimivat ne fiksaattoreina, eli stabiloivat vastaamaansa ni-
veltä aiheuttamalla transartikulaarisen kompression. Esimerkiksi rannenivelen
fleksorit ja ekstensorit toimivat fiksaattoreina stabilisoidessaan rannetta niin,
että sormilla pystytään tarttumaan tiukasti johonkin esineeseen. (Standring
2016, 114.)

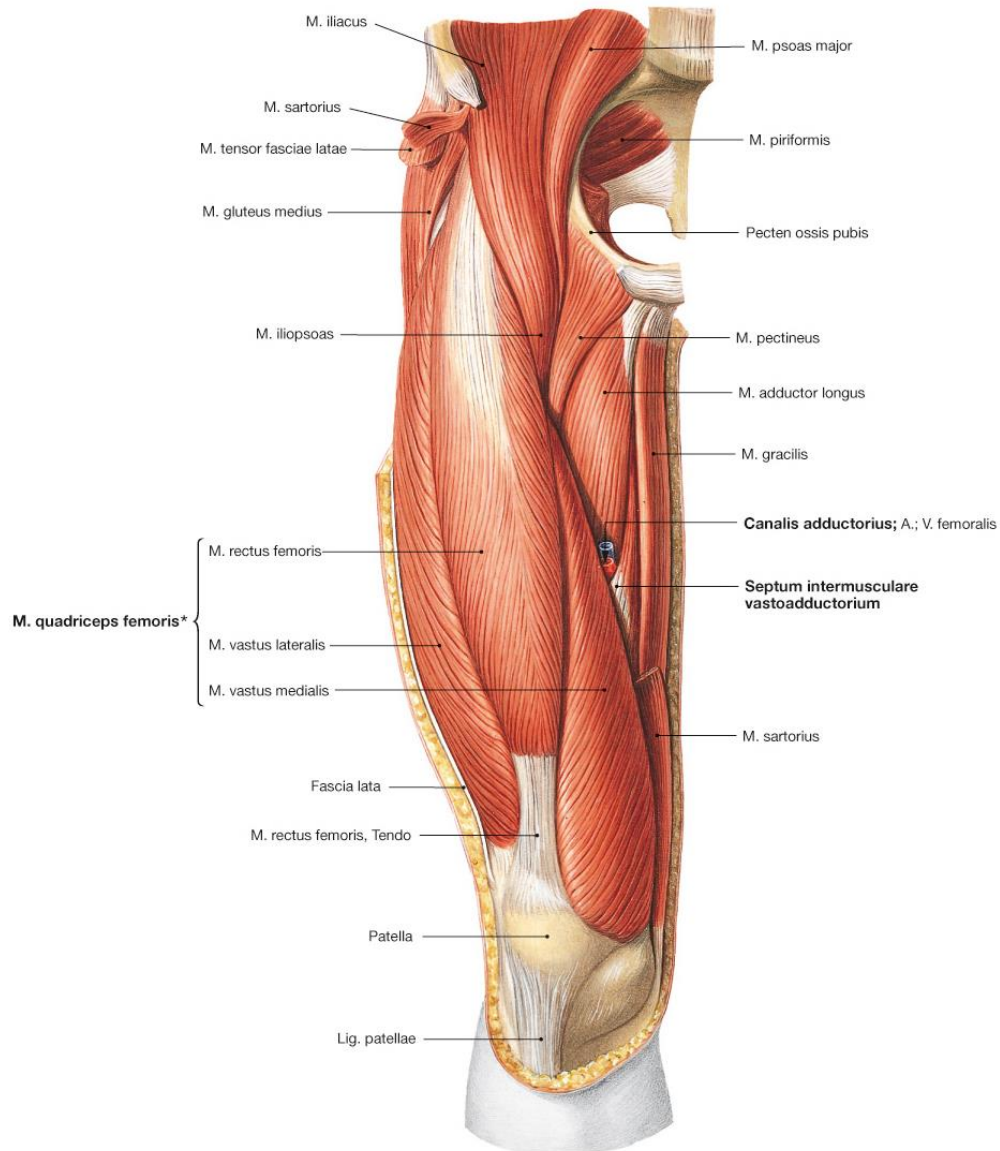
Kun liikuttettava nivel on yksiakselinen, saa agonisti aikaan yksinkertaisen lii-
keen. Moniakselisessa nivelessä tai useamman nivelen ylittäessään agonistin
kontraktio voi kuitenkin aiheuttaa monimutkaisempia liikkeitä, joista täytyy kar-
sia joitakin elementtejä pois muiden lihasten kontraktioimisella. Näitä avusta-
via lihaksia kutsutaan synergisteiksi, vaikkakin ne voivat käyttäytyä kuin fik-
saattorit tai osittaisina antagonistina. Esimerkkinä tästä toimii sormien nivel-
ten fleksio, jossa agonistina toimivat pääasiassa m. flexor digitorum superficia-
lis ja m. flexor digitorum profundus: Koska ko. lihakset kulkevat myös ranne-
nivelen ylitse, täytyy ranteen fleksoituminen estää, jotta sormet voivat fleksoi-
tua mahdollisimman tehokkaasti. Tämä tapahtuu synergistien eli ranteen eks-

tensoreiden kontraktoitumisella, mikä eliminoi rannenivelten fleksion ja aiheuttaa pienen ekstension, jotta sormet pääsevät fleksoitumaan halutulla tavalla. (Standring 2016, 114.)

3 ANATOMIA JA BIOMEKANIikka PUOLIKYYKYSSÄ JA KEVENNYS-HYPYSSÄ

Kyykyn alkuasento on pystyasento, jossa polvet ja lonkat ovat ekstensiossa. Laskeutumisvaiheessa kyykistytään alas fleksoimalla lonkkia, polvia ja nilkkoja. Kun haluttu kyykkisyvyys on saavutettu, vaihdetaan kyykyn suuntaa ja nousee takaisin pystyasentoon. Kyykyssä aktivoituu suurin osa alaraajan lihaksista kuten m. quadriceps femoris (m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. vastus intermedius ja m. rectus femoris), lonkan ekstensorit, adduktorit ja abduktoorit sekä triceps surae. Tämän lisäksi suurimmalta osalta keskivartalon lihaksista vaaditaan isometristä työtä posturaalisen stabilisaation säilyttämiseksi. Puolikykyssä polven fleksiokulma on usein määritelty olevan 70–100 astetta. (Schoenfeld 2010, 3497.)

M. vastus lateralis (kuva 2) on reiden etuosan lihaksista suurin. Sen origo on femurin linea intertrochanterican yläosa, trochanter major anteroinferiorisesti, tuberositas glutea lateraalisesti sekä linea aspera labium laterale proksimaaliseksi. Joitain säikeitä lähtee myös m. gluteus maximuksen jännteestä sekä m. vastus lateraliuksen ja m. biceps femoriksen välisestä septum intermuscularis lateraliuksesta. Kaikki reiden etuosan lihakset muodostavat quadriceps femoris-jänneen ja kiinnittyvät sen välityksellä patellaan. Lihaksen insertio on patellan superolateraalinen pinta, josta jatkuu säikeitä myös polvinivelen nivelkapseliin, tibian condylus lateraliukseen ja tractus iliotibialikseen. Lateraalisesti m. vastus lateralista peittää fascia latae. Lihasta hermottaa n. femoralis (L2–L4) ja sen funktio on polvinivelen ekstensio. (Standring 2016, 1362–1363.)



Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen, 23. A. 2010, © Elsevier GmbH, München

Kuva 2. M. vastus lateralis (Paulsen & Waschke 2011)

Lonkkanivel (art. coxae) on kolmiakselinen pallonivel lantion konkaavin acetabulum ja femurin konveksin caput femoriksen välillä (Standring 2016, 1376). Sen aktiivisen fleksion liikelaajuus on 110–120° polvi fleksoituna ja ekstension 10–15° (Magee 2014, 698). Lonkkaniveltä ympäröivistä vahvoista ligamenteista lig. iliofemorale ja lig. ischiofemorale rajoittavat ekstensiota (Magee 2014, 689). Kantapäät maassa kyykätessä lonkalta vaadittu liikelaajuus on 95° ± 26° (Hemmerich ym. 2006, 774). Pääasiassa lonkan alueen lihaksista kyykyssä toimivat m. gluteus maximus ja hamstring-lihakset (m. biceps femoris, m. semitendinosus ja m. semimembranosus). M. gluteus maximus on voimakas lonkan ekstensori, joka työskentelee eksentrisesti kontrolloidakseen kyykyn laskeutumisvaihetta ja konsentrisesti kyykyn nousuvaiheessa voittaak-

seen ulkoisen vastuksen. Hamstring-lihakset aktivoituvat kyykyssä kohtalaisesti, noin puolet EMG-aktiivisuudesta verrattuna suorien jalojen maastavetoon, johtuen siitä että ne toimivat sekä lonkan ekstensoreina että polven fleksoreina. Tämän vuoksi lihasten pituus säilyy melko samana koko liikkeen ajan. (Schoenfeld 2010, 3500–3501.)

Polvinivel (art. genu) on sarananivel, joka muodostuu kolmesta osasta: femurin condylus femoristen välisen anteriorisen nivelpinnan ja patellan nivelpinnan välillä olevasta patellofemoraalinivelestä sekä kahdesta tibiofemoraalinivelestä, jotka ovat femurin konveksien distaalisten nivelpintojen (condylus medialis ja lateralis femoris) ja tibian proksimaalisten nivelpintojen (condylus medialis ja lateralis tibiae) välillä. Polven kokonaisuuteen voidaan myös laskea kuuluvaksi proksimaalinen tibiofibulaarinivel, joka on synoviaalinivel tibian condylus lateralsen ja fibulan proksimaalipään välillä. (Standring 2016, 1383, 1385–1387.) Siinä tapahtuu vähäistä liukumaliikettä nilkan liikkeiden yhteydessä (Magee 2014, 766). Polven aktiivinen fleksio on 135° ja ekstensio $0-15^\circ$ (Magee 2014, 781).

Fleksio-ekstensio-suunnan liikkeitä rajoittaviin ligamenttirakenteisiin kuuluvat lig. cruciatum anterius (ACL) ja posterius (PCL), jotka ovat intrakapsulaarisia ligamenteja femurin ja tibian condylusten välissä ristikkäin. ACL rajoittaa ensisijaisesti tibian anteriorista liikettä suhteessa femuriin ja lateraalirotaatiota fleksiossa, minkä lisäksi se estää nivelen hyperekstensiota. PCL rajoittaa ensisijaisesti tibian posteriorista liikettä suhteessa femuriin, sekä estää nivelen hyperekstensiota. (Standring 2016, 1390; Magee 2014, 805–807.) Polvinivelissä tapahtuu kyykyssä pieni määrä aksiaalista rotaatiota. Femur rotatoituu fleksiossa lateraalisesti ja ekstensiossa mediaalisesti. Patellofemoraalinivelissä patella liikkuu femurin nivelpinnalla fleksion ja ekstension aikana. Se lisää ekstensiossa mekaanista vipuvoimaa suuremman voiman varren vuoksi sekä vähentää quadriceps- ja patellajänteen hankautumista intercondyloorista uraa vasten. (Schoenfeld 2010, 3499.)

Kyykyssä pääasiallinen polvea liikuttava lihasryhmä on m. quadriceps femoris, joka työskentelee konsentrisesti polven ekstensiossa ja eksentrisesti vastustaessa polven fleksiota. Quadriceps- ja patellajänne helpottavat polven eks-

tensoreiden työskentelyä mahdollistaen optimaalisen vedon tibiaan liikkeen aikana. Hamstring-lihakset ovat teknisesti antagonisteja m. quadriceps-lihak- sille, vastustaen polven ekstensiomomentteja. Suljetun ketjun liikkeessä ne kuitenkin kontraktoituvat yhdenaikaisesti. Tämä synergistinen toiminta paran- taa polven toimintaa liikkeen aikana etenkin aiheuttamalla tibiaan vastakkai- sen vedon quadricepsiin nähden ja neutralisoiden näin anteriorista tibiofemo- raalista stressiä. (Schoenfeld 2010, 3499.)

