

Johanna Kujala

LANGATTOMAN PINTA- ELEKTROMYOGRAFIAN HYÖDYNTÄMINEN RATSASTUSVALMENNUKSESSA

Lääketieteen ja terveysteknologian tiedekunta
Kandidaatintyö
Huhtikuu 2022

TIIVISTELMÄ

Johanna Kujala: Langattoman pinta-elektromyografian hyödyntäminen ratsastusvalmennuksessa
Tampereen yliopisto
Biotekniikan tutkinto-ohjelma
Kandidaatintyö
Huhtikuu 2022

Ratsastusvalmennus tähtää hevosen ja ratsastajan yhteistyön ja fyysisen suorituskyvyn kehittämiseen. Eri ratsastustehtävien suorittamiseksi ratsastajalta ja ratsulta vaaditaan sekä teknisiä taitoja että riittäviä fysiologisia edellytyksiä, kuten riittävää lihasvoimaa ja rasituksenkestokykyä. Pitkäjänteisen harjoittelun pyrkimyksenä on edistää suorituksia sekä huolehtia hevosen ja ratsastajan hyvinvoinnista. Ratsastusvalmennus perustuu merkittävässä määrin ratsastajan ja tämän taustajoukkojen subjektiiviseen arviointiin. Subjektiivinen arviointi on vahvasti sidottu arvioijana toimivan henkilön tietämykseen ja kokemukseen tarkasteltavasta aiheesta, joten se on altis virheellisille tulkinnoille.

Työn tavoitteena oli pohtia, voisiko langatonta pinta-elektromyografiaa (sEMG) hyödyntää ratsastusvalmennuksessa ja voisiko se tuottaa objektiivista tietoa hevosen ja ratsastajan lihasten toiminnasta valmennuskokonaisuuden tueksi. Aihetta tutkittiin kirjallisuuskatsauksen ja pienimuotoisen koejärjestelyn kautta. Kirjallisuuskatsauksessa tutustuttiin hevosille ja ratsastajille tehtyihin sEMG-mittauksiin. Koejärjestelyssä mitattiin suoralla uralla hevosen kaulan brachiocephalicus-lihasta (m. brachiocephalicus), ihmisen ojentajalihasta (m. triceps brachii) ja ihmisen olkavärttinäluulihasta (m. brachioradialis). Mittaukset suoritettiin neljässä eri tilanteessa: käynnissä vapain ohjin, käynnissä ohjat tuntumalla, kevyessä ravissa ohjat tuntumalla ja harjoitusravissa ohjat tuntumalla.

Työn johtopäätöksenä esitetään, että langattomalla sEMG:llä voi olla potentiaalisia käyttökohteita ratsastusurheilussa. Sen avulla voitaisiin esimerkiksi arvioida, kohdistuuko tietty harjoitus tavoiteltuun kohdelihakseen, onko harjoitettu lihas väsynyt ja onko harjoittelu tuottanut toivottuja tuloksia. Mittaustulokset vaativat kuitenkin edelleen osaavan tulkitsijan. Tutkimusta erityisesti erilaisten ratsastajien ja ratsujen vaikutuksista toistensa lihastoimintaan tarvitaan lisää.

Avainsanat: sEMG, ratsastusurheilu, urheiluvalmennus

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck –ohjelmalla.

ALKUSANAT

Tämä työ on tehty Fibrux Oy:lle kartoittamaan langattoman pinta-elektromyografian hyödyntämismahdollisuuksia ratsastusvalmennuksessa. Fibrux Oy:n Mpower sEMG-mittareita ja analyysiohjelmistoa käytettiin työn koejärjestelyssä, ja lisäksi yritys on tarjonnut asiantuntemustaan sEMG-mittaukseen liittyen. Kiitos erityisesti Fibrux Oy:n Mika Herralalle tietämyksesi jakamisesta työn eri vaiheissa.

Lisäksi tahdon kiittää myös koejärjestelyyn osallistuneita ratsukoita sekä työn ohjaajaa Milla Juutista. Aikanne ja näkemyksenne työhön liittyen ovat olleet mittaamattoman arvokkaita.

Tampereella, 22.4.2022

Johanna Kujala

SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO	1
2. ELEKTROMYOGRAFIA.....	3
2.1 Luustolihaksen rakenne ja toiminta	3
2.2 SEMG	5
3. SEMG-TUTKIMUS HEVOSILLA JA RATSASTAJILLA.....	14
3.1 Ratsastajien sEMG-mittaukset.....	14
3.2 Hevosten sEMG-mittaukset.....	15
4. MATERIAALIT JA MENETELMÄT	20
4.1 Materiaalit	20
4.2 Menetelmät	22
5. TULOKSET JA NIIDEN TARKASTELU.....	25
6. YHTEENVETO JA JATKOTUTKIMUS	44
7. LÄHDELUETTELO	46

LYHENTEET JA MERKINNÄT

EMG	<i>Elektromyografia (electromyography)</i>
sEMG	<i>Pinta-elektromyografia (surface electromyography)</i>
MVC	<i>Maximal Voluntary Contraction</i>
RMS	<i>Tehollisarvo (Root Mean Square)</i>
AVR	<i>Averaged Rectified Value</i>
MAV	<i>Mean Averaged Value</i>
FFT	<i>Nopea Fourier-muunnos (Fast Fourier Transform)</i>
STFT	<i>Short-time Fourier Transform</i>

1. JOHDANTO

Ratsastusurheilu on Suomessa ja maailmalla suosittu harrastus- ja kilpailulaji. Tämän työn kirjoitusvaiheessa Suomen ratsastajanliiton arvion mukaan ratsastuksen harrastajia on Suomessa noin 160 000. Vuonna 2020 Suomen ratsastajanliitto myönsi yhteensä 9 231 kilpailulupaa seuratasolta aina kansainväliselle tasolle saakka. [1] Ratsastusurheilun keskiössä on hevosen ja ihmisen yhteistoiminta ja molempien osapuolten fyysinen ja psyykinen suorituskyky. Sekä hevosen että ratsastajan liikeratoja, lihaskuntoa ja notkeutta pyritään harjoittelun avulla optimoimaan siten, että ratsukko kykenee suorittamaan lajin vaatimat tehtävät omalla tasollaan.

Ratsastusurheilu sisältää useita eri ratsastuksen lajeja. Kaikissa ratsastuksen lajeissa lajiharjoittelun aikana ratsastaja ja ratsu ovat jatkuvassa kehojen välisessä vuorovaikutuksessa. Ratsastaja antaa kehollaan ratsulle pieniä merkkejä, apuja, jotka säätelevät hevosen liikkumista. Ratsastajan tavoitteena on saada ratsu suorittamaan pyydytetyt tehtävät samalla ohjaten ratsua käyttämään kehoaan sille terveellä ja fysiologisesti taloudellisella tavalla. Parhaimmillaan ratsukon yhteistyö on ulospäin varsin eleeöntä, ja hevosen ohjaamiseksi riittävät ratsastajan vartalon, käsien ja jalkojen pienet tarkoituksenmukaiset asennonmuutokset. Ratsastusharjoittelussa merkittävässä osassa onkin ratsastajan kyky tuntea ja säädellä omaa ja ratsunsa kehoa liikkeessä. Taitojen kehittämisessä apua voidaan saada ratsastusvalmentajalta, joka arvioi silmämääräisesti ratsastajan ja hevosen yhteistoimintaa, ja ohjaa ratsastajaa tekemään tarvittaessa muutoksia.

Koska ratsastaja taustajoukkoineen vastaa hevosen harjoittelun tyypistä, kestosta, intensiteetistä ja harjoitustiheydestä, on hänellä myös vastuu varmistaa, että harjoittelu on hevoselle ikään, terveyteen sekä kunto- ja koulutustasoon nähden soveltuvaa [2]. Valmentajan kyvyllä havaita ja ratsastajan kyvyllä tuntea ja tehdä tarvittavat korjaukset on merkittävä vaikutus ratsukon nousujohteiseen kehitykseen. Ratsastajan ja ratsun valmennuskokonaisuus perustuu siis merkittävässä määrin subjektiiviseen arviointiin. Subjektiivinen arviointi pohjautuu kuitenkin aina yksilön omaan tietämykseen ja ymmärrykseen tarkasteltavasta aiheesta, ja voi siten olla altis virheellisille tulkinnoille. On esimerkiksi havaittu, että eläinlääkäriin kokemuksesta riippumatta kyky havaita totuudenmukaisesti erityisesti lievää asymmetriaa hevosen liikkeessä vaihtelee [3]. Pinta-elektromyo-

grafiamittaus (sEMG-mittaus) voisi tarjota ratsastajalle ja tämän taustajoukoille objektiivisen työkalun ratsukon tavoitteellisen harjoittelun tehostamiseen ja hienosäätöön, sekä harjoittelun tulosten arviointiin. SEMG on noninvasiivinen menetelmä, jonka avulla voidaan tutkia lihasten sähköistä toimintaa lihaksen päällisen ihon pinnalle asetettavien elektrodien avulla. SEMG:n avulla voidaan esimerkiksi selvittää, onko tutkittavan lihas aktiivinen sekä arvioida lihaksen tuottaman voiman suuruutta ja lihaksen väsymistä. [4] Saadun tiedon perusteella voidaan edelleen arvioida mm. vaikuttaako tietty harjoitus tavoiteltuun kohdelihakseen, ja määrittellä milloin kohdelihas väsyy siinä määrin, että vastuu liikkeen tuottamisesta siirtyy väsynyttä lihasta kompensoiville lihaksille.

Ihmisillä sEMG-mittausta hyödynnetty urheiluvalmennuksen ja kuntoutuksen tukena [5] [6] [7]. Hevosilla ja ratsukoilla sEMG:tä on käytetty toistaiseksi lähinnä tutkimussovelluksissa [2]. Tämän työn tavoitteena on pohtia langattoman sEMG:n soveltuvuutta ratsukon valmennuksen apuvälineeksi kirjallisuuskatsauksen ja käytännön koejärjestelyn avulla. Koejärjestelyssä mitattiin kahta ihmisen käsilihasta samanaikaisesti hevosen kaulalihaksen kanssa suoralla linjalla ravissa ja käynnissä. Mitattavia lihaksia olivat hevosen brachiocephalicus-lihas (m. brachiocephalicus), ihmisen olkavärttinäluulihhas (m. brachioradialis) ja ihmisen ojentajalihas (m. triceps brachii). Koejärjestelyn avulla voidaan arvioida langattoman sEMG:n soveltuvuutta käytännön tilanteissa ja pohtia mahdollisia kehityskohteita.

Työn seuraavassa osiossa perehdytään lyhyesti tahdonalaisesta liikkeestä vastaavan luurankolihasiston erityispiirteisiin sekä esitellään sEMG-mittauksen ja sEMG-signaalin käsittelyn periaatteita. Tämän jälkeen käydään läpi aikaisempia hevosten ja ratsukoiden EMG-tutkimuksia, esitellään tarkemmin työn koejärjestely ja saadut tulokset ja pohditaan niiden merkitystä sekä mahdollista jatkoa.

2. ELEKTROMYOGRAFIA

Biosignaalit ovat elävien organismien toiminnasta syntyviä signaaleja, joita voidaan havaita sopivilla mittalaitteilla. Elektromyografia (EMG) mittaa lihaksen toiminnasta syntyviä sähköisiä biosignaaleja joko ihon pinnalle lihaksen päälle tai suoraan lihakseen asetettavien elektrodien avulla [8]. EMG:n avulla voidaan esimerkiksi mitata, onko lihas toiminnassa ja onko lihaksen toiminta normaalia. Lisäksi EMG:n avulla voidaan pyrkiä arvioimaan mm. toiminnassa olevan lihaksen voimantuoton suuruutta ja lihaksen väsymistä. EMG:tä voidaan hyödyntää esimerkiksi neuromuskulaaristen sairauksien diagnosoinnissa ja arvioinnissa, fysioterapian tukena tai urheiluvalmennuksessa. [6] [7]

EMG-mittaamisen ymmärtämiseksi on olennaista ymmärtää lihasten ja hermoston yhteistoimintaa, joten ensin tässä luvussa käydään pääpiirteissään läpi luurankolihasrakennetta ja sen sähköistä toimintaa. Tässä työssä keskitytään tarkemmin ihon pinnalta mitattavaan pinta-elektromyografiaan (sEMG eli surface electromyography), joten lisäksi käsitellään EMG-signaalin mittaamiseen ja signaalin käsittelyyn liittyviä perusteita erityisesti sEMG:n näkökulmasta. Koska työn tavoitteena on pohtia langattoman sEMG:n hyödyntämismahdollisuuksia ratsastusvalmennuksessa, tarkastellaan tässä luvussa myös hevosille ja ratsastajille tehtyjä sEMG-tutkimuksia.

2.1 Luustolihasrakenne ja toiminta

Lihakudokset voidaan jakaa kolmeen eri tyyppiin: sydänlihaskudokseen, sileään lihaskudokseen ja poikkijuovaiseen lihaskudokseen. Näistä poikkijuovainen lihaskudos muodostaa poikkijuovaisen- eli luurankolihasrakennetta, jota voidaan ohjata tahdonalaisesti. Sileän lihaskudoksen tai sydänlihaskudoksen muodostamia rakenteita ei puolestaan säädelä tahdonalaisesti. Sydänlihaskudosta löytyy nimensä mukaisesti sydäimestä, ja sileää lihaskudosta mm. onttojen putkimaisten ja pussimaisten elinten ympäriltä. [9] Tyypillisesti elektromyografian avulla tutkitaan poikkijuovaisen lihasten toimintaa [6], joten seuraavaksi käsitellään tarkemmin vain poikkijuovaisen lihaksen perusrakennetta ja toimintaa.

Poikkijuovaisen lihaksen rakenne

Poikkijuovaiset lihakset vastaavat sekä ihmisen että hevosen elimistössä liikkeen synnystä ja asennon ylläpidosta. Lihakset kulkevat nivelten yli ja kiinnittyvät jänteiden avulla

luihin nivelen molemmin puolin mahdollistaen siten liikkeen nivelen ja pehmytkudosrakenteiden sallimassa liikelaaajuudessa. [9] Liikkeen lisäksi lihaksisto osallistuu elimistössä muun muassa lämmönsäätelyyn ja nestekiertoon [6].

Lihaskoostumus rakentuu lihassolukimpuista, sekä lihaksen eri osia ympäröivistä kalvorakenteista. Erityyppiset kalvorakenteet ympäröivät koko lihasta, sen sisältämiä lihassolukimpuja ja edelleen yksittäisiä lihassoluja. Kalvorakenteet tukevat ja suojaavat lihaksen rakennetta ja osallistuvat lihaksen nestekiertoon. Poikkijuovaiset lihassolut ovat pitkiä, sukkulamaisia soluja, joiden sisältä löytyvät lihaksen supistumisen mahdollistavat rakenteet, lihassäikeet eli myofibrillit. Myofibrillit puolestaan rakentuvat kahdenlaisista myofilamenteista: aktiineista ja myosiineista. Nämä filamentit ovat järjestäytyneet säännöllisesti koko fibrillin mitalla muodostaen lihaksen pienimpiä toiminnallisia yksiköitä, sarkomeereja. Lihaksen supistuessa aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat toistensa lomaan lyhentäen näin sarkomeerin ja edelleen koko lihaksen pituutta [9].

Motorinen yksikkö ja lihaksen supistuminen

Motorinen yksikkö on lihaksen pienin tahdonalaisesti säädeltävä toimintayksikkö. Motorinen yksikkö koostuu alfa-motoneuronista, sen aksonista päätehaaroineen sekä päätehaarojen hermottamista lihassoluista. Lihassolun supistuminen alkaa, kun lihassolua hermottava alfa-motoneuroni välittää sähköisen impulssin lihassolulle. Sähköinen impulssi välittyy kemiallisesti hermo-lihasliitoksen kautta lihassolulle, jossa se saa aikaan lihassolun aktiopotentiaalin. Lihassolun aktiopotentiaalin seurauksena solun sisällä tapahtuvat muutokset mahdollistavat myofilamenttien liukumisen toistensa lomitse. [9]

Yksi motorinen hermosolu voi hermottaa lihassoluja muutamasta solusta jopa useampaan tuhanteen soluun. Kaikki motorisen yksikön lihassolut supistuvat kerralla. Vain muutaman lihassolun sisältävät motoriset yksiköt osallistuvat tyypillisesti liikkeiden hienosäätöön, kun taas suuren määrän lihassoluja sisältävät motoriset yksiköt osallistuvat suurempaan voimantuottoon. [9] Motoristen yksiköiden määrä vaihtelee eri lihaksissa, ja esimerkiksi ihmisellä motorisia yksiköitä yksittäisessä lihaksessa sadasta jopa yli tuhanteen. Yhteen motoriseen yksikköön kuuluvat lihassolut voivat sijaita eri puolilla lihasta [10].

Motoriset yksiköt voidaan jakaa eri tyyppisiin perustuen niitä hermottavan alfa-motoneuronin kokoon ja johtumisnopeuteen, lihassolujen supistumisnopeuteen ja lihassolujen metabolisiin ja histokemiallisiin ominaisuuksiin perustuen. Karkeasti voidaan erottaa ominaisuuksiltaan kolme erillistä yksikkötyyppiä: hidas oksiatiiivinen (tyyppi I), nopea ja väsymistä sietävä (tyyppi IIa) sekä nopea ja väsyvä (tyyppi IIb). Saman motoneuronin

hermottamat lihassolut ovat ominaisuuksiltaan samankaltaisia [10] Lihassolujen jako eri solutyyppeihin on kuitenkin liukuva, ja lihassolujen ominaisuuksiin voidaan vaikuttaa esimerkiksi harjoittelun avulla [9].

Motorisia yksiköitä värvätään käyttöön lihassupistuksen aikana tyypillisesti nk. kokoperiaatteen mukaisesti. Tämän teorian mukaan ensimmäisenä aktivoituvat pienet ja hitaasti supistuvat motoriset yksiköt, joiden voimantuotto-ominaisuudet ovat suhteessa pienimmät, ja viimeisenä suurempaan voimantuottoon osallistuvat isot ja nopeasti supistuvat yksiköt. [10] Poikkeuksen kokoperiaatteeseen voivat tuoda esimerkiksi nopeat, ballistiset liikkeet tai lihaksen keinotekoinen sähköinen aktivointi [11].

