

**LIHASAKTIIVISUUDEN JA HAPENKULUTUKSEN EROJA JUOKSUA  
HARRASTAVILLA JA HARRASTAMATTOMILLA**

Lauri Orava

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2020

Työn ohjaaja: Taija Juutinen

## TIIVISTELMÄ

Orava, L. 2020. Lihasaktiivisuuden ja hapenkulutuksen eroja juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan pro gradu -tutkielma, 83 s. 3 liitettä.

Tämän tutkimuksen tavoitteena oli tutkia alaraajojen lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien eroja sekä näiden muuttujien välisiä yhteyksiä juoksua harrastavien ja harrastamattomien ryhmien välillä. Tämän lisäksi tutkittiin aineenvaihdunnallisten muuttujien eroja ryhmien välillä. Tutkimus on ensimmäisiä raportteja, missä älyvaatteilla on mitattu lihasaktiivisuuksia useammilla eri kävely- ja juoksu-nopeuksilla yhdistettynä hapenkulutusmittauksiin.

Tutkimukseen osallistui yhteensä 21 vapaaehtoista, joista 20 suorittivat mittaukset ja joista 17 tulokset oli mahdollista analysoida. Juoksua harrastavien ryhmässä oli 5 miestä ja 5 naista ja harrastamattomien ryhmässä oli 5 miestä ja 2 naista. Tutkittavilta mitattiin maksimaalinen tahdonalainen isometrinen lihasaktiivisuus (MVIC) pintaelektrodi elektromyografiaa (sEMG) hyödyntävillä älyvaatteilla etureisisistä, takareisisistä, pakaroista, kaksoiskantalihaksista, leveistä kantalihaksista ja etummaisilta säärilihaksilta. Tutkittavat kävelivät 1,0 m/s, 1,3 m/s ja 1,5 m/s sekä juoksivat 2,2 m/s, 2,5 m/s, 2,8 m/s, 3,1 m/s ja 3,3 m/s nopeuksilla viiden minuutin kuormitusjaksoja 200 metrin ulkoradalla valojäniksen ohjaimella nopeudella. Kuormitusjaksojen aikana tutkittavilta mitattiin samanaikaisesti lihasaktiivisuuksia, sykettä ja hapenkulutusta. Aluksi mitattiin lepolaktaatti ja juoksukuormien sekä viimeisen kuorman lopuksi mitattiin laktaattikonsentraatiot sormenpää verinäytteinä. Kaikille tuloksille laskettiin keskiarvot tasaisinta nopeutta vastanneelta 80 metrin suoralta jokaisella etenemisnopeudella.

Tutkimustuloksina saatiin, että aktiivisuus takareidissä (kaikilla kävely- ja yhdellä juoksunopeudella) sekä leveässä kantalihaksessa (kaikilla kävely- ja neljällä juoksunopeudella) erosivat ryhmien välillä ( $0,001 < p \leq 0,05$ ). Näissä lihaksissa juoksua harrastavien aktiivisuudet olivat pienempiä. Saatu tulos voi viitata harrastavien parempaan liiketekniikkaan. Muilla lihaksilla ei tilastollisesti merkitseviä eroja havaittu ryhmien välillä. Lihasaktiivisuus kasvoi nopeuden kasvaessa ( $0,001 < p \leq 0,05$ ), mikä on linjassa aikaisempien tutkimustulosten kanssa. Ryhmien välillä ei löydetty tilastollisesti merkitseviä eroja lihasaktiivisuuksille ja hapenkulutuksille lasketuissa korrelaatioissa. Kaikilla tutkittavilla analysoitaessa etureidellä ( $r=0,883$ ) sekä etummaisella säärilihaksella ( $r=0,914$ ) havaittiin yhteys lihasaktivaation ja hapenkulutuksen välillä ( $0,01 < p \leq 0,05$ ) kävelynopeuksilla. Juoksunopeuksilla takareidellä ( $r=0,789$ ) ja pakaralla ( $r=0,788$ ) havaittiin yhteys lihasaktivaation ja hapenkulutuksen välillä ( $p \leq 0,05$ ). Hapenkulutuksissa tilastollisesti merkitsevät ryhmien väliset erot syntyivät viimeisellä kävely- sekä ensimmäisellä juoksunopeudella ( $p \leq 0,05$ ). Harrastavien hapenkulutukset olivat keskimäärin alhaisempia tutkituilla nopeuksilla pois lukien ensimmäinen kävelynopeus sekä kaksi viimeisintä juoksunopeutta. Kahdella viimeisellä juoksunopeudella harrastavien hapenkulutus oli suurempaa kuin harrastamattomilla. Juoksunopeuksien muutosta selittänee juoksua harrastamattomien kuormituksen muuttuminen enemmän anaerobiseksi, joka näkyy tämän ryhmän laktaattikonsentraatioiden nousuna juoksu kuormien aikana sekä hapenkulutuksien tasaantumisen kahden viimeisen juoksu kuormien kohdalla. Sykkeet ja mitatut juoksu kuormien laktaattikonsentraatiot olivat alhaisempia juoksua harrastavilla verrattuna harrastamattomiin ja ne erosivat ryhmien välillä ( $0,001 < p \leq 0,01$ ).

**Asiasanat:** Lihasaktiivisuus, hapenkulutus, aineenvaihdunta, puettava teknologia, kävely, juoksu

## ABSTRACT

Orava, L. 2020. Muscle activity and oxygen consumption differences between runners and non-runners. Faculty of Sport and Health Sciences, Biomechanics, University of Jyväskylä, Master's thesis, 83 p. 3 appendices.

The purpose of this study was to investigate differences and relations in muscle activity and oxygen consumption in the lower limbs muscles between recreational runners and non-runner subjects. Differences in metabolic variables were also investigated between groups. The study is one of the first reports where smart clothing was used to measure muscle activities on several speeds combined with oxygen consumption measurements.

A total of 21 voluntary subjects participated in the study, 20 of them performed measurements and 17 subject's results were possible to be analyzed. There were 5 men and 5 women in recreational runners group and 5 men and 2 women in the non-runners group. Subjects were initially measured for maximal voluntary isometric contraction (MVIC) with surface electromyography (sEMG) smart clothing technology from quadriceps femoris, hamstring, gluteus, gastrocnemius, soleus and tibialis muscles. The subjects walked 1,0 m/s; 1,3 m/s; 1,5 m/s and ran 2,2 m/s; 2,5 m/s; 2,8 m/s; 3,1 m/s; 3,3 m/s for 5 minutes on 200 meters outdoor track at the speed determined by led track pacer (light rabbit). At the same time muscle activities, heart rate and oxygen consumption were measured during exercise periods. At the beginning resting lactate was measured and at the end of each running loads and at the end of last load lactates were measured as fingertip blood samples. The measurement results were averaged over the 80 m straight line corresponding to the steadiest speed for each speed.

The results of the study showed that activity in the hamstrings (at all walking and one running speed) and in the soleus (at all walking and four running speeds) differed between the groups ( $0,001 < p \leq 0,05$ ). With these muscles, recreational runners had lower levels of muscle activity. The result might indicate that recreational runners might have had better movement technique. For the other muscles, no statistically significant differences were found between the groups. Muscle activity increased with increasing speed ( $0,001 < p \leq 0,05$ ) which is in line with previous studies. No statistically significant differences were found between the groups in the correlations calculated between muscle activities and oxygen consumptions. When all subjects were analyzed, with quadriceps femoris ( $r=0,883$ ) and tibialis muscle ( $r=0,914$ ) a relation was found between muscle activity and oxygen consumption ( $0,01 < p \leq 0,05$ ) at walking speeds. At running speed, with hamstring ( $r=0,789$ ) and gluteus muscle ( $r=0,788$ ) a relation was found between muscle activity and oxygen consumption ( $p \leq 0,05$ ). Statistically significant differences in oxygen consumption occurred at the last walking and at the first running speed between groups ( $p \leq 0,05$ ). Oxygen consumption by recreational runners was on average lower at all studied speeds, except for the first walking and last two running speeds. With the last two running speeds oxygen consumption was higher for runners than for non-runners. The change with two last running speeds is likely to be explained by the change of the load to be more anaerobic for the non-runners, which is reflected in an increase in lactate concentrations with running loads and oxygen consumption stabilization in the non-runners group within two last running speeds. Heart rates and measured lactate concentrations after running loads were lower in recreational runners group compared to non-runners group and results differed between the groups ( $0,001 < p \leq 0,01$ ).

**Key words:** Muscle activity, oxygen consumption, metabolism, wearable technology, walking, running

## **KÄYTETYT LYHENTEET**

AOI	area of interest, MegaWin ohjelmassa analysoitavan alueen valinta
ATP	adenosine triphosphate, adensiinitrifosfaatti
CPG	central pattern generators, keskusgeneraattoriverkosto
EMG	electromyography, elektromyografia
HD-sEMG	High definition surface electromyography, matriisielektromyografia
MHC	myosin heavy chain, myosiini raskasketju
MVIC	maximal voluntary isometric contraction, maksimaalinen tahdonalainen isometrinen lihassupistus
sEMG	surface electromyography, pintaelektrodi elektromyografia
SSC	stretch-shortening cycle, venymis-lyhenemissykli
VO2max	maksimaalinen hapenottookyky

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄ.....	2
2.1 Hermosto .....	2
2.2 Neuronit .....	3
2.3 Motorinen yksikkö.....	4
2.4 Luurankolihasrakenteet.....	7
2.5 Luurankolihas toiminta .....	11
3 TAHDONALAINEN LIIKE .....	13
3.1 Tahdonalainen rytmisen liike.....	14
3.2 Kävelyn ja juoksun biomekaniikka.....	15
3.3 Lihasaktiivisuus kävelyssä ja juoksussa .....	17
4 LUURANKOLIHAKSEN SÄHKÖFYSIOLOGIA .....	20
4.1 Aktiopotentiali .....	20
4.2 Elektromyografia .....	21
4.2.1 Elektrodityypit .....	21
4.2.2 Mittaamiseen vaikuttavia häiriötekijöitä .....	22
5 ENERGIA-AINEENVAIHDUNTA KUORMITUKSESSA .....	23
5.1 Luurankolihasenergia-aineenvaihdunta .....	23
5.2 Hapenkulutus, syke ja lihasaktiivisuus kuormituksessa .....	24
6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	28
7 TUTKIMUSMENETELMÄT .....	29
7.1 Tutkittavat.....	29
7.2 Tutkimusasetelma.....	29

7.3	Mittausprotokolla.....	30
7.3.1	Alkumittaukset.....	31
7.3.2	Kenttämittaukset.....	32
7.4	Aineiston käsittely .....	40
7.5	Älyvaatteet.....	43
7.5.1	EMG-shortsit .....	43
7.5.2	EMG-säärystimet.....	46
7.6	Tilastolliset menetelmät.....	47
8	TULOKSET.....	49
8.1	Hapenkulutus, syke ja laktaattikonsentraatio .....	49
8.2	Lihasktiivisuus ja etenemisnopeus.....	50
8.3	Lihasktiivisuuden ja hapenkulutuksen korrelaatiot .....	58
9	POHDINTA.....	64
9.1	Tulosten analysointi.....	64
9.2	Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet.....	68
9.3	Johtopäätökset .....	71
	LÄHTEET .....	72
	LIITTEET .....	84

# 1 JOHDANTO

Liikunta on tahtoon perustuvaa, hermoston ohjaamaa lihasten toimintaa, joka aikaan saa energiankulutuksen kasvua (Vuori 2005). Ihmiselle tyypillisimmät tavat liikkua ovat käveleminen ja juokseminen (Sasaki ym. 2006).

Tutkimus suoritettiin osana ”OpenKin: Kävelyn ja juoksun biomekaaninen analyysi uudella laitteella” -projektia. Projektin tarkoituksena oli tutkia juoksun sekä kävelyn parametreja Tampereen korkeakouluuyhteisön (TUNI) valmistamalla mittalaitteella ja samalla verifioida laitteen toimintaa. Älyvaatteet mahdollistavat tutkimuksen siirtämisen laboratorioista tavanomaiseen liikkumisympäristöön sekä teknologian johdottomuus mahdollistaa liikkeen käytännössä ilman rajoituksia.

Luurankolihakset tuottavat voimaa staattisiin ja dynaamisiin motorisiin liikkeisiin yhdessä luiden ja nivelten kanssa muodostuvien rakenteiden ylitse. Sähköfysiologinen lihasten aktiivointi käynnistää mekaanisen voimantuoton ja tämä lihasaktiivisuus voidaan havaita elektromyografian (EMG) avulla. (Disselhorst-Klug ym. 2009.) Älyvaatteisiin kiinnitetyillä kangaselektrodeilla voidaan lihasaktiivisuutta mitata validoidulla ja luotettavalla tavalla ilman ihon esikäsitteilyä (Finni ym. 2007; Tikkanen ym. 2012). sEMG:tä on käytetty vuosien ajan ihmisen liikkeen tutkimisessa ja liikkeiden lihasaktiivisuuden tallentaminen on keskeisessä osassa liikuntatutkimuksissa (Roberts ym. 2008; Subbu ym. 2015; Vigotsky ym. 2018). Fyysisen aktiivisuuden aikaansaama energiankulutuksen (ja siten hapenkulutuksen) kasvun ajatellaan yleisesti johtuvan lisääntyneestä lihasaktiivisuudesta liikettä suorittavissa lihaksissa (Taylor ym. 1982; Alexander 2002; Sousa ym. 2012).

Tutkimuksen tavoitteena oli tutkia alaraajojen lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien eroja sekä näiden muuttujien välisiä yhteyksiä juoksua harrastavien ja harrastamattomien välillä. Tämän lisäksi tutkittiin aineenvaihdunnallisten muuttujien eroja ryhmien välillä. Tutkimus on ensimmäisiä raportteja, missä älyvaatteilla on mitattu lihasaktiivisuuksia useammilla eri kävely- ja juoksuopeuksilla yhdistettynä hapenkulutusmittauksiin.

## 2 HERMOLIHASJÄRJESTELMÄ

Hermolihasjärjestelmän tehtävänä on vastata lihasten neuraalisesta ohjauksesta luoden liikkeille ja liikkumiselle vaadittavat voimat sekä suoritustekniikat (Åstrand 1992).

### 2.1 Hermosto

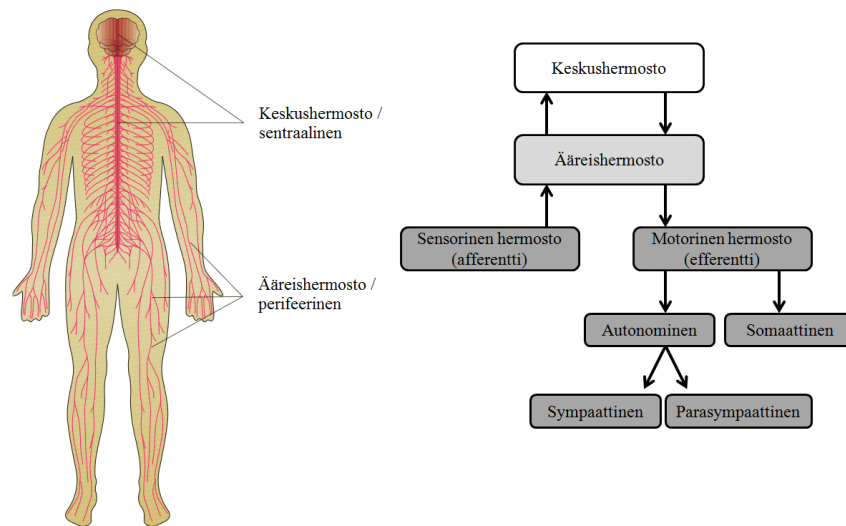
Hermosto eli hermojärjestelmä on elimistön tiedonsiirtoverkosto, jonka avulla suoritetaan elimistön eri järjestelmien säätely ja kommunikointi. Aivot toimivat järjestelmän ylimpänä yksikkönä antaen toiminnalle ohjauksikäskyt ja -arvot. Aivot saavat informaatiota aistireseptoreilta elimistön sisäisestä ja ulkoisesta ympäristöstä. Informaation saapuessa keskushermostoon voi se aikaansaada refleksin suoraan selkäydintasolla tai tieto siirtyy aivoihin muokaten tarvittaessa aivojen antamaa ohjausta. (Nienstedt ym. 2016, 551; Kenney ym. 2012, 70.) Hermosto ei vastaa pelkästään liikkeistä ja havaitsemisesta vaan psyykkiset tapahtumat, kuten tunteet ja motivaatio kuuluvat myös hermoston tehtäviin (Sandström ym. 2011, 3). Luurankolihasneuraalinen ohjaus voidaan jakaa tahdonalaiseen ohjaukseen sekä selkäydintasolla reflekseinä tapahtuviin heijasteisiin (Nienstedt ym. 2016, 546–551).

Hermosto jaetaan kahteen anatomiseen pääosaan keskushermostoon (sentraalinen) ja ääreishermostoon (perifeerinen). Keskushermostoon kuuluvat aivot sekä selkäydin. Ääreishermosto jaetaan tietoa tuovaan sensoriseen (afferentti) sekä tietoa vievään motoriseen hermostoon (efferentti). Ääreishermoston avulla reseptoreilta saadaan tuotua tietoa keskushermostoon sekä keskushermostosta saadaan vietyä käskyjä ääreishermostossa sijaitseville lihaksille, elimille ja rauhasille (Kenney ym. 2012, 70; Marieb 2014, 251; Mero ym. 2016, 88–89). Keskushermostossa sijaitsevat välineuronit integroivat hermoston moninaisia osia toisiinsa luoden osien välille yhteyksiä (Keynes ym. 2011, 1).

Motorinen hermosto jaetaan toiminnaltaan autonomiseen sekä somaattiseen hermostoon. Somaattinen hermosto vastaa luurankolihasneuraalisesta ohjauksesta. Autonominen hermosto jaetaan vielä sympaattiseen ja parasympaattiseen osaan, joista ensimmäinen kiihdyttää elintoimintoja (esimerkiksi nostaa sydämensykyttä) ja jälkimmäinen hidastaa niitä. Autonomi-



sella hermostolla on tärkeä rooli elimistön homeostaasin ylläpidossa. (Kenney ym. 2012, 70; Mero ym. 2016, 88–89.) Kuvassa 1 on esitettyä hermoston anatomiset ja toiminnalliset pääosat. Autonomiseen hermostoon voidaan myös määrittellä kuuluvaksi ruuansulatuskanavan toimintaa säätelevä enterinen hermosto. Aistitietoja lähettävät tuntohermot kuuluvat sekä somaattiseen että autonomiseen hermostoon. (Sandström ym. 2011, 7.)



KUVA 1. Hermoston anatomiset ja toiminnalliset pääosat (mukailtu Kenney ym. 2012, 70; Tucker ym. 2015, 108).

## 2.2 Neuronit

Neuronit eli hermosolut ovat hermoston pienin rakenteellinen yksikkö ja ne on erikoistunut kuljettamaan hermoimpulsseja (Kenney ym. 2012, 70; Nienstedt ym. 2016, 64). Neuronit sekä yhtä suuri määrä hermotukisoluja muodostavat yhdessä koko hermoston rakenteet (Watkins 2010, 198). Yksittäinen neuronit koostuu yleensä kolmesta pääosasta, solun rungosta (soomasta) ja ulokemaisista tuojahaarakkeista (dendriitteistä) sekä viejähaarakkeista (aksoneista). Neuronin rungosta ulkonevat dendriitit ovat hermosolun hermoimpulsseja vastaanottavia päitä, joihin sensorinen stimulus tai vierekkäisen neuronin lähettämä sähköimpulssi kytkeytyy siirtäen impulssin aksonia pitkin pois päin neuronin soomasta. (Kenney ym. 2012, 70–71.)

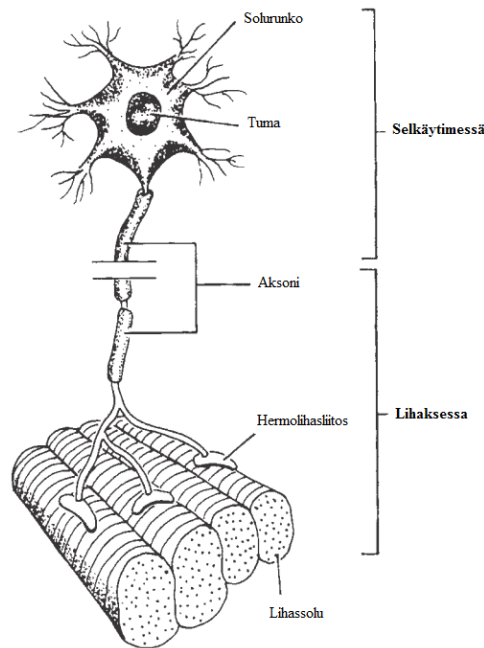
Neuronien aksonien pintaa peittää osittain tai kokonaan myeliinikerros, mutta myös myeliinitömiä aksoneita on olemassa. Suurin osa autonomisen hermoston aksoneista on myeliinittö-

miä, kuten kipua tai lämpötilaa aistivien sensorineuronien aksonit. Välineuronit ovat myös lähes poikkeuksetta myeliinittömiä, mutta missä suurta johtavuutta vaaditaan, on aksonien halkaisija suuri. (Salzer ym. 2016, Keynes ym. 2011, 3.) Myeliinikerroksen tehtävänä on hermoimpulssin etenemisnopeuden säätely hermostossa. Mitä enemmän ja paksummin myeliiniä on, sitä nopeammin sähköimpulssi liikkuu. Myeliinillä on siten tärkeä rooli tiedonsiirtonopeuden määrittämisessä sekä hermoimpulssien lähettämisen ja vastaanoton oikea aikaisessa ajoittamisessa. (Salzer ym. 2016.)

Dendriittejä neuronissa voi olla useita, mutta aksonia on yksi. Aksonien päissä on hermoapäätteitä, joiden avulla hermosolu muodostaa toisen hermosolun kanssa liittymän (synapsin) tai se liittyy hermosolun lihakseen synapseja muistuttavalla hermolihasliitoksella. (Kenney ym. 2012, 70–71; Nienstedt ym. 2016, 66.) Neuronit jaetaan niiden toiminnallisuuden mukaan sensorineuroneihin, motorisiin neuroneihin (liikehermosoluihin) sekä välineuroneihin. Neuronit voidaan jakaa myös niiden rakenteiden mukaan multipolaari, bipolaari, unipolaari tai anaxoni neuroneiksi riippuen niiden dendriittien määrästä. (Marieb 2014, 257–258; Martini ym. 2017, 440.)

### **2.3 Motorinen yksikkö**

Suurimmat luurankolihakset voivat koostua miljoonista lihassoluista (Billeter ym. 2003). Yksittäinen lihassolu tuottaa vähän voimaa, jolloin yksittäinen lihassolun ohjaus ei olisi käytännöllistä (Trew ym. 2005, 34). Lihassolujen lihastyön koordinoimista varten lihassolut jakautuvat toiminnallisiin yksiköihin eli motorisiin yksiköihin. Motorinen yksikkö muodostuu alfamotoneuroniksi kutsutusta neuronista sekä kaikista sen hermottamista lihassoluista. (Sherrington 1925; Billeter ym. 2003.) Alfamotoneuronin hermosolun runko ja tuma sijaitsevat selkäytimessä, mistä sen aksoni haarautuu lihaksille (Sherrington 1925; Heckman ym. 2004). Lihassolujen lukumäärä motorista yksikköä kohden määräytyy hermotettavan lihaksen toiminnan mukaan. Tarkassa ja hienovaraisessa lihastyössä alfamotoneuronit ohjaavat pientä määrää lihassoluja, kun taas vähemmän kompleksisissa suurten lihasryhmien lihastyössä voi yhden alfamotoneuronin hermotuksen alaisena olla tuhansia lihassoluja. (McArdle ym. 2015, 391.) Kuvassa 2 on esitettyä motorisen yksikön perusrakenne.



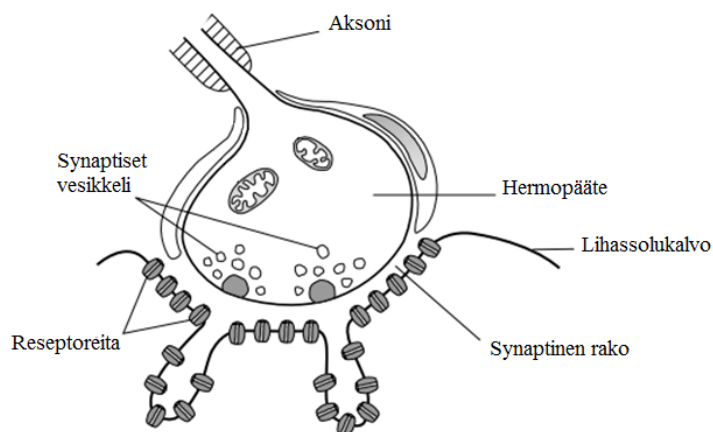
KUVA 2. Motorisen yksikön perusrakenne (mukailtu Billeter ym. 2003).

Motoriset yksiköt jaetaan kolmeen eri luokkaan perustuen niiden supistumisnopeuden, voimantuoton ja väsymyksen sieto ominaisuuksiin. Tyyppi S (slow - hidas) on pienen supistumisnopeuden omaava, vähän voimaa tuottava ja väsymystä hyvin kestävä motorinen yksikkö. Tyyppi FR (fast fatigue resistant – nopea, väsymystä sietävä) on suuren supistumisnopeuden omaava, melko paljon voimaa tuottava ja väsymystä melko hyvin kestävä motorinen yksikkö. Tyyppi FF (fast fatigable – nopea, väsyvä) on suuren supistumisnopeuden omaava, paljon voimaa tuottava ja väsymystä huonosti kestävä motorinen yksikkö. (Heckman ym. 2004.)

Lihassupistuksessa motoriset yksiköt rekrytoidaan yleisesti kokoperiaatteen mukaisesti. Motorisen neuronin kokoon perustuvaa aktivointiperiaatetta kutsutaan Hennemanin koko periaateksi. Alfaspottoneuronin kuljettaessa aktiopotentialin motorisen yksikön lihassoluille, aktivoituvat kaikki motorisen yksikön lihassolut tuottaen voimaa. Voiman tarpeen kasvaessa rekrytoidaan lisää motorisia yksiköitä. Motoristen yksiköiden aktivoitumisjärjestystä ohjaa motorisen hermon koko. S tyyppin motorisilla yksiköillä motorisen hermon koko on pienin ja tämän takia ne aktivoituvat ensimmäisinä. Voimantuoton tarpeen edelleen kasvaessa, lihasaktivaatio lisääntyy saaden FR tyyppin motoriset yksiköt aktivoitumaan ja lopulta FF tyyppin motoriset yksiköt. (Kenney ym 2012, 42.) Liikkeiden kuormittavuus vaikuttaa lihassolujen aktivaatioon.

Submaksimaalinen kuormitus, kuten kävely, aikaan saa ohjauksessa adaptaatiota, joka pyrkii aktivoimaan I tyypin lihassoluja, jotka ovat kesto-ominaisuuksiltaan parempia kuin II tyypin nopeat lihassolut. Suorituksen jatkuessa pitkään ja I tyypin lihasten käyttäessä energiavaroitonsa loppuun aktivoidaan IIa tyypin lihassoluja ja tämän jälkeen aktivoituvat IIx tyypin lihassolut. (Kenney ym 2012, 42.) On löydetty todisteita, että liikkumisen aikana kokoon perustuvasta aktivaatiosta voidaan poiketa liikkeen aikana lihas-spindelien aikaansaaman motorisen ohjauksen inhibition tai eksitaation toimesta (Wakeling ym. 2004). Isometrisessä lihastyössä alfamotoneuronin kokoon perustuva rekrytointi vaikuttaa olevan ilmeinen De Lucan työryhmineen (1982) tekemän tutkimuksen perusteella. Selkäydintasolla tapahtuu lihasreseptoreiden luomaa säätelyä, joka vaikuttaa luurankolihasen aktivaatiotasoihin sekä voimantuottoon (Moritani 2008).

Hermolihasliitoksella on tärkeä rooli luurankolihasen toiminnassa. Hermolihasliitoksen tehtävänä on siirtää hermoimpulssi hermostosta lihassoluille lihassupistuksen aikaansaamiseksi. (Hall ym. 1993.) Sormimaiset aksonin hermopäätteet kiinnittyvät luurankolihasen lihassäikeen lihaskalvolle muodostaen hermolihasliitoksen. Hermolihasliitokset yleensä sijaitsevat pituussuunnassa luurankolihasen keskiosissa. (Childers 2004.) Aksonin hermopäätteiden sisällä on lukuisia vesikkeleitä, jotka sisältävät välittäjäaine kemikaalia (asetyylikoliinia), jonka avulla impulssi siirtyy hermosolulta lihassolulle muuntuen ensin sähköimpulssista kemialliseksi reaktioksi ja takaisin sähköimpulssiksi. (Kenney ym. 2012, 70–71.) Kuvassa 3 on esitettyä hermolihasliitos ja sen perusrakenteita.



KUVA 3. Hermolihasliitos ja sen perusrakenteita (mukailtu Billeter ym. 2003).

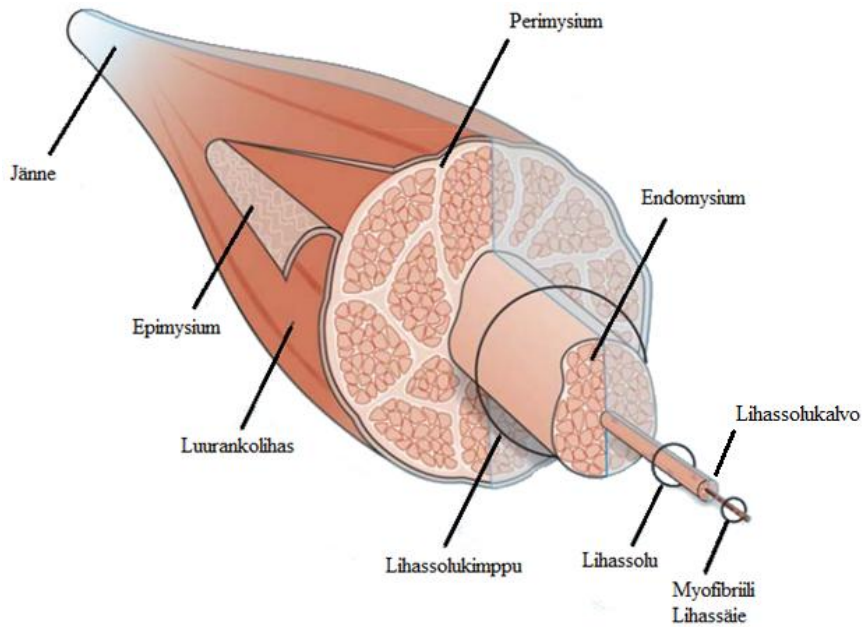
## 2.4 Luurankolihasrakenteet

Luurankolihakset ovat molekyyliarakenteita, jotka muuntavat kemiallisen energian voimaksi (Enoka 2015, 205). Lihassolun päätehtävänä on tuottaa voimaa liikkeiden suorittamista varten (Billeter ym. 2003). Luurankolihakset kokonaisuutena muodostavat elimistön suurimman elimen ja luurankolihasmassa vastaa arviolta noin 40 % koko ihmisen painosta. Luurankolihakset jakautuvat elimistössä noin 600:ksi eri lihakseksi, joilla jokaisella on oma erityinen tehtävänsä erilaisten liikkeiden toteuttamisessa. (Edman 2003.) Ihmisen lihaskudostyyppit jaetaan kahteen pääkategoriaan poikkijuovaiseen lihakseen (luurankolihas sekä sydänlihas) ja juovattomaan lihakseen (sileälihas). Juovattoman lihaksen ja sydänlihaksen toiminta on autonomista. Luurankolihas toimintaa ihminen pystyy tahdonalaisesti hallitsemaan. (Kuo ym. 2015.)

Luurankolihas useimmiten kiinnittyy luuhun jänteiden avulla (Harris ym. 2005) luun periosteisiin pinnalle, joka on luun ulkoinen pinta (McArdle ym. 2015, 358; Nienstedt ym. 2016, 76). Luurankolihasissa lihassolujen ryhmittymisessä on kuitenkin eroja, sukkulamaisilla lihaksilla lihassolut ovat ryhmittyneet lihaksen pituusakselin suuntaisesti, kun taas pennaatiokulmalisten lihasten lihasrakenteet kiinnittyvät jänteeseen viistosti. Jänteen kudokset lomittuvat luun kollageenikuitujen kanssa muodostaen vahvan liitoksen lihaksen ja luun välille. Lihaksen tuottama voima välittyy jänteen kautta luuhun, vetäen luuta liitoskohdasta. (McArdle ym. 2015, 358–359, 363–364.)

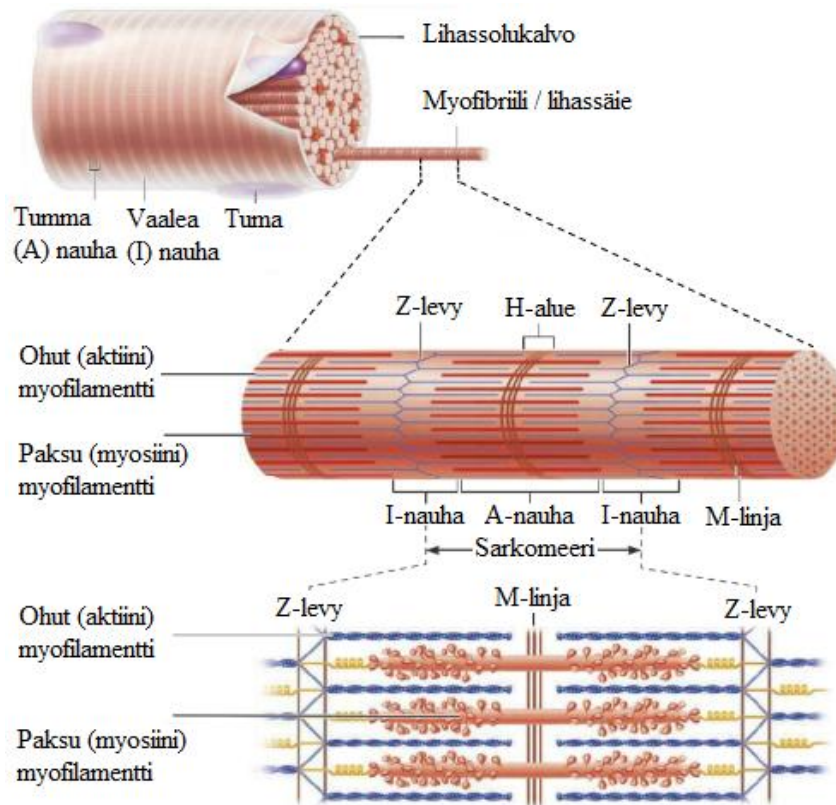
Luurankolihas muodostuu hierarkkisesta rakenteesta (kuva 4). Koko lihasta ympäröi epimysium tukikudos. Luurankolihasrakenteen muodostavat lihassolukimput, jotka koostuvat vuorostaan yksittäisistä lihassoluista. Lihassolukimppua ympäröi perimysium tukikudos. Yksittäinen lihasolu koostuu lihassäikeistä (myofibrilleistä). Lihassolujen ympärillä ja välissä on endomysium nimistä tukikudosta, joka pitää lihassolut erillään toisistaan. Lihassäie koostuu useista sarkomeereistä. Sarkomeeri on lihassolun pienin toiminnallinen (supistuva) yksikkö. (Kenney ym. 2012, 30–31; McArdle ym. 2015, 360; Gillies ym. 2011.) Lihassolua ympäröi ärsykettä johtava lihassolukalvo (sarkolemma), jonka sisälle lihassolun lihassäikeet ovat järjestäytyneet ja niitä ympäröi solulima. Solulimassa lihassäikeiden ympärillä on t-tubulusjärjestelmä, jonka

tärkein tehtävä lihaksen supistumisen kannalta on lihassoluun saapuvan sähköimpulssin välittäminen jokaiselle lihassolun lihassäikeelle. T-tubulusjärjestelmä toimii myös lihassäikeiden huoltoreittinä mahdollistaen aineiden pääsyn sekä poiston lihassoluista. (Kenney ym. 2012, 30.)



