



Lähentäjälihasten EMG-aktiivisuus taitoluistelussa kaksois- ja kolmoistulpin ponnistusvaiheessa

Katjaana Kanninen, SFT21S1

Opinnäytetyö, AMK

Lokakuu 2023

Terveys- ja hyvinvointialat

Fysioterapeutin tutkinto-ohjelma (AMK)

Kanninen, Katjaana

Lähentäjälihasten EMG-aktiivisuus taitoluistelussa kaksois- ja kolmoistulpin ponnistusvaiheessa.

Jyväskylä: Jyväskylän ammattikorkeakoulu. Lokakuu 2023, 47 sivua.

Fysioterapian tutkinto-ohjelma. Opinnäytetyö AMK.

Julkaisun kieli: suomi

Julkaisulupa avoimessa verkossa: kyllä

Tiivistelmä

Taitoluistelu on kehittynyt merkittävästi viime vuosikymmeninä. Kilpailu lajin huipulla on kiristynyt, mikä näkyy erityisesti kilpailuissa pisteitä tuovien haastavampien, enemmän kierroksia sisältävien hyppyjen yleistymisessä. Taitoluistelun hypyt vaativat äärimmäisen taitotason lisäksi myös riittävää lihasten räjähtävää voimaa ja nopeutta. Hyppyjen ponnistusvaihe on kriittinen vaikuttaen olennaisesti hyppyjen onnistumiseen, joten biomekaniikan sekä hyppysuorituksissa vaikuttavien lihasten toiminnan ymmärtämisen merkitys on kasvanut entisestään. Alaraajalihasten EMG-aktiivisuutta taitoluistelun hypyissä on tutkittu melko vähän, eikä lihasaktiivisuuden vertailua kierrosmäärältään helpompien ja haastavampien hyppysuoritusten välillä ole tarpeeksi.

Opinnäytetyön tarkoituksena on selvittää alaraajojen lähentäjälihasten roolia taitoluistelun tulppihypyn ponnistusvaiheessa ja tuottaa uutta tietoa lajin parissa työskenteleville. Tavoitteena on mitata yhden taitoluistelijan alaraajojen lähentäjälihasten lihasaktiivisuutta pinnallisella EMG-laitteistolla ja selvittää, vaikuttaako hypyissä suoritettujen rotaatiomäärän kasvaminen lihasten EMG-aktiivisuuden voimakkuuteen ponnistusvaiheen aikana. Lisäksi tavoitteena on havainnoida lihasten EMG-aktiivisuuskäyrien muotoa ja ajoitusta hyppyjen ponnistusvaiheessa. Lihasten EMG-aktiivisuutta analysoidaan määrällisin menetelmin Simi Motion -ohjelmistolla, jolloin data saatiin tilastollisesti käsiteltävään sekä visuaaliseen muotoon.

Tuloksista selvitettiin lähentäjälihasten EMG-aktiivisuuksien keski- sekä huippuarvot kaksois- ja kolmoistulppien ponnistusvaiheissa, sekä näiden välisiä eroja lihasaktiivisuudessa. Lisäksi selvitettiin EMG-käyrien muotoa ponnistusvaiheessa. Tutkimuksessa havaittiin lähentäjälihasten aktiivisuuden kasvavan tulppien ponnistusvaiheessa, kun hypyn haastavuus lisääntyi ilmalennon kierrosmäärän lisääntyessä. Lisäksi havaittiin, että lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät olivat noususuuntaisia viitaten aktiivisuuden nousuun hyppyjen ponnistusvaiheessa. Tulokset vahvistivat aikaisempaa tutkimustietoa lihasten aktiivisuustarpeen kasvamisesta hypyn kierrosmäärän kasvaessa.

Avainsanat

Taitoluistelu, taitoluistelija, lähentäjälihakset, elektromyografia, EMG, sähköinen lihasaktivaatio

Muut tiedot

Kanninen, Katjaana

EMG activity of adductor muscles during the take-off phase of double and triple toeloop jump in figure skating.

Jyväskylä: JAMK University of Applied Sciences, Oktober 2020, 47 pages.

Degree Programme in Physiotherapy. Bachelor's thesis.

Permission for open access publication: Yes

Language of publication: Finnish

Abstract

In figure skating, significant development has occurred over the past few decades. Competition at the highest level has become more challenging, as more demanding jumps with more rotation have become increasingly common. Figure skating jump performances require an extremely high level of skill, as well as sufficient explosive muscle strength and speed. The takeoff phase of the jumps is critical and significantly impacts the success of jumps, thus emphasizing the growing importance of understanding the biomechanics and muscle activity involved. There has been limited research on the electromyographic (EMG) activity of lower limb muscles during figure skating jumps, and there is insufficient comparison of muscle activity between jumps of varying rotation difficulty.

The purpose of this thesis is to investigate the role of the lower limb adductor muscles in the takeoff phase of the toeloop jump of figure skating and to generate new information for those working in the sport. The aim is to measure the adductor muscle activation of one figure skater using EMG equipment and to assess whether the increased jump rotation impacts muscle EMG activity during takeoff. Additionally, the aim is to observe the shape and timing of muscle EMG activity curves during the takeoff phase. The Simi Motion software was utilized for quantitative analysis of the muscle EMG activity, enabling both statistical processing and visual presentation of the data.

The results were used to determine the mean and peak values of the adductor muscle EMG activity during the takeoff phases of double and triple toe loop jumps, as well as the differences in the muscle activity between them. Additionally, the shape of the EMG curves during the takeoff phase was examined. The study found that the muscles' activity increased during the takeoff phase with greater jump difficulty caused by more rotations in the air. Additionally, it was noted that the EMG activity curves of the muscles were rising, indicating an increase in activity during the takeoff phases of the jumps. The results supported previous research findings regarding the increased muscle activity demands with an increase in the number of rotations in jumps.

Keywords/tags (subjects)

Figure skating, figure skater, adductor muscles, electromyography, EMG, Electrical muscle activation

Miscellaneous (Confidential information)

Sisältö

1	Johdanto	6
2	Taitoluistelu	7
3	Tulpin biomekaniikkaa	8
3.1	Tulpin vaiheet.....	9
3.2	Tulpin ponnistus ja ilmalento	10
3.3	Rotaation määritelmä	11
3.4	Rotaatio tulpissa.....	12
4	Elektromyografia	13
4.1	Lihaksen sähköinen aktivaatio	13
4.2	EMG-laitteen käyttötarkoitus ja laitteella mittaaminen.....	16
4.3	EMG-datan analysointi.....	17
5	Alaraajojen lähentäjälihakset ja niiden toiminta	18
6	Alaraajalihasten lihasaktivaatio taitoluistelun hyppyissä	21
6.1	Lihasktiivisuus ponnistuksen aikana	21
6.2	EMG-tutkimuksia taitoluistelun tulpista	22
7	Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite	23
8	Opinnäytetyön toteutus	23
8.1	Tutkimusmenetelmä	23
8.2	Koehenkilö ja mittauksen toteuttaminen	24
8.3	Aineiston analysointi	26
9	Tulokset	27
9.1	EMG- aktiivisuudet kaksois- ja kolmoistulpissa	27
9.2	EMG- aktiivisuuskäyrien muoto tulpin ponnistusvaiheessa	30
9.3	Opinnäytetyön tulosten yhteenveto.....	35
10	Pohdinta	36
11	Tutkimuksen eettisyys, luotettavuus ja validiteetti	39
11.1	Eettisyys.....	39
11.2	Luotettavuus	40
	Lähteet	44

Kuviot

Kuvio 1. Tulpin vaiheet ylhäältä katsottuna.....	9
Kuvio 2. 3T kuvasarjana: Sininen alue = lähestymisvaihe, punainen alue = ponnistusvaihe, vihreä alue = ilmalento, lila alue = alastulovaihe.....	10
Kuvio 3. Sähköisen stimulauksen eteneminen keskushermostosta lihakseen (Tortora & Derrickson 2013, 307, muokattu)	14
Kuvio 4. Aaltojen summausilmiö (Tortora & Derrickson 2013, 313, muokattu)	15
Kuvio 5. Anteriorisesti a) adductor magnus, b) adductor longus, c) gracilis ja posteriorisesti d) semimembranosus -lihakset (Visible Body. Muscle Premium 7 2018, muokattu).....	20
Kuvio 6. EMG-sensorien sijainnit koehenkilöllä anteriorisesti (vas.) ja posteriorisesti (oik.).....	25
Kuvio 7. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 13.800–15.110, ponnistusvaihe 15.110–15.238, ilmalentovaihe 12.240–15.790, alastuloliuku 15.790 eteenpäin	31
Kuvio 8. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 13.800–15.110, ponnistusvaihe 15.110–15.238, ilmalentovaihe 12.240–15.790, alastuloliuku 15.790 eteenpäin	31
Kuvio 9. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 9.330–10.360, ponnistusvaihe 10.360–10.485, ilmalentovaihe 10.485–11.060, alastuloliuku 11.060 eteenpäin	32
Kuvio 10. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 9.330–10.360, ponnistusvaihe 10.360–10.485, ilmalentovaihe 10.485–11.060, alastuloliuku 11.060 eteenpäin	32
Kuvio 11. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 8.510–9.957, ponnistusvaihe 9.957–10.090, ilmalentovaihe 10.090–10.690, alastuloliuku 10.690 eteenpäin	33
Kuvio 12. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 8.510–9.957, ponnistusvaihe 9.957–10.090, ilmalentovaihe 10.090–10.690, alastuloliuku 10.690 eteenpäin	33

Kuvio 13. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 6.875–8.283, ponnistusvaihe 8.283–8.423, ilmalentovaihe 8.423–9.040, alastuloliuku 9.040 eteenpäin 34

Kuvio 14. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 6.875–8.283, ponnistusvaihe 8.283–8.423, ilmalentovaihe 8.423–9.040, alastuloliuku 9.040 eteenpäin 34

Taulukot

Taulukko 1. Opinnäytetyön tutkimukseen sisältyvät lähentäjälihakset ja niiden tiedot (Berg 2014, 254, 259-261, 263-264, muokattu) 20

Taulukko 2. Hyppyjen ponnistusvaiheet sekunteina videoilta poimittuna: 2T.1 = kaksoistulppi, yritys 1. 2T.2 = kaksoistulppi, yritys 2. 3T.1 = kolmoistulppi, yritys 1. 3T.2 = kolmoistulppi, yritys 2. 27

Taulukko 3. Oikean jalan lihasten EMG-aktiivisuuksien keskiarvot (average arithmetic mean) kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.2) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset erot hyppyjen välillä. 28

Taulukko 4. Vasemman jalan lihasten EMG-aktiivisuuksien keskiarvot kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.2) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa, sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset erot hyppyjen välillä. 28

Taulukko 5. Oikean jalan lihasten keskiarvolliset EMG-aktiivisuuksien huippuarvot (average maximum interp) kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.1) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset erot hyppyjen välillä. 29

Taulukko 6. Vasemman jalan lihasten keskiarvolliset EMG-aktiivisuuksien huippuarvot kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.2) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa, sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset ero hyppyjen välillä. 29

Sanasto

adductor brevis = lyhyt lähentäjälihak

adductor longus = pitkä lähentäjälihak

adductor magnus = iso lähentäjälihak

adduktio = lähennysliike

agonisti = vaikuttajalihas, synnyttää liikkeen

alastulovaihe = Hypyn viimeinen vaihe, jossa alastulojalan luistin laskeutuu hyppysuorituksen jälkeen takaisin jäähän ja luistelija aloittaa alastuloliu'un.

amplitudi = värähdyslaajuus eli signaalin voimakkuus

angular acceleration = kulmakiihtyvyyys eli pyörimisliikkeen kulmanopeuden muutos tietyssä ajassa

angular momentum = Kehon liikemäärämomentti eli rotaatio, joka syntyy hitausmomentin ja kulmanopeuden yhdistelmästä.

angular motion = Rotaatio eli liike, jossa jokainen kehon osa liikkuu samassa kulmassa samanaikaisesti pyörimisakselinsa ympäri.

angular velocity = kulman muutos suhteessa aikaan

antagonisti = vastavaikuttajalihas, synnyttää päinvastaisen liikkeen agonistilihakseen verrattuna

anteriorinen = etummainen

art. coxa = lonkkanivel

biceps femoris = kaksipäinen reisilihas

EMG = Elektromyografia: menetelmä, jolla mitataan lihaksen sähköistä aktivaatiota.

EU = eteenuloskaari

ekstensio = ojennusliike

fleksio = koukistusliike

gastrocnemius = kaksoiskantalihas

gluteus maximus = iso pakaralihas

gluteus medius = keskimäinen pakaralihas

gluteus minimus = pieni pakaralihas

gracilis = hoikkalihas

horisontaalinen = vaakasuora

häiriösignaali = (eng.cross talk)

ilmalentovaihe = Hetki, joka alkaa, kun luistimen terä irtoaa jäältä ponnistusvaiheessa ja päättyy terän koskettaessa jäätä alastulovaiheessa.

lähestymisvaihe = Tulpin ponnistusta edeltävät valmistavat askeleet, jotka alkavat eteenuloskaarelta lähtevästä valssikolmonen -askeleesta ja loppuvat ponnistavan jalan luistimen piikin ensimmäiseen kontaktiin jäähän.

mediaalinen = keski- / sisäpuolinen

O = oikea

pectineus = kolmiomainen harjannelihas

plantaarifleksorilihakset = jalkapohjan koukistajalihakset

ponnistusvaihe = Hetki, jolloin luistelija tuottaa sekä vertikaali- että rotaatiosuuntaista voimaa. Vaihe rajautuu ponnistavan jalan luistimen piikin ensimmäisestä kontaktista jäähän viimeiseen piikin kontaktiin jäässä.

rectus femoris = suora reisilihas

semimembranosus = puolikalvoinen lihas

semitendinosus = puolijänteinen lihas

soleus = leveä kantalihas

tibialis anterior = etummainen säärilihas

TU = taakseuloskaari

TS = taaksesisäkaari

V = vasen

valssikolmonen = tulpin ponnistusta edeltävä luistelijan suorittama valmistava askel

vastus lateralis = ulompi reisilihas

vastus medialis = sisempi reisilihas

vertikaalinen = pystysuora

1T = yksöistulppi

2T = kaksoistulppi

3T = kolmoistulppi

4T = neloistulppi

1 Johdanto

Taitoluistelu lajina on kehittynyt viime vuosikymmeninä valtavasti ja kilpailu lajin huipulla on kova. Kilpailuohjelmissa hyppyjen vaikeustaso on kasvanut, mikä näkyy erityisesti haastavampien neloishyppyjen yleistymisessä sekä miesten että myös naisten kilpailuohjelmissa. Hyppyjen vaikeustason kehittyessä biomekaniikan sekä hyppysuorituksissa vaikuttavien lihasten toiminnan ymmärtämisen merkitys on kasvanut entisestään.

Taitoluistelun kilpailuohjelmissa hyppyelementeistä voi saada runsaasti pisteitä, minkä vuoksi huipputason taitoluisteliijoilla niiden harjoitteluun käytetään paljon aikaa. Tiedetään, että taitoluistelun hypyissä ponnistusvaihe on kriittinen vaikuttaen olennaisesti hyppyjen onnistumiseen. Hyppyjen ponnistusvaiheessa luisteliija synnyttää alaraajojen sekä lantion alueen lihasten toiminnalla tarvitsemansa vertikaalisen nopeuden sekä horisontaalisuuntaisen pyörimis- eli rotaationopeuden. Rotaationopeuden merkitys kasvaa, mitä enemmän suoritettussa hypyissä on kierroksia ilmalennon aikana. (King 2000, 319, 322; King, Smith, Higginson, Muncasy, & Scheirman 2004, 116-118.) Rotaationopeutta kiihdyttää myös ponnistushetkellä ja ilmalennon alussa luistelijan tekemä alaraajojen lähennysliike, jonka ansioista luisteliija pystyy pyörimään nopeammin akselinsa ympäri (Yeadon 2000, 274). Vaikka taitoluistelun hyppyjen biomekaniikkaa tunnetaan nykyään paremmin, alaraajojen lihasaktiivisuudesta yleisesti hypyissä sekä erityisesti hyppyjen ponnistushetkellä tarvitaan kuitenkin vielä lisää tutkimustietoa. Opinnäytetyössä haluttiin keskittyä taitoluistelun hypyistä tulppiin, sillä siitä löytyi muutamia aikaisempia tutkimuksia alaraajalihasten aktiivisuudesta EMG-laitteella mitattuna (Taylor & Psycharakis 2009; Pantoja, Mello, Liedtke, Kanitz, Cadore, Pinto, Alberton, Kruehl 2014). Aiemmissä tutkimuksissa alaraajojen lähentäjälihasten aktivaation tutkiminen oli melko suppeaa huolimatta lihasten roolista ponnistushetkellä.

Opinnäytetyön aihe syntyi omasta mielenkiinnosta taitoluistelun lajin vaatavuuden kasvuun, biomekaniikkaan sekä kuormitusfysiologiaan. Opinnäytetyö on tapaustutkimus, jonka tarkoituksena on saada uutta tietoa alaraajojen lähentäjälihasten roolista taitoluistelun tulpissa lajin urheilijoille, valmennustiimeille sekä lajista kiinnostuneille. Tarkoituksena on antaa tietoa siitä, kuinka hypyn vaikeustaso vaikuttaa lähentäjälihasten lihasaktivaatiotarpeeseen hypyn ponnistusvaiheessa. Tieto auttaa taitoluistelun laji- sekä fysiikkavalmennuksen kehittämisessä hyppyjen vaikeustason vaatimaan suuntaan sekä auttaa valmennustiimiä ymmärtämään hypyn

kuormitusfysiologiaa ja näin ennaltaehkäisemään vammojen syntymistä. Opinnäytetyön tavoitteena on selvittää, vaikuttaako tulpissa suoritettujen rotaatiomäärän lisääntyminen lähentäjälihasten EMG-aktiivisuuden amplitudiin eli voimakkuuteen ponnistusvaiheen aikana vertaamalla kaksois- ja kolmoistulppien lihasaktiivisuuksia keskenään. Tavoitteena on myös selvittää, ovatko lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät noususuuntaisia hyppyjen ponnistusvaiheiden aikana tarkastelemalla aktiivisuuskäyrien muotoja. Opinnäytetyön teoriaosassa hyödynnettiin lähteitä Janet Finna, Google Scholar, ja Pubmed -tietokannoista käyttäen seuraavia hakusanoja: figure skating, figure skater, adductor muscles, electromyography, EMG, electrical muscle activation, muscle activation, figure skating jump ja toeloop. Lisäksi opinnäytetyössä käytettiin kirjallisuus- sekä verkkolähteitä. Lähteet ovat suomen-, englannin-, ruotsin- ja saksankielisiä.

2 Taitoluistelu

Taitoluistelu on fyysinen ja monipuolinen laji, jossa luistelijalta vaaditaan anaerobisen sekä aerobisen kunnon lisäksi voimaa, tasapainoa, koordinaatiota, keskivartalon hallintaa ja liikkuvuutta. Nämä ominaisuudet korostuvat vielä enemmän kansainvälisen tason luistelijoiden, joilta vaaditaan räjähtävää voimantuottoa haastavampien kolmois- ja neloishyppyjen suorittamiseen. Lisäksi hyppyjen suorittaminen vaatii taitoa hallita hypyn rotaatioasentoa ilmassa, koordinoita liikkeitä ja käyttää jarruttavaa lihasvoimaa sekä hallita keskivartaloa alastulovaiheissa. Kilpailuohjelmat vaativat myös riittävää kestävyyskuntoa, jotta luistelijat voi suoriutua teknisistä elementeistä tehokkaasti, vaikka syke nousee maksimilukemiin. (Vescovi & VanHeest 2018, 19-20; Kashubara 2018, 96.)

