

**KAKSIPÄISEN POHJELIHAKSEN LIHASSOLUKIMPPUJEN OSKILLAATIO
POHJELIHASHARJOITUKSEN EKSENTRISESSÄ JA KONSENTRISESSA
VAIHEESSA**

Emma Sofia Niemi

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Syksy 2019

Ohjaaja: Taija Juutinen

TIIVISTELMÄ

Niemi, E. 2019. Kaksipäisen pohjelihaksen lihassolukimppujen oskillaatio jatkuvan pohjeli-hasharjoituksen eksentrisessä ja konsentrisessa vaiheessa, Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jy-väskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu –tutkielma, 48 s., 2 liitettä.

Tämän pro gradu -tutkielman tarkoituksena oli tutkia kaksipäisen pohjelihaksen käyttäytymistä jatkuvan pohjelihasharjoituksen eksentrisessä ja konsentrisessa lihastyövaiheessa. Tutkiel-massa vertaillaan lihassolukimppussa esiintyvää oskillaatiota eksentrisen ja konsentrisen vai-heen välillä. Tarkoituksena oli myös selvittää vaikuttaako harjoituksen tempo tai kuorma oskil-laation määrään. Tutkittavien lihassolukimppujen pituuden muutosta seurattiin jatkuvan pohje-lihasharjoituksen aikana.

Tutkimuksessa mitattiin 13 tutkittavan (naisia 6 ja miehiä 7) sisemmän kaksipäisen pohjelihak-sen lihassolukimppujen pituutta ultraäänikuvantamisen avulla. Tutkittavat olivat perusterveitä, fyysisesti aktiivisia nuoria aikuisia ($26,6 \pm 2,4$ vuotta). Pohjelihasharjoituksissa suoritettiin tois-tuvia päkiälle nousuja ja niitä varioitiin muuttamalla tempoa sekä kuormaa. Tempoja oli kaksi 0,5 Hz ja 0,83 Hz. Kuormaa varioitiin suorittamalla harjoitukset yhdellä tai kahdella jalalla sekä lisäämällä lisäpainoja 10%, 30% tai 40% kehonpainoon nähden. Näin saatiin yhteensä 12 eri variaatiota pohjelihasharjoituksesta, jotka suoritettiin satunnaisessa järjestyksessä.

Ultraäänivideoista analysoitiin lihassolukimppun pituutta Matlabilla. Tämän jälkeen tiedot siir-rettiin Exceliin, joista laskettiin lihastyövaiheiden oskillaatio, pituuden muutos sekä lihastyö-vaiheisiin kulunut aika. Eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden oskillaatiota tutkittiin sovitteiden avulla (kolmannen asteen polynomi). Tulokseksi saatiin selityskerroin (R^2), joka kertoo mit-tauspisteiden hajonnasta sovitteeseen nähden. Selityskertoimista otettiin keskiarvot erikseen suorituksen eksentriselle ja konsentriselle lihastyövaiheelle. Tässä tutkimuksessa R^2 arvot ker-tovat, kuinka paljon oskillaatiota eli vapinaa lihassolukimppussa havaitaan.

Hypoteesin mukaisesti pohjelihasharjoituksen eksentrisessä lihastyövaiheessa lihassolukim-pussa havaittiin merkitsevästi enemmän oskillaatiota, kuin konsentrisessa vaiheessa (eksentri-sessä vaiheessa $R^2=0,9910$ vs. konsentrisessa vaiheessa $R^2= 0,9942$, $p<0.001$). Molemmilla tempoilla 0,5 Hz ja 0,83 Hz havaittiin merkittävästi enemmän oskillaatiota eksentrisessä kuin konsentrisessa vaiheessa ($p<0.001$). Eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden oskillaatioiden ero-tus oli pienintä kevyimmässä kuormassa eli kahden jalan lisäpainottomasta suorituksesta. Kai-killä painavimmilla kuormilla eksentrisessä vaiheessa esiintyi merkittävästi enemmän oskillaatiota ($p<0.001$).

Tutkimus tuloksista voidaan päätellä, että lihastyövaiheiden oskillaatioiden erotus pystyttiin havaitsemaan ultraääni -menetelmällä. Pohjeliihasharjoituksen eksentrisen vaiheen aikana MG lihaksen lihassolukimpuissa esiintyy enemmän oskillaatiota kuin pohjeliihasharjoituksen konsentrisessä vaiheessa. Mahdollisesti harjoituksen kuormitus ja lihasväsymys vaikuttivat oskillaation määrään, koska kevyimmällä kuormalla ei huomattu merkittävää eroa eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden oskillaatiossa. Tutkimustulosten pohjalta voidaan pohtia, johtuuko suurempi oskillaatio eksentrisessä vaiheessa lihastyövaiheiden erilaisesta neuraalisesta kontrollista. Voidaan myös pohtia, stimuloiko lisääntynyt oskillaatio kollageenisynteesiä. Lisä-tutkimusta tarvitaan eksentrisessä vaiheessa lisääntyneen oskillaation syiden ja hyötyjen selvittämiseksi.

Asiasanat: oskillaatio, lihasolukimppu, kaksipäinen pohjelihas, ultraäänikuvantaminen, eksentrisen, konsentrisen

ABSTRACT

Niemi, E. 2019. Oscillation of fasciculus of medial gastrocnemius muscle in the eccentric and concentric phase during calf exercise. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis, 48 pp., 2 appendices.

The purpose of this master's thesis was to investigate the behaviour of the medial gastrocnemius muscle in the eccentric and concentric phase of continuous calf exercise. The study compares oscillation of fasciculus between the eccentric and concentric phase. The purpose was also to determine if the tempo or load of the exercise affects the amount of oscillation. The change of the fasciculus length was monitored during continuous calf exercise.

In this study, the fasciculus length of medial gastrocnemius was measured from 13 subjects (6 women and 7 men) by ultrasound imaging. Subjects were healthy, physically active young adults (26.6 ± 2.4 years). The calf exercise sessions consisted of repeated heel raises and varied in tempo and load. There were two tempos 0,5 Hz and 0,83 Hz. The load was varied by exercising with one or two legs and adding extra 10%, 30%, or 40% of body weight. This makes 12 different variations of the calf muscle exercise, which were done in random order.

Fasciculus lengths were analyzed from ultrasound videos on Matlab. The data was then transferred to Excel, where the oscillation, length changes, and time changes were calculated. The oscillation of the eccentric and concentric phases was studied by polynomial regression in Excel (third degree polynomial curve fitting). The result was a coefficient of determination (R^2), which indicates the dispersion of the measuring points from the fit. The coefficients of determination were averaged separately for the eccentric and concentric phases. In this study, the R^2 values indicate how much oscillation, or tremor, is observed in the muscle fasciculus.

As the hypothesis predicted, significantly more oscillation was observed in the eccentric phase of the calf muscle exercise than in the concentric phase (eccentric phase $R^2 = 0.9910$ vs. concentric phase $R^2 = 0.9942$, $p < 0.001$). At both tempos 0,5 Hz and 0,83 Hz, significantly more oscillation was observed in the eccentric than in the concentric phase ($p < 0.001$). The difference between the eccentric and the concentric phase oscillations was significant all the loads except the lightest load, which was with two feet and no extra weight.

From the results of this study it can be concluded that the difference in oscillation could be detected by ultrasound. During the eccentric phase of the calf muscle exercise, there is more oscillation in the MG muscle fasciculus than during the concentric phase. Possibly, the load and muscle fatigue influence the amount of oscillation, because the lightest load was not significant in the oscillation, when comparing eccentric and concentric phases. Based on the research results can be discussed if the greater oscillation in the eccentric phase can be result of the differ-

ent neural control of eccentric contractions. It can also be discussed whether increased oscillation stimulates collagen synthesis. Further research is needed to do more research about causes and benefits of increased oscillation in eccentric phase.

Key words: oscillation, fascicle, gastrocnemius, ultrasound imaging, eccentric, concentric

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 LUURANKOLIHAKSEN RAKENNE.....	3
2.1 Kaksoiskanta lihaksen rakenne.....	5
3 POIKKIJUOVAISEN LIHAKSEN SUPISTUMINEN	8
3.1 Kaksoiskantaliuksen toiminta.....	9
4 LIHASTYÖTAVAT.....	11
4.1 Eksentrisen, konsentrisen ja isometrisen lihastyötapana	11
4.2 Lihaksen venymis-lyhenemissykli (stretch-shortening cycle = SSC).....	13
5 LIHAKSEN RAKENTEEN JA TOIMINTOJEN TUTKIMINEN ULTRAÄÄNI - KUVANTAMISELLA	15
5.1 MG lihaksen tutkiminen ultraäänellä	16
6 OSKILLAATIO	20
6.1 Fysiologinen vapina.....	20
6.2 Oskillaatio ja fyysinen harjoittelu.....	21
6.3 Lihäsväsymys ja oskillaatio.....	21
6.4 Voiman vaihtelu ja oskillaatio.....	22
6.5 Oskillaatio eksentrisessä lihastyössä	22
7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	24
8 MENETELMÄT.....	25
8.1 Tutkittavat.....	25

8.2 Tutkimuksen kulku	26
8.3 Mittaukset	28
8.4 Analyysit.....	29
8.5 Tilastolliset analyysit.....	33
9 TULOKSET	35
9.1 Oskillaatio eksentrisessä ja konsentrisessa lihastyövaiheessa.....	35
9.2 Oskillaatio tempon muuttuessa.....	38
9.3 Oskillaatio kuorman muuttuessa	40
9.4 Lihastyövaiheisiin kulunut aika.....	42
10 POHDINTA.....	45
LÄHTEET	50
LIITTEET	

1 JOHDANTO

Tässä pro gradu -tutkielmassa on tarkoituksena selvittää, onko pohjelihaksen lihassolukimppun eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheiden oskillaatioissa eroa ylipäättään, tempon muuttuessa tai kuorman muuttuessa. Oskillaatio on rytmistä vapisevaa liikettä, jonka suuruus ja taajuus vaihtelevat. Tässä työssä oskillaatiolla tarkoitetaan fysiologista aktiovapinaa, jota esiintyy lihassupistuksen aikana ja se on seurasta liikejärjestelmän normaalista toiminnasta (Cleeves 1989).

Pohjelihasharjoituksessa voidaan havaita venymis-lyhenemis-sykli, jossa kaksi lihastyövaihetta vuorottelee. Päkiälle nousussa lihaksen lyhenemistä kutsutaan konsentriseksi lihastyövaiheeksi ja päkiältä alas tultaessa lihaksen venymistä kutsutaan eksentriseksi lihastyövaiheeksi. Tässä työssä vertaillaan oskillaatiota näissä kahdessa lihastyövaiheissa.

On huomattu, että eksentrisen harjoituksen jälkeen oskillaation määrä kasvaa isometrisessä pidossa (Newham ym. 1983a; Clarkson ym. 1992). Hamlin ym. 2001 raportoin myös, että eksentrisen penkille askellus -harjoituksen jälkeen oskillaation määrän kasvaneen enemmän, kuin konsentrisen harjoituksen jälkeen. Tämän vuoksi on kiinnostavaa tutkia, huomataanko pohjelihasharjoituksen aikana eksentrisessä lihastyövaiheessa enemmän oskillaatiota, kuin konsentrisessä lihastyövaiheessa. Aiemmin ei ole vertailtu jatkuvan liikkeen lihastyövaiheiden oskillaatiota pohjelihasharjoituksen aikana. Enemmän on raportoitu harjoituksen jälkeiseen oskillaation määrää, joka on mitattu isometrisestä lihastyöstä ennen ja jälkeen suorituksen (Newham ym. 1983a; Clarkson ym. 1992; Hamlin ym. 2001). Mikäli on vertailtu eksentristä tai konsentrista lihastyötä, niin ne on toteutettu erillisinä harjoituksina, eikä jatkuvana liikkeenä kuten Hamlin ym. 2001.

Työ toteutettiin ultraääni -menetelmää hyväksikäyttäen seuraamalla lihassolukimppujen pituutta päkiälle nousuissa. Päkiälle nousut toteutettiin yhdellä jalalla ja kahdella jalalla suorit-

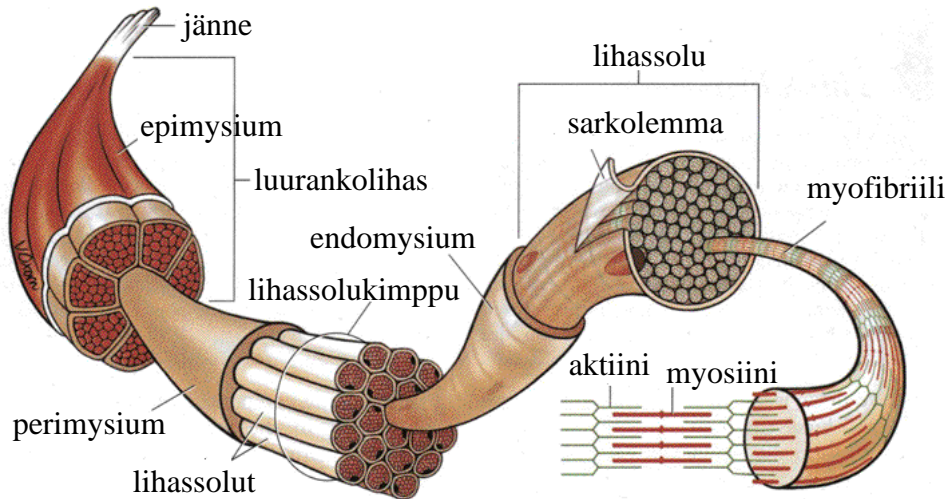
taen, kahdella eri tempolla, sekä kuormitusta muuttaen lisäpainojen avulla. Ultraääni -kuvantamisella seurattiin lihassolukimppujen pituutta kaksoiskantalihaksen mediaalipäästä (Gastrocnemius medialis), josta tässä työssä käytetään lyhennettä MG lihas.

Ultraäänikuvantaminen on laajasti käytetty menetelmä, jolla voidaan tehdä johtopäätöksiä lihasten ja jänteiden toiminnoista. Menetelmä voidaan soveltaa lihas- ja jännekudosten kuvaamiseen elävältä ihmiseltä reaaliajassa (Cronin & Lichtwark, 2013). Vuonna 2013 tehdyssä systemaattisessa katsauksessa lihassolukimppujen pituuden mittaaminen ultraäänellä on luotettava sekä toistettava menetelmä lihassolukimppujen pituuden ja pennaatiokulman mittaamiseen (Kwah ym. 2013). Biomekaniikassa fysiologista vapinaa eli oskillaatiota on yleensä tutkittu kiihtyvyyssanturilla tai elektromyografialla (EMG) (Hallett 1998). Voiman vaihtelu on myös oskilloivaa liikettä ja ominaisuuksiltaan samankaltaista kuin fysiologinen vapina eli oskillaatio, mutta Lavender ym. 2006 spekuloi, ettei kyse ole samasta asiasta. Tässä pro gradu -tutkielmassa haluttiin tutkia, pystytäänkö oskillaatio havaitsemaan lihassolukimppujen pituuden muutoksesta ultraääni menetelmää käyttäen. Tämän lisäksi työssä pohditaan voisiko oskillaatio liittyä lihasväsymykseen ja johtua eksentrisen lihastyön erilaisesta hermostollisesta ohjauksesta.

2 LUURANKOLIHAKSEN RAKENNE

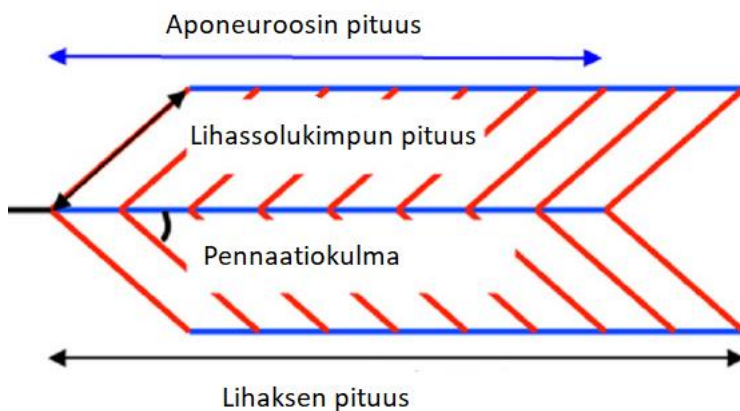
Luurankoli hasten avulla ihminen pystyy liikkumaan. Luurankoli hakset koostuvat poikkijuovaisen lihaskudoksen lisäksi mm. sidekudoksesta ja ne ovat usein jänteiden avulla kiinni luissa. Lihaskudosta ympäröi sidekudoksinen peitinkalvo; epimysiumkalvo. Lihaskudon kummassakin päässä on jänteinen osa, joka on joko rustoista sidekudosta tai jännettä. Näiden välityksellä luurankoli has liittyy yleensä luuhun tai rustoon (Kuva 1). Poikkijuovainen lihaskudos muodostuu lihaksesta riippuen 5-50 mm pitkistä ja 10-100 μm paksuisista lihassolukimpuista. Lihassolukimppuja ympäröi perimysiumkalvo (Niensted 1999, s.76, s.143). Tässä työssä tutkitaan tarkemmin lihassolukimppujen pituuden muutosta lihastyöharjoituksen aikana.

Lihassolukimput koostuvat poikittaissuuntaisista lihassoluista eli lihassyistä, joita taas ympäröi sarkolemma ja endomysiumkalvo. Yksi lihassy muodostuu myofibrilleistä. Myofibrillit ovat jakautuneet peräkkäin asettautuneisiin supistuviin yksiköihin, jota kutsutaan sarkomeereiksi. Sarkomeeri on kahden Z-levyn välinen alue, joka muodostuu limittäin asettuneista paksuista myofilamenteista ja ohuista aktiinifilamenteista (kuva 1.). Levossa olevassa lihaksessa sarkomeerin keskipituus on noin 2,5 μm , joten 10 mm pitkässä lihaksessa on noin 4000 peräkkäistä sarkomeeriä. (Niensted 2009, s.76-82, Enoka 2008, s.205-207)



KUVA 1. Lihaksen rakenne (<https://www.unm.edu/~lkravitz/Extras2/GrStruc3.gif>).

Sulkamaisilla lihaksilla, kuten kaksoiskantalihaksella, lihassolukimput ovat kulmassa aponeuroosiin nähden eli jänneen jatkona lihaksen sisällä kulkevaan sidekudokseen nähden. Kulmaa lihassolukimppujen ja aponeuroosin välillä kutsutaan pennaatiokulmaksi. Pennaatiokulma suurenee, kun lihas supistuu ja koko lihaksen pituus lyhenee. Lihaksen fysiologisella poikkipinta-alalla tarkoitetaan kohtisuoraa mittaa lihaksen rinnakkaisista sarkomeereistä. Sulkamaisilla lihaksilla fysiologinen poikkipinta-ala tulee mitata kulmassa kohtisuoraan lihassolukimppuihin nähden (Enoka 2008, s.231-232).