KUVA 4. Luurankolihasen hierarkkinen rakenne (mukailtu Gillies ym. 2011).

Sarkomeeri koostuu aktomyosiinistä, eli aktiini sekä myosiini filamenteista, jotka vastaavat voiman tuotosta lihaksen supistuessa (Kitamura ym. 1999). Näiden proteiinien osuus lihassäikeen rakennekokonaisuudessa on 85 % luokkaa. 12–15 muuta proteiinia toimii osana lihassäiettä rakenteellisesti tai toiminnallisesti (McArdle ym. 2015, 360). Filamentit ovat järjestyneet tarkasti kahden Z-levyn väliin siten, että niiden välille jää noin 2,5 µm rako (Billeter ym. 2003). Säännöllisesti vaihtelevat aktomyosiini säikeet aikaansaavat luurankolihasen juovallisen ulkomuodon (Kuo ym. 2015). Lihaksessa laaja-alaisesti haarautuvat verisuonet varmistavat muun muassa lihassoluille tarvittavan hapensaannin sekä hiilidioksidin poiston (McArdle ym. 2015, 360). Kuvassa 5 on esitettyä luurankolihasen lihassolun rakenteita.



KUVA 5. Luurankolihasen lihassolun rakenteita (mukailtu Maried 2014, 210).

## Lihassolutyypit

Luurankolihakset koostuvat heterogeenisestä määrästä lihassoluja. Erilaiset lihassolujakaumat antavat eri luurankolihasille erilaiset ominaisuudet. Lihassolujakaumat ovat plastisia ja lihassoluilla on kyky muuntua vastaamaan kuormituksen vaatimuksia, jolloin esimerkiksi voimantuotto tai kestävyys paranee. (Scott ym. 2001; Talbot ym. 2016.) On myös löydetty viitteitä, että lihassolut eivät pelkästään muuta kokoaan vastatakseen vaatimukseen, vaan lihassolut (ja samalla siten motoriset yksiköt) voisivat muuntua lihassolutyypistä toiseen (Pette ym. 2000; Grossmann ym. 1998; Ricoy ym. 1998). Lihassolutyypin muutos tyyppistä Ix tyyppiin Iia ovat yleisimpiä. Selkäydinvamma potilailla II solutyypin on havaittu voivan muuttua I solutyypiksi. (Pette ym. 2000; Roy ym. 1999.) Lihassolujakaumalla lihaksessa ja lihasten heterogeenisyydellä on tärkeä rooli urheilullisessa suorituskyvyssä (Gollnick ym. 1984).

Lihاسبiopsian avulla ihmisen lihaksesta voidaan ottaa lihasnäyte, mistä pystytään määrittämään arvio koko lihaksen lihassolujakaumasta (Komi 1984). Lihassolutyypit voidaan määrittää joko niiden histokemian, biokemian, morfologian tai fysiologian avulla (Staron 1997). Nykyisissä tutkimuksissa lihassolutyypit jaetaan usein eri tyyppeihin hyödyntämällä myosiini raskasketjujen (MHC, myolin heavy chain) määrittävyyttä. Lihassolun MHC eroavaisuuksien avulla on voitu lihassolujen jako tehdä hitaisiin (I) sekä nopeisiin (II) lihassolutyyppeihin. (Spangenburg ym. 2003.) Nopeiden lihassolujen kohdalla ihmisellä puhutaan Iia ja Iix tyyppin nopeista lihasolutyypeistä (Smerdu ym. 1994; Perreira ym. 1997). Toonisissa eli asentoa ylläpitävissä lihaksissa (kuten leveä kantalihas) on yleensä enemmän hitaita lihassoluja, kun taas faasisissa eli asentoa muuttavissa lihaksissa (kuten kaksoiskantalihas) voi löytyä enemmän nopeita lihassoluja. Lihaksissa on yleensä molempia I ja II tyyppin lihassoluja. (Komi 1984.) Taulukossa 1 on esitettyä lihassolujen tyyppit sekä niiden eroavaisuuksia.

TAULUKKO 1. Luurankoli hasten lihassolujen tyyppit (mukailtu Spangenburg ym. 2003, Talbot ym. 2016).

Solutyyppi	Hidas	Nopea	
	I	Iia	Iix
<b>Väsymisnopeus</b>	Hidas	Nopea	Nopea
<b>Supistumisnopeus</b>	Hidas	Nopea	Nopea
<b>Metabolia</b>	Hapellinen	Hapellinen	Glykolyyttinen
<b>Anatominen (väri)</b>	Punainen	Punainen	Valkoinen
<b>Motorinen yksikkö</b>	S	FR	FF
<b>Solun poikkipinta-ala</b>	Pieni	Keskikokoinen	Suuri

Alfamotoneuronin tyyppi määrittää sen hermottamien lihassolujen lihassolutyypin. Alfamotoneuronit tyyppin I motoriset yksiköt ovat kooltaan pienempiä ja ne yleensä hermottavat alle 300 lihassolun ryhmiä. II tyyppin motoriset yksiköt ovat vuorostaan kooltaan isompia ja hermottavat yli 300 lihassolun ryhmiä. Yksittäisen I tyyppin motorisen yksikön aktivoituessa lihassoluja aktivoituu vähemmän kuin II tyyppin motorisen yksikön aktivoituessa. Kokoerojen johdosta tyyppin II lihassolut saavuttavat nopeammin huippu jännityksensä ja tuottavat enemmän voimaa kuin I tyyppin solut. (Kenney ym. 2012 39–40.)



## 2.5 Luurankolihasen toiminta

Vuosien 1953–1954 välisenä aikana kehitettiin teoria, minkä mukaan lihasten supistumisen tapahtuu lihassolujen filamenttien liukuessa toistensa lomitse. Vuonna 1957 teoriaa täydennettiin poikittaissiltojen spesifin syklisen toiminnan kuvauksella ja nykyään luurankolihasen supistumista kutsutaan poikittaissilta -teoriaksi. (Huxley 2000; Billeter ym. 2003.) Poikittaissilta -teoriassa lihas lyhenee tai pitenee kun ohuet ja paksut filamentit liukuvat toistensa lomitse. Myosiinin poikittaissillat kiinnittyvät, kiertyvät ja irtoavat syklisesti aktiini filamentista ATP:n hydrolyysin avulla, joka antaa energian molekyylliselle moottorille (lihakselle) suorittaa lihaksen supistuminen (Fischer ym. 2005; Rayment ym. 1993).

Lihastyön aikana aktiivinen luurankolihas pyrkii supistamalla lyhentämään lihaskompleksin pituutta. Luurankolihas ei aina supistu vaan luurankolihas tuottaa voimaa myös silloin kun lihaskompleksi venyy liikkeen vaikutuksesta. Luurankolihasen lihastyö jaetaan dynaamiseen (konsentrinen ja eksentrinen) ja isometriseen lihastyöhön. Isometrisessä lihastyössä luurankolihas on aktiivinen, mutta näkyvää liikettä ei ole havaittavissa. Konsentrisessä lihastyössä lihaskompleksi lyhenee ja tapahtuu raajaa koukistuva liike. Tämä on merkki siitä, että voimaa on tuotettu enemmän kuin liikettä vastustava vastavoima on suuruudeltaan. Eksentrisessä liikkeessä luurankolihas on aktiivinen, mutta lihaskompleksi venyy ja tapahtuu ojentuva liike. Tämä on merkki siitä, että ulkoinen voima on suuruudeltaan suurempi kuin lihaksen tuottama voima. Eksentrisessä työssä lihassolujen poikittaissillat irtoilevat ja lihaskompleksi venyy. (Trew ym. 2005, 29–31.) Lihaksen tuottaman voiman suuruus riippuu yksittäisten motoristen yksiköiden kannalta niiden syttymistiheydestä (syttymisfrekvenssistä) sekä aktivoitujen motoristen yksiköiden määrästä (Enoka 2015, 226). Tuotetun voiman suuruuteen vaikuttaa myös muun muassa: lihaksen koko, lihaksen rakenne, lihassolujakauma, hermosto, nivelkulma, lihaksen pituus, voimantuottotapa, sukupuoli, ikä, harjoitustausta, liikkeen kompleksisuus ja liikkeeseen perehtyneisyys (Folland ym. 2007).

## **Luurankoliuksen supistuminen**

Tapahtumaketjua joka saa aikaan luurankoliuksen supistumisen kutsutaan ekstitaatio-kontraktio-koplaukseksi. Supistumisen aikaan saa alfa-motoneuronin aksonia pitkin saapuva aktiopotentiaali. Aktiopotentiaalin saapuessaan hermolihasliitokselle vapauttaa hermopäätteistä asetyylikoliinia, joka siirtyy hermolihasliitoksen synaptisen raon ylitse kiinnittyen lihassolukalvolla oleviin reseptoreihin. Välittäjäainetta sitouduttua tarpeeksi reseptoreihin syntyy aktiopotentiaali. Aktiopotentiaali leviää lihassolukalvoa pitkin lihassoluihin lihassolun lihasäikeiden ympärillä kulkevia t-tubulusjärjestelmän kanavistoja pitkin kaikkialle lihassolussa. Aktiopotentiaalin depolarisaatioaalto leviää sarkoplasmiseen retikulumiin, josta vapautuu kalsiumioneja. Kalsiumionit kiinnittyvät aktiinin troponiiniin, jolloin myosiinin kiinnittymisen estävä tropomyosiini siirtyy pois kiinnityspisteiden päältä. Kiinnityspisteiden ollessa vapaana, myosiinin pää pystyy kiinnittymään aktiinin molekyyleihin jolloin ne muodostavat yhdessä poikittaissillan. Myosiinin pään kulma muuttuu kankeamisliikkeen johdosta ja koska liikkeen aikana aktiini ja myosiini ovat toisiinsa kiinnittyneinä, liukuvat ne toistensa lomitse. Liikkeen yhteydessä ATP pilkkoutuu ADP:ksi vapauttaen energiaa liikkeen suorittamista varten. Myosiinin pää irtaantuu, siirtyy ja kiinnittyy uuteen aktiiniin ja liike toistetaan niin kauan kuin kalsiumia ja ATP:tä on riittävästi saatavilla. Filamentit liukuvat toistensa lomitse, sarkomeerit lyhenevät ja lihas supistuu. Aktiopotentiaalien loppuessa siirtyy suurin osa kalsiumista takaisin sarkoplasmiseen retikulumiin ja aktiiviset kiinnityspisteet peittyvät jälleen tropomyosiinilla. Poikittaissillan syntyminen ei enää onnistu ja lihastyö päättyy. (Kenney ym. 2012, 34; Trew ym. 2005, 27; Niensdet ym. 2016, 79–80; Enoka 2015, 211.)

### 3 TAHDONALAINEN LIIKE

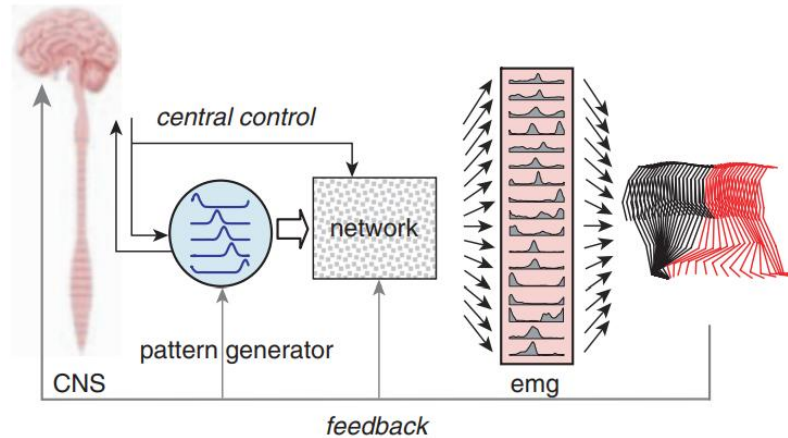
Liikkumisen mekaniikkaa sekä liikkeeseen liittyviä lihasaktiivisuuksia on yleisesti tutkittu enemmän kuin hermostollista ohjausta (Cappellini ym. 2006). Ihmisen hermosto vastaa kehon ohjaus- ja kommunikointijärjestelmistä. Ajatukset, liikkeet ja tunteet heijastuvat säädön toimintaan. (Mero ym. 2016, 88.) Hormonaalisen järjestelmän tuottamalla säätelyllä on myös vaikutusta hermoston (Marieb 2010, 250) ja hermolihasjärjestelmän toimintaan (Mero ym. 2016, 88). Ihmisen tahdonalaisen liikkeen takana on haluttujen lihasten koordinoitu aktivaatio (Knuttgen, ym. 2003) ja lihasten välisen koordinaation avulla liikkeet ovat hallittuja ja ne toteutetaan halutulla voimalla (Wakeling ym. 2010). Koordinaatio on ilmiö, missä useat motorisen järjestelmän yksiköt työskentelevät yhdessä (Diedrichsen ym. 2010). Luurankolihasille ominaista on niiden tahdonalaisuus. Vaikka yleisesti puhutaan tahdonalaisista liikkeistä, tahdonalaisuus ei kuitenkaan koske liikkeen suorittamisen yksityiskohtia. Liikkeitä ohjaavat heijasteenkaltaiset alaohjelmat, jotka huolehtivat muun muassa tasapainonsäätelystä ja hallitsevat agonisti, antagonisti ja synergisti lihasten välistä yhteistyötä. Ihminen tulee lopulta tietoisesti seuranneeksi liikkeen lopputulosta. (Nienstedt ym. 2016, 551.)

Tahdonalaisen liikkeen toteutuksesta vastaavat eri aivojen osat osallistuen motoriseen toteutukseen ja säätelyyn. Ajatus liikkeestä syntyy aivorungon alueella ja motorinen aivokuori osallistuu liikkeen laadintaan. Basaaligangliot ja pikkuaivot synnyttävät toimintamalleja lihasten oikean aktivaatiojärjestyksen määrittämiseksi. Isoaivojen primaarinen motorinen aivokuori tuo liikkeeseen hienosäädön ja tarkkuuden. Somatosensorisen (tunto-, paine, lämpötila, kipu aistimukset sekä asento- ja liikeaistit) kuorialueen saamat tarkat tiedot elimistön eri osista avustavat liikettä. Motorista aivokuorta tarvitaan sitä enemmän, mitä tarkemmasta liikkeestä on kyse. Lopulta tarkat säädellyt liikekäskyt kulkeutuvat kortikospinaalirataa pitkin alfamotoneuroneille liikkeen suorittamiseksi. Pikkuaivot korjaavat liikkeen suorittamista jo liikkeen aikana. (Nienstedt ym. 2016, 558).

### 3.1 Tahdonalainen rytmien liike

Tutkimusten mukaan rytmisten tahdonalaisten liikkeiden (kuten kävelyn tai juoksun) suorittamisen takana voisi olla ihmisen liikettä säätelevä keskusgeneraattoriverkosto (CPG, central pattern generators). Kävelyn ja juoksun osalta CPG verkostojen toimintaa rytmittäisivät kinemaattiset tapahtumat, kuten jalan kontakti sekä ponnistus maasta, jotka veisivät motorista ohjelmaa eteenpäin. (Aio ym. 2016.) Ivanenko (2004) tutkimusryhmänsä kanssa tutki koehenkilöiden lihasaktiivisuuksia kahdeltakymmeneltä viideltä lihakselta kävelyn aikana. He pystyivät luomaan viiden aktivaation mallin, joka toistui ihmisen kävelyn aikana selittäen 90 % lihasaktivaatioiden vaihteluista. Tutkimuksia jatkettiin Ivanenkon (2005) ja hänen uuden työryhmän toimesta ja kävelyn yhteyteen lisättiin uusi liike, kuten esteen ylitys tai pallon potkaiseminen. Tutkimuksessa havaittiin, että liikkeiden aktivaatiot oli mahdollista jakaa edelleen viiteen aktivaation malliin, mutta lihaskohtaisissa painotuksissa ja ajoituksissa oli nähtävissä eroja. Cappelini (2006) tutkimusryhmänsä kanssa, tutki motorisia malleja keskittyen juoksemiseen ja myös juoksussa Ivanenkon tutkimusten esiin tuoma viiden aktivaation malli löydettiin, mutta tässä kävelyn ja juoksun tukijalka vaiheen ajoituksen eroavaisuudesta johtuen kävelyssä havaitun tukijalka vaiheen komponentti siirtyi aikaisemmaksi. Viimeaikaiset tutkimukset ovat osoittaneet, että CPG malleja olisi olemassa ja on myös havaittu, että alaraajoja ohjaisi omat itsenäiset hermosolupiirit (Harris-Warrick 2010).

Liikkeiden ja liikkumisen säätelyä varten hermostossa olisi valmiita sisäisiä malleja joilla motoriikka ohjataan. Teorian mukaan liikemallin perustana olisi kaksi mallia, joista liikekäskyihin (forward model) pohjautuva malli ennustaisi liikkeestä saatavan sensoritiedon sisällön ja tätä arviota verrattaisiin liikkeen aikana saatuun oikeaan sensoritietoon. Liikkeen poiketessa ennustetusta käänteisellä mallilla (inverse model) välitettäisiin poikkeaman virheen erotus aivoihin ja liikekäskyä korjattaisiin tai liikekäskyä vaihdettaisiin. (Sandström ym. 2011, 27.) Kuvassa 6 on esitetty tahdonalaisen liikkeen CPG mallin hypoteesi.



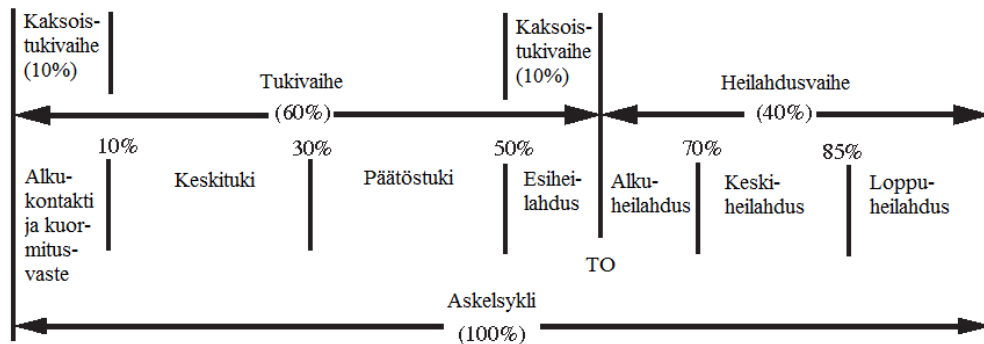
KUVA 6. Tahdonalaisen rytmisen liikkeen CPG mallin hypoteesi (Ivanenko ym. 2006).

### 3.2 Kävelyn ja juoksun biomekaniikkaa

Ihmiselle tyypillisimmät liikkumistavat ovat käveleminen ja juokseminen (Cappellini ym. 2006). Kävellessä toinen jaloista koskettaa aina alustaa sekä hetkellisesti myös molemmat jalat koskettavat yhtä aikaa alustaa. Juoksusyklissä on hetki, jolloin kumpikaan jalka ei kosketa alustaa ilmalennon aikana. Molemmissa liikkumismuodoissa syklin aikana toinen jaloista toimii liikkeen tukipisteenä. Askel määritetään alkamaan siitä, kun jalkapohja irtoaa alustasta ja loppumaan siihen, kun saman jalan jalkapohja osuu uudelleen alustaan. (Enoka 2015, 129–131; 134.) Askeleen absoluuttisen keston ja tukivaiheen keston pienentyessä kävelyn sekä juoksun nopeus kasvaa. Näitä tekijöitä määrittää askeltaajuuden kasvu ja nopeutta lisäävänä tekijänä toimii myös askeleen pituus. Juostessa nopeus kasvaa, kun askeltiheys pysyy samana, mutta askelpituus kasvaa. Toinen vaihtoehto on, että askelpituus pysyy samana, mutta askeltiheys kasvaa. Kävelyn nopeutta voidaan myös kasvattaa askelpituuden ja -tiheyden samanaikaisella kasvattamisella. Askelpituuden pidentäminen saadaan aikaan kasvattamalla nilkka-, polvi- ja lonkkanivelten liikekulmaa. Nivelkulmien muutoksesta vastaa luurankolihakset. Liikkumisen aikana kävelyssä ja juoksussa aktivoituvat raajoja ohjaavat luurankolihakset sekä luurankolihakset jotka vastaavat vartalon stabiloimisesta sekä pään asennon hallinnasta. Lihasaktiivisuus vaihtelee kävelyssä ja juoksussa etenemisnopeuden mukaan. (Enoka 2015, 129–131; 134.)

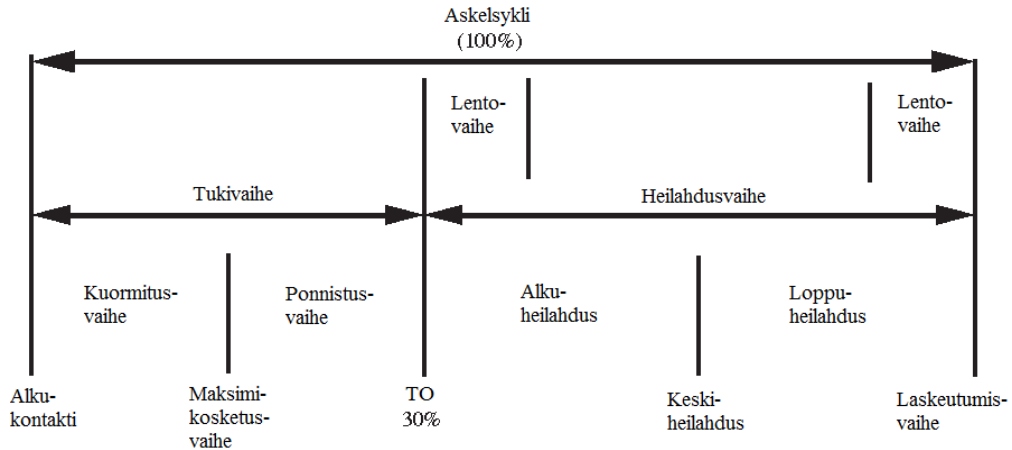
Juostessa tukijalan osuessa alustaan korostuu liike-energian hyödyntäminen jalan lihas-jännekompleksien muodostamalla jalkajousella. Syklin alussa kompleksi venyy varastoiden energiaa ja ponnistusvaiheessa energia vapautuu lähes kokonaan liikkeen eteenpäin vieväksi voimaksi. Kävellessä keho heilahtaa yli tukijalan, joka ei ole niin joustava, mutta jalkajouseen varastoituva kineettinen energia saadaan osin palautettua ponnistusvaiheessa takaisin liikkeeseen. (Cappellini ym. 2006; Komi 2000.) Suurin osa ihmisistä vaihtaa kävelystä juoksuun keskimäärin ~2,0 m/s nopeudessa (Kung ym. 2018; Bramble ym. 2004) riippumatta henkilön aerobisesta kapasiteetista tai harjoittelusta (Rotstein ym. 2005). Juokseminen vaatii lihaksilta suurempaa eksentristä voimaa ja suurempia alaraajojen liikeratoja. Alustan tarjoama tuki jalalle on myös juostessa pienempi. (Dugan ym. 2005.)

Tukivaiheessa jalka tukee vartaloa alustaa vasten ja eteenpäin heilahtava jalka suorittaa heilahdusliikkeen. Kaksoistukivaiheen aikana molemmat jalat koskettavat alustaa yhtä aikaa. Heilahdusvaihe alkaa jalkapohjan irtoamisesta ja loppuu jalkapohjan osuessa jälleen alustaan. Normaalisissa henkilön itse määräämässä kävelynopeudessa askelsykleistä 60 % on tuki vaihetta ja 40 % on heilahdusvaihetta. (Bartlett 2007, 9.) Kuvassa 7 on esitettyä kävelyn askelsyklin vaiheet.



KUVA 7. Kävelysyklin vaiheet. TO = toe off, varvas ponnistus (mukailtu Oununpää 1994).

Kävelystä poiketen juoksun askelsykli voidaan jakaa jalan tukivaiheeseen, lentovaiheeseen sekä heilahdusvaiheeseen. Juoksussa tukivaihe on tärkein liikkeen voimantuottovaihe. Lentovaiheen kesto kasvaa nopeuden kasvaessa. (Bartlett 2007, 15–17.) Kuvassa 8 on esitettyä juoksun askelsyklin vaiheet.



KUVA 8. Juoksusyklin vaiheet. TO = toe off, varvas ponnistus (mukailtu Oununpuu 1994).

### 3.3 Lihasaktiivisuus kävelyssä ja juoksussa

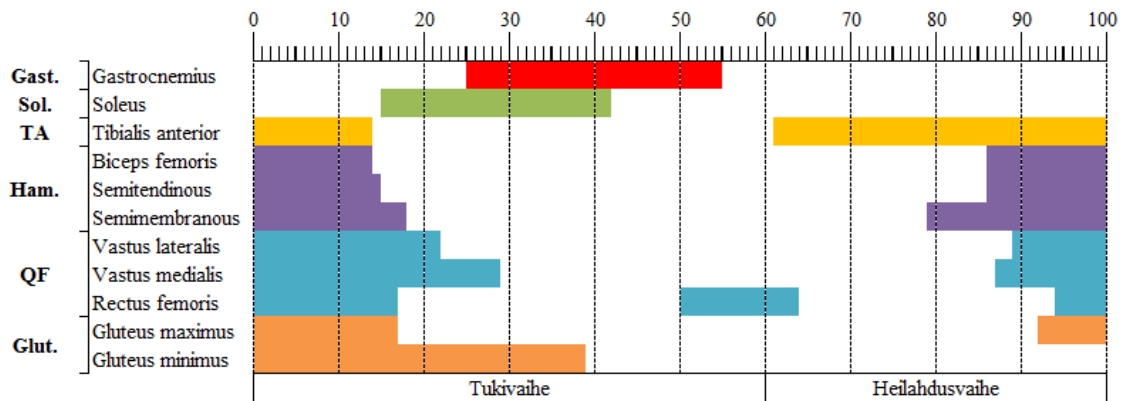
Ihmisen liikkuminen on hyvin yksilöllistä, jonka yksityiskohtiin vaikuttaa ihmisen liikkeiden oppiminen ja raajojen mittasuhteet (Murray ym. 1984). Ihmisen kävellessä (Murray ym. 1984; Hof ym. 2002) kuin juostessa (Kyröläinen ym. 1999) keskimääräinen lihasaktiivisuus seuraa nopeuden kasvua tai laskua. Kuormituksen kasvaessa ja liikkeessä voitettavien vastavoimien kasvaessa pitää ihmisen tuottaa lihaksilla lisää voimaa. Tämä näkyy kasvaneena lihasaktiivisuutena. Nopeuden kasvaessa suurin osa raajojen segmenteistä liikkuu suuremmalla liikelaajuudella lyhyemmässä ajassa. (Murray ym. 1984.) On kuitenkin huomioitava, että lihasaktiivisuus ei kasva askelsyklin jokaisena hetkenä (Hof ym. 2002). Lihasaktiivisuuden kasvu näkyy askelsyklin kontaktivaiheissa, kun kävellessä tai juostessa tukijalka osuu maahan tai kun tukijalka tulee vaihtumaan, jolloin tukijalalla ponnistetaan eteenpäin. Ihmisen liikkumisen keskeisenä tekijänä toimii jalan jalkajousi. Kontaktihetkillä lihasaktiivisuuden merkittävimmät kasvut askelsyklissä ovat juuri sidottuina liikkeen esiaktiivisuuksiin, jolloin jalkajousen jäykkyyttä säädetään vaadittujen olosuhteiden mukaisesti. Tämän avulla kontakti hetkeen valmistaudutaan sekä kontaktihetken lihastyöskentely saadaan oikein ajoitettua. (Kyröläinen ym. 1999). Dietz (1979) tutkimusryhmänsä kanssa havaitsi tutkimuksessaan lihasaktivaation amplitudin kasvavan nopeuden kasvaessa. Heidän tutkimuksensa havainnot tukevat teoriaa, että proprioceptorit aikaan saavat EMG aktiivisuuden kasvua heti jalan alustaan osumisen jälkeen. He myös raportoivat, että kaksoiskantalihaksen lihasaktiivisuuden havaittiin tukivaiheessa nousevan 2-3 kertaa suuremmaksi kuin maksimaalisen isometrisen supistuksen aikana oli

mitattu. Den Otter (2004) työryhmänsä kanssa tutkivat erittäin hitaita kävelynopeuksia. Tutkimuksessa myös nähtiin lihasaktivaation muuttuvan kävelynopeuden mukaisesti, mutta uutena havaintona lähes paikallaan oloon verrattavilla nopeuksilla lihasaktivaatiopurskeita havaittiin enemmän askelsyklin tukivaiheen ja heilahdusvaiheen välillä. Tämän pääteltiin aiheutuvan kasvaneesta tarpeesta ylläpitää tasapainoa erittäin hitaan kävelyliikkeen aikana.

Lihasktiivisuuteen tiedetään vaikuttavan ihmisen mahdollinen väsymistila, mutta suoria johtopäätöksiä sen vaikutuksesta tahdonalaisen ohjauksen määrään ei voida tehdä (Enoka ym. 2011). sEMG signaalin muutokset väsymisen aikana liittyvät yleisesti ottaen lihaksiston bio-kemiallisiin ja fysiologisiin muutoksiin, kuten veren laktaattikonsentraatioon (Cifrek ym. 2009). Ihmisen lihasaktiivisuus on syklistä toimintaa kävelyn ja juoksun aikana ja erilaisten ulkoisten ja sisäisten tekijöiden johdosta lihasaktiivisuus vaihtelee askel askeleelta. Tämän takia tutkimuksia tehdessä on tärkeää pystyä vakioimaan olosuhteet mittausten ajaksi. Tutkimuksen tavoitteista riippuen mittaukseen on lähtökohtaisesti parempi sisällyttää useampia askeleita, jolloin askelluksessa lihasaktiivisuuksien poikkeavuuksien vaikutus pienenee. (Oliveira ym. 2014; Ivanenko ym. 2004.)

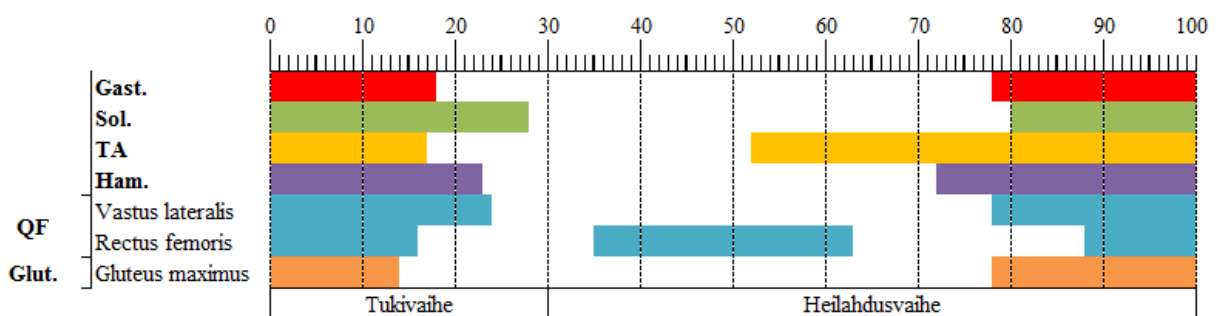
Kuvassa 9 on esitettyä eri lähteistä koottujen kesimääräisten lihasaktivaatioiden ajoituksia kävelynopeuksilla. Kävelyssä lantion ja polven ojentajat (etureiden lihakset ja pakaralihakset) sekä plantaarifleksion suorittajat (pohjelihakset; kaksoiskantalihas ja leveä kantalihas) ovat pääroolissa vartalon tukemisessa niin tukivaiheen alku- kuin loppuosassa. Eteenpäin vievän voiman päätuottajina toimivat pohkeen leveä kantalihas sekä etureiden lihakset tukivaiheen loppupuoliskolla. Heilahduksen alkuosassa kaksoiskantalihas osallistuu heilahdusliikkeeseen suorittamiseen. Takareiden lihakset osallistuvat loppuvaiheessa jalan heilahdukseen jarruttaen jalan heilahdusta sitä voimakkaammin mitä suurempi on etenemisnopeus. Tukivaiheen alussa etureisi ja takareisi stabiloivat polvea. Etummainen säärilihas suorittaa jalan dorsifleksiota heilahdusvaiheen aikana ja kontaktivaiheessa stabiloii jalan alastuloa. (Sandström ym. 2011, 298–308; Wall-Scheffler ym. 2010; Neptune ym. 2008; Gottschall ym. 2005; Trew ym. 2005, 183; Vaughan ym. 1999, 54–55.)





KUVA 9. Alaraajojen lihasten lihasaktivaatiot kävelyssä päällä/pois aktivaatioiden mukaisesti eri tutkimus- ja kirjallisteistä (mukailtu Gottschall ym. 2005; Trew ym. 2005, 182; Rose ym. 2006, 114; Gabriel ym. 2010, 176).