Taitoluistelussa kilpaillaan yksinluistelussa, pariluistelussa sekä jäätanssissa, joita valvoo kansainvälinen taitoluisteluyhdistys (ISU) (Vescovi & VanHeest 2018, 17). Yksinluistelussa aikuisten seniorisarjoissa kilpailusuoritus sisältää lyhyt- ja vapaaohjelman. Sekä lyhyt- että vapaaohjelma sisältävät tietyn määrän vaadittuja teknisiä elementtejä, joita ovat hyppy, piruetit, askelsarja sekä koreografinen askelsarja. (ISU Technical Panel Handbook 2023.) Jokaiselle elementille on määritelty perusarvo, johon tuomarit voivat lisätä tai josta he voivat vähentää laatu pisteitä sen mukaan, kuinka laadukkaasti luistelijat suorittaa elementin (ISU Judging System n.d.). Hyppyelementeistä voi aiheutua laatu vähennyksiä, jos esimerkiksi hypyn alastulo ei tule taaksepäin puhtaalle alastulokaarelle eli rotaatio jää vajaaksi, hyppy on ylirotatoitunut eli kiertyy yli, hyppy lähtee väärältä lähtökaarelta tai jos hyppy tulee alastulossa kahdelle jalalle alas (ISU

Technical Panel Handbook 2023). Virheettömästä ja laadukkaasta suorituksesta tuomarit voivat antaa laatu pisteitä. Teknisten elementtien lisäksi tuomarit pisteyttävät myös luistelijan esiintymistä arvioimalla kolme eri komponenttiosa- aluetta, jotka ovat luistelutaito, esittäminen ja sommittelu (ISU Judging System n.d.). Teknisistä elementeistä hyppy kerryttävät eniten pisteitä. Hyppyjen pisteiden perusarvo määräytyy hypyn vaikeustasosta ja siitä, kuinka monta kierrosta luistelija kyseisessä hypyssä suorittaa. Eniten pisteitä kertyy neloishypyistä, jotka ovat vaikeimpia taitoluistelussa suoritettuja hyppyjä. (Communication No. 2253. 2019.) Miesten suorittamien neloishyppyjen määrä kilpailuohjelmissa on kasvanut viime vuosina valtavasti, mikä näkyy elementtipisteiden määrän kasvussa (Weigmann-Faßbender & Knoll 2019, 141). Taitoluistelun hyppytekniikan ja hyppyjen vaikeustason kehittyessä lajin biomekaniikan ymmärryksen syventäminen valmennuksessa on korostunut entisestään.

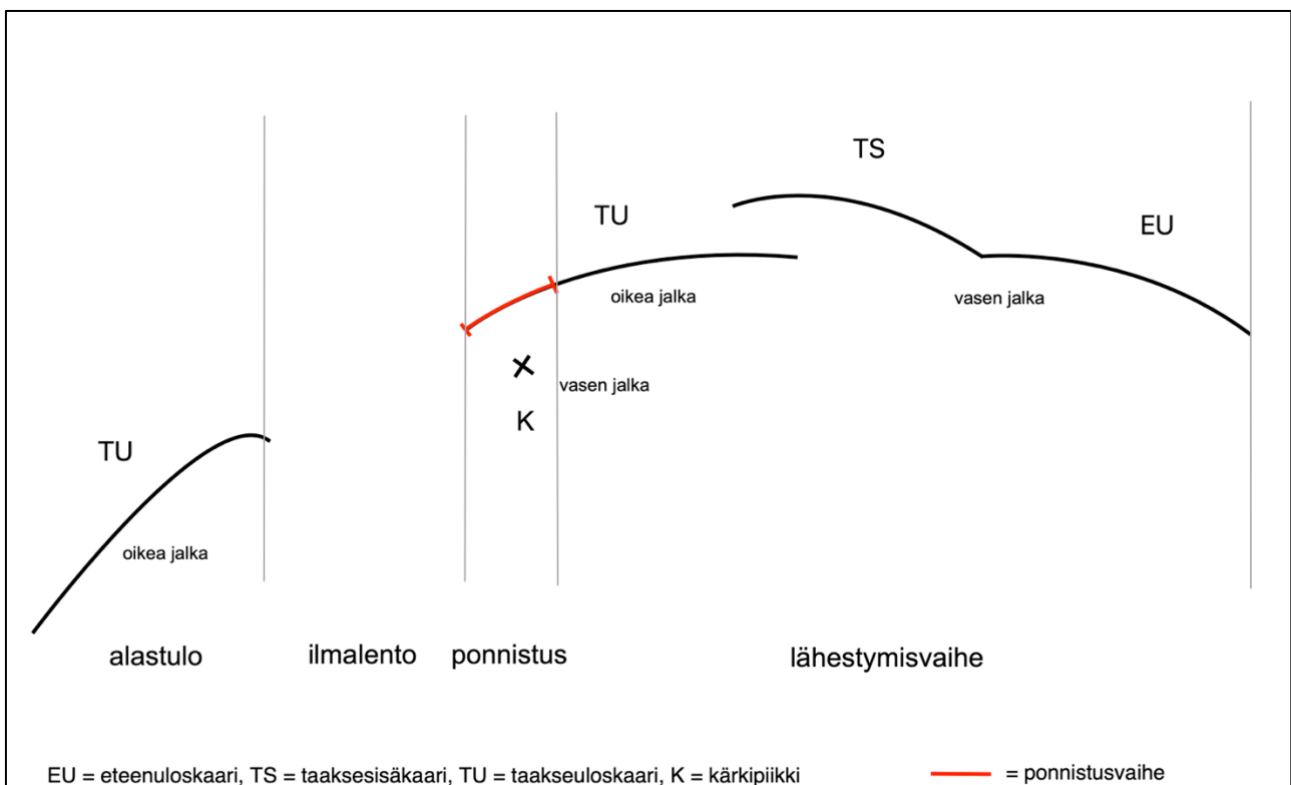
Taitoluistelussa on kuusi erilaista arvioitavaa hyppyä: salchow, tulppi (eng. toeloop), ritti (eng. loop), flip, lutz ja aksel (eng. axel). Hypyistä salchow, ritti ja aksel ovat kaarihyppyjä ja tulppi, flip ja lutz ovat kärkihyppyjä. Hyppyt eroavat toisistaan lähtösuunnan, ponnistavan jalan, liukuvan jalan lähtökaaren ja / tai ponnistuksessa käytettävän joko piikki- tai kaarilähdön mukaan. Kuitenkin kaikki hyppyt tulevat samalla tavalla alastuloliukuun taaksepäin ulkokaarelle. Hyppyt voidaan suorittaa joko vasta- tai myötäpäivään, jolloin rotaatio pyörii luistelijan kehon akselin ympäri joko vasemmalle tai oikealle. Hyppyjen vaikeustaso nousee ilmalennon aikana suoritettun rotaatiomäärän kasvaessa. Helpoin hyppysuoritus on yksöishyppy, jossa luistelija tekee yhden kierroksen ilmalennon aikana. Tällä hetkellä vaikein suoritettava hyppelementti on neljä kierrosta ilmassa sisältävä neloishyppy. Aksel on hypynä poikkeus, sillä se on ainoa eteenpäin ulkokaareltä ponnistettava hyppy, jolloin hyppyyn tulee ylimääräinen puolikas kierros lisää. Aksel-hyppyä pidetäänkin vaikeimpana kuudesta hypystä. Hyppyjä on mahdollista suorittaa kilpailuissa joko soolohyppyinä tai yhdistelmissä, jolloin hyppyjä suoritetaan kaksi tai enintään kolme peräkkäin. (King 2000, 312-313.)

3 Tulpin biomekaniikkaa

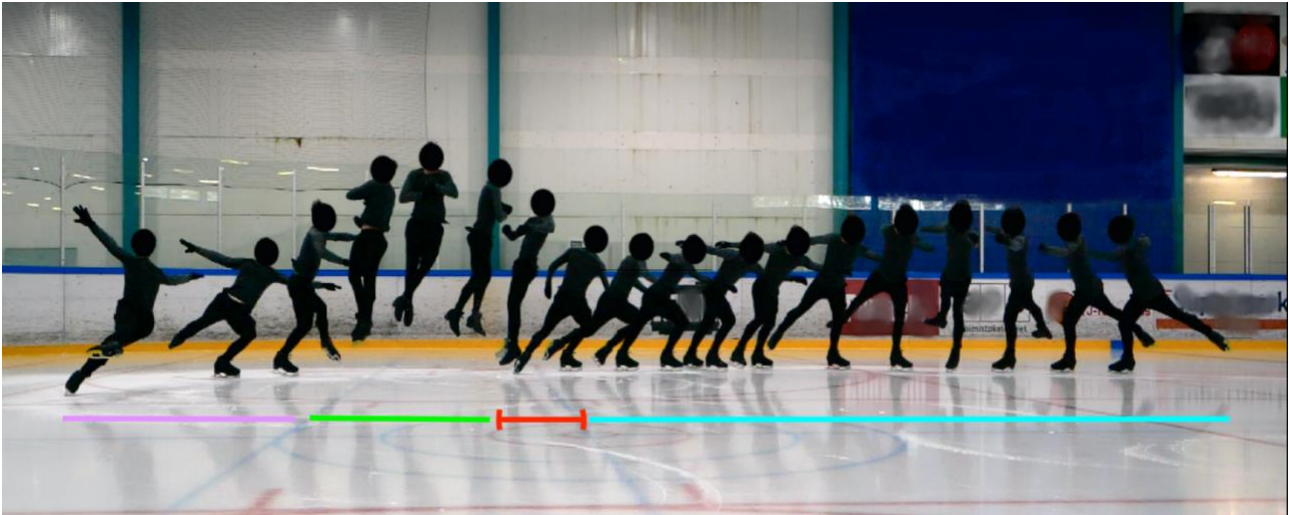
Opinnäytetyössä keskitytään taitoluistelun kuudesta hypystä helpoimpana pidettyyn tulppiin (T), joka on yksi kolmesta kärkihypystä. Vastapäivään suoritettuna luistelija liukuu tulpissa ensin taakse ulkokaarella oikealla jalalla (O), jonka jälkeen hän ponnistaa vasemman jalan (V) kärkipiikin avulla vastapäivän suuntaisesti ilmalentoon ja aloittaa rotaation. (King 2000, 313; King ym. 2004, 112.)

3.1 Tulpin vaiheet

Tulpin biomekaniikan analysoimista varten hypyn voi jakaa eri avainkohtiin ja vaiheisiin. Cabell ja Bateman (2018) jakoivat tulpin vaiheet neljään osaan: 1) taaksepäin liuku, 2) kärkihiikki, 3) ponnistus ja ilmalento sekä 4) alastulo ja hypystä poistuminen (Cabell & Bateman 2018, 65-66). King ja muut (2004) jakoivat tulpin neljään avainkohtaan, jotka ovat 1) kärkihiikki (kärkihiikin ”iskeytyminen” jäähän), 2) hyppyyn lähtö (luistimen viimeinen kontakti jäähän), 3) hypyn ilmalennon korkein kohta ja 4) alastulo (hetki, jossa luistin koskettaa jäätä). Näiden neljän avainkohdan lisäksi tutkijat jakoivat tulpin myös kolmeen laajempaan vaiheeseen: 1) lähestymisvaihe, joka alkaa ”valssikolmonen” -askeleesta ja päättyy kärkihiikin iskeytymiseen jäähän, 2) ponnistusvaihe, joka alkaa hiikin ensimmäisestä kontaktista jäähän ja päättyy hypyn lähtöhetkeen eli hiikin irtoamiseen jäältä ja 3) ilmalentovaihe, joka alkaa hypyn lähtöhetkestä ja päättyy alastuloon. (King ym. 2004, 113.) Opinnäytetyössä hyödynnetään Kingin ja muiden (2004) mallia hypyn vaiheistuksesta, jossa keskitytään erityisesti hypyn ponnistusvaiheeseen. Tulpin vaiheet on esitelty piirroksena ylhäältä katsottuna kuviossa 1 ja sivusta kuvattuna kuviossa 2.



Kuvio 1. Tulpin vaiheet ylhäältä katsottuna



Kuvio 2. 3T kuvasarjana: Sininen alue = lähestymisvaihe, punainen alue = ponnistusvaihe, vihreä alue = ilmalento, lila alue = alastulovaihe

3.2 Tulpin ponnistus ja ilmalento

Tulpin ponnistusvaiheen biomekaniikkaa on tutkittu muutamissa tutkimuksissa. King ja muut (2004) havaitsivat tulpin lähestymisvaiheessa ennen ponnistavan jalan kärkipiikin iskeytymistä jäähän hetkellistä kehon massan keskipisteen alenemista liukuvan jalan polven fleksion seurauksena. Liukuvan jalan polvi aloitti ojentumisliikkeen jo hieman ennen kärkipiikin iskeytymistä jäähän, jolloin luistelija aloittaa ylöspäin suuntautuvan vertikaalisen nopeuden tuottamisen. (King ym. 2004, 116.) Cabellin ja Batemanin (2018) mukaan ponnistavan jalan kärkipiikin optimaalinen sijainti hypyn ponnistusvaiheessa vaikuttaa olennaisesti ponnistuksen voimantuottoon, vertikaaliseen nopeuteen sekä rotaationopeuteen (Cabell & Bateman 2018, 65). Ponnistusvaiheen tekniikassa on havaittu yksilöllisiä eroja. Esimerkiksi ponnistustekniikka ja kärkipiikin sijainti voivat vaihdella riippuen suoritetusta kierrosmäärästä. King ja muut (2004) havaitsivat luistelijoiden välisiä eroja kärkipiikin sijainnissa kolmois- (3T) ja nelostulpin (4T) ponnistusvaiheessa (King ym. 2004, 110-118).

Tulpissa sekä muissa taitoluistelun hypyissä ilmalentorata on luonteeltaan kaarimainen. Hypyn korkeuteen vaikuttaa ponnistushetken vertikaalinen nopeus eli ylöspäin suuntautuva voima, kun taas hypyn pituuteen vaikuttavat yhdessä sekä horisontaalinen eli vaakasuuntainen että vertikaalinen nopeus. Taitoluistelun hypyn suurin vertikaalinen nopeus saavutetaan ponnistusvaiheen lähtöhetkellä. Hypyn korkeimmassa kohdassa vertikaalinen nopeus on 0, sen jälkeen se muuttuu negatiiviseksi, kun maan vetovoima alkaa vetää luistelijaa takaisin kohti jäätä.

(Cabel & Bateman 2018, 43-45.) Tulpissa suoritettavan kierrosmäärän kasvaessa riittävä vertikaalinen nopeus ponnistusvaiheessa on yksi tärkeimmistä onnistuneen hyppysuorituksen tekijöistä (Knoll & Härtel 2005, 137; King ym. 2004, 117-119). King ja muiden (2004) tutkimuksen mukaan 4T:n osaavat luistelijat saavuttivat suurempia ponnistuksen vertikaalinopeuksia verrattuna 4T:a osaamattomiin luistelijoihin. Vertikaalinen nopeus ponnistuksessa vaikuttaa myös hyppyn ilmalentoaikaan, ja tutkimuksessa 4T:ien ilmalentoaika oli 3T:in verrattuna hieman suurempi (0,68s). (King ym. 2004, 117-119.) Myös muut ovat mitanneet ilmalentoajaksi samankaltaisia tuloksia neloishypyistä sekä tulpissa että salchowissa, ja kolmoisakselissa (Knoll & Hildebrand 2019, 378; Mazurkiewicz, Iwańska, & Urbanik 2018, 7). Lisäksi King ja muut (2004) mittasivat 4T:n osaavilla luisteliijoilla korkeampia hyppykorkeuksia verrattuna 4T:a osaamattomien luistelijoiden hyppysuorituksiin. 3T:ien ja 4T:ien lähtöhetken horisontaalisissa nopeuksissa ei havaittu niinkään eroja. (King ym. 2004, 115, 119.)

3.3 Rotaation määritelmä

Rotaatio (engl. angular motion) viittaa liikkeeseen, jossa jokainen kehon osa liikkuu samassa kulmassa samanaikaisesti pyörimisakselinsa ympäri. Rotaatioliikkeessä keskeistä on kehon massapiste, joka toimii ikään kuin keskipisteenä, jonka ympäri kehon pyöriminen tapahtuu. Tätä rotaatiota esiintyy kaikissa ihmisen tuottamissa liikkeissä. (Bartlett 1997, 49, 73.) Taitoluistelussa rotaatioliike on keskeistä taitoluistelun elementeistä erityisesti hyppyissä, pirueteissa sekä myös askelsarjoissa (Cabell & Bateman 2018, 43).

Rotaatioliikkeessä keskeistä on kulmanopeus (eng. angular velocity), joka kuvaa kulman muutosta suhteessa aikaan. Kulmakiihtyvyys (eng. angular acceleration) tarkoittaa pyörimisliikkeen kulmanopeuden muutosta tietyssä ajassa. Positiivisella kulmanopeudella pyörimisliike kiihtyy ja negatiivisella hidastuu. Hitausmomentti (eng. moment of inertia) kuvastaa kappaleen pyörimisnopeuden muutoksen vaikeutta. Massan hitaudella tarkoitetaan esineen vastustusta muuttaa liikettään. Mitä suurempi massa, sitä vaikeampi sen liikettä on kiihdyttää. Massan pyörimisen hitauteen vaikuttaa myös sen jakautuminen akselin ympärille. Laajempi massa-alue tarkoittaa suurempaa liikkeen hitautta. Esimerkiksi ilmalennossa kehonsa ojentaneella voimistelijalla on suurempi hitausmomentti verrattuna keräasennossa pyörivään voimistelijaan. (Bartlett 1997, 53-55, 90.) Sama ilmiö tapahtuu taitoluistelussa hyppyn rotaatiossa, jossa luistelija lähtee hyppyyn raajat leveämmässä asennossa, mutta tuo ne ponnistusvaiheen ja ilmalennon

aikana lähemmäksi vartaloa vähentäen hitausmomentin määrää ja näin lisäten pyörimisnopeutta (Yeadon 2000, 274). Itse rotaatioliikettä kuvaa kehon liikemäärämomentti (eng. angular momentum), joka syntyy hitausmomentin ja kulmanopeuden yhdistelmästä (Bartlett 1997, 112; Yeadon 2000, 274). Rotaatioliike jatkuu tasaisena, ellei siihen vaikuta ulkoisia voimia, kuten maan vetovoima tai vääntömomentti (Bartlett 1997, 90, 109).

3.4 Rotaatio tulpissa

Luistelijan tulee tuottaa tulpin ponnistusvaiheessa vertikaalisen nopeuden lisäksi myös tarvittava rotaatio- eli pyörimisnopeus. Ulkoiset voimat vaikuttavat hypyn rotaatioliikkeeseen vain luistelijan ollessa vielä kontaktissa jäähän, jolloin luistelijan tulee synnyttää tarvittava pyörimisliike tulpin ponnistushetkellä. (King 2000, 319; King ym. 2004, 117-118.) King ja muiden (2004) mukaan ponnistusvaiheessa luistelijan kärkipiikki alkaa kiertyä jäässä niin, että luistelijan hartiat ja lonkka alkavat kiertymään rotaatiosuuntaan jatkaen liikettä rotaatioon. Luistelija alkaa tuottamaan rotaatioliikettä tulpin ponnistusvaiheessa sitä aikaisemmin, mitä enemmän hypyssä on kierroksia (vrt. 3T ja 4T). (King ym. 2004, 116.) King (2000) havaitsi rotaatioliikkeen syntyvän pääasiassa lantion rotaatioliikkeestä ja hypyn vapaan eli liukuvan jalan (tulpissa O jalka) synnyttämän horisontaalisen reaktion vaikutuksesta ponnistushetkellä (King 2000, 322).