KUVA 2. Kuva kuvaa sulkamaista lihasta ja sen eri osia (muokattu Raiteri ym. 2016).

Taulukossa 1. on esitetty Wickiewicz ym. (1983) tekemässä tutkimuksessa ihmisruumilta määritettyjen alaraajojen lihasten massa, lihassolukimpun pituus, poikkipinta-ala sekä pennaatiokulma.

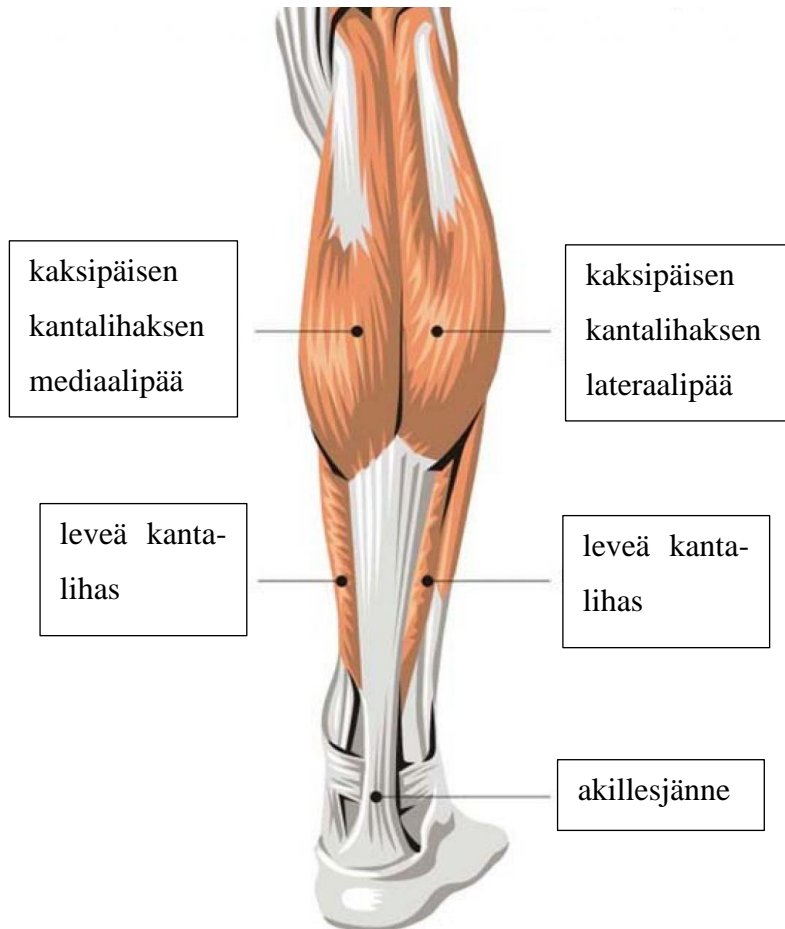
TAULUKKO 1. Listattujen lihasten massa (g), lihassolukimpun pituus (cm), lihaksen poikkipinta-ala (cm²) sekä pennaatiokulma (deg) (Wickiewicz ym. 1983).

Lihäs	Massa (g)	Lihassolukimpun pituus (cm)	Poikkipinta-ala (cm ²)	Pennaatiokulma (deg)
Sartorius	75	38	1.9	0
Biceps femoris (long)	150	9	15.8	0
Semitendinosus	75	16	4.4	0
Soleus	215	3.0	58	30
Gastrocnemius	158	4.8	30	15
Tibialis posterior	55	2.4	21	15
Tibialis anterior	70	7.3	9.1	5
Rectus femoris	90	6.8	12.5	5
Vastus lateralis	210	6.7	30	5
Vastus medialis	200	7.2	26	5
Vastus intermedius	180	6.8	25	5

2.1 Kaksoiskanta lihaksen rakenne

Koska tässä pro gradu työssä tutkitaan Kaksoiskantalihasta, seuraavat kappaleet keskittyvät tämän lihaksen rakenteen ja toiminnan kuvaamiseen.

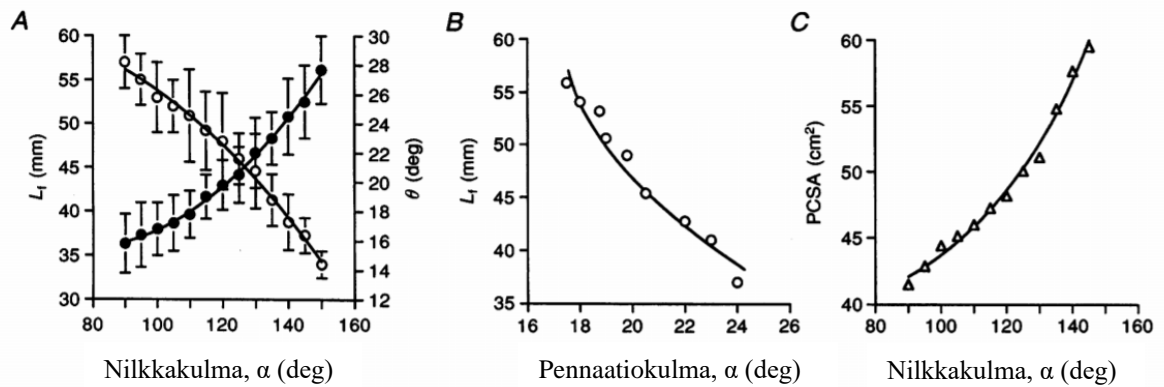
Kaksoiskantalihas (Gastrocnemius) muodostaa yhdessä leveän kantalihaksen (Soleus) kanssa kolmpäisen kantalihaksen (triceps surae). Kaksipäisen kantalihaksen mediaalipään lähtökohta on reisuun sisänivelnastaan (condylus medialis femoris) ja lateraalipään lähtökohta on reisuun ulkonivelnasta (condylus lateralis femoris). Molemmat päät kiinnittyvät yhdessä akillesjanteenä kantaluun kyhmyyn (calcaneal tuberosity) (Niested ym. 1997, Platzer 2004).



KUVA 3. Kuva havainnollistaa kolmipäisen kantalihaksen osia. Kaksipäisen kantalihaksen mediaali ja lateraalipäät sekä leveä kantalihas ja akillesjänne. (muokaattu <https://www.anatomylibrary99.com/calf-muscles-diagram/>)

Kaksoiskantalihaksen mediaalipää (MG lihas) on MRI:lla (magnetic resonance imaging) saadun tuloksen mukaan lihas volyymiltaan noin $245,9 \pm 36,7 \text{ m}^3$ ja lihapituudeltaan noin $27,0 \pm 1,6 \text{ cm}$ (Narici, 1996). Gastrocnemius mediaaliksien poikkipinta-ala on levossa keskimäärin $46,5\text{--}62,5 \text{ cm}^2$ riippuen nilkkakulmasta. MG on muodoltaan yksisulkainen eli lihassolukimput ovat kulmassa pituussuuntaan nähden keskimääräisesti $15,5\text{--}33,6$ astetta riippuen nilkan kulmasta. Lihaskimppujen pituus MG lihaksessa vaihtelee normaalisti aikuisilla levossa keskimäärin $50,8\text{--}32,9 \pm 3,6 \text{ mm}$ (Narici, 1996).

Kuvassa 4 A. havainnollistettu kuinka nilkkakulman muutos vaikuttaa levossa olevan MG lihaksen lihassolukimppun pituuteen ja pennaatiokulmaan. Kun nilkkakulma suurenee eli nilkka ojentuu, niin lihassolukimppu lyhenee ja pennaatiokulma kasvaa. Vastaavasti kun nilkkakulma pienenee, niin lihassolukimppu pitenee ja pennaatiokulma pienenee. Kuvassa 4 B. havainnollistettu lihassolukimppun ja pennaatiokulman käänteistä suhdetta. Kuvassa 4 C. nilkkakulman kasvaessa MG lihaksen poikkipinta-ala kasvaa.

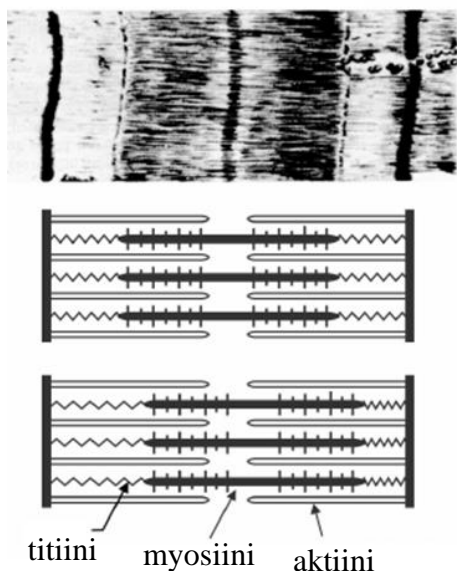


KUVA 4. A. Lihassolukimppun pituus (L_f (mm) \circ) ja pennaatiokulma (θ (deg) \bullet) funktiona nilkka nivelen kulmalle (α (deg)) levossa. B. Lihassolukimppun pituus suhteessa pennaatiokulmaan levossa. C. lihaksen poikkipinta-ala (physiological cross-sectional area, PCSA (cm^2)) (Narici, 1996).

3 POIKKIJUOVAISEN LIHAKSEN SUPISTUMINEN

Huxley A.F. (1957) filamenttien liukumisteorian mukaan aktiivisen lihassupistuksen aikana, sarkomerissä aktiini- ja myofilamentit liukuvat toisiinsa nähden, kun myosiinipäät syklisesti kiinnittyvät aktiinipäihin. Tuloksena on sarkomeerin pituuden muutos. Lihaksen voimantuotto riippuu siitä, kuinka moni myosiini on kiinnittynyt aktiiniin eli kuinka päällekkäin aktiini ja myosiinifilamentit ovat (Nienstedt 1999, s78-81).

Uudemman teorian mukaan filamentteja on kolme, aktiinin ja myosinin lisäksi titiini. Tämä malli soveltuu paremmin aktiiviseen eksentriseen lihastyöhön (Herzog, 2014). Kolmen filamentin mallissa jousen lailla titiini antaa jousimaisen stabiilisuuden ja palauttavan voiman sarkomeerin keskellä olevalle myosiinifilamentille (Herzog, 2012). Kuvassa 5. elektronimikroskooppikuva sarkomeeristä, sekä kaavakuva lepotilassa olevasta ja supistuneesta sarkomeeristä. Alemmassa kaaviokuvassa myosiinifilamenti on siirtynyt oikealle, johtuen siitä, että vasemman puoleiset titiinit ovat joustaneet enemmän ja siten tuottaa palautusvoimaa, joka stabiloi myosiinifilamentin takaisin sarkomeerin keskelle.



KUVA 5. Elektronimikroskooppikuva sarkomeeristä sekä kaaviokuvat sarkomeeristä levossa ja supistuneena. Kuvaan nimetty sarkomeerin osat (Herzog, 2012)

Lihaksen voimantuotto riippuu siis sarkomeerien pituudesta, tätä sanotaan sarkomeerin voimapituus suhteeksi. Voima on suurin sarkomeerin keskipituuksilla 2,46-2,81 μm . (Herzog ym. 1990, Enoka 2008, s 229). Voimantuottoon vaikuttaa myös aktivoiva rakenneproteiini titiini, jonka merkitys korostuu lihastyön eksentrisessä vaiheessa, etenkin sarkomeerin ollessa yli 4 μm , jolloin aktiini-myosiinisidoksia ei ylety enää muodostumaan (Herzog ym. 2012). Tämä sarkomeerin pituuden muutos tapahtuu lihassupistuksen aikana jokaisessa myofibrilin peräkkäisessä sarkomeerissä, jonka seurauksena koko myofibrili lyhynee tai pitenee. Kun näin tapahtuu yhtä aikaa myös muissa vierekkäisissä myofibriileissä, niin lihassyt, lihassolukimput ja koko lihas lyhenee tai pitenee (Enoka 2008, s 207-210).

Koko lihaksen voimantuottoa voidaan säädellä aktivoituvien motoristen yksiköiden määrällä. Yhdellä motorisella yksiköllä tarkoitetaan alfamotoneuronin ja sen hermottamien lihassolujen muodostamaa kokonaisuutta. Mitä useampi motorinen yksikkö aktivoituu, sitä suuremman voiman lihas pystyy tuottamaan. Pienimmät motoriset yksiköt otetaan käyttöön (rekrytoidaan) ensimmäisenä ja sen jälkeen vasta suuremmat. Tätä sanotaan ”kokoperiaatteeksi” (size principle) (Henneman, 1957).

3.1 Kaksoiskantalihaksen toiminta

Kaksoiskantalihaksen pääasialliset tehtävät ovat nilkan plantarifleksio ja polven fleksio. Kaksoiskantalihas osallistuu luonnollisiin liikkeisiin kuten kävelyyn, juoksuun ja hyppäämiseen.

Taulukkoon 2. on koottu eri tutkimuksissa saadut tulokset kaksoiskantalihaksen mediaalipään eli MG lihaksen lihassolukimppujen pituudesta levossa ja maksimaalisessa isometrisessä jännityksessä (MVC) sekä pituudenmuutos ja lyhenemisprosentti (Finni, 2006). Tulokset poikkeavat hieman toisistaan, lisäksi lukuihin vaikuttaa nilkka- ja polvikulma.

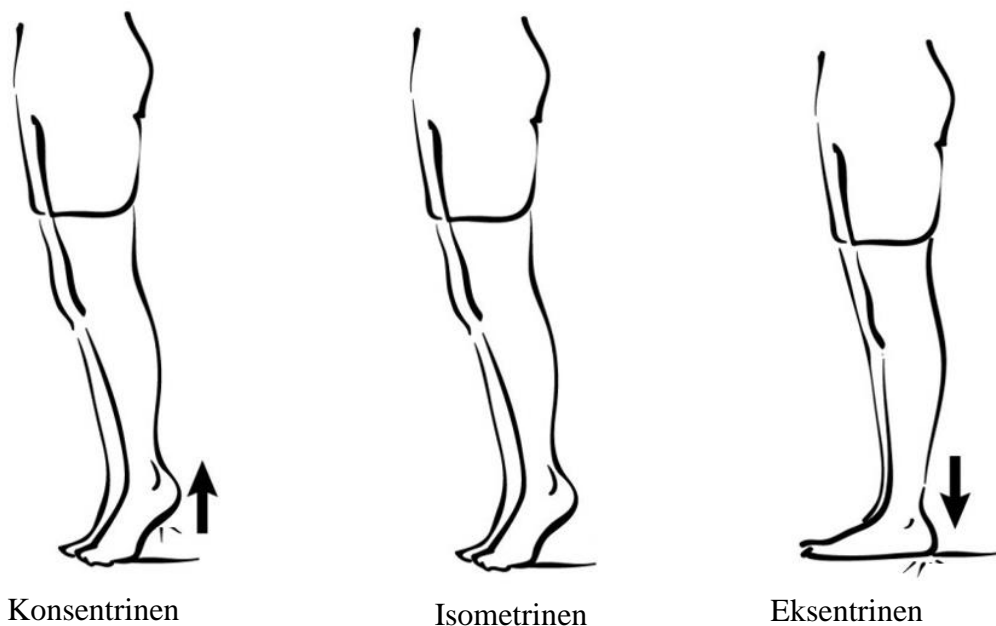
TAULUKKO 2. Kuviossa lihaksen MG lihaksen lihastyötapa (Condition), lepopituus (Rest length(mm)), pituus maksimaalisessa tahdonalaisessa isometrisessä lihastyössä (Length at 100% MVC (mm)), pituudenmuutos (Δ /(mm)), lyhenemisprosentti (Shortening (%)), nilkkakulma (Joint angle (deg)) ja lähde (References). * polvi täysin ojennettu, † polvi 90° kulmassa (muokattu Finni, 2006).

Muscle	Condition	Rest length (mm)	Length at 100% MVC (mm)	Δ /(mm)	Shortening (%)	Joint angle (deg.)	References
MG	Isom	54–57	36–39 (50% MVC)	15–21	30–34	90*	Kawakami et al. (2000)
MG	Isom	54.4	31.6	22.8	41.9	90*	Muramatsu et al. (2002)
MG	Isom		33			90*	Maganaris (2003)
MG	Rest	53.0				90*	Kubo et al. (2003)
MG	Isom	50.8	32.9	17.9	35.2	110*	Narici et al. (1996)
MG	Isom	43.6	27.7	15.9	36	90*	Martin et al. (2001)
MG	Rest	47.3				90*	Chow et al. (2000)
MG	Isom	27	13	14	52	90†	Maganaris et al. (1998)
MG	Isom	52	31	21	40	90*	Kawakami et al. (1998)

4 LIHASTYÖTAVAT

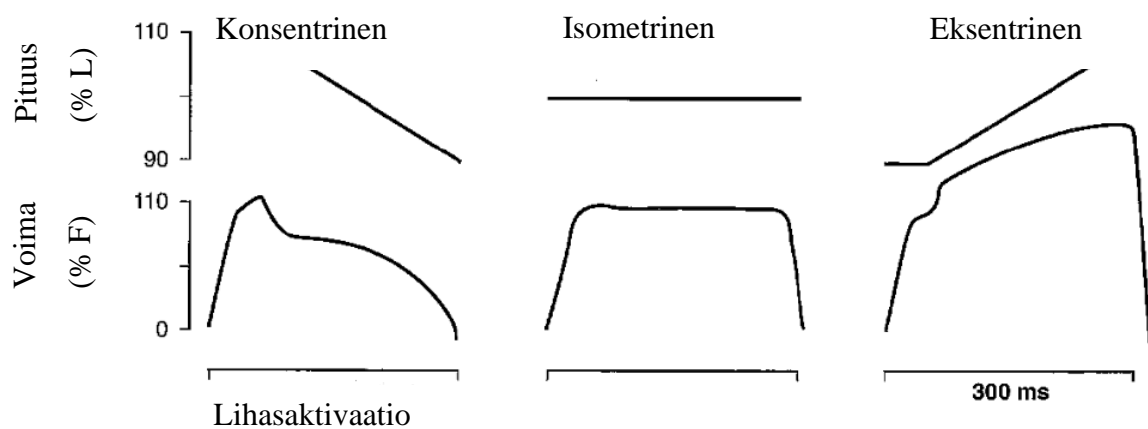
4.1 Eksentrisen, konsentrisen ja isometrisen lihastyötapa

On havaittu, että lihakset käyttäytyvät eri tavalla luonnollisten liikkeiden aikana. Luonnollinen liike voidaan jakaa kahteen lihastyövaiheeseen, lihasten lyhenemistä kutsutaan konsentrisiksi lihastyövaiheeksi ja lihasten pitenemistä kutsutaan eksentrisiksi lihastyövaiheeksi. Lihastyö voi olla positiivista tai negatiivista. Voima vaikuttaessa samaan suuntaan kuin kohteen siirtymä, työ on positiivista eli konsentrista. Voiman vaikuttaessa eri suuntaan kuin kohteen siirtymä, on työ taas negatiivista eli konsentrista. Lihaspituuden lyhentyessä lihas tekee siis konsentrista työtä ja pidentyessä eksentristä työtä. Peräkkäistä aktiivista eksentristä ja konsentrista lihastyötä kutsutaan venymis-lyhenemissykliksi (stretch-shortening cycle, SSC). Isometrisessä lihastyössä lihaspituus ei muutu (Komi 2008, s.5-6).