2.2 SEMG

Pinta-elektromyografia eli sEMG on menetelmä, jonka avulla voidaan ei-invasiivisesti tutkia erityisesti suurten pinnallisten lihasten sähköistä toimintaa. Verrattuna invasiiviseen neula-elektromyografiaan, jonka avulla voidaan mitata jopa yksittäisten motorisen yksiköiden aktivoitumista, sEMG antaa laajemman kuvan koko mitattavan lihaksen aktiivaattotasosta. [8]

Havaittu sEMG-signaali koostuu useiden eri motoristen yksiköiden tuottamista signaaleista, jotka ovat summutuneet toisiinsa. Motoriset yksiköt aktivoituvat satunnaisissa intervaleissa ja seurauksena signaali voi olla vaihdellen positiivinen tai negatiivinen eri tarkasteluhetkillä. EMG-signaalia voidaan mallintaa yksinkertaisesti seuraavasti:

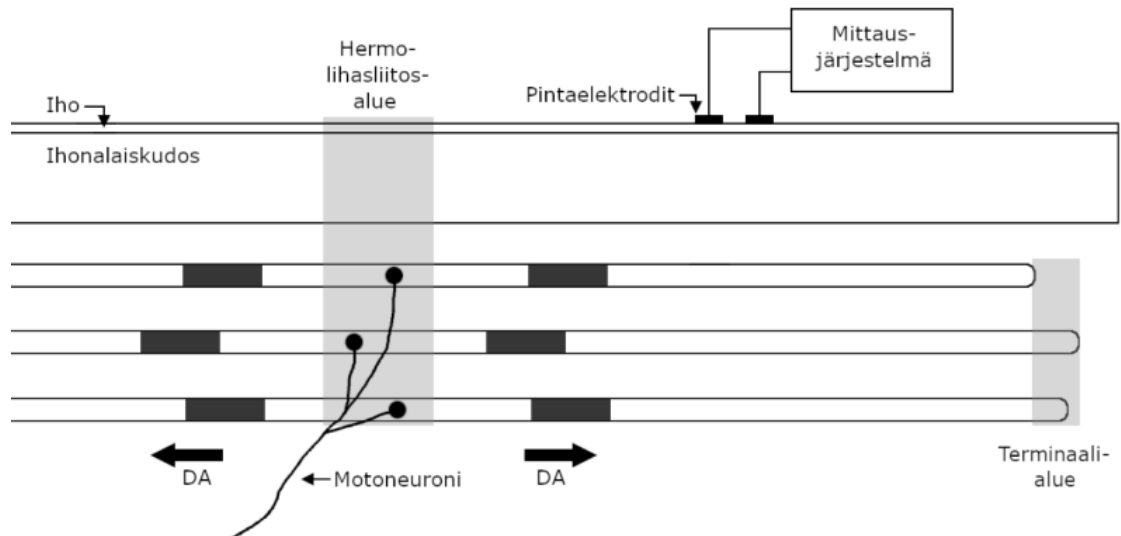
$$x(n) = \sum_{r=0}^{N-1} h(r)e(n-r) + w(n). \quad (1)$$

Tässä $x(n)$ on mallinnettu EMG-signaali, pisteprosessoitu $e(n)$ kuvaa impulssia (engl. firing impulse), $h(r)$ esittää motorisen yksikön aktiopotentiaalia, $w(n)$ on nollakeskiarvoinen valkoinen kohina (engl. zero mean additive white Gaussian noise) ja N on motoristen yksiköiden impulssien lukumäärä. EMG-raakadata näyttää melko satunnaiselta, eikä tyypillisesti tarjoa käyttäjälle sellaisenaan hyödyllistä informaatiota. [6]

Elektrodit ja sEMG-signaalin kerääminen

Tyypillisesti sEMG-mittauksissa käytetään kahta elektrodia, jotka asetetaan mitattavan lihaksen yläpuolelle halutulle mitta-alueella (nk. pick-up zone), jolta ne keräävät tietoa lihaksen motoristen yksiköiden aktivoitumisesta. Myös yhden tai enemmän kuin kahden mittaavan elektrodin käyttö sEMG-mittauksissa on mahdollista. Mittaavien elektrodien lisäksi käytetään referenssielektrodia. Kahta elektrodia käytettäessä mittaavat elektrodit

asetetaan vierekkäin lihaksen yläpuolelle yleensä lihassäikeiden suuntaisesti lihaksen keskiosan ja lihaksen luuhun kiinnittävän janteen väliin [12]. Kuva 1 havainnollistaa motorisen yksikön toimintaa ja mittausjärjestelmää.



Kuva 1: Motorisen yksikön motoneuroni ja sen hermottamat lihassolut. Lihassoluissa tummalla väritettynä näkyvät depolarisaatioalueet (DA), joiden kulku-suunta on osoitettu nuolella. Mukailtu lähteestä [4]. Kuva ei ole skaalassa.

Elektrodit havaitsevat mitattavassa lihaksessa osittain samojen motoristen yksiköiden aktivoitumisen. Koska lihassolujen supistumisen tuottamat signaalit etenevät lihaksessa paikallisesti ja elektrodit on sijoitettu toisiinsa nähden hieman eri kohtiin mitattavan lihaksen päälle, elektrodien kohdelihaksesta keräämät signaalit poikkeavat hieman toisistaan. Mikäli signaalilähde on riittävän etäällä mitattavasta lihaksesta, se näkyy molemmille elektrodeille likimain samankaltaisena. Tällaiset etäällä olevat signaalinlähteet ovat tyypillisesti häiriölähteitä. Kahden elektrodin mittaamat signaalit voidaan syöttää differentiaalivahvistimen läpi, joka vahvistaa eromuotoista signaalia ja suodattaa pois yhteis-muotoista signaalia. Käyttämällä kahta mittaavaa elektrodia voidaankin teoriassa poistaa signaalista erilaisia häiriökomponentteja ja samalla vahvistaa hyötysignaalia. [8]

Elektrodimateriaaleina sEMG-mittauksissa voidaan käyttää mm. jalometalleja, hiiltä, sintrattua hopeaa tai hopeahopeakloridia. Elektrodien materiaali vaikuttaa siihen, miten elektrodin, elektrolyytin ja ihon välille muodostuva rajapinta käyttäytyy. Elektrodit voidaan jaotella liukuvasti polarisoituihin- ja polarisoitumattomiin materiaaleihin. Polarisoituvat materiaalit muodostavat elektrodin ja elektrolyytin rajapintaan kondensaattorin tavoin käyttäytyvän varausjakauman, eikä rajapinnan läpi kulje virtaa. Vastaavasti ideaalisen polarisoitumattomien elektrodin ja elektrolyytin välisen rajapinnan toimintaa voidaan mallintaa vastuksen avulla, ja virta kulkee vapaasti rajapinnan läpi. Polarisoituvat elektrodit

ovat polarisoitumattomia elektrodeja herkempiä erilaisille liikeartefaktoille, sillä elektrodin ja ihon välinen suhteellinen liike voi aiheuttaa rajapinnassa varausjakauman uudelleenjärjestäytymisestä johtuvia potentiaalimuutoksia. Polarisoitumattomia elektrodeja, erityisesti hopea-hopeakloridielektrodeja, suositaankin sEMG-mittauskäytössä [13].

Elektrokemiallisten ominaisuuksien ohella elektrodit voidaan jaotella märkä- ja kuivaelektrodeihin. Märkäelektrodeja käytettäessä ihon ja elektrodin välissä elektrolyyttinä toimii johtava geeli tai muu vastaavan kaltainen johtava kerros [13]. Kuivaelektrodien tapauksessa sEMG-signaali välittyy elektrodeille elektrodin ja ihon väliin hiestä muodostuvan kerroksen kautta [14]. Kuivaelektrodien selkeä etu on niiden helppokäyttöisyys ja potentiaalisesti ihoa ärsyttävien elektrolyyttigeelien puutteesta seuraava käyttömukavuus. Kuivaelektrodi-iho-rajapinnan impedanssi on kuitenkin tyypillisesti märkäelektrodien vastaavaa korkeampi erityisesti ennen ihon ja elektrodin välisen hikikerroksen muodostumista. Korkealla impedanssilla voi olla signaalin laatuun heikentävä vaikutus, ja kuivaelektrodien käyttö vaatiikin hyvin suunnitellun vahvistinkytkennän tai ihon ja elektrodin välisen impedanssin madaltamisen esimerkiksi ihon pintakerroksen läpäisyn avulla. Lisäksi kuivaelektrodien kiinnitys verrattuna tavallisiin itsekiinnittyviin märkäelektrodeihin verrattuna on haasteellisempaa. Eritoten paksu hius- tai karvakerros hankaloittaa elektrodien kiinnitystä ja tasaisen elektrodin ja ihon välisen kontaktipinnan luomista, kasvattaa edelleen ihon ja elektrodin välistä impedanssia ja voi siten hankaloittaa luotettavien mittaustulosten saavuttamista. [14] Karvakerroksen luomat haasteet olivat konkreettisesti läsnä koejärjestelyssä, jossa mitatuilla hevosilla oli n. 1–3 mm karvapeite mittauselektrodien alueella. Ihon ja elektrodin välisen korkean impedanssin ja ulkoisen häiriön kytkeytymisen vaikutusta voidaan pyrkiä vähentämään aktiivisilla elektrodeilla, jotka erotuksena passiivisiin elektrodeihin, sisältävät vahvistinkytkennän heti elektrodien yhteydessä [15].

Mitatun sEMG-signaalin muotoon ja informaatioisisältöön vaikuttavat lukuisat eri tekijät. Ulkoisia ja tietyssä määrin säädeltävissä olevia tekijöitä ovat mm. mittauselektrodien ominaisuudet, kuten muoto ja käytetyt elektrodimateriaalit, sekä elektrodien sijoittelu suhteessa toisiinsa ja mitattavaan lihakseen. Lisäksi signaaliin vaikuttavat myös rajallsemmin säädeltävissä olevat fysiologiset, anatomiset ja biokemialliset tekijät. Näitä ovat muun muassa aktiivisten motoristen yksiköiden lukumäärä ja impulssitiheys, aktivoituneet lihassolutyypit ja lihassolujen halkaisijat, aktivoituneiden lihassolujen sekä sijainti ja syvyys lihaksessa sekä lihaksen ja elektrodin välisen kudokset kerroksen paksuus. Lihaksen lihassolujen ominaisuudet vaikuttavat esimerkiksi aktiopotentiaalinen etenemisnopeuteen lihassolussa ja edelleen mm. aktiopotentiaalien amplitudiin, muotoon ja keston. [6] Ku-

doskerros signaalinlähteiden ja mittauselektrodien välillä toimii luontaisena alipäästösuotimena, ja elektrodien ja ihon välinen rajapinta voi puolestaan suodattaa signaalista pois matalimpia taajuuskomponentteja [8]. Kerätty sEMG-signaali on siis jo hieman muokkautunut alkuperäisestä mittauslaitteistolle päätyessään.

SEMG:n esivahvistus

Lihasaktivaatiosta kertovat signaalit ovat suuruusluokaltaan tyypillisesti muutamien millivolttien luokkaa [16]. Signaali tyypillisesti esivahvistetaan heti keräysvaiheessa. Vahvistimelle tärkeitä ominaisuuksia ovat korkea yhteismuotoisten signaalien hylkäyssuhde (CMRR eli common mode rejection ratio), korkea sisääntuloimpedanssi ja matala kohina. CMRR kuvaa vahvistimen kykyä suodattaa yhteismuotoista signaalia eli signaalia, joka näkyy samanlaisena vahvistimen molemmissa sisääntuloissa. Sisäänmenoimpedanssin on oltava vähintään kaksinkertainen suurimpaan odotettuun ihon ja elektrodin väliseen impedanssiin verrattuna [12].

SEMG:n laatu ja signaalin suodatus

Motoristen yksiköiden aktivaatiosta syntyvien komponenttien lisäksi sEMG-signaaliin kertyy myös erilaisia häiriökomponentteja ja artefakteja sekä kohinaa. Häiriöistä tyypillisimpiin lukeutuvat esimerkiksi ihon ja elektrodin rajapinnassa liikkeen seurauksena syntyvät liikeartefaktat, mittauspiireistä aiheutuva elektroninen häiriö sekä elektromagneettinen säteily ulkoisista lähteistä. Lisäksi signaalissa voi näkyä ylikuuluminen (engl. crosstalk) muista lihaksista. Pintaelektrodit havaitsevat tällöin myös mitattavan lihaksen lähellä sijaitsevien lihasten aiheuttamia signaaleja. [6] Kohina- ja häiriösignaalit jakautuvat sekä sEMG:n hyötysignaalin alueelle, että sen ulkopuolelle. Hyötysignaalin suurimmat komponentit ovat karkeasti 30–150 Hz taajuusalueella [16], ja korkeimmat harmoniset taajuudet osuvat tyypillisesti noin 400–450 Hz taajuusalueelle [12]. Toistaiseksi hevosten lihaksille ei ole erikseen määritetty EMG-hyötysignaali-alueita, ja käytetty alue on ihmisten vastaava [2]. Häiriösignaalit ja kohina voivat hankaloittaa tai pahimmillaan jopa estää hyötysignaalin luotettavan havaitsemisen. Mittausjärjestelmän ja mittauksien huolellisella suunnittelulla sekä laadukkaiden piirikomponenttien käytöllä voidaan pyrkiä pienentämään häiriöiden ja kohinan määrää signaalissa [6].

Syntyneitä kohina- ja häiriösignaaleja voidaan myös poistaa signaalista suodatuksen avulla. Signaalia voidaan suodattaa analogisesti tai digitaalisesti. Näistä analoginen suodatus tapahtuu ennen analogia-digitaalimuunnosta (A/D-muunnosta) mittauspiiriin suunniteltujen elektronisten piirien avulla. Digitaalinen suodatus taas tapahtuu A/D

muunnoksen jälkeen nimensä mukaisesti digitaalisesti [4]. Raakasignaalin eli digitaalisesti prosessoimattoman sEMG sisältämään informaatioon voidaan kuitenkin vaikuttaa vain analogisella suodatuksella, eikä digitaalisella suodatuksella ei siis voida pelastaa liian heikkolaatuista raakadataa. Tarpeetonta sEMG-signaalin suodatusta tulisi kuitenkin välttää [12].

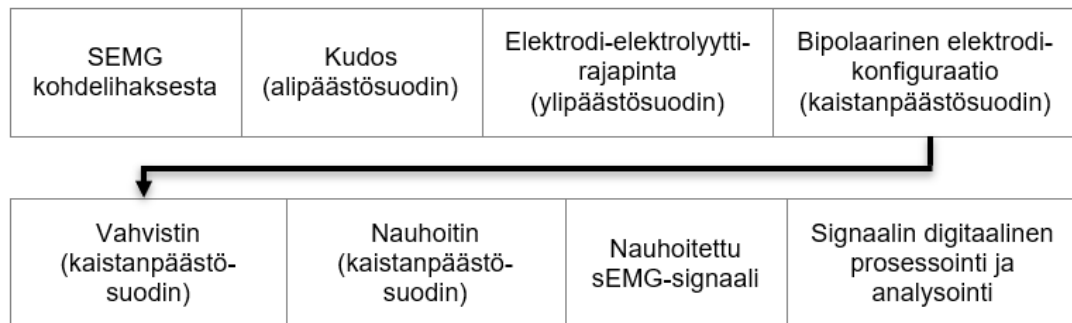
Tyypillisesti sEMG-signaali kaistanpäästösuodatetaan eli signaali sekä yli- että alipäästösuodatetaan. Suotimien rajataajuudet valitaan hyötysignaaliauuetta mukaillen, joskin tarkat rajataajuudet voivat vaihdella sen mukaan, mitä signaalista halutaan analysoida. Alipäästösuodatuksen avulla voidaan ehkäistä myös signaalin laskostuminen. Näytteenottoteoreeman mukaan A/D-muunnosta tehtäessä näytteistystaajuuden tulee olla vähintään kaksinkertainen signaalin korkeimpaan säilytettävään taajuuteen nähden. Mikäli tämä ei toteudu, teoreeman määritelmän ylittävät signaalitaajuudet laskostuvat, eli ne tulkitaan todellisuutta matalammiksi taajuuksiksi. Laskostuminen siis vääristää signaalin todellista taajuussisältöä. Valitsemalla alipäästösuotimen rajataajuus vähintään kaksinkertaiseksi näytteistystaajuuteen nähden voidaan ehkäistä laskostumista. [12]

Varsinaisen hyötysignaalin ulkopuoliset häiriöt sisältävät taajuusalueet voidaan pyrkiä poistamaan signaalin suodatuksen avulla. Myös hyötysignaalin taajuusalueelle osuvia häiriösignaaleja, esimerkiksi 50 Hz:n vaihtovirtahäiriötä, voidaan poistaa signaalista suodattamalla pois kyseinen taajuusalue koko signaalista. Tämä saattaa kuitenkin aiheuttaa virheitä tulostarkastelussa, sillä samalla suodattuu pois myös signaalin sisältämää informaatiota. Kokonaisen taajuusalueen poistoa hyötysignaalin alueelta tulisikin harkita tarkkaan. Yksittäisten häiriökomponenttien poistamisessa voidaan hyödyntää myös aikatazon suotimia, jotka lukittautuvat tiettyyn häiriösignaaliin arvioiden sen suuruutta ja vähentäen sen sitten kerätystä signaalista. [12]

A/D-muunnos ja kvantisointi

Vahvistuksen ja suodatuksen jälkeen signaali kvantisoidaan ja A/D-muunnetaan. Analogisen signaalin arvojoukko on jatkuva ja sillä on arvo kaikilla ajanhetkillä. Digitaalisella signaalilla on puolestaan diskreetti arvojoukko ja signaali voi saada arvoja vain tietyillä ajanhetkillä. Jotta analogista signaalia voidaan tallettaa ja käsitellä, se pitää muuttaa digitaaliseksi A/D-muunnoksella. Käytännössä muunnos tapahtuu siten, että analogisesta signaalista otetaan näytteitä tietyin aikaväleihin. Taajuutta, jolla näytteitä otetaan, kutsutaan näytteistystaajuudeksi. Kerätyt näytteet kvantisoidaan, eli niiden arvo pyöristetään muuntimen resoluution määräämään lähimpään diskreettiin arvoon. Käytännössä A/D-muunnettu signaali onkin approksimaatio todellisesta signaalista, jonka tarkkuus riippuu mm. muuntimen näytteistystaajuudesta, resoluutiosta ja arvojoukon rajoista. [17]

Kooste sEMG-signaalin keräämiseen liittyvistä vaiheista on esitetty kuvassa 2.



Kuva 2: Tyypilliset sEMG-signaalin keräämiseen liittyvät vaiheet. Mukailtu lähteestä [8].

On huomattava, että lukuisista signaaliin vaikuttavien tekijöiden takia sEMG:n amplitudiarvoja ei voida suoraan mitata mittasubjektien tai edes eri mitattavien lihasten välillä. Esimerkiksi maksimaaliseen tuotettuun lihassupistukseen (MVC) perustuvia signaalin normalisointimenetelmiä on käytetty vertailun mahdollistamiseksi [18].

