

**MOTORISEN KONTROLLIN MITTAAMINEN JA TOISTETTAVUUS
DYNAAMISEN TASAPAINOTESTIN AIKANA**

Samuli Nevanperä

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2022

Työn ohjaajat:

Jarmo Piirainen

Nijia Hu

SISÄLLYSLUETTELO

1 JOHDANTO.....	1
2. MOTORISEN KONTROLLIN NEURAALINEN SÄÄTELY.....	3
2.1 Hermoston rakenne ja toiminta.....	3
2.2 Spinaalinen kontrolli.....	5
2.3 Supraspinaalinen kontrolli.....	8
2.4 Neuraalisen säätelyn mittaaminen.....	12
2.4.1 Elektromyografia (EMG).....	12
2.4.2 H-refleksi.....	13
2.4.3 V-aalto.....	16
3 TASAPAINOON VAIKUTTAVAT AISTIJÄRJESTELMÄT.....	19
3.1 Proprioseptiikka.....	19
3.2 Tuntoaisti.....	20
3.3 Kuulo-tasapainoelin.....	20
3.4 Näköaisti.....	21
4 TASAPAINO JA MOTORINEN KONTROLLI.....	23
4.1 Tasapainostrategiat.....	23
4.2 Motorisen kontrollin neuraaliset mittaukset.....	25
5. TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	29
5.1 Tutkimuskysymykset.....	29
5.2 Hypoteesit.....	29
6. MENETELMÄT.....	31
6.1 Tutkittavat.....	31
6.2 Mittausprotokolla.....	31
6.3. Mittaukset.....	32

6.3.1	EMG-elektrodien asennus	32
6.3.2	H-refleksin rekrytointikäyrä.....	33
6.3.3	Maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio (MVC) ja maksimi V-aalto	34
6.3.4	Dynaamiset tasapainotestit.....	36
7	TILASTOLLINEN ANALYYSI	39
8	TULOKSET	40
8.1	Dynaamiset tasapainotestit.....	40
8.1.1	Kahden eri mittauskerran toistettavuus	40
8.1.2	H-refleksi.....	41
8.1.3	V-aalto	42
8.1.4	$V_{bal}/H_{M5\%}$	44
8.1.5	V_{bal}/V_{iso}	45
8.1.6	SOL EMG-aktiivisuus.....	46
8.2	Maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio ja V-aalto	49
9	POHDINTA.....	50
	LÄHDELUETTELO	59

TIIVISTELMÄ

Nevanperä, S. 2022. Motorisen kontrollin mittaaminen ja toistettavuus dynaamisen tasapainotestin aikana. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu-tutkielma, 70 sivua. Tämän tutkimuksen tavoitteena oli selvittää, voidaanko V-aaltotekniikkaa, joka mittaa supraspinaalisen aktiivisuuden määrää tahdonalaisen lihasaktiivisuuden aikana, hyödyntää neuraalisten vasteiden mittaamisessa dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Ensisijaisesti tutkimuksella haluttiin selvittää V-aaltotekniikan luotettavuutta kahden mittauskerran välillä. Lisäksi haluttiin ottaa selvää, voidaanko dynaamisen tasapainohäiriön aikana V-aaltotekniikalla havaita milloin neuraalinen ohjaus siirtyy spinaaliselta tasolta enemmän supraspinaaliseksi, tahdonalaiseksi motoriseksi kontrolliksi. Tutkimukseen rekrytoitiin yhteensä 18 koehenkilöä (9 naista ja 9 miestä) ikähaarukassa 30–45 vuotta. Tutkimus koostui kahdesta erillisestä mittauskerrasta, joiden aikana koehenkilöiltä mitattiin EMG-lihasaktiivisuutta sekä H-refleksiä ja V-aaltoa soleuslihaksesta. Koehenkilöt suorittivat lyhyen alkuverryttelyn jälkeen maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion, jonka aikana mitattiin maksimaalinen voima (MVC), voimantuottonopeus (RFD) sekä V-aaltoa (V/M_{\max}). Dynaamisissa tasapainotesteissä koehenkilöille tuotettiin 16 häiriön anterior-posterior-suuntaisia, randomisoituja sarjoja yhteensä 9 kappaletta Jyväskylän yliopiston kehittämällä moottoroidulla tasapainoalustalla. Sekä H-refleksiä että V-aaltoa mitattiin neljällä eri aikaviiveellä nilkan liikkeen alusta: 40, 70, 100 ja 130 ms. Lisäksi yksi sarja mitattiin ilman stimulaatiota, jonka avulla kerättiin raaka-EMG-dataa.