KUVA 6. Lihastyötavat pohjelihasten kohdalla (Kuva muokattu: <https://www.kintec.net/blog/foot-issues-related-to-tight-calves/>).

Erillisissä mittauksissa eksentrisen maksimaalisen voiman on havaittu olevan suurempi kuin isometrinen tai konsentrisen maksimaalinen voima (Komi 1973). Kuvassa 7. havainnollistetaan voiman muutosta varpaiden pitkän ojentajalihaksen konsentrisessa, isometrisessä ja eksentrisessä lihastyössä. Isometrisessä lihastyössä lihaspituus ja voiman suuruus pysyy samana. Tasavauhtisessa konsentrisessa lihastyössä voiman suuruus laskee aluksi nopeasti isometrisen voiman tasolta ja sen jälkeen voiman suuruus laskee hitaammin lihaspituuden lyhentyessä (McCully & Faulkner 1985). Eksentrisessä lihastyössä taas voiman suuruus kasvoi ensin nopeasti isometrisen voiman tasolta ja sen jälkeen hillitymmin lihaksen pidentyessä. Voimakäyrän kaltevuus kertoo lihasjäykkyydestä. Eksentrisessä vaiheessa lihasjäykkyys on suuri (McCully & Faulkner 1985). Puhutaan ”Short range stiffness” ilmiöstä, jolloin lihasjäykkyys on suuri lyhyellä aikavälillä heti pituuden muutoksen jälkeen (Rack & Westbury 1974). Lihas jäykkyys on 10-20% suurempi eksentrisessä lihastyössä, kuin isometrisessä. Tämä johtuu aktiini-myosiinipoikkisiltojen nopeammasta uudelleen muodostuksesta (Lombardi & Piazzesi, 1990) sekä pitkällä lihaspituudella rakenneproteiini titiinin vaikutuksesta (Herzog 2012).

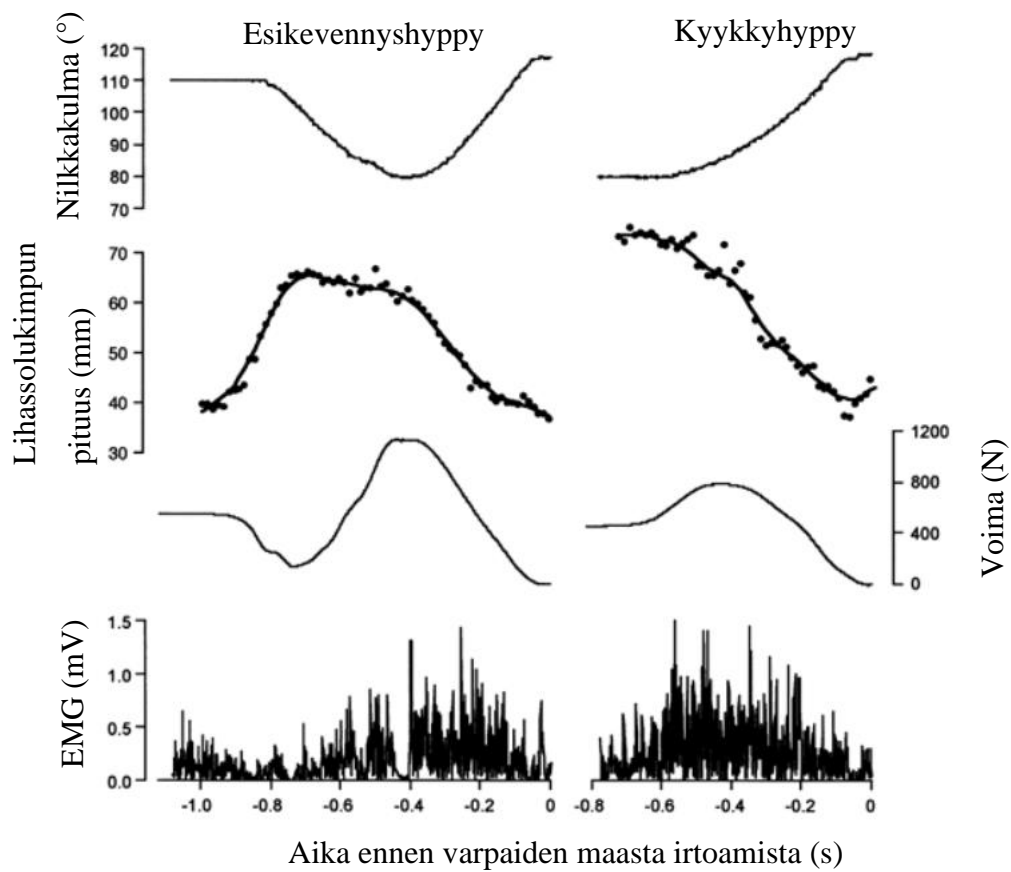


KUVA 7. Voiman muutos lihaspituuden muuttuessa. Pituus kertoo lihassolun pituuden muutosta prosentteina (%L) verrattuna lepopituuteen. Voima on prosenttia maksimaaliseen isometriseen voimaan verrattuna. Lihassupistuksen ajan lihasta stimuloitiin 150Hz 300ms ajan. 100ms jälkeen lihaspituutta muutettiin kontrolloidusti; lyhennettiin konsentrisessä lihastyössä, pidettiin paikoillaan isometrisessä lihastyössä ja pidennettiin eksentrisessä lihastyössä (kuva muokattu McCully & Faulkner 1985).

Duchateau ja Baudry (2013) systemaattisessa katsauksessa koottiin yhteen pää piirteitä eksentrisen lihastyön hermostollisesta ohjauksesta. Katsaus keskittyi kolmeen pääongelmaan. Sen mukaan tahdonalaisen maksimaalisen eksentrisen lihassupistuksen aikana on vaikeampi saavuttaa lihaksen täysi aktivaatio, kun konsentrisen tai isometrisen lihassupistuksen aikana. Eksentrisen voimaharjoituksen aikana hermostollinen ohjaus eroaa konsentriseen verrattuna, sillä eksentrisen voimaharjoituksen aikana motoristen yksiköiden syttymistiheys on laskenut sekä mahdollisesti motorisia yksiköitä rekrytään vähemmän. On päätelty, että laskenut EMG:n amplitudi ja aktivaatio tahdonalaisessa supmaksimaalisessa lihassupistuksessa voisi johtua rajoitusta motoristen yksiköiden rekryämisestä ja syttymistiheydestä, lihasvaurioiden estämiseksi. Useiden mekanismien supraspinaalisella ja spinaalisella tasolla on ehdotettu olevan vastuussa näin spesifistä lihasaktivaatiosta (Duchateau ja Baudry, 2013).

4.2 Lihaksen venymis-lyhenemissykli (stretch-shortening cycle = SSC)

Normaaleja arkisia liikuntasuorituksia on vaikea luokitella vain eksentriseen, konsentriseen tai isometriseen lihastyöhön. Luonnollinen tapa tehdä lihastyötä on enemmänkin venymis-lyhenemissyklin (SSC:n) mukainen, esimerkiksi kävelyssä, juoksussa, hyppimisessä. SSC:llä tarkoitetaan lihastyötä, jossa ensin tapahtuu aktiivinen eksentrisen vaihe (venyminen), jota seuraa aktiivinen konsentrisen vaihe (lyheneminen). SSC:n tarkoitus on lisätä viimeisen eli konsentrisen vaiheen suorituskykyä verrattuna pelkkään konsentriseen lihastyöhön (Komi, 2003, s.148). Hyödyntämällä esiaktiivisuutta SSC:tä saadaan tuotettua liikkeeseen suurimmat tehot (Cormie 2011). Tätä positiivista vaikutusta selitetään neljällä eri tavalla: pidempi voimantuotto aika, varastoida ja hyödyntää elastista energiaa, voiman potentiaatio ja venytysrefleksi (Enoka, 2015, s. 248). SSC:n aikana sekä lihaskimput, että jänne venyy eksentrisessä vaiheessa ja lyhennee konsentrisessä vaiheessa (Finni ym, 2001). Esimerkki SSC:n hyödyistä verrattuna konsentriseen lihastyöhön on esikevennyshypyn ja staattisen kyykkyhypyn ero. Tutkimuksissa saatu merkittävästi suurempi teho esikevennyshypyssä verrattuna kyykkyhyppyyn (Bobbert ym. 1995, Kawakami ym. 2004). Kuva 8. havainnollistaa esikevennyshypyn ja kyykkyhypyn eroja. Kuvasta voidaan huomata, että nilkkakulman muutos tapahtuu nopeammin esikevennyshypyssä, MG lihaksen lihassolukimput eivät pitene yhtä pitkiksi esikevennyshypyn kyykky vaiheessa, voimalevyyden kohdistunut vertikaalinen reaktiovoima on suurempi esikevennyshypyssä, mutta EMG amplitudit eivät eroa toisistaan merkittävästi (Kawakami ym. 2004).



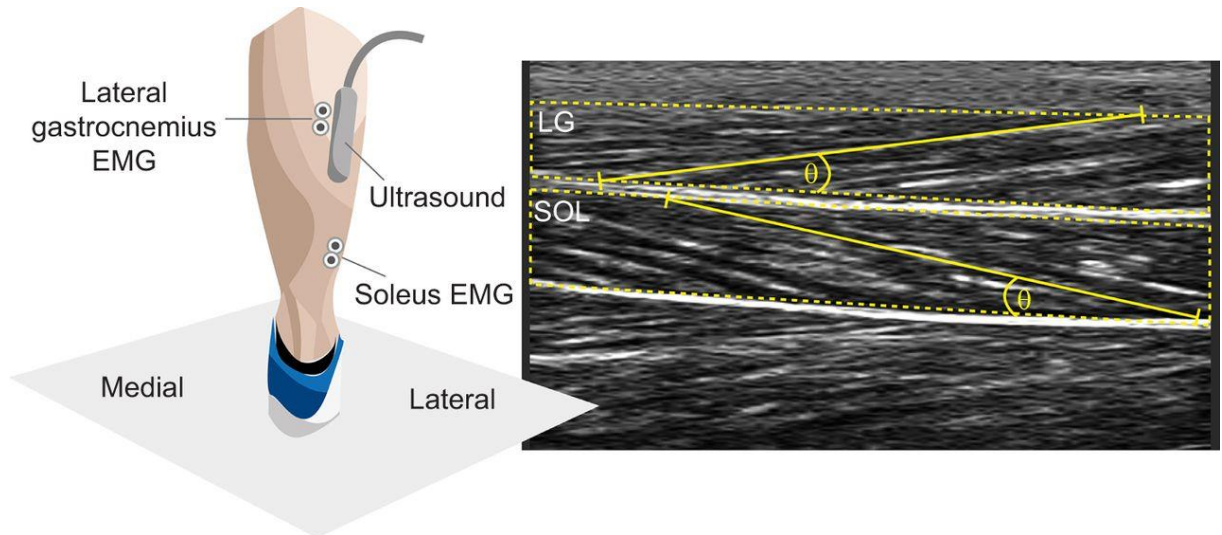
KUVA 8. Kuvaajat esikevennyshyppyn ja kyykkyhyppyn nilkan nivelkulmasta, MG lihaksen lihassolukimpun pituudesta, jalan vertikaalireaktivoimasta ja MG lihaksen EMG: t (kuva muokattu Kawakami ym. 2004).

5 LIHAKSEN RAKENTEEN JA TOIMINTOJEN TUTKIMINEN ULTRAÄÄNI - KUVANTAMISELLA

Ultraäänikuvantaminen on laajasti käytetty menetelmä, kun tehdään johtopäätöksiä lihasten ja jänteiden toiminnoista. Ultraäänitekniikkaa käyttäen voidaan tutkia monia eri liikkeitä ja kohderyhmiä. Menetelmä on kehitetty lihas- ja jännekudosta kuvaamiseen elävältä ihmiseltä reaaliajassa (Cronin & Lichtwark, 2013). Tahdonalaisen lihassupistuksen aikainen koko lihaspituuden muutos voidaan estimoida ultraäänikuvien avulla lihassolukimpun pituudesta ja suunnasta. (Enoka, 2015, s.239)

Kwah ym. vuonna 2013 tehdyn systemaattisen katsauksen mukaan lihassolukimpun pituuden ja pennaatiokulman mittaaminen ultraäänellä on luotettava sekä toistettava menetelmä. Lihassolukimpun pituuden mittaamisen luotettavuudesta kertovat korrelaatiokertoimet olivat kaikissa 42 tutkimuksessa suurempia kuin 0.6 (ICC = 0.62-0.99, $r = 0.74-0.96$) sekä variaatiokerroin alle 10% (CV = 0.0-9.8%). MG lihaksen lihassolukimpun pituuden mittaaminen oli luotettavampaa (ICC = 0.81-0.99, $r = 0.96$, CV = 0.0-9.8%) kuin keskimäärin minkä tahansa luumrankoliuksen lihassolukimpun mittaaminen (Kwah ym. 2013).

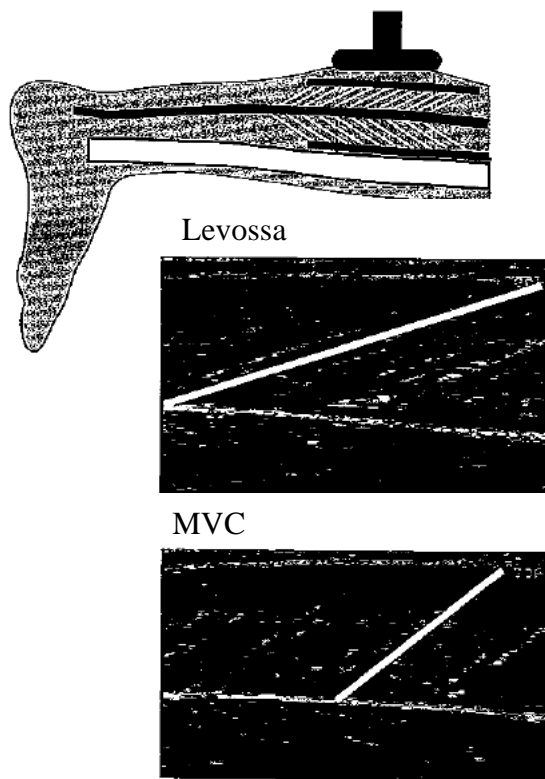
Esimerkkinä kuva 5. Farris ym. 2015 tehdyn tutkimuksessa käytetystä ultraäänipään paikasta sekä ultraäänikuvasta. Ultraäänianturin äänipää on asetettu kaksoiskantaliuksen lateraalipään päälle niin, että sekä kaksoiskantaliuksen lisäksi myös leveän kantaliuksen lihassolukimput voidaan helposti havaita ultraäänikuvasta. Keltaisten katkoviivojen väliin jää lihaksen poikkipinta-ala. Keltaiset viivat kertovat digitoiduista lihassolukimpuista. Kulma lihassolukimpun ja aponeuroosin välillä kertoo pennaatiokulmasta (θ) (Farris ym. 2015).



KUVA 9. Esimerkki ultraäänipään paikasta sekä ultraäänikuvasta. LG - gastrocnemius lateralis, SOL – Soleus, θ – pennaatiokulma (Farris ym. 2015).

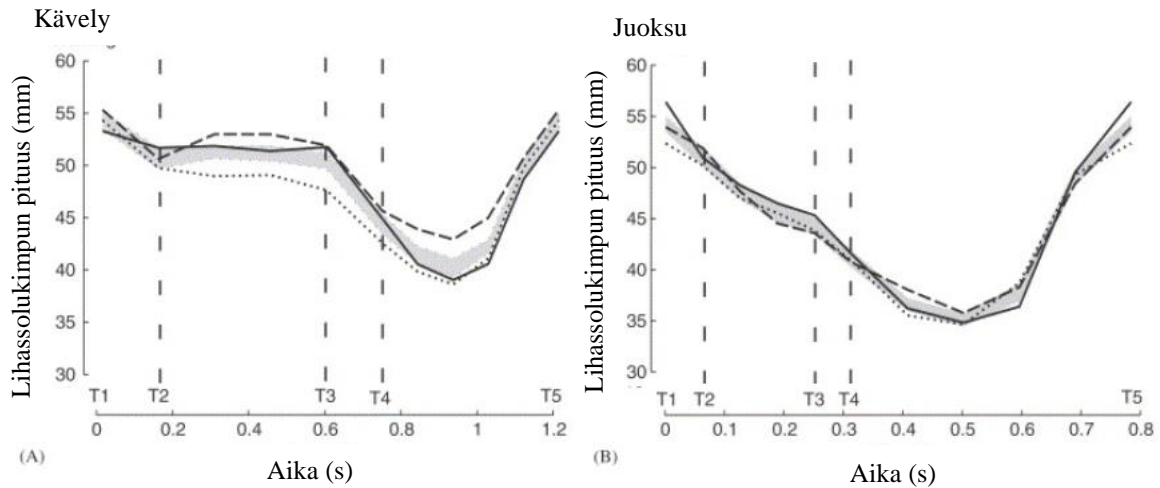
5.1 MG lihaksen tutkiminen ultraäänellä

Kuvassa 10. ultraäänikuvat MG lihaksesta levossa ja maksimaalisessa isometrisessä supistuksessa (MVC). Kuvassa vahvistettu valkoisella viivalla lihassolukimppu, josta huomaa kuinka paljon lyhempiä lihassolukimput ovat MVC:n, kuin levon aikana.



KUVA 10. MG lihas rentona ja maksimaalisessa isometrisessä supistuksessa (MVC) (kuva muokattu Enoka 2008, s.235).

Lichtwark ym. 2007 tutkimuksessa MG-lihaksen lihassolukimput käyttäytyvät eri tavalla kävelyssä ja juoksussa (kuva 11). Kävelyssä lihassolukimput olivat pisimmillään kantapään kontakti-vaiheessa, ja lyhenevät nopeasti koko jalkapohjan tullessa maahan. Tämän jälkeen lihassolukimput pysyvät suunnilleen samassa mitassa, ennen kuin kantapää irttaa maasta. Lihassolukimput lyhenevät nopeasti kantapään irttoamishetkestä jalan lentovaiheen keskivaiheeseen asti. Tässä vaiheessa lihassolukimput ovat lyhyimmillään. Suurin ero kävelyn ja juoksun välillä lihassolukimppujen käyttäytymisessä on todettu olevan jalkapohjan kontaktivaiheessa eli alkaen siitä, kun koko jalkapohja on maassa, siihen asti, kun kantapään nousee ilmaan. Kävelyn jalkapohjan kontakti -vaiheessa lihassolukimput pysyvät lähes samanmittaisina, kun taas juoksun samassa vaiheessa lihassolukimput lyhenivät nopeasti (Lichtwark ym., 2007 ja Ishikawa ym., 2007). On osoitettu, ettei suoritusalueen kaltevuudella ole vaikutusta lihassolukimppujen erilaiseen käyttäytymiseen kävelyssä verrattuna juoksuun (Lichtwark ym., 2006).