Näiden lisäksi nilkalta vaaditaan suurta liikelaajuutta tasapainon ja kontrollin säilyttämiseksi koko liikkeen ajan (Schoenfeld 2010, 3498). Nilkassa fleksio- ekstensio-suunnan liike tapahtuu talocruraalinivelessä, joka muodostuu dis- taalisesta tibiasta ja fibulasta sekä taluksesta (Standring 2016, 1431). Pro- prioseptiikalla on tärkeä rooli tasapainon ja nivelen stabiliteetin ylläpitämisessä (Han ym. 2015). Tasapainon säätelyssä tärkeimpiä proprioseptiikasta vastaa- via reseptoreita ovat nivelten proprioceptorit, lihassukkulat, Golgin jänne-eli- met, ihon mekanoreseptorit ja vapaat hermopäätteet (Kauranen & Nurkka 2010, 349). Ne aistivat nivelen asentoa ja liikettä, nivelen liikkeiden kul- manopeutta, nivelkompressiota, muutoksia lihaksen jännitystasossa, lihaksen pituutta ja sen muutoksia, sekä tuottavat tietoa ympäristöstä ja kehon suh- teesta siihen (Kauranen & Nurkka 2010, 349–350; Lephart ym. 1998, 149– 150).

Kevennyshypyssä ponnistusvoima tuotetaan sekä lihaksen supistuvan kom- ponentin että rinnakkaisen ja peräkkäisen elastisen komponentin avulla. Hy- pyn alkuasento on suora seisoma-asento. Tästä asennosta hyppääjä laskeu- tuu selkä suorana polvia koukistaen ponnistusasentoon, jossa polvet ovat 90:n asteen fleksiossa. Välittömästi tämän jälkeen suoritetaan maksimaalinen ponnistus ylöspäin selkä suorana. Alastulo tapahtuu päkiöille polvet mahdolli- simman suorina. Liikkeen kevennysvaiheessa alaraajan lihakset toimivat ek- sentrisesti, jolloin lihaskalvoihin ja jänteisiin varastoituu elastista energiaa. Tätä energiaa hyödynnetään hypyn ponnistusvaiheessa, joka tapahtuu alaraa- jojen lihasten konsentrisella työllä. (Kauranen 2014, 248–249; Keskinen ym. 2007, 154.)

4 EMG

Elektromyografialla (EMG) tutkitaan iholle tai lihaksen sisälle asetettavien elektrodien avulla lihasten sähköistä toimintaa ja aktiopotentiaaleja. Lihassolukalvolla tapahtuu sähköisesti varautuneiden ionien konsentraatiomuutoksia lihasjännityksen aikana. Tästä seuraa heikkoja aktiovirtoja, joita elektromyografialla rekisteröidään. Tällä tavoin saadaan tuotettua tietoa lihaksen kuormitusteesta ja motorisen hermon lihakseen tuomien aktiopotentiaalien määrästä. Yksittäistä pitkää lihassolua pitkin kulkee sähkövirta aiheuttaen potentiaalleroja solun eri kohdissa. Solun lähelle samansuuntaisesti asetetut elektrodit havaitsevat solua pitkin kulkevat aktiopotentiaalit ja mittaavat niiden aiheuttamat jännite-erot. (Kauranen & Nurkka 2010, 303, 305.)

EMG-mittauksessa käytettävät elektrodit jaetaan pinta-, neula- ja lankaelektrodeihin sekä vaatteisiin integroituihin elektrodeihin. Pintaelektrodit kiinnitetään ihon pinnalle teipillä ja ne ovatkin ainoat ei-invasiiviset elektrodit. Paremman kontaktin ja sähkön johtuvuuden varmistamiseksi iholta tulee poistaa karvat, poistaa kuollut ihon pintasolukko esim. hiomapaperilla ja putsata rasva ja epäpuhtaudet esimerkiksi alkoholipohjaisella (n. 75 %) desinfiointiaineella. Elektrodissa on hyvin sähköä johtava geelimatto, joka johtaa signaalit kudoksesta varsinaiseen metalliseen elektrodiin. Pintaelektrodit soveltuvat paremmin suurten, pinnallisten lihasten mittaamiseen. (Kauranen & Nurkka 2010, 307–309.)

Raaka-EMG-signaali muodostuu useista motorisista yksiköistä tulevista peräkkäisistä aktiopotentiaaleista ja pulssijonoista, jotka summautuvat spatiaalisesti ja temporaalisesti elektrodien alla. Tämä elektrofysiologinen aktiivisuus muodostaa graafisen kuvaajan, joka on tyypillinen elektromyogrammi tai EMG-signaali tai -käyrä. Signaali koostuu erikorkuisista positiivisista ja negatiivisista amplitudeista, jotka ovat yksittäisten motoristen yksiköiden syttymistä ja aktiopotentiaaleja. Esimerkiksi ihon pinnalta rekisteröity EMG-signaali saattaa olla erilainen kuin alkuperäinen lihaksesta lähtevä fysiologinen EMG-signaali, koska iholta rekisteröityyn signaaliin summautuu vielä ympäristöstä ja liikkeistä johtuvaa kohinaa ja häiriöpiikkejä. (Kauranen & Nurkka 2010, 305–306.)

Aktiopotentialin rekisteröimiseen on kaksi tekniikkaa. Yksinkertaisempi, monopolaarinen, menetelmä mittaa yksittäisten elektrodien potentiaalieroja suhteessa referenssielektrodiin ja rekisteröi näitä eroja. Referenssielektrodi on mitattavista lihaksista hieman sivuun sähköisesti vähemmän aktiiviselle alueelle, esimerkiksi luun päälle, sijoitettu elektrodi. Menetelmän heikkous on huono erottelukyky, koska se rekisteröi signaaleja myös ympäröivistä kudoksista ja lihaksista, eikä vain mittauksen kohteena olevasta lihaksesta. Bipolaarinen menetelmä vertaa kahta mitattavan lihaksen päälle asetettua elektrodia referenssielektrodiin. Vielä kehittyneempi keruumenetelmä on kaksoisdifferentiaalivahvistus, jossa käytetään useampaa differentiaalivahvistinta ja elektrodia. Bipolaarinen menetelmä on erottelukyvyltään monopolaarista tarkempi. (Kauranen & Nurkka 2010, 306.)

EMG-mittaus pyritään yleensä yhdistämään lihasvoimamittauksiin tai muihin lihastoimintaa kuvaaviin menetelmiin, koska EMG ei huomioi monia lihastoimintaan liittyviä asioita. EMG-signaalin absoluuttisia tuloksia eri yksilöiden tai lihasten välillä ei voida suoraan vertailla, vaan tulee suorittaa normalisointi. Tämä tulee ottaa huomioon tulosten analysointia suunniteltaessa. EMG-diagnostiikka tutkii lihasaktiivisuuden laatua, oikea-aikaisuutta, symmetriaa toisen puolen vastaavaan lihakseen nähden ja lihaksen väsymistä. (Kauranen & Nurkka 2010, 307.)

4.1 SEMG

SEMG (Surface Electromyography) eli pinta-EMG on turvallinen, helppo ja noninvasiivinen tapa tutkia lihaksen toimintaa liikkeessä ja levossa. Haasteena sEMG:n käytössä on saman alueen eri lihasten tuottamien signaalien erotteleminen toisistaan. SEMG-elektrodien sijoittamiseen on vain muutamia ohjeituksia, mutta mikään niistä ei ole muodostunut standardiksi. Elektrodien sijoittelu luokitellaan tarkkuudeltaan lihaksesta riippuen yleiseen (general), kvasispesifiseen (quasi-specific) ja spesifiseen (specific). Vaikka sEMG-elektrodit ovat noninvasiivisia, ne eivät ole koehenkilölle täysin huomaamattomia, mikä voi saada testihenkilön tietoiseksi omasta asennostaan tai liikkeestään. Tämä voi vaikuttaa testihenkilön liikemalliin ja sitä kautta tutkimustulokseen. Tutkittaessa lihaksen toimintaa sEMG:n avulla, tulee muistaa, että se ei ole voiman,

voimantuoton tai lihaksen lepopituuden mittari. Se mittaa ainoastaan lihaksen tuottamaa sähköistä aktiivisuutta. (Criswell 2011, 5–7.)

Lihaksen tuottamaa signaalia mitataan mikrovolteissa, joten mitattaessa tulee käyttää sensitiivisiä laitteita signaalin vahvistamiseksi. SEMG on todella sensitiivinen jännitemittari. Sen poimimat signaalit ovat lähtöisin lihassupistuksessa aktivoituneiden motoristen yksiköiden aktiopotentiaaleista. Aktiivisuuden summa määrittää signaalin voimakkuuden, jonka elektrodit poimivat ja sEMG vahvistaa. Ihon pintaa lähinnä olevat lihassolut tuottavat sEMG-mittauksessa suurimman osan signaalista. Mitä kauempana lihassolu on elektrodeista, sitä suurempi vastus signaalilla on kulkea kudosten läpi ja sitä epätodennäköisempää on sen aktiivisuuden tallentuminen. Signaalin korkeataajuuksisemmat komponentit vaimenevat esimerkiksi lihaksen ja elektrodin välisessä rasvakudoksessa, jolloin matalataajuuksisemmat komponentit pääsevät kulkeutumaan vaivattomammin elektrodeihin. Tämän vuoksi kehon kudokset toimivat suodattimina korkeataajuuksisemmille komponenteille (alipäästösuodatin). (Criswell 2011, 35–37.)

Elektrodit aistivat signaalin sen saapuessa ihon pinnalle. Ihon impedanssi, jota kuvataan myös tasavirran vastuksena, vaihtelee ihon kosteuden, ihon pinnan rasvaisuuden ja marraskeden tiheyden mukaan. Ihon ja elektrodin välillä käytetään usein elektrolyyttistä väliainetta. Jos elektrolyyttiä ei käytetä eli kyseessä on kuiva elektrodi, iho aistii sen pinnalla olevan vierasesineen, jolloin se alkaa erittää hikeä väliaineeksi. SEMG:ssa on tärkeää pitää ihon ja elektrodin välinen impedanssi mahdollisimman alhaisena, vähemmän kuin 5000–10000 ohmia, ja kahden elektrodin välillä tasapainoisena. Tämä saadaan yleensä aikaan hankaamalla ihoa voimakkaasti alkoholilla. Mikäli impedanssi on liian korkea tai epätasapainossa, sEMG-signaalin vahvistus ei toimi. Hyvän kiinnittymisen saavuttamiseksi ihon tulisi olla myös mahdollisimman karvaton. Edellä mainittujen tekijöiden lisäksi impedanssiin vaikuttaa itse elektrodin koko ja materiaali sekä elektrodin ja vahvistimen välinen kaapeli. Nykyään monet elektrodit valmistetaan hopeakloridista. Kaapelit ovat yksi sEMG:n herkimmistä osista ja niiden tulisi olla mahdollisimman lyhyet. (Criswell 2011, 37–38.)

Signaalin käsittely

Elektrodin poimittua aktiopotentiaalin signaalin lihaksesta, vahvistetaan signaalia differentiaalivahvistimella (differential amplification) ja siitä karsitaan häiriösignaalit CMR:n (common mode rejection) avulla. Differentiaalivahvistin vaatii bipolaarisen menetelmän mukaisesti vähintään kolme elektrodia: kaksi tallentavaa elektrodia ja yhden referenssielektrodin. Tallentavat elektrodit sijoitetaan lihaksen kohdalle ja referenssielektrodi hyvään kontaktiin kauemmas mitattavasta lihaksesta. Molempiin tallentaviin elektrodeihin saapuvia signaaleja verrataan referenssielektrodiin, jolloin jäljelle jäävä signaali on referenssielektrodin ja tallentavien elektrodien signaalien välinen erotus. Tallentavat elektrodit sijoitetaan lihassolujen suuntaisesti ja sivuun lihaksen keskiosasta, jossa motoristen yksiköiden päätelevyjen määrä on suurimmillaan. Tällöin lihassolussa kulkeva aktiopotentiaali saapuu kahteen eri tallentavaan elektrodiin eri aikaan. Tämän takia molempiin elektrodeihin saapuva signaali on ainitlaatuinen ja se päästetään vahvistettavaksi. Molemmille elektrodeille sama signaali poistetaan, koska se on ulkopuolista elektromagneettista kohinaa, joka aiheutuu esimerkiksi valoista ja tietokoneista. (Criswell 2011, 39–40; Kauranen & Nurkka 2010, 306.)