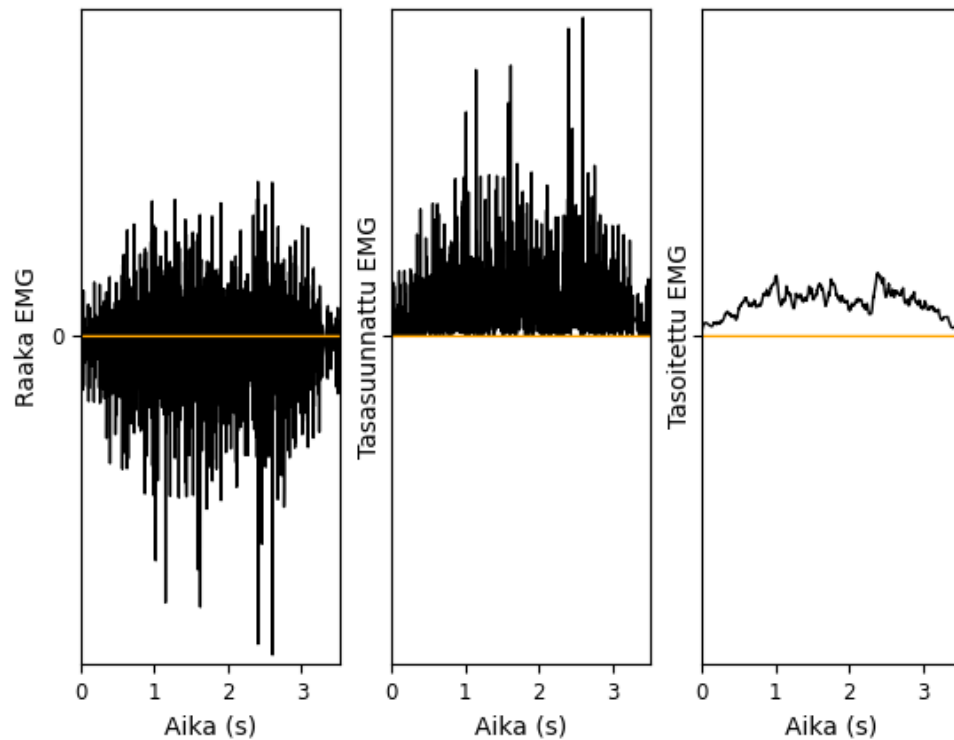
SEMG signaalin prosessointi ja analysointi

Yleisesti signaalit voidaan esittää aikatasossa ja taajuustasossa. Aikatasossa signaalin arvo kuvataan ajan funktiona. Taajuustasossa signaalin arvo esitetään taajuuden funktiona. Taajuustason esityksestä ilmenee, mitä taajuuksia signaalissa esiintyy ja missä suhteessa toisiinsa nähden nämä signaalissa näkyvät. [19] Lihaksen toiminnasta voidaan saada tietoa analysoimalla sEMG-signaalia sekä aika- että taajuustasossa. Usein ollaan kiinnostuneita sEMG-signaalin amplitudista, taajuussisällöstä tai molemmista eri ajanhetkillä [4].

Signaalin amplitudin perusteella voidaan arvioida lihaksen voimantuoton tasoa tai sitä, onko lihas ylipäätään aktiivinen. Tätä tietoa voidaan hyödyntää esimerkiksi liikeratojen analysoinnissa ja puolierojen havaitsemisessa. Muiden jo aikaisemmin käsiteltyjen sEMG-signaalin amplitudiin vaikuttavien tekijöiden säilyessä muuttumattomina, sEMG-signaalin amplitudiin vaikuttavat aktiivisten motoristen yksiköiden määrä ja alfa-motoneuronien impulssitiheys [8] [10]. Nämä kaksi voimantuottoa määrittelevää tekijää voidaan summata käsitteeseen lihasaktivaatio. Lihasaktivaatio voidaan käsittää abstraktina ajan suhteen vaihtuvana sisäänmenomuuttujan mallina, joka skaalaa mallinnettua ulostuloa, lihasten tuottamaa voimaa [5]. Mitä useampi motorinen yksikkö on aktiivisena, ja

mitä suurempi on impulssitiheys, sen suurempi on lihaksen aktivaatiotaso ja voimantuotto. Voimantuoton lisääntymisen sijaan sEMG-signaalin amplitudin kasvu voi myös kieliä lihaksen väsymisestä, ja amplitudia voidaan hyödyntää erityisesti yhdessä taajuustason analyysin kanssa lihasväsymisen tunnistamisessa. Tyypillisiä lihaksen amplitudia arviointiin käytettyjä menetelmiä ovat signaalin RMS- eli tehollisarvo ja signaalin keskiarvotettu tasasuunnattu arvo ARV (averaged rectified value, joka tunnetaan myös nimellä mean absolute value) [4]. On huomattava, että esimerkiksi vain kaksi mittaavaa elektrodia koko lihaksen yllä eivät välttämättä anna täydellistä kokonaiskuvaa lihaksen aktivoitumisesta [5].

Kun sEMG-signaali on muunnettu digitaaliseen muotoon ja sen amplitudia halutaan analysoida, sen datapisteet tyypillisesti dekorrelloidaan ja tasasuunnataan. Ennen tasasuuntausta signaali heilahtelee nollatason molemmin puolin, eikä esimerkiksi signaalin suora keskiarvottamien ole siksi kovin hyödyllistä. Yleisemmin käytetty tasasuuntausmenetelmä on kokoaaltotasasuuntaus, jossa jokaisesta datapisteestä otetaan itseisarvo. Toinen vaihtoehto on puoliaaltotasasuuntaus, jossa poistetaan signaalista kaikki negatiiviset datapisteet, joskin tässä menetelmässä menetetään osa signaalin sisältämästä informaatiosta. [6] Tasasuuntauksen jälkeen signaali delinearisoidaan, eli signaalin datapisteet nostetaan potenssiin d , jonka suuruus riippuu käytetystä prosessointimenetelmästä. Tyypillisimmin d saa arvon 1 (ARV prosessointi) tai 2 (RMS prosessointi). Tämän jälkeen signaali voidaan tasoittaa (engl. smoothing), eli signaali suodatetaan siten, signaalin datapisteiden terävät muutokset "silottuvat" ja signaalin yleinen trendi on nähtävissä helpommin mahdollisesti muutoin melko satunnaisen näköisestä datasta. Signaali voidaan tasoittaa esimerkiksi signaalin yli liukuvan ikkunan avulla, jonka sisälle jäävät datapisteet keskiarvotetaan muodostamaan aina arvio tietyn ajanhetken signaaliampplitudista. Tasoituksen jälkeen signaali relinearisoidaan, eli se nostetaan potenssiin $1/d$. [4] Kuva 3 havainnollistaa raakasignaalin, tasasuuntauksen ja tasoituksen vaikutuksia sEMG yhdestä dynaamisesta lihassupistuksesta mitattuun signaaliin.

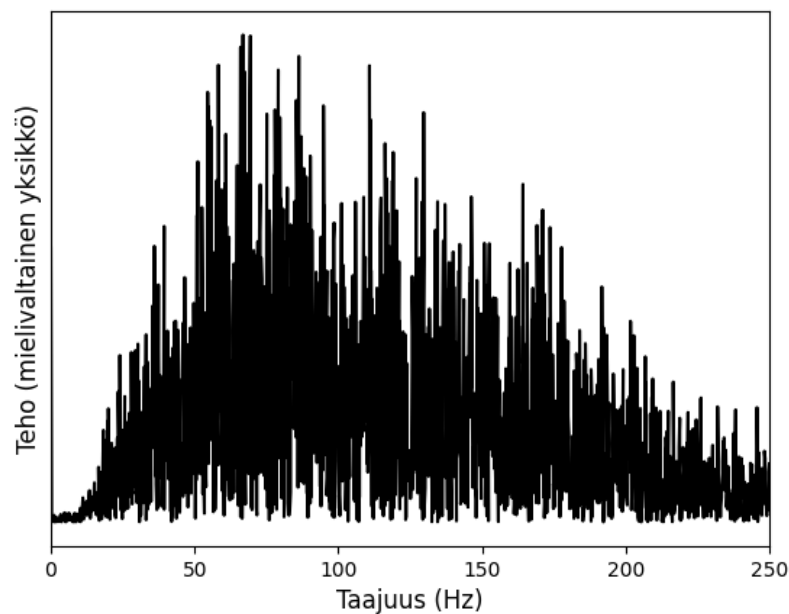


Kuva 3: Yhdestä hauislihaksen dynaamisesta supistuksesta kerätty käsittelemätön ("raaka") sEMG-signaali, tasasuunnattu sEMG-signaali ja tasoitettu signaali. Mukailtu lähteestä [4].

Signaali voidaan muuntaa aikatasosta taajuustasoon Fourier-muunnoksen (FT, fourier transform) avulla. Signaalinkäsittelyssä hyödynnetään erityisesti laskennallisesti tehokkaampaa nopeaa Fourier-muunnosta (FFT, fast fourier transform), joka tuottaa nopeammin saman lopputuloksen, kuin Fourier-muunnos. [19] FT-muunnos kertoo signaalin taajuussisällön, mutta ei paikallista eri taajuuksien esiintymistä tiettyyn ajanhetkeen. Koska sEMG-signaalin taajuusspektri muuttuu jatkuvasti ajan suhteen ja nämä muutokset taajuussisällössä ovat käyttäjälle informatiivisia, on kokonaisuuden kannalta järkevämpää tutkia mittauksen taajuusspektriä koko mittauksen kattavan FT-analyysin sijaan tietyissä rajatuissa aikaikkunoissa. Nämä muunnoksessa käytetyt aikaikkunat voivat olla osin päällekkäisiä. STFT (short-time Fourier transform) on tällä hetkellä yleisimmin käytetty menetelmä sEMG:n kaltaisten ei-stationääristen signaalien taajuustason tutkimisessa. [4]

Tyypillinen sEMG:n taajuusspektri on vinon kellokäyrän muotoinen (kuva 4). Taajuussisältöä analysoitaessa ollaan usein kiinnostuneita taajuusspektrin mediaanitaajuudesta, keskiarvotaajuudesta tai molemmista yhdessä. Taajuusspektristä voidaan myös verrata

korkeiden ja matalien taajuuksien suhdetta. Aikatasossa signaalin taajuussisällön muutoksia voidaan estimoida esimerkiksi signaalin nollatason ylitysten lukumäärien tai signaalipiikkien ominaisuuksien perusteella. [4] Taajuusspektrin muutoksia tutkittaessa tyyppillinen kiinnostuksen kohde on lihaksen väsymisen arviointi. Väsymisen yhteydessä lihaksen taajuusspektri siirtyy kohti matalampia taajuuksia ja spektrin muoto voi lisäksi vinoutua. Taajuusanalyysin avulla voidaan myös potentiaalisesti tutkia mitattavan lihaksen sisältämien solutyypin jakaumaa [4] [20], sekä tutkia eri motoristen yksiköiden käyttöönottoa lihaksen toiminnan aikana [4].



Kuva 4: Muodoltaan tyyppinen sEMG taajuusjakauma. Tämän signaalissa käytetty näytteistystaajuus 500 Hz sallii luotettavana pidettävän taajuussisällön analyysin korkeintaan 250 Hz:n saakka.

EMG-signaalien analysoimiseen on kehitetty myös muita aika- ja taajuustason analyysimenetelmiä, joita ei tässä työssä käsitellä tarkemmin. Muita analyysimenetelmiä käsitellään esimerkiksi lähteissä [6], [4] ja [21].

3. SEMG-TUTKIMUS HEVOSILLA JA RATSASTAJILLA

Elektromyografian mahdolliset sovelluskohteet ratsastusvalmennuksessa voidaan jakaa ratsastajan tai ratsun mittaamiseen erikseen, tai ja ratsastajan ja ratsun yhtäaikaiseen mittaamiseen. SEMG:tä on tiettävästi hyödynnetty hevosurheilussa toistaiseksi pääasiallisesti tutkimuskäytössä, joskin yksittäisiä palveluntarjoajia esiintyy [22] [23].

Varsinaisia ratsastaja-hevos-kompleksin sEMG-tutkimuksia on tehty rajallisesti, ja näissäkin sEMG-mittauksia on tehty tyypillisesti vain ratsukon toiselle osapuolelle. Seuraavissa alaluvuissa käsitellään ratsastajille ja hevosille tai näille yhdessä toteutettuja tutkimuksia ja pohditaan niiden kautta, mitä sEMG-mittauksien mahdollisia käyttökohteita ratsastusvalmennuksessa. Ensimmäisessä alaluvussa käydään läpi tutkimuksia, joissa pääasiallisen mittauskohteena on ollut ratsastaja. Toisessa alaluvussa käsitellään hevosten sEMG-mittauksia.

3.1 Ratsastajien sEMG-mittaukset

Ratsastajilla on sEMG:n avulla tutkittu esimerkiksi eri keski- ja ylävartalon lihashen aktivoitumista hevosen askelluksen eri vaiheessa ravissa [24], ratsastajan ylä- ja alavartalon lihashen aktivoitumista hevosen hypätessä erityyppisiä maastoesteitä [25].

Myös eri ratsastajaryhmien välisiä eroja on tutkittu: esimerkiksi González ja Šarabon [26] tutkivat edistyneiden ratsastajien ja noviisiratsastajien kykyä vaimentaa ravissa satulassa istuessaan hevosen liikkeen aiheuttamaa värähdystä ja vaimentumiseen vaikuttavien lihashen aktiivisuutta käynnissä, ravissa ja laukassa. Verrattaessa kuuden noviisiratsastajan ja yhdeksän edistyneen ratsastajan ryhmiä havaittiin, että ammattiratsastajat kykenivät vaimentamaan värähdystä noviisiratsastajia paremmin. Paremman iskuvaimennuskyky voisi tutkijoiden mukaan potentiaalisesti selittää edistyneiden ratsastajien vähäisempää alaselkävivun esiintyvyyttä noviisiratsastajiin verrattuna. Edistyneiden ratsastajien paremman vaimennuskyvyn arvioitiin selittyvän erityisesti mitattujen lihashen aktivoitumisen ajoituksissa askelluksen aikana havaituilla eroilla. Aikaisemmin on havaittu verrattaessa kahden eritasoisen ratsastajan kykyä synkronoida omaa liikettään saman ratsun liikkeisiin, että taitava ratsastaja kykenee synkronisoimaan liikkeensä vaiheen hevosen liikkeen vaiheeseen paremmin noviisiratsastajaan verrattuna [27]. On

mahdollista, että tämä voisi olla yhteydessä ratsastajien lihasten aktivoitumisten ajoituseroihin.

Ratsastuksen lajipiirissä tunnistetaan nykyisin yleisesti oheisharjoittelun hyödyllisyys lajissa kehittymisen kannalta. Ratsastajan ratsastusasennon ylläpitoon ja hevosen liikkeisiin mukautumiseen vaikuttavien lihasten ja lihasryhmien tunnistaminen, ja toisaalta myös lihasaktivaation ajoituksen tunnistaminen, voi auttaa ratsastajaa valikoimaan ratsastukseen soveltuvia oheisharjoitteita. Tutkimusta erilaisten oheisharjoitteiden vaikutuksista ratsastustaitoon kuitenkin tarvitaan toimivimpien harjoitteiden löytämiseksi [26]. On kuitenkin epävarmaa, voiko esimerkiksi hevosen liikkeisiin mukautumiseen liittyvien lihasten aktivoitumisen ajoitusta harjoittaa muutoin kuin ratsastamalla. Ratsastussimulaattorit voisivat tarjota harjoitteluun mielenkiintoisen vaihtoehdon. Simulaattorien avulla ratsastuksessa vaadittua kehonhallintaa olisi mahdollista kehittää todellisen hevosen liikkeitä simuloiden ilman, että ollaan sidoksissa esimerkiksi hevosen ylläpitoon liittyviin kustannuksiin tai yksittäisellä hevosella toteutetun harjoitteluajan rajallisuuteen. Pelkän hevosen tai hevosimulaattorin selässä istumisen lisäksi erilaisilla selässä toteutetuilla harjoitteilla voitaisiin edelleen tehostaa esimerkiksi asentoa ylläpitävien lihasten harjoittamista [28].

Lajitaitojen kehittymistä edesauttavilla harjoitteilla voitaisiin potentiaalisesti nopeuttaa erityisesti rajallisemmin lajiharjoittelevien ratsastajien kehitystä, vähentää ratsastuksen aiheuttamia kiputiloja [26] ja ylläpitää jo saavutettua ratsastustaitoa ja -kuntoa. Tiedetään, että vähemmän kokenut ratsastaja voi vaikuttaa heikentävästi mm. hevosen liikkeiden säännöllisyyteen [27]. Voidaankin argumentoida, että hevosen hyvinvoinnin kannalta on perusteltua, että edellytyksiä esimerkiksi hevosen liikkeisiin mukautumiseen kehitetään oheisharjoittelulla erityisesti ratsastusuran varhaisessa vaiheessa.

Vaikka tutkimusta on tehty samalla hevosella tai liikkeiltään samankaltaisiksi arvioituilla hevosilla ratsastaneiden edistyneempien ja vähemmän ratsastaneiden ryhmien välillä, liike- tai rakenneominaisuuksiltaan erilaisten hevosten vaikutuksesta saman ratsastajan lihasten aktivoitumiseen ei ole tiettävästi raportoitu. Tätä aihetta käsitellään hieman tämän työn tulostarkastelussa, jossa tarkastellaan kahden eri hevosen vaikutuksia saman ratsastajan olkavärttinäluulihasten ja ojentajalihasten aktivoitumistasoihin.

3.2 Hevosten sEMG-mittaukset

Elektromyografian soveltuvuutta hevosten mittaamiseen tutkinut J. M. Williams on tunnistanut ja kategorisoinut sEMG:n mahdollisia sovelluskohteita kolmen eri tavoitteen

avulla [2]. Ensimmäinen Williamsin määrittelemä tavoite liittyy kilpailusuoritukseen valmistautumiseen, jossa kilpailevan hevosen asianmukaisen lihaskunnan ja väsymisen siedon varmistaminen on keskiössä. Toinen tavoite käsittelee hevosen suorituksen parantamista erityisesti symmetrisen ja tasapainoisen lihasten käytön ja hevosen tehtäväkohtaisten suorituskyvyn ja motoristen taitojen kehittämisen näkökulmasta. Kolmas tavoite käsittää hevosen loukkaantumisen ehkäisyn ja terveiden urheilu- ja harrastekäyttövuosien lisäämisen. Williamsin määrittelemät tavoitteet eivät ole toisistaan irrallisia. Oli kyseessä sitten harraste- tai kilpahevonen, esimerkiksi fyysisen suorituskyvyn ja motoristen taitojen kehittäminen hevoselle asetettujen tehtävien vaatimalle tasolle voi tukea rasitukseen- tai väsymiseen liittyvien vammojen ehkäisyä. [2] Luonnollisesti myös vammojen ehkäisy on hevosen nousujohtaisen tai pitkäaikaisen harjoittelun kannalta edullista.

Hevosen liikeratojen tutkimus

Hevosen lihasten aktivoitumista liikkeen eri vaiheessa on tutkittu juoksumatolla [29] [30] [31] [32] [33], tasamaalla [33] ja juoksutusympyrällä [34] [35]. Hevosten liikeratojen tutkimisessa vaikutetaan näiden perusteella keskittyneen pääsääntöisesti kahteen tavoitteeseen: 1) määrittelemään, milloin mitattujen lihasten aktivoituminen alkaa ja loppuu liikeradan aikana eri askellajeissa ja 2) miten askellajin sisällä eri muuttujat, esimerkiksi vauhti, inkliinaatio, hevosen asento tai ratsastajan paino, vaikuttavat lihasten aktivoitumiskuvioon ja aktivoitumisen suuruuteen. Perusymmärrys hevosen lihasten aktivoitumisesta eri askellajeissa ja aktivaatioon vaikuttavista tekijöistä on olennainen pohja, jolle varsinaiset sEMG:n käyttösovellukset liikkeen analysoimiseksi ja parantamiseksi voidaan rakentaa.