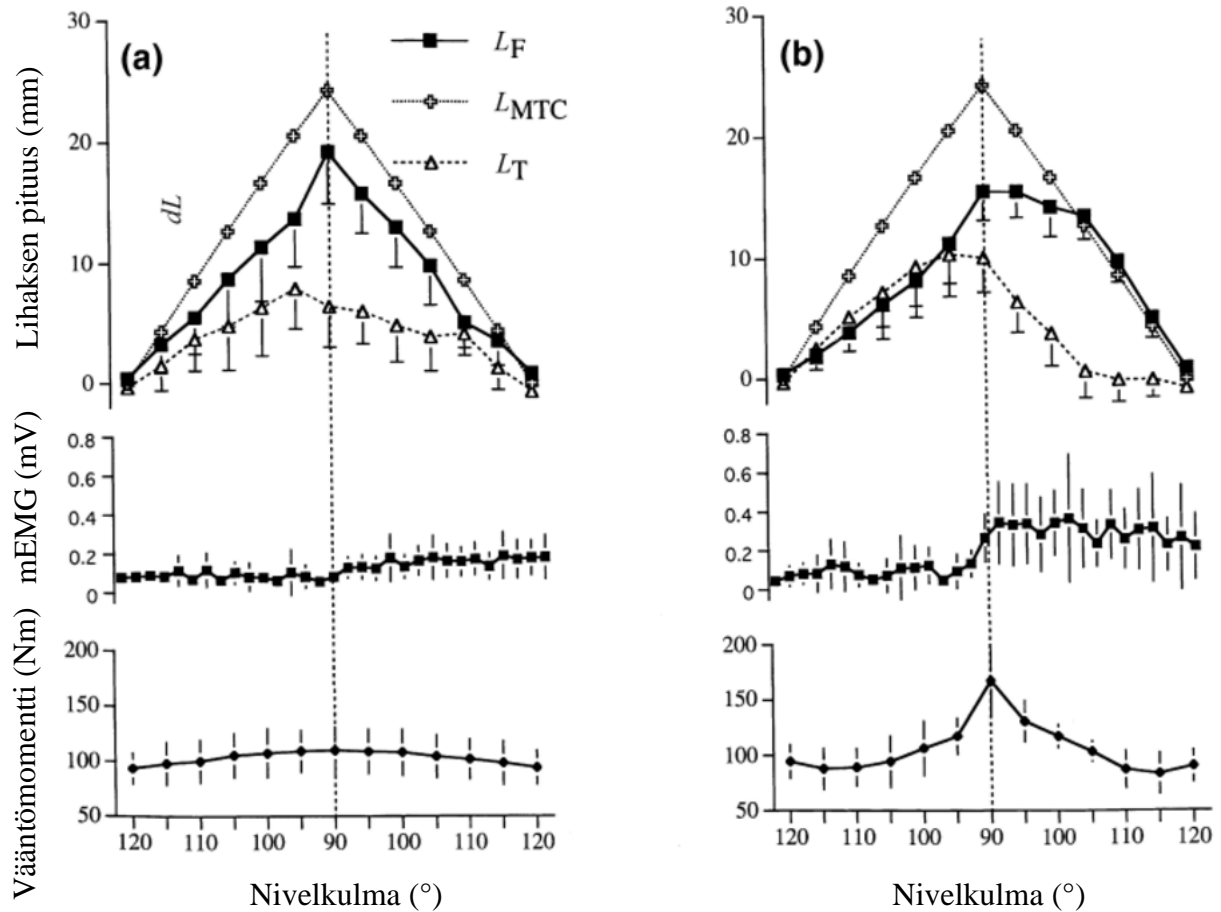


KUVA 11. MG lihaksen lihassolukimppujen keskimääräinen pituus kävelyssä ja juoksussa. Lihaksen ultraääni datan proksimaalipäästä katkoviivaa, keskiosasta viivaa ja distaalipäästä pisteiviivaa. T1=kanaisku, T2=jalkapohja kokonaan maassa, T3=kantapäätä irtoaa maasta, T4=varvas irtoaa maasta, T5=kantaisku (kuva muokattu Lichtwark ym, 2007).

MG lihaksen lihassolukimppujen pituutta on tutkittu paljon lihaksen keskikohdasta, mutta ei samassa määrin lihaksen distaali- ja proksimaalipäistä. Zhangin 2015 tehty tutkimus osoittaa, että lihaksen ollessa passiivinen plantaarifleksiossa pienemmillä nivelkulmilla lihassolukimput ovat pidempiä lihaksen distaalipäässä. Aktiivisen lihaksen lihassolukimppujen pituudet eivät eronnut toisistaan distaali- ja proksimaali päissä (Zhang et al, 2015). Myös kävelyssä ja juoksussa mitattujen lihassolukimppujen pituudet eivät eronneet toisistaan merkittävästi distaali-, ja proksimaali päissä eikä lihaksen keskikohdasta mitattuna, vaan keskimääräinen pituuden muutoskäyrä noudatti kaikista lihaksen kohdista samanmuotoista käyrää. Kävelyssä sekä juoksussa lihaksen keskikohta antaa parhaan kuvan keskimääräisestä lihassolukimppujen pituudesta askel-syklin aikana (Lichtwark et ym, 2007).

Kubo ym. (2000) tutki ultraäänimenetelmää käyttäen MG lihaksen käyttäytymistä päkiälle nousussa kahdella eri tempolla 0,3Hz sekä 1Hz ja vertaili näitä keskenään. Tulokseksi saatiin, että lihassolukimput olivat merkittävästi lyhyempiä dorsifleksiossa plantaarifleksioon vaihdettaessa eli nivelkulman ollessa 90° nopeassa suorituksessa $45,4 \pm 5,5$ mm, verrattuna hitaaseen suoritukseen $58,2 \pm 5,4$ mm. Tämä viittaa siihen, että jänne venyi tuolloin merkittävästi enemmän. Alla olevasta kuvaajasta nähdään myös, että lihassolukimppujen pituuden muutos käyrän muoto

poikkeaa nopeassa suorituksessa hitaan suorituksen käyrästä, vaikka koko lihasjännekompleksin pituusikäyrä pysyy samana. Etenkin nopean suorituksen kuvaajasta huomaa, että lihassolukimput ovat lyhyempiä ja jänne pidempi eksentrisessä vaiheessa verrattuna konsentriseen vaiheeseen (Kubo ym. 2000).



KUVA 12. a) hidas suoritus b) nopea suoritus. Lihaksen pituus –kuvaajassa L_F on fasikuluksen pituus L_{MTC} on lihasjännekompleksin pituus ja L_T on jänteen pituus. Lihaskäivisuus mEMG ja vääntömomentti. Kaikki taulukot ovat suhteutettuna nilkan nivelkulmaan (kuva muokattu Kubo ym. 2000).

6 OSKILLAATIO

Oskillaatio eli vapina on kehonosan rytmistä edestakaista liikettä. Oskillaation taajuus pysyy yleensä samana, mutta sen laajuus voi vaihdella. Oskillaatiota ilmenee fysiologisena vapinana sekä patologisena vapinana (McAuley ym. 2000). Oskillaatio esiintyy joko lepo- tai aktiovapinana. Lepovapinalla tarkoitetaan vapinaa, joka esiintyy kehonosan ollessa kokonaan rentona ja tuettuna. Aktiovapinalla tarkoitetaan vapinaa, joka esiintyy lihaksen ollessa aktiivisena. Se voidaan jakaa asentovapinaan, isometriseen vapinaan ja liikevapinaan (Kamplé ym. 2018).

6.1 Fysiologinen vapina

Tässä pro gradu oskillaatiolla tarkoitetaan normaalia lihaskontraktiossa syntynyttä fysiologista vapinaa. Vapinaa voidaan pitää oskillaation synonyyminä. Liikevapinasta puhutaan, kun fysiologinen vapina ilmaantuu lihaksen ollessa tahdonalaisesti aktivoituna ja kehonosan ollessa liikkeessä (Kamplé ym. 2018). Fysiologinen vapina on taajuudeltaan 8-12 Hz ja amplitudiltaan matalaa (Stein ym. 1976, Elbe 1986). Normaalisti sen amplitudi on niin pientä, ettei sitä havaita paljaalla silmällä. Fysiologinen vapina on voimakkaampaa stressaavissa tai ahdistavissa tilanteissa, raskaan fyysisen työn tai harjoituksen jälkeen sekä kofeiinin tai muun stimulantin jälkeen (Puschmann ym. 2011).

Tarkkaa syytä oskillaatioon ei tiedetä. Perinteisesti ajateltuna, että vapina on peräisin mekaanisesta, perifeerisestä tai keskushermostollisesta oskillaatiosta. Fysiologinen vapina on pääasiassa mekaanista oskillaatiota. Mekaaninen oskillaatio ilmaantuu lihas-jänne-liitoksen liikkeestä. Perifeeristä oskillaatiota aiheuttaa toiminta hermoradoissa selkäytimestä lihakseen ja lihaksesta selkäyttimeen. Keskushermostolliseen oskillaatioon liittyy spinaaliset ja supraspinaaliset tekijät (Hallett 1998).

Oskillaatiota tutkitaan kliinisin ja biomekaanisin menetelmin. Kliinisesti vapinan arviointiin käytetään luokitusasteikkoja. Biomekaanisesti oskillaatiota on tutkittu kiihtyvyyssanturilla, elektromyografialla (EMG) (Hallett 1998, Kamplé ym. 2018).

6.2 Oskillaatio ja fyysinen harjoittelu

Oskillaation tiedetään lisääntyvän raskaan harjoittelun aikana ja sen jälkeen (Furness ym. 1977, Gottfried ym. 1983, Viitasalo ym. 1994). Lihas palautuu oskillaatiosta noin 48 tuntia harjoituksen jälkeen (Saxton ym. 1995).

6.3 Lihasväsymys ja oskillaatio

Lihasväsymys määritellään kykenemättömyytenä ylläpitää vaadittua tai odotettua voimaa (Edwards, 1981, s.1). Lihasväsymys voidaan jakaa sentraaliseen ja perifeeriseen väsymykseen. Sentraalisessa väsymyksessä lihassolujen hermostollinen ohjaus heikkenee, joka johtaa toimivien motoristen yksiköiden määrän ja syttymisfrekvenssi alenemiseen myös väsymyksessä. Perifeerisessä väsymyksessä voimantuotto koko lihaksessa on heikentynyt, joka johtuu heikentyneestä ärsytys-supistuskytkennästä, tarkemmin sanottuna heikentyneestä aktiopotentiaalin siirtymisestä hermolihasliitoksessa (Edwards, 1981, s.6). On huomattu, että väsyttävässä SSC harjoituksessa etenkin eksentrisessä lihastyövaiheessa EMG/voimasuhde kasvoi eli lihasaktivaatio kasvoi, jotta pystyttiin pitämään samaa voimaa yllä, mikä kertoo lihasväsymyksestä (Gollhofer, 1987).

Lihasväsymys vaikuttaa neuromuskulaarisiin toiminnan muutoksiin, kuten lihasvoimantuoton vähenemiseen, isometrisen voiman vaihtelevuuteen sekä lisääntyneeseen oskillaatioon (Bousfield WA 1932; Lippold 1981; Enoka 1992; Enoka 1995). Liikuntaharjoituksen aiheuttama väsymys saa aikaan oskillaatiota, jonka frekvenssi muuttuu ajan kuluessa. Suurimmillaan mitattuna oskillaation frekvenssi on 8-12Hz (Lippold 1981; Palmer 1991; Viitasalo ja Gajewski 1994; Viitasalo ym. 1994; Saxton ym. 1995). Mekaanisesti ja EMG menetelmää käyttäen on mitattu, että oskillaatio lisääntyy lihasväsymyksen aikana ja sen jälkeen (Lippold 1960).

6.4 Voiman vaihtelu ja oskillaatio

Voimantuotto tahdonalaisessa lihasjännityksessä ei ole tasaista vaan vaihtelee. (Enoka ym. 2003). Kyky säädellä voimaa tasaisesti voidaan määritellä voiman vaihtelun amplitudista lihasharjoituksen aikana (Tracy ym. 2002). Hunter ja Enoka (2002) totesi voimavaihtelun lisääntyvän jatkuvassa isometrisessä harjoituksessa. Eksentrisessä lihastyössä on raportoitu merkittävästi suurempaa oskillaatiota, kun konsentrisessä lihastyössä (Christou ym. 2002; Lavender ym. 2006). Lavender ym. 2006 raportoi tilastollisesti merkittävästi enemmän voimavaihtelua eksentrisen kuin konsentrisen hauisharjoituksen jälkeisessä maksimaalisessa tahdonalaisessa isometrisessä lihasjännityksessä. He myös spekuloiivat artikkelissaan, että voimavaihtelut ja fysiologinen vapina eivät ole sama asia, vaikka molemmat jakavat yhteisiä mekanismeja, koska Bazzucchi ym. 2004 ei havainnut voimavaihteluita frekvenssillä 5-12 Hz (Lavender ym. 2006).

6.5 Oskillaatio eksentrisessä lihastyössä

Saxton ym. (1995) selvittivät, että oskillaatiota ilmeni kyynärvarren koukistaja lihaksissa eksentrisen harjoituksen, jossa oli ilmennyt suuri voimantuoton häviö (noin. 50%). Oskillaatiota mitattiin eksentrisen harjoituksen jälkeen kiihtyvyydsmittarilla, kun koehenkilöt pitivät kyynärpäätä 90 asteen kulmassa ilman painoa ja silmät suljettuina. He kertoivat, että oskillaation amplitudi lisääntyi heti harjoituksen jälkeen ja palasi takaisin normaaliksi 2 päivän jälkeen. Lihavaurioita aiheuttanut eksentrisen harjoituksessa lisääntynyt oskillaatio sekä asento ja liikeaistin heikkeneminen viittaavat neuromuskulaarisen toiminnan merkittävään heikentymiseen muutamaksi päiväksi (Saxton ym. 1995).

Lihaksissa, joihin on kohdistunut epätavallista eksentristä harjoittelua, on huomattu harjoittelun jälkeisen lihaskivun lisäksi myös merkittävää voimantuoton heikkenemistä ja lisääntynyttä oskillaatiota, kun eksentrisen harjoituksen jälkeen on tehty jatkuva isometrinen pito (Newham ym. 1983a; Clarkson ym. 1992). On myös osoitettu, että voiman heikkeneminen ja oskillaation kasvaminen ilmaantuu ennen lihaskipua (Newham ym. 1983b; Quigley ym. 1984). Eksentrisen

penkille askellus -harjoituksen jälkeen on raportoitu enemmän kasvanutta oskillaatiota, kuin konsentrisen harjoituksen jälkeen (Hamlin ym. 2001).

7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän pro gradun tarkoituksena on tutkia MG lihaksen lihassolukimpuissa ilmenevää oskillaatiota pohjelijasharjoituksen aikana. Tutkielmassa pyrittiin selvittämään, havaitaanko lihassolukimpuun oskillaatiossa eroa jatkuvan pohjelijasharjoituksen eksentrisessä ja konsentrisessä lihastyövaiheessa. Aiemmassa tutkimuksessa on saatu viitteitä, että eksentrisessä vaiheessa oskillaatio voisi olla suurempaa kuin konsentrisessä vaiheessa (Hamlin ym. 2001). Koska aiemmissa tutkimuksissa on todettu rankan väsyttävän suorituksen lisäävän oskillaation määrää (Löscher ym. 1996b), niin haluttiin tutkia, onko kuormalla vaikutusta eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden oskillaatioiden erossa. Lihassolukimppujen oskillaatiota tutkittiin oikean jalan MG lihaksesta ultraäänimenetelmää käyttäen. Yleensä biomekaanisesti oskillaatiota tutkitaan EMG:llä (Kamplé ym. 2018), mutta tässä tutkielmassa haluttiin selvittää, saadaanko oskillaatio näkyviin ultraäänimenetelmällä. Pohjelijasharjoitus oli päkiälle nousuja, jota varioitiin tempolla ja kuormalla.

Tutkimuskysymykset olivat:

- 1) Onko eksentrisen ja konsentrisen vaiheen oskillaatiossa eroa ylipäätään?
- 2) Onko eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheen oskillaatiossa eroa, kun frekvenssiä muutetaan?
- 3) Onko eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheen oskillaatiossa eroa, kun kuormaa muutetaan?

Hypoteesin mukaan oletettiin, että eksentrisessä lihastyövaiheessa on enemmän oskillaatiota (R^2) kuin konsentrisessä vaiheessa. Eksentrisen vaiheen oletettiin myös vievän enemmän aikaa kuin konsentrisen. Pituuden muutoksella ei oletettu olevan merkittävää korrelaatiota eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheiden välillä. Hypoteesin mukaisesti tempon ja kuorman oletettiin vaikuttavan oskillaatioon.

8 MENETELMÄT

Tämä pro gradu -tutkielma oli osana Jyväskylän yliopiston ja Queenslandin yliopiston yhteistyössä toteuttamaa tutkimusta, jossa tutkittiin kaksipäisen pohjelihaksen lihas-jännekompleksin käyttäytymistä pohjelihasharjoituksen aikana. Mittaukset sijoituivat keväälle 2016 ja ne toteutettiin Queenslandin yliopiston biomekaniikan laboratoriossa Australiassa.

8.1 Tutkittavat

Tutkittavat olivat vapaaehtoisia 23-33 -vuotiaita naisia sekä miehiä, joiden pohjelihaksen lihas-solukimput saatiin hyvin näkyviin ultraääni kuvantamisella. Tutkimukseen osallistui yhteensä 13 tutkittavaa, joista 6 naisia ja 7 miehiä. Tutkittavat olivat perusterveitä fyysisesti aktiivisia nuoria aikuisia. Heistä suurin osa oli yliopisto opiskelijoita, koska tutkimukseen rekrytointi tapahtui pääsääntöisesti yliopiston tapaamisissa. Tutkittavat olivat Australian, Suomen ja Japanin kansalaisia.

Ennen tutkimukseen osallistumista tutkittavia informoitiin tutkimuksen kulusta ja sen aiheuttamasta fyysisestä rasituksesta kirjallisesti sekä suullisesti, jonka jälkeen tutkittavat allekirjoittivat kirjallisen suostumuslomakkeen (liite 1). Lisäksi tutkimuksella oli Queenslandin yliopiston eettisen toimikunnan hyväksyntä. Taustatietoina tutkittavilta mitattiin pituus ja paino. Taulukossa 3 tutkittavien iän, pituuden ja painon keskiarvot sekä keskihajonnat.