Kuvassa 10 on esitettyä eri lähteistä koottujen keskimääräisten lihasaktivaatioiden ajoituksia juoksu- sekä sprinttinopeuksilla. Alustaan kohdistuvat kontaktivoimat kasvavat nopeuden kasvaessa (Keller ym. 1996) jolloin lihasaktiivisuus lisääntyy (Kyröläinen ym. 2005). Lihas-työskentelyn ajoitus on samansuuntaista kävelyssä ja juoksussa, mutta esiaktivaation määrä kasvaa (Kyröläinen ym. 2005) sekä nilkan ojennuksesta vastaavien lihasten aktivaation ajoitus aikaistuu yhdessä etureiden lihasten kanssa kävelyyn verrattuna (Cappellini ym. 2006; Gazendam ym. 2007). Takareisi työskentelee voimakkaasti tukijalan ponnistusvaiheessa (Kyröläinen ym, 1999).



KUVA 10. Alaraajojen lihasten lihasaktivaatiot juoksu- sekä sprinttijuoksussa päällä/pois aktivaation mukaisesti eri tutkimus- ja kirjallisteistä (mukailtu Howard ym. 2018).

## 4 LUURANKOLIHAKSEN SÄHKÖFYIOLOGIA

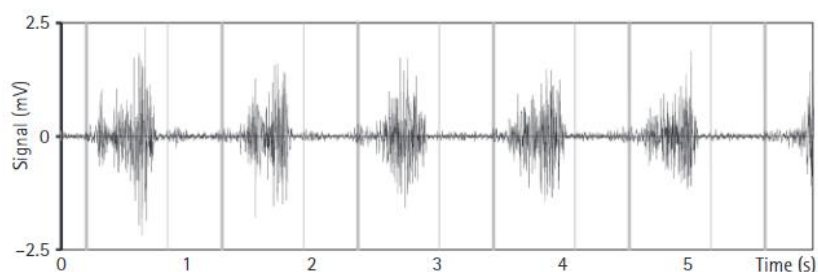
Hermo- ja lihassolujen kalvorakenne mahdollistavat kalvojen jännitevaihtelun. Solukalvo muodostuu kaksikerroksisesta fosfolipidi rakenteesta. (Enoka 2015, 172.) Levossa solun solulinna on negatiivisesti varautunut ja solun ulkopuoli on positiivisesti varautunut. Tämä johtuu siitä, että natriumioneja on suurempi konsentraatio solukalvon ulkopuolella ja vuorostaan kaliumia on suurempi konsentraatio solukalvon sisäpuolella. Varauksen muodostumiseen tärkeimpiä vaikuttajia ovat kalsium, natrium, kloridi ja anionit jotka synnyttävät mitattavissa olevan jännite-ero solukalvon yli. Tätä solukalvon jännitteen epätasapainoa hallitaan ionikanavien avulla. Lepotilassa kalium pääsee liikkumaan vapaasti kalvon läpi matalampaan konsentraation. Tärkeimpänä lepopotentiaalin säätäjänä toimii ATP:ta käyttävä natriumkaliumpumppu, jonka avulla kolme natrium ionia pumpataan ulos solun sisältä ja sisälle tuodaan 2 kalium ionia konsentraatiota vastaan. (Kenney ym. 2012, 72; Guyton ym. 2011, 57–58.)

### 4.1 Aktiopotentiaali

Aktiopotentiaalin määrittämistä varten Hodgkin ja Huxley kehittivät mallin, joka selittää ionisen mekanismin aktiopotentiaalin takana (Hodgkin ym. 1952). Aktiopotentiaali on nopea ja voimakas tapahtuma, jonka aikana hermosolukalvo depolarisoituu. Tyypillisesti kalvon lepopotentiaali on -70 mV ja depolarisaation yhteydessä kalvojännite nousee +30 mV tasolle. Kun kalvoon kohdistuu riittävästi stimulaatiota saa se aikaan kalvojännitteen nousua 15–20 mV verran, jolloin aktiopotentiaali lähtee liikkeelle. Kalvojännitteen nousu, mistä syntyy aktiopotentiaali, tapahtuu -50–55 mV kohdalla. Kaikki depolarisaatio, mikä ei saavuta raja-arvoa ei myöskään saa aikaan aktiopotentiaalia. Tätä ilmiötä kutsutaan nimellä ”kaikki tai ei mitään”-periaatteeksi. Aktiopotentiaalin aikana kun natrium kanavat ovat auki, ei samalla kohdalla uuden aktiopotentiaalin muodostuminen ole mahdollista. (Kenney ym. 2012, 73.)

## 4.2 Elektromyografia

Elektromyografiaa (EMG, electromyography) käytetään lihasaktiivisuuden mittaamisessa. Hermolihasliitoksessa generoituva stimulaatio aikaan saa lihassolussa aktiopotentiaalin, joka etenee hermolihasliitoksesta lihassolua pitkin, kunnes saavuttaa lihassolun loppupään. Aktiopotentiaalin aikana syntyvä potentiaaliero voidaan mitata käyttämällä elektrodeja. Elektromyografia kuvastaa sähköistä aktiivisuutta, mikä muodostuu lihassoluissa motoneuronien aktivaation suuruuden mukaisesti. (Enoka 2015, 195.) Kuvassa 11 on esitettyä esimerkki raaka EMG signaalin aktivaatiopurskeesta ennen kuin siihen on suoritettu tutkimuksen tavoitteiden mukaisia suodatuksia.



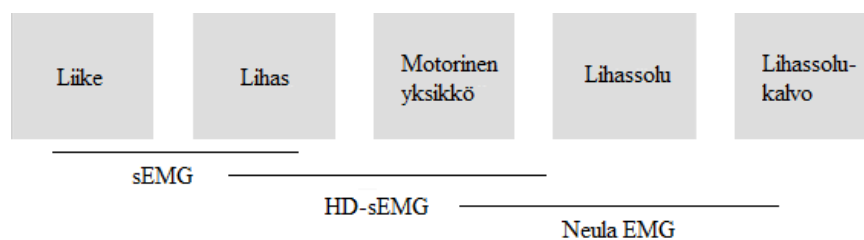
KUVA 11. Esimerkki raaka EMG signaalista (Tucker 2014, 74).

Aktiopotentiaali kuvastaa potentiaalieron suuruutta aktivoituvalla solukalvolla. Jotta potentiaaliero voidaan mitata, pitää elektrodit pystyä asettelemaan molemmille puolelle solukalvoa, yksi lihassolun päälle ja toinen lihassolun sisälle. EMG saadaan kuitenkin mitattua kahdella elektrodilla, jotka molemmat ovat lihassolun ulkopuolella. Tästä johtuen EMG mittaus ei kuvasta solukalvon potentiaalinen muutoksia vaan sen sijaan mitataan solun ulkopuolisen kentän potentiaaleja, mitkä muodostuvat virroista, jotka etenevät lihassäikeissä. (Enoka 2015, 195.)

### 4.2.1 Elektrodityypit

Elektrodipareilla (bipolaarinen mittaaminen) toteutetun sEMG (surface electromyography) mittaamisen lisäksi EMG mittaus voidaan toteuttaa useilla elektrodeilla rakennetulla matriisilla (HD-sEMG, high definition surface electromyography) tai neulaelektrodien avulla (Enoka 2015, 195; Trontelj ym. 2004). Kuvassa 12 on eriteltyä erilaisia EMG mittausmenetelmiä.

Bipolaarista elektrodipari mittausta käytetään yleensä liiketutkimuksissa tuottaen tietoa lihasaktiivisuudesta eri lihaksissa. HD-sEMG mittaustavalla saadaan mitattua lihaksen toiminta yhden motorisen yksikön tarkkuudella, jolloin elektrodien alueelta voidaan mitata lihasaktiivisuutta ja samalla tunnistaa aktiopotentiaalit samanaikaisesti aktiivisilta motorisilta yksiköiltä. (Drost ym. 2006; Enoka 2015, 195.) Neula EMG on edellä mainituista mittaustavoista tarkin. Erilaisilla neulaelektrodeilla voidaan mitata yksittäisen lihassolun lihasaktiivisuuksia ja tutkia miten motorisen yksikön ohjaamat yksittäiset lihassolut aktivoituvat lihastyön aikana. (Trontelj ym. 2004.)



KUVA 12. EMG mittaamenetelmät ja mittaustarkkuudet (mukailtu Drost ym. 2006)

sEMG mittaa lihaksen päältä kaikkien sen elektrodien alla olevien motoristen yksiköiden aktiivisuuden summana ja siksi sEMG:stä usein todetaan olevan globaali lihasaktiivisuuden mitta-arvo mitatun alueen lihasaktiivisuudesta (Farina ym. 2004). sEMG on laajasti käytetty mittaamenetelmä urheilu- ja kuntoutustutkimuksissa (Vigotsky ym. 2018).

#### 4.2.2 Mittaamiseen vaikuttavia häiriötekijöitä

EMG mittaukseen vaikuttavat anatomiset ja fysiologiset tekijät, kuten: lihassolun pituus, lihassolujen orientaatio elektrodien nähden, motorisen yksikön tyyppi, koko ja yksiköiden välinen synkronisaatio. Mitattavan alueen bioelektromagneettinen läpäisykyky, ihonalaisten kudosten paksuus, elektrodiparien välinen etäisyys, elektrodien muoto / koko, iho-elektrodi kontaktin laatu, muiden lihasten ylikuuluminen (crosstalk) sekä elektrodien sijainti mitattavalla lihaksella vaikuttavat saatavaan mittaustulokseen. Mittaustuloksia käsiteltäessä virheellinen suodatus voi myös vaikuttaa tuloksiin. Mittauksia tehdessä elektrodien sijainnin raportointi on tärkeää, koska sijainnin muuttuessa, muuttuvat alueen lihassolujen ominaisuudet sekä motoristen yksiköiden sijainnit. (Farina ym. 2004; Ræz ym. 2006.)

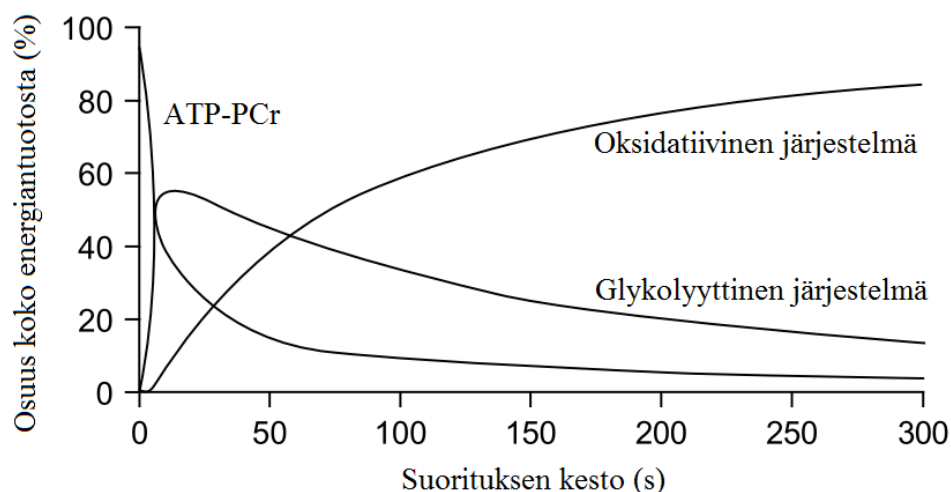
## 5 ENERGIA-AINEENVAIHDUNTA KUORMITUKSESSA

Kävelyn ja juoksun ajatellaan olevan kaksi erilaista liikkumisen muotoa niiden erilaisen mekaniikan ja energiataloudellisuuden vuoksi. Ihminen vaihtaa kävelystä juoksuun kasvattaakseen liikkumisnopeuttaan ja säästääkseen energiaa. (Cappellini ym. 2006.)

### 5.1 Luurankolihasen energia-aineenvaihdunta

Lihassupistus ja siten liikkuminen ovat riippuvaisia ATP:n (adenosiinitrifosfaatin) hajoamisesta ja siitä syntyvästä energiasta (Baker ym. 2010). ATP toimii elimistön biologisen työn energianlähteenä. Elimistö ylläpitää jatkuvaa ATP tuotantoa eri metabolisten kanavien avulla. (McArdle ym. 2005, 135.)

Luurankolihasen tarvitseman energiantuotantoon on olemassa kolme erillistä, mutta keskenään yhteistyössä toimivaa järjestelmää: fosfageeni- (ATP-PCr), glykolyyttinen- sekä oksidatiivinen -järjestelmä. Ensimmäiset kaksi järjestelmää ovat hapettomia ja viimeinen järjestelmä on hapellinen. (Baker ym. 2010, Kenney ym. 2012, 55.) Fosfageeni -järjestelmässä elimistö käyttää solujen välittömiä olemassa olevia ATP varastoja sekä kreatiinifosfaattia ATP:n muodostamiseen. Fosfageeni -järjestelmän energiavarastot ovat pieniä ja elimistö käyttää nämä varastot ensimmäisenä muutaman sekunnin aikana intensiivisen lihastyön alkamisesta. (Gastin 2001; Kenney ym. 2012, 55.) Glykolyyttinen järjestelmä tuottaa ATP:ta glykolyysin avulla muuntaen hiilihydraatit pyryvaatiksi. Ilman happea pyryvaatista muodostuu laktaattia ja vetyioneja. (Gastin 2001, Billeter ym. 2003, Kenney ym. 2012, 58). Oksidatiivinen -järjestelmä tuottaa ATP:ta hiilihydraateista ja rasvoista hapen läsnä ollessa hapettamalla sekä myös tietyissä olosuhteissa proteiineista (Gastin 2001). Kuvassa 13 on esitettyinä eri energiantuottojärjestelmien suhteellinen osuus kokonaisenergiantuotannossa maksimaalisen suorituksen aikana kuvastaen eri järjestelmien roolia energiantuotannossa.



KUVA 13. Energiantuottojärjestelmien suhteelliset osuudet kokonaisenergiantuotannossa maksimaalisen suorituksen aikana (mukailtu Gastin 2001).

Ihminen pyrkii liikkueessaan säästämään energiaa. Kävellessä kineettistä energiaa ja painovoimapotentiaalia siirretään heiluriliikkeenä kun taas juostessa energia varastoidaan ja palautetaan liikkeeseen venyvän elastisen jalkajousi rakenteen avulla SSC-syklin (stretch-shortening cycle) avulla. (Cavagna ym. 1977; Komi 2000.) Akillesjänne on alaraajojen tärkein jousi, mutta myös muut rakenteet kuten iliotibiaalinen jännekalvo ja pitkän pohjeluulihaksen jänne toimivat tärkeinä jalkajousen osina (Bramble ym. 2004). Lihasten supistumisnopeutta säättämällä on mahdollista säästää energiaa. Ylläpitämällä lihastyö tasapainossa niveliin kohdistuvien kontaktivoimien kanssa on liiallinen lihasten työskentely toisiaan vastaan mahdollista välttää. Aktiivisessa lihaksessa poikittaissillat ovat jatkuvassa liikkeessä kiinnittyen, vapautuen ja uudelleen kiinnittyen, jolloin samalla ATP:ta käytetään jokaisen syklin aikana (Alexander 1991).

## 5.2 Hapenkulutus, syke ja lihasaktiivisuus kuormituksessa

Aerobinen kunto on ihmisen kehon mittari, joka kuvastaa kykyä ottaa happea ilmakehästä ja käyttää sitä solujen energiantuotannossa (Kujala ym. 2019). Keuhkotuuletus kasvaa kuormituksen lisääntyessä kun kuormituksen kasvun aikaansaama metabolia lisääntyy lihaksissa muodostaen hiilidioksidia ja vetyioneja. Lisääntynyt hiilidioksidin ja vetyionien tuotto havaitaan aistinsoluissa ja tästä lähetetään tieto hengitystä säätelevään hengityskeskukseen hengityksen

tiheyden ja tilavuuden kasvattamiseksi. Kuormituksen kasvu ja lisääntynyt luurankoli hasten aktiivisuus aikaan saa sykkeen nousua. Hapenkulutus ilmaistaan  $VO_2$  arvolla, joka esitetään absoluuttisena ml/min tai painoon suhteutettuna ml/kg/min, jolloin tuloksia voidaan helpommin verrata erikokoisten henkilöiden välillä. (Kenney ym. 2012, 122; 182; 196.)

Kuormituksen alussa hapenkulutus kasvaa ensimmäisten minuuttien aikana nopeasti kunnes saavuttaa tasannevaiheen (steadystate). Tasannevaiheessa energiantuotto ja lihasten energiantarve ovat tasapainossa. Mahdollisesti muodostuva laktaatti hapetetaan tai muunnetaan glukosiksi, jolloin laktaattia ei pääse kertymään. Terveellä harjoittelemattomalla henkilöllä laktaattia alkaa kertyä kuormituksen ollessa noin 50–55 % henkilön maksimaalisesta aerobisesta kapasiteetistä. Vakiokuormituksen alun siirtymävaiheessa hapenkulutus pysyy alhaisempana vaikka kuormituksen vaatima energiantarve pysyy muuttumattomana koko kuormituksen ajan. Kasvaneesta hapen saatavuudesta huolimatta kuorman alussa hapenkulutus on alhaisempaa ja alkuun kuorman vaatimaa energiatarvetta tuotetaan anaerobisesti. Solutasolla tapahtuvien eri mekanismien viiveistä johtuen on välittömien energialähteiden hyödyntäminen tehokkaampaa kuormituksen alussa. Välittömän anaerobisen energiatuotannon ja aerobisen energiatuotannon välistä eroa kutsutaan happivajeeksi, joka kuvastaa kokonaishapenkulutuksen määrää, jos kaikki tarvittava energia olisi voitu tuottaa aerobisesti heti kuormituksen alusta alkaen. Kestävyysharjoitellut saavuttaa tasannevaiheen nopeammin pienemmällä happivajeella harjoittelemattomaan verrattuna. (McArdle ym. 2015, 162–165.)

Syke jatkaa nousuaan kuormituksen kasvaessa, kunnes lähes maksimaalinen syke on saavutettu tai kuormitus tasaantuu, jolloin myös syke tasaantuu. Sykkeen kasvun tavoitteena on veren virtaaman lisääminen työskenteleville lihaksille. Submaksimaalisilla kuormilla, joissa harjoituksen intensiteetti pidetään vakiona, syke nousee kunnes saavutetaan tasannevaihe. (Kenney ym. 2012, 182–183.) Metabolisesti aktiivinen kudosaikaansaa paikallista verisuonien laajenemista, joka mahdollistaa veren virtauksen kasvun aktiivisille lihaksille. Sympaattinen hermosto vastaa hermostollisesta ylemmäntason säätelystä ohjaten verta sinne, missä sitä eniten tarvitaan. Soluille kuljetetaan veren avulla happea, ravinteita, hormoneja ja soluista siirtyä pois hiilidioksidia ja muita aineenvaihdunnan sivutuotteita. Sydän saa supistumistahtinsa sinussolmukkeesta, mutta sykkeeseen vaikuttavat autonominen hermosto sekä rauhasen verenkiertoon erittämät viestiaineet. (Kenney ym. 2012, 140–141, 146, 155.)

Sykkeeseen avulla voidaan arvioida hapenkulutusta aerobisen suorituksen aikana. Sykkeeseen kuitenkin hapenkulutuksen lisäksi vaikuttavat mm. ympäristön lämpötila, tunteet, ruokailun ajankohta, kehon asento, osallistuvat lihasryhmät, kuormituksen muoto (jatkuva / ei jatkuva) sekä lihastyötapa. (McArdle ym. 2015, 202–203.) Sykkeen ja hapenkulutuksen on havaittu kasvavan melko lineaarisesti dynaamisissa liikkeissä joihin isot lihasryhmät osallistuvat aina noin 80 % maksimikuormitukseen asti. Ylävartalon lihastyön tai staattinen lihastyön aikana mitattujen sykkeiden sijoittaminen juoksun tai pyöräilyn aikaisiin hapenkulutuksiin aikaan saa hapenkulutuksen yliarviointia. (Crouter ym. 2004; McArdle ym. 2015, 202–203.) Sykkeen avulla hapenkulutuksen määrittely on mahdollista, mutta kuormituksesta riippuen epätarkkaa. Liikkeen intensiteetin kasvun (esimerkiksi liikenopeuden kasvun) tiedetään yleisesti lisäävän lihasaktivaation määrää (Bigland-Ritchie ym. 1974; Kyröläinen ym. 2004) ja samalla myös hapenkulutus kasvaa (Bigland-Ritchie ym. 1974). Energiankulutuksen ja eri lihasten lihasaktivaatioiden välisiä yhteyksiä on tutkittu melko vähän. Ylämäkeen kävellessä (0-5-10 % kullissa) havaittiin, että leveä kantalihas sekä ulompi reisilihas selittäisivät 96 % energiankulutuksen vaihtelusta (Silder ym. 2012). Tutkimuksessa, missä tutkittiin juoksunopeuksilla taloudellisuuden vaikuttavia tekijöitä, havaittiin takareiden kaksipäisen reisilihaksen aktiivisuuden olevan hyvin merkittävää ja sen havaittiin korreloivan hyvin hapenkulutuksen kanssa (Kyröläinen ym. 2001). Toisessa tutkimuksessa tutkittiin etureiden ja takareiden lihasten ja hapenkulutuksen välisiä suhteita. Tutkimuksessa havaittiin, että reiden lihasten lihasaktivaatioiden ja hapenkulutuksien välillä löytyi vahvoja korrelaatioita, mutta reiden lihasten lihasaktivaatioiden ja harjoituksen intensiteettien (VO<sub>2</sub>) väliset vasteet näyttäisivät olevan yksilöllisiä. (Camic ym. 2015.)

Kestävyysharjoittelun tiedetään kehittävän ihmisen metaboliaa sekä sydän- ja hengityselimien toimintaa. Lihasten oksidatiivinen kyky paranee kun mitokondrioiden määrä ja koko kasvaa harjoittelun vaikutuksesta. Kyky hyödyntää rasvahappoja pitkäkestoisten suoristusten aikana paranee ja glykogeeni varastot lihaksissa kasvavat. Sydämen leposyke ja sykevaste submaksimaalisille kuormituksille laskee. Sydämen lepo ja kuormituksen aikainen tilavuus ja maksimaalinen sydämen tuottama virtaama kasvavat. Kestävyysharjoittelun johdosta myös maksimaalinen hapenotto kyky (VO<sub>2</sub>max) kasvaa, hiussuonitus lihaksissa paranee, lihasten ATP:n tuotanto paranee, lihaksien entsyymi toiminta paranee, laktaatin muodostuminen pienenee ja valtimoiden sekä laskimoiden välinen happiero kasvaa. (Braun 1991; Häkkinen ym. 2003;



McArdle ym. 2015, 464). Hermolihasjärjestelmän on havaittu adaptoituvan harjoittelun vaikutuksesta. Muutos näkyy lisääntyneenä lihasaktivaationa ja motoristen yksiköiden tehokkaampana rekrytointina. Kestävyysharjoittelun yhteydessä liikesuoritus paranee lihasaktiivisuuden amplitudin, lihasten koaktivaation ja liikesuoritusten välisten vaihteluiden pienentyessä. Kestävyysharjoittelun vaikutuksia on tutkittu vähemmän, mutta tutkimuksissa on havaittu, että hermojärjestelmän adaptoitumista tapahtuu toistuvan harjoittelun kuten juoksun yhteydessä. (Bonacci ym. 2009; McCarthy ym 2002.)

## 6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tutkimuksen tavoitteena oli tutkia alaraajojen lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksen eroja sekä niiden välisiä yhteyksiä juoksua harrastavien ja harrastamattomien välillä. Tämän lisäksi tutkittiin aineenvaihdunnallisten muuttujien eroja ryhmien välillä. Tutkimuskysymykset ja niiden hypoteesit ovat:

1. Miten tutkittavien syke, laktaattikonsentraatio, hapenkulutus ja lihasten lihasaktiivisuus muuttuvat nopeuden kasvaessa kävely- ja juoksunopeuksilla? Onko eroja havaittavissa juoksua harrastavien ja harrastamattomien välillä?

Hypoteesi: Lihasaktiivisuus kasvaa nopeuden kasvaessa kaikissa lihasryhmissä seuraten lineaarista kasvua. Juoksua harrastavilla olisi nähtävissä parempaa jalkajousen käyttöä, jolloin aktivaation suuruus olisi pienempää varsinkin juoksunopeuksilla. Oletuksena on, että juoksua harrastavien sykkeet, laktaattikonsentraatiot ja hapenkulutukset olisivat alhaisempia kuin harrastamattomilla.

2. Minkä lihaksen aktiivisuus korreloi parhaiten hapenkulutuksen kanssa kävely- tai juoksunopeuden kasvaessa? Miten lihasaktiivisuuden ja hapenkulutuksen yhteys eroaa juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla eri lihasryhmissä?

Hypoteesi: Oletuksena on, että kooltaan suurimmat lihakset etureisi, takareisi ja pakara korreloivat parhaiten hapenkulutuksen kanssa kävellessä ja juostessa. Oletuksena on, että yhteydet eroavat toisistaan ryhmien välillä. Kuitenkin molemmissa ryhmissä yhteydet ovat voimakkaimmat isoissa lihasryhmissä.

## **7 TUTKIMUSMENETELMÄT**

Tutkimus toteutettiin osana Jyväskylän liikuntatieteellisen tiedekunnan ja Tampereen korkeakoulu yhteisön (TUNI) ”OpenKin: Kävelyn ja juoksun biomekaaninen analyysi uudella laitteella” -projektia (Akatemiaprojekti #275611). Projektin tarkoituksena oli tutkia juoksun ja kävelyn parametreja TUNI:n rakentaman laitteen avulla sekä samalla verifioida kyseisen mittalaitteen toimintaa. Käytännön mittaukset toteutettiin alku- ja loppukesästä vuonna 2018 Jyväskylässä. Tutkimus on hyväksytty JYU:n eettisessä lautakunnassa alkuvuodesta 2018.

### **7.1 Tutkittavat**

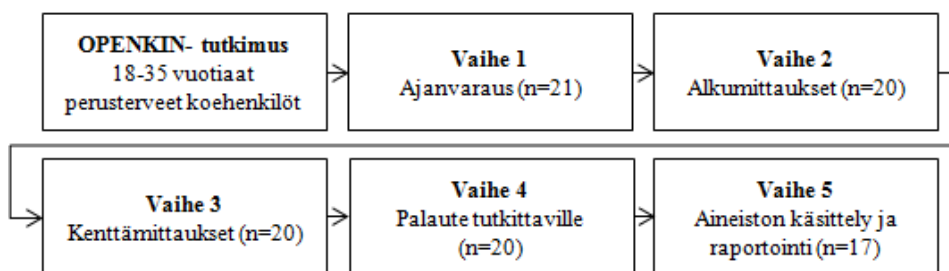
Tutkimukseen haettiin perusterveitä 18–35 vuotiaita juoksua harrastavia (henkilö juoksi vähintään 2 x viikossa kesäaikana, ja talvikaudella harrasti muuta kestävyyslajia, ellei juoksua) ja harrastamattomia (henkilö juoksi enintään 2 x kuussa) miehiä ja naisia. Tutkittavien rekrytointi tapahtui ilmoittamalla tutkimuksesta liikuntatieteellisen tiedekunnan opiskelijoiden sähköpostituslistalla, Jyväskylän yliopiston liikunta- ja terveystieteiden opiskelijoiden ainejärjestön Sporticuksen Facebook- sivuilla sekä Jyväskylän yliopiston ja Hippoksen alueen ilmoitustauluille kiinnitettyjen tutkimusilmoitusten avulla. Tutkimukseen saatiin rekrytoitua yhteensä 21 vapaaehtoista koehenkilöä, joista 20 suorittivat mittaukset ja joista 17 tulokset oli mahdollista analysoida. Mittauksiin osallistuneista 11 oli miehiä ja 9 naisia. Tuloksia analysoidessa tutkittavista 10 oli miehiä ja 7 naisia.

### **7.2 Tutkimusasetelma**

Tutkimuksen mittaukset jaettiin alkumittauksiin sekä kenttämittauksiin. Mittaukset toteutettiin joko kahtena eri päivänä tai saman päivän aikana. Mittaukseen osallistuakseen tutkittava oli ollut aluksi sähköpostitse tutkimusryhmään yhteydessä havaittuaan ilmoituksen tutkimuksesta ja ollut itse halukas osallistumaan. Ensimmäisen yhteydenoton yhteydessä kerrottiin tutkimuksen kulusta ja vastattiin tutkittavan mahdollisiin kysymyksiin sekä lähetettiin hänelle linkki ajanvarauskalenteriin. Ajanvarauskalenteriin tutkittavaa pyydettiin varaamaan hänelle sopivat alkumittaus- sekä kenttämittausajat. Ajanvarausten jälkeen tutkittava saapui valittuna

alkumittausajankohtana Jyväskylän Yliopiston Viveca rakennukselle, missä hänelle suoritettiin alkumittaukseen kuuluneet tutkimukset sekä ennen tutkimusten aloitusta tutkittava tutustui suostumuslomakkeeseen.

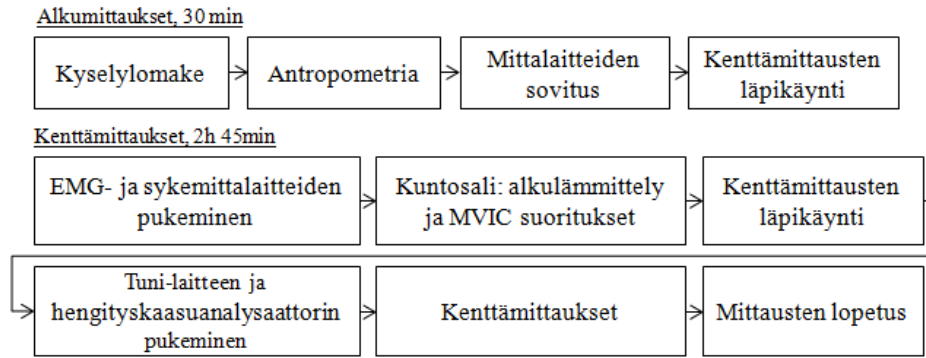
Alkumittausten jälkeen tutkittava saapui varauskalenterin mukaisena päivänä Liikunnan rakennuksen vieressä sijaitsevalle kampuksenkentälle kenttämittauksia varten. Osallistuttuaan molempiin tutkimuksiin lähetettiin mittauksen jälkeen koehenkilölle henkilökohtainen palaute saaduista mittauksista. Tutkimustiedot pseudonymisoitiin koehenkilötunnuksilla. Palautteen annon jälkeen tutkittavien yhteystiedot tuhottiin ja jäljelle jäi vain anonymisoidut tutkittavien tunnistet, joita ei ollut enää mahdollista yhdistää yksittäiseen tutkittavaan. Kuvassa 14 on esitettyä tutkimuksen päävaiheet.



KUVA 14. Tutkimusprojektin päävaiheet

### 7.3 Mittausprotokolla

Alkumittauksien tarkoituksena oli kerätä tutkittavalta lähtötiedot, joiden avulla kenttämittauksen suorittaminen pystyttiin toteuttamaan tehokkaasti. Kenttämittauspäivänä tutkittava teki ensin sisätiloissa kuntosalilla alkulämmittelyn, jonka jälkeen hän suoritti lihasaktiivisuuksien normalisointia varten tarvittavat maksimaaliset suoritukset. Ulkona urheilukentällä suoritettiin kenttämittaus, johon tutkittava saapui välittömästi sisätiloissa suoritettujen alkuvalmistelujen jälkeen. Mittausprotokollan eri tapahtumat ovat vielä kuvailtu tarkemmin omina alilukuinaan. Protokolla on esitettyä vaihe vaiheelta kuvassa 15.



KUVA 15. Mittausprotokolla.

### 7.3.1 Alkumittaukset

Alkumittaukset suoritettiin arkipäivinä, jolloin tutkittava saapui ajanvarauskalenterin mukaisesti Viveca rakennukselle. Alkumittaukset toteutettiin joko yhden tai kahden projektin kuuluneen mittaajan toimesta. Alkumittaukset suoritettiin aina ennen kenttämittauksia. Tutkittavaa pyydettiin ensimmäisenä tutustumaan tutkimuksen tiedotteeseen ja lukemaan suostumuslomakkeen sisältö. Suostumuslomakkeeseen pyydettiin tutkittavan allekirjoitus tutkimukseen osallistumisesta ja lomake allekirjoitettiin myös tutkimusryhmän puolesta. Tämän jälkeen tutkittavalle annettiin täytettäväksi kyselylomake, jossa häneltä kysyttiin liikuntatottumuksia sekä varmistettiin hänen olevan perusterve. Tutkittavalle painotettiin tutkimukseen osallistumisen olevan täysin vapaaehtoista ja hän voisi keskeyttää tutkimuksen koska tahansa niin halutessaan. Tutkittavan täyttäessä kyselylomaketta tutkimuksen mittaaja otti tyhjän mittauspöytäkirjan ja määrittä tutkittavalle yksilöllisen tunnusteen liukuvalla numeroinnilla. Kyselylomakkeen täyttämisen jälkeen lomakkeeseen kirjattiin tutkittavan tunnus ja lomake arkistoitettiin kansioon. Tämän jälkeen tutkittavaa pyydettiin siirtymään pituusmittauksia varten seinälle kiinnitetyn metrimittan luokse, ottamaan kengät pois jaloista, asettamaan kantapäät mittan alla seinää vasten ja suuntaamaan katseensa eteenpäin. Tutkittavien pituus mitattiin 0,1 cm tarkkuudella ja kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan.