Ratsastuksen lajiharjoittelun näkökulmasta myös erilaisten ratsastustehtävissä, esimerkiksi sivuttaisliikkeissä, toteutuvien lihasaktivaatiokuvioiden tutkiminen olisi perusteltua. Haasteen ratsastustehtävien tutkimiseen luo hevoseen tiedostamattaan ja tietoisesti vaikuttavan ratsastajan lisääminen kuvioon, ja ratsastajan taidolla voi olla merkittävästi vaikutusta hevosen liikkeisiin. Muun muassa kokoamisaste ja sen vaikutukset hevosen lihasten pituuksiin ja nivelkulmiin voivat potentiaalisesti vaikuttaa siihen, mitä lihaksia ja missä suhteessa hevonen käyttää eri askellajeissa ja eri ratsastustehtävissä [2] [34] [36]. On havaittu, että esimerkiksi brachiocephalicus-lihaksen ja splenius-lihaksen tuottamissa signaaliampplitudeissa on eroja hevosen pään ollessa hyperfleksiossa (nk. rollkur-asento) verrattuna kahteen pään asentoihin, joissa leuan ja kaulan välinen kulma on suurempi [34]. Lisäksi ratsastaja voi säädellä hevosen etenemisnopeutta ja askelpitua, ja siten vaikuttaa ainakin joidenkin lihasten tapauksessa sEMG-signaaliin [30]

[31]. Myös hevosten rakenne-erot ja koulutustaso voivat vaikuttaa hevosen liikkeeseen [36], mutta näiden vaikutuksia ei tiettävästi ole vertailevasti tutkittu.

Kun perustietoa liikeratojen aktivoitumisesta on tarjolla riittävästi, sEMG avulla voitaisiin esimerkiksi tutkia, milloin jokin ratsastusliike tehdään teknisesti oikein, milloin harjoitus kohdistuu oikeaan lihakseen tai lihasryhmään ja toisaalta myös, milloin lihas väsyy siinä määrin, että lihaksen harjoittaminen ei enää yksittäisellä harjoituskerralla ole tarkoituksenmukaista. Tunnistamalla hevosen mahdolliset heikkoudet lihasvoimassa voitaisiin kehittää hevoselle harjoitusohjelma, jossa varmistetaan myös heikkouksien kehittyminen siten, että voidaan taata riittävä kehonhallinta ja lihasten työskentelykyky esimerkiksi tiettyihin ratsastustehtäviin.

Symmetria

Useimmissa ratsastuksen lajeissa tavoitellaan lähtökohtaisesti symmetrisesti ja tasapainoisesti liikkuvaa ratsua, ja näitä ominaisuuksia pyritään edistämään harjoittelun avulla. Oikean ja vasemman puolen lihasten aktivaatioerot voivat olla seurausta harjoittelusta, vammoista tai hevosen luontaisesta vinoudesta, jonka voi ajatella vastaavan ihmisen oikea- tai vasenkätisyyttä. [2] Esimerkiksi laukassa tai tietyissä ratsastustehtävissä tehtävien sisällä epäsymmetrinen lihasten käyttö voi toki olla tarkoituksenmukaista, mutta lihasten käytön tulisi tällöinkin periaatteessa olla symmetristä näiden liikkeiden peilikuvisa: esimerkiksi väistöjen tulisi olla oikealle ja vasemmalle liikkeen aikaansaavien lihasten aktivaatioiden osalta samankaltaisia.

Perustuntemus hevosen eri lihasten normaaleista aktivoitumiskuvioista voi tarjota myös väylän hevosen liikkeen eläinlääkinnälliseen arvioimiseen [29]. Pakoeläimenä hevonen pyrkii usein peittämään esimerkiksi ulospäin näkyvän ontumisen mahdollisimman pitkään, mutta mikäli esimerkiksi ennen symmetrisesti liikkuneen hevosen muutokset aktivoitumiskuvioissa voisivat toimia hevosen taustajoukoille ensimmäisenä varoituksena lähestyvistä vammasta, tai jo syntyneestä vauriosta. Koska hevosen lihasten käytön epäsymmetriaan vaikuttavat tekijät voivat esiintyä myös luontaisesti [2] voisi hevoselle personoitu mittausprofiili esimerkiksi joidenkin valikoitujen lihasten osalta toimia pitkän aikavälin seurannassa kertomassa harjoitustavoitteiden tai onnistumisesta, kuten puolierojen tasoittumisesta, tai indikoimassa esimerkiksi kivun aiheuttamasta muutoksesta liikkeessä. Samalla periaatteella voitaisiin seurata myös jo syntyneiden vammojen kuntoutusta.

Väsymisen ja kuntotason arviointi

Hevosen väsymisen arviointiin on ollut käytettävissä verikokeiden ja sykkeen seurannan lisäksi lähinnä hevosen tarkkailuun perustuva subjektiivinen arviointi [37]. Sykettä tai veriarvoja seuraamalla ei kuitenkaan voida suoraan tehdä päätelmiä yksittäisen lihaksen tai lihasryhmän väsymisestä. Veriarvojen mittaaminen on lisäksi menetelmänä invasiivinen ja vaatii näytteen analysointiin soveltuvat laitteet.

Hevosen väsymisen ja EMG-signaalin välistä yhteyttä on tutkittu vertailemalla hevosista mitatuissa EMG-signaalien eroja rasituksen alussa ja lopussa eri askellajeissa. T. K. Cheung et al. [37] ovat tutkineet rasituksen vaikutusta juoksumatolla ravissa ja käynnissä liikkuvien hevosten lihasaktivaation RMS-arvoihin. G. R. Colborne et al. [38] ovat puolestaan tutkineet laukassa EMG-signaalin taajuusspektrin muutoksia rasituksen aikana aina väsymispisteeseen saakka. Väsymispiste määritettiin molemmissa tutkimuksissa hetkeksi, jossa hevonen ei enää minimaalisella kannustuksella kyenneet ylläpitämään vauhtia juoksumatolla.

Kiinnostava huomio on, että G. R. Colborne et al.:in laukassa toteutettuun tutkimukseen osallistuneista kolmesta hevosesta kaksi vaihtelivat tutkimuksen aikana vasemman ja oikean laukan välillä. Laukkaa vaihtaneista hevosista toinen vaihtoi laukkaa useamman kerran ja toinen vaihtoi laukkaa vain kerran tutkimusjakson aikana. Yksi hevosista ei vaihtanut laukkaa lainkaan tutkimusjakson aikana. Kaikilla hevosilla havaittiin deltoideuslihaksen EMG:n taajuusspektrin mediaanin siirtyvän matalammille taajuuksille, mikä implikoi lihaksen väsymistä. Laukkaa vaihtaneilla hevosilla taajuusspektrin mediaani mataltui kuitenkin prosentuaalisesti vähemmän laukanvaihtojen välissä. Heti laukan vaihtuessa taajuusspektrin mediaani siirtyi likimain alkutilannetta vastaavalle tasolle, josta se alkoi taas laskea. Laukkaa vaihtaneet hevoset kykenivät suorittamaan ajallisesti kauemmin ennen väsymispisteen saavuttamista. Laukkaa vaihtamalla hevoset siis pyrkivät keventämään lihaksen kuormitusta ennen suhteessa suuremman lihasväsymystilan saavuttamista, ja mahdollisesti ainakin osin tämän seurauksena kykenivät myös pidempään suoritusaikaan juoksumatolla laukassa. Havainto on mielenkiintoinen ja on oletettavaa, että mahdollisuuksien mukaan hevoset pyrkivät keventämään rasittuneiden lihasten kuormitusta muissakin yhteyksissä. Lihaksen väsyminen on useiden eri mekanismien seurauksena syntyvä tila, ja syyt tarpeeseen kompensoida lihasväsymystä ovat varsin intuitiivisia. Lihasten väsymiseen liittyy epämukavuutta tai jopa kipua. Lisäksi väsymisen edetessä tehtävien suorittaminen hidastuu ja kömpelöityy, lihaksen tai lihasryhmän voimantuottokyky hiipuu, ja lopulta tehtävän onnistunut suorittaminen voi olla jopa mahdo-

tonta. [39] Hevosella ei myöskään ole ihmisen tavoin kykyä suunnitelmalliseen lihasvoiman- tai kestävyuden lisäämiseen tähtäävään harjoitteluun. Hevosella siis ei voida katsoa olevan tietoista tarvetta kohdistaa jokin harjoite tiettyyn lihasryhmään, jolloin varsin loogisena päätelmänä voidaan pitää sitä, että hevonen pyrkii suorittamaan tehtävänsä (esimerkiksi juoksumatolla juoksemisen) sille kulloisenakin hetkenä soveltuvimmalla mahdollisella tavalla. Väsymistä arvioimalla voitaisiin ajoittaa harjoitteiden kestoa sopivaksi kullekin harjoituskerralle, ja mahdollisesti ehkäistä väsymisen aiheuttamia loukkaantumisia [2].

Cheung et al. [37] tutkivat väsymisen ohella hevosen harjoituskunnon vaikutusta EMG-signaaliin mittaamalla takajalan extensor digitorum longus -lihaksen sEMG-aktiivisuutta ennen rasitusta ja sen jälkeen ensin harjoittamattomalla hevosella ja samalla hevosella 8-viikon harjoitusohjelmanjälkeen. Harjoitetun ja harjoittamattoman lihaksen aktiivisuustasoissa ei havaittu eroja ennen rasitusta. Harjoittamattoman ja harjoitetun lihaksen rasituksen jälkeiset aktiivisuustasot kohosivat oletettavasti väsymisen seurauksena, vahvistaen aikaisemman kirjallisuuden käsitystä sEMG:n amplitudin kasvusta väsymisen yhteydessä myös hevosten kohdalla. Vaikka rasituksen jälkeen väsyneen lihaksen sEMG-aktiivisuus oli suurempaa harjoitetun lihaksen tapauksessa harjoittamattomaan verrattuna, ei tutkimuksen perusteella vaikuta siltä, että ainakaan sEMG:n RMS-amplitudiarvoja tarkastelemalla ei voida luotettavasti arvioida suhteellista harjoituskuntoa. Tois-taiseksi harjoituskunnon kasvamisen indikaattorina voitaneen käyttää väsymisestä kieli-vän amplitudinousun tai taajuusspektrin siirtymän suhteellisesti myöhäisempää alkamis-aikaa. Lisäksi lihaksen taajuusspektrin muutoksia pitkällä aikavälillä voidaan seurata, sillä lihaksen lihassolukoostumuksen tiedetään harjoittelun myötä voivan muuttua [9].

4. MATERIAALIT JA MENETELMÄT

4.1 Materiaalit

Tämän työn koejärjestelyssä viideltä eri ratsukolta mitattiin valikoitujen lihasten aktiivitasoja suoralla linjalla eri askellajeissa. Mitattavia lihaksia olivat hevosen brachiocephalicus-lihas sekä ihmisen olkavärttinäluulihäs ja ojentajalihäs (kuva 5). Kunkin lihasta mitattiin samanaikaisesti sekä vasemmalta että oikealta puolelta mahdollisten puolierojen havainnoimiseksi.



Kuva 5: MPower podin sijoittelu ihmisen ojentajalihaksen (A) olkavärttinäluulihaksen (B) ja hevosen brachiocephalicus-lihaksen mittaamiseksi (C). Vihreä nuoli osoittaa podiin.

Koejärjestelyyn valitut hevoset olivat ammattilaisvalmentajiensa mukaan terveitä, eikä niillä tietyvästi ollut kipuja, joka olisi voinut vaikuttaa mittaustuloksiin. Hevosista kolme olivat puoliverisiä ratsuhevosia, yksi oli ratsuponi, ja yksi suomenhevonen. Ratsuista suomenhevonen oli ratsukoulutuksensa alkutaipaleella, ja muut olivat jo useamman vuoden aktiivisessa harrastekäytössä. Hevosten iät vaihtelivat välillä 8–13 vuotta.

Ratsastajien taso vaihteli ammattilaisista kokeneisiin harrastekilpailijoihin. Koejärjestelyyn osallistui yhteensä neljä ratsastajaa. Yksi ratsastajista ratsasti kahta koejärjestelyyn osallistuneista hevosista (ponia ja yhtä puoliveristä ratsuhevosta).

Mittalaite

Koejärjestelyn mittalaitteena käytettiin Mpower pod sEMG-anturia (kuva 6). Signaali kerätään ja vahvistetaan mittalaitteella aktiivisilla elektrodeilla. Elektrodien välinen etäisyys on Mpower podeissa vakio, noin 8 mm. Kahta mittauselektrodia ympäröi maarengas, joka suojaa mittauspiiriä ulkoiselta häiriöltä ja ehkäisee ylikuulumista muista lihaksista.



Kuva 6: Mpower sEMG-mittari

Signaali esivahvistetaan instrumentointivahvistinkytkenällä ja kaistanpäästösuodatetaan päästökaistan välillä 15–250 Hz. Kaistanpäästösuodatus toteutetaan käyttämällä kytkennässä toisen asteen yli- ja alipäästösuotimina toimivia, matalakohinaisia rail-to-rail operaatiovahvistimia. Signaali digitoidaan 500 Hz:n näytteistystaajuudella. Signaali alipäästösuodatetaan vielä digitaalisesti. Pod kytkeytyy langattomasti tabletilaitteelle asennettuun Mpower App -ohjelmaan, joka tallentaa kerätyn signaalin. Datan tallentamisen lisäksi Mpower App analysoi ja esittää kerättyä dataa myös reaaliaikaisesti. Laitteen tiedot on saatu laitevalmistajalta.

Valmistelut

Mitattavista hevosista neljällä elektrodien sijoitusalueilta karva oli ajeltu noin 1–3 mm mittaiseksi. Yhdellä hevosista karva oli ajelematon, mutta hyvin lyhyt ja ohut. Karvojen ajelulla pyrittiin minimoimaan karvan vaikutus EMG-signaaliin. Kohdelihaksen sijainti arvioitiin palpoimalla. Mittalaite asemoitiin kaulan lihaksen siten, että elektrodit asettuivat

kaulan lihaksessa pituussuuntaan. Pod kiinnitettiin kaulaan podille mitoitettun kaksipuoleisen teipin avulla ja kiinnitys varmistettiin kinesioiteipin avulla.

Ihmisten käsilihaksiin laite kiinnitettiin podien mukana tulevan joustavan kiinnityshihnan avulla. Laitevalmistajan antaman ohjeen mukaan ihoa ei käsitelty puhdistavilla tai kuorivilla tuotteilla.

Koejärjestely

Mittaukset suoritettiin hiekkapohjaisessa ratsastushallissa. Ratsastajat verryttelivät hevoset kevyesti ennen mittauksia hevosten kuitenkaan silmin nähden hikoamatta. Koejärjestelyssä ratsukko eteni suoraan noin 40–50 metrin mittaisen matkan kutakin erillistä mittausjaksoa kohden. Käyttämällä mittauksessa suoraa linjaa pyrittiin eliminoimaan kaarteissa mahdollinen luontaisesti esiintyvä ero hevosen ja ratsastajan lihasten puolittaisessa aktivaatiossa. Ratsastajia kannustettiin vaikuttamaan hevoseen tietoisesti mahdollisimman vähän.

Mpower:in mobiiliapplikaatioon on mahdollista yhdistää bluetoothin avulla kerralla neljä podia. Sen vuoksi mittaukset jaettiin kahteen peräkkäin toteutettuun mittaussarjaan. Ensimmäisessä mittaussarjassa mitattiin samanaikaisesti ihmisen ojentajalihaksia ja hevosen brachiocephalicus-lihaksia ja toisessa samanaikaisesti ihmisen olkavärttinäluulihaksia ja hevosen brachiocephalicus-lihaksia. Hevoselta mitattiin siis molemmissa mittaussarjoissa samaa lihasta, eikä hevoseen kiinnitettyjä podeja irroitettu mittasarjojen välissä. Kummassakin mittaussarjassa lihasaktivaatioita mitattiin neljässä eri tilanteessa: käynnissä vapain ohjin, käynnissä ohjat tuntumalla, kevyessä ravissa ohjat tuntumalla ja harjoitusravissa ohjat tuntumalla. Kustakin neljästä edellä mainituista tilanteesta mitattiin kolme mittausjaksoa.

Mittausten aikana ratsukkoa ja reaaliaikaista EMG-signaalia havainnoitiin samanaikaisesti. Yksittäisen mittausjakson aikana ilmenneet, selvästi tuloksiin vaikuttavat tilanteet, kuten hevosen pään ravistelut tai säikähtämisestä johtuneet pyrähdykset, kirjattiin ylös. Tarvittaessa mittausjakso uusittiin vertailukelpoisemman datan saamiseksi.

4.2 Menetelmät

Datan analyysimenetelmät

Kerätyn sEMG-signaalin tallentamiseen ja analysointiin käytettiin Mpower App -mittausohjelmää. Ohjelma tallentaa raakadatan, minkä lisäksi se laskee ja tallentaa raaka-

datasta eri parametreja. Mittaussovellus tekee 250 ms välein 500 ms edeltävälle raakadatalle FFT-taajuusmuunnoksen, eli muuntaa aikataason signaalin taajuustasoon. Kustakin taajuusmuunnoksen tuottamasta taajuusspektristä lasketaan integraali, jonka suhteutettu arvo näkyy mittauksen aikana mittausohjelmassa reaaliaikaisesti ajan funktiona. Integraalin arvo kuvaa lihaksen aktivaatiotasoa: mitä suurempi mittausnäyttämän arvo on, sitä suurempi on hetkellinen lihassupistus. Integraalin arvo voidaan esittää mittamalla saatuun maksimaaliseen lihassupistukseen normalisoituna arvona tai mittausohjelmistossa määritettynä absoluuttiarvona. Koska käytännössä hevosesta on hyvin haastava saada mitattua maksimaalinen lihassupistus, käytettiin koejärjestelyssä mittausohjelman absoluuttiarvoja. Mittausohjelman tiedot on saatu laitevalmistajalta.

Tulostarkastelu

Koejärjestelyn pääasiallinen tarkoitus tässä työssä on tarjota väylä sEMG-mittausten soveltuvuuden ja mahdollisiin kehityskohteiden arvioimiseksi käytännön kautta. Kokonaisuutena koejärjestely on hyvin pienimuotoinen kokeellinen työ, jolla ei voida mitata tilastollista merkittävyyttä.

Tulostarkastelussa eri ratsukoilta kerätyt signaaleja analysoidaan visuaalisesti aikataossossa havainnoiden eri ratsukoiden ja askellajien välisiä eroja. Tulostarkastelussa ei ole katsottu tarkoituksenmukaiseksi tarkastella kaikkien ratsukoiden tuloksia erikseen tai yhtenä kokonaisuutena, vaan tulostarkastelussa päädyttiin käyttämään kahden siisteintä dataa tuottaneen ratsukon valikoituja mittaustuloksia eri tarkastelukulmista. Tulostarkasteluun valittiin ratsastaja N, joka ratsasti koejärjestelyssä kahta eri ratsua, ratsua I (poni) ja ratsua P (puoliverinen ratsuhevonen).

Tuloksien tarkastelussa on käytetty neljää eri tarkastelukulmaa, joiden avulla tutkitaan eri mittausasetelmien toimivuutta ja tulosten laatua eri hevosilla ja ratsastajilla. Ensin arvioidaan, kuinka koejärjestelynyksittäiset mittaukset olivat toistettavissa. Seuraavaksi tarkastellaan muutaman esimerkin avulla, onko hevosen ja ratsastajan eri lihasten aktivaatiotasossa tai niiden muutoksissa havaittavissa selkeää korrelaatiota. Tämän jälkeen verrataan eri käynnissä ja ravissa suoritettuja mittauksia toisiinsa. Lopuksi tarkastellaan, onko ratsastajalla havaittavissa eroa lihasten aktivoitumisessa eri hevosilla ratsastaessaan. Näiden tarkastelukulmien pohjalta arvioidaan sEMG:n potentiaalia ja haasteita ratsukon mittaamisessa ja peilataan tuloksia kirjallisuuteen.