TAULUKKO 3. Tutkittavien määrä sekä keskiarvot ja keskihajonnat tutkittavien i'istä, pituuksista ja painoista.

	Naiset	Miehet	Kaikki
Määrä (n)	6	7	13
Ikä (v)	26,0 ± 1,6	27,1 ± 2,7	26,6 ± 2,4
Pituus (cm)	168,3 ± 5,2	179,1 ± 3,3	174,2 ± 6,9
Paino (kg)	60,3 ± 2	74,9 ± 4,6	68,2 ± 8,1

8.2 Tutkimuksen kulku

Yhdeltä tutkittavalta tutkimukseen osallistuminen vei aikaa noin 3 tuntia. Alkuun tutkimus sisälsi lyhyen lämmittelyn sekä 3 isometristä plantaarifleksio maksimia ja 3 dorsifleksio maksimia (MVC). Tutkimuspöytäkirjaan (liite 2) oli valmiiksi jokaiselle tutkittavalle randomisoitu pohjelihasharjoituksen variaatioiden suoritusjärjestys. Pohjelihasharjoitus suoritettiin päkiä puupalikan päällä seisten (kuva 13). Tarvittaessa hieman tukea hyvän asennon löytämiseen ja pystyssä pysymiseen sai pitämällä kevyesti sormia edessä olevalla tangolla.



KUVA 13. Tutkittavan perusasento pohjelihasharjoitusta tehtäessä.

Pohjelijaharjoituksissa varioitiin päkiälle nousuja, niin että lopputuloksena oli 12 hieman toisistaan eroavaa suoritusta. Variaatioissa vaihteli tempo sekä kuorma. Suoritus tempoja oli kaksi 0,5 Hz (30 sykliä minuutissa) ja 0,83 Hz (50 sykliä minuutissa). Tempoa seurattiin äänimerkin avulla, joka tuli puhelimen Metronomi applikaatiosta. Kuormaa säädeltiin tekemällä suoritus kahdella tai yhdellä jalalla seisten, sekä lisäämällä painoja tutkittavan päällä olevaan painoliiviin. Lisäpainon määrä suhteutettiin tutkittavan kehonpainoon. Lisäpainojen määrät olivat 10 %, 30 % ja 40 % kehonpainosta. Alla olevassa taulukossa 4 on listattuna kaikki 12 eri variaatiota, jotka tutkittavat suorittivat satunnaisessa järjestyksessä.

TAULUKKO 4. Pohjelijaharjoituksen 12 suoritusta varioitu tempolla ja kuormalla.

	Tempo	Kuorma
1.	0,5 Hz	kahdella jalalla
2.	0,5 Hz	kahdella jalalla + 30 % kehonpainosta
3.	0,5 Hz	kahdella jalalla + 40 % kehonpainosta
4.	0,5 Hz	yhdellä jalalla
5.	0,5 Hz	yhdellä jalalla + 10 % kehonpainosta
6.	0,5 Hz	yhdellä jalalla + 30 % kehonpainosta
7.	0,83 Hz	kahdella jalalla
8.	0,83 Hz	kahdella jalalla + 30 % kehonpainosta
9.	0,83 Hz	kahdella jalalla + 40 % kehonpainosta
10.	0,83 Hz	yhdellä jalalla
11.	0,83 Hz	yhdellä jalalla + 10 % kehonpainosta
12.	0,83 Hz	yhdellä jalalla + 30 % kehonpainosta

Ennen jokaista suoritusta tutkittaville kerrottiin mikä edellä mainituista variaatioista toteutetaan. Tarvittavat lisäpainot asetettiin tutkittavan painoliiviin sekä tempon määrittävä äänimerkki laitettiin soimaan jo ennen suoritusta. Jokainen suoritus alkoi tutkittavan seistessä molemmilla jaloilla suorituspaikan takana. Tutkijan kehotuksesta tutkittava otti suoritusasennon ja aloitti harjoituksen. Jokainen suoritus kesti n. 25 sekuntia. Harjoitusta tehdessä tutkittavan oli seurattava tempoa sekä ennalta määritettyä tutkittavalle luontaista nivelkulman liikelaajuutta.

Ennalta määritellyn nivelkulman sisällä pysymistä tutkittava seurasi liveinä tietokoneen näytöltä (kuva 14.). Nivelkulma oli määritetty yksilöllisesti tutkittavan harjoittellessa liikettä.



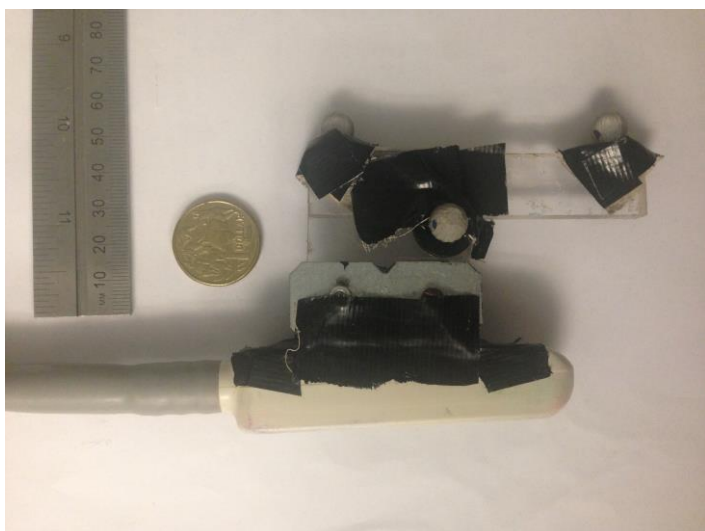
KUVA 14. Esimerkki yksilöllisesti ennalta määrittelystä nivelkulman liikelajuuudesta.

8.3 Mittaukset

Enne mittausten alkua tutkittavaan MG lihaksen keskelle paksuimpaan kohtaan kiinnitettiin ultraäänipää, josta saatiin näkyviin MG lihaksen lihassolukimput. Tämän lisäksi toinen ultraäänipää kiinnitettiin MG lihaksen distaalipäähän lihaksen ja janteen liittymäkohtaan. Kehoon kiinnitettiin markkereita liikeanalyysiä varten sekä elektrodit säären lihaksiin EMG:tä varten. Näiden lisäksi mittaukset suoritettiin voimalevyn päällä. Tässä pro gradu -tutkielmassa on keskitytty MG lihaksen keskeltä mitatun ultraäänidataan.

MG lihaksen lihassolukimputta mitattiin yhdellä litteällä ultraääni päällä (LV7.5/60/96Z; Telemed Ltd, Liettua), joka oli kytketty ultraäänilaitteeseen (Logicscan 128, Telemed). Ultraäänimittaukset tehtiin 2D -metodilla. Ultraäänilaitte oli kytkettynä tietokoneeseen, jonka ruudulla ultraäänikuva näkyi liveinä. Jokaisen suorituksen alkaessa ultraäänivideo lähti tallentumaan tutkijan painalluksesta. Ultraäänikuvantamisessa käytettiin 6 MHz taajuutta ja mittausten aikainen ultraäänivideo nauhoitettiin 80 Hz kuvantaajuudella, kuvan syvyyden ollessa 50 mm. Ennen ultraäänipään asettamista paikalleen ihoalue valmisteltiin poistamalla alueen ihokarvat sekä putsaamalla alue desinfiointipyyhkellä. Ultraäänipään ja ihon väliin laitettiin geeliä, niin että ultraääniaallot kulkeutuivat hyvin kudoksiin ja takaisin ultraäänipäähän. Ultraäänipään paikka haettiin MG lihaksen keskeltä paksuimmasta kohdasta ja samalla varmis-

tettiin livekuvasta, että lihassolukimput erottuivat hyvin kuvasta ja näkyivät kokonaan aponeuroosiin asti. Ultraäänipään paikan löytämistä hankaloitti se että MG lihakseen piti mahtua sijoittamaan myös toinen ultraäänipää sekä kaksi elektroodia. Paikan löydyttyä ultraäänipää kiinnitettiin jalkaan liimasiteellä, niin ettei se pääse liikkumaan pohjelihasharjoitusten aikana. Eli ultraäänipää oli samassa kohtaa lihasta koko mittausten ajan. Ultraäänipään liian tiukalle sitomista pyrittiin välttämään, koska ultraäänipään kova painaminen ihoa vasten muuttaa esim. lihaksen poikkipinta-alaa. Tämän lisäksi haluttiin, että tutkittavan jalka toimii normaalisti pohjelihasharjoitusten aikana. Ultraäänipään kiinnittämistä hankaloitti kolme heijastinmarkkeria, joiden avulla ultraäänipään sijainti pystyttiin havaitsemaan liikeanalyysissä. Alla kuva ultraäänipäästä.

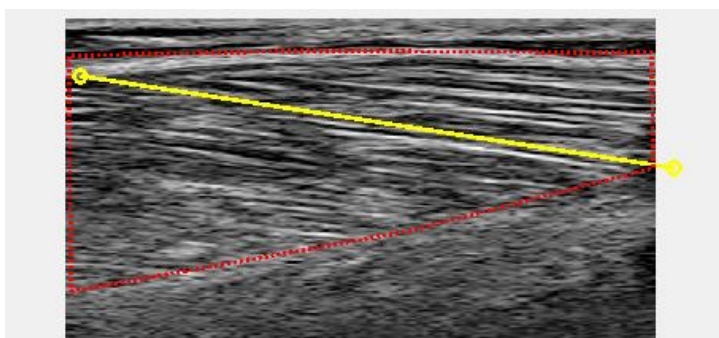


KUVA 15. Kuvassa ultraäänipää, siihen kiinnitetyt markkerit sekä kokoa ja markkereiden etäisyyttä kuvaamassa Australian dollari ja viivoitin.

8.4 Analyysit

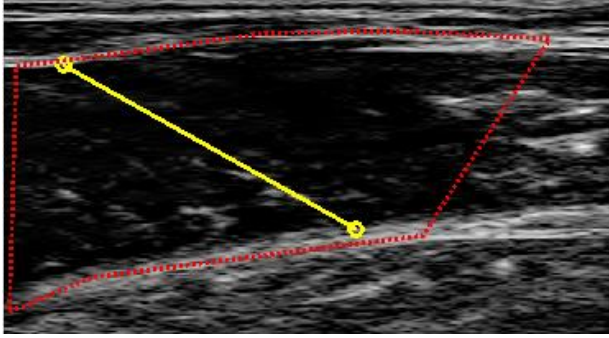
Ultraäänidata tallentui TVD-tiedostoina, jonka jälkeen ne käännettiin Matlab muotoon Matlab koodilla. Tämän jälkeen tiedostot analysoitiin puoliautomasoidulla kustomoidulla Matlab koodilla, jonka on todettu olevan luotettava menetelmä lihassolukimpun pituuden määrittämisessä (Cronin ym. 2013). Yksittäisestä pohjelihasharjoituksesta nauhoitettu ultraäänivideo,

jonka kesto on noin 25 s, tuottaa yli 2000 kuvaa. Sen manuaaliseen analysointiin menisi yli 4000 klikkausta. Kun yhdellä tutkittavalla on 12 suoritusta ja tutkittavia on yhteensä 13, niin lihassolukimppujen manuaaliseen analysointiin olisi mennyt noin. 624 000 klikkausta. Ajankäytön optimoimiseksi valittiin siis puoli automaattinen analysointi menetelmä. Matlab koodi loi graafisen näkymän, jossa ultraäänivideo näkyi kuvina. Tutkija määritteli näkymässä punaisella katkoviivalla ROI:n (Region of interest) lihaksen ympärille ja valitsi lihassolukimppun keltaisella viivalla. Alla on kuva analysointinäkymästä (kuva 16.).



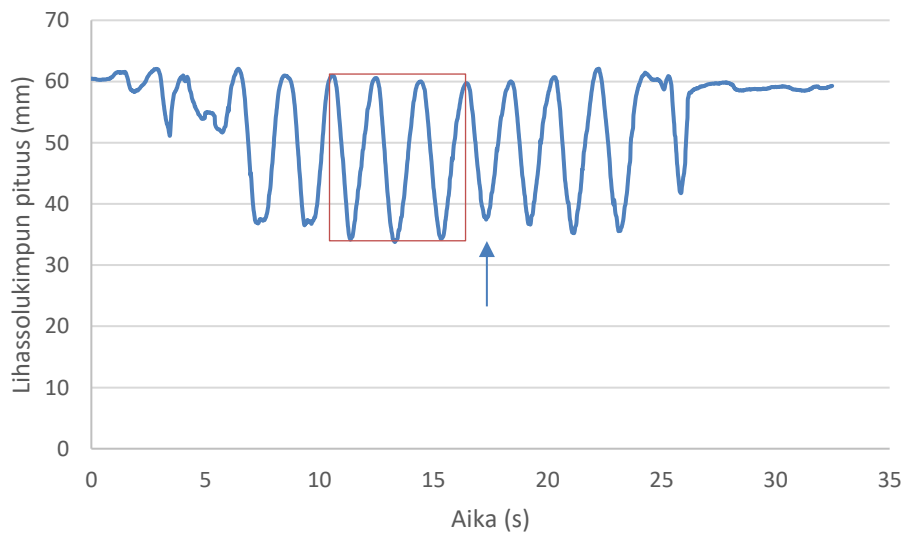
KUVA 16. Punainen katkoviiva rajaa MG lihasta ja kuvaa ROI:ta (Region of interest). Keltainen viiva kuvaa valittua lihassolukimppua.

Matlab -koodi pyrki seuraamaan valittua lihassolukimppua automaattisesti. Tarvittaessa tutkija teki korjauksia muuttamalla keltaisen viivan paikkaa, mikäli koodi ei seurannut valittua lihassolukimppua tarpeeksi tarkasti. Valitun lihassolukimppun mennessä kuvatus alueen ulkopuolelle lihassolukimppujen ollessa pisimillään, valitun lihassolukimppun pituus arvioitiin läpinäkyvään kalvoon piirretyyn viivan avulla ja merkittiin oletettuun paikkaan. Ultraäänidatan ollessa epäselvää eli kun lihassolukimppuja oli vaikea erottaa, ei kyseisiä tiedostoja analysoitu vaan ne jätettiin kokonaan pois. Usein kun ultraäänidatassa oli epäselviä kohtia, niin ne sijoittuivat kohtiin, jossa lihassolukimput olivat lyhyimmillään. Näissäkin tiedostoissa lihassolukimput olivat usein erotettavissa lihassolukimppujen ollessa pisimmillään, mutta katosivat näkyvistä lihaspituuden lyhentyessä. Koska ultraäänikuvantaminen on herkkä menetelmä, epäselvän ultraäänidatan saattoi aiheuttaa esim. ultraäänipään huomaamaton liikkumien pohjelihasharjoituksen aikana. Alla on kuva 17 epäselvästä ultraäänikuvasta.



KUVA 17. Epäselvä ultraäänikuva, josta lihassolukimput eivät erotu.

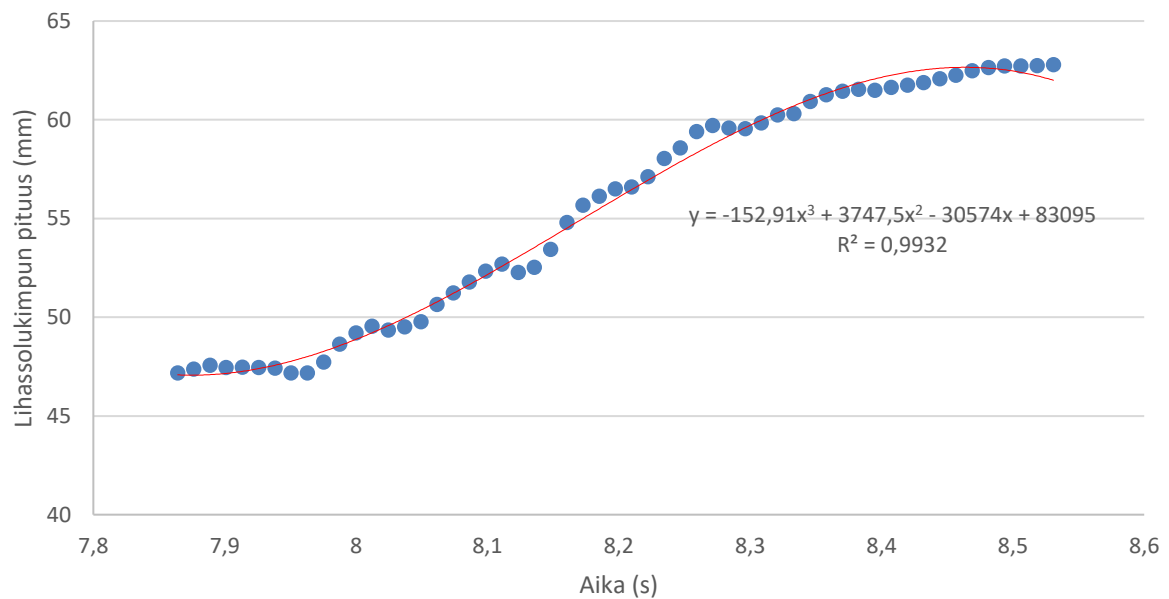
Kun ultraäänivideoista oli analysoitu Matlab koodilla lihassolukimppujen pituudet, niin pituudet tallennettiin tekstitiedostoiksi ja siirrettiin Exceliin. Excelissä lihassolukimppujen pituuksista piirrettiin suoritusta kuvaavat pituudenmuutos käyrät (kuva 18). Käyrästä pystytään hyvin arvioimaan lihassolukimppun pituutta koko suorituksen aikana. Käyrän sekä liikeanalyysin perusteella valittiin kolme peräkkäistä pitenemis-lyhenemis-sykliä, jolloin suoritus oli ollut tasainen ja hyvä. Suorituksen ensimmäistä tai viimeistä sykliä ei valittu kolmen syklin pätkään.



KUVA 18. Lihassolukimppun pituuden muutos suorituksen aikana. Kuvaajasta on rajattu punaisella analysointiin valittu alue. Sininen nuoli osoittaa epätasaista sykliä, joita ei hyväksytty analyysiin.

Excelissä kolmesta syklistä otettiin ylös lihassolukimppujen pisimmät ja lyhyimmät arvot sekä niiden ajanhetket. Kolme sykliä jaettiin kolmeen eksentriseen ja kolmeen konsentriseen jaksoon lihassolukimppun pituuden perusteella. Eksentrisen eli pitenemisjakso alkoi valitun lihassolukimppun ollessa lyhyimmillään ja jatkui aina sen pisimpään hetkeen saakka, jonka jälkeen konsentrisen eli lyhenemisjakso alkoi ja jatkui lihassolukimppun lyhyimpään hetkeen saakka. Jokaisesta eksentrisestä ja konsentrisestä jaksosta laskettiin pituuden ja ajan muutokset.