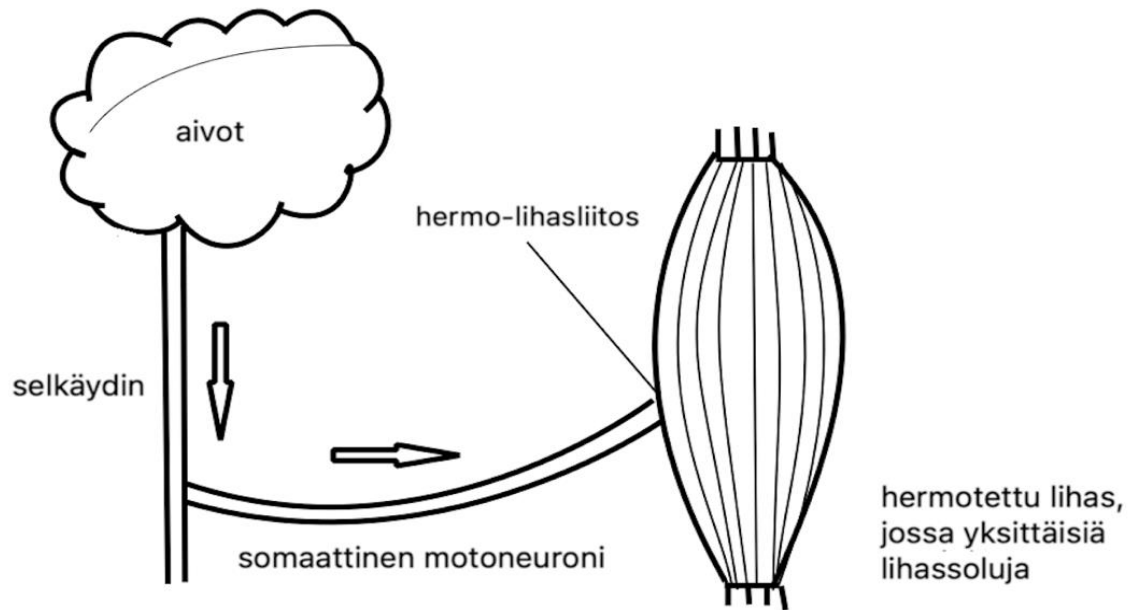
Vertikaalisen nopeuden, ilmalentoajan ja hyppykorkeuden lisäksi riittävän rotaationopeuden merkitys kasvaa, mitä enemmän hypyssä on kierroksia. Esimerkiksi Kingin ja muiden (2004) mukaan luistelijan tulisi synnyttää suurempi rotaationopeus 4T:ssa verrattuna 3T:in. Tutkijat mittasivat keskiarvoiseksi rotaationopeudeksi 4T:ssa 4.8 kierrosta sekunnissa, mikä oli 0.9-1.0 kierrosta sekunnissa nopeampi kuin 3T:ssa. (King ym. 2004, 118-122.) Myös muut tutkijat ovat mitanneet samankaltaisia rotaationopeuksia neloishypyistä 4T:ssa (King & Smith 2002) sekä kolmoishypyistä kolmoisflipissä (Shi, Ozaki & Honda 2020). Onnistuneessa hyppysuorituksessa lähtöhetken pyörimisnopeuden sekä hitausmomentin on oltava optimaalisia, sillä ilmalennon aikana korjausliikkeitä on mahdotonta suorittaa (Knoll & Härtel 2005, 137). Vaadittavaan hypyn rotaationopeuteen vaikuttaa myös hypyn ilmalentoaika. Mitä pienempi hypyn ilmalentoaika on, sitä suurempi rotaationopeus tarvitaan. Tätä suhdetta ilmentävät Knoll ja Hildebrand (2019), joiden tutkimuksessa rotaationopeus oli suurempi niissä neloishypyissä, joiden lentoaika oli pienempi (Knoll & Hildebrand 2019, 378). Knollin ja Seidlin (2015) mukaan ilmalentoajan tarve vähenee, kun lähtöhetken sekä ilmalennon hitausmomentti on mahdollisimman pieni. Tämä

saavutetaan, kun rotaatioasento suljetaan ponnistushetkellä tiiviiksi mahdollisimman nopeasti ja pidetään tiiviinä mahdollisimman pitkään. (Knoll & Seidl 2015, 1025.) Luistelijan tulisi ylläpitää tiivis rotaatioasento ilmalennon aikana sitä kauemmin, mitä enemmän hypyssä on kierroksia. Jotta rotaationopeus olisi riittävä esimerkiksi neloishypyn suorittamiseen, olisi ilmalennon rotaatioasennon olla tiiviimpi verrattuna kolmoishyppyyn. (King ym. 2004, 121; Cabell & Bateman 2018, 66; King & Smith 2002; Shi, Ozaki & Honda 2020, 6.)

4 Elektromyografia

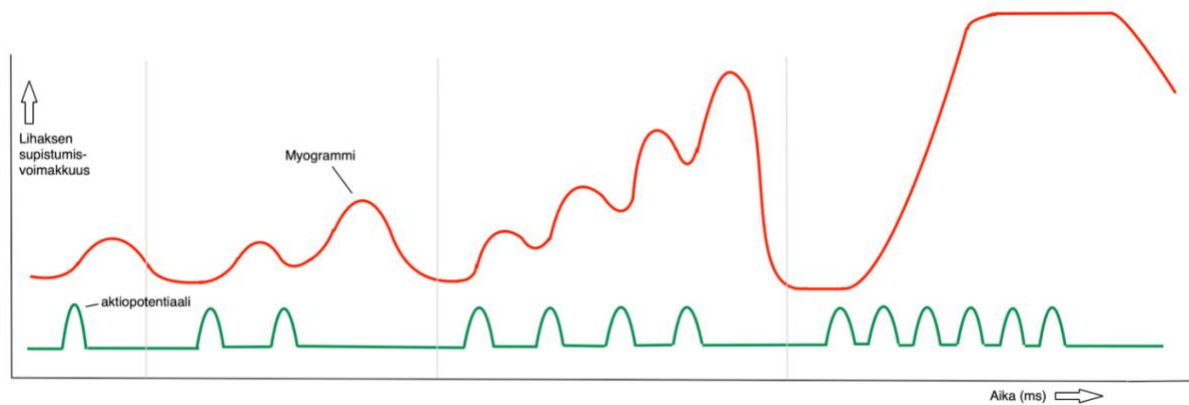
4.1 Lihaksen sähköinen aktivaatio

Luurankoliuksen sähköinen stimulus saa alkunsa aivojen motoriselta aivokuorelta tai selkäytimestä, josta se kulkeutuu somaattista motoneuronia pitkin sen hermottamaan ryhmään lihassoluja (kts. kuvio 3) (Kauranen 2011, 146; Tortora & Derrickson 2013, 295). Tortoran ja Derricksonin (2013) selityksen mukaan sähköinen stimulus saapuu keskushermostosta ensin motoneuronia pitkin hermolihasliitokseen, jossa se siirtyy lihassoluun synapsikuilua pitkin käyttäen avukseen asetyylikoliini-nimistä välittäjäainetta. Asetyylikoliini kiinnittyy lihassolun reseptoreihin, mikä laukaisee natrium-kaliumpumppujärjestelmän toiminnan. Tämä avaa lihassolukalvon natrium (Na⁺) -kanavan, mikä aiheuttaa natriumionien virtauksen lihakseen ja positiivisen varauksen kasvun lihaksen sisällä. Tämä ero sähköisessä varauksessa synnyttää aktiopotentialin, joka kulkee lihassolun läpi ja aiheuttaa kalsiumionien vapautumisen solulimakalvosta. Kalsiumionien vapautuminen saa aikaan lihaksen supistumisen. Kun impulssi loppuu, asetyylikoliinin vaikutus päättyy, mikä saa kalsiumionit palaamaan takaisin solulimakalvoon ja lihas palautuu normaalitilaan. (Tortora & Derrickson 2013, 307.)



Kuvio 3. Sähköisen stimulauksen eteneminen keskushermostosta lihakseen (Tortora & Derrickson 2013, 307, muokattu)

Lihaksen supistuminen on yhden tai useamman peräkkäisen aktiopotentialia aiheuttavan stimulauksen seurausta. Peräkkäisten stimulausten määrä ja tiheys vaikuttavat lihaksen supistumisen voimakkuuteen. Jos stimuluksia saapuu lihakseen kaksi tai useampia ennen lihaksen rentoutumista, tulee lihassupistuksesta voimakkaampi. Mitä tiheämmin impulsseja saapuu lihakseen, sitä vähemmän lihas ehtii rentoutua impulssien välissä ja sitä suurempi supistuksen voimakkuus on. Tätä ilmiötä kutsutaan aaltojen summaukseksi. (Tortora & Derrickson 2013, 312.) Summausilmiö on kuvattu kuviossa 4, jossa vihreä käyrä kuvastaa aktiopotentialien määrää sekä frekvenssiä ja punainen käyrä (myogrammi) lihassupistuksen voimakkuutta (kts. kuvio 4).



Kuvio 4. Aaltojen summausilmiö (Tortora & Derrickson 2013, 313, muokattu)

Yksi somaattinen motorinen neuroni voi haarautua moneen osaan hermottaen näin monta yksittäistä lihassolua (Tortora & Derrickson 2013, 295). Yhden sensorisen motoneuronin ja sen haarojen hermottamien lihassolujen ryhmää kutsutaan motoriseksi yksiköksi. Keskimääräisesti yksi motoneuroni voi hermottaa yhtä aikaa reilusti yli sataa lihassolua, jotka kaikki supistuvat yhtäaikaaisesti impulssin vaikutuksesta. Isoilla lihasryhmillä, kuten esimerkiksi kolmipäisellä pohjelihaksella (*gastrocnemius*) tai kaksipäisellä olkalihaksella (*biceps brachii*) voi yhtä motorista yksikköä kohden olla yli 2 000–3 000 lihassolua hermotettavana. Tämä johtuu siitä, että suuret lihasryhmät ovat vastuussa usein laajoista, voimaa vaativista karkeamotorisista liikkeistä. Hienomotorisia, tarkkoja liikkeitä suorittavilla lihaksilla, kuten silmän liikkeitä tuottavilla lihaksilla, on lihasta kohden monta pienempää motorista yksikköä mahdollistaen liikkeiden tarkkuuden. Koska yhden motorisen yksikön hermottamien lihasten supistuminen perustuu ”kaikki tai ei mitään”-periaatteeseen, lihaksen tuottamaan supistumisvoimaan vaikuttavat motoristen yksikköjen koko ja niiden rekrytoinnin määrä. (Tortora & Derrickson 2013, 311–312.) Opinnäytetyössä tarkasteltavat lähentäjälihakset ovat suhteellisen suuria, karkeamotorisesta liikkeestä vastuussa olevia lihaksia.

Lihaskudos jaotellaan sen fysiologisten ja rakenteellisten ominaisuuksien perusteella poikkijuovaiseen ja sileään lihaskudokseen sekä sydänlihaskudokseen. Näistä tahdonalaisesti toimiva, tietoisesti kontrolloitavissa oleva poikkijuovainen lihaskudos eli luurankolihas (Kauranen 2014, 39–40) on tämän opinnäytetyön keskiössä. Lihaksen supistustavan tai lihastyön voi jakaa dynaamiseen tai isometriseen lihastyöhön. Dynaamisessa lihastyössä lihasjännekompleksissa tapahtuu pituusmuutoksia, ja se voidaan jakaa konsentriseen (lihasjännekompleksi lyhenee) tai eksentriseen (lihasjännekompleksi pitenee) lihastyöhön.

Isometrisessä lihastyössä lihas-jännekompleksin pituus ei muutu. (Mero, Nummela, Kalaja & Häkkinen 2016, 94.) Opinnäytetyön tutkimuksessa mitattava hyppysuoritus sisältää pääasiassa dynaamista eli konsentrista ja eksentristä lihastyötä.

4.2 EMG-laitteen käyttötarkoitus ja laitteella mittaaminen

Elektromyografia (EMG) -mittausta hyödynnetään laajasti neurologian, ergonomian, harjoitusfysiologian, kinesiologian, kuntoutuksen ja lääketieteen alalla (Merletti & Parker 2004, 365). Kaurasen (2011) mukaan EMG-mittauksen tulokset toimivat biopalautteena, mikä tarkoittaa elimistöstä saatua reaaliaikaista informaatiota sen sisäisestä fysiologisesta toiminnasta, tässä opinnäytetyössä lihasten neuraalisesta aktivaatiosta. Biopalautetta voidaan hyödyntää sekä terveyden, suorituskyvyn että motorisesta oppimisesta syntyvien hermostollisten muutosten seuraamisessa. EMG-mittauksella voidaan arvioida liikkeiden suoritustekniikkaa ja optimaalisia suoritusasentoja sekä arvioida urheilijoiden suorituksen jälkeistä palautumista. (Kauranen 2011, 206, 389-390, 396.) Merlettin ja Parkerin (2004) mukaan harjoitusfysiologiassa EMG-mittauksella voidaan tutkia myös harjoittelun seurauksesta johtuvaa lihasten hermostollista adaptaatiota ja lihasväsymystä, lihasaktivaatioiden nopeutta ja taajuutta sekä lihasvaurioita. Kliinisessä työssä EMG-mittausta on käytetty myös erilaisten dysfunktionaalisten kehon toimintojen ja liikkeiden syiden arvioimiseen ja tutkimiseen. (Merletti & Parker 2004, 366-376, 436.) Opinnäytetyössä käytetään EMG-mittausta biopalautteena, josta saadaan reaaliaikaista informaatiota lihasaktivaation voimakkuudesta sekä ajoituksesta ja lisää ymmärrystä lähentäjälihasten käyttäytymisestä taitoluistelun tulpissa.

Merlettin ja Farinan (2016) mukaan EMG-mittaus perustuu lihasten sähköisen aktiivisuuden havainnointiin EMG-signaalien avulla. EMG-signaali syntyy lihaskudoksen supistuksen aikaisesta sähköisestä aktiivisuudesta, tarkemmin lihaskudoksen ulkoisen kudossalvon eli sarkolemman depolarisaatiosta ja repolarisaatiosta. (Merletti & Farina 2016, 30-35.) EMG-signaalin syntymiselle olennaisin toiminnallinen komponentti on mitattavan lihaksen motorisen yksikön aktiopotentiaali, joka saa alkunsa sitä hermottavasta motoneuronista. Pintaelektrodilla voidaan havaita lihaksen yksittäisiä aktiopotentiaaleja tai monen peräkkäisen aktiopotentiaalijonoja jatkuvassa lihassupistuksessa. (Delsys Technical Note 101: EMG Sensor Placement n.d, 1.) EMG-mittaus voidaan tehdä joko sisäisesti suoraan lihaskudoksesta EMG-neulan avulla tai pinnallisesti iholta lihasten päälle asetetuilla EMG-elektrodeilla (Merletti & Farina 2016, 31). Näistä erityisesti

pinnallisen EMG-mittauksen käyttö on monipuolistunut ja kasvanut liikuntatieteen tutkimusalalla viime vuosikymmenen aikana (Merletti & Muceli 2019, 1). Merlettin ja Farinan (2016) mukaan invasiivisessa eli lihaksen sisäisessä EMG-mittauksessa kohdelihasta voidaan mitata hyvin paikallisesti ja läheltä niin, että neulaelektrodin ja lihasten välissä olevan kudoksen vaikutus mittaustulokseen on suhteellisen pieni. Neulaelektrodin avulla on mahdollista saada hyvin paikallinen kuva kohdelihaksen aktivaatiosta. Noninvasiivisessa eli pinnallisessa EMG-mittauksessa kohdelihaksen aktiivisuutta voidaan mitata suhteellisen kaukaa aktiopotentiaalin synnyttäneestä motorisesta yksiköstä lihaksen kokonaisvaltaisen sähköisen kentän vuoksi. (Merletti & Farina 2016, 31.) Pintaelektrodeilla taltioidaan suurempien lihasryhmien tuottamaa kokonaisvaltaista avaruudellista aktiivisuutta, joka on monen motorisen yksikön sähköisen aktiivisuuden summa (Delsys Technical Note 101: EMG Sensor Placement n.d, 1). Signaalin johtumiseen ja näin myös mittaustuloksiin vaikuttaa pintaelektrodin ja lihaksen väliin jäävä biologinen kudos. Tämän vuoksi pinnallisella EMG-mittauksella voidaan saada vain kokonaisvaltainen ja avaruudellinen kuva kyseisen lihaksen aktivaatiosta. (Merletti & Farina 2016, 31.) Opinnäytetyön tutkimuksessa käytetään pinnallista EMG-mittaustapaa.

Pintaelektrodien oikeanlainen sijainti vahvistaa EMG-signaalin mittausvarmuutta ja vähentää muiden ympäröivien lihasten aiheuttamien ei-toivottujen häiriösignaalien (eng. crosstalk) joutumista EMG-aktiivisuuskäyrälle. Optimaalisin elektrodin sijainti on lihaksen keskellä lihassäikeiden suuntaisesti, mahdollisimman kaukana lihasjänteistä tai hermopisteistä. Lihaksen keskikohdassa EMG-signaalien amplitudi on suurin. Tämä johtuu siitä, että lihaksen keskiosa on yleisesti paksumpi ja sisältää enemmän aktiopotentiaaleja synnyttäviä lihassoluja verrattuna ohuempiin, lihaksen jänneiden läheisyydessä oleviin osiin. Elektrodien asettaminen liian lähelle ohuita jännealueita lisää ympäröivien lihasten häiriösignaalin riskiä. Elektrodien sijainti liian lähellä hermopistettä vaikeuttaa signaalien mittausta, sillä sähköimpulssien kulkeutumissuunta hermopisteestä poispäin lihaksen muihin osiin vaimentaa signaalia. EMG-signaalien laadun parantamiseksi ihon on oltava puhdas ennen elektrodien asettamista. (What factors affect EMG Signal Quality? N.d.)

4.3 EMG-datan analysointi

EMG-signaalin analysoimisessa tarkastellaan tavallisimmin EMG-aktiivisuuskäyrän frekvenssiä, amplitudia tai ajoitusta. EMG-signaalien frekvenssien avulla tarkastellaan lähinnä

muuttumattomien taajuuksien frekvenssejä, joita isometrinen lihastyö synnyttää. Tätä analysointimenetelmää hyödynnetään yleisimmin lihasväsymyksen arvioimisessa, sillä lihasväsymys näkyy EMG-signaalien frekvenssin vähenemisenä ajan kuluessa. EMG-aktiivisuuskäyrän amplitudin avulla voidaan arvioida mitattavan lihaksen supistuksen intensiteettiä reaaliaikaisesti. Tavallisimmin amplitudi lasketaan keskiarvoisen neliöjuuren mukaan (RMS, eng. the root mean-square), jolla saadaan laskettua EMG-signaalin teho. Signaalien ajoituksen analysoimisessa tarkastellaan lihaksen aktivoitumisen ajoituksia suhteessa dynaamiseen liikkeeseen. Ajoitus voidaan päätellä EMG-signaalin amplitudin avulla: Jos amplitudi on 0, aktivaatiota ei tapahdu. Jos amplitudi on suurempi kuin 0, aktivaatio oletettavasti tapahtuu. (Delsys Technical Note 103: EMG Signal Analysis n.d., 1-4.) EMG-signaalien amplitudia tarkastellaan, kun halutaan vastaus opinnäytetyön ensimmäiseen tutkimuskysymykseen ja toiseen tutkimuskysymykseen pyritään saamaan vastaus tarkastelemalla signaalien ajoitusta.