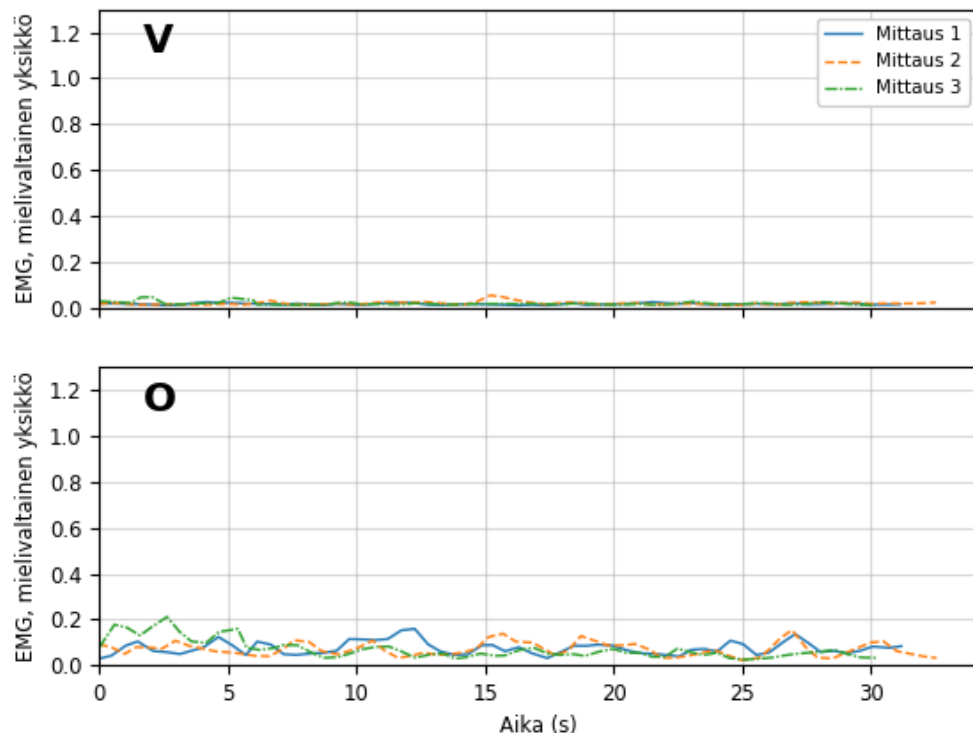
On huomattava, että koejärjestelyssä ei tehty kaikkia mahdollisesti mittaustuloksiin vaikuttavia vakiointeja, jotka olisivat voineet vaikuttaa mittaustulosten keskinäiseen vertail-

tavuuteen. Koejärjestelyssä ei myöskään käytetty sEMG-mittauksen ja koejärjestelyn aikaisen visuaalisen havainnoinnin lisäksi muita mittaamenetelmiä, joihin saatuja tuloksia olisi voitu peilata. On lisäksi huomattava, että aktivaatiotasojen ei koejärjestelyn tulostarkastelussa verrata ratsujen välillä tai ratsastajan ja ratsujen välillä. Kuten aikaisemmin on mainittu, sEMG:n amplitudiin vaikuttavat useat fysiologiset tekijät [6], jotka rajoittavat amplituditasojen vertailun vain mittaussubjektin saman lihaksen välisiin mittauksiin. Ihmisen mittaustuloksia eri hevosilla voidaan siis vertailla keskenään, joskin on huomattava, että eri mittauserroilla elektrodien sijoittelu saattavat poiketa hieman toisistaan ja vaikuttaa siten hieman myös tässä tapauksessa mittaustulosten vertailun luotettavuuteen.

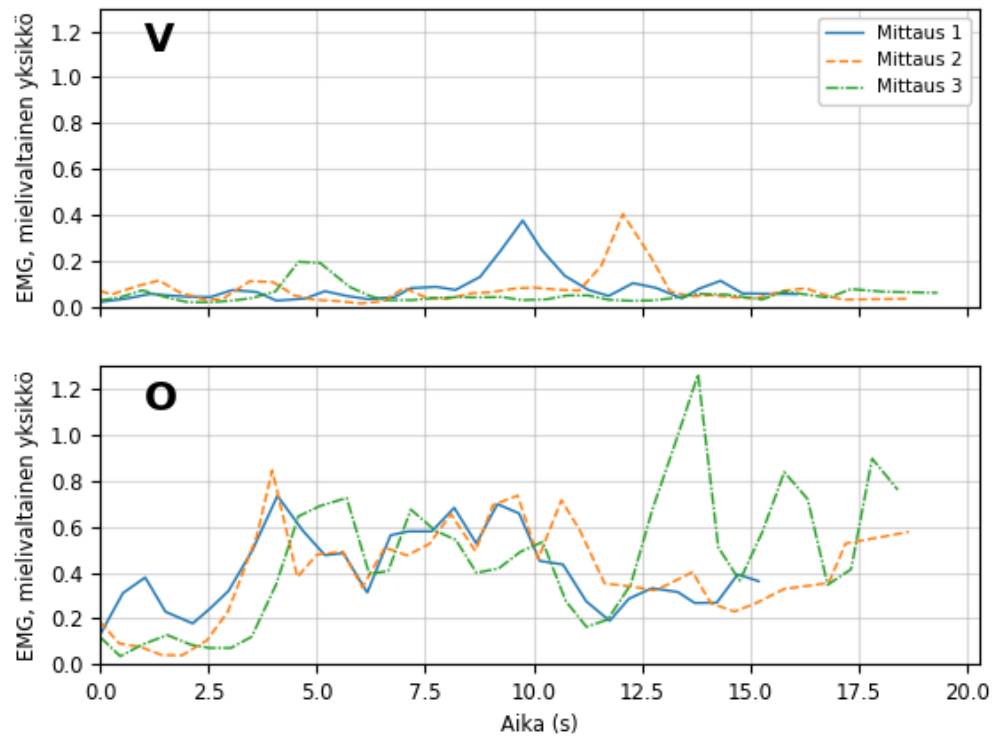
5. TULOKSET JA NIIDEN TARKASTELO

Mittausten toistettavuus

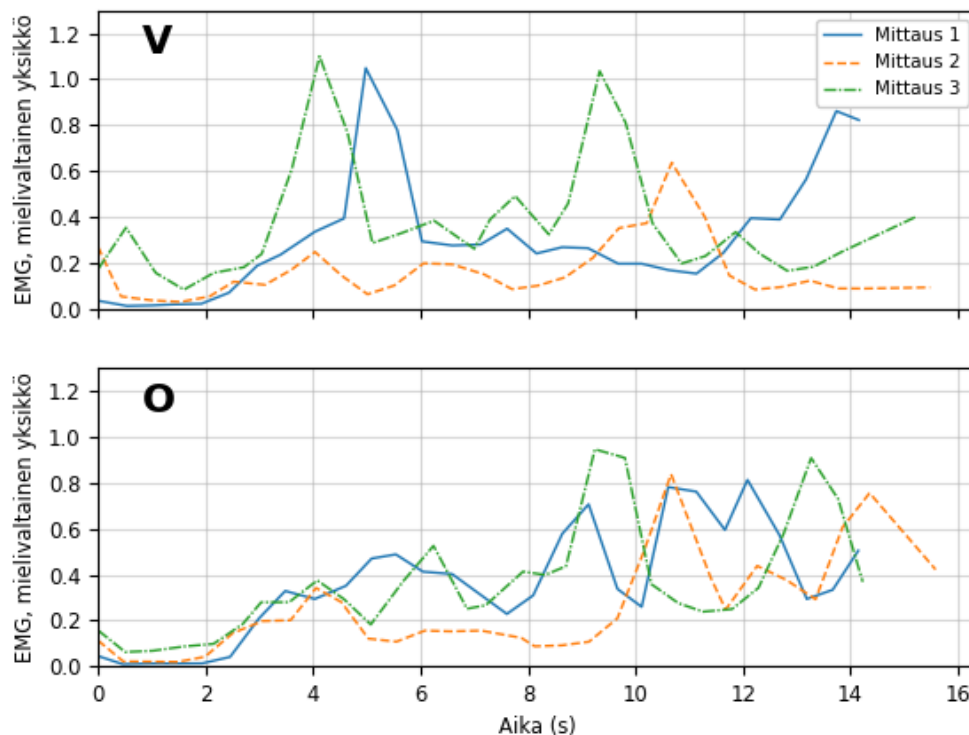
Mittausten toistettavuutta arvioitaessa on kiinnostavaa, onko mittauksissa havaittavissa jotain toistuvia ilmiöitä eri mittausten välillä, vai ovatko eri mittauksista saadut tulokset toisiinsa verrattuna täysin satunnaisia. Kuvista 7, 8 ja 9 nähdään, että ratsastajalla mittausten perustason voidaan katsoa säilyvän eri mittausten ajan melko samankaltaisina. Esimerkkikuvista vain kuvan 9 mittaus 2 on mittauksen alkuvaiheessa ollut perustasoltaan hieman muita mittauksia matalampi. Kuvista 7 ja 8 havaitaan, että ratsastajalla on ohjat tuntumalla harjoitusravissa toteutettujen mittauksien ajan toistuvasti perustasoltaan aktiivisempi oikea olkavärttinäluulihäs vasemman puolen vastaavaan lihakseen verrattuna.



Kuva 7: Ratsastajan N olkavärttinäluulihasten mittaukset käynnissä ohjat tuntumalla ratsulla I. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin.



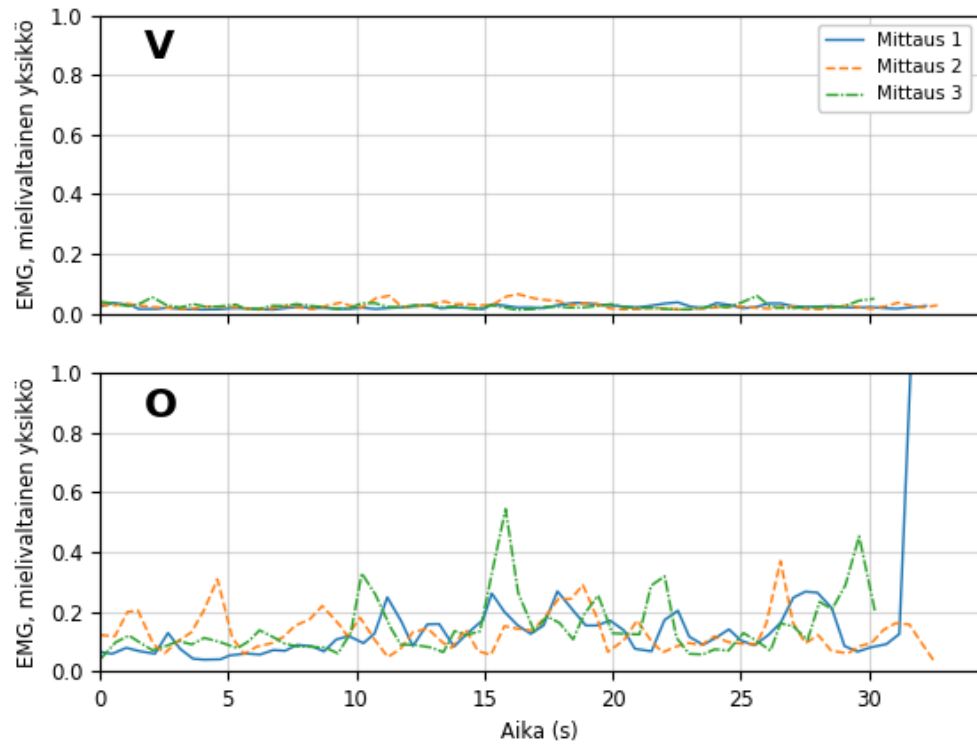
Kuva 8: Ratsastajan N olkavärttinäluulihasten mittaukset harjoitusravissa ratsulla I. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa V = vasen käsi ja O = oikea käsi.



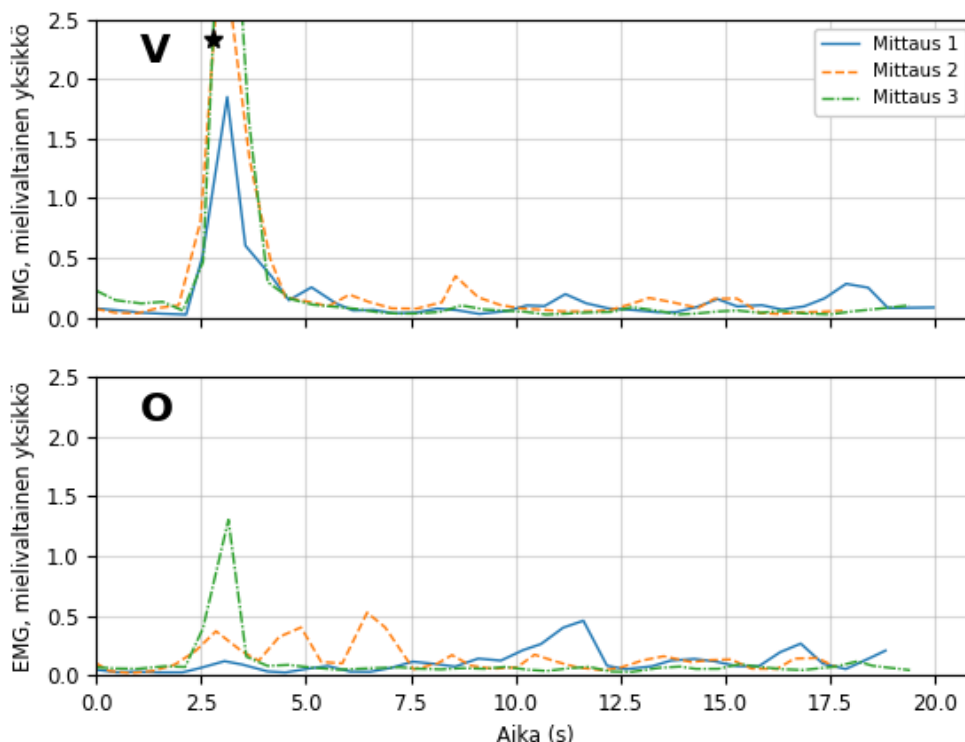
Kuva 9: Ratsastajan N ojentajalihasten mittaukset harjoitusravissa ratsulla P. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa V = vasen käsi ja O = oikea käsi.

Vaikka mittausten perustasot ovatkin silmämääräisesti varsin samankaltaisia, on mittauksissa myös perustasosta selvästi erottuvia ja toisiinsa nähden satunnaisia aktivoitumisjaksoja. Esimerkiksi kuvasta 8 voidaan huomata, että ratsastajan vasen käsi aktivoituu mittauksen 1 tapauksessa selvästi noin aikavälillä 8–12 s perusaktivaatiotasoa korkeammaksi. Tämänkaltaiset aktivaatiojaksot ovat keskimäärin selkeimpiä ja voimakkaimpia ravimittauksissa sekä hevosella että ratsastajalla.

Ratsun mittauksissa on havaittavissa samankaltaisia huomioita kuin ratsastajankin tapauksessa. Kuvassa 10 näkyy, että ratsun I oikea brachiocephalicus-lihas on jokaisessa mittauksessa hieman vasenta aktiivisempi. Kiinnostava havainto on kuvassa 11 näkyvä, ratsun I erityisesti vasemmassa brachiocephalicus-lihaksessa kaikissa mittauksissa näkyvät aktivaatiopiikit. Aktivaatiopiikit alkavat noin ajanhetkellä 2 s ratsun vaihtaessa askellajia käynnistä raviin. Ratsu I muutti siirtymien aikana päänsä asentoa avaten leuan ja kaulan välistä kulmaa hetkellisesti tuottaen aktivaatiopiikin, jonka suuruus vaihteli eri mittauksissa.



Kuva 10: Ratsun I mittaustulokset käynnissä ohjat tuntumalla mitattuna samassa yhteydessä, kun ratsastajan olkavärttinäluulihaksia on mitattu. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa V = vasen käsi ja O = oikea käsi.



Kuva 11: Ratsun I mittaustulokset harjoitusravissa mitattuna samassa yhteydessä, kun ratsastajan N ojentajalihaksia on mitattu. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa V = vasen käsi ja O = oikea käsi. Tähdellä osoitettujen, kuvaajan ulkopuolelle jäävien mittauspiikkien huippuarvot ovat mittaukselle 2 3,2 ja mittaukselle 3 4,7.

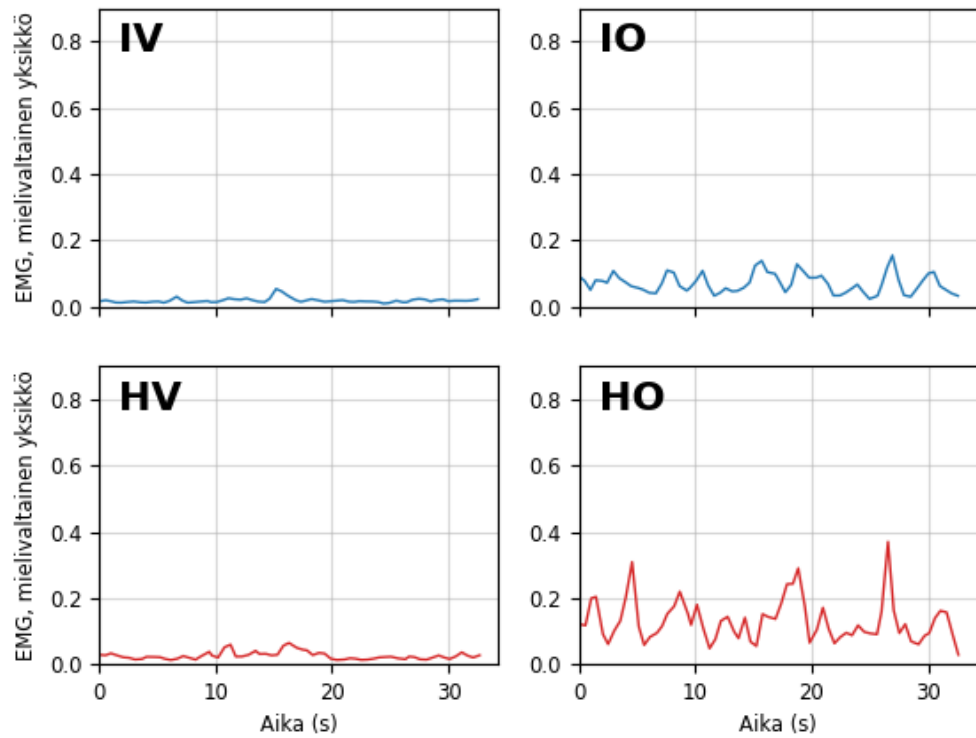
Kokonaisuudessaan voidaan kerätyn datan perusteella todeta, että toistettavimmiksi mittauksiksi osoittautuivat käynnissä vapain ohjin tehdyt referenssimittaukset. Mittausten perustaso vaikuttaa noudattavan eri mittausten kohdalla useimmissa tapauksissa toisiinsa vastaavia suuntaviivoja, mutta pääsääntöisesti aktivoitumisjaksot mittausjaksojen keskellä vaikuttavat melko satunnaisilta. On hieman yllättävää, että ratsastajalla ja hevosella näyttäisi esiintyvän näin selkeitä aktivoitumisjaksoja mittausjaksojen aikana. Ratsastaja ei mittausjaksojen aikana pyrkinyt vaikuttamaan hevoseen kuin minimaalisesti, ja esimerkiksi hevosen pään ravistelua tai kompuroidia sisältäneen mittaukset hylättiin ja korvattiin jo datankeruuvaiheessa. On kuitenkin huomattava, että näin matalilla mitausmäärillä ei tuloksia voida käsitellä tilastollisesti. Lisäksi tässä koejärjestelyssä kaikkia potentiaalisesti mittaustuloksiin vaikuttavia ulkopuolisia tekijöitä ei vakioitu.