Pituusmittausten jälkeen siirryttiin bioimpedanssimittaukseen, joka suoritettiin InBody 720 laitteella (InBody 720, Biospace Co. Ltd, Etelä-Korea). Tutkittavalta tiedusteltiin, milloin hän oli viimeksi käynyt WC:ssä, jos käynnistä oli kulunut enemmän kuin 30 minuuttia tutkittavaa pyydettiin suorittamaan WC käynti ennen mittauksia. Vaatetus tutkittavalla ei saanut olla pu-

ristava ja tarvittaessa vaatetusta kevennettiin. Tutkittavalta varmistettiin, ettei hänellä ollut metallia kehossa tai muita syitä, jotka estäisi mittauksen suorittamisen. Lopuksi häntä pyydettiin ottamaan vielä sukat pois jaloista ennen kehonkoostumusmittauksen suorittamista. Tämän jälkeen hänen ikä, pituus ja sukupuoli kirjattiin InBodyn Lookin'body 120-ohjelmistoon (Lookin'body 120, Biospace Co. Ltd, Etelä-Korea) käyttäen tutkittavan tunnistetta. Tietojen kirjaamisen jälkeen tutkittavan molemmat jalkapohjat puhdistettiin desinfiointiaineella siten, että puhdistuksen jälkeen tutkittava nosti jalkansa aina bioimpedanssilaitteen elektrodin päälle. Tutkittavan kämmenet puhdistettiin myös ennen käsikahvaelektrodeihin tarttumista. Kun kaikki oli valmista, käynnistettiin mittaus Lookin'body-ohjelmalta ja tutkittava seurasi laitteen ohjeistusta mittauksen suorittamiseksi, tärkeää oli, etteivät käsivarret koskettaneet vartaloa mittauksen aikana.

Kehonkoostumusmittauksen jälkeen tutkittavalle sovitettiin hengityskaasumaskia sopivan koon löytämiseksi. Hengityskaasumaskiin kiinnitettiin turbiinin kiinnitystä varten tarkoitettu suulake, jonka tutkittava sulki kämmenellään, samalla painaen napakasti maskia kasvoilleen ja puhaltaen sekä hengittäen ilmaa. Tutkittavalta tässä yhteydessä kysyttiin, tuntuiko maskissa vuotoja, esimerkiksi nenän alueella. Tarvittaessa kokeiltiin suurempaa tai pienempää kokoa, jotta napakka tiiveys saavutettiin. Tämän jälkeen tutkittava sovitti vielä EMG housuja sopivan koon löytämiseksi kenttämittauksia varten. EMG säärystimiä tutkimukseen oli varattuna vain yhtä kokoa, mutta yhtä säärystintä sovitettiin tutkittavan sääreille istuvuuden määrittämiseksi. Alkumittausten lopuksi oli varattua aikaa tutkittavan mahdollisille kysymyksille. Samassa yhteydessä tutkittavalle kerrottiin kenttämittauspäivän yleisrakenne. Kaikki kenttämittauksen vaiheet käytiin vielä uudelleen läpi kenttämittauspäivänä ja tämä mainittiin tutkittavalle alkumittausten lopuksi.

### **7.3.2 Kenttämittaukset**

Kenttämittauspäivänä tutkimuksen mittaajat saapuivat tuntia aikaisemmin Liikunnan rakennukselle suorittamaan alkuvalmisteluja. Alkuvalmisteluihin kuului ensimmäisenä kannettavan tietokoneen käyttöjärjestelmän kellonajan päivittäminen palvelimelta saatavaan tarkkaan reaaliaikellon aikaan. Kaikki tutkimuksessa käytettävät mittalaitteet synkronoitiin samaan palveli-

melta saatavan kellonaikaan. Kannettavan tietokoneen käyttöjärjestelmän kellonajan päivittämistä varten tietokone yhdistettiin palvelimeen mobiililaajakaistayhteyden avulla. Kannettavan tietokoneen saatua Internet-yhteyden, tietokoneelle esiasennettu ohjelmisto haki tarkan kellonajan palvelimelta ja päivitti tämän ajan kannettavan tietokoneen käyttöjärjestelmän kellonajaksi. Muscle Monitorin (Muscle Monitor, Myontec Oy, Kuopio) avulla mittauksessa käytettävät Mcell Smart-yksikköjen kellonajat saatiin synkronoitua kannettavan tietokoneen kellonaikaan käyttämällä ne kiinni kannettavassa tietokoneessa ja suorittamalla ohjelmassa Mcell Smart-yksikön synkronointi. Samantapainen kellon synkronointi suoritettiin myös Polarin V800 (V800, Polar Electro, Oulu) sykerannetietokoneelle synkronoimalla se Polarin Polar Flow ohjelmistossa (Polar Flow, Polar Electro, Oulu). Liikunnan rakennuksella myös tutkittavan EMG mittalaitteet, sykerannetietokone, sykevyö, master-ajanottokello, mittauspöytäkirja, kosteusvoide ja vesisumutinpullo aseteltiin valmiiksi mittauksia varten. Nämä haettiin varastolta koehenkilön saavuttua Liikunnan rakennuksen kuntosalille suorittamaan alkulämmittelyt sekä maksimaaliset isometriset suoritukset (MVIC, maximal voluntary isometric contraction).

Liikunnan rakennukselta kenttämittauksen suorittamista varten tarvittavat muut tarvikkeet pakattiin kuljetuskärryyn ja tarvikkeet kuljetettiin Liikunnan rakennuksen vieressä sijaitsevalle kampuksenkentälle. Kampuksenkentälle siirrettiin: Jaeger Mobile (Oxycon Mobile, Jaeger, Viasys Healthcare GmbH, Saksa) hengityskaasuanalysointilaitteisto sekä sen tarvikkeet (kannettava tietokone ja tarvittavat ohjelmistot, mittaus-lähetinyksikkö, vastaanotinyksikkö, mittaus-lähetinyksikön selkäreppu, mittaus-lähetinyksikön paristot, hengityskaasumaski, virtausturbiini, maskin kiinnitysverkko, valkoinen hengityskaasuputki, hengityskaasuturbiinin tuulensuoja sekä hengityskaasuanalysointilaitteen kalibrointikaasupullo). Näiden lisäksi valojänis (Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän Yliopisto, Jyväskylä), lämpötila- / kosteusmittari, laktaattipika-analysointilaitteisto (Lactate Scout, EKF Diagnostic, Iso-Britannia), laktaattiliuskat ja muut sormenpääverenäytteitä varten tarvittavat tarvikkeet (kumihanskoja, Antiseptiivinen desinfiointiaine, pumpulia, laastareita, käsipaperia), TUNI:n valmistama mittalaite tarvikkeineen (laitteen virtalähde ja selkäreppu) pöytä mittalaitteille sekä auringonvalolta suojaava paviljonki kuljetettiin kentälle.

Kampuksen kentällä mittaajat ensimmäisenä kokosivat paviljongin mittalaitteiden suojaksi sekä toivat mittauspaikalle tarvittavan käyttösähkön. Tarvittava mittauskalusto aseteltiin paikalleen ja suuritoisimpina työvaiheina mittaajilla oli hengityskaasuanalysaattorin kalibrointi sekä valojäniksen levittäminen kampuksen kentälle 200 metriä pitkäksi radaksi urheilukentän pääsuoralle. Kenttämittausten työtehtäviä saapui useimmissa mittauksissa avustamaan vielä kolmas mittaaja. Kuvassa 16 on yleiskuva kenttämittausten asetelmasta kampuksen kentällä.



KUVA 16. Kenttämittausten laitteistoa. Kuvassa on nähtävissä valojäniksen ohjausyksikkö, kentälle levitetty valojäniksen 200 metrinen valorata, hengityskaasuanalysaattorin kannettava tietokone ja vastaanotinyksikkö. Etenemissuunta radalla tapahtui myötätäpäivää.

Tutkittavan saapuessa paikalle toinen mittaajista siirtyi tutkittavan kanssa Liikunnan rakennuksen kuntosalille suorittamaan kenttämittausten ensimmäisiä mittauksia. Tällä aikaa toinen mittaajista jäi kentälle jatkamaan hengityskaasuanalysaattorin kalibrointia sekä varmistamaan valojäniksen toiminnan. Hengityskaasuanalysaattorin kalibroinnissa ensimmäiseksi, ennen kannettavan tietokoneen käynnistämistä, koneen USB-porttiin asetettiin GPS-sovitin, jonka avulla hengityskaasuanalysaattorin kannettavan käyttöjärjestelmän kelloaika saatiin samaksi muiden mittalaitteiden kanssa esiasennetun tietokoneohjelman avulla. Tämän jälkeen Jaeger Mobilen ohjelmaan määritettiin lämpötila ja ilmankosteus ennen varsinaisten kalibrointien suorittamista. Lukemat saatiin pöydälle asetetulta kosteus/lämpötilamittarista, joka asetettiin jo varhaisessa vaiheessa pöydälle mittaamaan ulkona vallitsevia olosuhteita. Arvojen asette-



lun jälkeen suoritettiin ohjelmassa virtauksen kalibrointi sekä kaasujen kalibrointi. Molemmat kalibroinnit suoritettiin automaattitoiminnolla ja kalibroinnit ajettiin kahdesti hyväksytysti läpi. Kaasujen kalibroinnin yhteydessä käytettiin kentälle tuotua hengityskaasuanalysaattorin kalibrointikaasupulloa. Valojänis koostui ohjausyksiköstä ja led-moduuleista, joka koostui 4 metriä pitkistä kaapelista johon oli asennettuna 4 valoyksikköä. Moduulit kiinnitettiin kaapeliliittimien avulla toisiinsa 200 metriä pitkäksi suljetuksi silmukaksi, joka alkoi ja päättyi valojäniksen ohjausyksikölle. Peukalopainikkeilla valojänikseen voitiin 0,1 m/s tarkkuudella asettaa haluttu nopeus sekä kuljettava matka 1 m tarkkuudella. Matka asetettiin suoraan suurimpaan arvoon ja testin aikana muutettiin vain nopeusarvoa ohjausyksiköltä.

### **Tutkittavan valmistelu kenttämittauksia varten**

Liikunnan rakennuksen sisätiloissa kentällä tapahtuvien valmistelujen aikana tutkittavaa pyydettiin pukemaan päällensä EMG shortsit, EMG säärystimet, sykevyö ja sykevyön rannetietokone. EMG älyvaatteiden pukemisen yhteydessä, älyvaatteiden elektrodit kostutettiin kauttaaltaan sumuttamalla niihin vettä. Tutkittava levitti kosteusvoidetta jalkojensa iholle alueille, jotka shortsit ja säärystimet tulisivat peittämään. Kosteusvoiteen annettiin hetki imeytyä ennen kuin tutkittava puki shortsit ja säärystimet päälleen, joiden elektrodipinnat oli kostutettu vedellä. Sykevyön elektrodit kostutettiin myös vedellä, ennen kuin tutkittava puki sykevyön päällensä asetellen sen rintalastansa kohdalle. Kosteusvoiteella sekä kostuttamalla elektrodit vedellä saatiin ihon ja elektrodien välille parempi kontakti mittasignaalien parempaa johtavuutta varten. Shortsien kanssa tutkittava ei voinut käyttää alushousuja, jotka olisivat peittäneet pakaroilla olevat elektrodit. Tarvittaessa tutkittavalle tarjottiin shortsien alle mittauksiin soveltuva alusvaate.

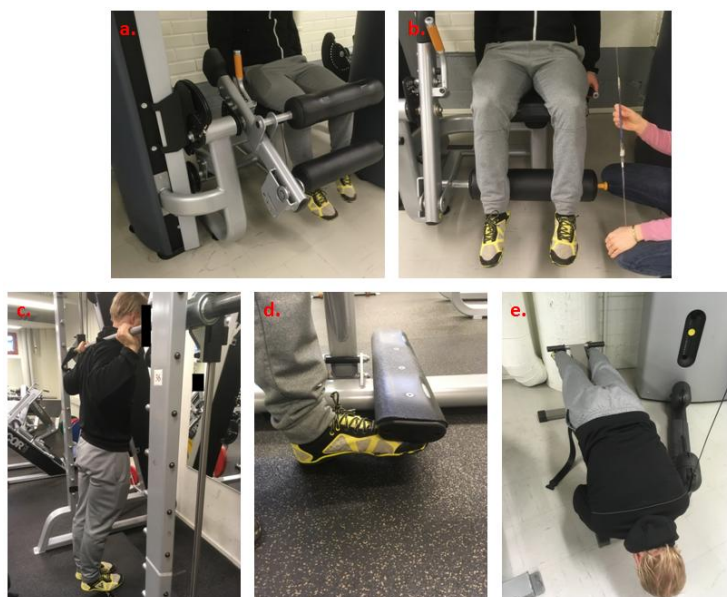
Älyvaatteiden ja sykevyön pukemisen jälkeen käynnistettiin mittausten master-kello. Masterkellon käynnistysaika otettiin ylös tasaminuutilla tai sekunnilleen reaaliajan mukaan, joka katsottiin sykerannetietokoneesta, jonka kello oli alkuvalmisteluina synkronoitu palvelimelta saatuun tarkkaan aikaan. Master-kelloa käytettiin määrittämään mittauksissa kulunutta aikaa ja kaikki laitteet käynnistysajat kirjattiin mittauspöytäkirjaan master-kellon näyttämän ajan mukaisesti. Synkronoitujen laitteiden kellojen sekä master-kellosta katsottujen aikojen avulla

tulosten analysointivaiheessa mittalaitteet voitiin synkronoida samaan ajankohtaan. Masterkellon käynnistämisen jälkeen käynnistettiin älyvaatteiden Mcell Smart-yksiköt mittaamaan lihasaktiivisuutta ja käynnistysaika kirjattiin ylös pöytäkirjaan masterkellon ajan mukaisesti. Polarin sykemittaus asetettiin R-R mittaukseen, jolloin tutkittavan sykevälivaihtelu ja sydämensyke saatiin tallennettua kenttämittausten ajalta ja R-R mittauksen aktivoimisaika kirjattiin mittauspyöräkirjaan.

Kun tutkittavan päällä olleet älyvaatteet sekä sykemittari oli käynnistetty ja käynnistysajat oli kirjattu mittauspöytäkirjaan, siirryttiin kuntosalille. Kuntosalilla tutkittava suoritti 6 minuuttia kestävästä alkulämmittelyyn, joka koostui askelkyykystä, varpaille noususta sekä kyykkyliikkeitä. Liikesuoritukset kestivät aina 40 sekuntia ja palautus oli 20 sekuntia liikkeiden välissä, liikesarjoja tehtiin kaksi kierrosta. Tutkittava suoritti liikkeitä omaan tahtiin. Alkulämmittelyn jälkeen jokaiselle mitattavalle lihakselle suoritettiin 5 sekuntia kestävä MVIC mittaus. Ennen jokaista suoritusta tutkittavalle annettiin hetki kokeilla kevyesti isometrisestä voimantuottoa muutaman kerran. Samalla hänelle ohjeistettiin liikkeen oikeaoppinen suoritustapa. Mittaaja katsoi masterkellostsa sopivan ajan MVIC suorittamista varten ja hetkeä ennen mittaaja sanoi kuuluvaan ääneen ”3, 2, 1 – PAINA!”. Paina sanan kohdalla tutkittava supisti mitattavan lihasryhmän lihakset maksimaalisesti ja mittaaja kannusti tutkittavaa ylläpitämään supistuksen maksimaalisena koko mittauksen ajan. Kun 5 sekuntia oli kulunut, ilmoitti mittaaja tästä tutkittavalle sanomalla kuuluvaan ääneen ”AIKA!” jolloin tutkittava rentoutti lihaksensa. MVIC mittaukset suoritettiin jokaiselle lihasryhmälle kahdesti ja näiden suoritusten välillä pidettiin tutkittavan oman palautumisen mukaan pieni tauko.

Tutkimuksessa mitatut lihakset olivat molempien jalkojen etureisi, takareisi, pakara, kaksoiskantalihas, leveä kantalihas ja etummainen säärilihaks. Etureisien maksimaalinen tahdonalainen aktivointi suoritettiin istuma-asennossa reiden koukistuslaitteella sen lukitusrakennetta vasten. Takareisien maksimaalinen tahdonalainen aktivointi suoritettiin istuma-asennossa reiden ojennuslaitteessa sen lukitusrakennetta vasten. Reiden ojennus ja koukistuslaitteissa asetukset vakioitiin kaikille koehenkilöille samoiksi. Polvikulmia ei mitattu goniometrillä jokaisen tutkittavan kohdalla, mutta polvikulmien arvioitiin vaihdelleen etureisien MVIC:ssä 125 - 145 asteen ja takareisien MVIC kohdalla 115 - 125 asteen välillä perustuen ennakkomittauksiin. Etureiden mittaamisessa polven koukistuksessa tutkittavaa pyydettiin pitämään lait-

teen kahvoista kiinni ja takareisien aktivointi mittauksissa mittaaja kevyesti painoi tutkittavaa etureisien päältä siten, ettei tutkittavan takapuoli pääsisi nousemaan penkistä. Pohkeiden maksimaalinen tahdonalainen aktivointi suoritettiin Smith-laitteella siten, että tutkittava asettui seisomaan korokkeen päälle ja tanko asettui tutkittavan niskan taakse, joka lukittiin tangon omien koukkujen avulla Smith-laitteesta löytyviin lukituspisteisiin. Tarvittaessa napakan asennon saavuttamiseksi tangon ja korokkeen väliin asetettiin tutkittavan jalkojen alle painokiekkoja lisäkorokkeeksi. Tutkittavaa ohjeistettiin asettumaan laitteeseen siten, että jalat olisivat suorina ja heitä ohjeistettiin työntämään itseään ylöspäin tankoa vasten maksimaalisesti pohkeiden tuottaman liikkeen voimalla. Säären lihaksen maksimaalinen tahdonalainen aktivointi suoritettiin hyödyntämällä pohjelaitteen rakenteita, jonka alle oli mahdollista jalkapöytä lukita vastustamaan tehtävää dorsifleksiota. Vasemmalla ja oikealle jalalle dorsifleksio suoritettiin erikseen, kun taas muiden lihasten liikkeet toteutettiin yhtä aikaa. Pakaroiden maksimaalinen tahdonalainen aktivointi suoritettiin hyödyntämällä vatsalihaspenkin rakenteita siten, että tutkittava asettui vatsalleen makaamaan penkille ja tutkittava asetti jalkojensa kanta-pää vatsalihaspenkissä olevien tappien taakse. Samalla tutkittava kietoi kätensä penkin ympärille ja liikkeen aikana tutkittavaa ohjeistettiin aktivoimaan pakarot maksimaalisesti. Kuvassa 17 on esitettyä MVIC liikkeiden suoritustekniikat jokaiselle lihakselle. MVIC mittaustuloksia käytettiin EMG mittaustulosten normalisoinnissa aineiston käsittelyvaiheessa.



KUVA 17. MVIC suoritusmekaniikat (a = Polven ojennus, b = polven koukistus, c = plantaarifleksio, d = dorsifleksio, e = lantion ojennus).

## Tutkittava kampuksen kentällä

Alkulämmittelyn ja MVIC suoritusten jälkeen siirryttiin kampuksen kentälle. Kampuksen kentälle tutkittavalle puettiin päälle Jaeger Mobilen selkäreppu, mihin oli kiinnitetty hengityskaasuanalysointilaitteen langaton mittaus-lähetin yksikkö. Yksikköön kiinnitettiin hengityskaasumaski ja siihen kiinnitetty virtausmittausturbiini, mistä valkoisella putkella siirtyi hengityskaasut laitteelle ja mustaa johtoa pitkin siirtyi virtausnopeustieto. Jaeger Mobilen päälle tutkittavalle puettiin TUNI:n rakentama laite, joka oli asetettuna reppumallisiin valjaisiin, jolloin mittalaite asettui tutkittavan lapaluiden korkeudelle. Lopuksi tutkittavalle asetettiin hengityskaasumaski kasvoille maskiverkon avulla. Kun kaikki oli valmista, käynnistettiin TUNI:n mittalaite sekä hengityskaasuanalysointilaitteen ja laitteiden käynnistysajat kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan master-kellon ajan mukaisesti. TUNI:n laite käytti toimiakseen mobiililaajakais-tayhteyttä, jonka välityksellä laite oli yhteydessä pilvipalvelimeen, mistä saatiin sama kellon-aika laitteelle kuin muissakin mittalaitteissa sekä mittausdata tallennettiin tutkimuksen päätyttyä automaattisesti pilvipalvelimelle. Hengityskaasuanalysointilaitteen mittauksen käynnistämistä ennen oli ohjelmaan luotu uusi mitattava ja asetettu koehenkilön lähtötiedoista hänen ikä, paino, pituus, sukupuoli sekä hengityskaasumaskin koko. Kun kaikki mittaukset oli saatu käynnistettyä, kerrottiin tutkittavalle kenttämittauksen vaiheet yksityiskohtaisesti sekä ohjeistettiin valojäniksen led-valojen seuraaminen. Lopuksi voitiin siirtyä itse kenttämittauksen mittausvaiheeseen, joka alkoi lepojaksen mittauksella. Kuvassa 18 on tutkittava mittalaitteisiin puettuna ja valmiina kenttämittausten aloitukseen.



KUVA 18. Tutkittava pukeutuneena mittalaitteisiin. Tutkittavalla on säärissä EMG-säärystimet joissa Mcell Smart-yksiköt paikallaan. EMG shortsit ovat puettuna tavallisten shortsien alle. Kasvoilla tutkittavalla on hengityskaasuanalysaattorin maski kiinnitysverkolla. Päällä hänellä on valjaat jonka selkäpuolella ovat kiinnitettynä hengityskaasuanalysaattorin lähetin-vastaanotin yksiköt. Ranteessa tutkittavalla on sykevyön rannetietokone. Lähetin-vastaanotin yksikön tasolle selkäpuolelle puettiin myös TUNI:n mittalaite omilla valjailla.

### **Kenttämittaus alkaa**

Kenttämittausten mittausvaihe alkoi 5 minuutin lepojaksolla, jonka aikana tutkittavan hengityskaasuarvoja kerättiin sekä otettiin sormenpääverinäytteenä lepolaktaatti ja arvot kirjattiin ylös. Kenttämittauksen kävely ja juoksu vaihe koostui yhteensä kahdeksasta eri nopeudesta (kävelynopeuksia: 1,0 m/s; 1,3 m/s; 1,5 m/s ja juoksunopeuksia: 2,2 m/s; 2,5 m/s; 2,8 m/s; 3,1 m/s ja 3,3 m/s). Kenttämittausten ensimmäinen nopeus 1,0 m/s oli aina kaikille tutkittavalle sama. Tämän tarkoituksena oli vielä varmistaa, että tutkittavat saavat riittävän alkulämmittelyn muita nopeuksia varten. Loput seitsemän nopeutta satunnaistettiin erikseen jokaisen tutkittavan kohdalla käyttämällä selainpohjaista satunnaistamisohjelmaa ([www.random.org/lists](http://www.random.org/lists)). Satunnaistetut nopeudet kirjattiin mittauspöytäkirjaan. Lepojakson päätyttyä tutkittavaa pyydettiin siirtymään radan lähtöviivalle. Tutkittavaa ohjeistettiin siten, että hänen ollessa valmis

aloitti hän nopeuden hyppäämällä ensin 3 kertaa ilmaan. Tämän jälkeen valojäniksen käyttäjä aloitti lähtölaskennan, käynnisti valojäniksen ja nopeuden aloitusajankohta kirjattiin mittauspöytäkirjaan ylös. Myös hyppyjen ajankohta kirjattiin mittauspöytäkirjaan. Seuraavan 5 minuutin ajan tutkittava seurasi valojäniksen määräämässä tahdissa kentälle rakennettua ovaalia valorataa pysyen led-valon perässä. Kun 5 minuuttia oli kulunut, huudettiin tai pilliin puhaltamalla tutkittavalle kerrottiin ajan umpeutumisesta. Nopeuden päättäminen kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan. Tämän jälkeen tutkittavaa oli ohjeistettu pysähtymään mahdollisimman nopeasti, odottamaan pari sekuntia ja tämän jälkeen palaamaan suorinta reittiä arviolta samaa nopeutta ylläpitäen 5 minuutin tauolle. Tauon aikana tutkittavaa ohjeistettiin istumaan paikallaan ja olemaan puhumatta. Juoksunopeuksien jälkeen tauon aikana tutkittavalta otettiin aina sormenpäälle näytteenä laktaatti ja mittausulos näytteenottoaikoineen kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan. Laktaatti mitattiin myös viimeisen kuorman jälkeen riippumatta siitä, oliko nopeus ollut kävely- tai juoksunopeus. Tauon päätyttyä tutkittava siirtyi uudelleen lähtöviivalle, suoritti kolme hyppyä ja hänet lähetettiin matkaan juoksemaan tai kävelemään seuraava satunnaistettua nopeutta, joka oli tauon aikana peukalopainikkeilla asetettu valojäniksen ohjausyksikölle.

Mittausten päätyttyä poistettiin tutkittavalta hengityskaasumaski ja annettiin hänelle vielä hetki aikaa palautua. Tämän jälkeen sammutettiin mittalaitteet ja sammutusajat kirjattiin ylös mittauspöytäkirjaan master-kellon ajan mukaisesti. Tutkittavaa kiitettiin tutkimukseen osallistumisesta ja hänelle ojennettiin pieni välipala. Tutkittavan poistuttua alkoi mittausradan purku ja laitteiden huolto. Lopuksi mittaajat siirtyivät sisätiloihin pesemään ja huoltamaan kaikki käytetyt varusteet sekä mittausulokset tallennettiin kannettavalle tietokoneelle kaikilta mittauslaitteilta aineiston myöhempää käsittelyä varten.

#### **7.4 Aineiston käsittely**

Aluksi jokaisen tutkittavan shortsien ja säärystimien EMG mittaukset tuotiin Muscle Monitor ohjelmaan, jonka kautta mittadatat vietiin csv-tiedostoihin siten, että jokainen mittaus oli omana tiedostonaan ja ne nimettiin tutkittavan tunnisteen mukaisesti sekä lisättiin merkintä mistä älyvaatteesta mittadata oli saatu. Tiedostojen viemisessä csv-tiedostoon tarkoituksena

oli saada mittausdatat avattua lopulta MegaWin (MegaWin, Mega Elektroniikka Oy, Kuopio) ohjelmassa tarkempaa analysointia varten. MegaWin ohjelmistoon data vietiin kopioimalla csv-tiedoston sarakkeet asc-tiedostoon (liite 1). Asc-tiedoston avulla mittausdata saatiin tuotua MegaWin ohjelmaan sen tukemassa tiedostomuodossa.

Tutkimuksessa tarkoituksena oli tutkia lihasaktiivisuuden, hapenkulutuksen, sydämensykkeen ja laktaattikonsentraation muutoksia 200 metrin ovaalin valojänisradan 80 metrin suoran osuudelta, missä nopeuksien oli TUNI:n laitteelta saatavien parametrien mukaan määritetty olemaan kaikista tasaisinta. Tätä varten TUNI:n laitteen tallentamista tiedoista haettiin kiihtyvyyssanturin ja nopeusanturin tietojen avulla 5 minuutin suorituksen ajalta tasaisin yksi 80 metrin suoraosuus. TUNI:n laitteen tallentama mittadata oli aikaan sidottua, joten suoraosuus pystyttiin määrittämään master-kellon käynnistysaikojen avulla sekä synkronoimaan lihasaktiivisuudet, hapenkulutukset ja sydämensykkeet samalta aikajaksolta kaikkien laitteiden ollessa synkronoituna samaan kellonaikaan. Suoran valinnassa huomioitiin riittävä aika kuormituksen alkamisesta hapenkulutuksen ja sykkeen tasaantumiseen (> 2min, jos mahdollista) sekä kiihtyvyyssanturin muuttujien tasaisuus.

MegaWin ohjelmassa luotiin jokaiselle tutkittavalle omalla tunnisteella identifioitu käyttäjä, jonka alle tuotiin EMG-shortsien, oikean jalan EMG-säärystimen sekä vasemman jalan EMG-säärystimen tiedostot. Tämän jälkeen koko mittausjaksosta eroteltiin MVIC osion sisältävä ajanjakso perustuen mittauspöytäkirjaan tehtyihin aikamerkintöihin. Näistä ajanjaksoista jokaisen EMG – älyvaatteen osalta haettiin mittauspöytäkirja merkintöjen mukaiset MVIC suorituksen ajanjaksot. Signaalista MVIC suorituksen ajalta etsittiin silmämääräisesti suurin ja tasaisin 1000 ms kestoinen ajanjakso 5000 ms kestäneestä MVIC suorituksesta. Signaalista katsottiin ohjelman AOI (area of interest) toiminnolla edellä kuvailtu ajanjakso ja ohjelman laskentatuloksista kirjattiin ylös  $EMG_{AVG}$  lukemat maksimaalisesti aktivoituilta lihakselta erilliseen Excel taulukkoon. Kaikki AOI tulokset tallennettiin MegaWin ohjelmaan talteen. Lopputuloksena MVIC tuloksista saatiin luotua Excel tiedosto johon oli kirjattu jokaisen tutkittavan lihaksen keskiarvoistettu  $EMG_{MVIC}$  lukema. Jokaiselta kävely- ja juoksunopeudelta haettiin MegaWin ohjelmassa suoraosuuksien ajanjaksot. AOI toiminnolla laskettiin tämän koko ajanjakson ajalta  $EMG_{AVG}$  arvot, jotka vietiin erilliseen Excel taulukkoon. Lopputuloksena jokaiselle nopeudelle saatiin  $EMG_{AVG}$  arvot tutkittavien jokaiselle eri lihakselle.

Lihasktiivisuuksia ei voida suoraan verrata toisiinsa ja tämän vuoksi suoraosuuksilta saadut keskiarvostetut lihasaktiivisuudet normalisoitiin MVIC aktiivisuus arvojen avulla. Normalisoiduista tuloksista laskettiin vielä vasemman ja oikean jalan lihaskohtaiset keskiarvot ja näitä tuloksia käytettiin analyyseissä. Lihasktiivisuus tuloksia analysoidessa tutkittavat jaettiin juoksua harrastaviin ja juoksua harrastamattomien ryhmiin. Kolmen tutkittavan osalta ei lihasaktiivisuuksia voitu lainkaan määrittää eri nopeuksille TUNI:n laitteelta puuttuneiden mittaustulosten vuoksi. Tämän lisäksi kahdella tutkittavalla oli ongelmia säärystimien kanssa. Toisella vasemman säärystimen tulokset puuttuivat kokonaan kaikilta nopeuksilta ja toisella tutkittavalla yhdellä nopeudelta (3,3 m/s) ei saatu mittaustuloksia, koska hänellä juoksun aikana valahti vasemman jalan säärystin pois paikaltaan. Tästä aiheutui häiriöllinen mittaustulos ja mittausta ei voitu käyttää analyyseissä. Yhden tutkittavan kohdalla imputoitiin hapenkulutusrvot perustuen arvioon aikaisemmista tuloksista ensimmäiselle kävelynopeudelle sekä kolmannelle juoksunopeudelle. Muussa tapauksessa tulosten ollessa vaillinaisia olisi tutkittava pitänyt poistaa tutkimuksen analyyseistä. Muutamat laktaattiarvot antoivat korkeita tuloksia tutkittavan muihin laktaatteihin nähden, jolloin ne poistettiin tuloksista. Korkeiden tulosten mahdollisena syynä oli hien sekoittuminen sormenpää verinäytteeseen, joka vääristää saatua mittaustulosta todellista suuremmaksi.

Hapenkulutustulokset saatiin vietyä Jaeger Mobilen ohjelmistosta csv-tiedostoon jatko analysointeja varten. Hapenkulutus mitattiin käyttämällä hengitys-hengitykseltä mittausta. Hapenkulutuksen määrittämiseen 80 metrin suoran ajalta saatiin käyttämällä samoja TUNI:n laitteelta saatuja ajanjaksoja. Suoran ajalta mittaustuloksista laskettiin keskiarvo hapenkulutukselle samalle suoralle mistä lihasaktiivisuudet katsottiin MegaWin ohjelmalla. Lopputuloksena jokaiselle nopeudelle saatiin määritettyä hapenkulutus tutkittavakohtaisesti. Suurimmalla juoksunopeudella 3,1 m/s neljällä juoksua harrastamattomien ryhmän tutkittavalla tasaisimman nopeuden analyysiosuudessa heillä nopeudessa oli nähtävissä vauhdin hidastumista ja on mahdollista, että sykkeissä ja hapenkulutuksissa ei välttämättä saavutettu täyttä vakiotilannetta.



## 7.5 Älyvaatteet

Myontec Oy:n valmistamat älyvaatteet mittaavat lihasaktiivisuutta tekstiilelektrodi teknologiaa hyödyntämällä, missä elektrodit ovat saumattomasti kiinnitetty kompressio urheiluvaatekankaalle. Tällä periaatteella yritys on valmistanut muun muassa EMG-shortsit sekä EMG-säärystimet, joita tässä tutkimuksessa käytettiin. Niin shortseissa kuin säärystimissä kaikki EMG mittaamiseen tarvittava elektroniikka (mm. elektrodit ja johdotus) ovat rakennettuna suoraan älyvaatteisiin, jolloin tutkittava pukee vaatteet päälleen ilman erillisiä johtoja tai antureita. (Myontec, 2017; Myontec, 2018.)

Kangaselektrodit on kudottu sähköä johtavasta hopeoiduista langoista sekä sähköä johtamattomista synteettisistä langoista. Mittaus toteutetaan bipolaarisesti. Ihon pintaa ei tarvitse erikseen käsitellä mittausta varten, mutta kangaselektrodit pitää kostuttaa vedellä esimerkiksi suihkupulloa käyttäen. (Finni ym. 2007.) EMG mittaus käynnistetään joko suoraan MCell Smart-yksiköltä tai langattomasti Bluetooth 4.0 yhteydellä Muscle Monitor-ohjelmistolta (PC) tai älylaitteelta Mbody Live 3 (iOS ja Android). MCell Smart-yksikköön tallentuu lihasryhmiltä mitattava lihasaktiivisuus 1000 Hz näytteenottotaajuudella, taajuusalueen ollessa 50 – 200Hz (- 3dB). Lihasaktiivisuus mittausta on myös mahdollista seurata reaaliaikaisesti tietokoneen tai älylaitteen näytöltä. Lihasaktiivisuus mittaukset tallentuvat Mcell Smart-yksikön sisäiseen muistiin, mistä ne saadaan ladattua tietokoneelle myöhempää analysointia varten. Älyvaatteen mittaama ”raaka EMG” lihasaktiivisuus tasasuunnataan ja keskiarvoistetaan 25Hz intervalleihin MCell Smart-yksikössä. MCell Smart-yksikön akunkesto ja tallennuskapasiteetti ovat ~30 tunnin luokkaa. (Myontec, 2017; Myontec, 2018; Pesola 2016; Tikkanen ym. 2013.)

### 7.5.1 EMG-shortsit

EMG-shortseja on käytetty muun muassa tutkimuksissa joissa on tutkittu arkiliikkumiseen opastamisen vaikutuksista perheellisten (3-8 vuotiaat lapset) aikuisten arjen lihasaktiivisuuteen (Pesola ym. 2014), perusterveiden aikuisten päivittäisen arkiliikkumisen tutkimisessa (Tikkanen ym. 2013), iäkkäämpien ihmisten arkiaktiivisuuden tutkimuksessa (Tikkanen ym.