CMRR (common mode rejection ratio, yhteisjännitevaimennussuhde) kuvaa differentiaalivahvistimen ja CMR:n suhdetta. Se lasketaan jakamalla CMR:n yhteisjännitevahvistus differentiaalivahvistimen erojännitevahvistuksella. Koska CMRR ilmoitetaan tavallisesti logaritmiasteikollisina desibeliarvoina, kerrotaan tulos lopuksi $20 \log_{10}$, jolloin arvoksi saadaan dB. Mitä korkeampi CMRR dB on, sen parempi. Tyypillisesti se on 90 ja 140 dB välillä. (Criswell 2011, 40; Kauranen & Nurkka 2010, 313.)

Kun sEMG-signaalia on vahvistettu differentiaalivahvistimen avulla, sitä käsitellään seuraavaksi muutamain tavoin, joista ensimmäinen tunnetaan filtteriinä (suodattaminen). Suurin osa sEMG-laitteista pitää sisällään 60 Hz filtteriä, joko laitteessa itsessään analogisesti tai sen käyttämässä ohjelmistossa digitaalisesti. Filtterin tarkoituksena on poistaa signaalista kaikki tallennusympäristön tuottama sähköinen kohina 59 ja 61 Hz väliltä. Tämä filtteri ei kuitenkaan ole täydellinen, vaan kohinan tason ollessa liian suuri, pääsee se helposti läpi filtteristä. Toinen olennainen filtteri on kaistanpäästösuoletin (band-

pass filter), joka päästää läpi vain tietyn taajuusalueen signaalit. Tyypillisesti suodatin asetetaan päästämään läpi signaalit väliltä 20–300 Hz, jolloin saadaan eliminoitua liian matalat taajuudet, jotka aiheutuvat esimerkiksi laitteen kaapeleiden heilumisesta tulevasta sähköisestä kohinasta, sekä liian korkeat taajuudet, jotka aiheutuvat esimerkiksi elektrodin sijaintialueen kudoksista tulevasta kohinasta. (Criswell 2011, 41.)

Filttereitä valitessa on huomioitava, että jotkin filtit soveltuvat tiettyihin tilanteisiin paremmin kuin toiset. Esimerkiksi kasvojen alueella 25–500 Hz kaistanpäästösuodatin on parempi, koska kasvojen lihakset yltyvät taajuuksissa helposti jopa 500 Hz alueelle. 100–200 Hz tai 100–500 Hz filtit taas ovat tehokkaita sulkemaan pois sydämen sykkeen, mutta voivat olla vähemmän sensitiivisiä väsyneille lihaksille, koska lihaksen taajuusjakauma muuttuu matalammalle alueelle väsymyksen myötä. SEMG-signaalin taajuusjakaumaa voidaan tarkastella käyttämällä apuna FFT-nimistä (fast Fourier transform) matemaattista tekniikkaa, joka hajottaa signaalin taajuuskomponenteiksi. Tehotiheyspektri (power spectral density) kartoittaa, kuinka paljon kutakin taajuuskomponenttia esiintyy: mitä korkeampi käyrä on tietyllä taajuudella, sitä yleisempi kyseinen taajuus on ollut mittauksen aikana. (Criswell 2011, 41–42.)

Filtteröinnin jälkeen sEMG-signaali valmistellaan visuaalista ja kvantitatiivista tarkastelua varten. Tähän on neljä päätyyliä: raaka-sEMG, käsitelty sEMG, spektrianalyysi ja amplitudin todennäköisyshistogrammi (probability amplitude histogram). Raaka-sEMG on vanhin sEMG:n esittämismuoto, joka näyttää käsittelemättömän signaalin. Motoristen yksiköiden aktiopotentiaalien saavutettua ihon, ne vahvistetaan ja ne esitetään piirytteinä oskilloiviksi positiivisiksi ja negatiivisiksi pylväiksi, joiden paksuus ja korkeus vaihtelee. Mitä paksumpaa tämä raaka-sEMG-käyrä on mitattuna korkeussuunnassa kärjestä kärkeen, sitä vahvempi on sEMG-signaali ja sitä voimakkaampi on lihaksen kontraktio. Raaka-sEMG:n hyöty on se, että se pitää sisällään kaiken informaation sEMG-signaalista ja tutkija voi havaita siitä esimerkiksi 60 Hz kohinan, elektrokardiogrammin (EKG) ja liikkeiden vaikutuksen. Haittapuolena kuitenkin on, että tämä kaikki ”ylimääräinen” informaatio voi tehdä signaalin tulkitsemisesta vaikeampaa esimerkiksi potilaille, joille sEMG-käyrää esitetään palautteena harjoittelun aikana. (Criswell 2011, 43–46.)

SEMG-laitteet käsittelevät signaalia muutamien eri tavoin. Se voi tapahtua joko elektronisesti vahvistinta seuraavien vastusten, kondensaattorin ja integroitujen piirien avulla, tai digitaalisesti tietokoneohjelmalla. Signaalin käsittely alkaa sen tasasuuntauksella, mikä tarkoittaa negatiivisten potentiaalien kääntämistä positiivisiksi nollalinjan yläpuolelle, ikään kuin peilikuvana. Seuraavaksi signaalia tasoitetaan, mikä tapahtuu yleensä matemaattisesti digitaalisena filtoerointinä keskiarvoistamalla signaalia tasaisin välein, esimerkiksi kuuden ”pisteen” ryhmissä. Tämän tarkoituksena on vähentää yksittäisten poikkeamien määrää signaalissa. Käsittely tekee sEMG-signaalista helpompaa ymmärtää, lukea ja tulkita. Samalla kun sEMG-signaalia tarkastellaan visuaalisesti, käsitellään sitä myös kvantitatiivisesti lihasten kuluttaman energian määrittämiseksi. Koska signaali oskilloi positiivisten ja negatiivisten jännitteiden välillä, ei määrää ole mahdollista selvittää yksinkertaisesti laskemalla yhteen kaikkia jännitteitä: Kaikki positiiviset jännitteet mitätöisivät kaikki negatiiviset jännitteet, jolloin lopputulos olisi nolla. Tämän vuoksi on kolme eri laskutapaa sEMG-arvoille: huipusta huippuun (peak to peak), integraalinen keskiarvoistaminen (integral average) ja RMS (root-mean-square). (Criswell 2011, 43, 46–47.)

”Huipusta huippuun”-menetelmää käytetään raaka-sEMG-tallennuksissa, jolloin mitataan käyrän ylä- ja alahuipun väliä tai huipun leveyttä. Yleensä tulos summataan ja keskiarvoistetaan tietylle aikavälille. Normaalisissa lepotilassa olevassa lihaksessa arvot voivat vaihdella 2 ja 10 mikrovoltin välillä, riippuen elektrodien sijoittelusta, sensorien alla olevasta rasvakudoksesta, mitattavasta lihaksesta, koehenkilön asennosta ja sEMG:n vahvistimen ominaisuuksista. Käsitellyn sEMG-signaalin kanssa käytetään integraalista keskiarvoistamista, joka esittää yksinkertaisen laskennallisen keskiarvon sEMG:lle tietylle aikavälille. RMS laskee sEMG-signaalin pinta-alan. (Criswell 2011, 47–48.) Amplitudin kokonaistiheysfunktio (amplitude probability distribution function) on muihin verrattuna melko uusi graafinen esitysmalli sEMG-aktiivisuuden vaihtelusta. Se kertoo pylväsdiagrammina, kuinka kauan mittauksen aikana on pysytty milläkin amplitudilla asettamalla x-akselille amplitudit ja y-akselille amplitudin yleisyyden. Mitä suurempi arvo on, sitä pitempi aika kyseisellä amplitudilla on pysytty. Tätä voidaan käyttää hyödyksi esimerkiksi tarkastellessa sitä, kuinka paljon lepoaika on jakautunut tehdyn työn aikana. (Criswell 2011, 51, 385.)

SEMG-arvojen vertailu

SEMG-arvojen vertailu yksilöiden välillä pitää sisällään paljon ongelmia. Vertailuun vaikuttavia tekijöitä voivat olla esimerkiksi ihonalainen rasvakudos, lihaksen lepopituus, supistumisnopeus, lihaksen massa/poikkipinta-ala, lihas-solutyyppi, ikä, sukupuoli, pienet muutokset asennossa, elektrodien välinen etäisyys ja ihon impedanssi. Dynaamisissa liikkeissä lihasryhmistä mitattujen amplitudien vertaaminen yksinään voi olla hyvin harhaanjohtavaa, jos sEMG-dataa ei ensin normalisoida. Normalisointi on yksi tapa kontrolloida edellä mainittuja vaihteluita ja siihenkin löytyy muutamia erilaisia metodeja, joille kaikille on yhteistä käyttää jonkinlaista amplitudin vertailuarvoa, jolloin kaikkea muuta aktiivisuutta voidaan laskea prosentteina vertailuarvosta. (Criswell 2011, 49–50.)

Yleisin metodi on maksimaalinen tahdonalainen isometrinen kontraktio (MVIC), jossa testihenkilöä pyydetään suorittamaan kolmesti MVIC tutkittavalla lihasryhmällä. Kuuden sekunnin kontraktiosta mitataan kaksi keskimäistä sekuntia, minkä jälkeen kaikkien kolmen suorituskerran tuloksille laskeaan keskiarvo. Kaikkia myöhempää mittaustuloksia voidaan tämän jälkeen verrata prosentteina MVIC-arvoon (% MVIC) jakamalla amplitudi MVIC-arvolla. Mittaustulokset eivät siis ole absoluuttisia mikrovoltti-arvoja, vaan relativisia vertailuja maksimaaliseen suoritukseen nähden. Tällä tavoin mahdollistetaan vertailu niin lihasten kuin yksilöidenkin välillä. Tämäkään metodi ei kuitenkaan ole virheetön. Suurin ongelma tekniikan kanssa on sen nojaaminen tahdonalaiseen komponenttiin, koska ei voida tietää onko testihenkilö todella tehnyt maksimaalisen suorituksen. Ongelma voidaan ratkaista käyttämällä submaksimaalista tahdonalaista kontraktiota. Tämä viitearvo tunnetaan nimellä RVC (reference voluntary contraction), ja kuten MVIC:ssa, myös tässä myöhempää mittaustuloksia verrataan prosentteina RVC-arvoon (% RVC). % MVIC vaikuttaisi olevan sensitiivisempi enemmän voimaa vaativissa kontraktioissa, kun taas % RVC on sopivampi matalampien aktiivitasojen tutkimiseen. (Criswell 2011, 50.)