Jatkotutkimuksissa ratsastajan käsien asento ja ohjastuntuman voimakkuus voitaisiin vakioida, sillä voidaan olettaa, että näillä voisi olla vaikutusta mittaustuloksiin. Olkavärttinäluulihak osallistuu ihmisellä kyynärnivelen koukistamiseen ja kyynärvarren supinaatioon ja pronaatioon. Ojentajalihas puolestaan osallistuu mm. kyynärnivelen ojennukseen. [40] Brachiocephalicus-lihas osallistuu hevosen etujalan anteversioon, ja lisäksi se osallistuu osittain takaraivoluu-kannattajanikamanivelen (lat. articulatio atlanto-occipitalis) koukistamiseen, ja lihaksen aktivaation on raportoitu lisääntyvän pään hyperfleksiossa [34]. Silmämääräisesti tähän koejärjestelyyn osallistuneet hevoset eivät liikkuneet pää hyperfleksiossa, mutta pään ja kaulan asento olisi tarkemmissa jatkotutkimuksissa hyvä vakioida tarkemmin tulostarkasteluun valittavan datan osalta esimerkiksi videoinnin avulla. Tällöin analysoitavaksi voitaisiin valita soveltuvinta dataa tietyltä ajanjaksolta [33] tai tietyn askelmäärän verran [34].

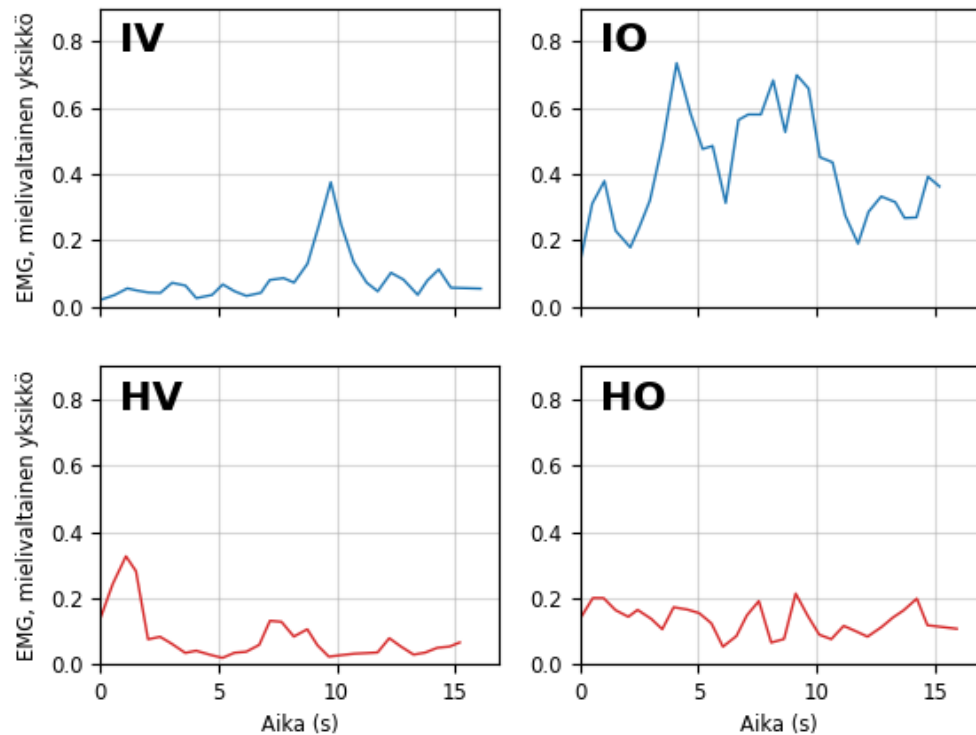
On myös havaittu, että hevosen etenemisnopeudella voi olla vaikutusta joidenkin lihasten aktivaatiotasoihin [30] [31]. Lisäksi on viitteitä siitä, että joillain yksilöillä vartalon eri puolten lihasten asymmetria voivat kasvaa tai pienentyä nopeuden funktiona [36]. Tietävästi hevosen nopeuden vaikutuksia lihasaktivaatioihin ei ole vielä tutkittu hevosen brachiocephalicus-lihaksen tai ratsastajan lihaksiston osalta, mutta vakioimalla etenemisnopeus voidaan poissulkea tämän mahdollinen vaikutus mittaustuloksiin. Koska brachiocephalicus-lihas osallistuu myös etujalan anteversioon, on mahdollista, että etujalan askelpituus tai liikkeen muoto vaikuttavat mittaustuloksiin. Koska hevonen ja ratsastaja muodostavat monimutkaisen kokonaisuuden, voitaisiin pyrkiä vakioimaan myös suurempia ratsastajan tai hevosen asentoon liittyviä kokonaisuuksia, kuten hevosen koamisastetta tai ratsastajan koko vartalon asentoa.

Ratsastajan ja hevosen aktivaatioiden korrelaatiot

Toinen kiinnostava kohde tulevaisuuden tutkimuksille ja sovelluskohteille on, kuinka ratsastajan ja hevosen eri lihasten aktivaatiot vaikuttavat toisiinsa. Kuvassa 12 nähdään, että käynnissä ratsun ja ratsastajan oikean puolen lihakset ovat aktiivisempia vasemman puolen lihaksistoon nähden. Ratsun I oikean puolen aktivaatio ei kuitenkaan muutu ravissa (Kuva 13), vaikka ratsastajan oikea olkavärttinäluulihak aktivoituu selvästi käyntiin verrattuna voimakkaammin. Sekä ratsastajan että ratsun I vasemman puolen aktivaatiotasot nousevat hieman ravissa käyntiin verrattuna.



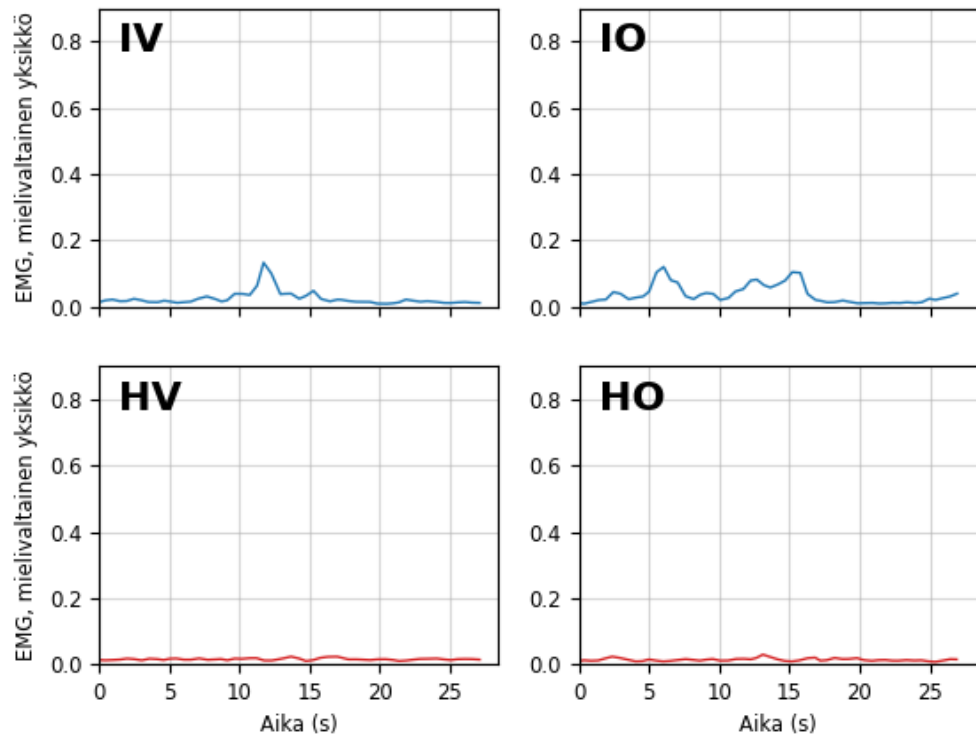
Kuva 12: Ratsastajan N:n olkavärttinäluulihasten ja ratsun I brachiocephalicus-lihassten yksittäinen mittaus käynnissä ohjat tuntumalla. Kuvassa IV = Ihmisen Vasen, IO = Ihmisen Oikea, HV = Hevosen Vasen ja HO = Hevosen Oikea.



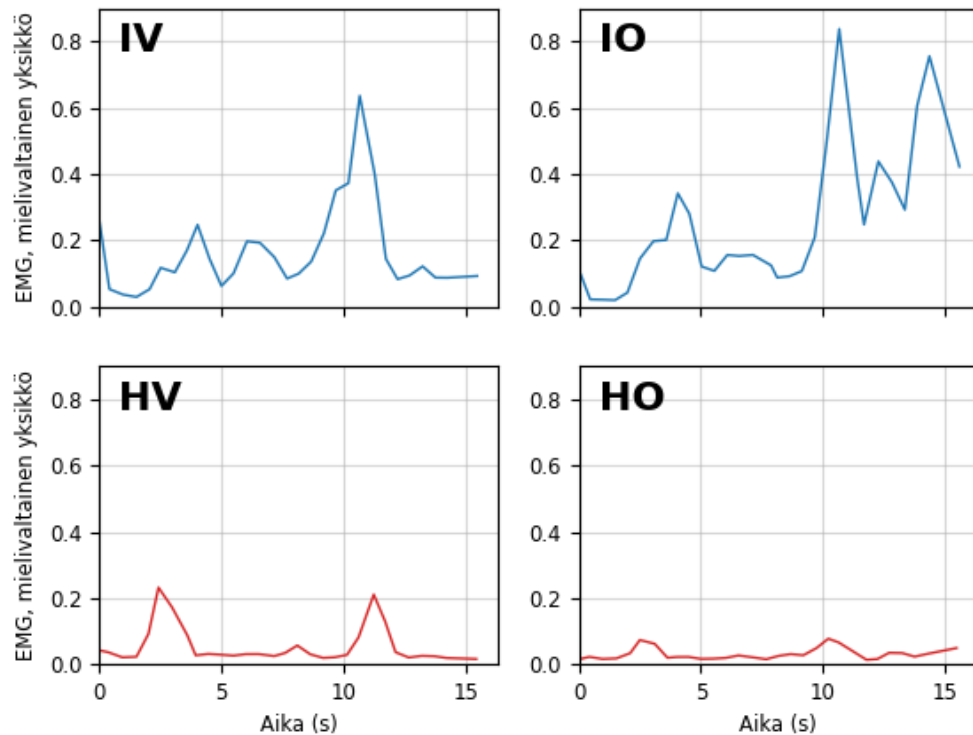
Kuva 13: Ratsastajan N:n olkavärttinäluulihasten ja ratsun I brachiocephalicus-lihasten yksittäinen mittaus harjoitusravissa. Kuvassa IV = Ihmisen Vasen, IO = Ihmisen Oikea, HV = Hevosen Vasen ja HO = Hevosen Oikea.

Ratsastajan ojentajalihaksia mitattaessa nähdään sekä hevosella että ratsastajalla ravissa (Kuva 15) kohonnut aktivaatiotaso käyntiin verrattuna (Kuva 14). Ratsastajan oikea käsi aktivoituu sekä käynnissä että ravissa hieman voimakkaammin osan mittausajasta, mutta hevosella ei ole nähtävissä vastetta ratsastajan kohonneisiin aktiivisuustasoihin.

Kuvassa 15 nähdään, että ratsulla P on noin ajanhetkelle 2–4 s ja ajanhetkelle 10–12 s ajoittuvat aktivaatiojaksot. Ratsastajalla voidaan havaita ensimmäisen ratsun aktivaatiojaksos kanssa likimain samanaikainen aktivoitumisjakso ja myöhemmin aktivaatiojakso hieman ennen ratsun toista aktivaatiojaksoa. Koska muilla ajanhetkillä voidaan kuitenkin sekä käynnissä että ravissa havaita ihmisellä ilmeisesti hevosesta riippumattomia aktivoitumisjaksoja, ei mittauksien perusteella voida muodostaa yksiselitteistä yhteyttä hevosen brachiocephalicus-lihasten ja ihmisen ojentajalihasten aktivoitumisten välille.



Kuva 14: Ratsastajan N:n ojentajalihasten ja ratsun P brachiocephalicus-lihas-
ten yksittäinen mittaus käynnissä ohjat tuntumalla. Kuvassa IV = Ihmisen Vasen,
IO = Ihmisen Oikea, HV = Hevosen Vasen ja HO = Hevosen Oikea.



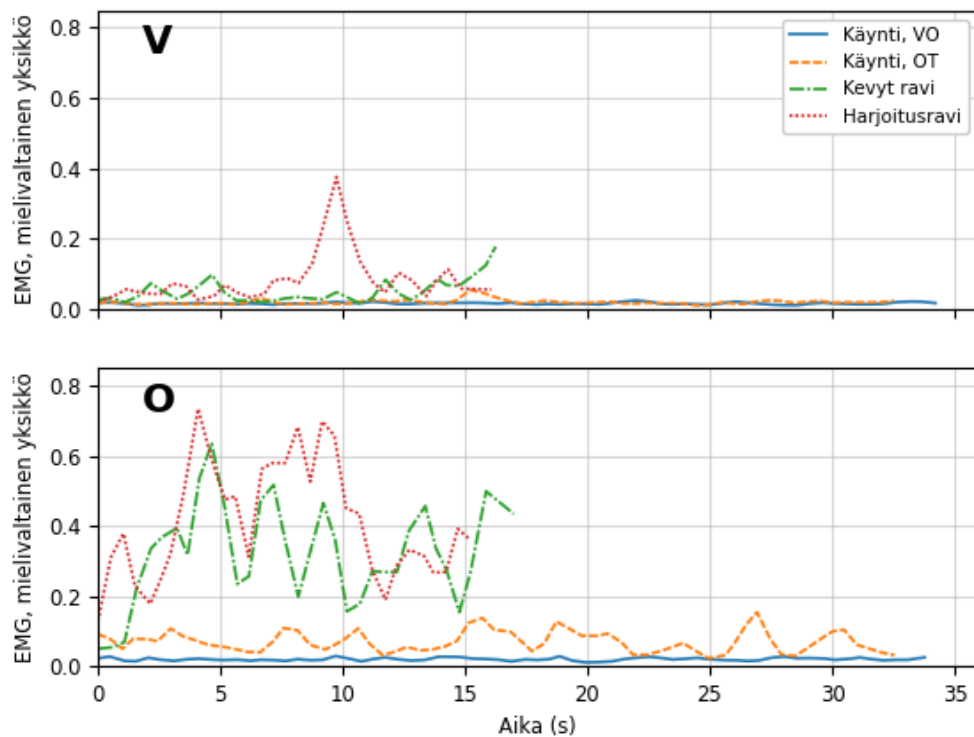
**Kuva 15: Ratsastajan N:n ojentajalihasten ja ratsun P brachiocephalicus-lihas-
ten yksittäinen mittaus harjoitusravissa. Kuvassa IV = Ihmisen Vasen, IO = Ihmi-
sen Oikea, HV = Hevosen Vasen ja HO = Hevosen Oikea.**

Tässä osiossa käsiteltyjen tulosten perusteella ei ole nähtävissä yleistettäviä yhteyksiä hevosen brachiocephalicus-lihas- ja ratsastajan ojentajalihasten tai olkavärttinäluuli-
hasten kehon eri puolten aktivaatioissa. Mittausten pienen määrän ja vakioimattomaksi
jääneiden ulkopuolisten tekijöiden mahdollisen vaikutuksen takia ei voida kuitenkaan
väittää, että yhteyksiä mitattujen lihasten välillä ei voisi olla.

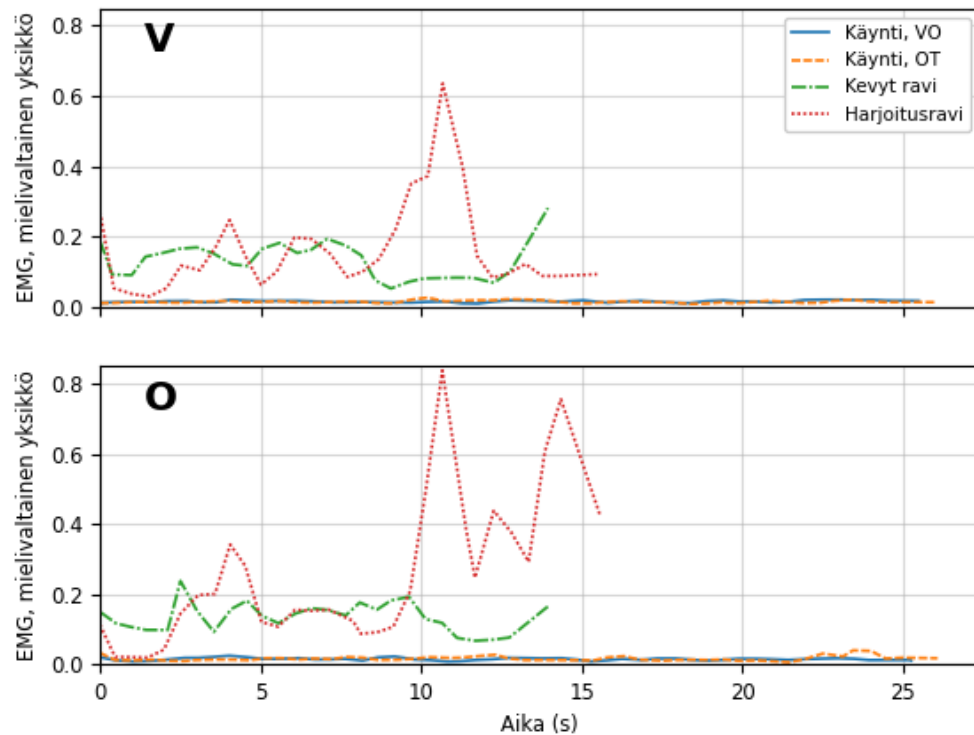
Yksittäisten lihasten mittaaminen ilman muuta tietoa mittaushetkestä välttämättä tarjoa
kokonaisuuden tulkinnan kannalta riittävästi tietoa, jolla mittaustuloksia tai lihasten akti-
voitumisten yhteyksiä voitaisiin tarkastella luotettavasti. Tutkimukset lihasten tai lihas-
ryhmien aktivoitumisten vaikutuksia ratsastajan ja hevosen välillä tulisivatkin suunnitella
huolella, jotta mittaustuloksiin mahdollisesti vaikuttavat ulkoiset tekijät voidaan poissul-
kea. Vakioitaviin ulkopuolisiin tekijöihin voisivat lukeutua jo mittausten toistettavuuden
käsittelyssä mainitut tekijät, kuten hevosen pään ja kaulan asento ja ihmisen käsien
asento.