Kahden erillisen mittauskerran muuttujien välinen riippuvuus (ICC) osoitti vahvaa toistettavuutta V-aallon osalta viiveillä 70 (0.869, $p < 0.001$), 100 (0.885, $p < 0.001$) ja 130 (0.912, $p < 0.001$). Viiveellä 40 saatiin hyvä korrelaatio (0.774, $p = 0.003$). H-refleksin toistettavuus osoitti viiveellä 40 keskinkertaista (0.632, $p = 0.031$), viiveellä 70 erinomaista (0.855, $p < 0.001$), viiveellä 100 keskinkertaista (0.581, $p = n.s.$) ja viiveellä 130 hyvää (0.728, $p = 0.008$) muuttujien välistä riippuvuutta. Koehenkilöitä keskiarvillisesti tarkasteltaessa H-refleksi oli 40 ms kohdalla tilastollisesti merkitsevästi matalampi ($p < 0.01$) verrattuna 70, 100 ja 130 ms viiveisiin. Myös V-aalto oli vain viiveen 40 kohdalla matalampi ($p < 0.001$) verrattuna viiveisiin 70, 100 ja 130 ms. Sekä H-refleksissä että V-aallossa ei siis havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa viiveiden 70, 100 ja 130 ms välillä, poikkeuksena H-refleksin tilastollisesti merkitsevä ($p < 0.05$) lievä lasku viiveiden 100 ja 130 välillä. Isometrisen plantaarifleksion aikana mitatut V/M_{\max} , MVC ja RFD korreloivat vahvasti kahden eri mittauskerran välillä ICC- ja p-arvojen ollessa (0.712, $p = 0.013$), (0.974, $p < 0.001$) ja (0.833, $p < 0.001$), tässä järjestyksessä. Tämä tutkimus osoitti, että V-aaltotekniikan toistettavuus kahden erillisen mittauspäivän välillä dynaamisten tasapainotestien aikana on erinomainen ja että menetelmällä voidaan havaita milloin motorinen kontrolli siirtyy spinaaliselta tasolta enemmän supraspinaaliseksi aktiivisuudeksi tasapainohäiriön eri vaiheissa, vaikkakin kortikaalisen tai subkortikaalisen aktiivisuuden osuutta motoriseen kontrolliin ei V-aaltotekniikalla ole mahdollista selvittää. Menetelmää on tämän tutkimuksen tulosten perusteella kuitenkin jatkossa mahdollista hyödyntää supraspinaalisen aktivaation määrän arvioinnissa dynaamisen tasapainohäiriön aikana.

Asiasanat: dynaaminen tasapaino, V-aalto, H-refleksi, toistettavuus

ABSTRACT

Nevanperä, S. 2022. Measuring of motor control and the repeatability of V-wave during dynamic balance tests. Faculty of Sports Science, University of Jyväskylä, Master's thesis in biomechanics, 70 pages. The main goal of this thesis was to establish whether the V-wave method, which measures supraspinal activity during voluntary contraction, is a valid technique during dynamic balance tests. The thesis examined the repeatability of the V-wave method between two separate, individual measurements. The thesis also sought to find out if neural control from spinal mechanisms to supraspinal, more voluntary regulated mechanisms could be identified with the V-wave method during dynamic balance tests. Total of 18 subjects (9 women, 9 men) between the ages of 30 and 45 were recruited to the study. The measurements consisted of two separate measurements, during which EMG muscle activation, H-reflex and V-wave from soleus muscle were measured. After a short warm-up, subjects performed a maximal isometric plantarflexion and maximal force (MVC), Rate of Force development (RFD) and V-wave (V/M_{max}) were measured. During the dynamic balance tests, subjects were exposed to 9 sets of 16 randomized anterior or posterior directioned perturbations with a motorized balance platform developed by University of Jyväskylä. Both the H-reflex and V-wave were measured from soleus muscle in four different latencies from the beginning of ankle movement: 40, 70, 100 and 130 ms. One set of perturbations was measured without stimulation to collect the raw-EMG data.

The two separate, individual measurements showed strong correlation (ICC) in V-wave latencies of 70 (0.869, $p < 0.001$), 100 (0.885, $p < 0.001$) and 130 ms (0.912, $p < 0.001$). The latency of 40 ms showed good correlation (0.774, $p = 0.003$). The repeatability of H-reflex showed medium correlation in latency of 40 (0.632, $p = 0.031$), excellent correlation in latency of 70 (0.855, $p < 0.001$), medium correlation in latency of 100 (0.581, $p = n.s.$) and good correlation in latency of 130 ms (0.728, $p = 0.008$). In average, the amplitude of H-reflex was significantly lower ($p < 0.01$) during the 40 ms latency compared to latter latencies of 70, 100 and 130 ms. Similarly, the V-wave was also significantly lower ($p < 0.001$) during the latency of 40 compared to latter latencies of 70, 100 and 130 ms. Neither in H-reflex nor in V-wave the latencies of 70, 100 and 130 ms showed significant difference, apart from H-reflex latencies of 100 and 130 ms which showed a minor, statistically significant ($p < 0.05$) difference. The V/M_{max} , MVC and RFD which were measured during isometric plantarflexion, showed excellent correlation between separate, individual measurements with ICC- and p-values being (0.712, $p = 0.013$), (0.974, $p < 0.001$) and (0.833, $p < 0.001$), respectively. This study demonstrated that the V-wave method is a reliable technique of measuring supraspinal activation during dynamic balance tests and that the proportion of either spinally or supraspinally regulated motor control can be identified by the amplitude of the V-wave, although the exact locus of these neural events cannot be specified with this method.

Key words: Dynamic balance, V-wave, H-reflex, repeatability

KÄYTETYT LYHENTEET

EMG = elektromyografia

EMG_{RMS} = Soleuslihaksen EMG:stä laskettu Root Mean Square

EPSP = eksitatorinen postsynaptinen potentiaali

H_{max} = maksimaalinen H-refleksi

H_{M5%} = H-refleksi normalisoituna 5 % ($\pm 2,5$ %) maksimaalisesta M-aallosta

Hz = hertsi

IPSP = inhibitorinen postsynaptinen potentiaali

LLR = long latency reflex; pitkän latenssin refleksivaste

mA = milliampeeri

MEP = motor evoked potential

MLR = medium latency response; keskipitkän latenssin refleksivaste

M_{max} = maksimaalinen M-aalto

mV = millivoltti

MVC = maximal voluntary contraction; maksimaalinen tahdonalainen lihassupistus

n.s. = not significant; ei tilastollista merkitsevyyttä

PSI = presynaptinen inhibitio

RFD = Rate of Force Development; voimantuottonopeus

SD = keskihajonta

SOL = soleus-lihas

SLR = short latency response; lyhyen latenssin refleksivaste

TMS = transkraniaalinen magneettistimulaatio

V_{bal} = maksimaaliseen M-aaltoon normalisoitu V-aalto (V/M_{max}) tasapainohäiriöiden aikana

V_{iso} = maksimaaliseen M-aaltoon normalisoitu V-aalto (V/M_{max}) isometrisen plantaarifleksion aikana