2016) ja koko päivän kestävässä mittauksissa (Finni ym. 2014). EMG-shortsija on myös käytetty muun muassa tutkimuksessa, jossa selvitettiin housujen käytettävyyttä ventilaatiokynysten havainnoinnissa (Tikkanen ym. 2012). Tikkanen työryhmänsä kanssa (2014) tutki EMG-shortsien hyödyntämistä energiankulutuksen arvioimisessa. Tutkimukseen osallistui 28 miestä ja 26 naista. Tutkittavat kävelivät ~ 1,1 – 1,9 m/s ja juoksivat ~ 2,8 – 3,3 m/s tasaisella, ylä- ja alamäkeen. Tutkimuksessa todettiin ensimmäistä kertaa, että EMG-shortsija voidaan hyödyntää energiankulutuksen arvioinnissa eri kuormituksilla heterogeenisissä ryhmissä.

Housujen EMG mittauksien tarkkuutta, luotettavuutta ja toistettavuutta on verrattu perinteisen pinta-elektrodein toteutettujen mittausten kanssa Finni 2007 ja hänen tutkimusryhmänsä tutkimuksessa. Tutkimuksen mukaan tekstiilelektrodein varustetut shortsit ovat pätevä sekä käyttökelpoinen metodi tasasuunnatun ja keskiarvostetun EMG signaalin mittaamisessa. Kangaselektrodien käytettävyyttä on myös tutkittu toisessa tutkimuksessa Colyer 2018 tutkimusryhmänsä toimesta ja tuloksena saatiin, että tekstiilelektrodit tarjoavat vertailtavissa sekä toistettavissa olevaa lihasaktiivisuutta dynaamisissa liikkeissä samalla tavoin kuin perinteiset pinta-elektrodit. Tulokset ovat erityisen yhteneväisiä matalilla aktiivisuuksilla, mutta aktiivisuuden kasvaessa mittaustulokset erosivat kangas- ja pinta-elektrodien välillä enemmän. Tähän eroavaisuuteen pohdittiin vaikuttavan kangaselektrodien mahdollinen liike, jos älyvaatteet eivät asetu napakasti käyttäjän päälle. Niin (Finni ym. 2007) kuin (Colyer ym. 2018) tutkimuksissaan totesivat, että kangaselektrodien kanssa älyvaatteen oikea mitoitus on tärkeä tekijä häiriövapaan ja hyvälaatuisen mittauksen aikaansaamiseksi.

Colyer ym. 2018 tekemässä tutkimuksessa EMG-shortsit olivat samaa 6-kanavaista mallia kuten tässä tutkimuksessa käytetyt eli ne mittasivat etureiden (vastus lateralis, vastus medialis, intermedius ja rectus femoris), takareiden (biceps femoris, semimembranosus ja semitendinosus) ja pakaroiden (gluteus maximus, gluteus medius ja gluteus minimus) lihasaktiivisuuksia oikeasta ja vasemmasta jalasta. Ennen Colyerin tutkimusta mainitut tutkimukset edellisessä kappaleessa on toteutettu 4-kanavaisilla EMG-shortsilla, jotka mittasivat etureiden ja takareiden lihasryhmien aktiivisuuksia oikeasta ja vasemmasta jalasta. Kuvassa 19 on esitetty hahmotelma tutkimuksessa käytettyjen EMG-shortsien kangaselektrodien sijainneista. Elektrodien koot ovat kuvassa viitteelliset, koska elektrodien koot riippuvat vaatekoosta ja mallista (Tolvanen P., henkilökohtainen tiedonanto, 19.3.2019). Shortsien elektrodien koko

vaihtelee housujen koon mukaan. M/L koon housuissa etureiden elektrodit ovat 170mm x 28mm, takareiden 85mm x 28mm ja pakaroiden 80mm x 28mm. Maadoituselektrodit olivat kooltaan 145mm x 28mm. S-koon elektrodien pituudet ovat -5mm pienemmät. (Tolvanen P., henkilökohtainen tiedonanto, 20.8.2019.)



KUVA 19. Piirros 6-kanavaisten EMG-shortsien kangaselektrodien sijainneista jalan lihaksilla (Tolvanen P., henkilökohtainen tiedonanto, 19.3.2019).

Shortsien referenssielektrodit asettuvat pitkittäissuunnassa vasemman ja oikean reiden lateraalipuolelle tractus iliotibialis peitinkalvojen päälle (Pesola ym. 2014), bipolaariset mittauselektrodit sijaitsevat etureiden ja takareiden lihasten distaali osassa ja pakaralihaksien keskiosassa. Kuvassa 20 on nähtävissä shortsien kangaselektrodien asettelu shortsien sisäpuolella.



KUVA 20. Kuvassa on esitettyä nurinpäin käännetty shortsit takaapäin kuvattuna ja kuvassa on nähtävissä pakaroiden-, takareisien- ja maadoituselektrodien sijoittelut.

## 7.5.2 EMG-säätimet

EMG-säätimien teknologia on samaa kuin EMG-shortseissa. Tutkimuksessa käytetyt EMG-säätimet olivat 3-kanavaisia ja ne mittasivat pohjelihasten (kolmipäinen pohjelihas: kaksoiskantalihas ja leveä kantalihas) sekä säären (etummainen säärilihas) lihasryhmien aktiivisuuksia oikeasta ja vasemmasta jalasta. Kuvassa 21 on esitettyä tutkimuksessa käytettyjen EMG-säätimien kangaselektrodien sijainti. Elektrodien koot ovat kuvassa viitteelliset, koska elektrodien koot riippuvat vaatekoosta ja mallista (Tolvanen P., henkilökohtainen tiedonanto, 19.3.2019). Tutkimuksessa käytettyjen säätimien koko oli keskikokoa ja sen elektrodien mitat olivat kaksoiskantalihaksessa 95mm x 25mm, etummaisessa säärilihaksessa 65mm x 25mm ja leveässä kantalihaksessa 40mm x 25mm. Säätimen maadoituselektrodi oli kooltaan 65mm x 25mm. (Tolvanen P., henkilökohtainen tiedonanto, 20.8.2019.)



KUVA 21. Piirros 3-kanavaisten EMG-säätimien kangaselektrodien sijainneista, sekä oikealla kuva kangaselektrodeista (Tolvanen P., henkilökohtainen tiedonanto, 19.3.2019).

EMG-säätimillä mitataan jalan etupuolelta etummaiselta säärilihaksen lihaksen aktiivisuutta ja takaa kaksoiskantalihaksen (mediaali ja lateraali puolet) sekä leveän kantalihaksen lihasaktiivisuuksia. Referenssielektrodit sijoittuivat säätimissä tibia luun distaali päähän luun mediaali puolelle medialis malleoluksen lähetyville.

## 7.6 Tilastolliset menetelmät

Microsoft Office Excel 2007-ohjelmalla laskettiin mitatuille lihasaktiivisuuksille, hapenkulutuksille, sykkeille, laktaattikonsentraatioille ja antropometria mittauksille keskiarvot ja keskihajonnat sekä lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksen välille laskettiin tutkittavakohtaiset korrelaatiot. Tilastoanalyysit suoritettiin IBM SPSS Statistics 24 -ohjelmistolla (Chicago, IL, Yhdysvallat) ja tilastollisen merkitsevyyden tasoina käytettiin \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ . Tulokset esitettiin muodossa keskiarvo  $\pm$  keskihajonta.

Ensimmäisenä tuloksille suoritettiin normaalijakautuneisuuden testi SPSS ohjelmalla Explorer-toiminnolla. Analyysiä varten lihasryhmien lihasaktiivisuus sekä hapenkulutus arvot oli jaettu harrastaviin ja harrastamattomien ryhmiin. Normaalijakautuneisuus testattiin ensin lihasaktiivisuuksilta ja tämän jälkeen hapenkulutuksilta. Tuloksena saatiin, että kaikki arvot eivät olleet täysin normaalisti jakautuneita. Lihasaktiivisuuksille tehtiin logaritmiset muunnokset, joiden jälkeen normaalijakautuneisuus tarkistettiin uudelleen ja todettiin, että logaritimuunnosten jälkeen arvot olivat normaalisti jakautuneita. Tarkasteltaessa nopeuden vaikutuksia lihasaktiivisuuksiin käytettiin LN muunnettuja tuloksia analyysin herkkyyden vuoksi ei-normaalijakautuneille arvoille. Tarkasteltaessa lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksen välisiä Pearsonin korrelaatioita analyysit toteutettiin käyttämällä alkuperäisiä mittausarvoja, koska tuloksissa ei havaittu olevan merkittäviä hajontoja normaalijakautuneudesta huolimatta.

Tutkittavien lähtötietoina mitatut antropometria mittaukset sekä kenttämittausten aikana mitatut laktaatit, sykkeet ja hapenkulutukset jaettiin juoksua harrastavien ja harrastamattomien ryhmiin ja näille suoritettiin erikseen normaalijakautuneisuus testit. Tulokset todettiin normaalijakautuneiksi ja niille suoritettiin jokaiselle omat kahden riippumattoman otoksen vertailut Studentin t-testillä.

Lihasaktiivisuudet kerättiin etenemisnopeuden mukaan omiin taulukoihinsa lihasryhmittäin ja tulokset jaettiin juoksua harrastavien ja harrastamattomien tutkittavien ryhmiin. Mitatuille lihasaktiivisuuksille suoritettiin toistomittausten ANOVA, jolla tutkittiin miten lihasten aktiiv-

visuudet eroavat toisistaan eri etenemisnopeuksilla ryhmien sisällä. Samalla tutkittiin eroavatko arvot merkitsevästi toisistaan ryhmien välillä ja löydetäänkö lihasaktiivisuuksilla ja etenemisnopeudella yhdysvaikutusta.

Tutkimuksessa mitatuille lihasryhmien lihasaktiivisuuksille ja hapenkulutuksille laskettiin tutkittavakohtaiset korrelaatiot. Hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuksien yhteyksiä tutkittiin Pearsonin korrelaatiokertoimien avulla. Analyysi pohjautui Tikkasen työryhmineen (2014) käyttämään Digglen ja kumppanien (1994) määrittelemään menetelmään, missä jokaisen yksilön data voidaan määrittää muuttujaksi, kuten lasketuiksi korrelaatiokertoimeksi jolloin näille voidaan suorittaa vertailevia analyysyjä. Kertoimet laskettiin yksilötasolla erikseen kävelyn (3 nopeutta) ja juoksun (5 nopeutta) sekä kaikkien nopeuksien (8 nopeutta) aikana jokaiselle lihakselle. Korrelaatiokertoimien eroja lihasten välillä tutkittiin Friedmanin ANOVA:n avulla ja jatkotarkastelut suoritettiin Wilcoxonin testillä, miten korrelaatiokertoimet eroavat keskimäärin toisistaan. Tuloksille ei tehty Bonferroni korjausta. Ryhmien välisiä eroja korrelaatiokertoimissa tutkittiin Mann-Whitney U-testillä.

## 8 TULOKSET

Tutkittavien kuvaileville tiedoille laskettiin keskiarvot ja hajonnat sekä tilastollisesti merkitsevät erot (taulukko 2). Juoksua harrastavien ryhmässä oli 5 miestä ja 5 naista, harrastamattomien ryhmässä oli 5 miestä ja 2 naista. Ryhmät ovat iän, painon, pituuden ja luustolihasmassan osalta hyvin samanlaisia, mutta rasvamassan ja rasvaprosentin välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevät erot ryhmien välillä.

TAULUKKO 2. Tutkittavien kuvailevat tiedot.

	<u>Ikä (v)</u>	<u>Paino (kg)</u>	<u>Pituus (cm)</u>	<u>Luustolihasmassa (kg)</u>	<u>Rasvamassa (kg)</u>	<u>Rasvaprosentti (%)</u>	<u>n</u>
Harrastavat	28,2 (±3,7)	70,8 (±11,4)	177,6 (±6,4)	34,1 (±6,0)	10,2 (±4,0)	14,4 (±4,6)	10
Harrastamattomat	28,1 (±3,9)	76,0 (±14,1)	175,9 (±9,8)	33,7 (±7,4)	16,4 (±5,3)	21,6 (±5,9)	7
p - arvo <sup>a</sup>	0,976	0,411	0,665	0,907	<b>0,016*</b>	<b>0,013*</b>	

<sup>a</sup> Ryhmien väliset erot testattu t-testillä, \*  $p \leq 0,05$ .

### 8.1 Hapenkulutus, syke ja laktaattikonsentraatio

Kävelynopeuksien aikana mitatut sykkeet ja hapenkulutukset ovat esitettynä taulukossa 3. Ryhmien sykkeet eroavat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan kaikilla nopeuksilla ja harrastavien sykkeet ovat alhaisempia harrastamattomiin verrattuna. Harrastavien sykkeissä on nähtävissä suurempaa hajontaa kuin harrastamattomilla. Hajonta on kuitenkin normaalia sykevas-teen ollessa yksilöllistä koetulle kuormitukselle. Juoksua harrastavilla hapenkulutus oli ensimmäistä kävelynopeutta lukuun ottamatta pienempää. Hapenkulutuksien voidaan olettaa samansuuruisia molemmissa ryhmissä, kävelyn ollessa yleinen tapa liikkua. Viimeisellä kävelynopeudella hapenkulutuksissa on nähtävissä tilastollisesti merkitsevä ero ryhmien välillä.

TAULUKKO 3. Tutkittavien kävelynopeuksien syke- ja hapenkulutusravot.

<u>Syke (bpm)</u>	<u>1,0 m/s</u>	<u>n</u>	<u>1,3 m/s</u>	<u>n</u>	<u>1,5 m/s</u>	<u>n</u>
Harrastavat	82,8 (±16,1)	10	98,3 (±20,7)	10	103,3 (±21,1)	10
Harrastamattomat	101,5 (±7,9)	7	131,8 (±6,6)	7	135,4 (±9,5)	7
p-arvo <sup>a</sup>	<b>0,007**</b>		<b>0,001***</b>		<b>0,002**</b>	
<u>VO2 (ml/kg/min)</u>	<u>1,0 m/s</u>	<u>n</u>	<u>1,3 m/s</u>	<u>n</u>	<u>1,5 m/s</u>	<u>n</u>
Harrastavat	11,0 (±1,1)	10	13,7 (±1,4)	10	15,8 (±1,3)	10
Harrastamattomat	10,4 (±0,7)	7	14,0 (±0,9)	7	17,1 (±0,7)	7
p - arvo <sup>a</sup>	0,207		0,703		<b>0,037*</b>	

<sup>a</sup> Ryhmien väliset erot testattu t-testillä, \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

Taulukossa 4 on esitettyä juoksunopeuksien aikana mitatut tutkittavien sykkeet, hapenkulutukset ja laktaattikonsentraatiot. Juoksua harrastavien ryhmän sykkeet olivat alhaisempia ja sykkeet eroavat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan kaikilla nopeuksilla. Kuten kävelynopeuksilla myös juoksunopeuksilla harrastavien sykkeissä hajonnat ovat suurempia harrastamattomiin nähden. Laktaattimittauksista nähdään, että harrastamattomilla laktaatti konsentraatiot olivat suurempia kuin harrastavilla jokaisella juoksunopeudella ja arvot eroavat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Harrastamattomien laktaattiarvot kääntyvät nousuun 2,8 m/s kohdalla. Lepolaktaateissa ei ole tilastollisesti merkitseviä eroja ryhmien välillä. Hapenkulutuksia tarkasteltaessa huomataan, että hitaimman juoksunopeuden kohdalla ryhmien välillä on tilastollisesti merkitsevä ero. Muilla nopeuksilla hapenkulutukset eivät eroa tilastollisesti merkitsevästi toisistaan ryhmien välillä. Harrastavien hapenkulutukset osoittavat melko lineaarista kasvua kun taas harrastamattomien ryhmässä 2,8 m/s nopeuden jälkeen hapenkulutuksen kasvussa on nähtävissä tasaantumista. Kahdella viimeisellä nopeudella harrastavien hapenkulutus on suurempaa kuin juoksua harrastavilla.

TAULUKKO 4. Tutkittavien juoksunopeuksien syke-, hapenkulutus- ja laktaattiarvot.

<b>Syke (bpm)</b>	<b>2,2 m/s</b>	<b>n</b>	<b>2,5 m/s</b>	<b>n</b>	<b>2,8 m/s</b>	<b>n</b>	<b>3,1 m/s</b>	<b>n</b>	<b>3,3 m/s</b>	<b>n</b>		
Harrastavat	137,3 (±21,3)	10	147,1 (±19,7)	10	151,7 (±15,7)	10	163,2 (±15,6)	10	166,7 (±14,3)	10		
Harrastamattomat	171,3 (±17,1)	7	176,7 (±12,6)	7	182,6 (±7,2)	7	187,3 (±9,9)	7	193,2 (±10,4)	7		
p-arvo <sup>a</sup>	<b>0,003**</b>		<b>0,003**</b>		<b>0,000***</b>		<b>0,003**</b>		<b>0,001***</b>			
<b>Laktaatti (mmol/l)</b>	<b>2,2 m/s</b>	<b>n</b>	<b>2,5 m/s</b>	<b>n</b>	<b>2,8 m/s</b>	<b>n</b>	<b>3,1 m/s</b>	<b>n</b>	<b>3,3 m/s</b>	<b>n</b>	<b>Lepo</b>	<b>n</b>
Harrastavat	1,0 (±0,4)	10	1,4 (±0,6)	9	1,8 (±1,1)	10	2,7 (±1,9)	10	3,5 (±2,0)	10	1,1 (±0,4)	10
Harrastamattomat	3,7 (±1,8)	6	3,7 (±1,3)	7	6,4 (±3,0)	7	7,9 (±2,6)	5	8,8 (±2,6)	7	1,3 (±0,5)	6
p-arvo <sup>a</sup>	<b>0,007**</b>		<b>0,003**</b>		<b>0,006**</b>		<b>0,001***</b>		<b>0,000***</b>		0,405	
<b>VO2 (ml/kg/min)</b>	<b>2,2 m/s</b>	<b>n</b>	<b>2,5 m/s</b>	<b>n</b>	<b>2,8 m/s</b>	<b>n</b>	<b>3,1 m/s</b>	<b>n</b>	<b>3,3 m/s</b>	<b>n</b>		
Harrastavat	30,3 (±2,7)	10	34,1 (±2,8)	10	37,0 (±2,9)	10	41,5 (±2,6)	10	43,2 (±2,1)	10		
Harrastamattomat	33,0 (±2,2)	7	35,9 (±3,5)	7	39,6 (±2,7)	7	39,6 (±2,3)	7	42,9 (±3,0)	7		
p - arvo <sup>a</sup>	<b>0,042*</b>		0,27		0,08		0,144		0,811			

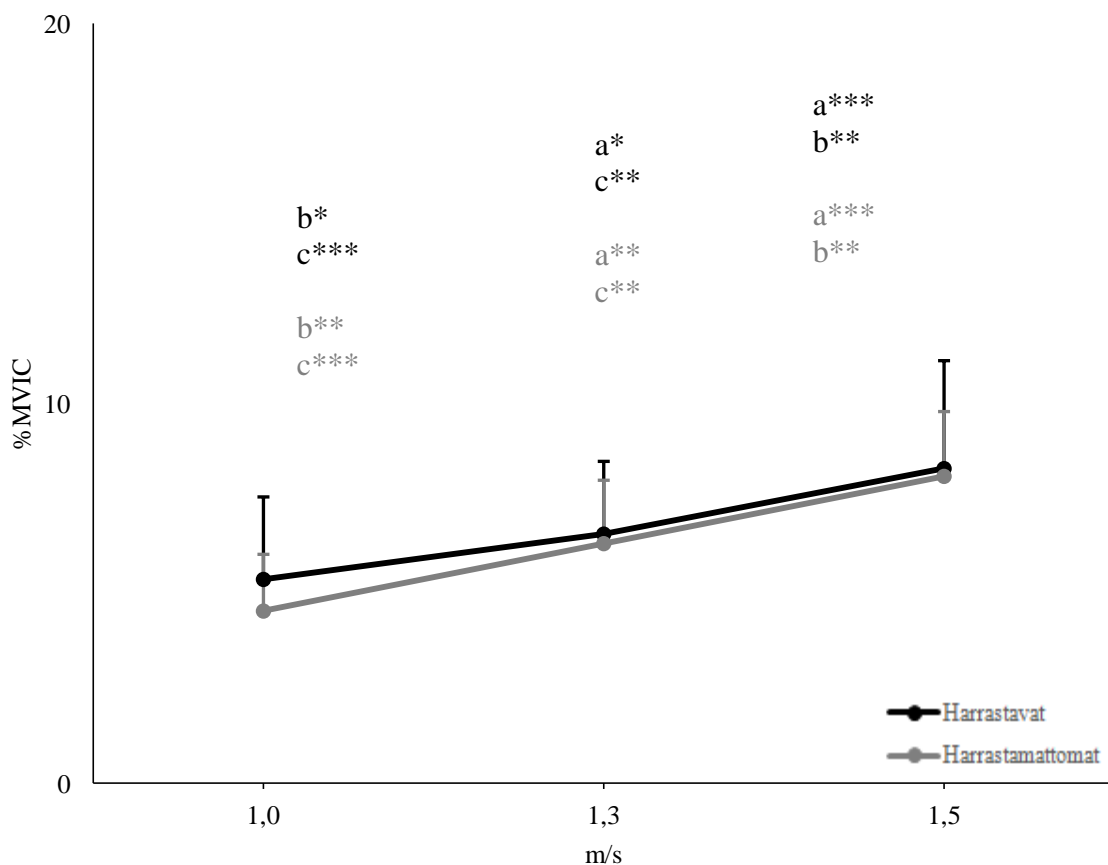
<sup>a</sup> Ryhmien väliset erot testattu t-testillä, \* p ≤ 0,05; \*\* p ≤ 0,01; \*\*\* p ≤ 0,001.

## 8.2 Lihasaktiivisuus ja etenemisnopeus

*Kävelynopeuksilla* mitatut tutkittavien molempien jalkojen yhteenlasketut lihasaktiivisuuksien keskiarvot ja hajonnat ovat esitettyä kuvissa 22–25. Liitteenä 2 on esitettyä pakara ja kaksoiskantalihasten tulokset. Etureiden lihasaktiivisuudet eroavat tilastollisesti merkitsevästi



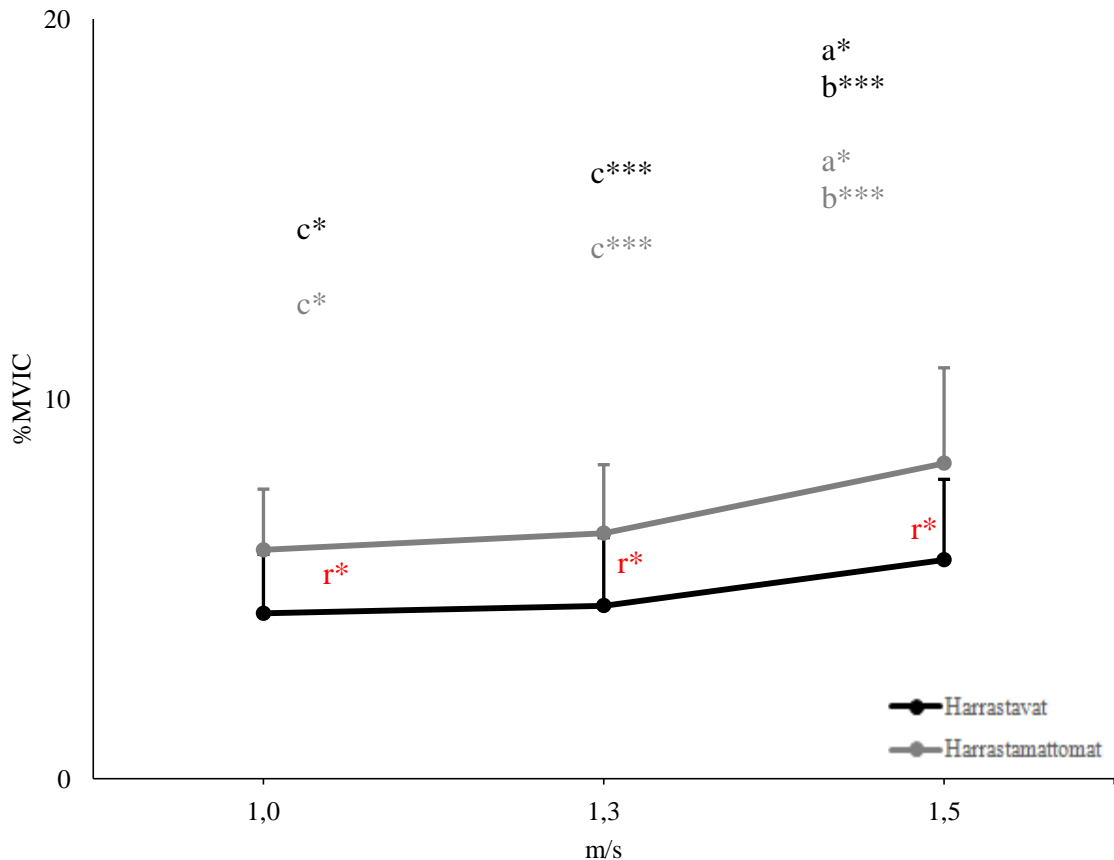
toisistaan kaikilla nopeuksilla, mutta ryhmät eivät eroa tilastollisesti merkitsevästi toisistaan (kuva 22). Lihaskäyttö kasvaa nopeuden kasvaessa molemmissa ryhmissä melko lineaarisesti.



KUVA 22. Tutkittavien etureiden lihasaktiivisuudet eri kävelynopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa kävelynopeudesta 1,0 m/s, b eroaa kävelynopeudesta 1,3 m/s, c eroaa kävelynopeudesta 1,5 m/s; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

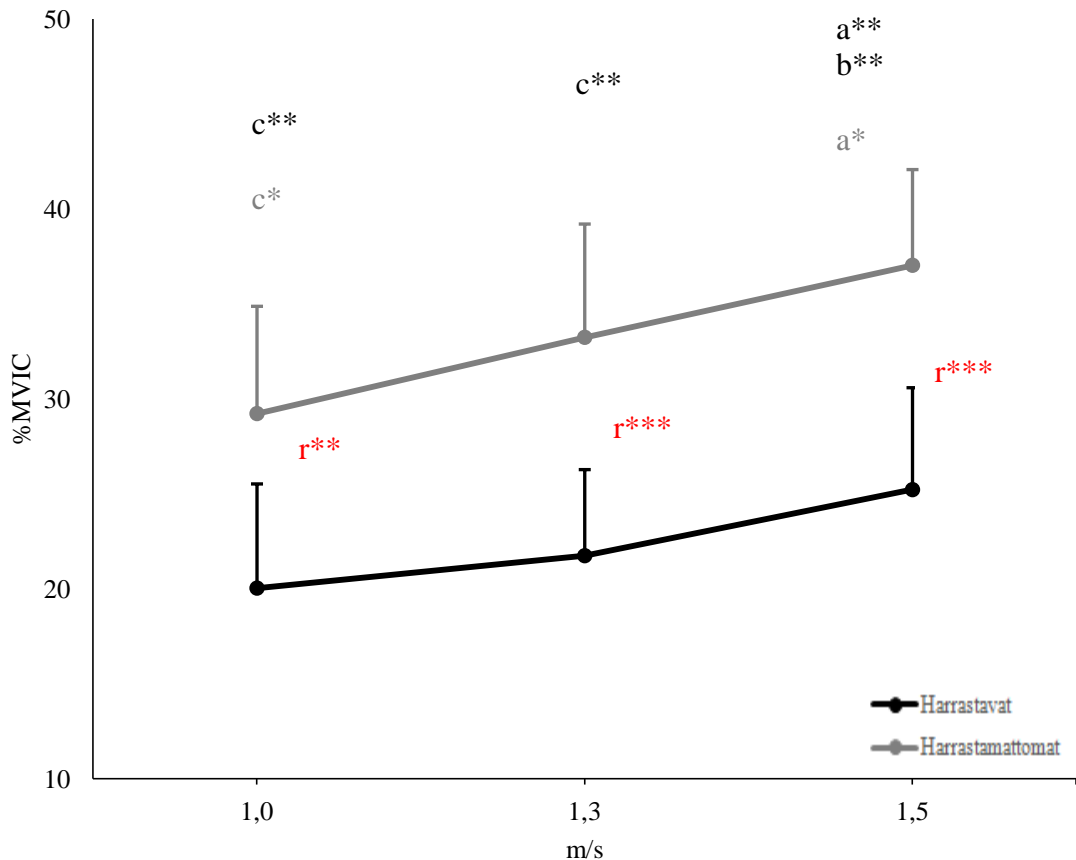
Takareiden lihasaktiivisuuksissa ensimmäinen ja toinen nopeus eroavat kolmannelta nopeudesta tilastollisesti merkitsevästi molemmissa ryhmissä (kuva 23). Ryhmät eroavat kaikilla nopeuksilla toisistaan tilastollisesti merkitsevästi ja harrastamattomien lihasaktiivisuuksien keskiarvot ovat suurempia kuin harrastavilla. Ryhmien keskihajonnat ovat samansuuruisia ja tilastollisesta merkitsevyydestä huolimatta erot ovat kuitenkin melko pieniä ryhmien välillä.



KUVA 23. Tutkittavien takareiden lihasaktiivisuudet eri kävelynopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa kävelynopeudesta 1,0 m/s, b eroaa kävelynopeudesta 1,3 m/s, c eroaa kävelynopeudesta 1,5 m/s, r ryhmien välinen ero; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*\*\*  $p \leq 0,001$ .

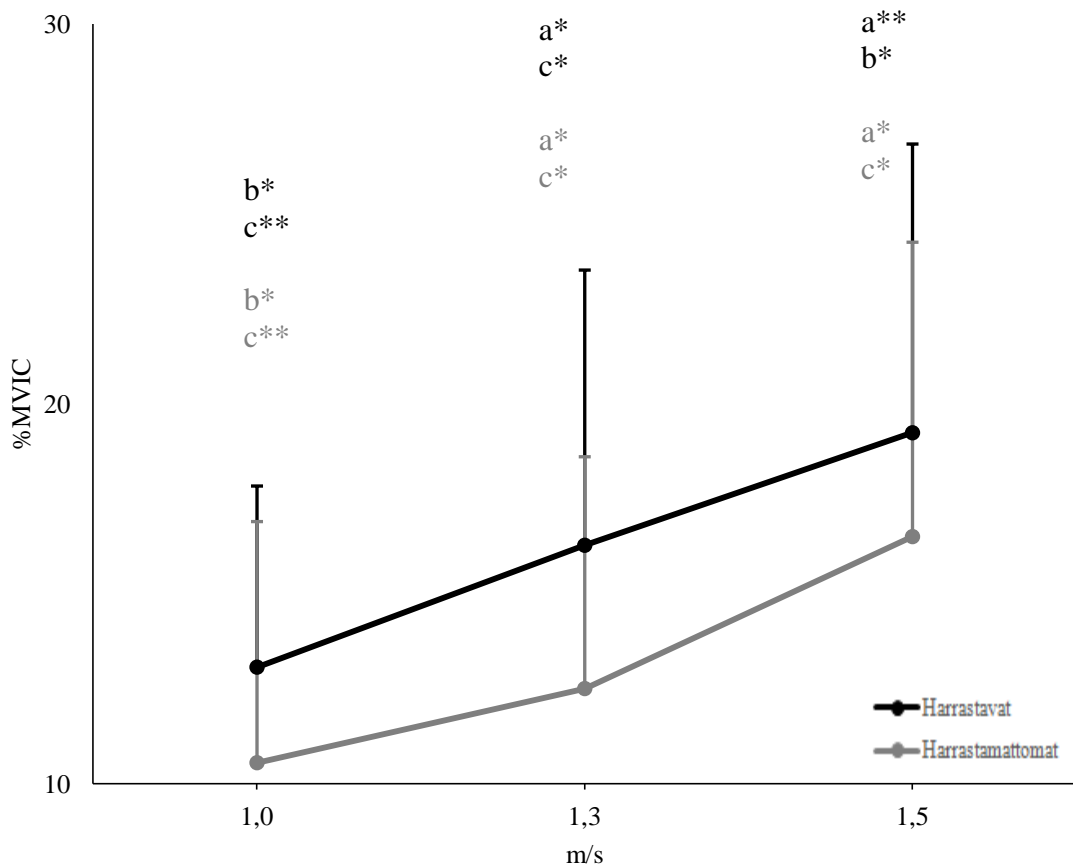
Leveän kantalihaksen kohdalla ryhmien lihasaktiivisuudet eroavat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan (kuva 24). Ryhmien sisällä harrastavien ryhmässä kävelynopeuksien välillä ensimmäinen nopeus eroaa tilastollisesti merkitsevästi kolmannesta nopeudesta kuin myös toinen nopeus kolmannesta. Harrastamattomien ryhmässä tilastollisesti merkitsevästi eroavat ensimmäinen ja kolmas kävelynopeus. Harrastamattomien ryhmän lihasaktiivisuudet ovat olleet harrastaviin nähden suurempia kaikilla nopeuksilla. Ryhmien välisen eron suuruutta tarkastella nähdään sen olevan prosentuaalisesti suurempi kuin takareiden tuloksissa nähtävissä oleva lihasaktiivisuuksien ero.