Kun tavoitteena on mitata EMG-signaalin amplitudia, on analysointivaiheessa otettava huomioon luistelijan taitotaso suoritettavassa liikkeessä. Liikkeen motorinen oppiminen vaikuttaa lihasaktivaation voimakkuuteen ja ajoitukseen. Harjoittelun seurauksena motorisen liikkeen koordinaatio kehittyy. Tähän liittyvät nivelten vapausasteiden suureneminen sekä agonisti-antagonistilihaksien parantunut yhteistoiminta. Lihasten ja nivelten kehittynyt yhteistoiminta lisää liikkeen rentoutta sekä tehokkuutta vähentäen liikkeeseen vaadittavaa lihasaktivaation tarvetta. (Kauranen, 2011, 396-397.) EMG-aktiivisuuden määrä ei siis suoraan kerro lihaksen supistusvoimakkuudesta, vaan myös liikkeen hallittavuudesta ja taitotasosta. Kaurasen (2011) mukaan lihasaktivaation tarve vähenee harjoitteluvaiheen edetessä ja on pienimmillään automatisoituneessa vaiheessa. Tätä puoltaa motorisen oppimisen kolmivaiheinen malli, jossa motorisen oppimisen vaiheet jaetaan aloittelija-, edistynyt- ja asiantuntijavaiheeseen. (Kauranen 2011, 315.)

5 Alaraajojen lähentäjälihakset ja niiden toiminta

Alaraajojen lähennys- eli adduktioliike on liikettä, jossa alaraajoja tuodaan lähelle toisiaan (Cabell & Bateman 2018, 37). Alaraajojen lähennysliike tapahtuu pääasiassa lonkkanivelen (art. coxa) lähentäjälihasten supistuessa. Lähentäjälihaksiin kuuluvat adductor magnus (iso lähentäjälihäs), adductor longus (pitkä lähentäjälihäs), adductor brevis (lyhyt lähentäjälihäs), gracilis (hoikkalihäs) ja pectineus (kolmiomainen harjannelihäs). Lisäksi lonkkaniveltä lähentävät myös takareiden

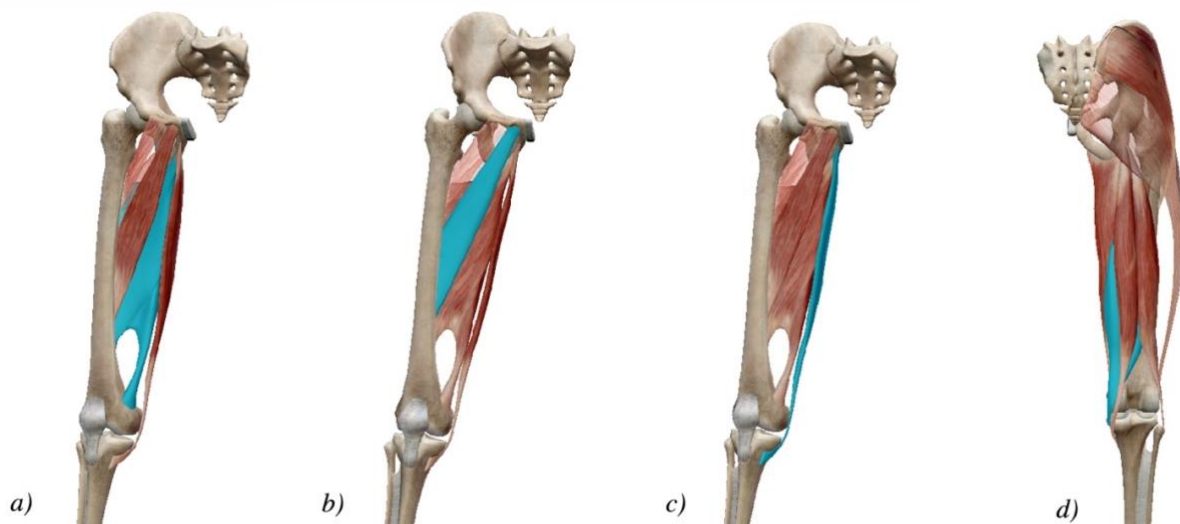
semimembranosus (puolikalvoinen lihas) sekä heikosti semitendinosus (puolijännteinen lihas). (Berg 2014, 253-254, 257.) Tässä opinnäytetyössä tarkasteltavia lihaksia ovat adductor magnus, adductor longus, gracilis ja semimembranosus (kts. taulukko 1 ja kuvio 5).

Gracilis on lähentäjälihaksista pisin, mediaalisin ja ohuin ja sitä pidetään heikoimpana lähentäjälihaksena. Se on myös lähentäjälihaksista ainoa, jonka jänne ylittää polvinivelen. (Berg 2014, 263-264.) Adductor magnus on lähentäjälihaksista suurin ja voimakkain. Muodoltaan se on monimutkaisin lähentäjälihak, sillä se jakautuu kahteen osaan, adduktoriseen osaan sekä takareisiosaan. Näistä molemmat osat osallistuvat lonkan lähennysliikkeeseen. (Adductor Magnus n.d.) Adductor longus on lähentäjälihaksista kaikista anteriorisin eli etummaisista ja muodoltaan viuhkan muotoinen. Sen päätehtävänä on lonkan lähennysliike, mutta se osallistuu myös lonkan fleksioon, ulkorotaatioon sekä lonkkanivelen stabilointiin. (Adductor Longus n.d.)

Semimembranosus kuuluu takareisilihaksiin ja sijaitsee lähes kokonaan semitendinosus-lihaksen alla biceps femoris -lihaksen mediaalipuolella sisäreidessä. Sen päätehtävänä on polven fleksio, polven sisärotaatio ja lantion ekstensio. (Semimembranosus n.d.) Vaikka edellä mainitut liikkeet kuuluvat semimembranosuksen päätehtäviin, osallistuu se myös muiden lähentäjälihasten kanssa lonkan lähennysliikkeeseen. (Berg 2014, 254). Semimembranosus -lihasta ei luokitella lähentäjälihakryhmään, mutta tässä opinnäytetyössä se otetaan tarkasteluun mukaan lähentäjälihasten toimintaa tutkittaessa. Lähentäjälihasten origot, insertiot, toiminta ja hermotus on esitetty taulukossa 1.

Taulukko 1. Opinnäytetyön tutkimukseen sisältyvät lähentäjälihakset ja niiden tiedot (Berg 2014, 254, 259-261, 263-264, muokattu)

lihakset	origo	insertio	toiminta	hermotus
adductor magnus	etuosa: ramus inferior ossis pubis, takaosa: Ramus ossis ischii, tuber ischiadicum	linea aspera, tuberculum adductorium	lonkan adduktio, lonkan fleksio (etuosa), lonkan ekstensio (takaosa), lonkan sisärotaatio	N. obturatorius Pl. lumbalis (L2-L4), N. ischiadicus Pl. sacralis (L4-S1)
adductor longus	ramus superior ossis pubis	linea aspera (keskimmäinen osa 1/3)	lonkan adduktio, lonkan fleksio, lonkan ulkorotaatio	N. obturatorius Pl. lumbalis (L2-L4)
gracilis	ramus inferior ossis pubis	medialis tibiae	lonkan adduktio, lonkan ulkorotaatio, lonkan fleksio, polven fleksio, polven sisärotaatio (polvinivelen ollessa fleksiossa)	N. obturatorius Pl. Lumbalis (L2-L4)
semimembranosus	tuber ischiadicum	condylus medialis tibiae, capsula articularis genu	lonkan adduktio, lonkan ekstensio, polven fleksio, polven sisärotaatio (polvinivelen ollessa fleksiossa)	N. tibialis Pl. Sacralis (L4-S2)



Kuvio 5. Anteriorisesti a) adductor magnus, b) adductor longus, c) gracilis ja posteriorisesti d) semimembranosus -lihakset (Visible Body. Muscle Premium 7 2018, muokattu)

6 Alaraajalihasten lihasaktivaatio taitoluistelun hyppyissä

6.1 Lihasaktiivisuus ponnistuksen aikana

Alaraajojen lihasten aktiivisuutta ponnistuksessa on tutkittu maalla tehdyssä kevennyshypyssä, jonka aikana pääasiassa rectus femoris- (suora reisilihas), biceps femoris- (kaksipäinen reisilihas), gastrocnemius- (kaksoiskantalihas) ja lähentäjälihakset havaittiin olevan aktiivisia (Nagano, Komura, Fukashiro & Himeno 2005; Zajac 2002). Nagano ja muut (2005) mittasivat kevennyshypyn ponnistushetkellä suurimmat aktiivisuudet gluteus maximus- (iso pakaralihas), gastrocnemius- (kaksoiskantalihas) ja soleus- (leveä kantalihas) lihaksessa sekä etureiden että plantaarifleksorilihaksissa (jalkapohjan koukistajalihaksissa). Näiden lisäksi aktiivisia ponnistushetkellä olivat myös muun muassa lonkan ulkorotaattoreista gluteus medius (keskimmäinen pakaralihas), gluteus minimus (pieni pakaralihas) sekä lähentäjälihaksista adductor longus ja adductor magnus. Lähentäjälihaksista eniten aktiivisuutta havaittiin adductor magnus -lihaksessa. Tutkijoiden mukaan nämä päälihaksia vähemmän aktiiviset lihakset toimivat todennäköisesti liikettä stabiloivina lihaksina kevennyshypyn ponnistuksessa. (Nagano ym. 2005, 370-374.)

Taitoluistelun tulppi vaatii ennen kaikkea riittävää teknistä taitoa, mutta taidon lisäksi myös lihasten tuottamaa liikenopeutta, voimaa ja räjähtävyyttä. Nämä ominaisuudet korostuvat sitä enemmän, mitä vaikeampi hyppysuoritus on kyseessä. (Vescovi & VanHeest 2018, 19-20.) Kuten luvussa 3.2 ja 3.4 todettiin, vertikaalisen voiman lisäksi tulpissa tulee ponnistushetkellä tuottaa myös horisontaalisesti suuntautuva rotaationopeus. Tämä viittaa tulpin olevan kevennyshyppyä kompleksisempi liike. Kuten kevennyshypyssäkin (Nagano ym. 2005, 370-374), myös ennen tulpin ponnistusvaihetta tapahtuu vastaliike alaspäin ennen varsinaista ponnistusliikettä, jolloin liike muuttuu ponnistusvaiheessa vertikaalisuuntaiseksi. Vastaliike tapahtuu liukuvan polven (O) koukistamisliikkeen seurauksena, minkä jälkeen polvi ojentuu ponnistusvaiheessa suunnan muuttuessa vertikaalisuuntaiseksi (King ym. 2004, 116). Tätä vastaliikettä kutsutaan venymis-lyhenemissykliksi (stretch-shortening cycle) (Mero ym. 2016, 94). On huomioitava, että venymis-lyhenemissyklillä on suuri merkitys hyppykorkeuteen, sillä se mahdollistaa supistuvien

lihasyksiköiden tuottaman energian lisäksi lihasten jänteiden varastoiman elastisen energian hyödyntämisen ponnistushetkellä (Zajac 2002, 1013).

6.2 EMG-tutkimuksia taitoluistelun tulpista

Tutkimuksia alaraajalihasten EMG-aktiivisuudesta taitoluistelun tulpissa löytyy niukasti. Taylor ja Psycharakis (2009) tutkivat yhden miestaitoluistelijan lihasaktiivisuutta 1T ja 2T -suorituksissa sekä myös yksöis- ja kaksoisflippisuorituksissa. Tutkimuksessa mitattiin gastrocnemius medialis-, rectus femoris-, biceps femoris- sekä lähentäjälilihasten EMG-aktiivisuutta hyppyjen ponnistus- ja alastulovaiheessa. Kuitenkin tutkimustieto lähentäjälilihasten aktiivisuudesta jää puutteelliseksi, sillä tutkimuksessa ei tarkennettu, mitkä lähentäjälihaksista olivat mukana mittauksessa, eikä myöskään oikean eli liukuvan jalan lihasaktivaatioita ponnistusvaiheessa otettu huomioon. Ponnistushetken lihasaktivaatiot mitattiin tulpissa vain ponnistavan eli piikkijalan (V) lihaksista, joissa EMG-aktiivisuudet olivat kaksoishypyissä suurempia verrattuna yksöishyppyihin. Lihasaktiivisuus kokonaisuudessaan yksöis- ja kaksoishyppyjen välillä vaihteli 21,2 %–170,1 %. Suurin ero 1T:n ja 2T:n lihasaktiivisuudessa havaittiin ponnistavan piikkijalan (V) biceps femoris -lihaksessa (170,1 %). Toiseksi eniten aktiivisuus kasvoi lähentäjälihaksissa (121,5 %), kolmanneksi eniten rectus femoris -lihaksessa (31,9 %) ja vähiten gastrocnemius -lihaksessa (29,5 %). Tutkijat korostavat, että tulokset ilmentävät lihasvoiman merkityksen kasvua suhteessa hypyn kierrosten määrään. (Taylor & Psycharakis 2009, 16-18.)

Pantoja ja muut (2014) tutkivat alaraajalihasten aktivaatiota kansainvälisen tason taitorullaluistelijoilla. Tutkimuksessa tutkittiin lihasaktivaatiota yksöis- ja kaksoisakselin sekä kaksois- ja kolmoismapes -hypyn aikana. Mapes taitorullaluistelussa on samankaltainen kuin tulppi taitoluistelussa. Tutkimuksessa oli mukana lihaksista gastrocnemius lateralis, tibialis anterior, biceps femoris, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ja gluteus maximus. Tutkijat eivät kuitenkaan saaneet kaksoismapes-hypyn dataa mukaan tutkimukseen, joten vertailu kaksois- ja kolmoishypyn välillä ei onnistunut. Tutkijat eivät myöskään ottaneet lähentäjälihaksia tutkimukseen mukaan. Kuitenkin tutkijat mainitsevat, että aktiivisuus gluteus maximus -lihaksessa oli suurempaa kolmoismapes-hypyssä verrattuna kaksoismapes-hyppyyn. Aktiivisuudet gastrocnemius-, rectus femoris-, biceps femoris- ja vastus lateralis -lihaksissa kasvoivat yleisesti hyppyjen kierrosten määrän kasvaessa. Lähes kaikissa mitatuissa lihaksissa aktiivisuudet nousivat hyppyjen ponnistusvaiheissa. (Pantoja ym. 2014, 25-27.)

7 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite

Opinnäytetyön tarkoituksena on saada tietoa alaraajojen lähentäjälihasten roolista taitoluistelun tulpin ponnistusvaiheessa, jossa luistelija tuottaa vaadittavan vertikaalisuuntaisen voiman sekä rotaationopeuden. Tarkoituksena on valaista lihasten merkitystä hypyn ponnistusvaiheessa, kun hypyn ilmalennon rotaatiomäärä kasvaa kierroksella. Tämän tiedon avulla valmennusta voidaan tehostaa harjoitteilla, jotka kehittävät hyppysuorituksissa tarvittavia fyysisiä ominaisuuksia. Lihaskäyttöä selvittämällä voidaan saada myös suuntaa siitä, mitkä lihakset saattavat kuormittua ponnistusvaiheessa eniten vaikeustason lisääntyessä. Tämä tieto on tärkeää vammoja ennaltaehkäisevän harjoittelun kehittämisen kannalta. Tavoitteena on selvittää pinnallisella EMG-laitteistolla mitattuna, vaikuttaako hypyssä suoritettujen rotaatiomäärän kasvaminen lähentäjälihasten EMG-aktiivisuuden amplitudiin eli voimakkuuteen 2T:n ja 3T:n ponnistusvaiheen aikana. Lisäksi tavoitteena on selvittää lihasten EMG-aktiivisuuskäyrien muotoa ja ajoitusta tarkastelemalla niiden noususuuntaisuutta ponnistusvaiheen aikana.

Opinnäytetyön tutkimuskysymykset:

- 1) Onko lähentäjälihasten EMG-aktiivisuudessa eroja 2T- ja 3T-hyppyjen ponnistusvaiheiden välillä?
- 2) Ovatko lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät noususuuntaisia 2T- ja 3T -hyppyjen ponnistusvaiheiden aikana?

8 Opinnäytetyön toteutus

8.1 Tutkimusmenetelmä

Opinnäytetyön tutkimusmenetelmänä käytetään tapaustutkimusta, joka on laajasti käytetty menetelmä eri tieteenaloilla, mukaan lukien terveys- ja urheilutieteet. Tapaustutkimuksen tarkoituksena on syventyä vain yhteen tai muutamaankin ilmiöön tai tilanteeseen, jolloin tutkimusmenetelmänä se voi olla luonteeltaan kuvailevaa, tulkinnallista tai arvioivaa. Opinnäytetyössä menetelmänä käytetään arvioivaa eli evaluatiivista menetelmää, jolle tunnusomaista on hyödyntää jostakin ilmiöstä, kuten liikkeestä tai harjoituksesta saatua dataa.

Datan avulla on mahdollista tehdä syvälinen ja kokonaisvaltainen kohteen arviointi. Arvioivassa menetelmässä on mukana usein myös kuvailevan sekä tulkinnallisen menetelmän piirteitä. Koska opinnäytetyön tutkimuksen osallistujamäärä rajoittuu vain yhteen koehenkilöön, on tutkittavan ilmiön kattava tiedonkeruu tapaustutkimuksissa tarpeellista. Osallistujamäärän pienuuden vuoksi tapaustutkimuksen tuloksia ei voida yleistää suuriin populaatioihin. Kuitenkin tuloksia voidaan hyödyntää muiden samankaltaisten tapaustutkimusten ja niiden ilmiöiden ymmärtämisessä sekä teorioiden kehittämisessä. Tapaustutkimuksen rakenne on linjassa muiden tutkimustyyppien kanssa; sisältöön kuuluvat ongelman identifiointi, tiedon keruu, analyysi ja tutkimusten esittäminen. (Thomas, Nelson, Silverman 2011, 295-296.) Opinnäytetyön tutkimuksessa on myös mukana kvantitatiivista eli määrällistä tiedonkeruumenetelmää, sillä tieto kerätään mittaamalla koehenkilön kahden eri muuttujan eli lihasaktivaatioiden eroja 2T- ja 3T-suorituksissa. Muita määrällisen tutkimusmenetelmän piirteitä opinnäytetyön tutkimuksessa ovat tutkimustuloksen objektiivisuus eli tutkijasta riippumattomuus, kvantitatiivista tietoa antava mittausväline sekä tuloksen esittäminen numeroin. (Vilka 2007, 13-14.)

8.2 Koehenkilö ja mittauksen toteuttaminen

Opinnäytetyön tutkimukseen osallistui yksi (1) kokenut kansainvälisen aikuistason miesluistelija. Rekrytointi tutkimukseen tapahtui erään taitoluisteluseuran valmennustiimin kautta. Koska koehenkilö on täysi-ikäinen, vanhempien suostumusta tutkimukseen ei tarvittu. Luistelijalle kerrottiin ennen tutkimuksen aloittamista tutkimuksen tarkoitus ja tavoitteet sekä mahdolliset riskit. Luistelijalta saatiin tutkimukseen kirjallinen tutkimuslupa. Tutkimuksen alussa koehenkilöltä kerättiin antropometriset tiedot, mutta näitä tietoja ei jaeta opinnäytetyössä henkilön anonyymiuden säilyttämiseksi. Henkilön tiedot sekä mittausdata tallennettiin opinnäytetyön työstämisen ajaksi opinnäytetyön tekijän erilliselle ulkoiselle kovalevyllä sekä lukitulle tietokoneelle Jyväskylän Kilpa- ja huippu-urheilu instituutissa (KIHU). Data poistetaan viimeistään kahden kuukauden kuluttua opinnäytetyön valmistuttua.