V/M_{max} = maksimaaliseen M-aaltoon normalisoitu V-aalto

V/M_{sup} = supramaksimaaliseen M-aaltoon normalisoitu V-aalto

1 JOHDANTO

Ihmisen liikkeiden ja asennon ylläpidon neuraalista säätelyä on tutkittu jo 1900-luvun alusta saakka, kun vuonna 1918 Paul Hoffmann havaitsi, että polvitaipessa kulkevaa tibialis-hermoa sähköisesti stimuloimalla saadaan aikaan soleus-lihaksessa kaksi vastetta. Ensimmäinen on niin kutsuttu M-aalto, joka on seurausta suoraan lihasta hermottavien alfamotoneuronien syttymisestä. Toinen aalto on seurausta afferenteilta hermoilta, jotka saavat aikaan aktiopotentiaalimomonyymissä, eli samaa lihasta hermottavassa alfamotoneuronissa. (Hoffmann, 1918, Aagaardin ym. 2002 mukaan.) Tämä sähköisesti tuotettu, keinotekoinen refleksivaste käyttää samaa, luonnollista monosynaptista refleksikaarta, vaikka ei suoraan aktivoikaan lihasspindelitä ja sitä kutsutaan keksijänsä mukaan Hoffmannin refleksiksi, eli H-refleksiksi (Aagaard, 2002; Schieppati, 1987; Zehr, 2002).

Sensoriset reseptorit voivat saada aikaan nopean lihasvasteen ulkoiseen häiriöön. Tämä refleksinomainen liikkeiden säätely tapahtuu spinaalisella tasolla hyvin nopeasti ja suoraviivaisesti, jolloin tahdonalaiset aivojen välittämät viestit eivät ehdi toimintaan mukaan (Komi, 2011). Spinaalinen kontrolli on kuitenkin hyvin tehtäväsidonnaista ja monosynaptisen refleksikaaren modulointiin vaikuttavat useat eri neuraaliset tekijät. Merkittävin tekijä on presynaptinen inhibitio (PSI). (Zehr, 2002.) Se säätelee Ia afferentin välittämää viestin voimakkuutta alfamotoneuroneille kahden välineuronin kautta. Näihin välineuroneihin tulee viestejä Ia ja Ib afferenteilta, ihon ja jänteiden reseptoreilta sekä ylemmiltä, sentraalisilta säätelyjärjestelmiltä. PSI:n voimakkuuden onkin havaittu vaihtelevan eri tehtävien, kuten seisonnan, kävelyn ja juoksun aikana ja sen voimakkuus on riippuvainen myös motorisen toiminnon haastavuudesta. (Enoka 2002, 273; Zehr, 2002.)

H-refleksimittauksen tekniikkaa voidaan hyödyntää myös supraspinaaliselta tasolta, eli aivoilta tulevan aktivaation arvioinnissa mittaamalla V-aaltovastetta. Aagaardin ym. (2002) mukaan V-aalto on H-refleksin elektrofysiologinen variantti, jota voidaan mitata antamalla sähköstimulaatioita supramaksimaalisella intensiteetillä tahdonalaisen lihasaktivaation aikana. Toisin kuin H-refleksi, V-aalto ei ole havaittavissa levossa (Upton, 1971). Monissa tutkimuksissa (mm. Vila-Cha ym. 2012; Grospretre & Martin, 2014) on tultu siihen tulokseen, että V-aalto on erinomainen supraspinaalisen tason indikaattori. Grospretren ja Martinin (2014) tutkimuksen mukaan triceps surae-lihaksista transkraniaalisella magneettistimulaatiolla (TMS) mitattavat MEP-vasteet ja V-aalto aktivoivat samoja motorisia yksiköitä. V-aallon on myös

havaittu korreloivan vahvasti tahdonalaisen lihastyön kanssa käden lihaksista mitattuna (El Bouse ym. 2012) ja olevan soleus-lihaksesta maksimaalisen isometrisen lihastyön aikana mitattuna hyvin luotettava ja toistettava menetelmä (Mendonca ym. 2019; Solstad ym. 2011).

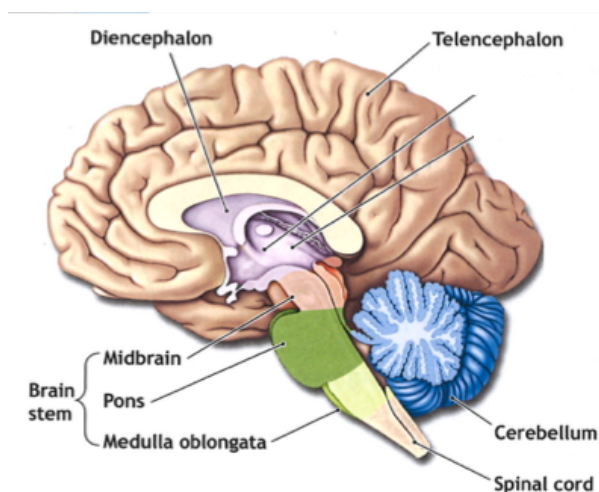
V-aaltoa on mitattu runsaasti erilaisissa maksimaalisissa (Aagaard ym. 2002; Duclay & Martin, 2005) ja submaksimaalisissa (Del Balso & Cafarelli, 2006; Pensini & Martin, 2004) tahdonalaista lihasaktivaatiota vaativissa isometrisissä tilanteissa, mutta tutkimuksia, joissa V-aaltovasteita olisi tutkittu tasapainohäiriön ja/tai dynaamisen tasapainon aikana ei ole tehty. Tutkimuksen tavoitteena on näin ollen selvittää, kuinka toistettava menetelmä V-aaltotekniikka on eri päivien välillä dynaamisen tasapainotestin aikana ja voidaanko V-aaltotekniikkaa hyödyntämällä todeta, milloin neuraalinen ohjaus siirtyy refleksinomaisesta toiminnasta enemmän supraspinaaliselle tasolle, tahdonalaiseksi motoriseksi kontrolliksi. Tutkimuksen avulla on mahdollista tuottaa uusia mittaustekniikoita dynaamisen tasapainohäiriön aiheuttaman neuraalisen säätelyn tutkimiseen muun muassa harjoittelun ja akuutin kuormituksen vaikutuksia tutkittaessa.