Toinen normalisointi-metodi on lihaskontraktion tallentaminen dynaamisen liikesyklin aikana, esimerkiksi kävelyssä. Tällöin liikesykli suoritetaan vähintään

neljästi. Kaikilla kerroilla arvo mitataan samasta kohtaa liikesykliä. Näille vähintään neljälle arvolle lasketaan keskiarvo, joka toimii jatkossa viitearvona (RVC). Kolmas normalisointi-metodi on verrata asymmetrian prosenttia samanlaisten lihasryhmien välillä submaksimaalisessa kontraktiossa dynaamisen liikkeen aikana, esimerkiksi oikeaa ja vasenta puolta kaularangan fleksiossa. Tällöin vertaillaan oikean ja vasemman puolen kontraktioiden huippuja toisiinsa ja laskukaava on seuraavanlainen: (korkea huippu – matala huippu) : korkea huippu = %-asymmetria. Suurin kritiikki tätä metodia kohtaan koskee sen kykyä havaita lihastoiminnan asymmetria mekaanisten ongelmien, liikelajuuksien erojen ja asentoerojen sijaan. Esimerkiksi fasettinivelongelman takia hieman oikealle devioiva kaularangan fleksio voi näyttää mittauksissa asymmetrialta motoristen yksiköiden rekrytoinnissa, vaikka todellinen syy puolieroon on mekaanisessa rajoitteessa. Tästä syystä liikkeen huolellinen havainnointi on syytä liittää mukaan tätä metodia käytettäessä. Lisäksi on havaittu, että toistoja tehdessä korrelaatio ensimmäisen ja myöhempien liikkeiden välillä on huono, kun taas toisen toiston ja myöhempien liikkeiden välinen korrelaatio on paljon parempi. Onkin siis suositeltavaa, että mittaustilanteessa vasta toistot 3–5 huomioidaan asymmetria-prosenttia laskettaessa. (Criswell 2011, 50–51.)

4.2 Mittauselektrodit ja niiden sijoittaminen

SEMG:n elektrodeja löytyy erikokoisia eri mittauskohteita varten. Siinä missä halkaisijaltaan pienet elektrodit soveltuvat esimerkiksi kasvojen alueen lihasten mittaamiseen, ovat halkaisijaltaan isommat elektrodit sopivampia isomille lihaksille ja mahdollistavat elektrodien sijoittamisen kauemmas toisistaan. Esimerkiksi yleinen ja monin paikoin toimiva tapa on sijoittaa halkaisijaltaan 1 cm kokoiset elektrodit 2 cm päähän toisistaan, kun taas isompien lihasten kohdalla 3 cm etäisyys voi olla parempi vaihtoehto. Elektrodien välisen etäisyyden kasvaessa mittauksen spesifisyys kuitenkin heikkenee ja muuttuu enemmän ”alueelliseksi”. (Criswell 2011, 65.)

Pintaelektrodit voidaan jakaa suoran kontaktin elektrodeihin, kelluviin elektrodeihin ja hydrogeelielektrodeihin. Suoran kontaktin elektrodit ovat halkaisijaltaan 0,5–1 cm kokoisia levyjä, jotka on valmistettu kertakäyttöisestä hopeakyllästetystä muovista ja päällystetty ohuella kerroksella hopeakloridia ihon

sähköisten potentiaalien stabiloimiseksi. Nimensä mukaisesti nämä elektrodit sijoitetaan suoraan iholle ja teipataan paikoilleen. Ne soveltuvat paremmin sEMG-mittauksiin, joissa koehenkilö ei liiku, esimerkiksi rentoutusharjoituksen aikana. Kelluvissa elektrodeissa elektrodin liike ihoa vasten on pyritty minimoimaan asettamalla elektrodi eräänlaisen kupin sisään n. 1 mm ihon yläpuolelle ja täyttämällä tämä kuppi sitten elektrolyyttisellä väliaineella. Näitä elektrodeja suositellaan dynaamisia liikkeitä tutkittaessa, mutta niiden valmistelu vie enemmän aikaa ja väliaine leviää helposti haluttua laajemmalle alueelle, jos elektrodia esimerkiksi painetaan liian napakasti ihoon kiinnitettäessä. Hydrogeelielektrodit ovat yleensä hopeakloridilevyjä, joita peittää kuiva, tahmea geelikerros. Hydrogeeli on ihoystävällinen vaihtoehto, mutta vaikka hydrogeelielektrodi johtaa signaaleja lihaksista vahvistimeen, on sen impedanssi korkeampi kuin suoran kontaktin elektrodeilla ja kelluvilla elektrodeilla. (Criswell 2011, 65–67.)

Kun tutkittava lihas on valittu, on muutamia seikkoja, jotka tulisi ottaa huomioon elektrodeja sijoitettaessa. Ensinnäkin elektrodien koko ja niiden välinen etäisyys täytyy valita kohdelihaksen mukaan. Elektrodit tulisi sijoittaa sellaiseen kohtaan lihasrunkoa, jossa elektrodin ja lihassolujen välillä on mahdollisimman vähän kudosta. Ei kuitenkaan lihaksen keskiosaan, sillä motoristen päätelevyjen määrä on siellä tiheimmillään, mikä vaikuttaa tyypillisesti amplitudeja madaltavana tekijänä. Elektrodit asetetaan lihassolujen suuntaisesti, jotta CMR saadaan minimoitua ja sensitiivisyys ja selektiivisyys maksimoitua. Sijoitusalueet tulisi olla helposti paikannettavissa hyvien anatomisten maamerkkien avulla tutkimuksen toistettavuuden kannalta, eivätkä elektrodit saa häiritä koehenkilön liikettä. (Criswell 2011, 71.)

Koska ihmisten välisissä morfologisissa piirteissä (lihassmassa, lihaksen pituus, rasvakudoksen määrä, ym.) voi olla paljonkin eroja, tulee tämä huomioida myös elektrodeja sijoitettaessa. Esimerkiksi koehenkilön tekemällä vastustetulla isometrisellä kontraktiolla ja palpaatiolla voidaan varmistua, että elektrodit saadaan sijoitettua kiinnostuksen kohteena olevan lihaksen päälle. Dynaamisissa liikkeissä oman haasteensa tuo lihaksen pituuden vaihtelu ja lihaksen liikkuminen eri tavalla suhteessa ihoon, jolloin elektrodien välinen etäisyys voi vaihdella ja kiinnitys heiketä. (Criswell 2011, 75–76.)

Mittauselektrodin sijoittaminen m. vastus lateraliksessa

M. vastus lateraliksien kohdalla elektrodit asetetaan 2 cm välein, 3 ja 5 cm päähän os patellasta, viistossa kulmassa hieman lateraalisesti keskilinjasta. Tätä pidetään tarkkuudeltaan spesifinä sijoitustapana. Lihasrungon sijaintia voidaan kokeilla palpoiden ja pyytää testihenkilöä joko ekstensoimaan polvinivel istuma-asennossa tai tekemään kyykky seisoma-asennosta. Huomioitavaa on, että femurin anteversio tai tibian torsio voi muuttaa lihassolujen suuntautumista. (Criswell 2011, 365.) Toinen yleisesti käytössä oleva mittauselektrodin sijoitustapa on Euroopan Unionin SENIAM-projektissa (Surface ElectroMyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) määritelty suositus. Antureiden sijoituskohta on 2/3 spina iliaca anterior superiorin (SIAS) ja patellan ulkosivun välisestä matkasta lihassäikeiden suuntaisesti 2 cm välein. Mitattaessa testihenkilön tulee olla istumassa polvi pienessä fleksiossa ja ylävartalo hieman takakenossa. (Freriks ym. s.a.)

4.3 MPower

Fibrux Oy:n MPower-lihasaktivaatiomittarin ovat kehittäneet asiantuntijat Mika Herrala ja Pasi Tavi. MPower on langaton ja mobiili sEMG-mittaustapa, jonka EMG-signaalia voidaan tarkastella reaaliaikaisesti. MPowerin sensori perustuu aktiivisiin elektrodeihin, jotka vahvistavat ja digitoivat signaalin maadoitetussa ja suojatussa mittausympäristössä. Tämä vähentää häiriösignaaleja eri lähteistä ja parantaa signaalin laatua sen analysoimisen kannalta. MPower käyttää laitteessaan taajuus-tehospektrianalyysimenetelmää. (Fibrux Oy s.a.)

MPowerista on tehty vertailututkimus (N=8), jossa sitä verrattiin johtavan EMG-laitteiden valmistajan Noraxonin sEMG-laitteeseen. Tutkimuksessa mitattiin m. biceps brachiin aktivaatiota isometrisen ja maksimaalisen tahdonalaisen kontraktion aikana kolmella eri vastuksella. Mittaustulokset kyseisessä tutkimuksessa laitteiden välillä olivat samansuuntaisia keskenään. (Borg, ym. 2015.)

MPower pod (kuva 3) on pieni ja kevyt sEMG-anturi, joka kiinnitetään lihaseen hihnalla tai tarralla. Ennen podin asettamista iho ei vaadi minkäänlaista valmistelua, kunhan se on kuiva. Se toimii yhdessä MPower-sovelluksen

kanssa, joka on ladattavissa Android-käyttöjärjestelmällisille mobiililaitteille. (Fibrux Oy 2016.) Pod kytkeytyy langattomasti MPower-sovellukseen ja välittää mittaustietoa sen analysoitavaksi. Sovellus laskee mittaustietoa useita parametreja, jotka kuvaavat lihaksen harjoitevastetta. Sovellus näyttää lihaksen toistokohtaisen aktivaation reaaliaikaisesti ja tallettaa lihaskohtaiset aktivaatitiedot henkilökohtaiselle käyttäjätilille. Sovellus mittaa kokonaisaktivaatiota, hetkellistä aktivaatioarvoa, kokonaisaktivaation maksimi-arvoa, nopeiden lihassolujen hetkellistä aktivaatioarvoa, lihaksen aktivaatiovolyymia koko harjoitteluajalta, nopeiden lihassolujen aktivaatiovolyymia koko harjoittelun ajalta, aktivaation jakautumista lihasten hitaiden ja nopeiden lihassolujen välillä, lihasparin (oikea-vasen) aktivaatioeroja (vaatii kaksi podia samanaikaisesti), lihasparin (agonisti-antagonisti) välistä aktivaatiosuhdetta (vaatii kaksi podia) ja lihaksen väsymisindeksiä. (Fibrux Oy s.a.)



Kuva 3. MPowerin pod (Fibrux Oy s.a.)

MPowerin sovelluksessa esittämälle datalle ei löydy SI-järjestelmästä yksikköä. Kaikki MPowerin EMG-signaalit esitetään taajuustasossa. Sovellus tallentaa signaalin 500 Hz:n näytteistyksellä. Raakadatalle tehdään taajuusmuunnos (FFT), eli signaali hajotetaan taajuuskomponenteiksi, joita tarkastelemalla signaalin analysointi tapahtuu. (Herrala 2019.) [Opinnäytetyön julkaisuvasta versiosta on poistettu laitevalmistajan kannalta salassa pidettäviä tietoja laitteen toimintaperiaatteesta.]

5 TUTKIMUSONGELMAT

Kokeellisen tutkimuksen tavoitteena oli testata MPowerin sEMG-laitetta ja selvittää, saadaanko sillä samansuuntaisia tuloksia testiliikkeissä kuin aikaisemman tiedon mukaan pitäisi tulla. Opinnäytetyön tutkimusongelmia olivat:

1. Miten teho ja m. vastus lateraliuksen lihasaktiivisuustaso muuttuvat suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä?
2. Miten hyppykorkeus ja m. vastus lateraliuksen lihasaktiivisuustaso muuttuvat suhteessa kuorman muutokseen kevennyshypyssä?
3. Miten m. vastus lateraliuksen lihasaktiivisuustason jakautuminen lihassoluissa muuttuu suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä?
4. Miten m. vastus lateraliuksen lihasaktiivisuustason jakautuminen lihassoluissa muuttuu suhteessa kuorman muutokseen kevennyshypyssä?