Opinnäytetyön tutkimuksen mittaukset suoritettiin kesäkuussa 2022 tutkimukseen osallistuvan luistelijan kesäharjoittelukauden alussa. Ennen virallista mittausta suoritettiin yksi harjoitusmittaus toukokuussa 2022 varmistaen laitteiden toimivuus. Harjoitusmittauksen yhteydessä kerättiin luistelijan antropometriset tiedot. Mittaustilaisuus toteutettiin jäähallissa mahdollisimman luonnollisissa harjoitteluolosuhteissa. EMG- mittaus suoritettiin langattomilla bipolaarisilla elektrodeilla varustetulla EMG-laitteistolla (Delsys Trigno TM Avanti Platform,

Massachusetts, USA). EMG-mittaukseen valitut alaraajalihakset sekä oikeasta että vasemmasta jalasta olivat pinnallisesti saatavilla olevat rectus femoris, lateraalinen gastrocnemius, adductor magnus, adductor longus, gracilis ja semimembranosus.

Ennen mittaustilaisuutta luistelija suoritti noin 10 minuutin omaavalintaisen alkuveryttelyn maalla, minkä jälkeen EMG-sensorit asetettiin kohdelihaksien keskelle (kts. kuvio 6). Jälle mentäessä luistelija suoritti vielä omaavalintaisen, noin 5 minuutin pituisen alkulämmittelyn. Lämmittelyn aikana luistelija suoritti molemmat mitattavat hyppysuoritukset 1-2 kertaa ennen virallisia mittaussuorituksia. Mittauksia kertyi yhteensä 7, joista ensimmäinen oli testimittaus. Tämän jälkeen suoritettiin 3 mittausta 2T:sta ja 3 mittausta 3T:sta. Jokainen hyppysuoritus kuvattiin myöhempää EMG-datan synkronointia varten. Hyppysuoritukset kuvattiin sivusta päin noin puolen metrin korkeudesta jäänpinnalta saaden kuvakulmaa hypyn lähdön vaiheista: lähestymisvaihe, ponnistusvaihe, ilmalento ja alastulovaihe (kts. kuvio 2). Kuvaamisessa käytettiin Panasonic Lumix DC-GH5s järjestelmäkameraa (Panasonic Corporation, Osaka, Japani). Kuvataajuus oli 200 kuvaa sekunnissa ja resoluutio 1920x1080. Videon ja EMG-datan synkronointia varten käytettiin EMG-laitteistoon yhdistettyä LED-valomerkkiä. Data talletettiin heti hyppysuoritusten yhteydessä Delsys EMG data recorder -tietokoneohjelmalle.



Kuvio 6. EMG-sensorien sijainnit koehenkilöllä anteriorisesti (vas.) ja posteriorisesti (oik.)

8.3 Aineiston analysointi

Aineiston käsittely sekä EMG-mittausten synkronointi videoiden kanssa suoritettiin Simi Motion 9.2.2. -ohjelmistolla. Opinnäytetyön mittauksista valikoitiin analyysivaiheeseen lähentäjäliikkeeseen osallistuvat lihakset eli adductor magnus, adductor longus, gracilis ja semimembranosus -lihakset. Lisäksi kuudesta virallisesta mittauksesta analysointivaiheeseen valittiin sekä kaksois- että kolmoishypyistä molemmista kaksi suoritusta. Videoiden perusteella kaksoishyppy olivat keskenään hyvin identtisiä, myös kolmoishyppy olivat keskenään identtisiä. Kun EMG-data oli siirretty ohjelmistoon, se filtteriöitiin ja muutettiin esitettävään muotoon. Datan työstämisellä pyrittiin saamaan tutkimustulokset sellaiseen muotoon, joka mahdollisti saman lihaksen aktiivisuusarvojen erojen vertailun 2T- ja 3T- hyppyjen välillä. Lisäksi EMG-data muutettiin visuaaliseen muotoon, josta voitiin tutkia lihasten EMG-aktiivisuuskäyrien käyttäytymistä hyppyjen aikana. Analyysivaiheessa luotiin datat kokonaisista hypyistä lähtöhetkestä alastuloon. Lisäksi jokaisen hypyn videolta rajattiin ajallisesti hypyn ponnistusvaihe, josta eroteltiin lihasten EMG-aktiivisuuksien keski- ja huippuaktiivisuusarvot. Taulukossa 2 esitellään videoilta määriteltyjen hyppyjen ponnistusvaiheiden alkamiskohdat (= luistimen piikin iskeytyminen jäähän), ponnistusvaiheiden loppumiskohdat (= luistimen piikki irtoaa jäältä) ja näiden välinen aika (= ponnistusvaiheen kesto) sekunteina.

EMG-datan filtteriointivaiheissa mukailtiin Fröbergin (2021) pro gradun vaiheita (Fröberg 2021): EMG-signaali tallennettiin 1000 Hz keräystaajuudella laitteiston omalla tallennusohjelmalla. Tämän jälkeen tallennettu aineisto siirrettiin jatkokäsittelyä varten Simi Motion -liikeanalyysiohjelmaan, jossa signaali käsiteltiin Butterworth -kaistanpäästösuodattimella (10–500 Hz), järjestettiin uudelleen (1200 Hz), tasasuunnattiin ja pelkistettiin keskiarvot 6.0:lla (envelope mean values). Tämä jälkeen pelkistetyt EMG-arvot kerrottiin 100 000:lla (multiply with constant value) lihaskohtaisten aktiivisuusarvojen vertailua varten. Käsitellyt arvot siirrettiin Office Excel -tiedostoon taulukkona. Lisäksi hyppyjen suhteellista aktiivisuutta varten käsitelty signaali skaalattiin pelkistetyksen jälkeen hyppyjen korkeimman aktiivisuusarvon perusteella suhteelliselle asteikolle 0–100 %. Tämän jälkeen keskiarvoa tasattiin 20:llä (smooth with moving average). Valmis käsitelty EMG-data siirrettiin Office Excel -tiedostoon kuvatiedostona kuvaamaan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrää koko hypyn aikana.

Taulukko 2. Hyppyjen ponnistusvaiheet sekunteina videoilta poimittuna: 2T.1 = kaksoistulppi, yritys 1. 2T.2 = kaksoistulppi, yritys 2. 3T.1 = kolmoistulppi, yritys 1. 3T.2 = kolmoistulppi, yritys 2.

Hyppy	Luistimen piikki iskeytyy (s)	luistimen piikki irtoaa (s)	ponnistusvaiheen kesto (s)
2T.1	15,11	15,238	0,128
2T.2	10,36	10,485	0,125
3T.1	9,957	10,09	0,133
3T.2	8,283	8,423	0,140

9 Tulokset

9.1 EMG- aktiivisuudet kaksois- ja kolmoistulpissa

Tuloksissa verrataan koehenkilön lähentäjäliahasten EMG-aktiivisuutta kahden kaksois- (2T.1 ja 2T.2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) ponnistusvaiheiden välillä. Opinnäytetyön taulukoiden laatimisessa on käytetty mallina Taylorin ja Psycharakiksen (2009) tutkimusta, jossa esiteltiin yhden koehenkilön suorittamien 1T- ja 2T- hyppyjen ponnistushetken alaraajalihasten EMG-aktiivisuudet sekä aktiivisuuksien prosentuaaliset erot hyppyjen välillä (Taylor & Psycharakis 2009). Kahdessa ensimmäisessä taulukossa (kts. taulukko 3 ja 4) kuvataan vastaavalla tavalla lihasten EMG-keskiarvoaktiivisuudet 2T:ien ja 3T:ien ponnistushetkillä sekä näiden prosentuaaliset erot. Taulukoilla saadaan vastaus opinnäytetyön ensimmäiseen tutkimuskysymykseen siitä, onko kaksois- ja kolmoishypyn ponnistusvaiheessa eroja lihasten EMG-aktiivisuusmäärän voimakkuudessa saman lihaksen välillä. Tämän lisäksi opinnäytetyössä esitellään taulukoissa 5 ja 6 vastaavalla tavalla myös lihasten keskimääräiset EMG-huippuaktiivisuudet hyppyjen ponnistushetkillä sekä niiden prosentuaaliset erot. Opinnäytetyön taulukoissa esitellään aina erikseen oikean ja vasemman alaraajan lihasten aktiivisuudet.

Taulukko 3. Oikean jalan lihasten EMG-aktiivisuuksien keskiarvot (average arithmetic mean) kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.2) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset erot hyppyjen välillä.

average arithmetic mean	2T (N=2)	3T (N=2)		
OIKEA	EMG ka	EMG ka	erotus	ero %
adductor magnus	4,725	7,135	2,41	33,8 %
adductor longus	5,5	11,26	5,76	51,2 %
gracilis	9,725	8,045	-1,68	-20,9 %
semimembranosus	121,555	251,865	130,31	51,7 %

Taulukko 4. Vasemman jalan lihasten EMG-aktiivisuuksien keskiarvot kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.2) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa, sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset erot hyppyjen välillä.

average arithmetic mean	2T (N=2)	3T (N=2)		
VASEN	EMG ka	EMG ka	erotus	ero %
adductor magnus	19,555	8,2	-11,355	-138,5 %
adductor longus	9,465	18,4	8,935	48,6 %
gracilis	12,495	13,905	1,41	10,1 %
semimembranosus	147,695	164,22	16,525	10,1 %

Taulukko 3 kertoo mitattujen 2T- ja 3T-hyppyjen keskiarvolliset EMG-aktiivisuusarvot koko ponnistusvaiheen aikana oikeassa jalassa sekä prosentuaaliset erot hyppyjen välillä. O alaraajan lihasten lihasaktiivisuudet olivat suurempia semimembranosus-, adductor longus- ja adductor magnus -lihaksissa 3T:ssa verrattuna 2T:in. Näistä semimembranosus-lihaksen keskivertoaktiivisuus kasvoi suhteessa eniten 3T:ssa (51,7 %). Toiseksi eniten ja lähes yhtä paljon aktiivisuus kasvoi adductor longus -lihaksessa (51,2 %) ja kolmanneksi adductor magnus -lihaksessa (33,8 %). Gracilis -lihaksessa aktiivisuus oli 20,9 % pienempi 3T:ssa verrattuna 2T:in. Taulukko 4 kertoo mitattujen 2T ja 3T keskiarvolliset EMG-aktiivisuusarvot koko ponnistusvaiheen aikana vasemmassa jalassa sekä prosentuaaliset erot hyppyjen välillä. Lihasten aktiivisuudet (V) olivat suurempia adductor longus-, semimembranosus- ja gracilis -lihaksissa 3T:ssa verrattuna

2T:in. Näistä adductor longus -lihaksen lihasaktivaatio kasvoi suhteessa eniten 3T:ssa (48,6 %). Gracilis- ja semimembranosus -lihaksissa aktiivisuus kasvoi suhteessa yhtä paljon (10,1 %). Adductor magnus -lihaksessa aktiivisuus oli 138,5 % pienempi 3T:ssa verrattuna 2T:in.

Taulukko 5. Oikean jalan lihasten keskiarvolliset EMG-aktiivisuuksien huippuarvot (average maximum interp) kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.1) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset erot hyppyjen välillä.

average maximum interp.	2T (N=2)	3T (N=2)		
OIKEA	EMG ka	EMG ka	erotus	ero %
adductor magnus	17,73	25,805	8,08	31,3 %
adductor longus	14,24	91,615	77,375	84,5 %
gracilis	67,66	55,22	-12,44	-22,5 %
semimembranosus	427,97	610,46	182,49	29,9 %

Taulukko 6. Vasemman jalan lihasten keskiarvolliset EMG-aktiivisuuksien huippuarvot kahden kaksoistulpin (2T.1 ja 2T.2) (N=2) ja kahden kolmoistulpin (3T.1 ja 3T.2) (N=2) ponnistusvaiheessa, sekä arvojen erotukset ja prosentuaaliset ero hyppyjen välillä.

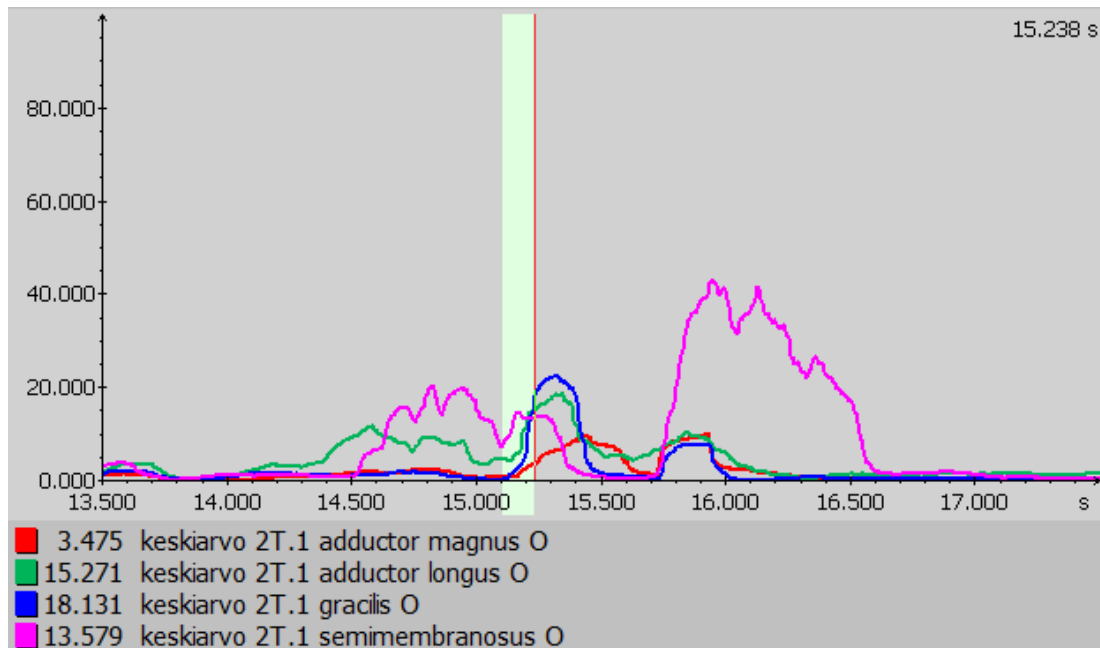
average maximum interp.	2T (N=2)	3T (N=2)		
VASEN	EMG ka	EMG ka	erotus	ero %
adductor magnus	49,985	22,54	-27,445	-121,8 %
adductor longus	30,86	43,88	13,03	29,7 %
gracilis	33,275	36,255	2,98	8,2 %
semimembranosus	482,29	527,28	44,99	8,5 %

Taulukko 5 kertoo mitattujen 2T- ja 3T -hyppyjen keskimääräiset EMG-huippuarvot ponnistushetkellä oikeassa jalassa sekä prosentuaaliset erot hyppyjen välillä. EMG-aktiivisuuksien huippuarvot hypyn ponnistusvaiheessa olivat suurempia adductor longus-, adductor magnus- ja semimembranosus -lihaksissa 3T:ssa verrattuna 2T- suorituksiin. Näistä lihaksista adductor longus -lihaksen huippuarvo kasvoi suhteessa eniten 3T:ssa verrattuna 2T:in (84,5 %). Toiseksi eniten huippuarvo kasvoi adductor magnus -lihaksessa (31,3 %) ja kolmanneksi eniten semimembranosus -lihaksessa (29,9 %). Gracilis -lihaksessa keskiarvollinen EMG-huippuarvo oli 22,5 % pienempi

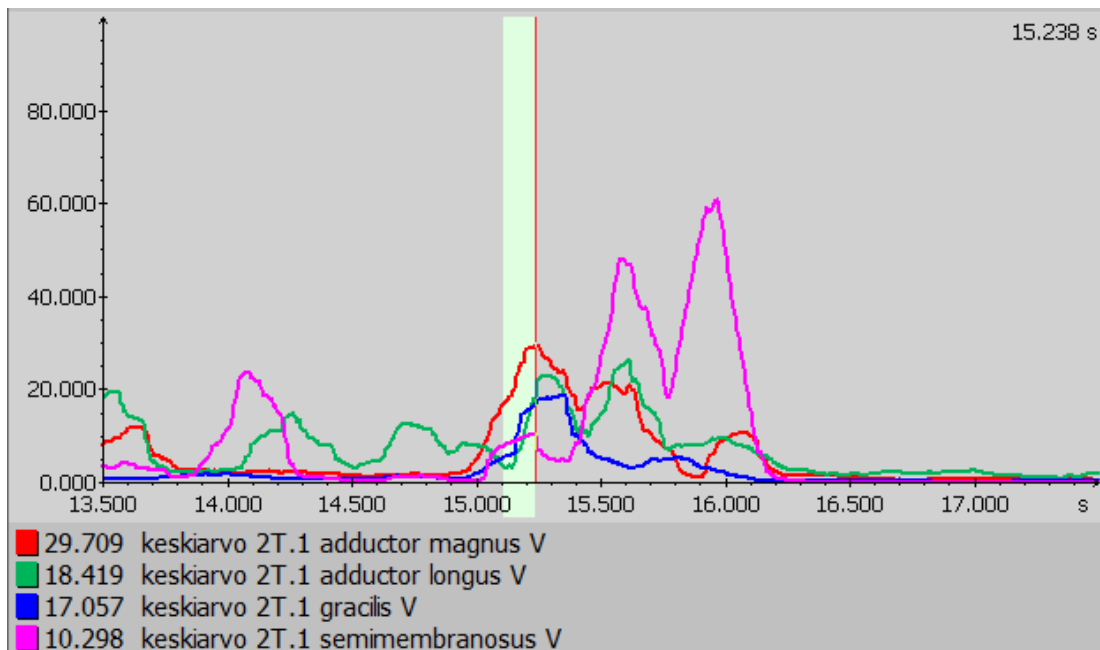
3T:ssa verrattuna 2T:in. Taulukko 6 kertoo mitattujen 2T- ja 3T- hyppyjen keskimääräiset EMG-huippuarvot ponnistushetkellä vasemmassa jalassa sekä prosentuaaliset erot hyppyjen välillä. EMG-aktiivisuuksien huippuarvot hypyn ponnistusvaiheessa olivat suurempia adductor longus-, semimembranosus- ja gracilis -lihaksissa 3T:ssa verrattuna 2T:in. Näistä lihaksista adductor longus -lihaksen huippuarvo kasvoi suhteessa eniten 3T:ssa verrattuna 2T:in (29,7 %). Toiseksi eniten huippuarvo kasvoi suhteessa semimembranosus -lihaksessa (8,5 %) ja lähes saman verran myös gracilis -lihaksessa (8,2 %). Huippuarvo adductor magnus -lihaksessa oli 120 % pienempi 2T:ssa verrattuna 3T:in.