2. MOTORISEN KONTROLLIN NEURAALINEN SÄÄTELY

2.1 Hermoston rakenne ja toiminta

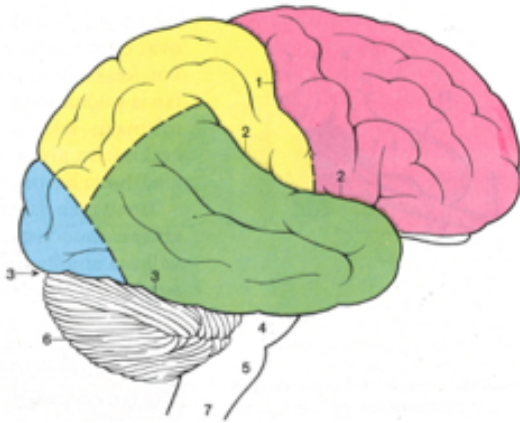
Hermosto voidaan jakaa sekä toiminnallisesti että anatomisesti. Toiminnallisesti hermosto jaetaan somaattiseen ja autonomiseen osaan, kun taas anatomisesti se jaetaan keskushermostoon ja ääreishermostoon. (Nienstedt ym. 2008, 518.) Somaattinen hermosto toimii tahdonalaisesti. Sen luustolihasia hermottavat hermosyyt, eli alfa-motoneuronit hermottavat poikkijuovaisen lihaksiston liikkeitä. Niiden syttymiskynnyksen ylittyminen johtaa aina eksitatoriseen vasteeseen, joka saa aikaan lihaksen aktivaation. (McArdle ym. 2015, 389.) Autonominen hermosto puolestaan ohjaa sydämen, sileän lihaksiston, tiettyjen rauhasien sekä hien ja syljen eritystä. Sen toiminta on tahdosta riippumatonta. (Nienstedt ym. 2008, 518; McArdle ym. 2015, 389.) Autonominen hermosto voidaan jakaa vielä sympaattiseen ja parasympaattiseen hermostoon (McArdle ym. 2015, 391).

Keskushermosto, eli sentraalinen hermosto koostuu aivoista ja selkäytimestä (Nienstedt ym. 2008, 518). Aivojen rakenteesta voidaan nimetä kuusi merkittävää aluetta: ydinjatke, aivosilta, keskiaivot, pikkuaivot, väliaivot ja etuaivot (kuva 1) (McArdle ym. 2015, 386).



KUVA 1. Mediaalinen kuvaus aivojen perusrakenteesta. Väliaivot (Diencephalon), etuaivot (telencephalon), aivorunko (brainstem), keskiaivot (midbrain), aivosilta (pons), ydinjatke (medulla oblongata), pikkuaivot (cerebellum) ja selkäydin (spinal cord). (McArdle 2015, 386, muokattu)

Kuvassa 2 on esitelty aivokuoren neljä lohkoa. Otsalohkon takareunassa on primaarinen motorinen aivokuorialue (Nienstedt ym. 2008, 553). Motorisen aivokuoren mediaalisella osalla on jalkojen edustus ja lateraalisimmilla alueilla puolestaan suuri kasvojen, kielen ja suun edustus (Enoka 2002, 305).

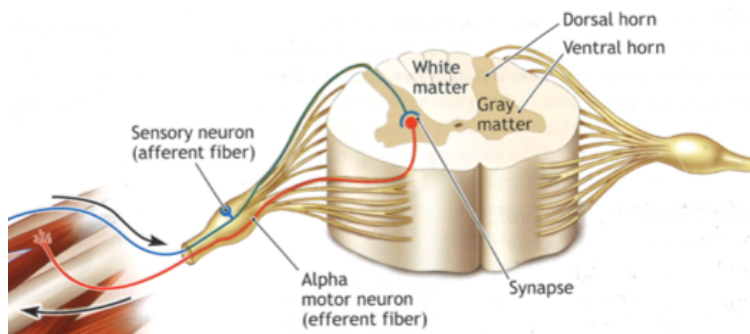


KUVA 2. Isoivojen lohkot: otsalohko (punainen), päälakilohko (keltainen), ohimolohko (vihreä), takaraivolohko (sininen). (Nienstedt ym. 2008, 530)

Hermosyitä, jotka tuovat tietoa perifeerisistä osista keskushermostolle kutsutaan afferenteiksi hermosyiksi. Tietoa pois päin, eli keskushermostosta ääreishermostolle vieviä hermosyitä kutsutaan efferenteiksi syiksi. Tahdonalaisen lihasheijasteen viimeinen efferentti neuroni on aina alfamotoneuroni (final common pathway), joka ohjaa kaikkia ihmisen luustolihasiston liikkeitä. (Nienstedt ym. 2008, 544, 547.)