Eksentrisen ja konsentrisen vaiheen oskillaatiota tutkittiin käyräsovitteiden avulla. Kullekin vaiheelle tehtiin oma sovite, josta kirjattiin tuloksiin selityskerroin (R^2) (Kuva 19). R^2 kertoo mittauspisteiden hajonnasta sovitteeseen nähden. Sovitteena käytettiin kolmannen asteen polynomia, joka kuvasi parhaiten mittapisteistä koostuvaa käyrää. Tässä tutkimuksessa R^2 arvot ovat merkittävimmässä asemassa ja ne kertovat kuinka paljon oskillaatiota eli värinää lihassolukimppussa havaitaan. Kaikista selityskertoimista otettiin keskiarvot erikseen eksentriselle ja konsentriselle jaksolle (Taulukko 4).



KUVA 19. Esimerkki mittapisteiden hajonnasta trendiviivaan nähden kertoo oskillaation R^2 .

TAULUKKO 4. Esimerkki yhden koehenkilön hitaammalla tempolla tehdystä kahden jalan li-
säpainottomasta suorituksesta kirjatuista muuttujista.

	R ²		Pisin	Lyhin	Pituuden muutos		Ajan muutos	
	ek- sent.	konsent.			eksent.	kon- sent.	eksent.	konsent.
	0,9912	0,9977	63,875	47,936	15,939	16,337	1,074	0,975
	0,9962	0,9942	64,020	47,538	16,482	16,877	0,963	0,999
	0,9964	0,9966	63,977	47,143	16,834	17,069	1,087	0,950
Keskiarvot	0,9946	0,9961	63,957	47,539	16,418	16,761	1,041	0,975

8.5 Tilastolliset analyysit

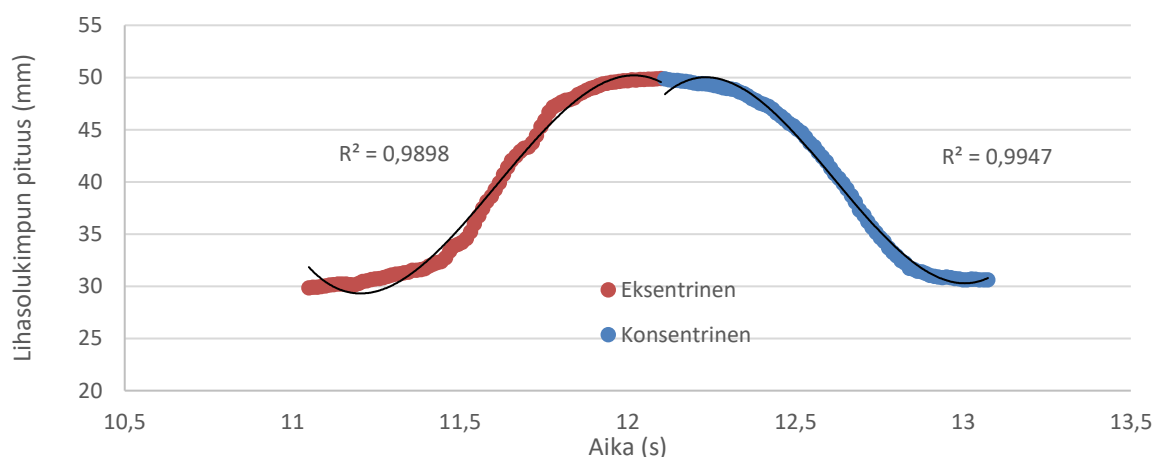
Excelistä tulokset siirrettiin tilastollista analyysiä varten IBM SPSS statistics 24 -ohjelmaan. Tilastollisessa analyysissä haluttiin selvittää eksentristen ja konsentristen vaiheiden eroja. IBM SPSS statistics:ssa tarkasteltiin ensin muuttujien jakaumat. Koska aineisto ei ollut normaalisti jakautunut, niin käytettiin parametrittomia testejä. Parametrittomista testeistä valittiin riippuvien otosten testi, koska hypoteesin mukaisesti haluttiin vertailla saman suorituksen kahta eri vaihetta. Eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden oskillaation määrän (R² arvojen) eroja tarkasteltiin Wilcoxon Signed-Rank testillä. Ensin eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden oskillaatiota tarkasteltiin koko aineistosta, sitten kun tempoa muutetaan tai kun kuormaa muutetaan. Lisäksi tarkasteltiin eksentrisiin ja konsentrisiin vaiheisiin kulunutta aikaa sekä pituuden muutosta Wilcoxon Signed-Rank testillä, sekä tempon ja kuorman vaikutusta oskillaatioon Spearmanin korrelaatiokertoimen avulla.

Kun vertailtiin koko aineiston eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden eroja, niin aineiston määrä oli suuri (136 suoritusta), joten p-arvoa ei tarvinnut korjata. Aineisto kuitenkin pieneni, kun se jaettiin kahteen tempoon (60-64 suoritusta/tempo) ja kuuteen kuormaan (22-25 suoritusta/kuorma), joten p-arvoja korjattiin vertailuiden määrällä, joka vastaa Bonferronin korjausta. Korjaus tehtiin, koska parivertailujen määrän kasvaessa todennäköisyys tilastolliseen merkitsevyyteen kasvaa. Bonferronin korjausta vastaava korjaus oli eri jokaisen tutkimuskysymyksen kohdalla, koska niissä oli eri määrä parivertailuja. Tempoja oli kaksi, joten eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden parivertailuja tehtiin myös kaksi. Tämän vuoksi korjattiin p-arvot

kertomalla ne kahdella, kun selvitettiin tempon vaikutusta oskillaatioon. Kuormia oli kuusi, joten parivertailuja tehtiin kuusi ja p-arvot kerrottiin kuudella, kuorman muutoksen vaikutusta selvittäessä.

9 TULOKSET

Kuvassa 20 nähdään esimerkki (MG-lihaksen) lihassolukimppujen pituudenmuutoksista eksentrisessä ja konsentrisessa vaiheessa, joihin on tehty kolmannen asteen polynomisovitteet. Yhteensä jokaisesta 136 suorituksesta analysoitiin kolme sykliä eli yhteensä 408 eksentristä ja 408 konsentrista vaihetta. Oskillaation ilmenemistä tutkittiin käyräsovitteiden avulla. Esimerkki käyräsovitteesta alla olevassa kuvassa. Tässä esimerkissä eksentrisessä vaiheessa soviteen selitysaste on heikompi kuin konsentrisessa vaiheessa, joka tarkoittaa, että eksentrisessä vaiheessa ilmenee enemmän oskillaatiota kuin konsentrisessa vaiheessa.

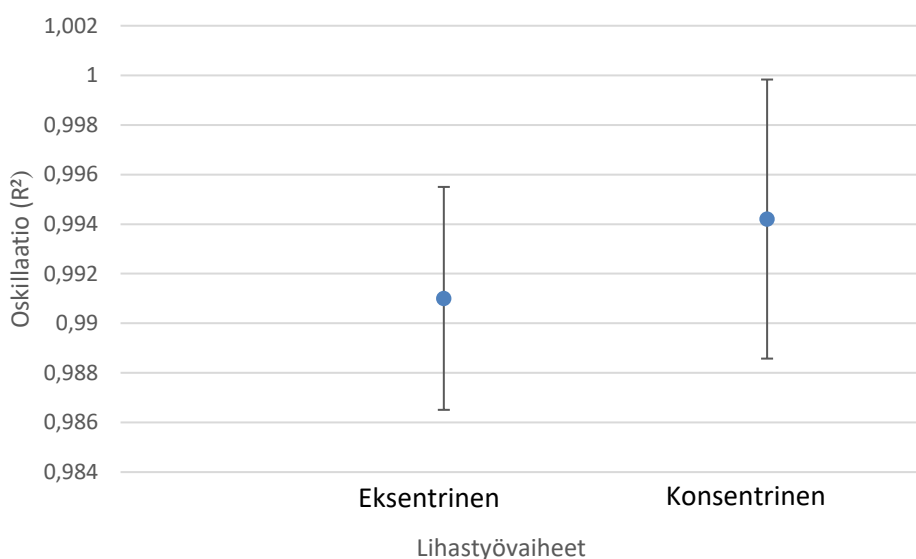


KUVA 20. Kuvion esimerkki on yhden suorituksen yhdestä pitenemis-lyhenemis-syklistä. Lihassolukimppun pituudesta ajan suhteen on laskettu eksentrisen vaiheen oskillaatio $R^2=0,9898$ ja konsentrisen vaiheen oskillaatio $R^2=0,9947$.

9.1 Oskillaatio eksentrisessä ja konsentrisessa lihastyövaiheessa

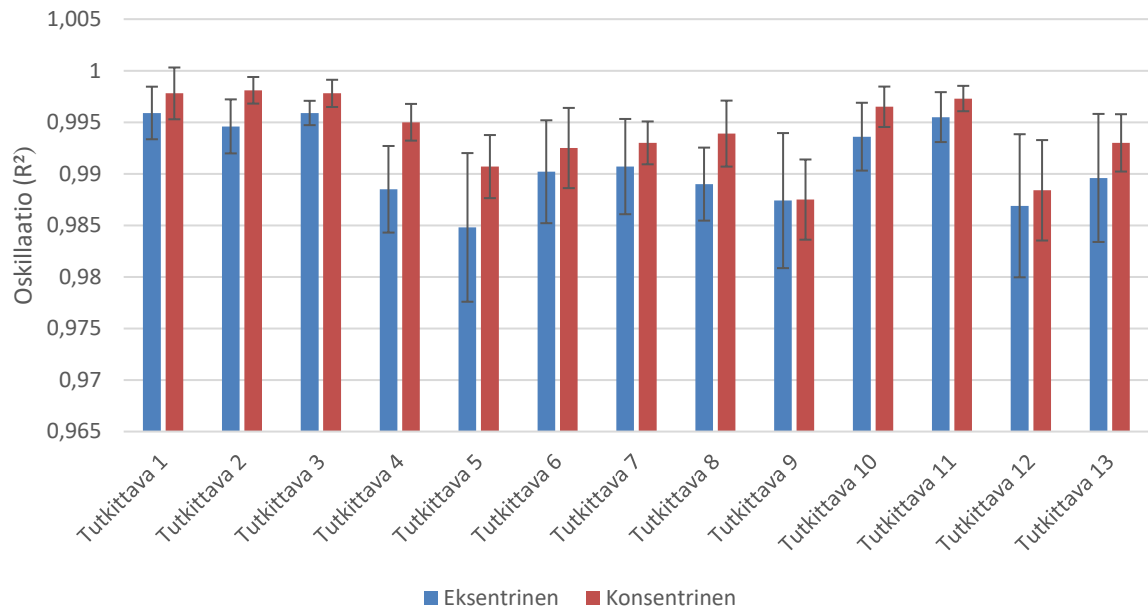
Koko aineistossa havaittiin tilastollisesti merkitsevästi enemmän oskillaatiota pohjelijasharjoituksen eksentrisessä ($R^2=0,9910$) kuin konsentrisessa vaiheessa ($R^2= 0,9942$; $p<0.001$). Wilcoxonin testistä vertailtiin kaikkia tilanteita yhdessä eli 136 suorituksen eksentristä ja konsentrista muuttujaparia. Tulokseksi saatiin, että oskillaation eksentrisen ja konsentrisen jakauma

eroavat erittäin merkittävästä toisistaan ($p < 0.001$). Hypoteesin mukaisesti, pohjelihasharjoituksen eksentrisessä lihastyövaiheessa on merkittävästi enemmän oskillaatiota, kuin konsentrisessä lihastyövaiheessa. Käyräsovitteiden selitysaste (R^2), joka tässä työssä kuvaa oskillaatiota oli eksentrisessä vaiheessa keskimäärin $R^2 = 0,9910 \pm 0,0044$ ja konsentrisessä vaiheessa $R^2 = 0,9942 \pm 0,0056$. Oskillaatiota esiintyi koko aineistossa $R^2 = 0,9740 - 0,9995$ välillä. Mitä lähempänä luku on ykköistä, sitä vähemmän oskillaatiota esiintyi.



KUVA 21. Oskillaation keskiarvot ja keskihajonnat eksentrisessä ($R^2 = 0,9910 \pm 0,0044$) ja konsentrisessä ($R^2 = 0,9942 \pm 0,0056$) lihastyövaiheessa.

Kaikilla tutkittavilla oskillaation määrä oli keskimäärin suurempaa eksentrisessä lihastyövaiheessa kuin konsentrisessä lihastyövaiheessa. Kuvassa 22. kuvataan tutkittavien oskillaation määrän keskiarvot ja keskihajonnat lihastyövaiheittain. Otokoko tutkittavaa kohden oli niin pieni (≤ 12 suoritusta) verrattuna perusjoukkoon (136 suoritusta), ettei tilastollinen vertailu ole kannattavaa.



KUVA 22. Kaikilla tutkittavilla oskillaation määrä oli keskimääräisesti suurempaa eksentrisessä kuin konsentrisessä vaiheessa kaikki tilanteet huomioiden. Kuviossa tutkittavien oskillaation keskiarvot ja keskihajonnat lihastyövaiheittain.

Kun selvitettiin oskillaation eroa eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden välillä, kun tempoa muutetaan tai kun kuormaa muutetaan, niin p-arvoja korjattiin Bonferronin korjausta vastaavalla tavalla. Taulukosta 5. nähdään oskillaation tilastollinen merkitsevyys eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheen välillä eri tempoilla ja kuormilla.

TAULUKKO 5. Ero eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheen oskillaatiossa katsotaan merkitseväksi, kun korjattu p-arvo <0,05*.

Muuttuja	suoritusten määrä	alkuperäinen p-arvo	korjattu p-arvo
kaikki	136	0,000	ei korjattu
tempo 0,5 Hz	64	0,000	0,000
tempo 0,83 Hz	60	0,000	0,000
kuorma 1	22	0,028	0,168
kuorma 2	22	0,002	0,012
kuorma 3	25	0,001	0,006
kuorma 4	22	0,006	0,036
kuorma 5	22	0,001	0,006
kuorma 6	23	0,004	0,024

Kuorma 1 = suoritus kahdella jalalla ilman lisäpainoja

Kuorma 2 = suoritus kahdella jalalla ja lisäpainoa + 30 % kehonpainosta

Kuorma 3 = suoritus kahdella jalalla ja lisäpainoa + 40 % kehonpainosta

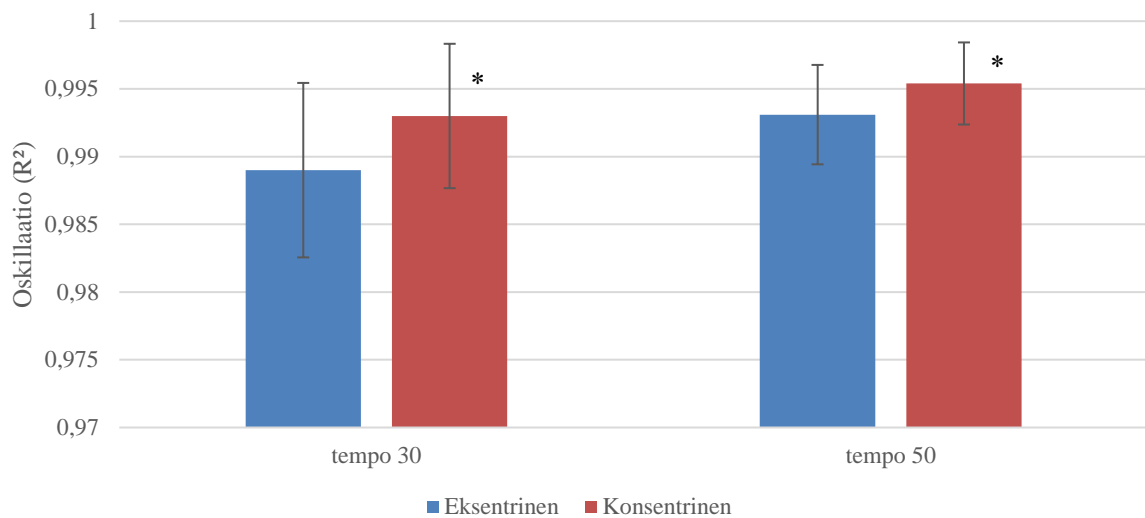
Kuorma 4 = suoritus yhdellä jalalla ilman lisäpainoja

Kuorma 5 = suoritus yhdellä jalalla ja lisäpainoa + 10 % kehonpainosta

Kuorma 6 = suoritus yhdellä jalalla ja lisäpainoa + 30 % kehonpainosta

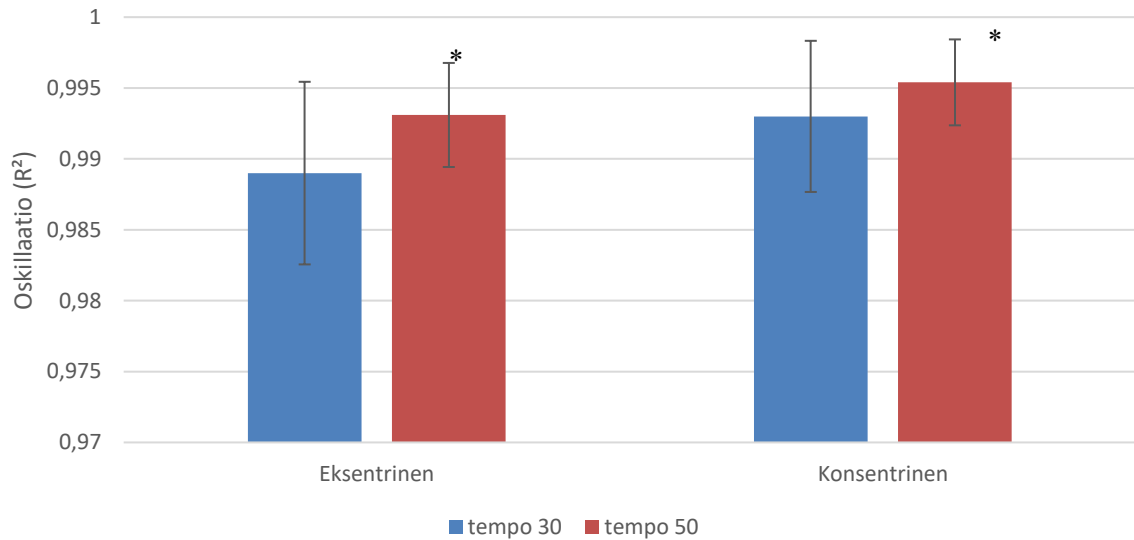
9.2 Oskillaatio tempon muuttuessa

Eksentrisessä lihastyövaiheessa oli tilastollisesti merkittävästi enemmän oskillaatiota ($p < 0,001$) molemmilla tempoilla 0,5 Hz ja 0,83 Hz verrattuna konsentriseen lihastyövaiheeseen.



KUVA 23. Keskimääräinen oskillaatio sekä keskihajonta eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheen aikana tempon ollessa 0,5 Hz (tempo 30 = 30 per min) ja 0,83 Hz (tempo 50 = 50 per min). * $p < 0,001$ tilastollisesti merkitsevä ero lihastyövaiheiden välillä.