6 OPINNÄYTETYÖN TOTEUTUS

Opinnäytetyössä verrattiin m. vastus lateraliuksen lihassolujen aktivoitumista suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä ja kevennyshypyssä. Samalla mitattiin myös puolikykyssä tuotettua tehoa ja kevennyshypyssä hyppykorkeutta. Testihenkilöt suorittivat testiliikkeet eri vastuksilla, jotka kevennyshypyssä olivat kaikille samat ja puolikykyssä määräytyivät 1RM:n perusteella. 1RM (one repetition maximum) on suurin mahdollinen kuorma, jonka testihenkilö pystyy nostamaan yhden kerran hyväksytyllä ja vaaditulla suoritustekniikalla (Kauranen 2014, 244). Lihassolujen aktiivisuutta mitattiin MPowerin sEMG-laitteella, tehontuottoa MuscleLab-järjestelmällä ja hyppykorkeutta valomatolla. Kockumin ja Heijnen (2015, 223) sekä Hilmerssonin ym. (2015) mukaan MuscleLab-järjestelmä mittaa tuotettua tehoa lineaarisella paikka-anturilla. Laitteessa on kiinni naru, joka levytankoon kiinnitettynä kelautuu laitteesta ulos ja sisään tangon liikkeen mukaan. Näin laite määrittää levytangon liikenopeuden ja siirtymän. Kun myös nostettava kuorma on kirjattu järjestelmään, pystyy järjestelmä näillä parametreilla laskemaan tuotetun tehon. Keskinen ym. (2007, 134) kirjoittaa valomaton muodostuvan kahdesta lattiatasolla vastakkain olevasta valokennorivistöstä. Valokennorivistöjen väliin muodostuu valoverho, jonka lävistäminen aiheuttaa ulostulosignaalin. Tämä toimii on/off-tyyppisesti kuten mekaaninen kytkin. Kun testihenkilö hyppää ilmaan, eli jalat eivät enää lävistä valoverhoa, kytketty järjestelmän ajanotto päälle. Testihenkilön laskeutuessa jalat lävistävät valoverhon uudelleen ja ajanotto pysähtyy. Näin laite määrittää lentoajan, jonka perusteella se laskee hyppykorkeuden.

6.1 Kokeellinen tutkimus

Kokeellisen tutkimuksen tarkoituksena on testata tietyn olettamuksen paikkansapitävyyttä testitilanteessa. Tällaiselle tutkimukselle on olennaista, että siinä pyritään tutkimaan vain tutkitun muuttujan vaikutusta vakioimalla kaikki muut tekijät. (Heikkilä 2014, 19.) Kokeellisessa tutkimuksessa asetelma tarkoittaa niitä järjestelyjä, joilla kokeeseen liittyviä toimia pyritään vakioimaan. Tämän avulla pyritään karsimaan lopullisista päätelmistä johtopäätöksiä sekoittavia elementtejä. (Metsämuuronen 2005, 9–10.) Perusjoukosta valitaan koeryhmä (otos), johon koemuuttujan annetaan vaikuttaa. Yleensä tästä testiryhmästä saatuja tuloksia verrataan vertailuryhmän tuloksiin. (Heikkilä 2014, 19.) Tässä opinnäytetyössä vertailuryhmää ei kuitenkaan käytetty.

Otoksen tulee tutkittavilta ominaisuuksiltaan edustaa mahdollisimman hyvin perusjoukkoa, jotta otantatutkimuksen tulokset olisivat luotettavia. Saatavat tulokset pätevät koko perusjoukkoon vain tietyllä todennäköisyydellä eikä otos voi koskaan kuvata täydellisesti perusjoukkoa. (Heikkilä 2014, 31–32.) Todennäköisyysotannasta puhutaan otannoissa, joissa jokaisella yksilöllä on tunnettu todennäköisyys päästä tutkittavien joukkoon. Jos tutkittavat valitaan jollain muulla tavalla, on valittua joukkoa syytä kutsua näytteeksi. Harkinnanvaraisessa näytteessä testihenkilöt pyritään poimimaan siten, että ne edustavat mahdollisimman hyvin perusjoukkoa. (Heikkilä 2014, 34, 39.) Tässä tutkimuksessa testihenkilöjoukkoa kutsutaan näytteeksi (N=10), koska se valikoitui harkinnanvaraisesti jääkiekkjoukkueesta yhteistyökumppaneiden toimesta, eikä se edusta mitään perusjoukkoa.

6.2 Testiliikkeet

Kevennyshyppy

Kevennyshyppyn alkuasento on suora seisoma-asento, jossa molemmat kädet ovat lanteilla. Tästä asennosta hyppääjä laskeutuu selkä suorana polvia koukistaen ponnistusasentoon, jossa polvet ovat 90:n asteen fleksiossa. Välittömästi tämän jälkeen suoritetaan maksimaalinen ponnistus ylöspäin kädet edelleen lanteilla ja selkä suorana. Alastulo tapahtuu päkiöille polvet mahdollisimman suorina. (Kauranen 2014, 248–249; Keskinen ym. 2007, 154.)

Puolikyökky

Kyökky voidaan suorittaa joko voimanostokyökkyinä, jossa ala-asennossa reiden yläpinta on vaakatasossa, tai puolikyökkyinä, jossa polvikulma on ala-asennossa 90°. Polvikulma mitataan kulmamittarilla ja kyökkyvyvyys tulee kontrolloida esimerkiksi kyökkyäjän taakse asetetulla kuminauhalla. Kyökky maksimitestauksessa tulee myös vakioida alasmennon nopeus, oteleveys tangosta, jalkojen asento ja haara-asennon leveys, jalkineet ja varusteet ja tangon korkeus harteilla. Suorituksen aikana selän tulee olla suorana ja katse suunnattuna hieman yläviistoon. (Keskinen ym. 2007, 148.)

6.3 Mittausten toteutus

Tutkimus toteutettiin yhteistyössä Varalan Urheiluopiston kanssa, joka järjesti mittausjoukon, testipaikan ja muut mittaukseen liittyvät asiat. Mittaukset suoritettiin kahtena eri ajankohtana: kevennyshyppy Tampereella Spiral-hallilla ja puolikyökky Tampereella Polte-salilla. Testauspaikka ja mittarit olivat koko mittausjoukolle samat. Tutkimuksen näyte oli ryhmä miesjääkiekkoilijoita iältään 17–20 vuotta (keski-ikä 18,7 vuotta). Kaksi testihenkilöä joutui jättämään toisen testiliikkeistä suorittamatta sairastumisen vuoksi.

Tässä opinnäytetyössä mittausantureiden asettelu tehtiin SENIAM-projektissa määriteltyjen suositusten mukaan. Mittausanturi asetettiin kuvan 4 mukaisesti dominoivan jalan m. vastus lateralukseen. Tarkka anturin sijoituskohta laskettiin mittaamalla välimatka polvinivelen nivelraosta spina iliaca anterior superiorin (SIAS) ja senttimäärä kerrottiin 0,66:lla. Mitattaessa testihenkilö oli selinmakuulla, polvi pienessä fleksiossa. Anturin paikka merkittiin tussilla ihoon, johon anturi sitten kiinnitettiin tarralla tai tarralla ja remmillä, mikäli tarralla oli riittämätön.



Kuva 4. Podin sijoituskohta

Mittaustilanteessa tutkijoilla oli ennalta määritelty työnjako. Yksi tutkija vastasi hyppykorkeutta ja tehoa mittaavien mittauslaitteiden käytöstä. Toisen tutkijan vastuulla oli anturin sijoittaminen ja MPowerin sovelluksen hallinta. Kolmas tutkija kirjasi tulokset. Mittaustilanne pyrittiin toteuttamaan samalla tavalla jokaisen testihenkilön kohdalla.

Kevennyshypyn mittaaminen

Kevennyshypyssä (N=10) hyppykorkeutta mitattiin valomatolla. Testihenkilö asettui valokennojen väliin ja tutkijalta merkin saatuaan teki testisuoritukset (n. 3 suoritusta). Kevennyshypyn vaiheet esitetään kuvassa 5. Testaus suoritettiin ilman kuormaa, 20 kg:n levytangolla ja 40 kg:lla, kevyimmästä kuormasta raskaimpaan. Nousukorkeus kirjattiin jokaisen suorituksen jälkeen ja suorituksesta saatava lihasaktiivisuusdata tallentui sovellukseen automaattisesti.



Kuva 5. Kevennyshyppyn suoritus

Puolikykyyn mittaaminen

Puolikykyssä (N=8) tehon mittaaminen tapahtui levytankoon kiinnitetyllä MuscleLab-järjestelmällä. Kyykkösyvyys kontrolloitiin patellan alakärjen tasolle sijoitetulla hyppyboxilla. Puolikyky tuli tehdä tutkijalta saadun merkin jälkeen niin syväälle, että takareisi kosketti hyppyboxin reunaa, jonka jälkeen tuli suorittaa räjähtävä nousu ilman että testihenkilö nousi varpailleen. Puolikykyyn lähtö- ja ala-asento esitetään kuvassa 6. Suoritusten jälkeen testihenkilöllä oli palautusaika, jonka aikana kuorma muutettiin ja testaus suoritettiin uudella kuormalla. Sarjapainot olivat 30 %, 40 %, 50 %, 60 %, 70 % ja 80 % 1RM:stä, joka määritettiin joko edellisenä keväänä 2018 tai syksynä 2017 suoritettuna mittauksen perusteella (3RM). Testaus aloitettiin pienimmällä kuormalla ja nostettiin siitä suurimpaan, jonka jälkeen tehtiin vielä yksi sarja uudelleen 30 %:n kuormalla (n. 3 toistoa/sarja). Ensimmäisestä 30 %:lla suoritettusta sarjasta käytetään lyhennettä 30 % PRE ja lopussa suoritettusta 30 %:n sarjasta lyhennettä 30 % POST. MuscleLab-tulokset kirjattiin heti jokaisen suorituksen jälkeen ja lihasaktiivisuusdatat tallentuivat sovellukseen sarjoittain automaattisesti.



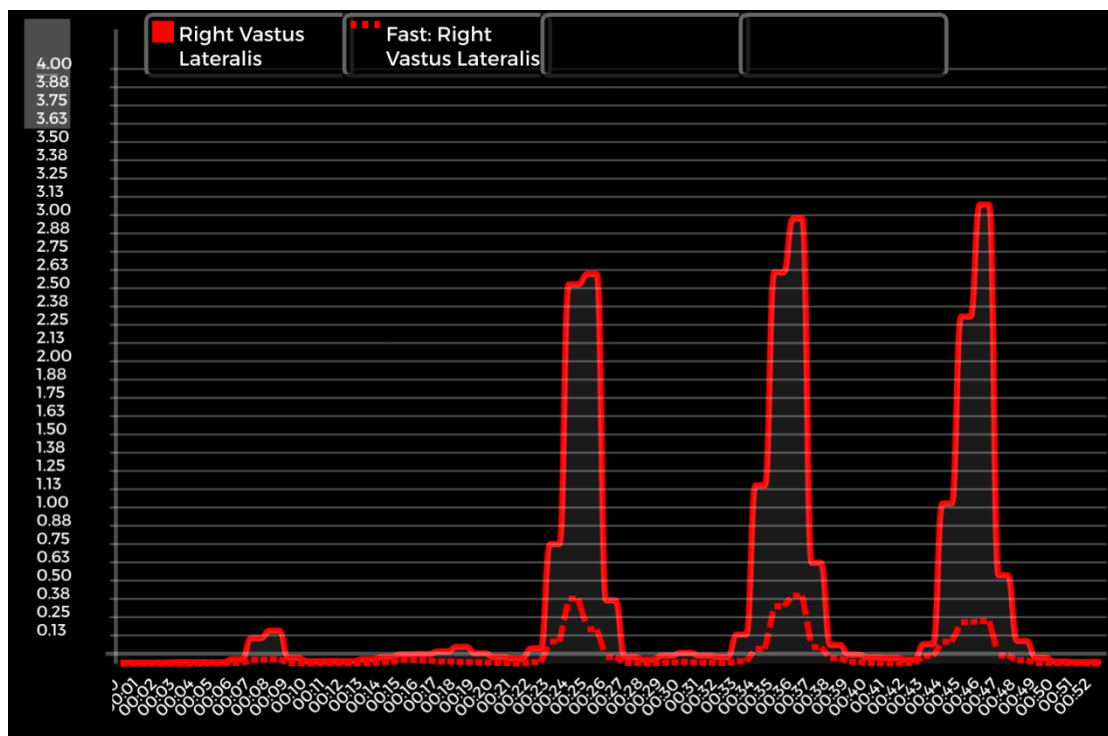
Kuva 6. Puolikyökyyn suoritus

7 TULOKSET

7.1 Datan analyysi

Mittausten jälkeen data oli kolmessa eri muodossa: kevennyshyppykorkeudet tutkimuspöytäkirjassa, puolikyökyjen tehot (W) MuscleLab-järjestelmän excel-tilukossa ja lihasaktiivisuus MPowerin sovelluksessa (kuva 7). Analysointia varten kaikki mittaustulokset koottiin excel-tilukoihin kunkin testihenkilön kohdalta. Suorituksille laskettiin keskiarvot niin, että jokaiselle vastukselle molemmissa testiliikkeissä saatiin keskiarvo hyppykorkeudesta tai tehosta, lihasoluaktiivisuudesta sekä nopeiden ja hitaiden lihasolujen välisestä aktiivisuussuhteesta. Nämä keskiarvot pyöristettiin yhden desimaalin tarkkuudelle. Molemmista testiliikkeiden tuloksista jouduttiin karsimaan yhden testihenkilön tulokset epäselvien tai puutteellisten datojen vuoksi MPowerin osalta. Puolikyökyssä seitsemällä eri kuormalla suoritetuista suorituksista neljä (30 % PRE, 40 %, 70 % ja 30 % POST) karsiutui, koska kaikilta testihenkilöiltä ei

saatu tarvittavia arvoja lihasaktiivisuudesta. Jokaiselle vastukselle molemmissa testiliikkeissä laskettiin yhteiset keskiarvot testihenkilöiden kesken. Näistä keskiarvoista muodostettiin taulukot 2–5 ja kuvat 8–11 erikseen molemmille testiliikkeille. Kuvissa pystyakselin asteikko määräytyi korkeimman tuloksen mukaan ja vaaka-akseli kuorman mukaan.