KUVA 24. Tutkittavien leveän kantalihaksen lihasaktiivisuus eri kävelynopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa kävelynopeudesta 1,0 m/s, b eroaa kävelynopeudesta 1,3 m/s, c eroaa kävelynopeudesta 1,5 m/s, r ryhmien välinen ero; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

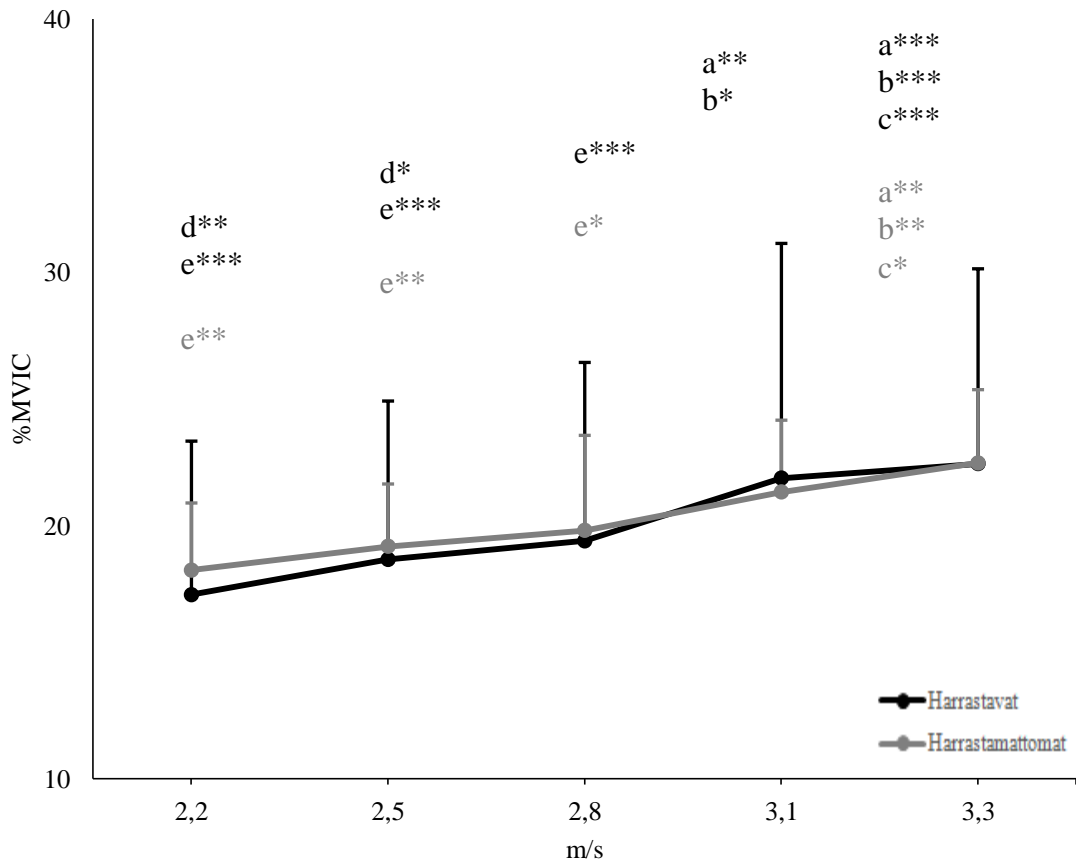
Etummaisen säärilihaksen kohdalla ryhmien välillä on nähtävissä eroa lihasaktiivuuksissa, mutta erot eivät ole tilastollisesti merkitseviä (kuva 25). Molemmissa ryhmissä lihasaktiivisuudet eroavat jokaisella kävelynopeudella toisistaan tilastollisesti merkitsevästi, mutta melko suurien hajontojen vuoksi ei ryhmien välillä ole nähtävissä tilastollisesti merkitseviä eroja. Kuvaajasta on nähtävissä, miten etummaisen säärilihaksen lihasaktiivisuudet ovat olleet juoksua harrastavien ryhmässä suurempia kuin harrastamattomilla. Ryhmien välinen ero ei ole suurta, mutta saatu tulos on poikkeava aikaisemmin tilastollisesti merkitsevästi eronneiden tulosten kanssa.



KUVA 25. Tutkittavien etummaisen säärilihaksen lihasaktiivisuus eri kävelynopeuksilla juoksu harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa kävelynopeudesta 1,0 m/s, b eroaa kävelynopeudesta 1,3 m/s, c eroaa kävelynopeudesta 1,5 m/s; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ .

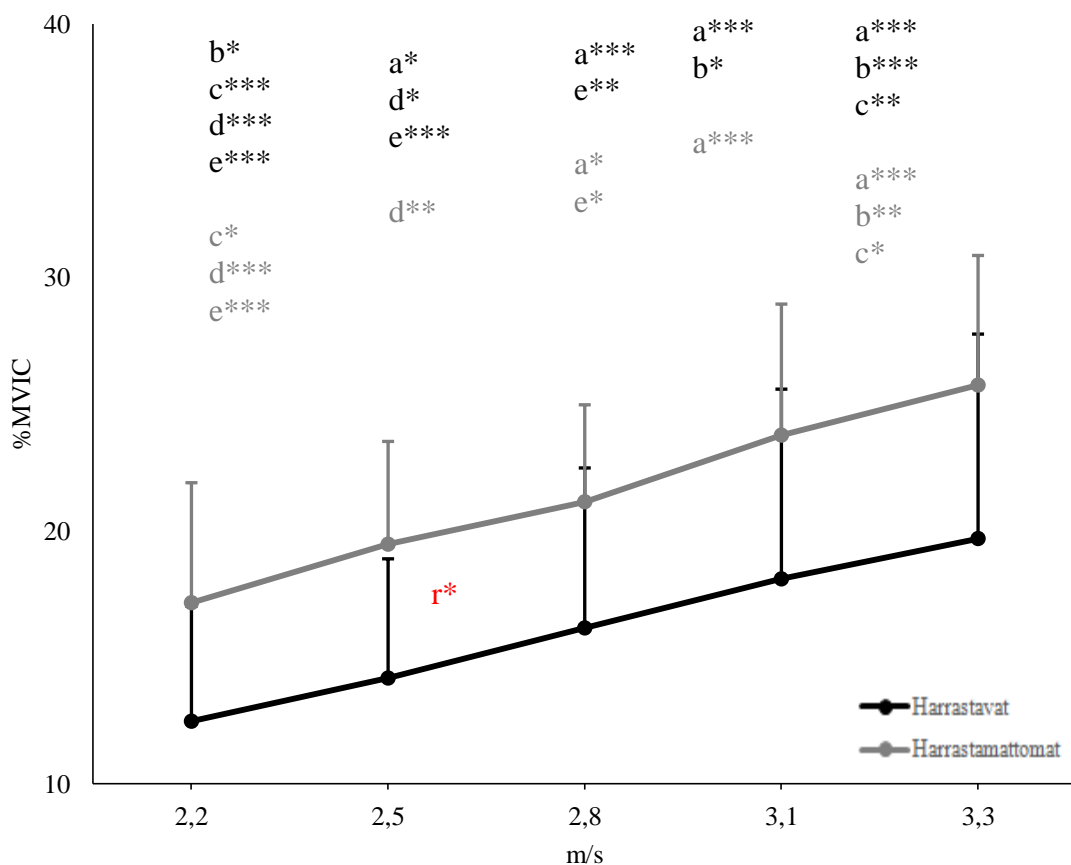
*Juoksunopeuksilla* mitatut molempien jalkojen yhteenlasketut lihasaktiiviteettien keskiarvot ja niiden hajonnat ovat esitettyinä kuvissa 26–29. Liitteenä 3 on nähtävissä pakarän ja kaksipäisen pohjelihaksen tulokset. Kuvasta 26 on nähtävissä, että etureiden lihasaktiivisuudet eivät eroa ryhmien sisällä nopeutta seuraavasta tai edeltäneestä nopeudesta, vaan tilastollisesti merkitsevät erot painottuvat hitaimman ja nopeimman juoksunopeuksien välille. Ryhmien välillä lihasaktiivisuudet ovat samansuuruisia, mutta harrastavien ryhmässä lihasaktiivisuuksien hajonnat ovat suurempia. Lihasaktiivisuuksien suuruus kasvaa nopeuden kasvaessa.



KUVA 26. Tutkittavien etureiden lihasaktiivisuus eri juoksunopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa juoksunopeudesta 2,2 m/s, b eroaa juoksunopeudesta 2,5 m/s, c eroaa juoksunopeudesta 2,8 m/s, d eroaa juoksunopeudesta 3,1 m/s, e eroaa juoksunopeudesta 3,3 m/s; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

Takareiden lihasten aktiivisuuksissa ryhmien sisällä lihasaktiivisuudet eroavat toisistaan, mutta nopeuksien välillä on havaittavissa, että harrastavien ryhmässä tilastollisesti merkitseviä eroavaisuuksia on enemmän kuin harrastamattomien ryhmässä (kuva 27). Ryhmät eroavat toisistaan, mutta ainoastaan nopeudella 2,5 m/s tilastollisesti merkitsevästi hajonnoista johtuen. Harrastamattomilla on mitattu suurempia lihasaktiivisuuksia kuin harrastavilla samalla tavoin kuin kävelynopeuksilla mitattiin takareidelle. Ryhmien välinen ero ei prosentuaalisesti kuitenkaan ole kovin suurta.

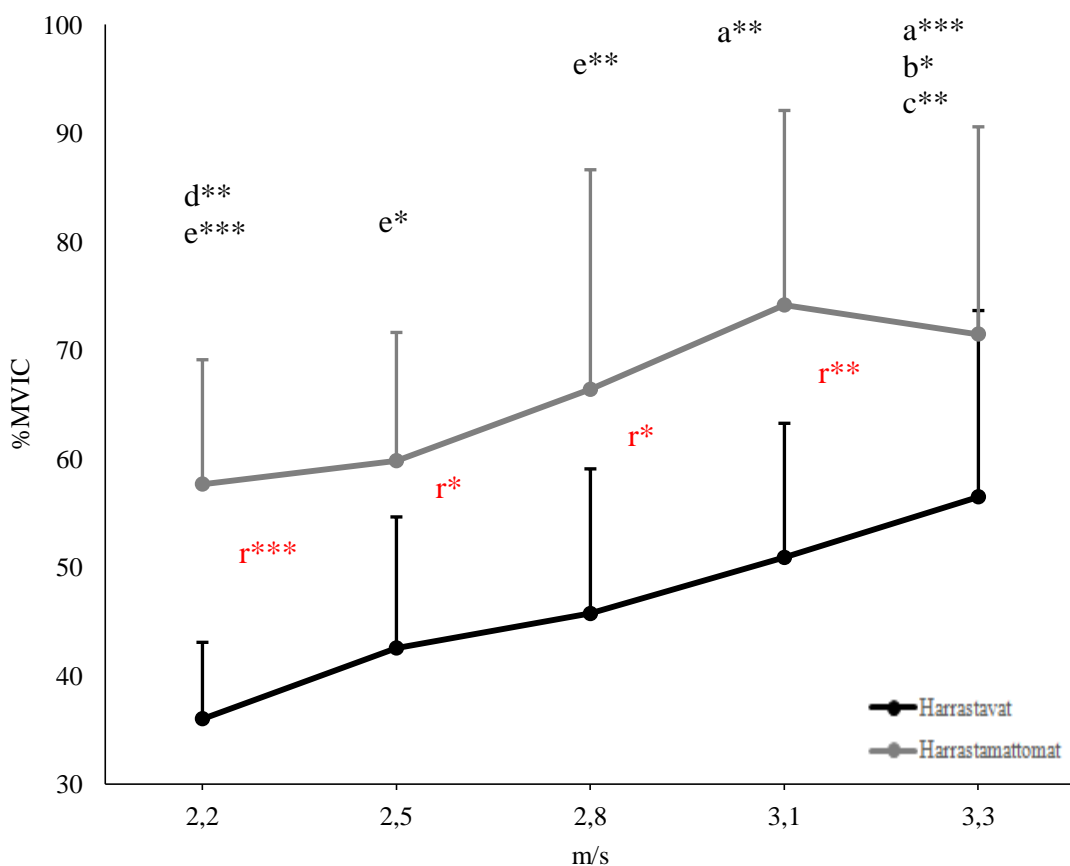


KUVA 27. Tutkittavien takareiden lihasaktiivisuus eri juoksunopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa juoksunopeudesta 2,2 m/s, b eroaa juoksunopeudesta 2,5 m/s, c eroaa juoksunopeudesta 2,8 m/s, d eroaa juoksunopeudesta 3,1 m/s, e eroaa juoksunopeudesta 3,3 m/s, r ryhmien välinen ero; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

Leveän kantalihaksen lihasaktiivisuudet kasvavat nopeuden kasvaessa molemmissa ryhmissä, mutta harrastamattomien ryhmässä viidennellä nopeudella lihasaktiivisuus kääntyy laskuun (kuva 28). Harrastamattomien ryhmässä lihasaktiivisuudessa on havaittavissa tilastollisesti merkitseviä eroja, kun taas harrastavien ryhmässä aktiivisuuksissa on eroa, mutta ne eivät ole toisiinsa nähden tilastollisesti merkitseviä. Ryhmien välillä lihasaktiivisuudet eroavat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan pois lukien viimeinen juoksunopeus, missä harrastamattomien ryhmän lihasaktiivisuus laskee edeltävään nopeuteen nähden. Harrastamattomien ryhmälle mitattiin suurempia lihasaktiivisuuksia leveässä kantalihaksessa samalla tavoin kuin

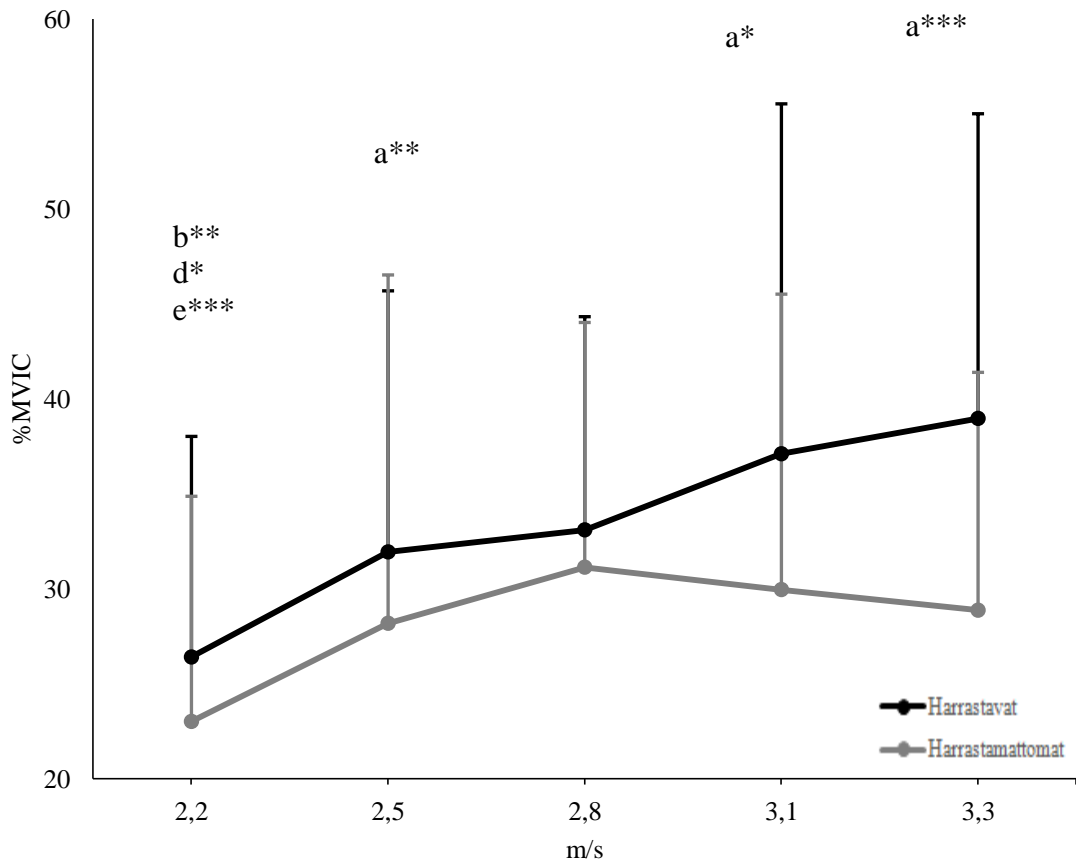
kävelynopeuksilla. Ryhmien välillä lihasaktiivisuuksien ero on suurempaa kuin kävelynopeuksilla.



KUVA 28. Tutkittavien leveän kantalihaksen lihasaktiivisuus eri juoksunopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa juoksunopeudesta 2,2 m/s, b eroaa juoksunopeudesta 2,5 m/s, c eroaa juoksunopeudesta 2,8 m/s, d eroaa juoksunopeudesta 3,1 m/s, e eroaa juoksunopeudesta 3,3 m/s, r ryhmien välinen ero; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

Etummaisen säärilihaksen lihasaktiivisuus harrastavien ryhmässä on ollut nousujohteisesta nopeuden kasvaessa, mutta hajonnat ovat olleet melko suuria (kuva 29). Harrastamattomien ryhmässä lihasaktiivisuus kääntyy laskuun kolmannen nopeuden kohdalla alentuen kohti viimeisintä nopeutta. Harrastamattomien ryhmässä hajonnat ovat suuria. Ryhmien välillä ei ole tilastollisesti merkitseviä eroja. Kävelynopeuksiin nähden lihasaktiivisuuden kasvu ei ole samalla tavalla lineaarista, mikä voi johtua säärystimen huonommasta istuvuudesta osalla tutkitavista.



KUVA 29. Tutkittavien etummaisen säärilihaksen lihasaktiivisuus eri juoksunopeuksilla juoksu harrastavilla ja harrastamattomilla.

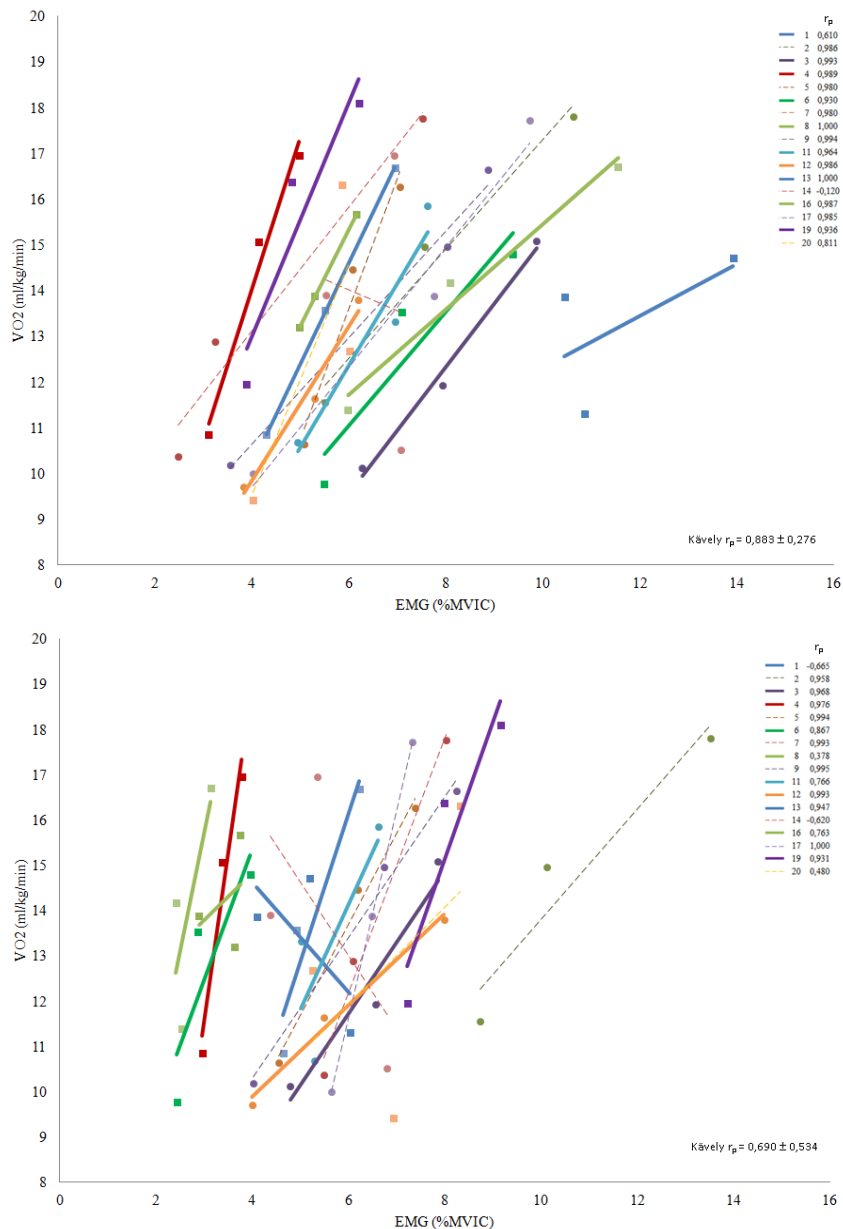
a eroaa juoksunopeudesta 2,2 m/s, b eroaa juoksunopeudesta 2,5 m/s, c eroaa juoksunopeudesta 2,8 m/s, d eroaa juoksunopeudesta 3,1 m/s, e eroaa juoksunopeudesta 3,3 m/s; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ ; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

### 8.3 Lihasaktiivisuuden ja hapenkulutuksen korrelaatiot

Juoksua harrastavien ja harrastamattomien korrelaatioita vertailtiin kävely- ja juoksunopeuksilla, mutta ryhmien väliltä ei löydetty tilastollisesti merkitseviä eroja. Kuvassa 30 on esitettyinä kuvaajina tutkittavakohtaiset kävelynopeuksien lihasaktiivisuuksille ja hapenkulutuksille määritetyt korrelaatio-suorat etureidelle ja takareidelle. Samassa yhteydessä on myös nähtävissä tutkittavakohtaiset korrelaatiokertoimet. Juoksua harrastavien korrelaatio-suorat on piirretty paksummilla viivoilla ja harrastamattomien katkoviiivoilla. Kuvaajista nähdään, että lähes kaikilla tutkittavilla korrelaatio-suorat ovat kasvavia ja korrelaatiokertoimet ovat melko vahvo-

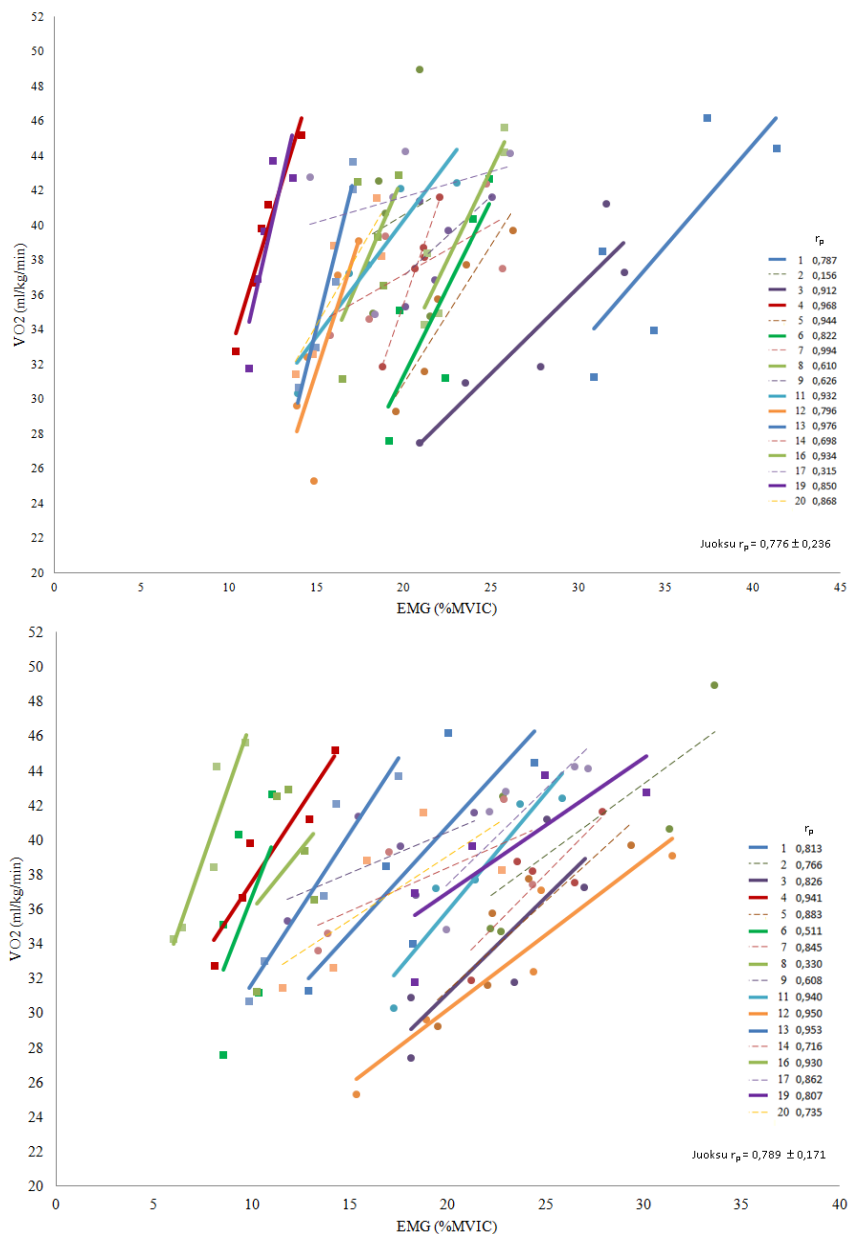


ja. Laskevat korrelaatio suorat voivat johtua EMG mittauksessa tapahtuneista mittausvirheistä tai hapenkulutuksen mittausvirheistä. On myös mahdollista, että tutkittavan yksilöllinen vaste kuormitukseen on näkynyt mittauksissa siten, että ensimmäisellä nopeudella hapenkulutus on ollut suurempaa kuin seuraavalla nopeudella, jolloin korrelaatio suora on voinut käänntyä olemaan laskevaksi. Yksilöllinen lihasaktiivisuuden vaste on voinut myös aikaan saada aluksi suurempaa lihasaktiivisuutta hitaammilla nopeuksilla.



KUVA 30. Kaikkien tutkittavien etureiden (ylempi) ja takareiden (alempi) lihasaktiivisuuksiin korrelaatiot ( $r_p$ ) hapenkulutuksen kanssa kävelynopeuksilla.

Kuvassa 31 on esitettyä kuvaajina juoksunopeuksien lihasaktivaatioille ja hapenkulutuksille määritetyt korrelaatio-suorat etureisille ja takareisille sekä tutkittavakohtaiset korrelaatiokerroimet. Juoksua harrastavien korrelaatio-suorat on piirretty paksummilla viivoilla ja harrastamattomien katkoviivoilla. Kuvaajia tarkasteltaessa nähdään etureiden korrelaation olevan pienempi kävelyn verrattuna ja takareiden korrelaatiokerroin on suurempi kuin kävellessä. Korrelaatiot ovat tutkittavilla positiivisia, kun taas kävelynopeuksilla oli nähtävissä myös negatiivisia korrelaatioita.



KUVA 31. Kaikkien tutkittavien etureiden (ylempi) ja takareiden (alempi) lihasaktiivisuuksiin korrelaatiot ( $r_p$ ) hapenkulutuksen kanssa juoksunopeuksilla.

Lihaskohtaiset korrelaatioarvot on esitetty taulukossa 5, missä korrelaatiokertoimien keskiarvot ja hajonnat esitetään kaikkien tutkittavien osalta kävely- ja juoksunopeuksilla sekä kaikilla juoksunopeuksilla laskettuna. Analyysit ja tulokset esitetään kaikkien tutkittavien yhteisinä tuloksina, koska ryhmien väliltä ei löydetty tilastollisesti merkitseviä eroja.

TAULUKKO 5. Lihaskohtaiset korrelaatioiden keskiarvot ja niiden hajonnat kävely-, juoksu- ja kaikilla etenemisnopeuksilla (n = 17).

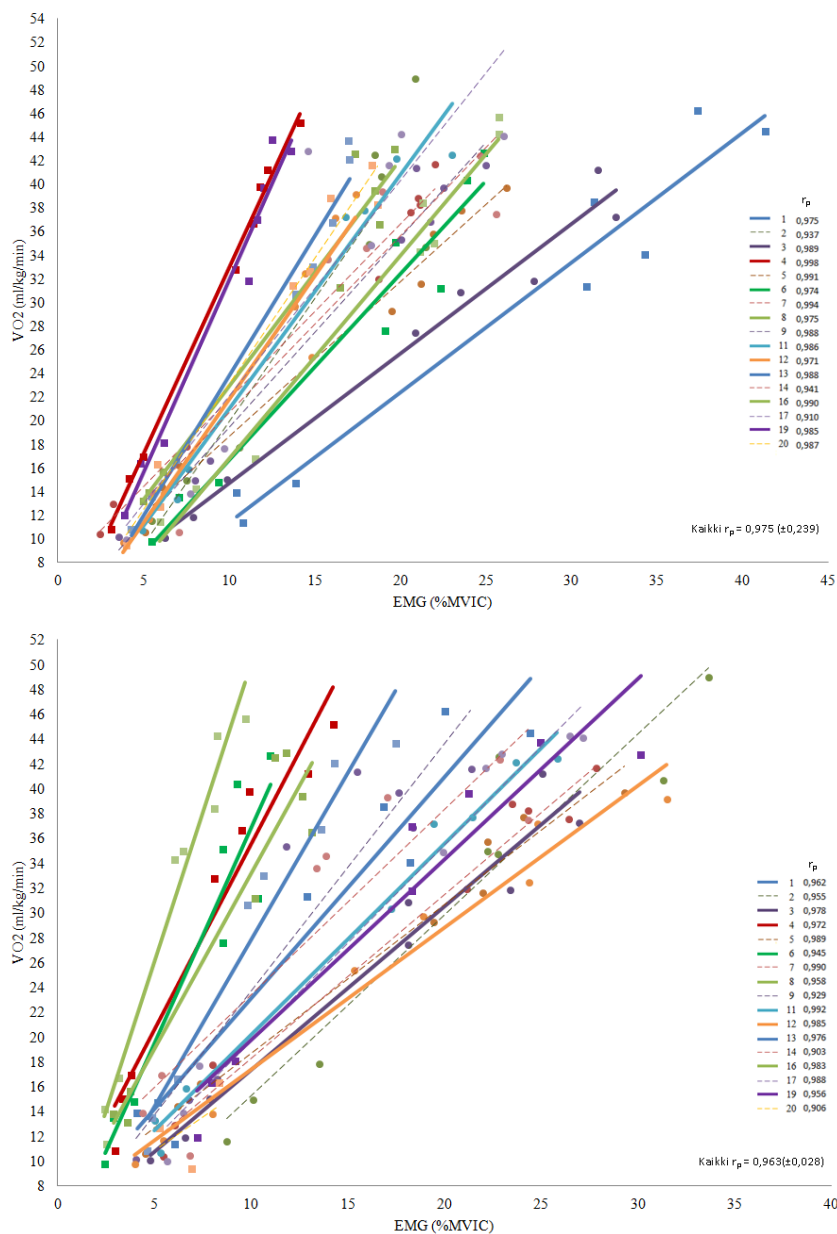
	Etureisi	Takareisi	Pakara	Kaksois-kantalihas	Leveä kantalihas	Etummainen sääri-lihas
<b>Kävely<sub>rp</sub></b>	0,883 (±0,276)	0,690 (±0,534)	0,454 (±0,670)	0,779 (±0,228)	0,662 (±0,614)	0,914 (±0,192)
<b>Juoksu<sub>rp</sub></b>	0,776 (±0,236)	0,789 (±0,171)	0,788 (±0,197)	0,558 (±0,421)	0,678 (±0,310)	0,621 (±0,388)
<b>Kaikki<sub>rp</sub></b>	0,975 (±0,239)	0,963 (±0,028)	0,946 (±0,054)	0,889 (±0,194)	0,933 (±0,047)	0,901 (±0,104)

*Korrelaatiot kävelynopeuksilla.* Lihasuryhmittäin lasketuille korrelaatioille suoritetun analyysin tuloksena saatiin, että kävelynopeuksilla korrelaatiokertoimien välillä yhteydet eroavat merkitsevästi ( $p=0,014$ ) toisistaan. Tutkittaessa tarkemmin, miten lasketut korrelaatiot eroavat toisistaan saatiin tuloksiksi, että etureiden lihaksen korrelaatio ( $0,883\pm0,276$ ) eroaa takareiden korrelaatiosta ( $0,690\pm0,534$ ;  $p=0,010$ ) kuin myös pakaroiden korrelaatiosta ( $0,454\pm0,670$ ;  $p=0,004$ ). Etummaisen sääri-lihaksen korrelaatio ( $0,914\pm0,192$ ) ja pakaroiden korrelaatio ( $0,454\pm0,670$ ;  $p=0,005$ ) erosi toisistaan kuin myös kaksoiskantalihaksen korrelaatiosta ( $0,779\pm0,228$ ;  $p=0,044$ ).

*Korrelaatiot juoksunopeuksilla.* Lihasuryhmittäin lasketuille korrelaatioille suoritetun analyysin tuloksena saatiin, että juoksunopeuksille laskettujen korrelaatioiden väliset yhteydet eivät eroa merkitsevästi toisistaan. Tutkittaessa tarkemmin, miten lasketut korrelaatiot eroavat toisistaan saatiin tuloksiksi, että takareiden korrelaatio ( $0,789\pm0,171$ ) ja kaksoiskantalihaksen korrelaatio ( $0,558\pm0,421$ ;  $p=0,011$ ) erosi toisistaan. Tämän lisäksi pakaroiden korrelaatio ( $0,788\pm0,197$ ) ja kaksoiskantalihaksen korrelaatio ( $0,558\pm0,421$ ;  $p=0,035$ ) erosi toisistaan.

*Korrelaatiot kävely- ja juoksunopeuksilla.* Ryhmien välisiä korrelaatioiden eroja tutkittiin kaikilla etenemisnopeuksilla, mutta tilastollisesti merkitseviä eroja harrastavien ja harrastamattomien väliltä ei löydetty. Kuvassa 32 on esitettyä kuvaajina tutkittavakohtaiset etene-

misnopeuksien ja hapenkulutuksen arvoilla määritetyt korrelaatio-suorat etureisille ja takareisille sekä tutkittavakohtaiset korrelaatiokertoimet. Kuvaajia tarkastellessa nähdään korrelaatioiden olevan suuria ja kaikilla tutkittavilla positiivisia.



Kuva 32. Kaikkien tutkittavien etureiden (ylempi) ja takareiden (alempi) lihasaktiivisuuksien korrelaatiot ( $r_p$ ) hapenkulutuksen kanssa kaikilla eri etenemisnopeuksilla.

Lihaskäytävien ja hapenkulutusten välillä lasketuille korrelaatioille suoritetun analyysin tuloksena saatiin, että kaikilla etenemisnopeuksilla laskettujen korrelaatioiden välillä yhteydet

eroavat tilastollisesti merkitsevästi ( $p=0,000$ ) toisistaan. Tutkittaessa miten lasketut korrelaatiot eroavat toisistaan saatiin tuloksina, että etureiden lihaksen korrelaatio ( $0,975\pm 0,239$ ) eroaa pakaran korrelaatiosta ( $0,946\pm 0,054$ ;  $p=0,013$ ), kaksoiskantalihaksen korrelaatiosta ( $0,889\pm 0,194$ ;  $p=0,017$ ), leveän kantalihaksen korrelaatiosta ( $0,933\pm 0,047$ ;  $p=0,002$ ) sekä etummaisen säärilihaksen korrelaatiosta ( $0,901\pm 0,104$ ;  $p=0,006$ ). Takareiden korrelaatio ( $0,963\pm 0,028$ ) eroaa kaksoiskantalihaksen korrelaatiosta ( $0,889\pm 0,194$ ;  $p=0,006$ ), leveän kantalihaksen korrelaatiosta ( $0,933\pm 0,047$ ;  $p=0,028$ ) sekä etummaisen säärilihaksen korrelaatiosta ( $0,901\pm 0,104$ ;  $p=0,010$ ).