9.2 EMG- aktiivisuuskäyrien muoto tulpin ponnistusvaiheessa

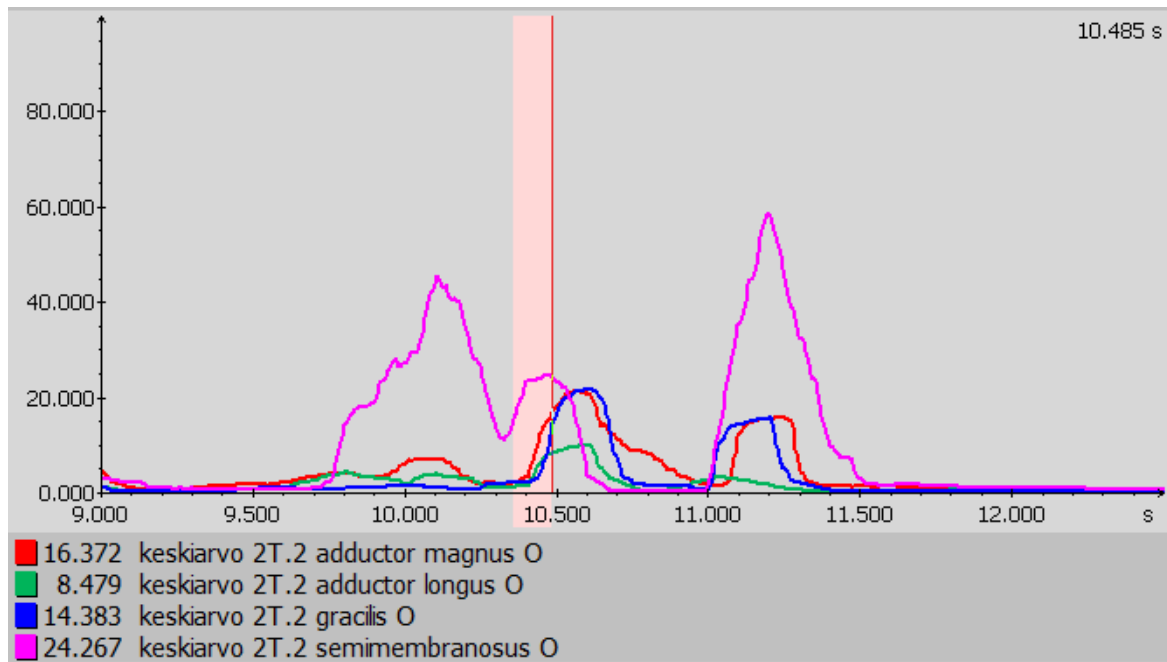
Seuraavissa kuvaajissa (kts. kuvat 8-15) esitellään visuaalisesti oikean ja vasemman jalan lähentäjälihasten suhteelliset aktiivivoimakkuudet mitatuissa kaksois- (2T.1 ja 2T.2) ja kolmoistulpeissa (3T1. ja 3T2). Kuvaajissa lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät kuvaavat ko. lihaksen aktiivisuutta suhteessa sen omaan maksimiaktiivisuuteen skaalassa 0–100 % koko hyppysuorituksen aikana (lähestymisvaiheesta alastuloon). Kuitenkin opinnäytetyössä keskitytään tarkemmin värillä (vaalean vihreä) merkityn ponnistushetken alueen lihasaktiivisuuskäyrien käyttäytymiseen. EMG-aktiivisuuskäyrät kuvaavat lihasten omaa käyttäytymistä hypyn aikana, minkä vuoksi aktiivisuuksia eri lihasten välillä ei voi verrata. Punaisella viivalla merkitty kohta on ponnistuksen viimeisin kohta, jossa luistimen terä on vielä kontaktissa jäähän ennen hypyn ilmalennon alkamista. Kuvia tutkimalla saadaan vastaus opinnäytetyön toiseen tutkimuskysymykseen eli siihen, ovatko EMG-aktiivisuuskäyrät noususuuntaisia 2T- ja 3T -hyppyjen ponnistusvaiheiden aikana.



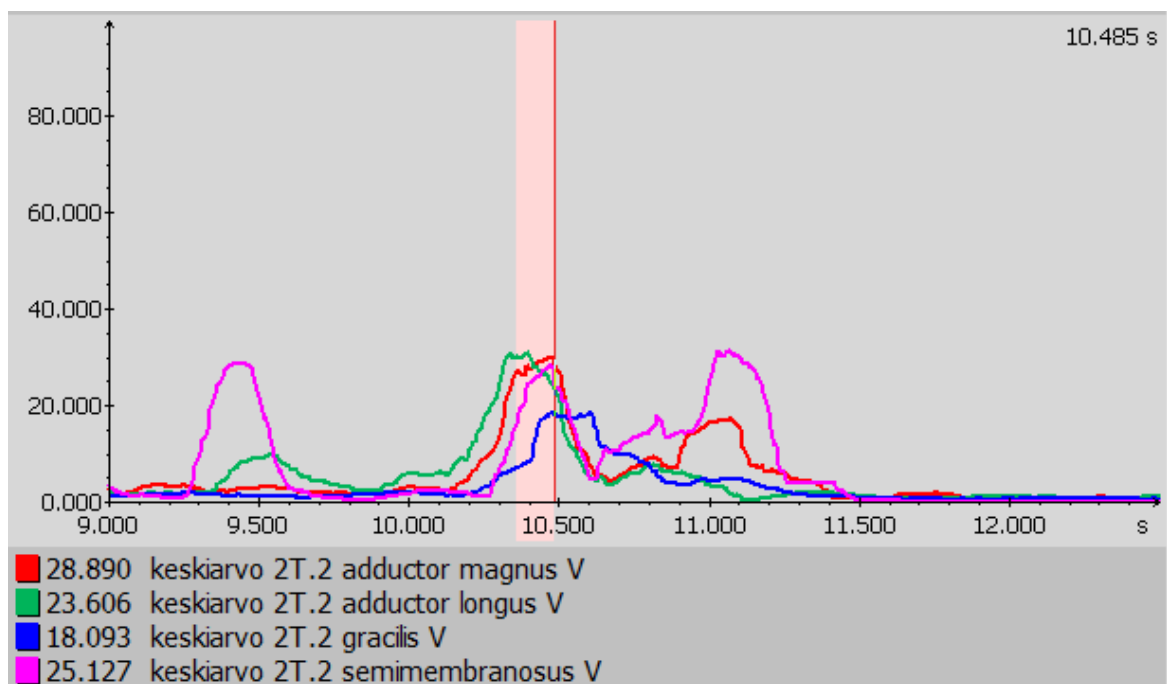
Kuvio 7. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 13.800–15.110, ponnistusvaihe 15.110–15.238, ilmalentovaihe 12.240–15.790, alastuloliuku 15.790 eteenpäin



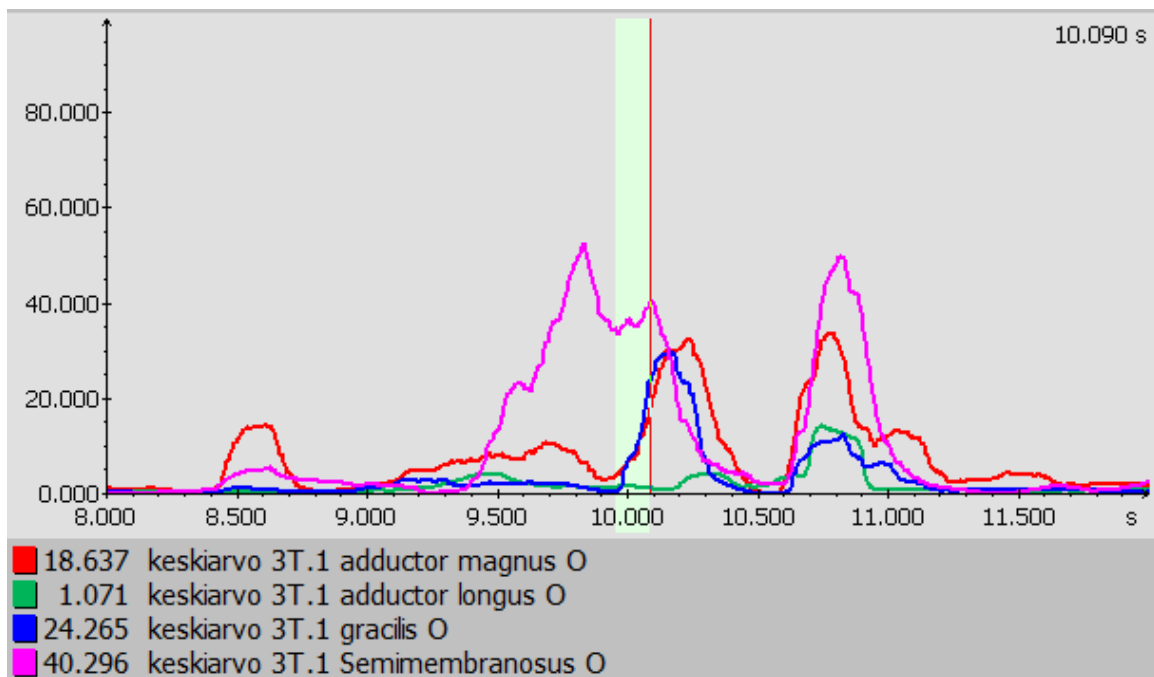
Kuvio 8. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 13.800–15.110, ponnistusvaihe 15.110–15.238, ilmalentovaihe 12.240–15.790, alastuloliuku 15.790 eteenpäin



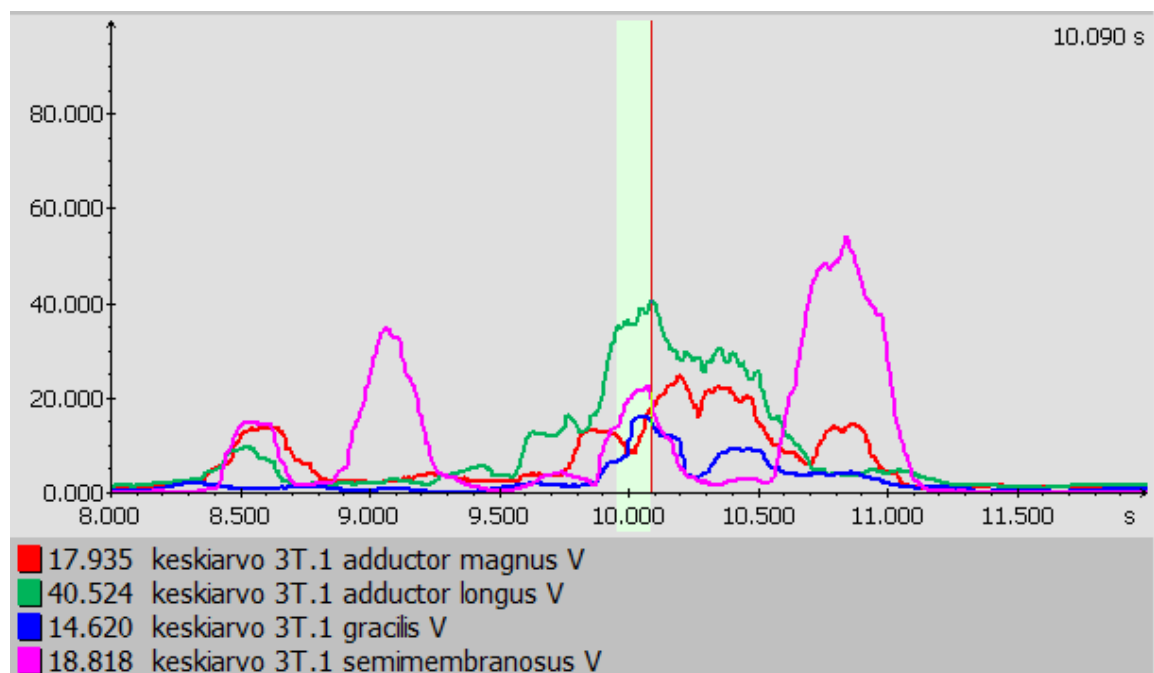
Kuvio 9. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 9.330–10.360, ponnistusvaihe 10.360–10.485, ilmalentovaihe 10.485–11.060, alastuloliuku 11.060 eteenpäin



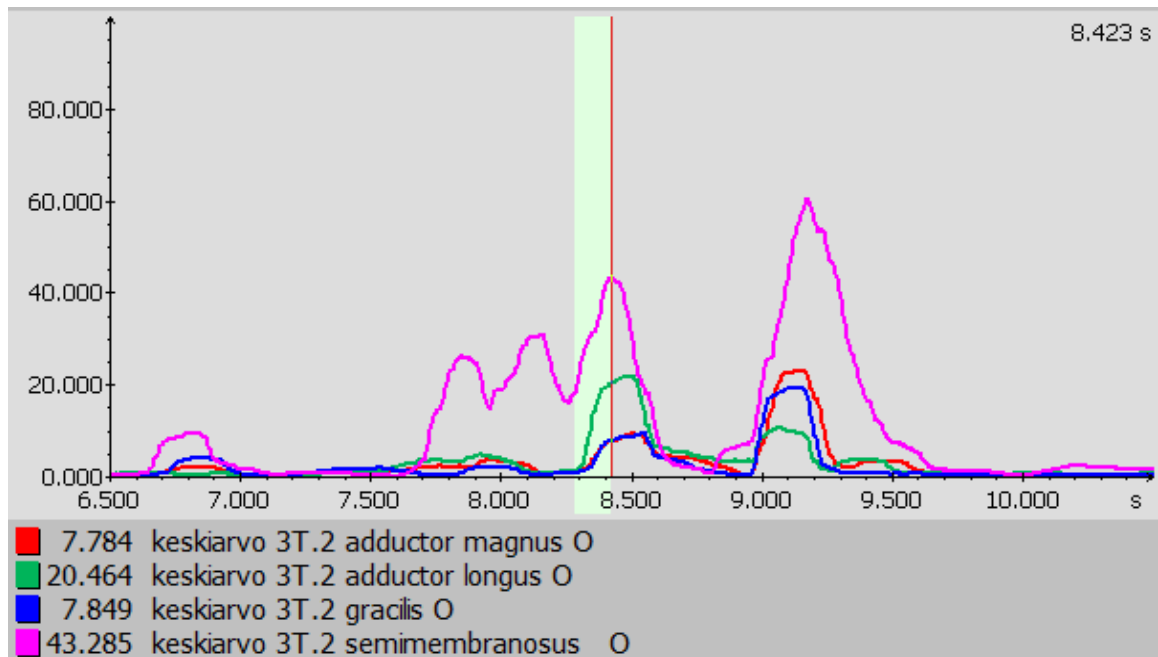
Kuvio 10. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 2T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 9.330–10.360, ponnistusvaihe 10.360–10.485, ilmalentovaihe 10.485–11.060, alastuloliuku 11.060 eteenpäin



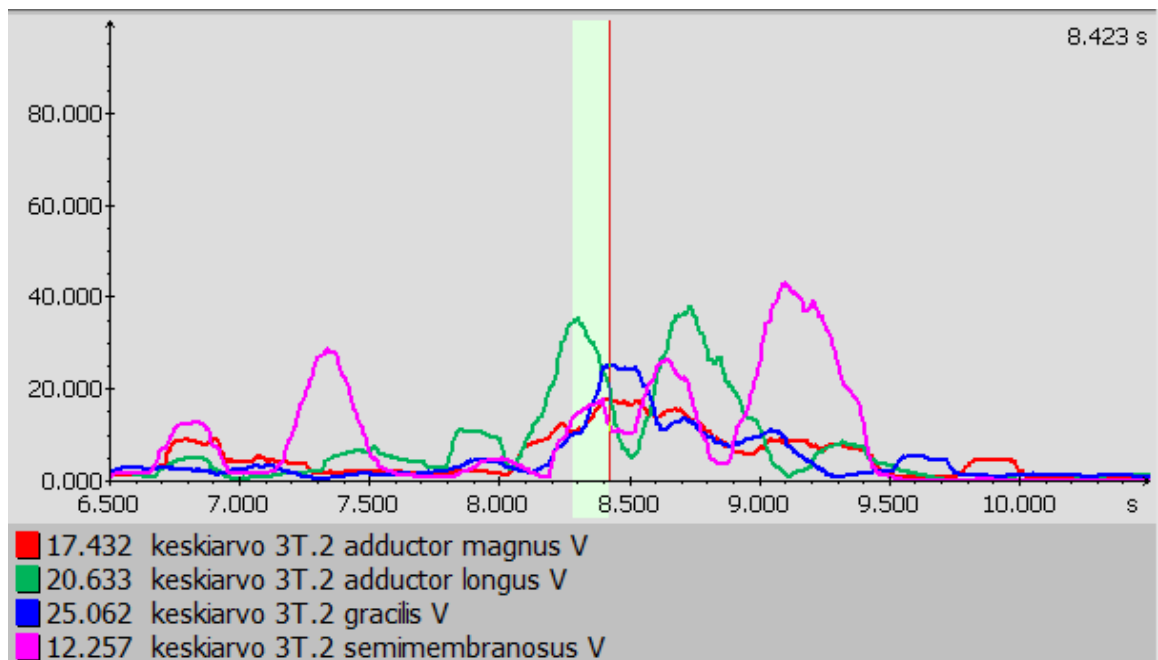
Kuvio 11. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 8.510–9.957, ponnistusvaihe 9.957–10.090, ilmalentovaihe 10.090–10.690, alastuloliuku 10.690 eteenpäin



Kuvio 12. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.1-hypyssä. Lähestymisvaihe 8.510–9.957, ponnistusvaihe 9.957–10.090, ilmalentovaihe 10.090–10.690, alastuloliuku 10.690 eteenpäin



Kuvio 13. Oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 6.875–8.283, ponnistusvaihe 8.283–8.423, ilmalentovaihe 8.423–9.040, alastuloliuku 9.040 eteenpäin



Kuvio 14. Vasemman alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät 3T.2-hypyssä. Lähestymisvaihe 6.875–8.283, ponnistusvaihe 8.283–8.423, ilmalentovaihe 8.423–9.040, alastuloliuku 9.040 eteenpäin

Kuvaajista 7-14 havaitaan, että lähes poikkeuksetta vasemman ja oikean jalan lähentäjälihasten EMG-aktiivisuuskäyrät nousevat 2T:en ja 3T:en ponnistusvaiheiden aikana (poikkeus 3T.1 adductor

longus O). Suurin osa aktiivisuuskäyrien muodoista käyttäytyvät samankaltaisesti muodostaen aktiivisuuspiikin ponnistusvaiheissa tai heti ponnistusvaiheen jälkeen ilmalentovaiheessa. Erityisesti aktiivisuuspiikit jyrkkenevät semimembranosus -lihaksessa (O) sekä adductor longus -lihaksessa (V) 3T:ssa verrattuna 2T:in. Näiden samojen lihasten keskiarvoaktiivisuudet kasvoivat eniten 3T:ssa verrattuna 2T:in (kts. taulukot 3 ja 4).

9.3 Opinnäytetyön tulosten yhteenveto

Opinnäytetyön mittauksilla tutkittiin lihasten sähköistä eli EMG-aktiivisuutta taitoluistelun kaksois- ja kolmoistulppien ponnistusvaiheissa neljässä alaraajojen lähentäjälihaksesta. Tulosesiintymään otettiin mukaan kaksi kaksoistulppia sekä kaksi kolmoistulppia, joista esitettiin ponnistusvaiheiden keskiarvo- sekä keskimääräiset huippuaktiivisuudet. Tuloksissa esitettiin näiden aktiivisuusarvojen erot kaksois- ja kolmoistulppien välillä. Tuloksilla pyrittiin saamaan vastaus siihen, onko EMG-aktiivisuus kolmoistulppissa suurempaa kuin kaksoistulppissa saman lihaksen välillä. Tulosesiintymässä esitettiin myös kahden kaksoistulppin ja kahden kolmoistulppin EMG-aktiivisuuskäyrät erikseen oikeasta ja vasemmasta jalasta. Kuvaajilla pyrittiin saamaan vastaus siihen, nousevatko lihasten EMG-aktiivisuuskäyrät hyppyjen ponnistusvaiheiden aikana. Tuloksista ilmeni, että sekä oikean että vasemman alaraajan neljästä mitatusta lihaksesta kolmessa EMG-aktiivisuus oli suurempaa kolmoistulppin ponnistusvaiheessa verrattuna kaksoistulppin ponnistusvaiheeseen. Oikeassa jalassa aktiivisuus kasvoi eniten semimembranosus- ja adductor longus -lihaksissa suhteessa lihasten omaan maksimiaktiivisuuteen. Vasemmassa jalassa aktiivisuus kasvoi eniten adductor longus -lihaksessa suhteessa sen maksimiaktiivisuuteen. EMG-aktiivisuuskäyrien kuvaajista ilmeni, että lähes kaikkien lihasten aktiivisuuskäyrät olivat noususuuntaisia ponnistusvaiheiden aikana vasemmassa ja oikeassa alaraajassa viitaten aktiivisuuden nousujohteiseen voimistumiseen ponnistusvaiheessa. Suurimmassa osassa EMG-käyriä aktiivisuuspiikit sijoittuivat joko ponnistusvaiheeseen tai heti ponnistusvaiheen jälkeiseen ilmalentovaiheen alkuun. Verrattaessa EMG-käyrien noususuuntaisuutta kaksois- ja kolmoistulppien välillä, havaittiin, että oikean alaraajan semimembranosus- sekä vasemman alaraajan adductor longus -lihaksissa käyrät nousivat jyrkemmin kolmoistulppissa verrattuna kaksoistulppiin.