Selkäydin (kuva 3) muodostuu valkeasta aineesta sekä H-kirjaimen muotoisesta harmaasta aineesta. Valkea aine koostuu myelinisoituneista aksoneista ja aineessa on runsaasti sekä afferentteja että efferenttejä hermoratoja. Harmaa aine on puolestaan muodostunut pääasiassa neuronien soomaosista, dendriiteistä sekä gliasoluista. Harmaan aineen H-kirjaimen muotoisia kärkiä kutsutaan etu- ja takasarviksi. (Nienstedt ym. 2008, 527–228.) Motoristen, eli efferenttien neuronien aksonit lähtevät selkäytimen etujuuresta ja sensoristen, eli afferenttien neuronien aksonit tulevat selkäyttimeen takajuuresta. Motoristen neuronien aksonit lähtevät nikamien välistä, muodostavat aksonien kimpun ja haarautuvat hermottamaan kohdelihaksia. Yhteensä 43 hermoparia lähtee selkäytimestä, jotka muodostavat ääreis-, eli perifeerisen hermoston. (Enoka 2002, 256.) Perifeerinen hermosto sisältää 31 paria selkäydinhermoja ja 12 paria aivohermoja. Selkäydinhermot koostuvat 8 parista kaularangan hermoja, 12 parista

rintarangan hermoja, 5 parista lannerangan hermoja sekä 5 parista ristiluuhermoja ja yhdestä parista häntäluun hermoja. (McArdle ym. 2015, 389).



KUVA 3. Selkäytimen perusrakenne. Afferentti neuroni (sin.) synapsoituu selkäytimessä efferentin alfamotoneuronin kanssa (pun.). Kuvassa esitelty myös valkea aine (white matter), H-kirjaimen muotoinen harmaa aine (gray matter) sekä etu- (ventral horn) ja takasarvi (dorsal horn). (McArdle 2015, 403)

Liikkeiden säätely voi tapahtua sekä automaattisesti että tahdonalaisesti joko selkäydintasolla tai sentraalisen ohjauksen seurauksena. Automaattiset liikkeet voivat saada käskyn joko afferenttien neuronien palautteelta selkäydintasolla tai ylemmältä, sentraaliselta tasolta tulevalta ohjaukselta. Tahdonalaiset liikekäskyt saavat alkunsa aivokuorelta, kun taas spinaalisen tason käskyt ovat seurausta sensoristen reseptorien toiminnasta, jotka lähettävät viestin perifeerisestä ärsykkeestä keskushermostolle. Ihmiskeho sisältää useita erilaisia reseptoreja, jotka voidaan jaotella niiden sijainnin (mm. proprioseptorit), toiminnan (mm. mekanoreseptorit, termoreseptorit) tai muodon (vapaat ja kapseloidut hermopäätteet) perusteella. (Enoka 2002, 255–256.)

2.2 Spinaalinen kontrolli

Sensoriset reseptorit voivat saada aikaan nopean vasteen ulkoiseen häiriöön, kun afferentin ja efferentin hermosyyn (alfamotoneuronin) välissä on vain muutama synapsi. Tällaisia toimintamekanismeja kutsutaan reflekseiksi. Yksinkertaisimmillaan refleksikaari muodostuu vain yhdestä synapsista sensorisen afferentin ja alfamotoneuronin välillä. Sensorisia viestinvälittäjiä, jotka vaikuttavat lihasten toimintaan ja liikkeeseen, kutsutaan somatosensorisiksi reseptoreiksi. Näitä reseptoreja ovat esimerkiksi ihon paineresseptorit, kipu-

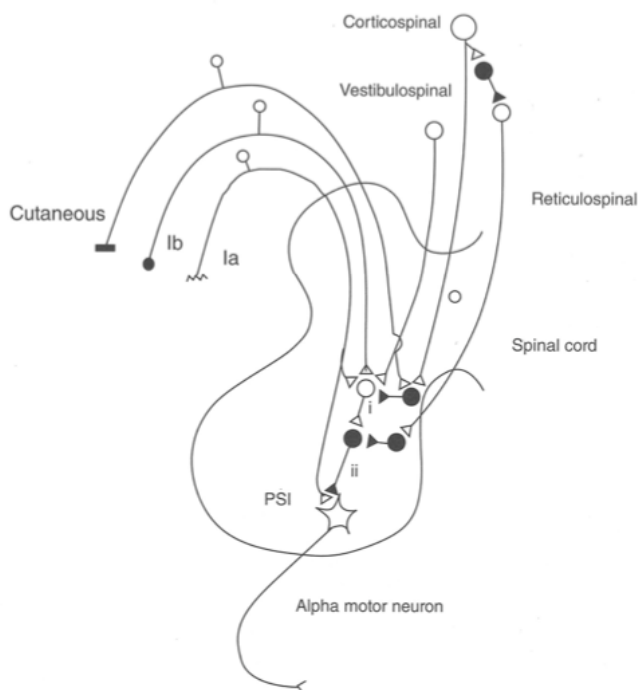
ja lämpöreseptorit, jänteiden ja nivelien reseptorit sekä lihaskäämit, eli lihasspindelit. (Enoka 2002, 256.)

Refleksinomainen liikkeiden säätely tapahtuu spinaalisella tasolla hyvin nopeasti ja suoraviivaisesti, jolloin aivojen välittämät tahdonalaiset viestit eivät ehdi toimintaan mukaan. Yksi esimerkki refleksinomaisesta neuraalisesta säätelystä on nopea pohkeen lihaksen venyminen esimerkiksi liukastumisen aikana. Tällöin lihasspindelit saavat informaatiota lihaksen pituuden muutoksesta ja tämä saa aikaan aktiopotentialin, joka kulkee Ia afferenttia hermoa pitkin kohti selkäydintä (Komi, 2011). Lihasspindelien toiminta on siis yhteydessä lihasvenytykseen ja myös gammamotoneuronit säätelevät lihasspindelien herkkyyttä joko ylempien säätelyjärjestelmien tai joidenkin perifeeristen reseptorien avulla. Gammaaktivaation ollessa suurta, myös lihasspindelien aktiivisuus kasvaa, joka puolestaan johtaa Ia afferenttien syttymistiheyden kasvuun ja alfa motoneuronin lisääntyneeseen stimulaatioon. (Strominger ym. 2012.) Näin ollen alfa- ja gammamotoneuronien yhteisaktivaatio mahdollistaa spindelien toiminnan kaikilla lihaspituuksilla liikkeen ja tasapainon ylläpidon aikana (Purves 2018, 368).