Kuva 7. MPowerin sovelluksen näyttämä lihasaktiivisuuskäyrä

7.2 Tulokset puolikykyssä

Lihaskäytävää ja hitaiden ja nopeiden lihassolujen aktiivisuustason jakautumista m. vastus lateralisissa verrataan suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä taulukoissa 2 ja 3 sekä kuvissa 8 ja 9. Tuotetun tehon keskiarvo oli 50 %:n kuormalla suoritettaessa 850,8 W (vaihteluväli 743,6–970 W), 60 %:n kuormalla 882,9 W (vaihteluväli 777,2–991,7 W) ja 80 %:n kuormalla 792,9 W (vaihteluväli 719,5–866,5 W). Teho siis nousi ensimmäisen ja toisen kuorman välillä, mutta laski suurimmalla kuormalla suoritettaessa.

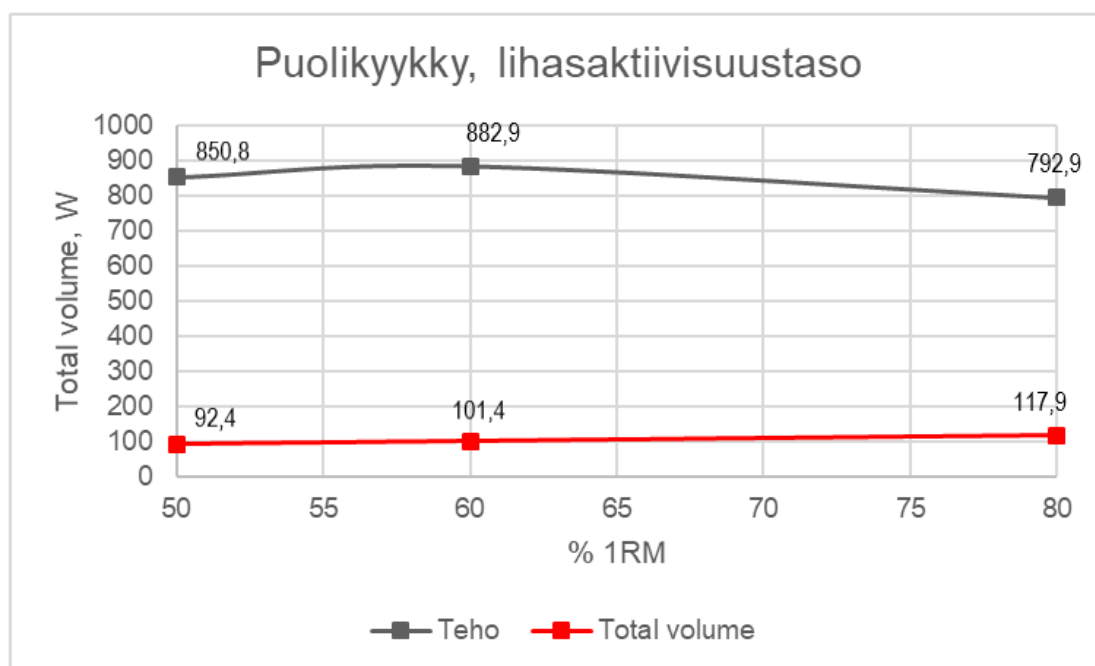
M. vastus lateralisin lihasaktiivisuustason muuttuminen suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä

M. vastus lateralisin lihasaktiivisuustaso suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä esitetään taulukossa 2 ja kuvassa 8. Lihaskäytävää (total

volume) nousi kuorman kasvaessa. 50 %:n kuormalla suoritettaessa lihasaktiivisuuden keskiarvo oli 92,4 (vaihteluväli 16,7–208,3), 60 %:n kuormalla 101,4 (vaihteluväli 26,3–257) ja 80 %:n kuormalla 117,9 (vaihteluväli 1,7–257). Lihasaktiivisuuden vaihteluvälit olivat kaikilla kuormilla suoritettaessa suuret ja toisen ja kolmannen kuorman kohdalla suurin arvo oli sama.

Taulukko 2. Puolikyky, lihasaktiivisuustaso

Puolikyky, lihasaktiivisuustaso						
Kuorma (% 1RM)	Teho (W)	Pienin	Suurin	Total volume	Pienin	Suurin
50	850,8	743,6	970	92,4	16,7	208,3
60	882,9	777,2	991,7	101,4	26,3	257
80	792,9	719,5	866,5	117,9	1,7	257



Kuva 8. Puolikyky, lihasaktiivisuustaso

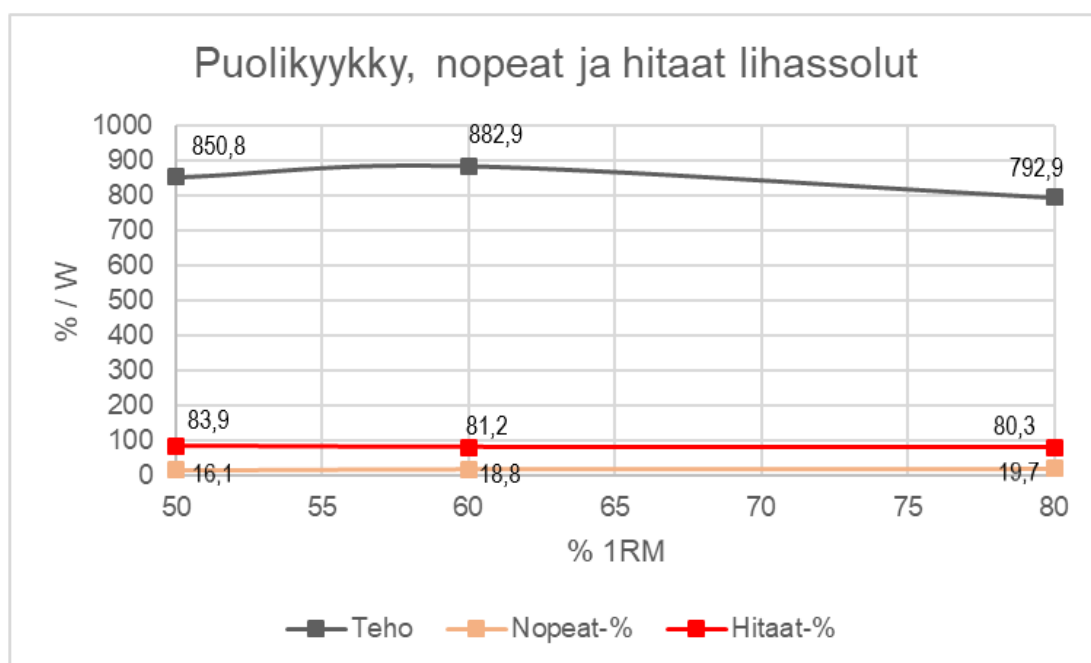
M. vastus lateraloksen lihasaktiivisuustason jakautumisen muuttuminen lihassoluissa suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä

Nopeiden ja hitaiden lihassolujen aktiivisuustason jakautuminen m. vastus lateraloksessa suhteessa kuorman muutokseen puolikykyssä esitetään taulukossa 3 ja kuvassa 9. 50 %:n kuormalla suoritettaessa nopeiden lihassolujen prosentuaalinen osuuden keskiarvo oli 16,1 % (vaihteluväli 11,3–23 %), 60

%:n kuormalla 18,8 % (vaihteluväli 10,3–23,3 %) ja 80 %:n kuormalla 19,7 % (vaihteluväli 11–25,7 %). Hitaiden lihassolujen osuus 50 %:n kuormalla oli 83,9 % (vaihteluväli 77–88,7 %), 60 %:n kuormalla 81,2 % (vaihteluväli 76,7–89,7 %) ja 80 %:n kuormalla 80,3 % (vaihteluväli 74,3–89 %). Nopeiden lihassolujen prosentuaalinen osuus nousi kuorman kasvaessa ja hitaiden lihassolujen osuus laski. Pienimpien ja suurimpien arvojen välillä eri kuormilla mitattuna ei kuitenkaan ollut suurta eroa.

Taulukko 3. Puolikyky, nopeat ja hitaat lihassolut

Puolikyky, nopeat ja hitaat lihassolut									
Kuorma (% 1RM)	Teho (W)	Pienin	Suurin	Nopeat-%	Pienin	Suurin	Hitaat-%	Pienin	Suurin
50	850,8	743,6	970	16,1	11,3	23	83,9	77	88,7
60	882,9	777,2	991,7	18,8	10,3	23,3	81,2	76,7	89,7
80	792,9	719,5	866,5	19,7	11	25,7	80,3	74,3	89



Kuva 9. Puolikyky, nopeat ja hitaat lihassolut

7.3 Tulokset kevennyshypyssä

Lihaskäytävyyden taso ja hitaiden ja nopeiden lihassolujen aktiivisuustason jakautumista m. vastus lateralisessa verrataan suhteessa kuorman muutokseen kevennyshypyssä taulukoissa 4 ja 5 sekä kuvissa 10 ja 11. Kevennyshypyssä hyppykorkeus laski kuorman noustessa. Ilman kuormaa hypätessä

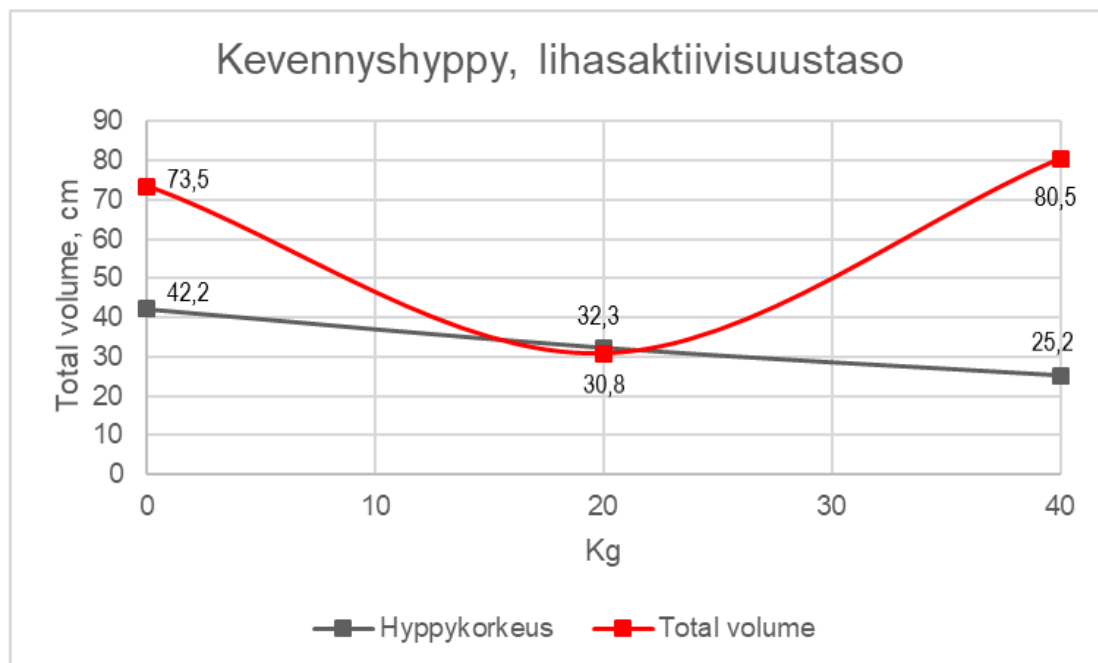
hyppykorkeuden keskiarvo oli 42,2 cm (vaihteluväli 36,6–45,2), 20 kg:n kuormalla 32,3 cm (vaihteluväli 27,7–35,4) ja 40 kg:n kuormalla 25,2 cm (vaihteluväli 21,6–28,4).