10 Pohdinta

Opinnäytetyön tarkoituksena oli saada lisää tietoa alaraajojen lähentäjälihasten roolista taitoluistelun tulpissa. Taitoluistelun hyppyjen ponnistusvaiheessa ja ilmalennon aikana alaraajojen lähennysliike on olennainen rotaationopeuden tuoton kannalta (Yeadon 2000, 274). Tutkimustietoa lähentäjälihasten merkityksestä taitoluistelun hyppyjen ponnistusvaiheessa löytyi kuitenkin melko niukasti. Opinnäytetyön tavoite oli selvittää lähentäjälihasten sähköisen aktiivisuuden eroja taitoluistelun 2T- ja 3T-hyppyjen ponnistusvaiheessa, joka on kriittinen vaihe sekä vertikaalisen että rotaationopeuden tuottamisen kannalta (King 2000, 319, 322; King ym. 2004, 116-118). Aktiivisuuseroja mitattiin pinnallisella EMG-laitteistolla, jotta saataisiin vastaus siihen, vaikuttaako hypyssä suoritettun rotaatiomäärän lisääntyminen lähentäjälihasten EMG-aktiivisuuden amplitudiin eli voimakkuuteen ponnistusvaiheen aikana. Lisäksi tavoitteena oli selvittää, onko EMG-aktiivisuuskäyrät nousevia tulpin ponnistusvaiheessa.

Koska aikaisempien tutkimusten otanta on hyvin pieni, myös tässä opinnäytetyössä pyrittiin käyttämään samankaltaista koeasetelmaa aikaisempien tutkimusten kanssa valitsemalla vain yksi koehenkilö tutkimukseen. On kuitenkin huomioitava pienen tutkimusotannan vaikuttavan heikentävästi tulosten luotettavuuteen ja yleistettävyyteen (Vilka 2007, 152-154). Ensimmäiseen tutkimuskysymykseen pyrittiin vastaamaan tutkimalla erikseen koehenkilön vasemman ja oikean alaraajan lähentäjälihasten EMG-keskiarvoaktiivisuudet sekä keskimääräiset EMG-huippuaktiivisuudet hypyn ponnistusvaiheessa. EMG-aktiivisuutta taitoluistelun tulpissa on tutkittu melko vähän. Kuitenkin aikaisempien tutkimusten pohjalta voitiin asettaa hypoteesiksi lihasaktiivuuksien olevan sitä voimakkaampia, mitä enemmän hypyssä on kierroksia (Taylor & Psycharakis, 2009; Pantoja ym. 2014). Opinnäytetyön tutkimuksen tulokset olivat samankaltaisia aikaisempien tutkimusten kanssa, sillä lihasaktivaatio kasvoi sekä vasemman että oikean alaraajan lähentäjälihaksista kolmessa lihaksessa neljästä 3T:ssa verrattuna 2T:in. Opinnäytetyön tuloksista ilmeni, että ponnistavasta piikkijalasta (V) mitattujen lihasten EMG-aktiivisuudet kasvoivat 3T:ssa verrattuna 2T:in selvästi eniten adductor longus -lihaksissa ja jonkin verran gracilis ja semimembranosus -lihaksissa. Ponnistuksessa liukuvan jalan (O) lähentäjälihasten aktiivisuus kasvoi 3T:ssa verrattuna 2T:in eniten semimembranosus- ja adductor longus -lihaksissa. Oikean alaraajan lihasten aktiivisuuden nousu hypyn ponnistusvaiheessa saattaisi viitata ennen ponnistushetkeä alkavaan oikean polven fleksio-ojennusliikkeeseen (King ym. 2004, 116-118), mikä liittyy lihasjännekompleksissa tapahtuvaan venymis-lyhenemissykliin (Mero ym. 2016, 94;

Zajac 2002, 1013). Lihaskäivisyydet erosivat ponnistushetkellä oikean ja vasemman alaraajan välillä, mikä voi johtua todennäköisimmin alaraajojen erilaisesta tehtävästä ja liikeradasta tulpin ponnistusvaiheessa, jolloin myös lihasten aktivointitarve on erilainen. Esimerkiksi oikean alaraajan lihasten EMG-aktiivisuuserot 2T:in ja 3T:in välillä olivat merkittävämmät vasemman alaraajan aktiivisuuksiin verrattuna. Tämä havainto saattaa johtua oikean alaraajan lähentäjälhasten suuremmasta osuudesta ponnistuksen aikaisen horisontaalisuuntaisen reaktion ja siten rotaationopeuden tuottamisessa, kuten on mainittu aikaisemmassa tutkimuksessa (King 2000, 322).

Yllättävä löydös opinnäytetyön tuloksissa oli se, että vasemman alaraajan adductor magnus- ja oikean alaraajan gracilis -lihasten aktiivisyys oli pienempi 3T:ssa verrattuna 2T:in. Koska opinnäytetyö on tapaustutkimus ja suoritettujen hyppyjen otanta on hyvin pieni, on vaikea sanoa, onko näiden lihasten aktivaatiotarve suurempi 2T:ssa vai johtuuko tämä mahdollisesti mittausvirheestä tai häiriösignaalista. Löytyi vain yksi aikaisempi tutkimus (Taylor & Psycharakis 2009), jossa mitattiin lähentäjälhasten aktiivisuutta tulpin ponnistushetkellä. Tutkimuksessa ei kuitenkaan tarkennettu, mitkä lihaksista olivat mittauksessa mukana, eikä tutkijat ottaneet huomioon oikean eli liukuvan jalan lähentäjälhasten aktiivisuuksia ponnistushetkellä. Aikaisemmissa tutkimuksissa ei ole myöskään mitattu semimembranosuksen aktiivisuutta tulpin ponnistuksessa. Opinnäytetyön tutkimustulos antaa siis uutta, tarkempaa tietoa lähentäjälhasten aktiivisuudesta ja käyttäytymisestä 2T:in ja 3T:in ponnistusvaiheessa. Opinnäytetyön tutkimuksessa pyrittiin lisäksi selvittämään ponnistuksen aikaisia keskimääräisiä EMG-huippuaktiivisuuksia lisäten tutkimuksen monipuolisuutta. Kuitenkin huippuaktiivisuuksien tarkastelu saattaa olla vähemmän merkityksellistä keskiarvoaktiivisuuksien tarkasteluun, sillä ne eivät anna kuvaa lihaksen kokonaisaktiivisuudesta.

Opinnäytetyön toisena tutkimuskysymyksenä oli se, ovatko lihasten EMG-aktiivisyyskäyrät noususuuntaisia 2T- ja 3T-hyppyjen ponnistusvaiheiden aikana. Aiemmissa tutkimuksissa (Pantoja ym. 2014) havaittiin, että mitattujen lihasten aktiivisyyskäyrien nousu jyrkkenei ponnistusvaiheessa, mikä herätti kiinnostusta ja muodosti toisen hypoteesin tälle opinnäytetyölle. Opinnäytetyön tulokset vahvistivat tätä havaintoa, sillä lähes kaikilla mitatuilla lihaksilla voidaan nähdä selkeää aktiivisyyskäyrän jyrkkenevää nousua hypyn ponnistusvaiheessa. Vaikka ponnistusvaiheiden kestot olivat ajallisesti suhteellisen lyhyitä, noin 0,125–0,140 sekuntia (kts.

Taulukko 2), oli tutkimustulos toisen tutkimuskysymyksen mukainen. EMG-aktiivisuuskäyrissä havaittiin joitakin eroja vertailtaessa samankaltaisia hyppysuorituksia keskenään. Huomionarvoista kuitenkin on, että ponnistushetken EMG-aktiivisuuskäyrät seurasivat selkeästi samankaltaista muotoa ja ajoitusta.

Opinnäytetyön tuloksista saatiin arvokasta tietoa alaraajojen lähentäjälihasten aktiivisuudesta taitoluistelun tulpissa. Päälöydöksenä voidaan pitää lähentäjälihasten aktiivisuuden kasvavan tulpin ponnistushetkellä, kun hypyn haastavuus lisääntyy ilmalennon kierrosmäärän lisääntyessä. Tutkimuksen löydöksen perusteella voidaan päätellä, että alaraajojen lähentäjälihakilla on tärkeä rooli hypyn ponnistusvaiheessa, jolloin voidaan olettaa tähän lihasryhmään kohdistuvan harjoittelun olevan oleellista lajiharjoittelussa. Tieto antaa kineettistä ymmärrystä taitoluistelun laji- ja fysiikkavalmennuksen sekä myös fysioterapian näkökulmasta ja lajin kuormittavuuden ymmärtämisestä. Ei kuitenkaan voida varmaksi päätellä, onko lähentäjälihasten rooli merkittävämpi juuri rotaationopeuden tuottamisessa vai vertikaalisuuntaisen voiman tuottamisessa. Nagano ja muiden (2005) mukaan lähentäjälihakset toimivat maalla tehdyn kevennyshypyn ponnistusvaihetta stabiloivina lihaksina. Näin voi myös tapahtua tulpin ponnistusvaiheessa lisäten lihasaktiivisuutta. Tutkimustuloksia ei voida myöskään yleistää sen pienen otannan vuoksi.

Samankaltaista tutkimusasetelmaa voisi käyttää tulevaisuudessa haastavampien hyppyjen, esimerkiksi kolmois- ja neloishyppyjen vertailuun. Taitoluistelun lajitekniikka kehittyy koko ajan, joten tulevaisuudessa voidaan nähdä myös viitoishyppyjä. Viitoishyppy olisivatkin mielenkiintoinen tutkimuskohde, sillä niiden suorittamiseen vaaditaan jo äärimmäistä taitotasoa ja maksimisuoritusta. Tähän asti tehdyt tutkimukset ovat hyvin pienellä tutkimusotannalla toteutettuja, joten tulevaisuudessa ilmiötä voisi tutkia laajemmin tekemällä tutkimuksia suuremmalle otannalle. Tutkimusta lihasaktiivisuudesta voisi laajentaa myös tulpin muihin vaiheisiin. Muut tutkimukset (Taylor & Psycharakis, 2009; Pantoja ym. 2014) havaitsivat EMG-aktiivisuuden nousua hyppyjen valmistautumisvaiheessa, ilmalentovaiheessa sekä alastulovaiheessa. Myös tässä tutkimuksessa havaittiin samankaltaista aktiivisuusnousua näissä vaiheissa. Esimerkiksi alastulovaiheen lihasaktiivuuksien tutkiminen voisi auttaa vammoja ennaltaehkäisevän harjoittelun suunnittelemisessa. Mielenkiintoista oli myös, että EMG-aktiivuuksien voimakkuudet olivat ilmalentovaiheen loppua kohden laskusuuntaiset viitaten

aktiivisuuden olevan suurempaa juuri hypyn lähtöhetkellä ja ilmalentovaiheen alussa, jolloin luistelija lähentää alaraajansa rotaatioasentoon. Tutkimusta EMG-aktiivisuudesta taitoluistelussa voisi laajentaa myös keskivartalon sekä ylävartalon lihaksiin sekä taitoluistelun muihin hyppyihin.

11 Tutkimuksen eettisyys, luotettavuus ja validiteetti

11.1 Eettisyys

Opinnäytetyössä kunnioitettiin hyvää tieteellistä käytäntöä ja noudatettiin hyvän tutkimusetiikan periaatteita. Hyvässä tieteellisessä käytännössä seurataan tiedeyhteisön hyväksymiä toimintatapoja, joihin kuuluvat rehellisyys ja huolellinen toiminta tutkimustyössä sekä asianmukainen tulosten käsittely, tallentaminen ja arviointi. Hyvässä tieteellisessä käytännössä hyödynnetään vain tieteellisen tutkimuksen kriteereitä noudattavia tiedonhankinta-, arviointi- ja tutkimusmenetelmiä. Lähdeviittausten tulee olla asianmukaisia sekä toisten julkaisijoiden töitä kunnioittavia plagioimatta heidän tekstejään ja muuttamatta alkuperäistä merkitystä.

Tutkimukseen tarvitaan osallistujalta aina tutkimuslupa. Tietosuoja-asiat sekä mahdolliset muut sopimukset tulee sopia osapuolten kanssa ennen tutkimuksen aloittamista ja näistä tulee tiedottaa tutkimukseen osallistuvaa. Hyvän tieteellisen käytännön toteutumisesta on vastuussa opinnäytetyön tekijä itse. Hyvän tieteellisen käytännön periaatteiden laiminlyönti johtaa tutkimustulosten mitätöimiseen. (Varantola, Launis, Helin, Spoo & Jäppinen 2013, 6-8.)

Luistelijalta pyydettiin tutkimuslupa sekä suostumus testimittaukseen ja kuvamateriaalin käyttöön opinnäytetyössä. Tutkimuslupa-asiakirjan yhteydessä luistelijalle informoitiin hänen oikeuksistaan sekä siitä, kenellä on pääsy häntä koskevaan dataan ja mihin tarkoitukseen sitä käytetään tutkimuksessa. Tutkimusaineisto säilytettiin huolellisesti salasanalla lukitulla opinnäytetyön tekijän tietokoneella. EMG-data säilytettiin myös Kilpa- ja huippu-urheilu instituutin (KIHU) salasanalla lukitulla tietokoneella, jolla datan analysointi suoritettiin. Tiedot poistetaan opinnäytetyön tutkimuksen valmistumisen jälkeen viimeistään syksyllä 2023.

Eettisten kysymysten pohdinta korostuu ihmiseen kohdistuvassa tutkimustyössä, minkä vuoksi opinnäytetyössä noudatettiin ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettisiä periaatteita. Yleisten eettisten periaatteiden mukaan tutkittavan itsemääräämisoikeutta, ihmisarvoa ja etnisyyttä tulee kunnioittaa. Tähän sisältyvät henkilön oikeus omaan elämään, henkilökohtaiseen vapauteen, koskemattomuuteen, yksityisyyteen, omaisuuteen sekä oikeus vapaaseen liikkumiseen ja oman

uskonnon, kulttuurin ja kielen harjoittamiseen. Tutkittavan henkilön asianmukainen kohtaaminen säilyttää tutkittavan ja tutkijan välisen luottamuksen. (Korhonen, Kuula-Luumi & Spoof 2019, 7-8.) Opinnäytetyön tutkimukseen ei ollut tarpeellista kerätä henkilötietoja, joiden käsittely edellyttäisi laillista perustetta tai erityistä määrittystä niiden käyttötarkoituksesta ja säilyttämisestä. Henkilön yksityisyyden suojaamiseksi nimi ja kansalaisuus salattiin. Kuitenkin opinnäytetyön koehenkilölle ei voitu luvata täyttä tunnistamattomuutta sellaisten henkilöiden toimesta, jotka ovat osallisena esimerkiksi taitoluistelu-yhteisöä. Henkilöllä oli oikeus kieltäytyä tutkimukseen osallistumisesta sekä keskeyttää osallistuminen ajankohdasta riippumatta ilman mitään erityistä syytä tai perustelua. Eettisten periaatteiden mukaan koehenkilölle ilmoitettiin tutkimuksen tarkoitus, toteutustapa, aineiston käyttötarkoitus, aineistonkäsittelyprosessi sekä aineiston säilyttämisen hallintatavat (Korhonen, Kuula-Luumi & Spoof 2019, 8-13). Thomasin, Nelsonin ja Silvermanin (2011) mukaan Tuckman (1987) korostaa, että suurin osa fyysisistä aktiivisuutta tutkivista tutkimuksista toteutetaan ihmisillä, minkä vuoksi on erityisen tärkeää punnita kaikki tutkimustilanteessa mahdollisesti esiin tulevat, osallistujaa vahingoittavat tekijät (Thomas, Nelson & Silverman 2011, 90). Opinnäytetyön tekijällä oli vastuu toteuttaa tutkimus niin, että siitä ei aiheudu henkilölle riskejä tai haittaa (Korhonen, Kuula-Luumi & Spoof 2019, 7). Kuten urheilussa yleensä, niin myös taitoluisteluharjoittelussa ja erityisesti hyppysuorituksissa on olemassa aina loukkaantumisen riski. Loukkaantumisen riskistä kerrottiin koehenkilölle ja riskitekijät pyrittiin minimoimaan säilyttämällä luistelijan testisuoritusympäristö hänelle mahdollisimman luonnollisena harjoitteluympäristönä, mittauksia edeltävällä alkulämmittelyllä maalla sekä hyppyihin valmistavalla verryttelyllä jäällä. Luistelija osallistui omalla vastuullaan tutkimukseen, joten hänen oma vakuutuksensa kattoi mahdollisen loukkaantumisen. Mittaukset toteutettiin luistelijan kesäharjoittelun aikana, jotta ne eivät vaikuttaisi haitallisesti kilpailukauden kilpailuihin ja harjoitteluun. Aineistonkeruuseen käytettiin langatonta pinnallista EMG-mittauslaitetta, joka on menetelmänä noninvasiivista eli ei lihaskudokseen sisälle kajoavaa. Pintaelektrodien avulla mittaaminen on harmittomampaa verrattuna esimerkiksi invasiiviseen EMG-mittaukseen neulaelektrodeilla, joiden käyttö voi olla kivuliasta ja sisältää verenvuoto- sekä tulehdusriskin (Rubin 2019, 253).

11.2 Luotettavuus

Vilkan (2007) mukaan luotettavuus eli reliabiliteetti tarkoittaa tulosten toistettavuutta tai pysyvyyttä mittauskerrasta toiseen. Reliabiliteetti vaikuttaa useat mittaukseen ja tutkimuksen

tarkkuuteen liittyvät asiat. (Vilkkä 2007, 149-150.) Ennen EMG-mittauksista on välttämätöntä ymmärtää perusasiat toiminnallisen elektrofysiologian ja anatomisen kinesiologian näkökulmasta (Clarys 2000, 1759). Ennen opinnäytetyön mittauksia perehdyttiin EMG-laitteistoon sekä mitattavien lihasten anatomiaan, jotta saatiin ymmärrys lihasten rakenteesta mukaan lukien lihassäikeiden suunnasta, jänteistä ja hermoalueista. Jotta mittauksesta tulisi mahdollisimman luotettava, mittauksissa noudatettiin Delsys Trigno™ Avanti -laitteiston ohjeita elektrodien käytöstä. Datan analyysivaiheessa noudatettiin Simi motion -sovelluksen ohjeita. Mittaustuloksien luotettavan tulkinnan saamiseksi opinnäytetyössä pyrittiin säilyttämään objektiivisuus tuloksia kohtaan. Tulosten tulkittamisessa on hyvä pysyä asetettujen viitekehysten eli aikaisemman tutkimustiedon ja kirjallisuuden asettaman tietopohjan sisällä (Vilkkä 2007, 16). Opinnäytetyön teoriaosuudessa sekä tutkimusasetelmassa pyrittiin nojautumaan aikaisempaan tutkimustietoon. Opinnäytetyön tutkimusprosessi mittauksineen on pyritty kuvaamaan mahdollisimman tarkasti sen toistettavuuden parantamiseksi. Luotettavuutta paransi myös se, että mittaukset suoritettiin urheilijalle luonnollisessa ympäristössä ja mittausdata taltioitiin välittömästi suoritusten jälkeen laitteistolle. Tutkimuksen luotettavuutta ja laatua lisäsi myös se, että mittauksessa sekä datan käsittelyssä ja analysointivaiheessa saatiin tukea Jyväskylän kilpa- ja huippu-urheiluinstituutilta (KIHU). Tämä todennäköisesti vähensi aineiston käsittelyyn ja tulkintaan liittyviä virheitä.