### **Korrelaatioiden yhteenveto**

Lasketuilla korrelaatioilla voidaan todeta, että etureisi ja etummaisen säärilihaksen korrelaatiot olivat lihaksista tilastollisesti merkitsevät kävelynopeuden lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksen välillä. Juoksunopeuksien korrelaatioista havaittiin, että takareiden ja pakaran korrelaatiot olivat tilastollisesti merkitsevät lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksen välillä. Kaikilla etenemisnopeuksilla lasketuilla korrelaatioilla nähdään, että etureiden ja takareiden korrelaatiot ovat tilastollisesti merkitsevät lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksen välillä.

## 9 POHDINTA

Tutkimuksen tavoitteena oli tutkia alaraajojen lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien eroja sekä näiden muuttujien välisiä yhteyksiä juoksua harrastavien ja harrastamattomien välillä. Tämän lisäksi tutkittiin aineenvaihdunnallisten muuttujien eroja ryhmien välillä. Tutkimus on ensimmäisiä raportteja, missä älyvaatteilla on mitattu lihasaktiivisuuksia useammilla eri kävely- ja juoksunopeuksilla yhdistettynä hapenkulutusmittauksiin. Tutkimuksen päätuloksina saatiin, että harrastavien ja harrastamattomien välillä takareiden (kaikilla kävely- ja yhdellä juoksunopeudella) sekä leveän kantalihaksen (kaikilla kävely- ja neljällä juoksunopeudella) lihasaktiivisuudet erosivat ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevästi. Lihasaktiivisuudet kasvoivat nopeuden kasvaessa muodostaen tilastollisesti merkitseviä eroja eri nopeuksien välillä. Mitatut sykkeet ja laktaatit erosivat ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevästi kaikilla kävely- ja juoksunopeuksilla arvojen ollessa juoksua harrastavilla alhaisempia. Ryhmien välillä hapenkulutukset eivät eronneet tilastollisesti merkitsevästi kaikilla etenemisnopeuksilla, vaan erot syntyivät viimeisellä kävely- ja ensimmäisellä juoksunopeudella. Viimeisellä kävelynopeudella hapenkulutus oli alhaisempaa juoksua harrastavilla, mutta suurempaa viimeisellä juoksunopeudella. Lihasaktivaatioiden ja hapenkulutuksien välille lasketuissa korrelaatioissa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja ryhmien välillä. Tutkimalla kaikkien tutkittavien korrelaatioita havaittiin, että kävelynopeuksilla etureiden ja etummaisen säärilihaksen sekä juoksunopeuksilla takareiden ja pakarän lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien välillä löydettiin tilastollisesti merkitsevät yhteydet. Kävely- ja juoksunopeudet yhdistämällä etureiden ja takareiden lihasaktivaatioiden ja hapenkulutuksien välillä löydettiin tilastollisesti merkitsevät yhteydet.

### 9.1 Tulosten analysointi

Tutkimustulokset eivät tukeneet hypoteesia siitä, että ryhmien välillä juoksua harrastavien lihasaktiivisuudet olisivat aina alhaisempia ja että tämä korostuisi juoksunopeuksilla paremman jalkajousen hyödyntämisen ansiosta. Aikaisempien tutkimuksien mukaan lihasaktiivisuus ei kasva askelsyklin jokaisella hetkellä nopeuden kasvaessa (Hof ym. 2002), vaan kasvu näkyy lihasten esiaktiivisuuden nousuna ja kontaktihetken muutoksina (Kyröläinen ym. 1999).

Lihaskäyttöä kuvaavia tarkasteltaessa nähdään lihaskäytön kasvavan nopeuden kasvaessa, mikä on aikaisempien tutkimusten mukaista (mm. Bigland-Ritchie ym. 1974; Kyröläinen ym. 2004) sekä hypoteesin mukaista. Nopeuksien välillä lihaskäytöt eivät aina kuitenkaan eronneet tilastollisesti merkittävästi tutkittavien yksilöllisten lihaskäytön aikaansaamasta hajonnasta johtuen. Tuloksista nähdään takareiden ja leveän kantalihaksen lihaskäytön eroavan niin kävely- kuin juoksuopeuksilla tilastollisesti merkittävästi ryhmien välillä. Ryhmien väliset erot ovat kuitenkin melko pieniä, mutta tilastollisesti merkittäviä. Vaikka tässä tutkimuksessa kontaktiaikojen ei määritetty tulokset antavat viitteitä siitä, että tutkimuksessa ryhmien välillä tilastollisesti merkittävästi eroavat lihaskäytöt ovat lihaksia, jotka ovat tärkeässä roolissa tukijalan kontaktin yhteydessä kävelyssä ja juoksussa. (Sandström ym. 2011, 298–308; Wall-Scheffler ym. 2010; Neptune ym. 2008; Gottschall ym. 2005; Trew ym. 2005, 183; Vaughan ym. 1999, 54–55.) Juoksua harrastavilla voidaan ajatella liiketekniikoiden olevan kehittyneempiä, joka voi näkyä taloudellisempina lihastyöskentelyn strategioina kuin harrastamattomilla (Kyröläinen ym. 2001; Tikkanen ym. 2012) ja mahdollisesti tämä voi selittää ryhmien välisiä eroja. Ero voi mahdollisesti johtua harrastamattomien heikommasta jalkajouskäytöstä tukijalan kontaktivaiheessa. Lihasten välinen synergia voi olla heikompaa ja liikeradan synnyttämiseen tarvitaan enemmän voimaa ja siten lihaskäyttöä. Liike saatetaan toteuttaa epätaloudellisemmin jolloin lihas joutuu työskentelemään ei-optimaalisesti (Kyröläinen ym. 2001). Harrastamattomilla tukivaiheen alussa jalan stabilointi voi olla motorisesti karkeampaa. Takareisi joutuu työskentelemään jalan heilahdusta vastaan jarruttaen sekä stabiloiden polvea enemmän kontaktin aikana. Mahdollisesti harrastavilla on voinut olla kehittyneempi lonkka-, polvi- ja nilkkanivelten hallinta (Kyröläinen ym. 1999), mikä voisi muuttaa jalan alastulokulmaa kontakti hetkellä, joka vuorostaan muuttaa lihasten aktivaatiomalleja alaraajoissa. Kävellessä ja juostessa eteenpäin vievää voimaa tuottaa leveä kantalihas ponnistusvaiheessa, mutta liikkeen suorittamiseen osallistuu myös kaksoiskantalihas (Trew ym. 2005, 183; Sasaki ym. 2006). Etummaisesta säärilihaksen lihaskäyttö oli kaikilla nopeuksilla aina suurempaa harrastavien ryhmässä, mutta ero ei ollut tilastollisesti merkittävä. Tämä kuitenkin antaa viitteitä, että harrastavilla aktiivisuus on ollut suurempaa tässä lihaksessa kuin harrastamattomilla. Etummaisella säärilihaksella on tärkeä rooli sen tukeessa nilkkaa kontaktivaiheessa. (Sandström ym. 2011, 298–308; Wall-Scheffler ym. 2010; Neptune ym. 2008; Gottschall ym. 2005; Trew ym. 2005, 183; Vaughan ym. 1999, 54–55.) Juoksua harrastavilla on voinut kestävyysharjoit-

telun kautta kehittyä tarkempi kävely- ja juoksusyklin motorinen hallinta, mikä selittäisi edellä mainittujen lihasten tilastollisesti merkitseviä pienempiä lihasaktiivisuuksia juoksua harrastavilla. Juoksua harrastavilla voidaan ajatella liike-energian varastoitumisen akillesjänteeseen olevan tehokkaampaa suuremman etummaisesta säärilihaksen aktivaation ja paremman nilkan hallinnan / jäykkyyden ansiosta. Kulmala tutkimusryhmänsä kanssa (2016) havaitsi, että nilkkaa ojentavat lihakset työskentelevät suhteellisesti enemmän polven ojentaviin lihaksiin nähden etenemistavasta riippumatta. Lihasaktiivisuudet eivät eronneet ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevästi etureiden, pakarän, kaksoiskantalihaksen ja etummaisesta säärilihaksen osalta. Etureiden, pakarän sekä kaksoiskantalihaksen tehtävinä kontaktivaiheessa on stabiloida jalan liikettä (Sandström ym. 2011, 298–308; Wall-Scheffler ym. 2010; Neptune ym. 2008; Gottschall ym. 2005; Trew ym. 2005, 183; Vaughan ym. 1999, 54–55.), mikä voi selittää lihasaktiivisuuksien samanlaisuutta tässä tutkimuksessa. Kävellessä etureisi osallistuu myös eteenpäin vievän liikkeen voiman tuottoon (Neptune ym. 2008), mutta tällä lihaksella ei nähty tilastollisesti merkitseviä eroja ryhmien välillä kummallakaan etenemistavalla.

Tarkasteltaessa lihasten lihasaktiivisuuksilla ja hapenkulutuksilla laskettuja korrelaatioita nähdään, että juoksunopeuksilla tilastollisesti merkitsevät yhteydet ovat hypoteesin mukaisia lihasten ollessa isoimpia alaraajojen lihaksia. Ryhmät eivät kuitenkaan eronneet toisistaan, eli ryhmien välillä lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksen yhteyksien välillä ei havaittu eroja. Kävelynopeuksilla etureiden ja etummaisesta säärilihaksen korrelaatiot erosivat tilastollisesti merkitsevästi muiden lihasten korrelaatioista parivertailuanalyysien tuloksena. Korrelaatioiden vahvuudet olivat myös näissä lihaksissa suuria muihin lihaksiin verrattuna. Juoksunopeuksilla takareiden ja pakarän lihaksien korrelaatiot erosivat tilastollisesti merkitsevästi muiden lihasten korrelaatioista parivertailuanalyysien tuloksena. Kun kävely- ja juoksunopeudet yhdistettiin etureiden ja takareiden lihaksien korrelaatiot erosivat tilastollisesti merkitsevästi muiden lihasten korrelaatioista parivertailuanalyysien tuloksena. Korrelaatioiden vahvuudet olivat suuria kaikilla lihaksilla kun laskelmat tehtiin kaikilla tutkimuksen etenemisnopeuksilla. Polvea ojentavat ja koukistavat lihakset ovat kooltaan suurimpia, niissä kulkee eniten verta kehon muihin lihaksiin verrattuna ja lihakset tarvitsevat paljon happea (Saltin ym. 1998). Korrelaatioita laskettaessa muutamilla tutkittavilla saatiin negatiivisia korrelaatioita, mutta pääosin yhteydet olivat positiivisia. Luonnollisesti myös muut lihakset kuin tutkimuksessa mitatut lihakset osallistuvat liikkeiden suorittamiseen ja vaikuttavat hapenkulutukseen. Tikkanen



työryhmänsä kanssa (2004) tutki EMG-shortsien luotettavuutta energiankulutuksen määrittelyyn lihasaktiivisuuden avulla ja heidän mukaan mittaamattomien lihasten vaikutuksen voidaan ajatella olevan pieni, jos lihasaktiivisuus mittaamattomissa lihaksissa jää alle mitattujen lihasten. Vastaavaa tulkintaa voidaan hyödyntää myös hapenkulutukseen sen heijastaessa energiankulutusta. Muissa tutkimuksissa energiankulutuksen ja lihasaktiivisuuden välillä on havaittu lineaarista yhteyttä vakio kuormitusten aikana, joka myös selittää hapenkulutuksen ja lihaskasaktiivisuuden välisiä yhteyksiä. (Bigland-Ritchie ym. 1974; Shinohara ym. 1992; Kyröläinen ym. 2001; Kyröläinen ym. 2003.)

Sykkeet ja laktaattikonsentraatiot olivat alhaisempia juoksuja harrastavilla ja nämä tulokset erosivat tilastollisesti merkitsevästi toisistaan hypoteesin mukaisesti. Tulokset tukevat oletusta juoksua harrastavien ryhmän paremmasta kuntotasosta. Hapenkulutukset eivät vastanneet hypoteesia. Hapenkulutus erosi ryhmien välillä viimeisellä kävelynopeudella sekä viimeisellä juoksunopeudella tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Harrastavien ryhmän hapenkulutus oli alhaisempaa kahdella viimeisellä kävelynopeudella sekä kolmella ensimmäisellä juoksunopeudella. Kahdella viimeisellä juoksukuormalla harrastavien ryhmän hapenkulutus oli suurempaa kuin harrastamattomilla. Hapenkulutuksia tarkastellessa nähdään, miten juoksua harrastavilla ensimmäisestä kävelynopeudesta aina viimeiseen juoksunopeuteen hapenkulutus kasvoi melko lineaarisesti. Harrastamattomilla kolmen viimeisen juoksunopeuden kohdalla hapenkulutuksessa on nähtävissä hapenkulutuksen tasaantumista, mutta vielä kahden viimeisen hapenkulutuksen välillä on nähtävissä pientä kasvua. Sykkeitä vertailtaessa ja ryhmien laskennallisia maksimisykkeitä ( $HR_{max} = 220 - ikä (v.)$ ) arvioitaessa on viimeisellä kuormalla harrastamattomien sykkeet lähellä laskennallista maksimisykettä. Tästä päätellen voidaan ajatella harrastamattomille viimeisimpien juoksukuormien kohdalla suorituksen olleen anaerobista, mitä myös laktaattitulokset mukailevat. Kuormituksen jälkeisen lepotauon aikaisia hapenkulutusta tutkimalla olisi ollut mahdollista tarkastella happivajeen suuruuksia harrastamattomilla ja verrata tuloksia harrastaviin. Tuloksia tarkastellessa näyttää siltä, että juoksua harrastavat pystyivät tuottamaan kuormituksen tarvitseman energian aerobisesti ja tämä näkyy harrastavien ryhmän suurempana hapenkulutuksena viimeisillä kuormilla ilman laktaattikonsentraation merkittävää kasvua. Tarkasteltaessa laktaattikonsentraatioita nähdään ryhmien välillä tilastollisesti merkitsevät erot kaikilla juoksunopeuksilla. Laktaattiarvot olivat juoksua harrastamattomilla ensimmäisestä juoksunopeudesta lähtien koholla ja arvossa tapahtui selkeä

nousu nopeuden kasvettua. Juoksua harrastavien ryhmässä laktaattiarvot olivat alhaisia, mutta viimeisellä nopeudella havaittiin myös harrastavien ryhmässä hieman suurempaa laktaatin kertymistä. Harrastamattomien suuremmat laktaattiarvot ovat myös mahdollistaneet harrastamattomille laktaatin suuremman hyödyntämisen energiantuotannossa. Mahdollisesti juoksua harrastamattomille on juoksujen kuormitus ollut anaerobista ja steadystate vaihe on jäänyt saavuttamatta kuormituksen aikana. Hapenkulutusarvot valittiin tasaisimman nopeuden suoralta siten, että kuormituksen alusta olisi kulunut > 2 minuuttia, kun taas laktaatin on otettu kuormituksen lopuksi kokonaiskuormituksen keston ollessa 5 minuuttia. Ryhmät kuvailevien tietojen perusteella erosivat tilastollisesti merkitsevästi rasvamassan sekä rasvaprosentin osalta. Antropometristen muuttujien kuten painon, raajojen pituuden ja rasvaprosentin tiedetään vaikuttavan taloudellisuuteen (Saunders ym. 2004). Tutkimuksessa ei otettu huomioon sukupuolen vaikutusta saatuihin tuloksiin. Juoksua harrastavien ryhmässä molempaa sukupuolta oli yhtä paljon, kun taas harrastamattomien ryhmässä miehiä oli suhteessa enemmän (5 miestä ja 2 naista). Suurimmat erot sukupuolien välillä on naisten pienempi fyysinen koko, pienempi rasvaton massa sekä suurempi suhteellinen ja absoluuttinen rasvamassan määrä (Kenney ym. 2012, 494). Naisilla on noin 75 % pienempi VO<sub>2</sub>max, mutta suhteutettuna kokoon ja painoon ero miehiin verrattuna pienenee (Rivera-Brown ym. 2012).

## **9.2 Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet**

Tutkimuksen vahvuuksina ovat mittausprotokollan huolellinen suunnittelu sekä protokollan eri osien vaiheittain suoritettavat pilotoinnit. Tutkimuksessa panostettiin mittauskertojen yhteneväisyyteen perehdyttämällä tutkimusryhmän jäsenet tarkasti protokollan kulkuun. Tutkimuksen heikkoutena on vähäinen tutkittavien määrä sekä EMG mittauksissa käytössä ollut yksi säärystin koko. Tutkimuksen aikana hengityskaasuanalysaattorin kanssa oli ajoittain ongelmia, mutta huolellisella kalibroinnilla mittausvirheen mahdollisuutta pyrittiin vähentämään ohjelmistoon liittyvien ongelmien korjaantumisen jälkeen. Tutkimuksessa käytettiin myös uutta mittalaitetta, jonka mittaustuloksien validiteettia ja reliabiliteettia tutkittiin osana koko tutkimusprojektia. Uuden mittalaitteen käyttö voi siten aiheuttaa mittaustuloksiin epätarkkuutta.

Älyvaatteilla mitattuihin lihasaktiivisuuksiin vaikuttaa erityisesti vaatteiden istuvuus ja sitä kautta elektrodien mahdollisimman hyvä paikallaan pysyminen. Tutkimuksessa ei määritetty ihonjohtavuutta mittaamalla, vaan hyvä johtavuus pyrittiin saavuttamaan käyttämällä kosteusvoidetta sekä kostutettuja elektrodeja. Johtavuuden mittaaminen olisi tuonut lisävarmuutta yhteneväisestä johtuvuudesta kaikilla tutkittavilla. Säätymistä tutkimuksessa oli vain yhtä kokoa. Tämä osaltaan vaikuttaa säären ja pohkeen lihasten mittaustulosten luotettavuuteen. On mahdollista, että säätymis on päässyt liikkumaan osalla tutkittavista enemmän kuin toisilla ja tällöin mittaustuloksissa voi olla mittavirhettä ei haluttujen lihasten ylikuulumisesta johtuen. Esimerkiksi kaksoiskantalihaksen elektrodeilla mitattu aktiivisuus on voinutkin tulla osin leveän kantalihaksen alueelta tai toisinpäin. Lihasaktiivisuuksiin on kenkämällillä vaikutusta (Murley ym. 2009), jota tässä tutkimuksessa ei vakioitu. Tutkittavien askellustyyliä ei tutkittu, mutta sen tiedetään vaikuttavan tukivaiheen alussa juoksijaan kohdistuvien reaktiivoimien suuruuteen (Lieberman 2012) ja siten lihasaktiivisuusmalleihin. MVIC suoritusten yhteydessä tarkempi nivelkulmien vakioiminen olisi voinut tuoda tarkempia tuloksia nivelkulman vaikuttaessa voimantuottoon. Isometrinen lihastyön suorittaminen on voinut olla osalle tutkittavista uutta, jolloin mahdollisesti parasta tahdonalaista isometristä supistusta ei saatu ennen mittausta suoritetuista harjoitteluista huolimatta. Normalisoinnin vaikutukset pitää ottaa huomioon havaituissa tilastollisesti merkitsevissä lihasaktiivisuus eroissa, koska löydettyihin eroihin voi vaikuttaa myös se, miten hyvin normalisointi isometrisesti on onnistunut. Etenemisnopeuksien randomisoinnilla ja tauottamisella pyrittiin vähentämään kuormituksen nousujohteisuutta ja mahdollisen väsymyksen vaikutuksia mittaustuloksissa. Laktaatti tulosten kannalta 5 minuutin juoksukuorman on voinut olla liian pitkä aika juoksua harrastamattomille tai kuormituksia on ollut heille liikaa. Kuormituksen keston (5 minuuttia) tarkoituksena oli varmistaa steady state vaiheen saavuttaminen ennen tasaisimman etenemissuoran valintaa. Laktaattikonsentraation ylittäessä 2 mmol rajan di Pramperon (1993) työryhmän mukaan ajatellaan suorituksen tapahtuneen anaerobisen kynnyksen yläpuolella. Tuloksinna olisi ollut tarpeen huomioida di Pramperon (1993) määrittelemä menetelmää todellisen hapenkulutuksen arvioimiseksi. Anaerobisen kynnykseen määrittäminen pelkällä laktaattiarvolla ei kuitenkaan enää ole suositeltavaa, koska arvo ei ole kaikilla sama (Faude ym. 2009).

Nopeuksia ei suhteutettu tutkittavien maksiminopeuksiin. Maksiminopeudet määrittämällä olisi voitu vertailla nopeuksia ryhmien suhteellisina nopeuksina ja sitä kautta pohtia olisiko

liiketekniikassa myös mahdollisesti mekaanista eroa neuraalisen ohjauksen lisäksi. Nopeudet suhteuttamalla olisi ollut mahdollista pohtia, kuinka paljon enemmän työtä saman nopeuden saavuttamiseen on voinut vaatia harrastamattomilta verrattuna harrastaviin. Tutkittaessa lihasaktiivisuuksia on muistettava, että EMG mittaus kuvastaa lihaksen sähköistä työtä eikä mekaanista (Roberts ym. 2008). Korrelaatiolaskelmissa korostuu lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien yksilölliset erot. Kävelyiden ja juoksujen lihasaktiivisuuksille ja hapenkulutuksille lasketut korrelaatiot perustuivat vähäiseen määrään mittapisteitä. Pisteiden määrän vähyys tuo tuloksiin epätarkkuutta ja johtopäätösten kanssa on oltava varovainen. Tutkimuksessa keskiarvostetut korrelaatiot olivat kaikki positiivisia, mutta tutkittavakohtaisia poikkeuksia havaittiin. Korrelaatiot olivat osalla tutkittavista negatiivisia, mikä vaikuttaa saatuihin tuloksiin. Yhteyden oletetaan kuitenkin normaalisti olevan positiivinen hapenkulutuksen ja lihasaktiivisuuden välillä. Negatiiviset arvot voivat selittyä mittavirheestä tai tutkittavan yksilöllisistä ominaisuuksista ja erilaisesta adaptoitumisesta kuormituksille mittaushetkellä. Suuremmalla näytteiden määrällä korrelaatio laskelmien luotettavuus olisi saatu paremmaksi.

MVIC on ollut pitkään tavanomaisin tapa suorittaa lihasaktiivisuuksien normalisointi. Tutkimuksen kävelyn ja juoksun lihasaktiivisuudet olisi kuitenkin voinut olla parempi normalisoida maksimaaliseen juoksupyrähdykseen. Isometrisen suorituksen etuna on kuitenkin mahdollisuus eristää liike jokaiselle lihasryhmälle, jolloin muiden lihasten osallistuminen liikesuoritukseen on helpompi hallita. Albertus-Kajee (2011) selvitti tutkimusryhmänsä kanssa hyvää tapaa normalisoida juoksun lihasaktiivisuuksia. Tutkimuksessa verrattiin MVIC menetelmän ja kahden dynaamisen normalisointi menetelmän eroja. Dynaamiset menetelmät olivat 20 metrin sprintti sekä 70 % huippunopeudella juokseminen. Tutkimuksen mukaan juoksun lihasaktiivisuuksien normalisointiin dynaamiset tavat olivat soveltuvampia.

Olosuhteet tutkimuksen aikana vaihtelivat mittausajankohtien jakautuessa eri ajankohtiin. Toukokuussa 2018 alkukesä oli erittäin lämmin ja tutkimuspäivinä parhaimmillaan mitattiin yli +30 asteen lämpötiloja auringossa kun taas elokuussa säät olivat selvästi viileämpiä ja saateisempia. Mahdollinen myötä- tai vastatuuli on voinut myös vaikuttaa saatuihin tuloksiin. Tutkittavien valmistautumista tutkimukseen ei kontrolloitu, mutta tutkittavia pyydettiin välttämään raskasta liikuntaa (tutkimusta edeltäneestä päivästä alkaen) sekä välttämään raskasta ruokailua ennen tutkimuksiin saapumista.

### 9.3 Johtopäätökset

Tutkimustulosten perusteella voidaan sanoa, että juoksua harrastavien ja harrastamattomien välillä on nähtävissä eroavaisuuksia lihasaktivaatioissa takareiden ja leveän kantalihaksen lihasaktiivisuuksien välillä. Tulokset antavat viitteitä, että harrastuneisuuden tasosta riippuen leveän kantalihaksen sekä etummaiseen säärilihaksen lihasaktiivisuuksissa voidaan havaita eroja. Hapenkulutuksia mitatessa olisi ollut tarpeen huomioida laktaatin vaikutus saatuihin tuloksiin ja laskea saaduille tuloksille korjatut hapenkulutukset, mutta laktaattien ja sykkeiden avulla voidaan todeta harrastavien ryhmän edustaneen parempikuntoisia tässä tutkimuksessa. Lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien yhteyksien tutkimisen heikkoutena on laskelmissa mukana olleiden pisteiden vähäinen määrä. Lihasaktiivisuuden ja hapenkulutuksien yhteyksissä ei havaittu eroja ryhmien välillä, mikä mahdollisesti kuvastaa sitä, että lihasaktiivisuus eroista huolimatta, hapenkulutuksen ja lihasaktivaatioiden väliset yhteydet ovat silti samanlaisia kuntotasosta riippumatta. Kaikkien tutkittavien kävelynopeuksilla etureiden ja etummaisen säärilihaksen sekä juoksunopeuksilla takareiden ja pakarän lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien välillä löydettiin tilastollisesti merkitsevät yhteydet, mikä osoittaisi näiden lihasten olevan yhteydessä hapenkulutuksen kanssa. Saatuja tuloksia pohdittaessa on otettava huomioon tutkittavien pieni lukumäärä ja yhteyksien tulkinnessa on oltava varovainen vähäisten tutkittavien ja mittapisteiden määrästä johtuen. Suurempi tutkittavien määrä mahdollistaisi regressioanalyysien tekemisen, joka voisi olla parempi tapa tutkia lihasaktiivisuuksien ja hapenkulutuksien välisiä yhteyksiä.

## LÄHTEET

- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P. & Lambert, M. I. 2011. Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 21 (4), 579-586. doi:10.1016/j.jelekin.2011.03.009 [doi].
- Alexander, R. M. 1991. Energy-saving mechanisms in walking and running. *The Journal of Experimental Biology* 160, 55-69.
- Alexander, R. M. 2002. Energetics and optimization of human walking and running: The 2000 raymond pearl memorial lecture. *American Journal of Human Biology: The Official Journal of the Human Biology Council* 14 (5), 641-648. doi:10.1002/ajhb.10067 [doi].
- Baker, J. S., McCormick, M. C. & Robergs, R. A. 2010. Interaction among skeletal muscle metabolic energy systems during intense exercise. *Journal of Nutrition and Metabolism* 2010, 905612. doi:10.1155/2010/905612 [doi].
- Bartlett, R. Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns. Routledge, 2007. 2.painos.
- Bigland-Ritchie, B. & Woods, J. J. 1974. Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. *Journal of Applied Physiology* 36 (4), 475-479. doi:10.1152/jappl.1974.36.4.475 [doi].
- Billeter, R. & Hoppeler, H. 2003. Muscular basis of strength. *Strength and Power in Sport*, 50.
- Bonacci, J., Chapman, A., Blanch, P. & Vicenzino, B. 2009. Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: Implications for running economy. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 39 (11), 903-921. doi:10.2165/11317850-000000000-00000 [doi].
- Bramble, D. M. & Lieberman, D. E. 2004. Endurance running and the evolution of homo. *Nature* 432 (7015), 345-352. doi:10.1038/nature03052.
- Braun, L. T. 1991. Exercise physiology and cardiovascular fitness. *The Nursing Clinics of North America* 26 (1), 135-147.

- Camic, C. L., Kovacs, A. J., Enquist, E. A., McLain, T. A. & Hill, E. C. 2015. Muscle activation of the quadriceps and hamstrings during incremental running. *Muscle & Nerve* 52 (6), 1023-1029. doi:10.1002/mus.24901 [doi].
- Cappellini, G. Ivanenko, Y.P, Poppele R. E & Lacquaniti, F. 2006. Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology* 95 (6), 3426-3437. doi:10.1152/jn.00081.2006.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C. & Taylor, C. R. 1977. Mechanical work in terrestrial locomotion: Two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *The American Journal of Physiology* 233 (5), 243. doi:10.1152/ajpregu.1977.233.5.R243 [doi].
- Childers, M. K. 2004. Targeting the neuromuscular junction in skeletal muscles. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 83 (10), S44.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S. & Ostojic, S. 2009. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 24 (4), 327-340. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010 [doi].
- Colyer, S. L. & McGuigan, P. M. 2018. Textile electrodes embedded in clothing: A practical alternative to traditional surface electromyography when assessing muscle excitation during functional movements. *Journal of Sports Science & Medicine* 17 (1), 101-109.
- Crouter, S. E., Albright, C. & Bassett, D. R. 2004. Accuracy of polar S410 heart rate monitor to estimate energy cost of exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (8), 1433-1439. doi:00005768-200408000-00024 [pii].
- De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P. & Xenakis, A. P. 1982. Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *The Journal of Physiology* 329, 113-128. doi:10.1113/jphysiol.1982.sp014293 [doi].
- di Prampero, P.E., Capelli, C., Pagliaro, P., Antonutto, G., Girardis, M., Zamparo, P. & Soule, R.G. 1993. Energetics of best performances in middle-distance running. *Journal of Applied Physiology* 74, 2318-2322.
- Diedrichsen, J., Shadmehr, R. & Ivry, R. B. 2010. The coordination of movement: Optimal feedback control and beyond. *Trends in Cognitive Sciences* 14 (1), 31-39. doi:10.1016/j.tics.2009.11.004 [doi].
- Dietz, V., Schmidtbleicher, D. & Noth, J. 1979. Neuronal mechanisms of human locomotion. *Journal of Neurophysiology* 42 (5), 1212-1222. doi:10.1152/jn.1979.42.5.1212 [doi].

- Diggle P, Liang K, Zeger S. Analysis of longitudinal data. Oxford: Clarendon Press; 1994;122–3.
- Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T. & Rau, G. 2009. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 24 (3), 225-235. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.08.003 [doi].
- Drost, G., Stegeman, D. F., van Engelen, B. G. & Zwarts, M. J. 2006. Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 16 (6), 586-602. doi:S1050-6411(06)00120-9 [pii].
- Dugan, S. A. & Bhat, K. P. 2005. Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* 16 (3), 603-621. doi:S1047-9651(05)00024-0 [pii].
- Edman, K. P. 2003. Contractile performance of skeletal muscle fibres. *Strength and Power in Sport*, 114.
- Enoka, R. M., Baudry, S., Rudroff, T., Farina, D., Klass, M. & Duchateau, J. 2011. Unraveling the neurophysiology of muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology* 21 (2), 208-219. doi:10.1016/j.jelekin.2010.10.006 [doi].
- Enoka, R. M. 2015. *Neuromechanics of Human Movement*. 5<sup>th</sup> edition. US: Human Kinetics.
- Faude, O., Kindermann, W. & Meyer, T. 2009. Lactate threshold concepts: How valid are they? *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 39 (6), 469-490. doi:10.2165/00007256-200939060-00003 [doi].
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. M. 2004. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 96 (4), 1486-1495. doi:10.1152/jappphysiol.01070.2003 [doi].
- Fischer, S., Windshugel, B., Horak, D., Holmes, K. C. & Smith, J. C. 2005. Structural mechanism of the recovery stroke in the myosin molecular motor. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 102 (19), 6873-6878. doi:0408784102 [pii].
- Finni, T., Haakana, P., Pesola, A. J. & Pullinen, T. 2014. Exercise for fitness does not decrease the muscular inactivity time during normal daily life. *Scandinavian Journal of*



- Medicine & Science in Sports 24 (1), 211-219. doi:10.1111/j.1600-0838.2012.01456.x [doi].
- Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T. & Cheng, S. 2007. Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. *Physiological Measurement* 28 (11), 1405-1419. doi:S0967-3334(07)50811-7 [pii].
- Folland, J. P. & Williams, A. G. 2007. The adaptations to strength training: Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 37 (2), 145-168. doi:3724 [pii].
- Gabriel, D., & Kamen, G. 2010. *Essentials of electromyography*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Gastin, P. B. 2001. Energy system interaction and relative contribution during maximal exercise. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 31 (10), 725-741. doi:10.2165/00007256-200131100-00003 [doi].
- Gazendam, M. G. & Hof, A. L. 2007. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & Posture* 25 (4), 604-614. doi:S0966-6362(06)00140-8 [pii].
- Gillies, A. R. & Lieber, R. L. 2011. Structure and function of the skeletal muscle extracellular matrix. *Muscle & Nerve* 44 (3), 318-331. doi:10.1002/mus.22094 [doi].
- Gollnick, P. D. & Matoba, H. 1984. The muscle fiber composition of skeletal muscle as a predictor of athletic success. An overview. *The American Journal of Sports Medicine* 12 (3), 212-217. doi:10.1177/036354658401200309 [doi].
- Gottschall, J. S. & Kram, R. 2005. Energy cost and muscular activity required for leg swing during walking. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)* 99 (1), 23-30. doi:99/1/23 [pii].
- Grossman, E. J., Roy, R. R., Talmadge, R. J., Zhong, H. & Edgerton, V. R. 1998. Effects of inactivity on myosin heavy chain composition and size of rat soleus fibers. *Muscle & Nerve* 21 (3), 375-389. doi:10.1002/(SICI)1097-4598(199803)21:3<375::AID-MUS12>3.0.CO;2-Z [pii].
- Guyton, A. C. & Hall, J. E. 2011. *Textbook of medical physiology*. 12. painos. Philadelphia: Elsevier Saunders.
- Hall, Z. W. & Sanes, J. R. 1993. Synaptic structure and development: The neuromuscular junction. *Cell* 72, 99-121.