Ia afferenttia pitkin kulkevan aktiopotentialin saavuttaessa selkäytimen, afferentti hermosyynapsoituu homonyymisen, eli samaa lihasta ohjailevan efferentin alfa motoneuronin kanssa muodostaen monosynaptisen refleksikaaren (Nienstedt ym. 2008, 546). Selkäytimessä alfa motoneuronin soomaosasta alkunsa saava aktiopotentiali etenee motoneuronin aksonia pitkin lihakseen, jossa motoneuroni kiinnittyy lihassyihin muodosten motorisen päätelevyn avulla hermo-lihasliitoksen (Enoka 2002, 186; McArdle ym. 2015, 393.) Hermo-lihasliitoksessa välittäjäaineena toimiva asetyylikoliini sitoutuu postsynaptisiin reseptoreihin mahdollistaen natrium- ja kaliumionien virtauksen lihassolukalvon läpi gradientista toiseen saaden aikaan lihassolukalvoa pitkin etenevän aktiopotentialin. Tämä puolestaan käynnistää sarjan toimintavaiheita, jota kutsutaan ärsytys-supistuskoplaukseksi. Siinä lihas supistuu poikkisiltojen muodostumisen seurauksena, kun myosiinifilamenttien pallonmuotoiset päät kiinnittyvät aktiinifilamentteihin. (Enoka 2002, 209–211.)

Spinaalisen tason kontrollia voidaan tutkia H-refleksillä esimerkiksi soleus-lihaksesta (ks. 2.4.2), joka saadaan aikaiseksi stimuloimalla soleus-lihasta hermottavaa tibialis-hermoa keinotekoisesti ulkoisella sähköstimulaatiolla. Kohdelihaksen elektromyografiaa (EMG) mittaamalla voidaan havaita, että reflektorinen vaste lihakselle tapahtuu noin 30–40

millisekunnin latenssilla eli viiveellä (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016). Spinaalisen kontrollin toiminta on hyvin tehtäväsidoista ja monosynaptisen refleksi-kaaren modulointiin vaikuttavat useat eri neuraaliset tekijät. Merkittävin tekijä, joka vaikuttaa spinaalisen tason aktivaatioon ja siten myös H-refleksin modulaatioon on presynaptinen inhibitio (PSI) (kuva 4) (Zehr, 2002). PSI säätelee Ia afferentin välittämää viestin voimakkuutta alfamotoneuroneille kahden välineuronin kautta. Näihin välineuroneihin tulee viestejä Ia ja Ib afferenteilta, ihon ja jänteiden reseptoreilta sekä ylemmiltä, sentraalisilta säätelyjärjestelmiltä. PSI:n voimakkuus vaihtelee tehtävien, kuten seisonnan, kävelyn ja juoksun aikana ja sen voimakkuus on riippuvainen myös motorisen toiminnon haastavuudesta. (Enoka 2002, 273; Zehr, 2002.)

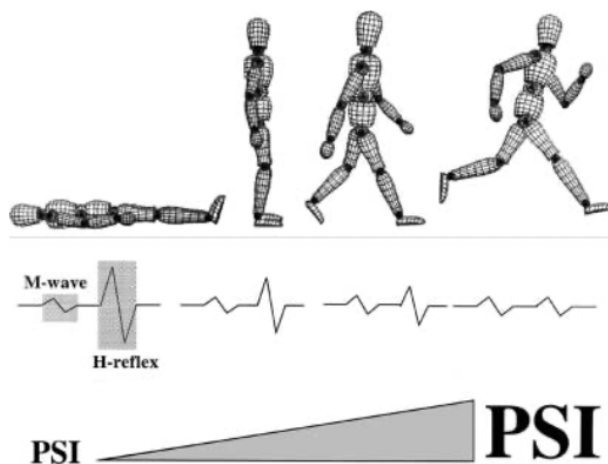


KUVA 4. Presynaptinen inhibitio. Yhteydet perifeerisiltä afferenteilta ja supraspinaaliselta tasolta välineuroneille, jotka säätelevät Ia afferentin presynaptista inhibitiota (PSI). i, ii = inhibitoriset välineuronit, Ia = Ia afferentti, Ib = Golgin jänteen afferentti, Cutaneous = ihon painereseptorit. Supraspinaalisen tason säätelymekanismeihin lukeutuvat mm. kortiko-, vestibulo- ja retikulospinaaliset radat. (Enoka 2002, 274)

Presynaptisen inhibition lisäksi myös useat muut tekijät vaikuttavat spinaalisen tason aktivaatioon. Enokan (2002, 270) mukaan yksi vaikuttava tekijä on Renshaw'n solu. Se on välineuroni, johon on suora yhteys alfamotoneuronista ja joka saa aikaan inhibitorisen postsynaptisen potentiaalin (IPSP) alfamotoneuroneissa, Ia inhibitorisessa välineuronissa sekä

lihasspindeleitä hermottavissa gammadotoneuroneissa. H-refleksin voimakkuuteen vaikuttaa myös resiprokaalinen inhibitio, jonka aikana Ia inhibitorinen välineuroni aktivoituu ja saa aikaan IPSP:n antagonistilihaksessa. Resiprokaalisen inhibition tehtävänä onkin muodostaa yhteys agonistin ja antagonistin välille. (Enoka 2002, 269.)