M. vastus lateraloksen lihasaktiivisuustason muuttuminen suhteessa kuorman muutokseen kevennyshypyssä

M. vastus lateraloksen lihasaktiivisuustaso suhteessa kuorman muutokseen kevennyshypyssä esitetään taulukossa 4 ja kuvassa 10. Lihasaktiivisuustasoa kuvaavan total volumen keskiarvo oli ilman kuormaa hypätessä 73,5 (vaihteluväli 6–456,7), 20 kg:n kuormalla 30,8 (vaihteluväli 3,5–109) ja 40 kg:n kuormalla 80,5 (vaihteluväli 10–402). Total volume laski keskimmäisen kuorman kohdalla ja nousi taas suurimman kuorman kohdalla. Arvojen vaihteluväli on huomattavan suuri, mikä vaikuttaa tuloksiin. Toisaalta tämä ”notkahdus-efekti” on havaittavissa sekä pienimpiä että suurimpia arvoja tarkastellessa.

Taulukko 4. Kevennyshyppy, lihasaktiivisuustaso

Kevennyshyppy, lihasaktiivisuustaso						
Kuorma (kg)	Hyppykorkeus (cm)	Pienin	Suurin	Total volume	Pienin	Suurin
0	42,2	36,6	45,2	73,5	6	456,7
20	32,3	27,7	35,4	30,8	3,5	109
40	25,2	21,6	28,4	80,5	10	402



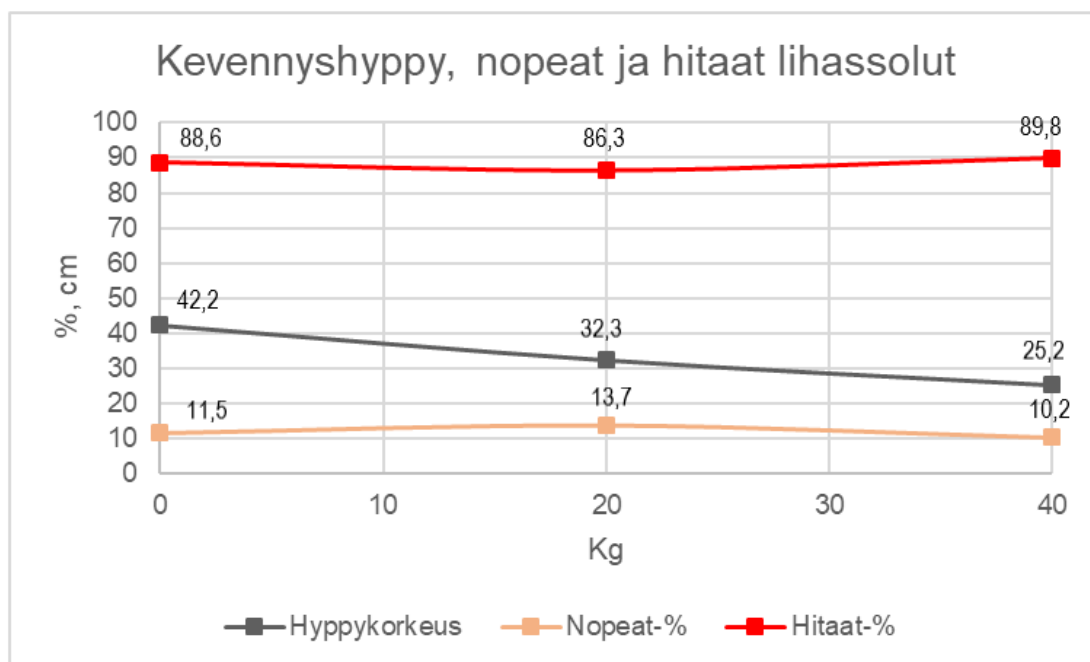
Kuva 10. Kevennyshyppy, lihasaktiivisuustaso

Lihasktiivisuustason jakautumisen muuttuminen lihassoluissa suhteessa kuorman kasvuun kevennyshypyssä

Nopeiden ja hitaiden lihassolujen aktiivisuustason jakautumisen muuttuminen suhteessa kuorman muutokseen kevennyshypyssä esitetään taulukossa 5 ja kuvassa 11. Lihasktiivisuustaso jakautui prosentuaalisesti nopeiden ja hitaiden lihassolujen välillä seuraavasti: Ilman kuormaa hypätessä nopeiden lihassolujen keskiarvo oli 11,5 % (vaihteluväli 0–22,3 %) ja hitaiden lihassolujen 88,6 % (vaihteluväli 77,8–100 %). 20 kg:n kuormalla nopeiden lihassolujen keskiarvo oli 13,7 % (vaihteluväli 0–33,7 %) ja hitaiden 86,3 % (vaihteluväli 66,3–100 %). 40 kg:n kuormalla nopeiden lihassolujen keskiarvo oli 10,2 % (vaihteluväli 0–18,8 %) ja hitaiden 89,8 % (vaihteluväli 81,3–100 %). Nopeiden lihassolujen prosentuaalinen osuus nousi keskimmäisen kuorman kohdalla ja laski taas suurimman kuorman kohdalla, hitaissa lihassoluissa muutos oli päinvastainen. Arvojen vaihteluväli on melko suuri, mikä vaikuttaa tuloksiin.

Taulukko 5. Kevennyshyppy, nopeat ja hitaat lihassolut

Kevennyshyppy, nopeat ja hitaat lihassolut									
Kuorma (kg)	Hyppykorkeus (cm)	Nopeat		Nopeat-%	Hitat		Hitat-%	Suurin	
		Pienin	Suurin		Pienin	Suurin		Pienin	Suurin
0	42,2	36,6	45,2	11,5	0	22,3	88,6	77,8	100
20	32,3	27,7	35,4	13,7	0	33,7	86,3	66,3	100
40	25,2	21,6	28,4	10,2	0	18,8	89,8	81,3	100



Kuva 11. Kevennyshyppy, nopeat ja hitaat lihassolut

7.4 Tulosten yhteenveto

M. vastus lateralista käytetään paljon kohdelihaksena tutkittaessa EMG-aktiivisuutta ja sen muutoksia eri liikkeiden aikana. Tämän opinnäytetyön testiliikkeistä kyykkyä käsitteleviä EMG-tutkimuksia löytyi paljon, mutta kevennyshyppyn osalta hyvin rajallisesti. Nopeiden ja hitaiden lihassolujen aktiivisuuden jakautumista käsitteleviä tutkimuksia ei juuri löytynyt, joten tässä opinnäytetyössä käytetään kokonaislihasaktiivisuutta ja sen muutoksia koskevia tutkimuksia.

Puolikykyssä teho nousi ensimmäisen ja toisen kuorman välillä, mutta laski suurimmalla kuormalla suoritettaessa. Total volumen arvo nousi kuorman kasvaessa. Tämä tulos on yhteneväinen kuorman muutoksen vaikutuksen osalta aiempiin tutkimustuloksiin verrattaessa (Looney ym. 2016, 797; Jenkins ym. 2015; Schoenfeld ym. 2014; McCaw & Melrose 1999).

Aktiivisuustason jakautumiseen nopeiden ja hitaiden lihassolujen välillä voi mahdollisesti vaikuttaa useat tekijät: kontraktion eksentrisyys tai konsentrisuus (McHugh 2002, 89), suorituksen dynaamisuus sekä kuorman muutos. Kuorman kasvaessa tyypin II lihassolujen rekrytoinnin määrä lisääntyy ja yksittäisten motoristen yksiköiden syttymisfrekvenssi kasvaa. (Vuori 1994, 235.) Tässä

opinnäytetyössä puolikyykyssä ainoa muuttuja suoritusten välillä oli kuorma. Nopeiden lihassolujen prosentuaalinen osuus nousi kuorman kasvaessa ja hitaiden lihassolujen prosentuaalinen osuus laski. Lihassolujen aktiivisuuden jakautumisen muutos oli johdonmukainen kuorman muutokseen nähden.

Kevennyshypyssä hyppykorkeuden keskiarvo laski kuorman kasvaessa, mutta lihasaktiivisuustason keskiarvo oli pienin keskimmaisella kuormalla ja suurin suurimmalla kuormalla hypätessä. Total volumen arvot eivät siis muuttuneet johdonmukaisesti nousevasti kuorman kasvaessa. Tämä tulos ei ole yhdenmukainen aiempien tutkimusten kanssa, joissa on todettu lihaksen aktiivisuustason nousevan kuorman kasvaessa (Looney ym. 2016, 797; Jenkins ym. 2015; Schoenfeld ym. 2014; McCaw & Melrose 1999).

Tässä opinnäytetyössä myös kevennyshypyssä ainoa muuttuja suoritusten välillä oli kuorma. Nopeiden lihassolujen aktiivisuustason prosentuaalinen osuus oli suurin keskimmaisen kuorman kohdalla ja pienin suurimman kuorman kohdalla, kun taas hitaissa lihassoluissa muutos oli päinvastainen. Aktiivisuustason prosentuaalinen jakautuminen lihassolujen välillä ei siis muuttunut johdonmukaisesti kuorman kasvaessa.

Sekä puolikyykyyn että kevennyshypyn lihasaktiivisuustason osalta total volumen vaihteluväli oli suurempi. Kevennyshypyn kohdalla myös nopeiden ja hitaiden lihassolujen aktiivisuuden jakautumisen vaihteluvälit olivat melko suuret ja epämääräiset. Nopeiden lihassolujen pienin arvo oli jokaisella kuormalla 0 % ja hitaiden suurin arvo jokaisella kuormalla 100 %. Puolikyykyssä lihassolujen aktiivisuus muuttui johdonmukaisesti kuorman muutokseen nähden, kuten aiemmissakin tutkimuksissa on todettu. Kevennyshypyssä lihassolujen aktiivisuuden muutos ei ollut johdonmukainen kuorman muutokseen nähden.

8 POHDINTA

Puolikyykyyn tulokset olivat samansuuntaiset aiempaan tutkimustietoon verrattuna, toisin kuin kevennyshypyssä. Kevennyshyppy on liikkeenä puolikyykyä nopeampi, jolloin saattaa olla mahdollista, että pod tai sovellus ei ehdi rekisteröidä kaikkea dataa liikkeen aikana. Koska pod on ei-invasiivinen ja kiinni pel-

kästään tarralla tai tarralla ja remmillä, on mahdollista, että se tärähtävän liikkeen aikana hieman liikkuu iholla. Näillä voi olla vaikutusta vaihteluvälien suuruuteen kevennyshypyn osalta ja tämä voisi olla yksi mahdollinen tulosten epä johdonmukaisuutta selittävä tekijä.