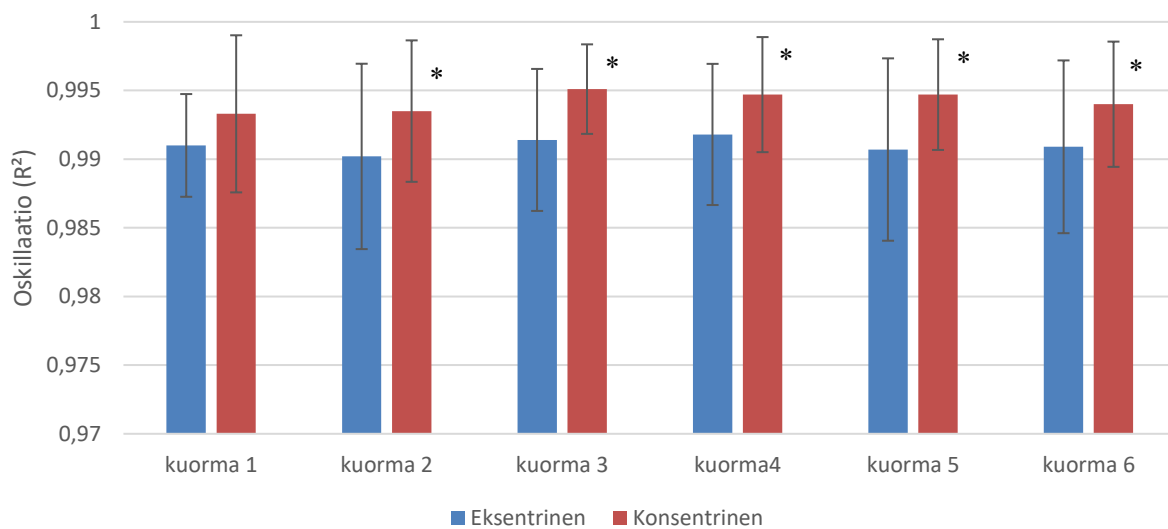
Oskillaatiota esiintyi merkittävästi enemmän hitaammalla 0,5 Hz tempolla, kuin nopeammalla 0,83 Hz tempolla, kun vertailtiin eksentrisiä tai konsentrisiä vaiheita keskenään (kuva 24). Lisäksi oskillaation määrä ja tempo korreloivat negatiivisesti keskenään.



KUVA 24. Oskillaatiota esiintyi merkittävästi enemmän hitaammalla 0,5 Hz (tempo 30 = 30 per min) tempolla, kuin nopeammalla 0,83 Hz (tempo 50 = 50 per min) tempolla.* $p < 0,001$ tilastollisesti merkitsevä ero lihastyövaiheiden välillä

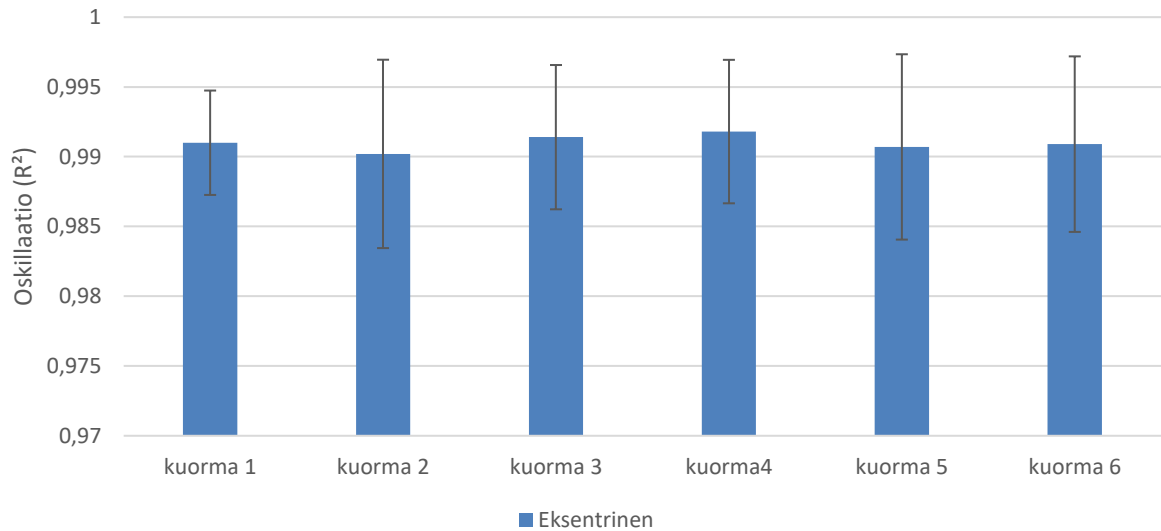
9.3 Oskillaatio kuorman muuttuessa

Eksentrisessä lihastyövaiheessa oli merkittävästi ($p < 0,005$) enemmän oskillaatiota verrattuna konsentriseen lihastyövaiheeseen kuorman ollessa 2, 4, 3, 5 ja 6. Merkittävää eroa ei havaittu kevyimmällä kuormalla eli kuorman ollessa 1, jolloin suoritus tehtiin kahdella jalalla ja ilman lisäpainoa (kuva 25).



KUVA 25. Keskimääräinen oskillaatio sekä keskihajonta eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheen aikana kuorman muuttuessa.* $p < 0,05$ tilastollisesti merkitsevä ero lihastyövaiheiden välillä.

Kuorma ei vaikuttanut merkittävästi oskillaatioon vertaillen eksentrisiä (kuva 26) tai konsentrisiä suorituksia keskenään. Korrelaatiota ei havaittu oskillaation ja kuorman välillä.



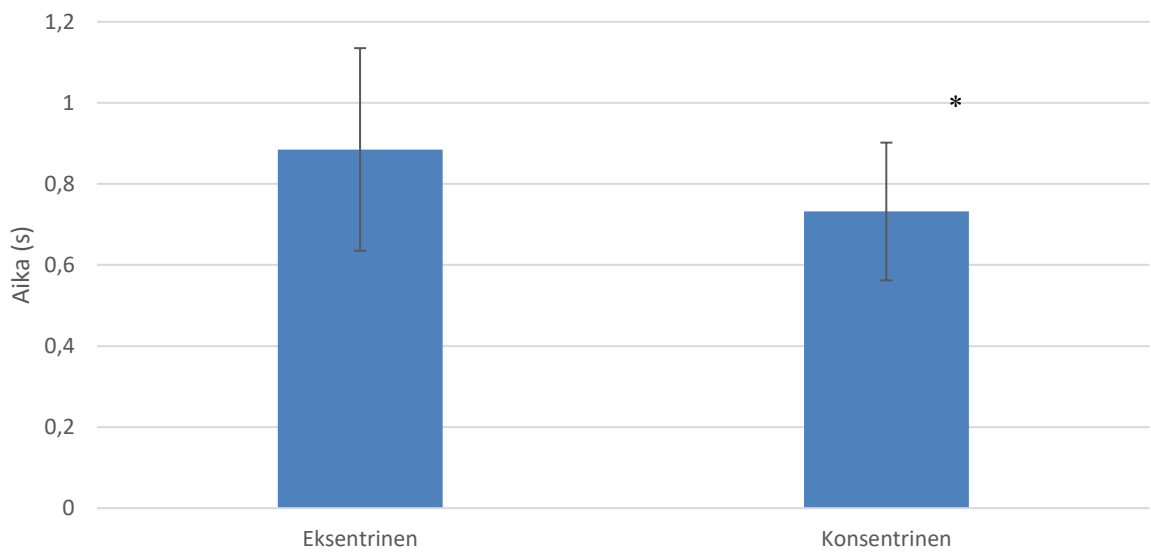
KUVA 26. Keskimääräinen oskillaatio ja keskihajonta eksentrisessä lihastyövaiheessa kuorman muuttuessa. Oskillaatiossa ei ilmennyt merkittävää muutosta kuorman muuttuessa.

9.4 Lihastyövaiheisiin kulunut aika

Aikaa eksentriseen vaiheeseen kului merkittävästi enemmän kuin konsentriseen vaiheeseen ($p \leq 0,001$), kun mukana kaikki tilanteet. Keskimäärin eksentriseen vaiheeseen kului $0,885 \pm 0,25$ s ja konsentriseen vaiheeseen $0,732 \pm 0,17$ s (kuva 27). Oletetusti jatkuvassa eksentris-konsentrisessä liikkeessä lihassolukimppujen pituuden muutokset eivät eronneet lihastyövaiheiden välillä, eksentrisessä vaiheessa pituuden muutos oli $20,22 \pm 3,8$ mm ja konsentrisessä vaiheessa $20,23 \pm 3,8$ mm (taulukko 5). Jatkuvassa liikkeessä matkan eli pituuden muutoksen ollessa sama eri lihastyövaiheissa, eksentriseen vaiheeseen kului kuitenkin enemmän aikaa.

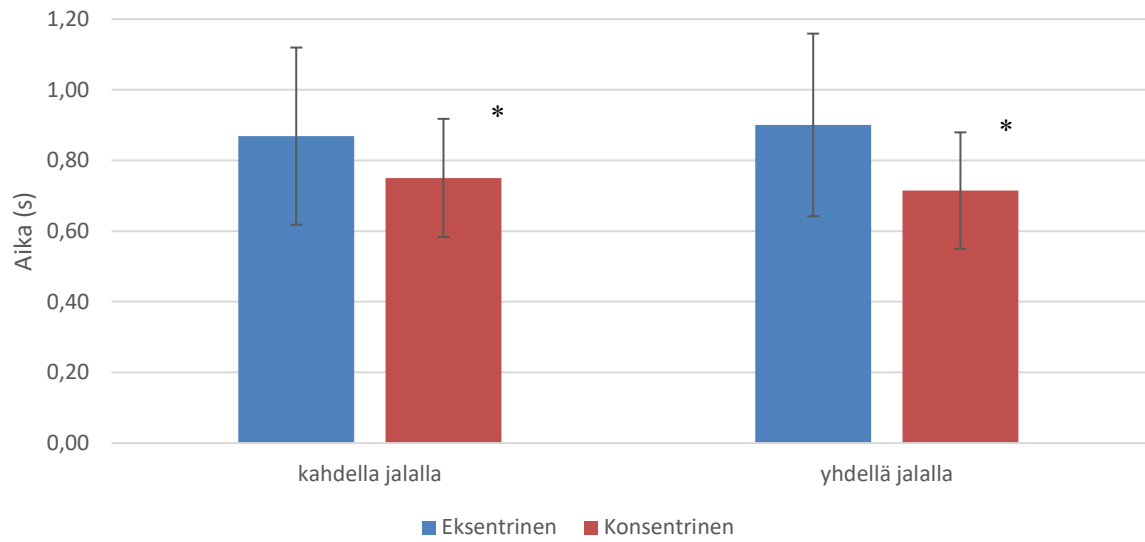
TAULUKKO 5. Eksentrisen ja konsentriseen lihastyövaiheeseen kulunut aika ja lihassolukimppujen pituuden muutos vaiheittain, kun kaikki tilanteet mukana.

	aika (s)	pituuden muutos (mm)
Eksentrinen	$0,885 \pm 0,25$	$20,22 \pm 3,8$
Konsentrinen	$0,732 \pm 0,17$	$20,23 \pm 3,8$



KUVA 27. Eksentriseen ja konsentriseen lihastyövaiheeseen kuluneen ajan keskiarvo ja keskihajonta. * $p < 0,001$ tilastollisesti merkitsevä ero ryhmien välillä.

Eksentriseen lihastyövaiheeseen kului merkittävästi enemmän aikaa ($p \leq 0,001$) sekä yhdellä jalalla, että kahdella jalalla tehdyissä suorituksissa (kuva 28). Yhden jalan suoritukseen ei mennyt merkittävästi enempää aikaa kuin kahden jalan suoritukseen, kun vertaillaan eksentrisiä vaiheita tai konsentrisiä vaiheita keskenään.



KUVA 28. Eksentriseen ja konsentriseen lihastyövaiheeseen kuluneen ajan keskiarvo ja keskihajonta kahdella jalalla ja yhdellä jalalla tehdyissä harjoituksissa. * $p < 0,001$ tilastollisesti merkitsevä ero ryhmien välillä.

10 POHDINTA

Tämän tutkielman tarkoituksena oli selvittää MG lihaksen lihassolukimppun oskillaatiota pohjelihasharjoituksen aikana eksentrisessä ja konsentrisessä lihastyövaiheessa. Hypoteesin mukaisesti koko aineistossa eksentrisessä lihastyövaiheessa ilmeni tilastollisesti merkittävästi enemmän ($p < 0,001$) oskillaatiota, kuin konsentrisessä lihastyövaiheessa, kuten aiemmassa tutkimuksesta (Hamlin ym. 2001) oli saatu viitteitä. Tämä tutkimus siis vahvisti käsitystä siitä, että MG lihaksen lihassolukimpuissa eksentrisessä lihastyövaiheessa esiintyy enemmän oskillaatiota kuin konsentrisessä lihastyövaiheessa.

Kummallakin mitatulla tempolla 0,5 Hz ja 0,83 Hz havaittiin tilastollisesti merkittävästi enemmän ($p < 0,001$) oskillaatiota eksentrisessä, kuin konsentrisessä vaiheessa. Tämän perusteella voidaan todeta, että oskillaatio oli suurempaa eksentrisessä kuin konsentrisessä lihastyövaiheessa riippumatta temposta. Tämän työn aiheena oli vertailla oskillaation määrää eksentristen ja konsentristen vaiheiden välillä, mutta haluttiin myös selvittää, oliko tempolla vaikutusta oskillaation määrään eksentriseneksentrisessä tai konsentrisessä vaiheessa, vertailematta lihastyövaiheita keskenään. Korrelaatio havaittiin tempon ja oskillaation määrän välillä ($p < 0,001$). Hitaammalla tempolla (0,5Hz) havaittiin merkittävästi enemmän oskillaatiota, kun nopeammalla tempolla (0,83Hz). Lihastyövaiheeseen kulunut aika korreloi myös oskillaation määrää eksentrisessä sekä konsentrisessä lihastyövaiheessa. Mitä enemmän aikaa lihastyövaiheeseen kului, sitä enemmän lihassolukimppu oskilloi.

Kubo (2000) osoitti tutkimuksessaan, että jänne venyy enemmän nopeassa päkiälle nousu harjoituksessa verrattuna hitaaseen tempoon, vaikka liikelaajuus pysyi samana. Lisäksi Kubo (2000) tutkimuksessa todettiin nopean pohjelihasharjoituksen eksentrisen vaiheen aikana lihassolukimppujen olevan lyhyempiä ja jänne pidempi, kuin konsentrisen vaiheen aikana. Tässä tutkimuksessa vertailtiin ainoastaan lihassolukimppun pituuden muutoksen oskillaatiota, eikä lihassolukimppujen ja jänteen pituutta vertailtu tilastollisesti kuten Kubo (2000). Lisäksi tämän tutkimuksen kummatkin tempot 0,5 Hz ja 0,83 Hz olivat Kubo (2000) tutkimuksen hitaan (0,3Hz) ja nopean (1Hz) tempon välistä, joten ei voida olla varmoja tutkimusten yhtenäisyy-

destä. Tilp (2012) on todennut aponeuroosin venyvän vähemmän eksentrisessä vaiheessa verrattuna konsentriseen. Nämä tutkimukset (Kubo 200 ja Tilp 2012) voisi kertoa siitä, että jänne venyy enemmän ja aponeuroosi sekä lihassolukimput vähemmän eksentrisessä vaiheessa. Jonka pohjalta voidaan pohtia aiheuttaako jänteen suurempi venyminen myös enemmän oskillaatiota lihassolukimppuihin eksentrisessä vaiheessa. Lisäksi, koska lihassolukimput oskilloivat, niin mahdollisesti akillesjännekin oskilloi. Ulkoisen korkeataajuisen vibraation on todettu stimuloiva akillesjänteen kollageenisynteesiä (Thompson ym. 2015). On siis mahdollista, että eksentrisen harjoituksen aikaansaama lisääntynyt oskillaatio lisää akillesjänteen kollageenisynteesiä, vahvistaen jännettä ja parantaen sen toimintakykyä. Voimaharjoittelun tiedetään lisäävän jänteen kollageenisynteesiä, muuta lihastyötavalla ei olla huomattu olevan vaikutusta kollageenisynteesiin (Kjær ym 2009).

Tämän tutkimuksen tulosten perusteella näyttää siltä, että kuormalla voi olla vaikutusta oskillaation määrään eksentristä ja konsentrista lihastyövaihetta verrattaessa, vaikka kuorman ei huomattu korreloivan oskillaatiota erikseen eksentrisessä tai konsentrisessä vaiheessa. Oskillaatiossa ei siis ilmennyt merkittävää muutosta kuorman muuttuessa, kun tarkasteltiin ainoastaan eksentrisiä tai konsentrisiä vaiheita. Tämän tutkimuksen tulosten mukaan kuitenkin eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheen oskillaatio eroaa vähiten toisistaan kevyimmällä kuormalla (kuorma1, $p > 0,05$), eli kun suoritus tehtiin kahdella jalalla ja ilman lisäpainoja. Kaikilla raskaimmilla kuormilla (kuormat 2-6) eksentrisessä vaiheessa esiintyi tilastollisesti merkittävästi enemmän oskillaatiota ($p < 0,05$), kuin konsentrisessä vaiheessa. Kevyimmällä kuormalla oskillaation määrä eksentrisessä vaiheessa ei ollut tilastollisesti merkittävästi enemmän, kuin konsentrisessä vaiheessa. Tulokset olivat sen suuntaisia, että kuorman kasvaessa kahden jalan lisäpainottomasta suorituksesta oskillaation määrä eksentrisessä vaiheessa kasvaa verrattuna konsentriseen vaiheeseen. Aiemmassa tutkimuksessa (Löscher ym. 1996b) oli todettu rankan väsyttävän harjoituksen lisäävän oskillaation määrää. Tämän tutkimuksen tulos olisi voinut olla vielä enemmän saman kaltainen, jos kevyin suoritus olisi tehty aina ensimmäisenä. Nyt kun suoritukset tehtiin satunnaisessa järjestyksessä, jolloin kevyin suoritus on voinut osua viimeiseksi. Tällöin aiemmat raskaammat suoritukset ovat voineet lisätä väsymystä ja oskillaatiota viimeiseen suoritukseen. Lisäksi otoskoko pieneni, kun aineisto jaettiin kuudelle eri kuormalle (22-25 suoritusta per kuorma). Tulosten perusteella voidaan kuitenkin pohtia, että mahdollisesti

hidastempoisen, raskaan ja väsyttävän harjoituksen eksentrisessä vaiheessa esiintyy enemmän oskillaatiota, kuin konsentrisessä vaiheessa.