Opinnäytetyön tuloksien tulkinnassa on huomioitava, että opinnäytetyön sekä aikaisempien tutkimusten tutkimusotanta on hyvin pieni. Pieni otanta vaikuttaa heikentävästi tulosten luotettavuuteen ja yleistettävyyteen. Myös mittausvirheiden merkitys korostuu pienemmässä otannassa. Opinnäytetyön tuloksia ei voida siis yleistää suurempaan joukkoon taitoluistelijoita. (Vilkkä, 2007, 57, 152-154.) EMG-signaalien voimakkuuteen ja laatuun saattavat vaikuttaa monenlaiset eri tekijät. Näihin tekijöihin sisältyvät geometriset ja anatomiset tekijät, kuten mittauselektrodin ominaisuudet, biologisen kudoksen paksuus sekä elektrodin sijainti ja suunta suhteessa lihakseen ja sen lihassäikeiden suuntaan, jänteisiin ja hermoihin. EMG-signaaliin vaikuttavat myös fysiologiset tekijät, joita ovat mitattavan lihaksen lihassolujen supistumisnopeus, lihassolujen määrä ja koko, lihaksen motoristen yksikköjen määrä ja toiminta, verenkierto ja lämpötila, metaboliset tekijät sekä millainen lihassupistus on kyseessä. (Merletti, Rainoldi & Farina 2001, 20-21.) Pinnallisen EMG-mittauksen merkittävin virheellinen mittauksen syy on muiden ympäröivien lihasten aktiivisuuksien tuottamat häiriösignaalit (eng. crosstalk). Häiriösignaalit tuottavat ongelmia usein varsinkin tutkittaessa ajoituksia EMG-käyrältä. (Merletti & Farina, 2016, 42.) Häiriösignaalien määrää pyrittiin opinnäytetyön mittauksissa minimoimaan elektrodien

mahdollisimman optimaalisella sijainnilla iholla suhteessa mitattavaan lihakseen. (What factors affect EMG Signal Quality? N.d.) Opinnäytetyön mittaukset suoritettiin jäähalliolosuhteissa, jolloin lämpötila on yleensä huoneenlämpöä alhaisempi. Lämpötila voi vaihdella eri jäähalleissa ja voi vaikuttaa lihasten suorituskykyyn ja näin lihasaktiivisuuden voimakkuuteen, millä voi olla alentavaa vaikutusta tutkimusten reliabiliteettiin. Oksan (1998) miehille teettämässä tutkimuksessa alhainen lämpötila vähensi lihaksen suorituskykyä hyppysuorituksissa ja vaikutti lihasten sähköiseen aktiivisuuteen korkeampaan lämpötilaan verrattuna. (Oksa 1998.)

Pinnallisessa, noninvasiivisessa EMG-mittauksessa elektrodien ja lihaksen väliin jäävä biologinen kudus voi vaikuttaa signaalin johtumiseen ja näin myös mittaustuloksiin. Tämän takia pinnallisilla EMG-elektrodeilla saatu data ei kerro tarkasti lihaksen sisäisestä sähköisestä aktivaatiosta, mutta sillä voidaan saada tietoa lihaksen kokonaisvaltaisesta avaruudellisesta sähköisestä aktiivisuudesta. (Merletti & Farina 2016, 31.) Opinnäytetyön tutkimuksen kohteena olevien lähentäjälihasten sähköistä aktiivisuutta voi verrata ainoastaan lihaskohtaisesti, eikä eri lihasten välinen aktiivisuuden vertailu anna suoraan tietoa siitä, mikä lihaksista aktivoituisi eniten. EMG-signaalin amplitudi saattaa vaihdella eri testien välillä johtuen elektrodien mahdollisista sijaintimuutoksista, (Merletti, Rainoldi & Farina 2001, 21). Tämä riski eliminoitiin opinnäytetyön mittauksissa suorittamalla molempien hyppyjen mittaustulokset samalla mittauskerralla, jolloin elektrodien paikkaa ei tarvinnut muuttaa. Dynaamisessa kompleksissa liikkeessä iho ei välttämättä pysy koko ajan samassa kohdassa suhteessa mitattavaan lihakseen, mikä voi vaikuttaa mittaustuloksiin (Clarys 2000, 1756). Opinnäytetyössä koehenkilöltä mitatut hyppysuoritukset vaativat räjähtävää dynaamista liikettä, mikä on voinut aiheuttaa elektrodien liikkumisen suhteessa kohdelihakseen. Hyppy, erityisesti kolmoishyppysuoritukset vaativat jo räjähtävämpää dynaamista liikettä ponnistusvaiheessa sekä nopeampaa rotaatiota verrattuna kaksoishyppyyn. Tämä saattaa kasvattaa elektrodien liikkumista suhteessa lihakseen enemmän kolmois- kuin kaksoishyppyssä.

Kun tavoitteena on mitata EMG-signaalin amplitudia ja ajoitusta, on otettava huomioon luistelijan taito suoritettavassa liikkeessä. Liikkeen motorinen oppiminen ja koordinaation kehittyminen vaikuttavat lihasaktivaation voimakkuuteen ja ajoitukseen. Tähän liittyvät nivelten vapausasteiden suureneminen sekä agonisti-antagonistilihasten parantunut yhteistoiminta. Lihasten ja nivelten kehittynyt yhteistoiminta lisää liikkeen rentoutta sekä tehokkuutta vähentäen liikkeeseen

vaadittavaa lihasaktivaation tarvetta. Lihasaktivaatio ei siis suoraan kerro lihaksen aktivaatiotason voimakkuudesta, vaan myös liikkeen hallittavuudesta ja taitotasosta. (Kauranen 2011, 315, 396-397.) Opinnäytetyöhön osallistuva luistelija on kansainvälisellä senioritasolla luisteleva urheilija, jolla on vankka kokemus lajista kymmenien vuosien ajalta. Hänen 2T- ja 3T -suorituksensa ovat erittäin automatisoituneita, joten todennäköisimmin hyppysuoritusten aikainen lihasten aktivointitarve on mahdollisimman pientä ja taloudellista. Tutkijat ovat havainneet erilaisia hyppytekniikoita tulpissa luistelijoiden välillä (King ym. 2004, 110-118). Hyppytekniikka voi mahdollisesti vaikuttaa lihasten rekrytointitapaan ja näin myös lihasten aktiivisuuteen ponnistusvaiheessa. Luotettavampaa tutkimusta lihasaktiivisuudesta saataisiin tutkimalla ilmiötä suuremmasta koehenkilöryhmästä, jolloin on mahdollista saada yleistettävämpää tietoa lihasten roolista tulpissa

Validius tarkoittaa taas sitä, että tutkimus mittaa juuri sitä ilmiötä, jota sen on tarkoitus mitata (Vilkkä 2007, 149-150). Opinnäytetyön tutkimustulokset ovat valideja, sillä tutkimus kohdistui alaraajan lähentäjälihasten aktiivisuuteen yhden koehenkilön suorittamissa 2T- ja 3T -suorituksissa. EMG-sensoreilla saatiin mitattua haluttua ilmiötä eli EMG-aktiivisuutta kahden erilaisen hyppysuorituksen aikana saaden näistä vertailukelpoista dataa.

Lähteet

Adductor Longus. N.d. Julkaisu Physiopedian verkkosivuilla. Viitattu 11.5.2023.

https://www.physio-pedia.com/Adductor_Longus.

Adductor Magnus. N.d. Julkaisu Physiopedian verkkosivuilla. Viitattu 11.5.2023.

https://www.physio-pedia.com/Adductor_Magnus.

Bartlett, R. 1997. Introduction to sports biomechanics. Journal of sports sciences, 15, 645–645.

London: E & FN Spon. Viitattu 14.5.2022. <https://janet.finna.fi>, EBSCOhost.

Berg, K. 2014. Rörelseapparatus anatomi – en muskel och triggerpunktsguide. Tukholma: ICVE Production Sweden.

Cabell, L. & Bateman, E. 2018. Biomechanics in figure skating. Teoksessa The Science of Figure Skating. Toim. Vescovi J.D., & VanHeest, J. L. Routledge. Viitattu 11.5.2023.

https://play.google.com/store/books/details/Jason_D_Vescovi_The_Science_of_Figure_Skating?id=PpRXDwAAQBAJ&hl=en&gl=US, Google Play.

Clarys, J. P. 2000. Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. Ergonomics, p.43, 10, 1750–1762. Viitattu 5.4.2022. <https://janet.finna.fi>, Taylor & Francis Online.

Communication No. 2253. 2019. Tiedote taitoluistelun elementtien pistearvoista 2019/2020.

Julkaistu kansainvälisen taitoluisteluliiton verkkosivuilla. Viitattu 24.4.2022.

<https://www.isu.org/inside-isu/isu-communications/communications/21210-2253-s-p-sov-2019-20/file>.

Delsys Technical Note 101: EMG Sensor Placement. N.d. Ohjekirja Delsys-laitteiden toimittajan verkkosivuilla. Viitattu 4.4.2022. <https://delsys.com/downloads/TECHNICALNOTE/101-emg-sensor-placement.pdf>.

Delsys Technical Note 103: EMG Signal Analysis. N.d. Ohjekirja Delsys-laitteiden toimittajan verkkosivuilla. Viitattu 4.4.2022.

<https://delsys.com/downloads/TECHNICALNOTE/103-emg-signal-analysis.pdf>.

Fröberg, F. 2021. Heittotaidon omaksuminen miesten moukarinheitossa: Kolmen eritasoisen ryhmän biomekaaninen analyysi. Pro gradu. Jyväskylän yliopisto. Viitattu 2.6.2023.

<https://jyx.jyu.fi/bitstream/handle/123456789/76002/1/URN%3ANBN%3Afi%3Aju-202105273250.pdf>.

ISU Judging System. N.d. Julkaisu kansainvälisen taitoluisteluliiton nettisivuilla. Viitattu 14.5.2023.

<https://www.isu.org/figure-skating/rules/fsk-judging-system>.

ISU Technical Panel Handbook. 2023. Käsikirja. ISU Judging system. Single Skating 2023/2024.

Julkaistu 8.7.2023. Viitattu 28.8.2023. <https://www.isu.org/figure-skating/rules/sandp-handbooks-fag/31570-technical-panel-handbook-1/file>.

- Kashubara, K. 2018. Resistance, power, and cardiometabolic training. Teoksessa *The Science of Figure Skating*. Toim. Vescovi J.D., & VanHeest, J. L. Routledge. Viitattu 11.5.2023. https://play.google.com/store/books/details/Jason_D_Vescovi_The_Science_of_Figure_Skating?id=PpRXDwAAQBAJ&hl=en&gl=US, Google Play.
- Kauranen, K. 2011. *Motoriikan säätely ja motorinen oppiminen*. Tampere: Liikuntatieteellinen Seura.
- King, D. L. 2000. Jumping in figure skating. Teoksessa *Biomechanics in Sport: Performance enhancement and injury prevention*. Toim. Zatsiorsky, V. John Wiley & Sons. Viitattu 24.4. 2022. https://stillmedab.olympic.org/media/Document%20Library/OlympicOrg/IOC/Who-We-Are/Commissions/Medical-and-Scientific-Commission/Encyclopaedia/2000_Zatsiorsky.pdf#page=326, Wiley Online Library.
- King, D. L. & Smith, S. L. 2002. A Biomechanical Analysis Quadruple Figure Skating Jumps. *Medicine and science in sports and exercise*. 34, 5. Viitattu 10.5.2022. <https://www.umu.se/bibliotek/>, Ovid.
- King, D., Smith, S., Higginson, B., Muncasy, B. & Scheirman, G. 2004. Characteristics of triple and quadruple toe-loops performed during the Salt Lake City 2002 Winter Olympics. *Sports biomechanics*, 3, 1. Viitattu 10.5.2022. <https://janet.finna.fi>, EBSCOhost.
- Knoll, K., & Härtel, T. 2005. Biomechanical conditions for stabilizing quadruple figure skating jumps as a process of optimization. *ISBS-Conference Proceedings Archive*. Viitattu 10.5.2022. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/844>.
- Knoll, K., & Seidl, I. 2015. Effective execution of the flight in quadruple jumps in figure skating. *ISBS-Conference Proceedings Archive*. Viitattu 24.5.2022. <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6583>.
- Knoll, K. & Hildebrand, F. 2019. Effective use of angular momentum for rotations about the longitudinal axis – Examples of quadruple jumps in figure skating. *ISBS Proceedings Archive*, 37, 1, 376–379. Viitattu 24.5.2022. <https://commons.nmu.edu/isbs/vol37/iss1/92/>.
- Kohonen, I., Kuula-Luumi, A., & Spoof, S. K. 2019. Ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettiset periaatteet ja ihmistieteiden eettinen ennakoarviointi Suomessa. Tutkimuseettisen neuvottelukunnan ohje. Viitattu 31.3.2022. https://tenk.fi/sites/default/files/2021-01/Ihmistieteiden_eettisen_ennakoarvioinnin_ohje_2020.pdf.
- Mazurkiewicz, A., Iwańska, D., & Urbanik, C. 2018. Biomechanics of the Axel Paulsen figure skating jump. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 25, 2, 3–9. Viitattu 27.5.2022. <https://sciendo.com/downloadpdf/journals/pjst/25/2/article-p3.pdf>.
- Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. 2001. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, 29, 1, 20-25. Viitattu 5.4.2022. https://www.researchgate.net/profile/Alberto-Rainoldi/publication/12121785_Surface_Electromyography_for_Noninvasive_Characterization_of_Muscle/links/570396ff08aedbac1270706f/Surface-Electromyography-for-Noninvasive-Characterization-of-Muscle.pdf.

Merletti, R., & Parker, P. J. 2004. Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications. New Jersey: John Wiley & Sons.

Merletti, R., & Farina, D. 2016. Surface electromyography: physiology, engineering, and applications. John Wiley & Sons. Viitattu 26.2.2022.

https://books.google.fi/books?hl=fi&lr=&id=RI7WCgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR7&dq=physiology,+engineering,+and+noninvasive+application&ots=yc9oolpmTi&sig=b9556QxoTil7za54SAXNSVqx0mQ&redir_esc=y#v=onepage&q=physiology%2C%20engineering%2C%20and%20noninvasive%20application&f=false, Google-kirjat.

Merletti, R. & Muceli, S. 2019. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. A Journal of electromyography and kinesiology, 49, 102363. Viitattu: 7.5.2022.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102363>.

Mero, A., Nummela, A., Kalaja, S. & Häkkinen, K. 2016. Huippu-urheiluvallmennus – Teoria ja käytäntö päivittäisvalmennuksessa. Lahti: VK-Kustannus Oy.

Nagano, A., Komura, T., Fukashiro, S. & Himeno, R. 2005. Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal-effort countermovement jumping. Journal of electromyography and kinesiology, 15, 4, 367–376. Viitattu 16.5.2022.

<https://www.umu.se/bibliotek/>, ScienceDirect.

Oksa, J. 1998. Cooling and neuromuscular performance in man. Studies in sport, physical education and health 53. Jyväskylä: Jyväskylän yliopisto.

https://jyx.jyu.fi/bitstream/handle/123456789/74496/-1/Oksa_Juha_screen.pdf.

Pantoja, P. D., Mello, A., Liedtke, G. V., Kanitz, A. C., Cadore, E. L., Pinto, S. S., Alberton, C. L., Kruegel, L. F. M. 2014. Neuromuscular Responses of Elite Skaters During Different Roller Figure Skating Jumps. Journal of human kinetics, 41, 23. Viitattu 9.5.2022. <https://doi.org/10.2478/hukin-2014-0029>.

Rubin, D. I. 2019. Chapter 16 - Needle electromyography: Basic concepts. Handbook of Clinical Neurology, 160, 243–256. Viitattu 28.3.2022. <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.jamk.fi:2443/science/article/abs/pii/B9780444640321000163?via%3Dihub>.

Semimembranosus. N.d. Julkaisu Physiopedian verkkosivuilla. Viitattu 11.5.2023.

<https://www.physio-pedia.com/Semimembranosus>.

Shi, Y., Ozaki, A., & Honda, M. 2020. Kinematic analysis of figure skating jump by using wearable inertial measurement units. Proceedings, 49, 1, 124. Viitattu 7.6.2022.

<https://www.mdpi.com/2504-3900/49/1/124>.

Taylor, C. L., & Psycharakis, S. G. 2009. A pilot study on electromyographic analysis of single and double revolution jumps in figure skating. Journal of Exercise Science and Physiotherapy, 5, 1. Viitattu 7.5.2022.

<https://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.678.7073&rep=rep1&type=pdf#page=16>

Thomas, J. R., Nelson, J. K. & Silverman, S. J. 2011. Research methods in physical activity. 6. p. Champaign, IL: Human Kinetics.

Tortora, G. J. & Derrickson, B. 2013. Principles of anatomy and physiology. 14. p. John Wiley & Sons.

Varantola, K., Launis, V., Helin, M., Spoof, S. & Jäppinen, S. 2013. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. Tutkimuseettisen neuvottelukunnan ohje. Helsinki. Viitattu 26.3.2022 https://tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf.

Vescovi, J. D., & VanHeest, J. L. 2018. Physiology and physiological assessment of figure skating. Teoksessa The Science of Figure Skating. Toim. Vescovi J.D., & VanHeest, J. L. Routledge. Viitattu 25.5.2022. <https://www.routledge.com/The-Science-of-Figure-Skating/Vescovi-VanHeest/p/book/9780367787059>, Google Play.

Vilka, H. 2007. Tutki ja mittaa. Viitattu 28.3.2022. https://trepo.tuni.fi/bitstream/handle/10024/98723/Tutki-jamittaa_2007.pdf?sequence=1.

Visible Body: Muscle Premium 7. 2018. Tietokantasovellus. Versio 7.1.47. Argosy Publishing Inc. www.janet.finna.fi, Ovid.

Weigmann-Faßbender, S., & Knoll, K. 2019. Olympiacyklusanalyse im Eiskunstlauf 2014-2018. Teoksessa Olympianalyse Pyeongchang 2018. Olympiacyklusanalyse und Auswertungen der Olympischen Winterspiele. Toim. Jürgen Wick & Frank Lehmann. Meyer & Meyer. 2019.

What factors affect EMG Signal Quality?. N.d. Julkaisu Delsys-laitteiden toimittajan verkkosivuilla. Viitattu 5.4.2022. <https://delsys.com/emgworks/signal-quality-monitor/factors/>.

Yeadon, M. R. 2000. Aerial movement. Teoksessa Biomechanics in Sport: Performance enhancement and injury prevention. Toim. Zatsiorsky, V. John Wiley & Sons. Viitattu 9.5.2022. <https://janet.finna.fi>, Ebook central.

Zajac, F. E. 2002. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations. Journal of biomechanics, 35, 8, 1011-1018. Viitattu 3.5.2023. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00046-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00046-5).