Tutkimuksissa on havaittu spinaalisen tason aktiivisuutta mittaavan H-refleksin pienentyvän vaativassa tasapainotilanteessa (Llewellyn ym. 1990), tasapainoharjoittelun seurauksena (Gruber ym. 2007) sekä fyysisen kuormituksen seurauksena (Racinais ym. 2006). Myös näköaistin poistamisen on tasapainotilanteessa todettu vaikuttavan H-refleksin amplitudiin madaltavasti (Taube ym. 2008). Harjoitustaustalla on vaikutusta H-refleksin modulaatioon ja tutkimuksissa sen on havaittu olevan balettitanssijoilla matalampi sekä levossa että seisaaltaan kontrolliryhmään verrattuna (Mynark & Koceja, 1997; Nielsen ym. 1992). Kuvassa 5 oleva havainnollinen piirros esittää, kuinka liikemallien muutokset vaikuttavat PSI:n voimakkuuteen ja näin ollen myös H-refleksin amplitudiin (Zehr, 2002). Myös Cecenin ym. (2018) tutkimus vartalon asentojen vaikutuksesta H-refleksin herkkyyteen vahvistaa tämän näkemyksen.



KUVA 5. Hahmotelma ja yhteenveto eri liikemallien suhteesta presynaptisen inhibition toimintaan sekä H-refleksin amplitudiin, kun M-aallon voimakkuus on pidetty vakiona. (Zehr, 2002)

2.3 Supraspinaalinen kontrolli

Spinaalisen tason refleksikaaren toiminta on nopeaa, mutta sen tarkkuus ei riitä vastaamaan haasteisiin, joita tulee keskittymistä ja tarkkuutta vaativissa tilanteissa, jotka vaativat useamman lihaksen yhteistoimintaa (Llewellyn ym. 1990). Siksi myös supraspinaaliset neuraaliset

rakenteet osallistuvat vahvasti liikkeiden säätelyyn. Nienstedtin ym. (2008, 558) mukaan liikkeiden säätelyä ohjaavat useat eri aivojen alueet: motorinen aivokuori osallistuu liikkeiden hienosäätelyyn, pikkuaivoihin tulee runsaasti hermoratoja muun muassa lihaskäämmeiltä ja pikkuaivot yhdessä basaaliganglioiden kanssa koordinoivat lihasten toimintamalleja. Aivorungon ylimmät osat puolestaan säätelevät tasapainoa ja rytmisiä liikkeitä. (Strominger ym. 2012).

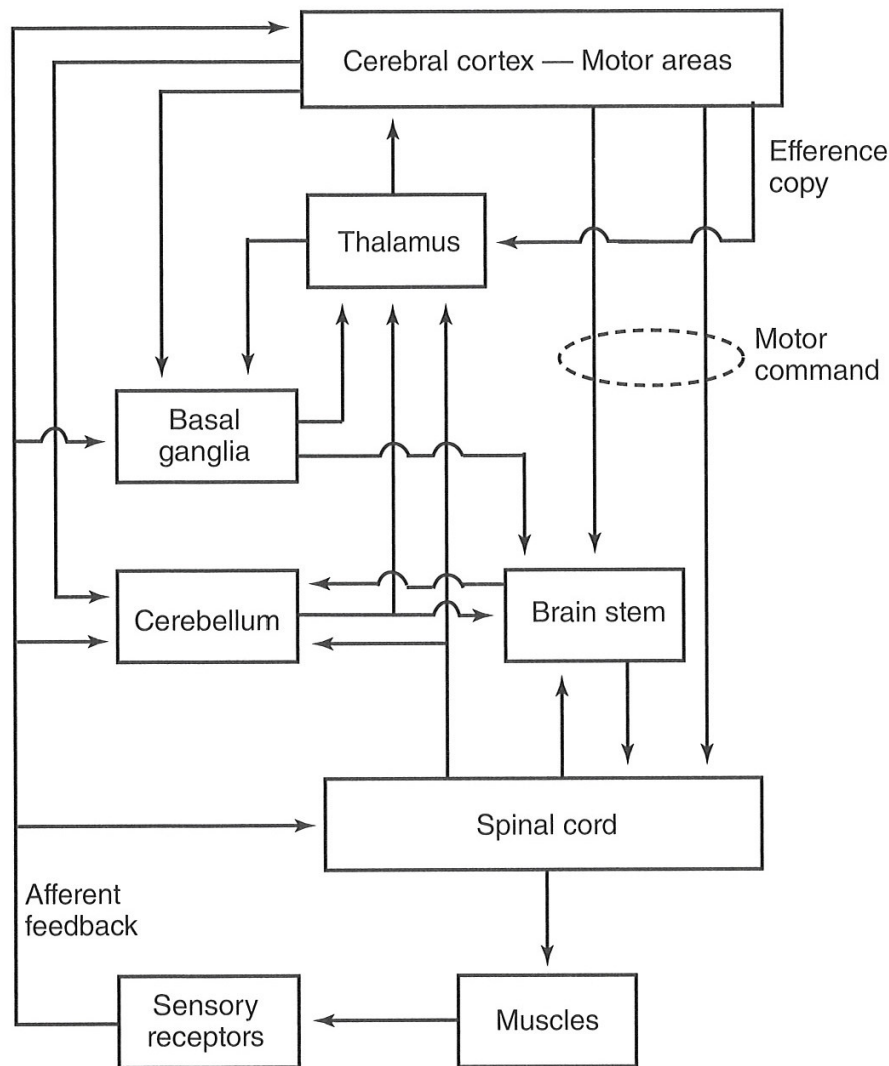
Isoaivojen primaarinen motorinen kuorialue muodostaa hienosäädetyin liikekäsken lihaksille, mutta myös viereisen somatosensorisen kuorialueen toiminnot osallistuvat motorisen liikekäsken suunnitteluun (Nienstedt 2008, 558) ja motoriselle aivokuorelle tulee säätelyä myös basaaliganglioilta ja pikkuaivoilta (Purves 2018, 382). Motoriselta aivokuorelta lähtevä pyramidirata, eli kortikospinaalirata aktivoi luurankolihasia ja mahdollistaa vartalon ja raajojen tahdonalaisen liikkeiden säätelyn (McArdle 2015, 389). Kortikospinaalirata muodostaa yhteyden alfa-motoneuroneille joko monosynaptisesti tai välineuronien kautta (Enoka 2002, 305). Ydinjatkeen alueella kortikospinaaliradan aksoneista 90 % risteytyy kontralateraaliseen puolelle, muodostaen lateraalisen kortikospinaaliradan ja loput 10 % aksoneista muodostaa anteriorisen kortikospinaaliradan, sillä sen aksonit eivät risteydy, vaan hermottavat ipsilateraalista, eli saman puoleista lihaksistoa (Valenta & Fiala 2012, 75.) Motorinen aivokuori voi säädellä liikkeitä joko suoraan tai epäsuorasti. Suora kortikospinaaliradan yhteys alemmille motoneuroneille saa aikaan tarkkoja ja hienosäädettyjä liikkeitä, kun taas ydinjatkeen alueella osa kortikospinaaliradan aksoneista yhtyy retikulaariformaatioon, jonka kautta lihaksille tuotetaan karkeamotorisia liikekäskenjä. Nämä niin kutsutut epäsuorat liikekäskenyt ovat myös osa automaattista liikkeiden säätelyä ja tasapainon ylläpitoa sekä feedforward-mekanismia. (Purves 2018, 381, 402.)