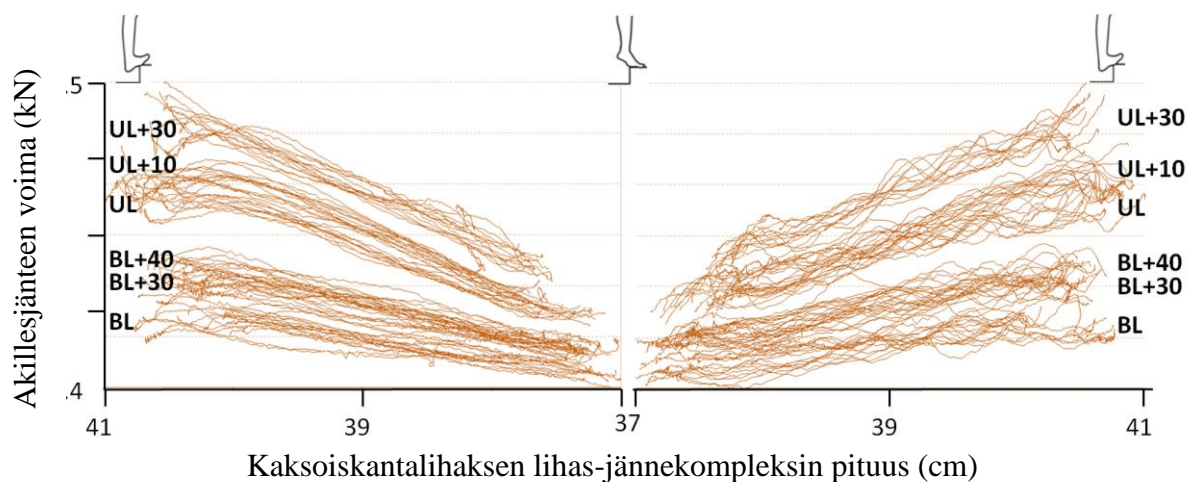
Aiemmissa tutkimuksissa (Newham ym. 1983a; Clarkson ym. 1992, Hamlin ym. 2001) oskillaatiota on raportoitu esiintyvän enemmän eksentrisen harjoituksen jälkeen isometrisessä pidossa. Aiemmin ei ole tutkittu oskillaatiota suorituksen aikana, eikä jatkuvassa eksentris-konsentrisessä liikkeessä. Tässä tutkimuksessa enemmän oskillaatiota havaittiin jatkuvan SSC pohjelihasharjoituksen eksentrisessä vaiheessa. Jos oskillaatiota ilmenee enemmän eksentrisen kuin konsentrisen harjoituksen jälkeen (Hamlin ym. 2001), niin on hyvin johdon mukaista, että oskillaatiota esiintyy myös harjoituksen aikana.

Eksentriseen vaiheeseen kului merkittävästi enemmän aikaa, kuin konsentriseen lihastyövaiheeseen ($p < 0,001$), vaikka lihassolukimpun keskimääräinen pituuden muutos oli sama kummassakin lihastyövaiheessa. Eksentriseen vaiheeseen merkittävästi enemmän kulunut aikaa, tukee myös tutkimuksen lopputulosta eksentriseen vaiheen suuremmasta oskillaation määrästä, koska oskillaation määrä ja lihastyövaiheeseen kulunut aika korreloivat keskenään. Tästä voidaan päätellä, että vaikka liikelaajuus ja lihassolukimpun pituuden muutos pysyy samana, niin lisääntynyt oskillaatio lisää kuvainnollisesti mutkia matkaa, joka hidastaa lihastyövaiheen kestoa.

Yleensä biomekaniikassa lihaksen oskillaatiota mitataan EMG:n avulla (Hallett 1998, Kample ym. 2018). Tässä tutkielmassa haluttiin kuitenkin nähdä, saadaanko eksentrisen ja konsentrisen vaiheiden oskillaatioiden ero näkyviin ultraääni menetelmää hyväksi käyttäen. Tulokseksi saatiin tilastollisesti merkittävä ero eksentrisen ja konsentrisen oskillaation välillä. Jotta voitaisiin todeta ultraääni menetelmä hyväksi tavaksi mitata oskillaatiota, tulisi tehdä vertailua ultraääni menetelmästä saadun oskillaation ja EMG:stä saadun oskillaation kesken.

Tämä tutkielma on osa isompaa tutkimusta, jossa havaittiin akillesjänteen voimassa isompaa oskillaatiota eksentrisessä lihastyövaiheessa verrattuna konsentriseen lihastyövaiheeseen (Finni ym. 2016). Kuvassa 26. nähdään yhden tutkittavan pohjelihasharjoitusten akillesjänteen voima

ja lihasjännekompleksin pituus jaettuna eksentrisen ja konsentrisen lihastyövaiheeseen. Kuviosta pystytään silmämääräisesti toteamaan, että eksentrisessä vaiheessa esiintyy enemmän oskillaatiota kuin konsentrisessä vaiheessa. Akillesjänteen voiman ja lihassolukimpun oskillaation havainnointi tapahtui eri menetelmillä. Akillesjänteen voima saadaan voimalevydatasta ja lihassolukimpun pituus ultraäänidatasta. Akillesjänteen voimassa havaittu suurempi oskillaatio eksentrisessä vaiheessa vahvistaa ultraäänidatan tutkimustulosta. Tässä pro gradu -tutkielmassa haluttiin tutkia, pystytäänkö oskillaatio havaitsemaan lihassolukimpun pituuden muutoksesta ultraääni menetelmää käyttäen.



KUVA 26. Akillesjänteen voima ja kaksoiskantalihaksen lihas-jännekompleksin pituus eksentrisessä ja konsentrisessä lihastyövaiheessa. BL=kahdella jalalla, UL=yhdellä jalalla ja +10, +30, +40 = prosentuaalinen lisäpaino kehonpainoon nähden (Finni ym. 2016).

Loppuyhteenvetona voidaan todeta, että eksentrisessä lihastyövaiheessa esiintyi enemmän oskillaatiota, kuin konsentrisessä lihastyövaiheessa. Ero havaittiin hitaalla (0,5 Hz) sekä nopealla tempolla (0,83 Hz), ja raskaammilla kuormilla. Koska eksentrisen lihastyövaiheen on todettu aiheuttavan enemmän lihaskipua ja väsymystä, kuin konsentrisen lihastyövaihe, ja lisääntyneen oskillaation on todettu olevan yhteydessä lihaskipuun ja väsymykseen, niin on johdonmukaista,

että oskillaatiota esiintyy enemmän eksentrisessä kuin konsentrisessä vaiheessa. Lisää tutkimusta tarvitaan eksentrisessä vaiheessa lisääntyneen oskillaation syistä ja mahdollisista hyödyistä.

LÄHTEET

- Aggeloussis, N., Giannakou, E., Albracht, K., & Arampatzis, A. (2010). Reproducibility of fascicle length and pennation angle of gastrocnemius medialis in human gait in vivo. *Gait & posture*, 31(1), 73-77.
- Bousfield, W. A. (1932). The influence of fatigue on tremor. *Journal of Experimental Psychology*, 15(1), 104.
- Clarkson, P.M. Nosaka, K., & Braun, B. (1992). Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24:512-520
- Cleeves L., Findley L J, (1989) Tremors. *Med. Clinics North America* 73: 1307–1319
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 2-training considerations for improving maximal power production. *Sports medicine*, 41(2), 125-147.
- Cresswell, A. G., & Löscher, W. N. (2000). Significance of peripheral afferent input to the α -motoneurone pool for enhancement of tremor during an isometric fatiguing contraction. *European journal of applied physiology*, 82(1-2), 129-136.
- Cronin, N. J., & Lichtwark, G. (2013). The use of ultrasound to study muscle–tendon function in human posture and locomotion. *Gait & posture*, 37(3), 305-312.
- Duchateau, J., & Baudry, S. (2013). Insights into the neural control of eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 116(11), 1418-1425.
- Edwards, R. H. (1981, January). Human muscle function and fatigue. In *Ciba Found Symp* (Vol. 82, pp. 1-18).

- Elble, R. J. (1986). Physiologic and essential tremor. *Neurology*, 36(2), 225-225.
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of applied physiology*, 72(5), 1631-1648.
- Enoka, R. M. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 141-149.
- Enoka, R. M., Christou, E. A., Hunter, S. K., Kornatz, K. W., Semmler, J. G., Taylor, A. M., & Tracy, B. L. (2003). Mechanisms that contribute to differences in motor performance between young and old adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 1-12.
- Enoka, R. 2015, *Neuromechanics of Human Movement*, Fifth Edition.
- Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V., & Komi, P. V. (2003). Comparison of force–velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiologica Scandinavica*, 177(4), 483-491.
- Finni, T., Ikegaw, S., Lepola, V., & Komi, P. (2001). In vivo behavior of vastus lateralis muscle during dynamic performances. *European Journal of Sport Science*, 1(1), 1-13.
- Finni, T., Niemi, E. Cresswell, A.G., Lichtwark, G.A. (2016). Neuromuscular function in eccentric and concentric phases of a heel drop-rase exercise. *Poster*.
- Furness P., Jessop J. Lippold OC. (1977) Long-lasting increases in the tremor of human hand muscles following brief, strong effort. *J Physiol* 265: 821-831.
- Gollhofer, A. K. P. V., Komi, P. V., Fujitsuka, N., & Miyashita, M. (1987). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises. *International journal of sports medicine*, 8(S 1), S38-S47.

- Gottlieb, S., & Lippold, O. C. (1983). The 4-6 HZ tremor during sustained contraction in normal human subjects. *The Journal of physiology*, 336(1), 499-509.
- Hallett, M. (1998). Overview of human tremor physiology. *Movement disorders*, 13(S3), 43-48.
- Hamlin, M. J., & Quigley, B. M. (2001). Quadriceps concentric and eccentric exercise 1: changes in contractile and electrical activity following eccentric and concentric exercise. *Journal of science and medicine in sport*, 4(1), 88-103.
- Henneman, E., (1957) Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*, 126, 1345-1347.
- Herzog, W., Abrahamse, S. K., & ter Keurs, H. E. (1990). Theoretical determination of force-length relations of intact human skeletal muscles using the cross-bridge model. *Pflügers Archiv*, 416(1-2), 113-119.
- Herzog, W., Leonard, T. R., Joumaa, V., DuVall, M. M., & Panchangam, A. (2012) The three filament model of skeletal muscle stability and force production. *Molecular & cellular biomechanics* , 9.3: 175-191
- Herzog, W. (2014). The role of titin in eccentric muscle contraction. *Journal of Experimental Biology*, 217(16), 2825-2833.
- Hunter, S. K., Ryan, D. L., Ortega, J. D., & Enoka, R. M. (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *Journal of neurophysiology*, 88(6), 3087-3096.
- Ishikawa, M., Pakaslahti, J., & Komi, P. V. (2007). Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait & posture*, 25(3), 380-384.

- Ito, M., Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukashiro, S., & Fukunaga, T. (1998). Nonisometric behavior of fascicles during isometric contractions of a human muscle. *Journal of applied physiology*, 85(4), 1230-1235.
- Kamble, N., & Pal, P. K. (2018). Tremor syndromes: A review. *Neurology India*, 66(7), 36.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *The Journal of physiology*, 540(2), 635-646.
- Kjær, M., Langberg, H., Heinemeier, K., Bayer, M. L., Hansen, M., Holm, L., & Magnusson, S. P. (2009). From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(4), 500-510.
- Komi, P. (Ed.). (2008). *Strength and power in sport (Vol. 3)*. John Wiley & Sons.
- Komi, P. V., & Nicol, C. (2010). *Stretch-shortening cycle of muscle function. Neuromuscular aspects of sport performance*, 1st edn. Wiley-Blackwell, Chichester, 15-31.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Takeshita, D., Kawakami, Y., Fukashiro, S., & Fukunaga, T. (2000). In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica*, 170(2), 127-135.
- Kwah, L. K., Pinto, R. Z., Diong, J., & Herbert, R. D. (2013). Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. *Journal of applied physiology*, 114(6), 761-769.
- Lichtwark, G. A., Bougoulas, K., & Wilson, A. M. (2007). Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *Journal of biomechanics*, 40(1), 157-164.

- Lichtwark, G. A., & Wilson, A. M. (2006). Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 209(21), 4379-4388.
- Lippold, O. (1981, January). The tremor in fatigue. In *Ciba Found Symp* (Vol. 82, pp. 234-248).
- Lippold, O. C. J., Redfearn, J. W. T., & Vučo, J. (1960). The electromyography of fatigue. *Ergonomics*, 3(2), 121-131.
- Löscher WN., Cresswell AG., Thorstensson A., (1996b) Excitatory drive to the alpha-motoneuron pool during a fatiguing submaximal contraction in man. *J Physiol*. 491:271-280.
- McAuley, J. H., & Marsden, C. D. (2000). Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control. *Brain*, 123(8), 1545-1567.
- McCully, K. K., & Faulkner, J. A. (1985). Injury to skeletal muscle fibers of mice following lengthening contractions. *Journal of Applied Physiology*, 59(1), 119-126.
- Narici, M. V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F., & Cerretelli, P. (1996). In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *The Journal of physiology*, 496(1), 287-297.
- Newham, D.J. McPhail, G. Mills, K.R., & Edwards, R.H.T. (1983a). Ultrastructural changes after concentric and eccentric contractions of human muscle. *Journal of Neurological Science* 61:109-122
- Newham, D.J. Mills, K.R. Quigley, B.M., & Edwards, R.H.T. (1983b). Pain and fatigue after concentric and eccentric muscle contractions. *Clinical Science* 64:55-62
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., Björkqvist, S.-E. (1997) *Ihmisen Fysiologia ja Anatomia*.

- Platzer, W. 2004. Color Atlas of Human Anatomy Locomotor System, Vol. 1. 5th edition. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag,
- Palmer, S. S. (1991). Changes in finger tremor during prolonged submaximal contractions. *Human movement science*, 10(6), 677-688.
- Puschmann A., Wszolek Z. K. (2011) Diagnosis and treatment of common forms of tremor. *Semin Neurol.* 31(1): 65-77.
- Quigley, B.M. Newham, D.J. Mills, K.R. Edwards, R.H.T., & Lindstrom, L.H. (1984). Delayed muscle soreness and fatigue after eccentric and concentric contractions. Proceedings of the Australian Sports Medicine Federation International Conference on Medical and Scientific Aspects of Elitism in Sport. Surfers Paradise, September (1982) ACHPER Publ. Adelaide 8:75-84
- Rack, P. M., & Westbury, D. R. (1974). The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *The Journal of physiology*, 240(2), 331-350.
- Raiteri, B. J., Cresswell, A. G., & Lichtwark, G. A. (2016). Three-dimensional geometrical changes of the human tibialis anterior muscle and its central aponeurosis measured with three-dimensional ultrasound during isometric contractions. *PeerJ*, 4, e2260.
- Saxton, J. M., Clarkson, P. M., James, R., Miles, M., Westerfer, M., Clark, S., & Donnelly, A. E. (1995). Neuromuscular dysfunction following eccentric exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 27(8), 1185-1193.
- Stein R. B., Oguztoreli M. N. (1976) Tremor and other oscillations in neuromuscular system. *Biological Cybernetics.* 22. 3: 147-157.
- Thompson, W. R., Keller, B. V., Davis, M. L., Dahners, L. E., & Weinhold, P. S. (2015). Low-Magnitude, high-frequency vibration fails to accelerate ligament healing but stimulates

collagen synthesis in the Achilles Tendon. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 3(5), 2325967115585783.

Tilp, M., Steib, S., & Herzog, W. (2012). Length changes of human tibialis anterior central aponeurosis during passive movements and isometric, concentric, and eccentric contractions. *European journal of applied physiology*, 112(4), 1485-1494.

Tracy, B. L., & Enoka, R. M. (2002). Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. *Journal of applied physiology*, 92(3), 1004-1012.

Viitasalo, J. T., & Gajewski, J. (1994). Effects of strength training-induced fatigue on tremor spectrum in elbow flexion. *Human movement science*, 13(1), 129-141.

Viitasalo, J. T., Gajewski, J., & Wit, A. (1994). Forearm tremor during three different isometric loadings. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 34(3), 131-136.

Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., & Edgerton, V. R. (1983). Muscle architecture of the human lower limb. *Clinical orthopaedics and related research*, (179), 275-283.

Zhang, T. K., Fortuna, R., & Herzog, W. (2015). Distal and proximal fascicle length changes in active and passive human gastrocnemius muscle. *Journal of Undergraduate Research in Alberta*, 5(1).



Dr Glen Lichtwark
Senior Lecturer
School of Human Movement
Studies
The University of Queensland
Ph: 07 3365 3401
Mob: 0424 108 018
Email: g.lichtwark@uq.edu.au

Informed Consent Form

1. Project Title

Scientific title: Investigation of the mechanical factors underlying human muscle damage and protection after eccentric exercise

Lay title: Investigation of the factors affecting and protecting against muscle soreness after exercise

2. Researchers

- Dr Glen Lichtwark, Senior Lecturer of Exercise and Sports Science, School of Human Movement and Nutrition Sciences, The University of Queensland.
- Prof Andrew Cresswell, Professor of Biomechanics, School of Human Movement and Nutrition Sciences, The University of Queensland.
- Dr Dominic Farris, Research Fellow, School of Human Movement and Nutrition Sciences, The University of Queensland
- Dr Tim Carroll, ARC Future Fellow, School of Human Movement and Nutrition Sciences, The University of Queensland.
- Dr Ben Hoffman, Lecturer of Exercise and Sports Science, School of Human Movement and Nutrition Sciences, The University of Queensland.

3. Statement of Participation

I,, the undersigned, hereby acknowledge that I have read and understand the description of the experiment, including the purposes, methods, demands, and possible risks and inconveniences involved. I am aware that I may withdraw from this research project at any time without penalty (even after I have signed this statement of participation), and that I am entitled to a thorough explanation of any procedure employed in the study. I hereby agree to participate in this research project. I understand that there will be no direct benefits to me in participating in the study. I agree that my data be kept confidentially in a de-identified manner.

Participants signature _____ Date _____

Witness signature _____ Date _____

LIITE 2. Tutkimuspöytäkirja.

Subject _____ Date _____ Time _____

Subject height _____ cm Body mass _____ kg

10% _____ 30% _____ 40% _____

MVC Plantarflexion _____ Dorsiflexion _____

Static collection of standing still

Order of performances (randomized)

- | | | FILENAME in order of measurement |
|--|----------------|----------------------------------|
| <input type="radio"/> 30 Both legs BW | _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 50 Both legs BW | _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 30 Both legs BW+30% | a _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 50 Both legs BW+30% | b _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 30 Both legs BW+40% | b _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 50 Both legs BW+40% | a _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 30 One leg BW | _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 50 One leg BW | _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 30 One leg BW+10% | a _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 50 One leg BW+10% | b _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 30 One leg BW+30% | b _____ | _____ |
| <input type="radio"/> 50 One leg BW+30% | a _____ | _____ |

Static standing recording

Kinovea angle _____

Space calibration error _____ mm