Toisaalta puolikykyssä jouduttiin dataa kirjatessa karsimaan enemmän suorituksia, koska dataa ei ollut ollenkaan tai lihasaktiivisuuskäyrää ei pystytty tulkitsemaan luotettavasti. Puolikykytesteissä myös ilmeni enemmän häiriöitä MPowerin sovelluksen käytössä. Yksi todennäköinen syy voi olla se, että puolikykytestien aikana käytössä oli samanaikaisesti useampi pod, koska testisuoritukset suoritettiin ryhmissä vuorotellen. Tämän vuoksi sovelluksessa täytyi myös jatkuvasti vaihtaa aktiivisena olevaa podia suorittavan testihenkilön vaihtuessa. Kevennyshyppytesteissä taas käytettiin vain yhtä podia, koska testihenkilöt suorittivat kaikki testisuorituksensa peräkkäin.

Lihasktiivisuustason vaihteluvälit olivat suuret, mistä herää kysymys, onko tämä tavallista vai onko jostakin syystä yhden tai useamman testihenkilön tuloksissa poikkeavan suuret tai pienet arvot. Tutkijoilla ei ole tiedossa viitearvoja, joihin tuloksia voisi verrata. Tavanomaisia arvoja ja vaihteluvälejä on siis vaikea määritellä.

8.1 Luotettavuuden ja eettisyyden arviointi

Tutkimuksen tuloksia ei voida yleistää, koska otoskoko oli pieni ja otos oli eitodennäköisyysotantana valittu. Ei-todennäköisyysotantana valitun näytteen perusteella ei voida tehdä tilastollista päättelyä luotettavasti (Heikkilä 2014, 39). Mittausten luotettavuutta paransi se, että niitä oli toteuttamassa kolme puolueetonta tutkijaa ja heillä ennalta sovittu työnjako. Testihenkilöt ohjeistettiin yhteisesti tilaisuuden alussa, mutta mittausten edetessä ohjeistuksen määrä suoritustekniikasta ei ollut kaikille testihenkilöille sama. Testihenkilöillä oli mahdollisuus kysyä tarkentavia kysymyksiä mittausten aikana.

Tarkoituksena oli mitata tulokset testihenkilön dominantista jalasta. Kaikki testihenkilöt eivät olleet varmoja vahvemmasta jalastaan, jolloin anturi kiinnitettiin heidän arvionsa mukaan vahvempaan jalkaan. Ihoa ei valmisteltu ennen podin

kiinnittämistä ja sen kiinnitystapa iholla vaihteli testihenkilöstä riippuen pelkästä tarrasta tarraan ja remmiin. Testaustilanne ja mittarit olivat kaikille testihenkilöille samat. Tutkimuksen toistettavuutta kuitenkin heikensi levoton mittausympäristö, jossa esiintyi kannustusta ja muuta toimintaa samanaikaisesti. Testihenkilöiden lämmittely ja palautusajat suoritusten välillä eivät olleet vakioituja. Kesken mittaustilanteen puhelimeen asennetun sovelluksen ja mittausantureiden välisissä yhteyksissä oli myös ongelmia etenkin puolikykytestien aikana. Nämä ongelmat ovat saattaneet vaikuttaa lopputulokseen.

Lihaskäytävyydestä saadut tulokset näkyivät mobiilisovelluksessa käyrinä. Näistä käyristä sai manuaalisesti rajaamalla valittua halutun alueen tarkasteltavaksi. Sovellus näytti alueelle lukemat sekä lihasaktiivisuustasosta että nopeiden ja hitaiden lihassolujen aktivoitumissuhteesta. Alueen rajaamisessa oli haasteita: Sovellusta käytettiin älypuhelimella, jossa ongelmana oli näytön pieni koko ja epätarkkuus halutun alueen alku- ja loppukohtaa valitessa. Yhdessä käyrässä näkyi useampi suoritus, joista jokaiselle tuli itse määrittää alku ja loppu. Näistä syistä samaa aluetta useampaan kertaan rajatessa sovelluksen antamat luvut saattoivat vaihdella, mikä heikensi analysoitavien arvojen tarkkuutta.

8.2 Jatkotutkimusmahdollisuudet

Jatkotutkimusmahdollisuudeksi esitetään tutkimusta, jossa laitetta verrataan toiseen sEMG-laitteeseen ja tutkitaan, saadaanko niillä keskenään samankaltaisia tuloksia. Tutkimusjoukoksi ehdotetaan suurempaa ja todennäköisyysotannalla valikoitunutta tutkimusjoukkoa. Tämä lisäisi tutkimuksen luotettavuutta, jolloin sen perusteella voidaan tehdä tilastollisesti merkitseviä päätelmiä. Testaustilanne tulisi huolellisesti vakioida, eli esimerkiksi palautusajat ja ohjeistukset tulisi olla kaikille testihenkilöille samat.

LÄHTEET

- Borg, F., Laxåback, G. & Sandström, L. 2015. Simultaneous EMG measurements with Mpower (Fibrux) and Telemyo G2 (Noraxon): Comparing amplitude. PDF-dokumentti. Saatavissa: <http://www.mpower-bestrong.com/fi/img/science/Chydenius.pdf> [viitattu 20.7.2018].
- Criswell, E. (toim.) 2011. Cram´ s introduction to Surface Electromyography. 2. painos. Sudbury, Massachusetts: Jones and Bartlett Publishers.
- Fibrux Oy s.a. MPower. Fibrux Oy:n WWW-sivut. Saatavissa: <http://www.mpower-bestrong.com/fi/index.html> [viitattu 20.7.2018].
- Fibrux Oy 2016. MPower – Lihasaktivaatiomittari. Käyttöohje. PDF-dokumentti. Saatavissa: http://mpower.fi/manual/MPOWER_kayttoohje.pdf [viitattu 27.3.2020].
- Freriks, B., Hermens, H., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. s.a. SENIAM - European recommendations for surface electromyography. The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. WWW-dokumentti. Saatavissa: <http://www.seniam.org/> [viitattu 7.11.2019].
- Han, J., Anson, J., Waddington, G., Adams, R. & Liu, Y. 2015. The Role of Ankle Proprioception for Balance Control in relation to Sports Performance and Injury. WWW-dokumentti. Saatavissa: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/842804/> [viitattu 22.1.2020].
- Heckman, C. J. & Enoka, R. M. 2012. Motor unit. *Comprehensive Physiology* 2 (4), 2629–2682.
- Heikkilä, T. 2014. Tilastollinen tutkimus. Helsinki: Edita Publishing Oy.
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S. K. & Wyss, U. P. 2006. Hip, Knee, and Ankle Kinematics of High Range of Motion Activities of Daily Living. *Journal of Orthopaedic Research* 24 (4), 770–781.
- Herrala, M. 2019. Yrityksen perustaja. Sähköpostiviesti. 25.6.2019. Fibrux Oy.
- Hilmersson, M., Edvardsson, I. & Törnberg, Å. B. 2015. Power of counter movement jumps with external load - coherence of three assessment methods. WWW-dokumentti. Saatavissa: <https://bmcresnotes.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13104-015-1122-z> [viitattu 6.2.2020].
- Jenkins, N. D. M., Housh, T. J., Bergstrom, H. C., Cochrane, K. C., Hill, E. C., Smith, C. M., Johnson, G. O., Schmidt, R. J. & Cramer, J. T. 2015. Muscle activation during three sets to failure at 80 vs. 30 % 1RM resistance exercise. WWW-dokumentti. Saatavissa: https://www.researchgate.net/publication/279965875_Muscle_activation_during_three_sets_to_failure_at_80_vs_30_1RM_resistance_exercise [viitattu 15.1.2020].
- Karp, J. R. 2001. Muscle Fiber Types and Training. *Strength and Conditioning Journal* 23 (5), 26.

- Kauranen, K. 2014. Lihask rakenne, toiminta ja voimaharjoittelu. Tampere: Tammerprint Oy.
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura ry.
- Keskinen, K. L., Häkkinen, K. & Kallinen, M. 2007. Kuntotestauksen käsikirja. 2. uudistettu painos. Tampere: Tammer-Paino oy.
- Kockum, B. & Heijne, I.-L. M. 2015. Hop performance and leg muscle power in athletes: Reliability of a test battery. *Physical Therapy in Sport* 16 (3), 222–227.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M. & Rozzi, S. L. 1998. Proprioception of the Ankle and Knee. *Sports Medicine* 25 (3), 149–155.
- Leppäluoto, J., Kettunen, R., Rintamäki, H., Vakkuri, O., Vierimaa, H. & Lätti, S. 2008. Anatomia + fysiologia. Rakenteesta toimintaan. 1. painos. Helsinki: WSOY Oppimateriaalit Oy.
- Looney, D. P., Kraemer, W. J., Joseph, M. F., Comstock, B. A., Denegar, C. R., Flanagan, S. D., Newton, R. U., Szivak, T. K., DuPont, W. H., Hooper, D. R., Häkkinen, K. & Maresh, C. M. 2016. Electromyographical and Perceptual Responses to Different Resistance Intensities in a Squat Protocol: Does Performing Sets to Failure With Light Loads Produce the Same Activity? *Journal of Strength and Conditioning Research* 30 (3), 792–799.
- Magee, D. J. 2014. Orthopedic Physical Assessment. 6. painos. St. Louis: Elsevier Saunders.
- McCaw, S. T. & Melrose, D. R. 1999. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. WWW-dokumentti. Saatavissa: https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/1999/03000/Stance_width_and_bar_load_effects_on_leg_muscle.12.aspx [viitattu 13.11.2019].
- McHugh, M. P., Tyler, T. F., Greenberg, S. C. & Gleim, G. W. 2002. Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *Journal of Sport Sciences* 20 (2), 83-91.
- Metsämuuronen, J. 2005. Kokeellisen tutkimuksen perusteet ihmistieteessä. Helsinki: International Methelp Ky.
- Neumann, D. A. 2002. Kinesiology of the Musculoskeletal System. Foundations for Physical Rehabilitation. 1. painos. St. Louis: Mosby.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S.-E. 2009. Ihmisen fysiologia ja anatomia. 18. uudistettu painos. Helsinki: Werner Söderström Osakeyhtiö.
- Nordin, M. & Frankel, V. H. 1989. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 2. painos. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Paulsen, F. & Waschke, J. 2011. Sobotta. Atlas of Human Anatomy. General Anatomy and Musculoskeletal System. 15. painos. München: Elsevier Urban & Fischer.

Powers, S. K. & Howley, E. T. 2015. Exercise Physiology. Theory and Application to Fitness and Performance. 9. painos. New York: McGraw-Hill Education.

Sand, O., Sjaastad, O. V., Haug, E., Bjålie, J. G. & Toverud, K. C. 2011. Ihminen. Fysiologia ja anatomia. 1. painos. Helsinki: WSOYpro Oy.

Schoenfeld, B. J. 2010. Squatting Kinematics and Kinetics and Their Application to Exercise Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24 (12), 3497–3506.

Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Willardson, J. M., Fontana, F. & Tiriyaki-Sonmez, G. 2014. Muscle activation during low- versus high-load resistance training in well-trained men. WWW-dokumentti. Saatavissa: https://www.academia.edu/21972931/Muscle_activation_during_low-versus_high-load_resistance_training_in_well-trained_men [viitattu 15.1.2020].

Smith, D. L. & Plowman, S. A. 2007. Exercise Physiology for Health, Fitness, and Performance. 2. painos. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Standring, S. (toim.) 2016. Gray's Anatomy. The Anatomical Basis of Clinical Practice. 41. painos. Iso-Britannia: Elsevier Churchill Livingstone.

Vuori, I. 1994. Lihaksen normaali rakenne ja toiminta. Teoksessa Sovijärvi, A., Uusitalo, A., Länsimies, E. & Vuori, I. (toim.) Kliininen fysiologia. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 233-236.