Eri askellajien vertailu

Ihmisen olkavärttinäluulihasten (kuva 16) ja ojentajalihasten (kuva 17) keskimääräisissä aktivaatiotasossa nähdään nousu käyntiin verrattuna sekä kevyessä että harjoitusravissa. Käynnissä ohjat tuntumalla tehdyssä mittauksessa havaitaan eroa aktivaatiotasossa vapain ohjin toteutettuun referenssimittaukseen selkeästi vain oikean olkavärttinäluulihaksen kohdalla. Ojentajalihasten aktivaatioissa käynnissä ohjat tuntumalla ei havaita eroja referenssimittaukseen ratsastajan ratsastaessa ratsulla P. Sekä kevyessä että harjoitusravissa ratsastajan molempien mitattujen lihasten lihasaktivaatiotasot kasvavat käyntiin verrattuna. Ojentajalihasten kohdalla ratsastajalla havaitaan kuitenkin selkeitä eroja aktivaatiotasojen suuruuksissa eri hevosilla ratsastaessa. Tätä eroa käsitellään myöhemmin tuloksissa osiossa ”Ihmisen aktivaatiotasot eri ratsuilla”.

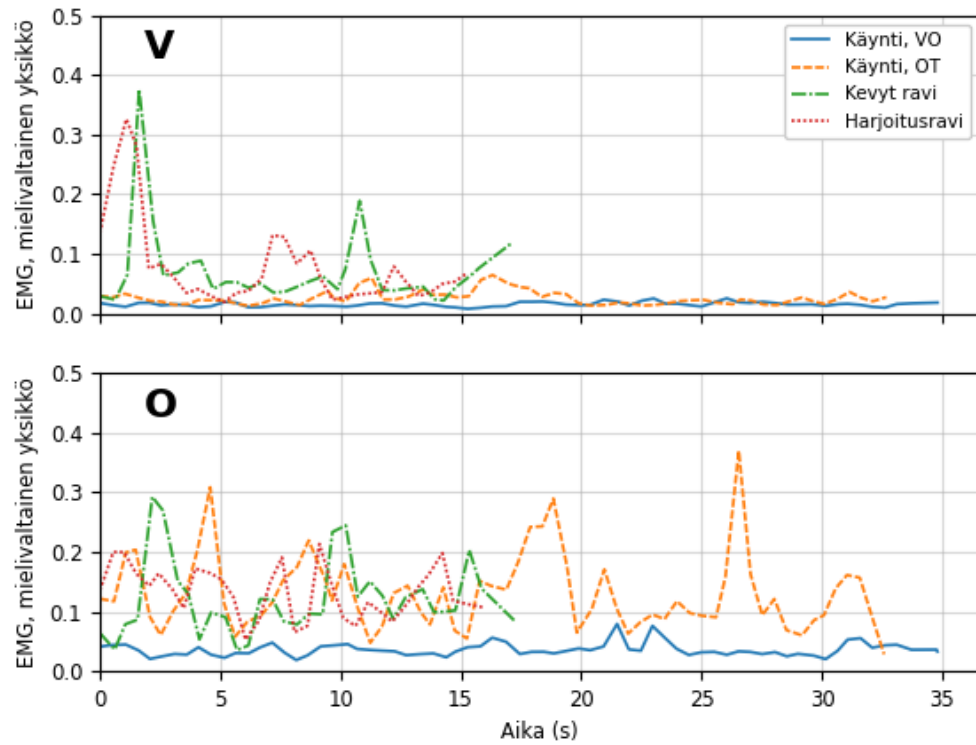


Kuva 16: Ratsastajan N olkavärttinäluulihasten yksittäisten mittaustulosten vertailu käynnissä ja ravissa tämän ratsastaessa ratsulla I. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa VO = Vapain Ohjin ja OT = Ohjat Tuntumalla.

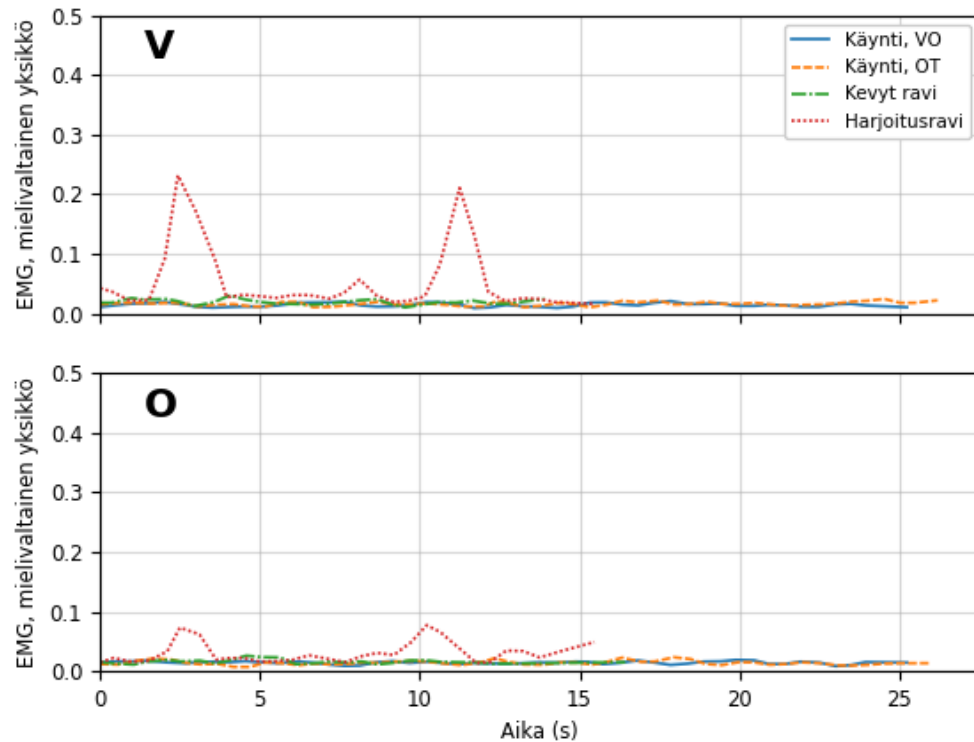


Kuva 17: Ratsastajan N ojentajalihasten yksittäisten mittaustulosten vertailu käynnissä ja ravissa tämän ratsastaessa ratsulla P. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa VO = Vapain Ohjin ja OT = Ohjat Tuntumalla.

Ratsulla I on havaittavissa kuvassa 18 hienoinen nousu keskimääräisessä aktivaatiotilassa käynnissä ohjat tuntumalla sekä kevyessä ja harjoitusravissa verrattuna käyntiin vapain ohjin. Ratsulla P ei havaittu vastaavanlaista eroa askellajien välillä, vaan mittausten perustaso säilyi melko vakaana eri askellajien välillä yksittäisiä harjoitusravissa tapahtuneita aktivoitumisjaksoja lukuun ottamatta.



Kuva 18: Ratsun I brachiocephalicus-lihasten yksittäisten mittaustulosten vertailu käynnissä ja ravissa. Ratsastajalta mitattiin samanaikaisesti olkavärttinäluulihasia. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa VO = Vapain Ohjin ja OT = Ohjat Tuntumalla.



Kuva 19: Ratsun P brachiocephalicus-lihasten yksittäisten mittaustulosten vertailu käynnissä ja ravissa. Ratsastajalta mitattiin samanaikaisesti ojentajalihaksia. V viittaa vasemman ja O viittaa oikean käden mittauksiin. Kuvassa VO = Vapain Ohjin ja OT = Ohjat Tuntumalla.

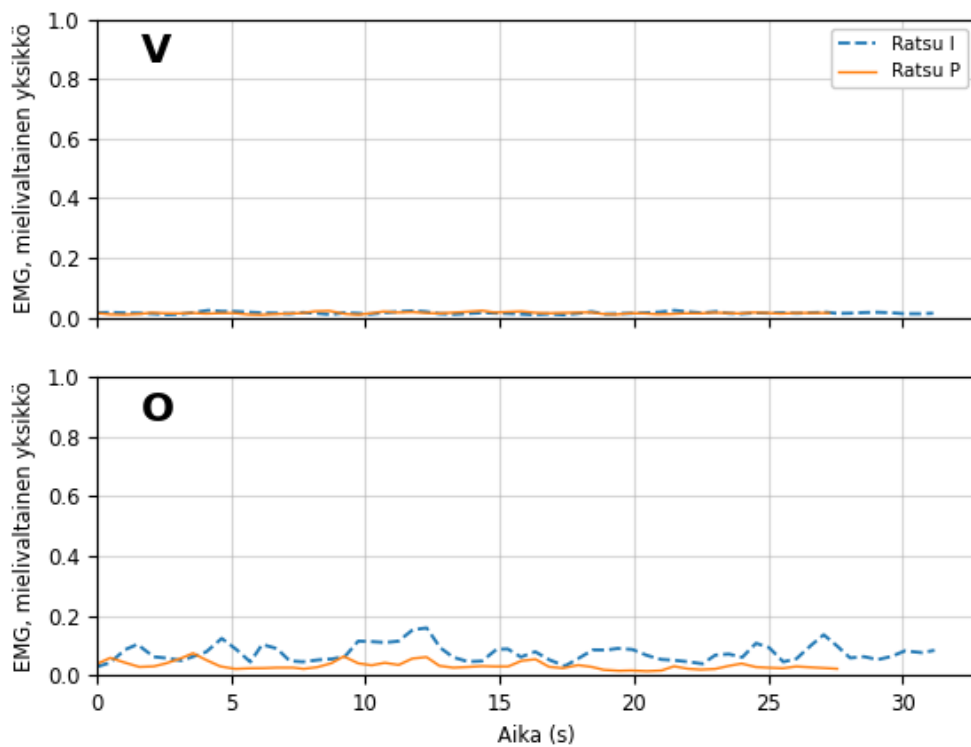
Kokonaisuudessaan ratsastajalla havaittiin keskimäärin korkeampia aktivoitumistasoja ravissa kuin käynnissä. Ravi vaatii askellajina ratsastajalta suurempaa vartalon kontrollointia ja yleistä lihasjänneyttä, joka voi ainakin osittain selittää ratsastajan ravissa kohonneet aktivaatiotasot. Tuntumamittaus voisi tarjota käsityksen siitä, onko hevosen suun ja ratsastajan käden välisessä tuntumassa sellaisia muutoksia, jotka voisivat olla osatekijänä ratsastajalla havaituissa kasvaneissa aktivaatiotasoina.

Käynnissä, laukassa ja ravissa on havaittu, että hevosen pään asennon ollessa hyperfleksiossa, brachiocephalicus-lihas aktivoitui merkittävästi enemmän verrattuna pään asentoihin, joissa leukakulma on niin suuri, että hevosen turpa on vertikaaliakselin etupuolella [34]. Ratsun I ja P päiden asentoa ei dokumentoitu mittauksenaikaista, silmämääräistä tarkastelua lukuun ottamatta. Hevosilla suurin leukakulma ja matalin pään asento esiintyi hevosen kävellessä vapain ohjin. Tuloksista nähdään, että ohjien ottaminen tuntumalle vaikuttaa merkittävämmiin ratsun I aktivaatiotasoihin. On mahdollista, että

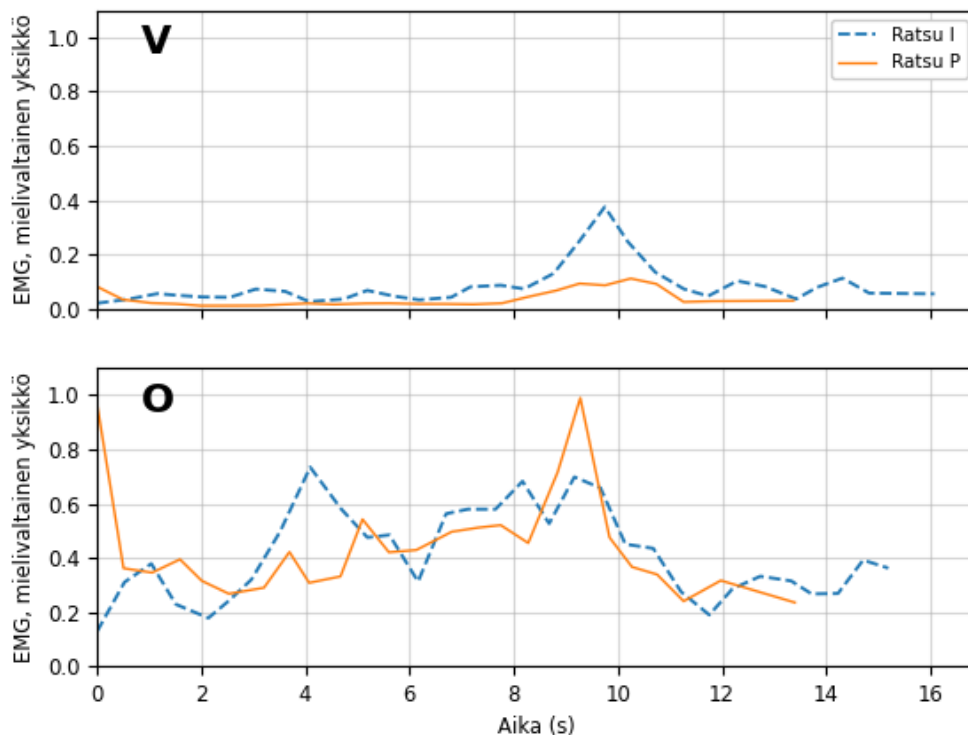
ratsun I normaalisti ohjat tuntumalla omaksuma pään asento tai yleinen jännittyneisyysaste poikkeaa ratsuun P verrattuna merkittävämmiin tilanteista, jossa ohjastuntumaa ei ole.

Ihmisen aktivaatiotasot eri ratsuilla

Verrattaessa ratsastajan eri lihasten lihasaktivaatiotasoa hänen ratsastaessa eri hevosilla nähdään mittaustuloksissa sekä yhtäläisyyksiä että eroja. Mitattaessa olkavärttinäluulihaksia havaitaan, että erityisesti ravissa (kuva 21) on havaittavissa selkeästi suurempi aktivaatio oikean puolen lihaksessa. Hienoisesti suurempi oikean käden perusak-tivaatiotaso on havaittavissa erityisesti ratsun I kohdalla myös käynnissä (kuva 20).



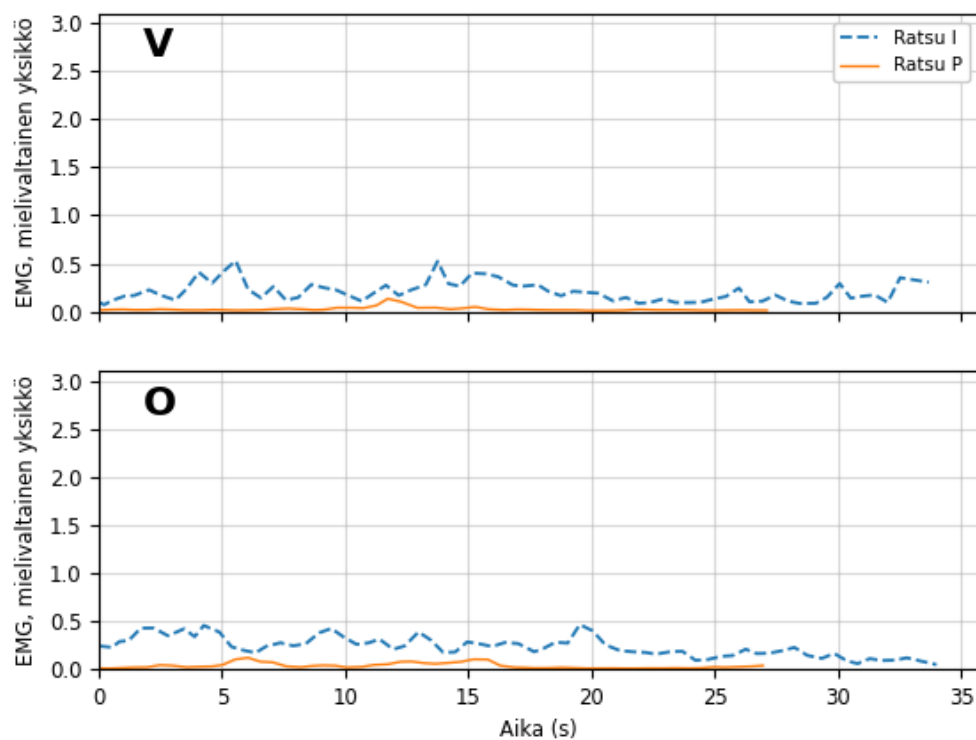
Kuva 20: Ratsastajan N olkavärttinäluulihasten aktivoituminen yksittäisissä mittauksissa käynnissä ohjat tuntumalla hänen ratsastaessaan ratsulla I ja ratsulla P.



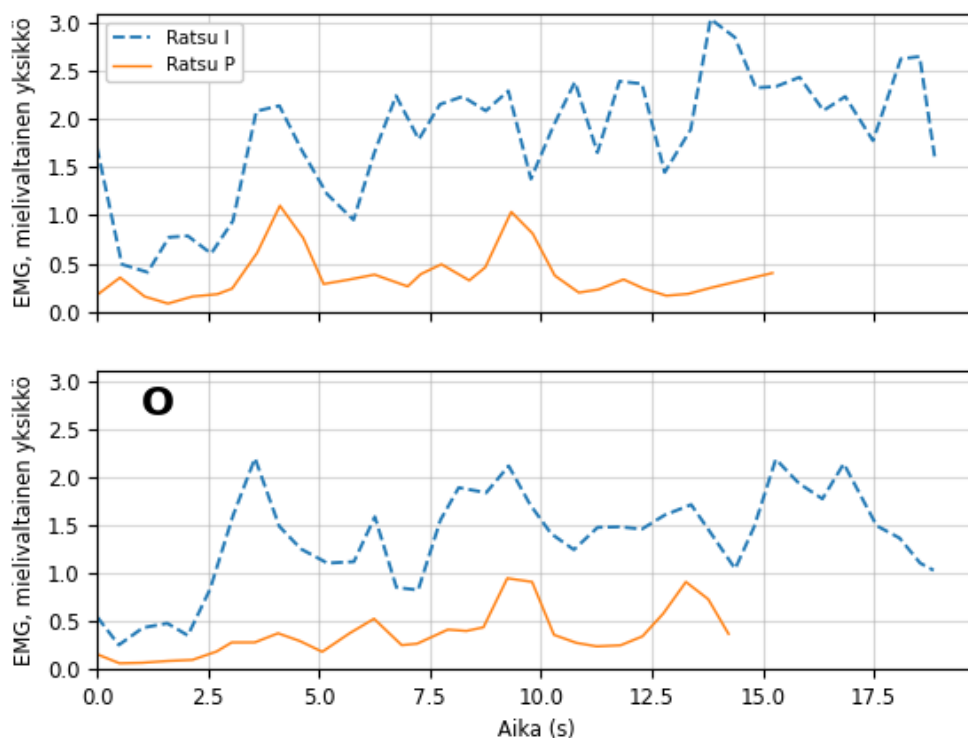
Kuva 21: Ratsastajan N olkavärttinäluulihasten aktivoituminen yksittäisissä mittauksissa harjoitusravissa hänen ratsastaessaan ratsulla I ja ratsulla P.