- Harris, A. J., Duxson, M. J., Butler, J. E., Hodges, P. W., Taylor, J. L. & Gandevia, S. C. 2005. Muscle fiber and motor unit behavior in the longest human skeletal muscle. *Journal of Neuroscience* 25 (37), 8528-8533. doi:10.1523/JNEUROSCI.0923-05.2005.
- Harris-Warrick, R. M. 2010. General principles of rhythmogenesis in central pattern generator networks. *Progress in Brain Research* 187, 213-222. doi:10.1016/B978-0-444-53613-6.00014-9 [doi].
- Heckman, C. J. & Enoka, R. M. 2004. Physiology of the motor neuron and the motor unit. *Handbook of clinical neurophysiology: Elsevier Health Sciences*, 119-147. doi:10.1016/S1567-4231(04)04006-7.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W. & Halbertsma, J. P. 2002. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait & Posture* 16 (1), 78-86. doi:S0966636201002065 [pii].
- Hodgkin, A. L. & Huxley, A. F. 1952. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *The Journal of Physiology* 117 (4), 500-544.
- Howard, R. M., Conway, R. & Harrison, A. J. 2018. Muscle activity in sprinting: A review. *Sports Biomechanics* 17 (1), 1-17. doi:10.1080/14763141.2016.1252790 [doi].
- Huxley, A. F. 2000. Cross-bridge action: Present views, prospects, and unknowns. *Journal of Biomechanics* 33 (10), 1189-1195. doi:10.1016/S0021-9290(00)00060-9.
- Hakkinen, K., Alen, M., Kraemer, W. J., Gorostiaga, E., Izquierdo, M., Rusko, H., Mikkola, J., ym. 2003. Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. *European Journal of Applied Physiology* 89 (1), 42-52. doi:10.1007/s00421-002-0751-9 [doi].
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology* 556 (Pt 1), 267-282. doi:10.1113/jphysiol.2003.057174 [doi].
- Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. 2005. Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *The Journal of Neuroscience : The Official Journal of the Society for Neuroscience* 25 (31), 7238-7253. doi:25/31/7238 [pii].

- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E. & Lacquaniti, F. 2006. Motor control programs and walking. *The Neuroscientist : A Review Journal Bringing Neurobiology, Neurology and Psychiatry* 12 (4), 339-348. doi:12/4/339 [pii].
- Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G. & Spengler, D. M. 1996. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 11 (5), 253-259. doi:0268003395000682 [pii].
- Kenney, W. L., Wilmore, J., & Costill, D. 2012. *Physiology of sport and exercise*, 5<sup>th</sup> ed., Human kinetics.
- Keynes, R. D., Aidley, D. J. & Huang, C. L. 2011. *Nerve and muscle*. 4<sup>th</sup> edition. Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9780511973932.
- Kitamura, K., Tokunaga, M., Iwane, A. H., & Yanagida, T. 1999. A single myosin head moves along an actin filament with regular steps of 5.3 nanometres. *Nature* 397 (6715), 129-134. doi:10.1038/16403.
- Knuttgén, H. G., & Komi, P. V. 2003. Basic considerations for exercise. *Strength and power in sport*, 3, 3-7.
- Komi, P. V. 2000. Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics* 33 (10), 1197-1206. doi:S0021-9290(00)00064-6 [pii].
- Komi, P. V. 1984. Physiological and Biomechanical Correlates of Muscle Function: Effects of Muscle Structure and Stretch—Shortening Cycle on Force and Speed. *Exercise and sport sciences reviews*, 12(1), 81-122.
- Kujala, U. M., Vaara, J. P., Kainulainen, H., Vasankari, T., Vaara, E. & Kyrolainen, H. 2019. Associations of aerobic fitness and maximal muscular strength with metabolites in young men. *JAMA Network Open* 2 (8), e198265. doi:10.1001/jamanetworkopen.2019.8265 [doi].
- Kulmala, J. P., Korhonen, M. T., Ruggiero, L., Kuitunen, S., Suominen, H., Heinonen, A., Mikkola, A. & Avela, J. 2016. Walking and running require greater effort from the ankle than the knee extensor muscles. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48 (11), 2181-2189. doi:10.1249/MSS.0000000000001020 [doi].

- Kung, S. M., Fink, P. W., Legg, S. J., Ali, A. & Shultz, S. P. 2018. What factors determine the preferred gait transition speed in humans? A review of the triggering mechanisms. *Human Movement Science* 57, 1-12. doi:S0167-9457(17)30343-3 [pii].
- Kuo, I. Y. & Ehrlich, B. E. 2015. Signaling in muscle contraction. *Cold Spring Harbor Perspectives in Biology* 7 (2), a006023. doi:10.1101/cshperspect.a006023.
- Kyröläinen, H., Avela, J. & Komi, P. V. 2005. Changes in muscle activity with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences* 23 (10), 1101-1109. doi:PX21817202270826 [pii].
- Kyröläinen, H., Belli, A. & Komi, P. V. 2001. Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33 (8), 1330-1337. doi:10.1097/00005768-200108000-00014 [doi].
- Kyröläinen, H., Kivela, R., Koskinen, S., McBride, J., Andersen, J. L., Takala, T., Sipila, S. & Komi, P. V. 2003. Interrelationships between muscle structure, muscle strength, and running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35 (1), 45-49. doi:10.1097/00005768-200301000-00008 [doi].
- Kyröläinen, H., Komi, P. V. & Belli, A. 1999. Changes in muscle activity patterns and kinetics with increasing running speed. *Journal of Strength and Conditioning Research* 13 (4), 400-406. doi:10.1519/00124278-199911000-00017.
- Lieberman, D. E. 2012. What we can learn about running from barefoot running: An evolutionary medical perspective. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 40 (2), 63-72. doi:10.1097/JES.0b013e31824ab210 [doi].
- McCarthy, J. P., Pozniak, M. A. & Agre, J. C. 2002. Neuromuscular adaptations to concurrent strength and endurance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 34 (3), 511-519. doi:10.1097/00005768-200203000-00019 [doi].
- Marieb, E. N. 2014. *Essentials of human anatomy & physiology, global edition*. Harlow: Pearson 11th ed.
- Martini, F. H., Nath, J. L. & Bartholomew, E. F. 2017. *Fundamentals of anatomy & physiology, global edition*. Harlow, United Kingdom: Pearson Education Limited.
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. (2015). *Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance*, 8<sup>th</sup> ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- Mero, A., Nummela, A., Kalaja, S., & Häkkinen, K. 2016. *Huippu-urheiluvalmennus - Teoria ja käytäntö päivittäisvalmennuksessa*. 1. painos. Lahti. VK-Kustannus Oy.

- Murray, M. P., Mollinger, L. A., Gardner, G. M. & Sepic, S. B. 1984. Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society* 2 (3), 272-280. doi:10.1002/jor.1100020309 [doi].
- Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B. & Bird, A. R. 2009. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait & Posture* 29 (2), 172-187. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.08.015 [doi].
- Moritani, T. (2008). Motor Unit and Motoneurone Excitability during Explosive Movement. In *Strength and Power in Sport*, P. V. Komi (Ed.). doi:10.1002/9780470757215.ch3
- Myontec Ltd. Webinaari. (12.11.2018). Webinar. Usability of a new Mbody 3, April 26th [video]. Haettu osoitteesta <https://www.youtube.com/watch?v=3Ax41PMppyU>
- Myontec Ltd. (02.02.2017). Measuring muscle activity via wearable EMG – is it possible? Haettu osoitteesta <https://www.myontec.com/benefits/technology/>
- Neptune, R. R., Sasaki, K. & Kautz, S. A. 2008. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait & Posture* 28 (1), 135-143. doi:S0966-6362(07)00269-X [pii].
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkvist, S-E. 2016. 18-20. painos. Ihmisen fysiologia ja anatomia. Sanoma Pro Oy. Helsinki
- Ounpuu, S. 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine* 13 (4), 843-863.
- Oliveira, A. S., Gizzi, L., Farina, D. & Kersting, U. G. 2014. Motor modules of human locomotion: Influence of EMG averaging, concatenation, and number of step cycles. *Frontiers in Human Neuroscience* 8, 335. doi:10.3389/fnhum.2014.00335 [doi].
- Rotstein, A., Inbar, O., Berginsky, T. & Meckel, Y. 2005. Preferred transition speed between walking and running: Effects of training status. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 37 (11), 1864-1870. doi:00005768-200511000-00006 [pii].
- Rose, J., Gamble, J., G. 2006. *Human walking*. 3<sup>th</sup> edition. Philadelphia: Lippincott Williams ja Wilkins.
- Pesola, A. (2016). Reduced muscle inactivity, sedentary time and cardio-metabolic benefits: effectiveness of a one-year family-based cluster randomized controlled trial. *Studies in sport, physical education and health*, (252).

- Pesola, A. J., Laukkanen, A., Haakana, P., Havu, M., Saakslähti, A., Sipilä, S. & Finni, T. 2014. Muscle inactivity and activity patterns after sedentary time--targeted randomized controlled trial. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 46 (11), 2122-2131. doi:10.1249/MSS.0000000000000335 [doi].
- Pette, D. & Staron, R. S. 2000. Myosin isoforms, muscle fiber types, and transitions. *Microscopy Research and Technique* 50 (6), 500-509. doi:10.1002/1097-0029(20000915)50:6<500::AID-JEMT7>3.0.CO;2-7 [pii].
- Raez, M. B., Hussain, M. S. & Mohd-Yasin, F. 2006. Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* 8, 11-35. doi:10.1251/bpo115 [doi].
- Rayment, I., Rypniewski, W. R., Schmidt-Base, K., Smith, R., Tomchick, D. R., Benning, M. M., Winkelmann, D. A., Wesenberg, G. & Holden, H. M. 1993. Three-dimensional structure of myosin subfragment-1: A molecular motor. *Science (New York, N.Y.)* 261 (5117), 50-58. doi:10.1126/science.8316857 [doi].
- Ricoy, J. R., Encinas, A. R., Cabello, A., Madero, S. & Arenas, J. 1998. Histochemical study of the vastus lateralis muscle fibre types of athletes. *Journal of Physiology and Biochemistry* 54 (1), 41-47.
- Rivera-Brown, A. M. & Frontera, W. R. 2012. Principles of exercise physiology: Responses to acute exercise and long-term adaptations to training. *PM & R : The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation* 4 (11), 797-804. doi:10.1016/j.pmrj.2012.10.007 [doi].
- Roberts, T. J. & Gabaldon, A. M. 2008. Interpreting muscle function from EMG: Lessons learned from direct measurements of muscle force. *Integrative and Comparative Biology* 48 (2), 312-320. doi:10.1093/icb/icn056 [doi].
- Roy, R. R., Talmadge, R. J., Hodgson, J. A., Oishi, Y., Baldwin, K. M. & Edgerton, V. R. 1999. Differential response of fast hind limb extensor and flexor muscles to exercise in adult spinalized cats. *Muscle & Nerve* 22 (2), 230-241. doi:10.1002/(SICI)1097-4598(199902)22:2<230::AID-MUS11>3.0.CO;2-R [pii].
- Sandström, M., & Ahonen, J. (2011). *Liikkuva ihminen – äivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka*. Lahti: VK-Kustannus Oy.

- Saltin, B., Radegran, G., Koskolou, M. D. & Roach, R. C. 1998. Skeletal muscle blood flow in humans and its regulation during exercise. *Acta Physiologica Scandinavica* 162 (3), 421-436. doi:10.1046/j.1365-201X.1998.0293e.x [doi].
- Salzer, J. L. & Zalc, B. 2016. Myelination. *Current Biology* 26 (20), R975. doi:10.1016/j.cub.2016.07.074.
- Sasaki, K. & Neptune, R. R. 2006. Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of Biomechanics* 39 (11), 2005-2013. doi:S0021-9290(05)00283-6 [pii].
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D. & Hawley, J. A. 2004. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)* 34 (7), 465-485. doi:3475 [pii].
- Scott, W., Stevens, J. & Binder-Macleod, S. A. 2001. Human skeletal muscle fiber type classifications. *Physical Therapy* 81 (11), 1810-1816. doi:10.1093/ptj/81.11.1810.
- Shiavi, R., Frigo, C. & Pedotti, A. 1998. Electromyographic signals during gait: Criteria for envelope filtering and number of strides. *Medical & Biological Engineering & Computing* 36 (2), 171-178. doi:10.1007/bf02510739 [doi].
- Shinohara, M. & Moritani, T. 1992. Increase in neuromuscular activity and oxygen uptake during heavy exercise. *The Annals of Physiological Anthropology = Seiri Jinruigaku Kenkyukai Kaishi* 11 (3), 257-262.
- Smerdu, V., Karsch-Mizrachi, I., Campione, M., Leinwand, L. & Schiaffino, S. 1994. Type IIX myosin heavy chain transcripts are expressed in type IIb fibers of human skeletal muscle. *The American Journal of Physiology* 267 (6 Pt 1), 1723. doi:10.1152/ajpcell.1994.267.6.C1723 [doi].
- Sherrington, C. S. 1925. Remarks on some aspects of reflex inhibition. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 97 (686), 519-545. doi:10.1098/rspb.1925.0017.
- Sousa, A. S. & Tavares, J. M. 2012. Effect of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance. *Motor Control* 16 (4), 480-492. doi:2010-0066 [pii].
- Spangenburg, E. E. & Booth, F. W. 2003. Molecular regulation of individual skeletal muscle fibre types. *Acta Physiologica Scandinavica* 178 (4), 413-424. doi:10.1046/j.1365-201X.2003.01158.x.

- Staron, R. S. 1997. Human skeletal muscle fiber types: Delineation, development, and distribution. *Canadian Journal of Applied Physiology = Revue Canadienne De Physiologie Appliquee* 22 (4), 307-327.
- Subbu, R., Weiler, R. & Whyte, G. 2015. The practical use of surface electromyography during running: Does the evidence support the hype? A narrative review. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine* 1 (1), e000026. doi:10.1136/bmjsem-2015-000026 [doi].
- Talbot, J. & Maves, L. 2016. Skeletal muscle fiber type: Using insights from muscle developmental biology to dissect targets for susceptibility and resistance to muscle disease. *Wiley Interdisciplinary Reviews. Developmental Biology* 5 (4), 518-534. doi:10.1002/wdev.230 [doi].
- Taylor, C. R. & Heglund, N. C. 1982. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. *Annual Review of Physiology* 44, 97-107. doi:10.1146/annurev.ph.44.030182.000525 [doi].
- Tikkanen, O., Haakana, P., Pesola, A. J., Hakkinen, K., Rantalainen, T., Havu, M., Pullinen, T. & Finni, T. 2013. Muscle activity and inactivity periods during normal daily life. *PloS One* 8 (1), e52228. doi:10.1371/journal.pone.0052228 [doi].
- Tikkanen, O., Hu, M., Vilavuo, T., Tolvanen, P., Cheng, S. & Finni, T. 2012. Ventilatory threshold during incremental running can be estimated using EMG shorts. *Physiological Measurement* 33 (4), 603-614. doi:10.1088/0967-3334/33/4/603 [doi].
- Tikkanen, O., Karkkainen, S., Haakana, P., Kallinen, M., Pullinen, T. & Finni, T. 2014. EMG, heart rate, and accelerometer as estimators of energy expenditure in locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 46 (9), 1831-1839. doi:10.1249/MSS.0000000000000298 [doi].
- Tikkanen, O., Sipila, S., Kuula, A. S., Pesola, A., Haakana, P. & Finni, T. 2016. Muscle activity during daily life in the older people. *Aging Clinical and Experimental Research* 28 (4), 713-720. doi:10.1007/s40520-015-0482-5 [doi].
- Trontelj, J. V., Jabre, J., & Mihelin, M. (2004). Needle and wire detection techniques. Merletti, R. and Parker, P. *Electromyography: physiology, engineering and noninvasive applications*. USA. IEEE Press. Wiley-Interscience, 27-46.
- Trew, M. & Everett, T. 2005. *Human movement: An introductory text*. Churchill Livingstone.
- Tucker, C. A. 2014. Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis. *Pediatric Physical Therapy*, 26(4), 469.



- Tucker, L., Foulston, J., Wynne, M., & Major, F. 2015. *An Introductory Guide to Anatomy & Physiology*. Ems Publishing.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. 1999. *Dynamics of human gait*. 2<sup>th</sup> edition. Cape Town, South Africa, Kiboho Publishers.
- Vigotsky, A. D., Halperin, I., Lehman, G. J., Trajano, G. S. & Vieira, T. M. 2018. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences. *Frontiers in Physiology* 8, 985. doi:10.3389/fphys.2017.00985 [doi].
- Wakeling, J. M. 2004. Motor units are recruited in a task-dependent fashion during locomotion. *Journal of Experimental Biology* 207 (22), 3883-3890. doi:10.1242/jeb.01223.
- Wakeling, J. M., Blake, O. M. & Chan, H. K. 2010. Muscle coordination is key to the power output and mechanical efficiency of limb movements. *The Journal of Experimental Biology* 213 (3), 487-492. doi:10.1242/jeb.036236 [doi].
- Wall-Scheffler, C. M., Chumanov, E., Steudel-Numbers, K. & Heiderscheit, B. 2010. Electromyography activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *American Journal of Physical Anthropology* 143 (4), 601-611. doi:10.1002/ajpa.21356 [doi].
- Watkins, J. (2010). *Structure and Function of the Musculoskeletal System*. 2<sup>th</sup> edition. Human Kinetics.
- Åstrand P-O. 1992. Factors to be measured. Kirjassa: R.J. Shephard and P.-O. Åstrand. 2008. *Endurance in sport*. 2<sup>th</sup> edition. GB: Wiley-Blackwell. *Encyclopaedia of Sports Medicine* 2.

## LIITTEET

### LIITE 1. ASC-tiedoston yleisrakenne MegaWin- ohjelmaa varten.

```
Megawin ASCII file

[DEFINITIONS]
Version=1
ChannelCount=6
DataType=0
SamplingFreq=25.000000
FirstSampleTime=0.040000
PhaseName=OK001M_shorts

[COMMENT]
OK001

[SOURCE NAMES]
Left Quadriceps
Right Quadriceps
Left Hamstrings
Right Hamstrings
Left Gluteus
Right Gluteus

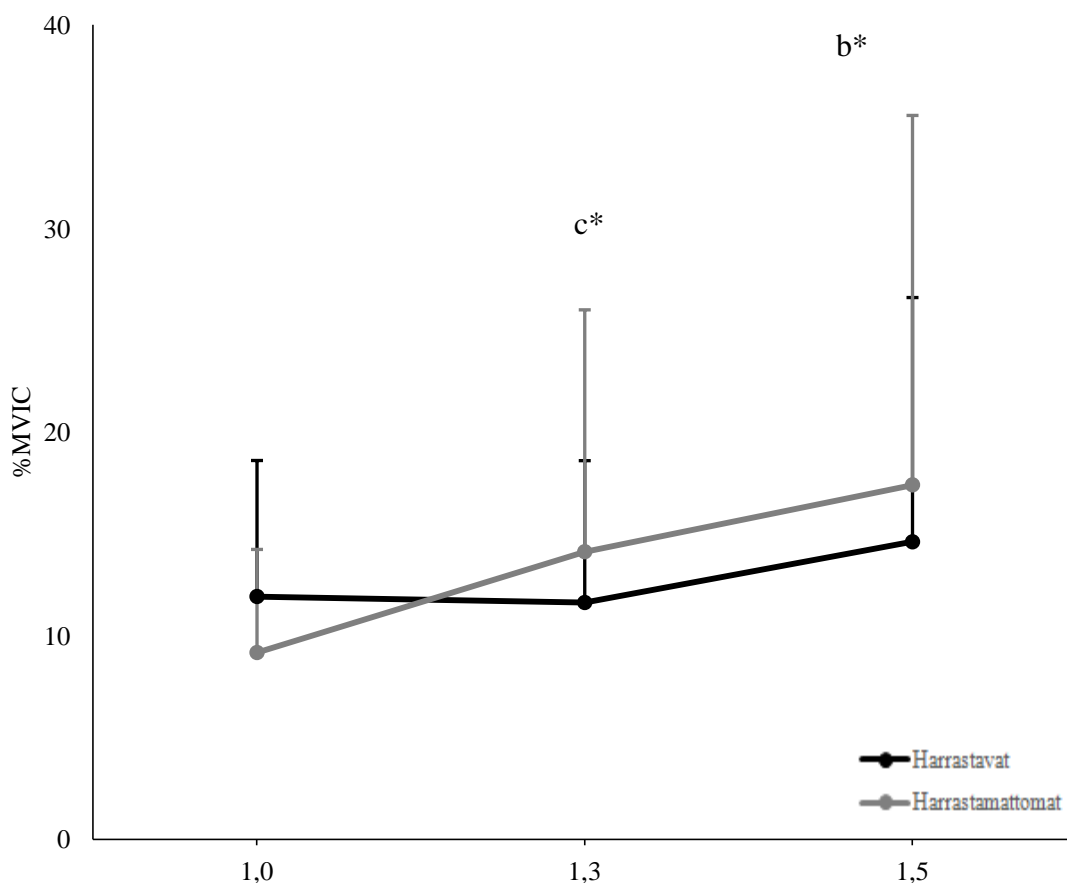
[SIDE INFO]
L
R
L
R
L
R

[UNITS]
uV
uV
uV
uV
uV
uV

[DATA]
3      4      13      34      3      3
3      4      9      29      2      2
3      3      9      48      2      4
3      5      8      25      1      2
```

## LIITE 2. Kävelynopeuksien pakara ja kaksoiskantalihasten lihasaktiivisuudet

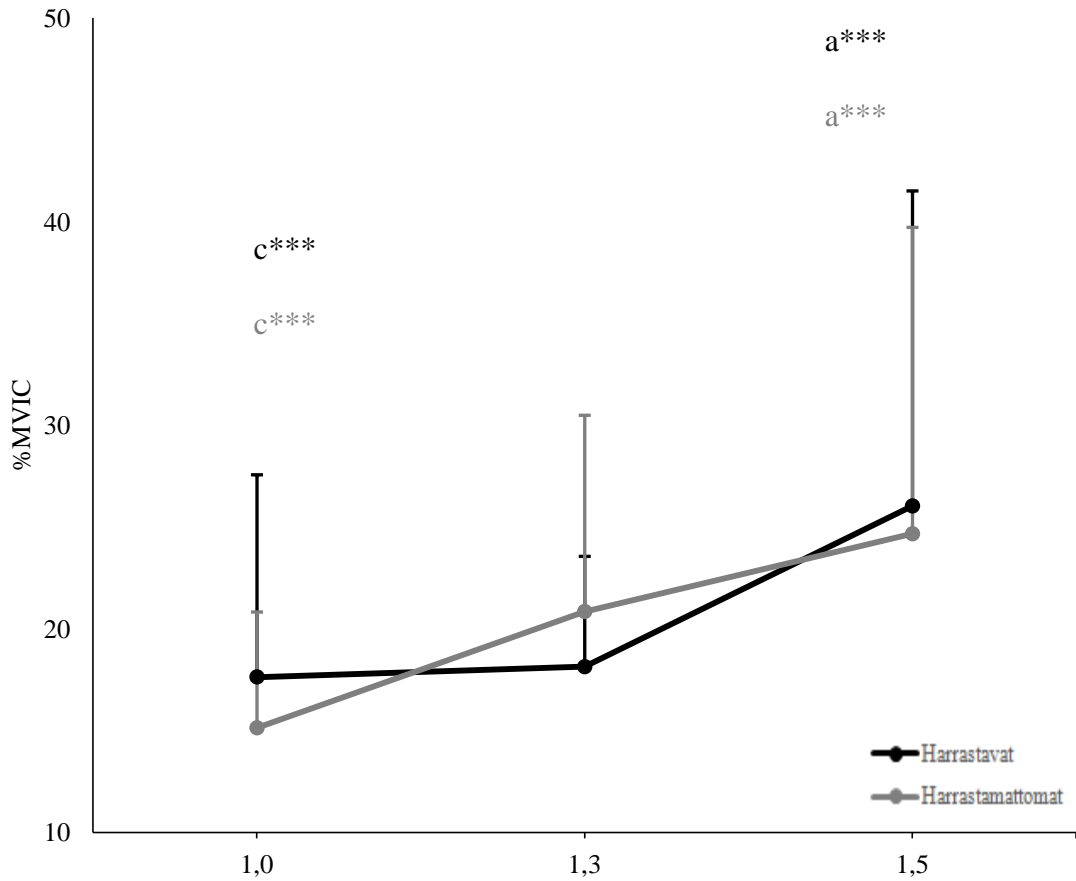
Pakarialihasten lihasaktiivisuudet harrastamattomien ryhmässä kasvaa nopeuden mukana, mutta tilastollisesti merkitseviä eroja ei löydy hajontojen ollessa suuria (kuva 1). Harrastavien ryhmässä ensimmäisellä nopeudella on mitattu lähes samansuuruisia lihasaktiivisuutta pakaroissa kuin toisella nopeudella. Toinen ja kolmas nopeus eroavat ainoastaan harrastavien ryhmässä tilastollisesti merkitsevästi toisistaan. Ryhmien välillä ei ole tilastollisesti merkitseviä eroja lihasaktiivisuuksissa. Keskiarvoja tarkastellessa nähdään harrastamattomien lihasaktiivisuuden olleen suurempaa, mutta hajonnat ovat olleet suuria sekä erot vähäisiä.



KUVA 1. Tutkittavien pakarialihasten lihasaktiivisuus eri kävelynopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

b eroaa kävelynopeudesta 1,3 m/s, c eroaa kävelynopeudesta 1,5 m/s; \*  $p \leq 0,05$ .

Kaksoiskantalihaksen lihasaktiivisuudet kasvavat nopeuden kasvaessa, mutta hajonnat molemmissa ryhmissä ovat suuria (kuva 2). Ryhmien välillä ei ole nähtävissä tilastollisesti merkitseviä eroja ja molemmissa ryhmissä ensimmäinen ja kolmas nopeus eroavat merkitsevästi toisistaan.

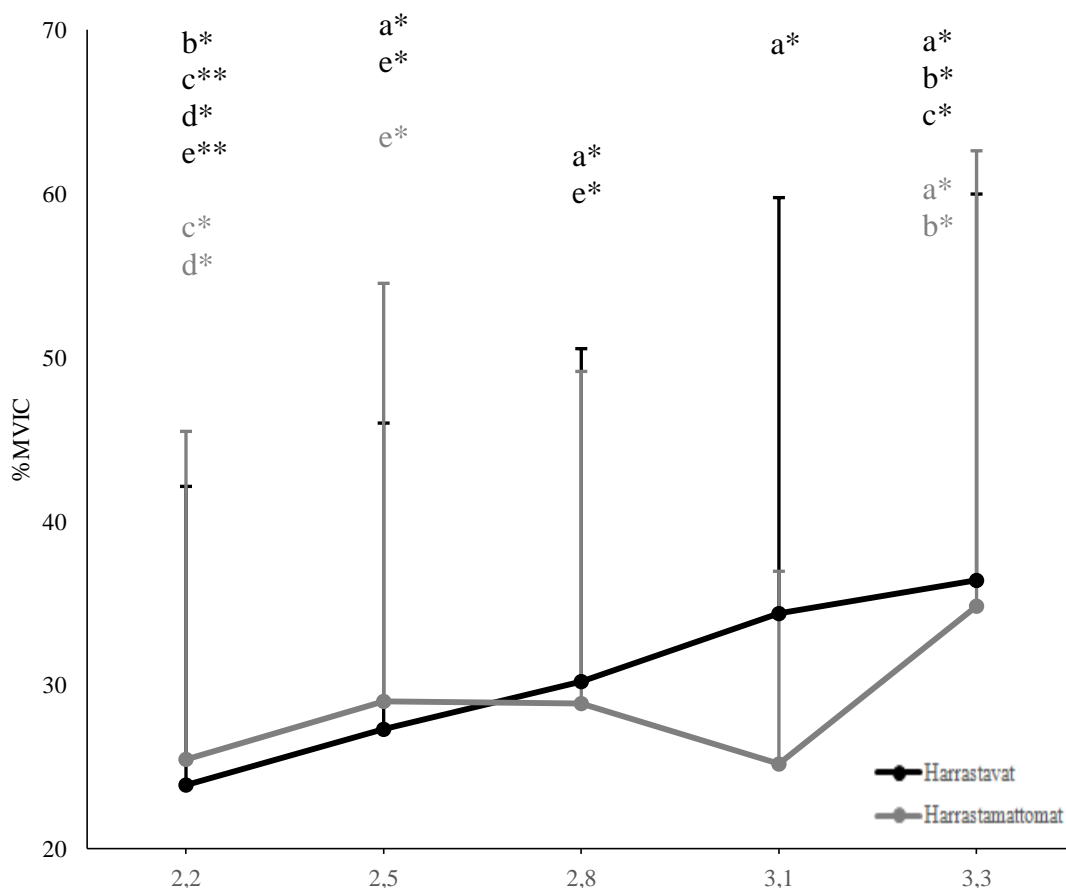


KUVA 2. Tutkittavien kaksoiskantalihaksen lihasaktiivisuus eri kävelynopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa kävelynopeudesta 1,0 m/s, c eroaa kävelynopeudesta 1,5 m/s; \*\*\*  $p \leq 0,001$ .

### LIITE 3. Juoksunopeuksien pakara ja kaksoiskantalihasten aktiivisuudet

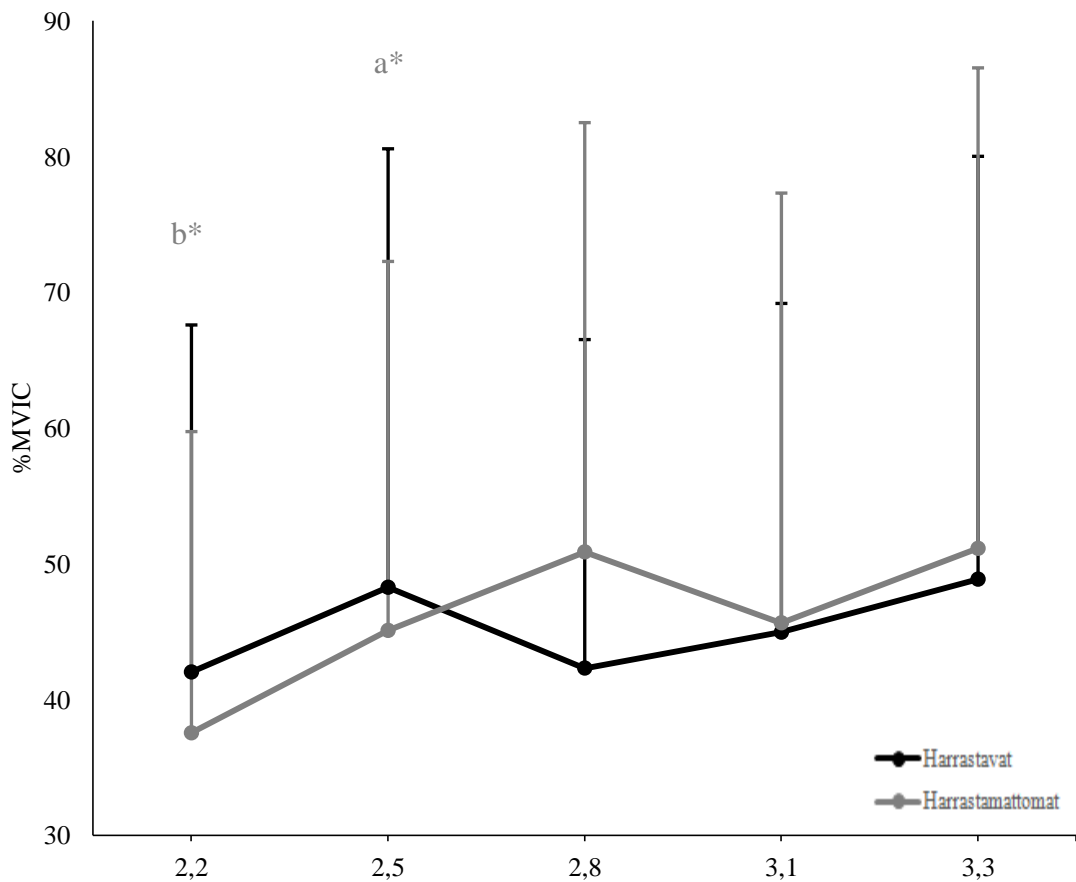
Pakarialihasten lihasaktiivisuudet ryhmien sisällä poikkeavat vähän toisistaan, mutta samalla nähdään, että mittaustuloksissa on suuria hajontoja (kuva 1). Harrastamattomien ryhmässä lihasaktiivisuus ensin kasvaa kunnes kolmannen nopeuden kohdalla arvot laskevat. Neljännen nopeuden kohdalla keskiarvo laskee huomattavasti ja nousee uudelleen viidennen nopeuden kohdalla. Ilman harrastamattomien neljännen nopeuden kohdalla tapahtuvaa pudotusta ryhmien välillä lihasaktiivisuudet ovat samansuuntaisia, mutta hajonnat ovat suuria. Harrastamattomien lihasaktiivisuuden alenema neljännellä nopeudella voi johtua yksilöllisistä eroista tai mittausvirheestä.



KUVA 1. Tutkittavien pakarialihasten lihasaktiivisuus eri juoksunopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa juoksunopeudesta 2,2 m/s, b eroaa juoksunopeudesta 2,5 m/s, c eroaa juoksunopeudesta 2,8 m/s, d eroaa juoksunopeudesta 3,1 m/s, e eroaa juoksunopeudesta 3,3 m/s; \*  $p \leq 0,05$ ; \*\*  $p \leq 0,01$ .

Kaksoiskantalihaksen lihasaktiivisuuksista huomataan, että ryhmien sisällä lihasaktiivisuudet eivät juuri eroa tilastollisesti merkitsevästi toisistaan ja tuloksissa on ollut suurta hajontaa (kuva 2). Molemmista ryhmissä lihasaktiivisuudet eivät osoita johdonmukaista kasvua juoksunopeuden kasvaessa, vaan keskiarvoissa tapahtuu nousuja ja laskuja nopeuden kasvaessa. Hajonnat ja vaihtelevat tulokset voivat mahdollisesti johtua mittausvirheestä tai mahdollisesti isometrinen normalisointi ei ole ollut paras tapa normalisoida kaksoiskantalihaksen aktiivisuutta. Juoksunopeuksilla on mitattu melko suuria aktiivisuuksia suhteessa % MVIC arvoon. Ryhmät eivät eroa tilastollisesti merkitsevästi toisistaan.



KUVA 2. Tutkittavien kaksoiskantalihaksen lihasaktiivisuus eri juoksunopeuksilla juoksua harrastavilla ja harrastamattomilla.

a eroaa juoksunopeudesta 2,2 m/s, b eroaa juoksunopeudesta 2,5 m/s; \*  $p \leq 0,05$ .