Tulosten perusteella vaikuttaa, että ratsastajalla käyttää olkavärttinäluulihaksiaan epäsymmetrisesti. On kuitenkin vaikea sanoa tällä mittaus- ja ratsumäärällä, seuraavatko saman ratsastajan symmetriaerot ratsastajan synnynnäisistä puolieroista (oikeakätisyys) tai harjoittelun seurauksena syntyneistä eroista vai aiheuttavat ratsujen toiminta epäsymmetrisen lihasten käytön näillä yksittäisillä mittauskerroilla.

Ojentajalihasten mittauksessa puolestaan on havaittavissa ravissa (kuva 23) selvästi suurempi aktivaatiotaso ratsastajan ratsastaessa ratsulla I verrattuna ratsuun P. Käynnissä (kuva 22) vastaavansuuruisista eroa ei ole selvästi nähtävissä.



Kuva 22: Ratsastajan N ojentajalihasten aktivoituminen yksittäisissä mittauksissa käynnissä ohjat tuntumalla hänen ratsastaessaan ratsulla I ja ratsulla P.



Kuva 23: Ratsastajan N ojentajalihasten aktivoituminen yksittäisissä mittauksissa harjoitusravissa hänen ratsastaessaan ratsulla I ja ratsulla P.

K. Terada et al. [24] havainnoi ojentajalihasten osallistuvan ratsastajan käsien stabiloimiseen ja kuulaintuntuman säilyttämiseen ravissa. Ratsujen liikkeiden erot voivat vaatia ratsastajan keholta erilaista mukautumista, mikä voi puolestaan selittää erityisesti ravissa havaittuja aktivaatioeroja eri ratsuilla ratsastettaessa.

On mahdollista, että osa havaituista eroista eri hevosilla ratsastettaessa voi olla seurausta elektrodien hieman toisistaan poikkeavasta sijoittelusta eri mittauskertojen välillä. Kun mitataan eri hevosten vaikutuksia ratsastajan lihasenkäyttöön, olisi tässäkin tapauksessa syytä vakioda samoja ulkoisia tekijöitä, kuin jo mittauksen toistettavuutta arvioitaessa esitettiin. Esimerkiksi ratsastajan käsien ja käsivarsien asento tulisi vakioda, sillä näillä voi olla vaikutusta olkavärttinäluulihasten tai ojentajalihasten toimintaan [40]. Lisäksi esimerkiksi tuntumamittaus voisi tarjota käsityksen ohjastuntuman muutoksista tai puolittaisista suuruuseroista, jotka voisivat selittää myös eroja ratsastajan lihasenkäytön symmetriassa.

Käytännön huomioita

Langattoman mittalaitteen etuja ovat helppokäyttöisyys ja kompakti koko. Langattoman laitteen ei tarvitse olla fyysisesti yhteydessä tietokoneeseen tai muuhun vastaavaan laitteeseen mittaustulosten keräämiseksi, mikä on selkeä etu ratsastushallissa liikkuvan kohteen mittaamisessa. Reaaliaikainen mittausnäyttämä mahdollistaa signaalin ja sen laadun tarkkailun jo mittausten aikana.

Käytännön tasolla merkittävän haasteen sEMG-mittareiden käyttöön ratsulla voi aiheuttaa hevosen karvapeite [2]. Ihon ja elektrodien välinen vähäinenkin karva kasvattaa ihon ja elektrodin välistä impedanssia ja hankaloittaa tiiviin ja tasaisen ihon ja elektrodin välisen kontaktin saamista, ja vaikuttaa siten mitatun signaalin voimakkuuteen ja häiriöisyyteen [12]. Lisäksi on mahdollista, että erityisesti karvan ollessa pitkä siihen kiinnitetyt elektrodit heilahtelevat hieman pois alkuperäisestä asemastaan esimerkiksi askeleen aikaansaaman tärähdyksen vaikutuksesta aiheuttaen häiriötä ja vaikuttavat siten negatiivisesti kerätyn signaalin laatuun.

Koejärjestelyyn osallistuneiden hevosten rungon karvapeite oli ajeltu yhtä hyvin lyhytkarvaista hevosta lukuun ottamatta. Tämän lyhytkarvaisen hevosen mittaustuloksia ei esitetty tässä tulostarkastelussa. On huomattava, että koejärjestelyyn ei löytynyt hevosenomistajia, jotka olisivat halunneet yksittäisiä mittalaitteen alan kattavia hyvin lyhyeksi ajeltuja alueita hevosensa karvapeitteeseen. Tätä perusteltiin esteettisillä syillä: yksittäisten ajeltujen alueiden katsottiin heikentävän hevosen ulkonäköä. Voidaankin olettaa, että mittausalueen karvojen ajelun aiheuttama vaikutus ulkonäköön todennäköisesti hyväksytään laajemmassa määrin vain, mikäli mittaus osoittautuu riittävän merkittäväksi hyötytekijäksi ratsukon valmennuksen kannalta ja karvojen ajelu on laadukkaiden mittaustulosten kannalta välttämätöntä.

6. YHTEENVETO JA JATKOTUTKIMUS

Tässä työssä on tarkasteltu sEMG:n käyttöä hevosen ja ratsastajan mittaamisessa tutustumalla kirjallisuuteen. Lisäksi käytännön pienimuotoisen, kokeellisen koejärjestelyn avulla pyrittiin laajentamaan käsitystä langattoman sEMG:n mahdollisuuksista ratsukon mittaamisessa. Kirjallisuuskatsauksen ja käytännön koejärjestelyn avulla pyrittiin selvittämään, voisiko langatonta sEMG:tä hyödyntää ratsastusvalmennuksessa ja millä tavoin.

Tämän työn koejärjestelyssä tutkittiin, löytyykö ratsastajan ojentajalihasten tai olkavärttinäluulihasten aktivoitumisissa yhteyttä hevosen kaulan brachiocephalicus-lihasten aktivoitumiseen. Koejärjestelyssä hyödynnettiin langatonta sEMG-mittausta. Koejärjestely ei osoittanut selkeää yhteyttä mainittujen lihasten välillä. Koejärjestely kuitenkin osoitti, että ratsastusvalmennuksessa sEMG:tä on mahdollista käyttää ratsun, ratsastajan tai näiden molempien yhtäaikaiseen mittaamiseen ja on mahdollisesti hyödynnettävissä valmennuksessa subjektiivisen arvioinnin tukena.

Työn koejärjestelyssä kahdella erityyppisellä hevosella ratsastaneen ratsastajan ojentajalihaksissa havaittiin selkeä ero keskimääräisissä aktivoitumistasoissa eri hevosilla ratsastettaessa, mikä antaa viitteitä siitä, että ratsulla on todennäköisesti vaikutusta ratsastajan lihaksiston käyttöön. Kun perustietoa ratsastajan ja hevosen lihastenkäytöstä ja vaikutuksista toistensa lihasten käyttöön on saatavilla riittävästi, mittauksen hyödyntäminen eri sovelluskohteisiin on todennäköisesti menestyksekkäämpää ja tarkoituksenmukaisempaa. Tietoa hevosen ja ratsastajan lihaksille ominaisista aktivoitumiskuvioista eri askellajeissa ja ratsastuskuvioissa voitaisiin hyödyntää esimerkiksi eri harjoitusten kohdentumisen ja vaikuttavuuden arviointiin. Lajiharjoittelun lisäksi myös esimerkiksi ratsastajan oheisharjoittelua voidaan potentiaalisesti kehittää ja kohdentaa tarkemmin lajiharjoittelua tukeväksi kokonaisuudeksi.

SEMG:n avulla voitaisiin lisäksi havaita ja korjata lihasten käytön puolieroja, jotka voivat pahimmillaan ajan kanssa johtaa epäsymmetrisen rasituksen myötä vammoihin. Reaaliaikaisten sEMG-mittaustulosten tarkastelu voisi mahdollistaa myös liikkeiden kannalta merkittävien lihasten tai lihasryhmien väsymisen seurannan harjoittelun aikana. Näin voidaan rajata tiettyjen harjoitusten kestoja ja toistojen määrää ratsukon lihaksiston kehittymisen ja haitallisten rasitustilojen välttämisen kannalta sopivaksi. Pitkällä aikavälillä ratsastajan ja ratsun harjoitus- tai kuntoutustavoitteiden saavuttamista voitaisiin seurata esimerkiksi säännöllisillä mittauksilla.

Vaikka koejärjestely ei osoittanut selkeää yhteyttä hevosen brachiocephalicus-lihaksen ja ratsastajan ojentajalihaksen tai olkavärttinäluulihaksen välillä, tulee huomioida, että ratsu ja ratsastaja muodostavat monimutkaisen systeemin. Mittaustilanteeseen vaikuttavat muut tekijät tulee vakioida, jotta voidaan poissulkea koejärjestelyn ulkopuolisten tekijöiden vaikutus mittaustuloksiin. Tällaisia poissuljettavia tekijöitä voisivat olla esimerkiksi ratsastajan käsien asento, hevosen kaulan ja pään asento, ohjastuntuman voimakkuus ja hevosen etenemisnopeus. Lisäksi tulee huomioida, että hevosen lyhytkin karva- peite voi kuitenkin hankaloittaa elektrodin ja ihon välisen tiiviin, kestävän ja matalaimpe- danssisen kontaktin aikaansaamista, mikä luo haasteita riittävän laadukkaan sEMG-sig- naalin keräämiselle. Vakioimalla koejärjestelyyn ulkopuolisia tekijöitä ja lisäämällä mit- tausmääriä on tuloksia mahdollista käsitellä myös tilastollisesti. Jatkotutkimuksessa olisi hyvä ottaa selkeä tutkimusasetelma, jossa tutkitaan esimerkiksi ratsukoita yksikköinä, ratsastajaa eri hevosilla tai eri hevosia eri ratsastajilla. Yksittäisten mittausten lisäksi voi- taisiin seurata ratsastajien tai ratsujen yksilöllistä kehitystä, tai näiden kehitystä ratsuk- kona.

Lisäksi reaaliaikaisen signaalin hyödyntäminen mittaustilanteessa voisi tarjota mahdolli- suuden toteuttaa pieniä, mutta mittaustulosten kannalta vaikuttavia muutoksia ratsasta- jan tai hevosen lihastenkäytössä. Yhdistämällä sEMG-mittaus ja mittaustilanteen vide- ointi voidaan näitä pieniä muutoksia tarkastella myös jälkikäteen.

7. LÄHDELUETTELO

- [11] C. S. Bickel, C. M. Gregory, J. C. Dean, Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal, *European Journal of Applied Physiology*, Volume 111, Issue 10, 2011, pp. 2399–2407.
- [18] A. Burden, R. Bartlett, Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods, *Medical Engineering & Physics*, Volume 21, Issue 4, 1999, pp. 247–257.
- [37] T. K. Cheung, L. K. Warren, L. M. Lawrence, K. N. Thompson, Electromyographic activity of the long digital extensor muscle in the exercising Thoroughbred horse, *Equine Veterinary Journal*, Volume 30, Issue 3, 1998, pp. 251–255.
- [14] Y. M. Chi, T.-P. Jung, G. Cauwenberghs, Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review, *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Volume 3, Issue 1, 2010, pp.106–119.
- [4] A. E. Clancy, D. Farina, G. Fillgoi, Single-channel techniques for information extraction from the surface EMG signal, in: R. Merletti, P. Parker (ed.), *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*, John Wiley & Sons, New York, 2004, pp. 133–168.
- [7] J. P. Clarys, J. Cabri, Electromyography and the study of sports movements: A review, *Journal of Sports Sciences*, Volume 11, Issue 5, 1993, pp. 379–448.
- [24] H. M. Clayton, K. Terada, D. R. Mullineaux, J. Lanovaz, K. Kato, Electromyographic analysis of the rider's muscles at trot, *Equine and Comparative Exercise Physiology*, Volume 1, Issue 3, 2004, pp. 193–198.
- [38] G. R. Colborne, D. M. Birtles, I. C. Cacchione, Electromyographic and kinematic indicators of fatigue in horses: a pilot study, *Equine Veterinary Journal*, Volume 33, Issue S33, 2001, pp. 89–93.
- [17] J. J. Corcoran, Analog-to-Digital Converters, in: C. F. Coombs, Jr. (ed.), *Electronic Instrument Handbook*, 3rd Edition., McGraw-Hill Education, New York, 2000.
- [35] S. Cottrill, P. Ritruethai, J. M. Wakeling, The effects of training aids on the longissimus dorsi in the equine back, *Comparative Exercise Physiology*, Volume 5, Issue 3-4, 2008, pp. 111-114.
- [22] Eläinfysioterapia, Fysio-Akuutti, verkkosivu, Saatavissa (viitattu 3.4.2022): <https://www.fysio-akuutti.fi/elainfysioterapia/>
- [25] J. Fortier Guillaume, D. Laroche, N. Babault, Kinematics and electromyographic activity of horse riders during various cross-country jumps in equestrian, *Sports Biomechanics*, Volume 20, Issue 6, 2021, pp. 680–692.
- [26] M. E. González, N. Šarabon, Shock Attenuation and Electromyographic Activity of Advanced and Novice Equestrian Riders' Trunk, Volume 11, Issue 5, 2021, p. 2304.
- [19] J. Guilford, Digital Signal Processing, in: C. F. Coombs, Jr. (ed.), *Electronic Instrument Handbook*, 3rd edition., McGraw-Hill Education, New York, 2000.

- [33] S. M. Harrison, R. C. Whitton, M. King, K. K. Haussler, C. E. Kawcak, S. M. Stover, M. G. Pandy, Forelimb muscle activity during equine locomotion, *Journal of Experimental Biology*, Volume 215, Issue 17, 2012, pp. 2980–2991.
- [34] K. Kienapfel, The effect of three different head–neck positions on the average EMG activity of three important neck muscles in the horse, *Journal of Animal Physiology and Animal Nutrition*, Volume 99, Issue 1, 2015, pp. 132–138.
- [20] E. J. Kupa, S. H. Roy, S. C. Kandarian, C. J. De Luca, Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity, *Journal of Applied Physiology*, Volume 79, Issue 1, 1995, pp. 23–32.
- [27] J. Lagarde, C. Peham, T. Licka, J. A. S. Kelso, Coordination Dynamics of the Horse~Rider System, *Journal of Motor Behaviour*, Volume 37, Issue 6, 2005, pp. 418–24.
- [15] S. Laszlo, M. Ruiz-Blondet, N. Khalifian, F. Chu, Z. Jin, A direct comparison of active and passive amplification electrodes in the same amplifier system, *Journal of Neuroscience Methods*, Volume 235, 2014, pp. 298–307.
- [29] T. Licka, A. Frey, C. Peham, Electromyographic activity of the longissimus dorsi muscles in horses when walking on a treadmill, *The Veterinary Journal*, Volume 180, Issue 1, 2009, pp. 71–76.
- [12] R. Merletti, H. J. Hermens, Detection and conditioning of the surface EMG signal, in: R. Merletti, P. Parker (ed.), *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*, John Wiley & Sons, New York, 2004, pp. 107–132.
- [13] R. Merletti, A. Botter, A. Troiano, E. Merlo, M. A. Minetto, Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art, *Clinical Biomechanics*, Volume 24, Issue 2, 2009, pp. 122–134.
- [10] T. Moritani, D. Stegeman, R. Merletti, Basic Physiology and Biophysics of EMG Signal Detection, in: R. Merletti, P. Parker (ed.), *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*, John Wiley & Sons, New York, 2004, pp. 81–106.
- [40] A. Perotto, E. F. Delagi, *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk*, 5th edition, Charles C Thomas, Springfield, Illinois, 2011.
- [28] B. Pyšková, T. Nováková, R. Bačáková, M. Vilímek, Electromyographic Analysis of Exercises on a Gymnastic Horse and a Walking Horse: A Pilot Study, *Applied Sciences*, Volume 11, Issue 23, 2021, p. 11352.
- [8] S. Qi, T. S. Buchanan, Electromyography as a tool to estimate muscle forces, in: M. Kutz (ed.), *Biomedical Engineering Fundamentals*, 3rd edition, McGraw Hill, New York, 2021.
- [6] M. B. I. Raez, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin, Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biological Procedures Online*, Volume 8, Issue 1, 2006, pp. 11–35.
- [1] Ratsastuksen tunnuslukuja, Suomen Ratsastajainliitto, verkkosivu, Saatavissa (viitattu 1.4.2022): <https://www.ratsastus.fi/srl/ratsastuksen-tunnuslukuja/>.
- [23] Ratsukon kehittämispalvelut, KJR Equitation Oy, verkkosivu, Saatavissa (viitattu 3.4.2022): <https://www.kirjorinne.com/ratsukon-kehittamispalvelut/>

- [30] C. Robert, J. P. Valette, J. M. Denoix, The effects of treadmill inclination and speed on the activity of two hindlimb muscles in the trotting horse, *Equine Veterinary Journal*, Volume 32, Issue 4, 2000, pp. 312–317.
- [31] C. Robert, J. P. Valette, J. M. Denoix, The effects of treadmill inclination and speed on the activity of three trunk muscles in the trotting horse, *Equine Veterinary Journal*, Volume 33, Issue 5, 2001, pp. 466–472.
- [9] M. Sandström, J. Ahonen, *Liikkuva ihminen - aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka*, 1. painos, VK-Kustannus Oy, Lahti, 2011, 353 s.
- [3] S. D. Starke, M. Oosterlinck, Reliability of equine visual lameness classification as a function of expertise, lameness severity and rater confidence, *The Veterinary record*, Volume 184, Issue 2, 2019, pp. 63-63.
- [5] D. Staudenmann, K. Roeleveld, D. F. Stegeman, J. H. van Dieën, Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review, Volume 20, Issue 3, 2010, pp. 375–387.
- [39] J. Taylor, M. Amann, J. Duchateau, R. Meeusen, C. L. Rice, Neural Contributions to Muscle Fatigue: From the Brain to the Muscle and Back Again, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Volume 48, Issue 11, 2016, pp. 2294–2306.
- [16] B. C. Towe, Biopotential Interpretation, in: M. Kutz (ed.), *Biomedical Engineering Fundamentals*, 3rd edition., McGraw Hill, New York, 2021.
- [36] M. A. Weishaupt, H. P. Hogg, J. A. Auer, T. Wiestner, Velocity-dependent changes of time, force and spatial parameters in Warmblood horses walking and trotting on a treadmill, *Equine Veterinary Journal*, Volume 42, Issue s38, 2010, pp. 530–537.
- [2] J. M. Williams, Electromyography in the Horse: A Useful Technology?, *Journal of Equine Veterinary Science*, Volume 60, 2018, pp. 43–58.e2.
- [21] D. Zazula, S. Karlsson, C. Doncarli, Advanced Signal Processing Techniques, in: R. Merletti, P. Parker (ed.), *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*, John Wiley & Sons, New York, 2004, pp. 259–304.
- [32] R. R. Zsoldos, A. Kotschwar, A. B. Kotschwar, C. P. Rodriguez, C. Peham, T. Licka, Activity of the equine rectus abdominis and oblique external abdominal muscles measured by surface EMG during walk and trot on the treadmill, *Equine Veterinary Journal*, Volume 42, Issue s38, 2010, pp. 523–529.