Kortikospinaaliradan lisäksi myös extrapyramidirata osallistuu liikkeiden ohjaukseen. Sen alemmille motoneuroneille viestiä kuljettavat aksonit ovat osa laajempaa neuraalista verkostoa, johon kuuluvat muun muassa aivokuori, basaaligangliot, pikkuaivot, aivorunko ja retikulaariformaatio. (Strominger ym. 2012, 197–198.) McArdlen (2015, 389) mukaan extrapyramidirataan kuuluvat retikulospinaali-, vestibulospinaali- sekä tektospinaalirata ja niiden aksonit lähtevät aivorungosta ja yhdistyvät alempiin motoneuroneihin kaikilta selkäytimen tasoilta. Aivorunko ohjaa useita automaattisia motorisia toimintoja, kuten asennon ylläpitoa, tasapainoa, liikkumisen käynnistämistä ja säätelyä sekä katseen kohdistamista. Aivorunko kykenee siis ohjaamaan näitä toimintoja ilman ylempien säätelyjärjestelmien

kontrollia, tosin useimmat tahdonalaiset liikekäskyt tapahtuvat kuitenkin yhdessä aivokuoren kanssa. (Purves 2018, 397.) Aivorungon eri osat, kuten vestibulaaritulake sekä retikulaariformaatio antavat informaatiota selkäyttimeen ja distaalisille lihaksille ympäristön aiheuttamista häiriöistä vestibulospinaali- ja retikulospinaaliratoja pitkin. Vestibulaaritulake vastaa nopeista feedback-vasteista, kun taas retikulaariformaatio vastaa feedforward-vasteista, joilla ylläpidetään asentotasapainoa. (Purves 2018, 398.)

Vaikka tasapaino-orientaation automaattiset vasteet saavatkin alkunsa aivorungosta, erityisesti pikkuaivot osallistuvat vahvasti aivorungon toimintojen säätelyyn ja näiden kahden rakenteen yhteistoiminta mahdollistaa tasapainon ja liikkeiden tahdosta riippumattoman säätelyn (kuva 6). Pikkuaivoille ja aivorungolle tulee runsaasti afferentteja yhteyksiä useilta eri sensorisilta järjestelmiltä. Vestibulaariset ja visuaaliset palautteet ohjataan sekä aivorunkoon että pikkuaivojen vestibulaariseen osaan, kun taas proprioseptiiviset ja ihon painereseptoreilta tulevat sensoriset viestit ohjataan pikkuaivojen selkäydinosaan. Hitailta somatosensorisilta aistijärjestelmiltä viestit kulkevat aivorungon vestibulaaritulakkeen kautta retikulaariformaatioon. Viestit ohjataan selkäyttimeen sekä vestibulospinaali- että retikulospinaaliratoja pitkin, joista ensimmäinen saa alkunsa vestibulaaritulakkeesta ja jälkimmäinen aivosillan ja ydinjatkeen retikulaariformaatiosta. (Kandel 2013, 954.)

Pikkuaivojen tehtävänä on tarkkailla, havaita ja moduloida virheitä liikesuorituksissa ja tuottaa korjaavia liikekäskyjä ylemmille säätelyjärjestelmille. Pikkuaivot kykenevät muodostamaan liikekorjauksista myös muistijäljen osana motorista oppimista. (Purves 2018, 427, 444.) Pikkuaivot osallistuvat siis hyvin moniin toimintoihin, kuten motorisen kontrollin modulaatioon, silmän liikkeiden koordinaatioon, tasapainon ylläpitoon, vartalon ja raajojen liikkeiden ohjaukseen, motoriseen oppimiseen ja jopa joihinkin kognitiivisiin toimintoihin (Strominger ym. 2012, 192). Komin (2011, 257) mukaan pikkuaivoilla onkin keskeinen merkitys tasapainohäiriön kompensatoristen reaktioiden valintaan ja muistamiseen.



KUVA 6. Hahmotelma neuraalisen verkoston järjestymisestä sekä eri osien välisistä yhteyksistä. Huomaa aivokuoren motorisilta osilta lähtevät efferentit yhteydet suoraan selkäyttimeen, mutta myös aivorungolle, pikkuaivoihin ja basaaliganglioihin. Myös pikkuaivojen ja aivorungon sekä selkäytimen ja aivorungon välinen yhteys on kuvattu. cerebral cortex – motor areas = motorisen aivokuoren alueet, cerebellum = pikkuaivot, brain stem = aivorunko, spinal cord = selkäydin, muscles = lihakset, sensory receptors = sensoriset reseptorit, afferent feedback = afferentti palaute. (Enoka 2002, 299)

2.4 Neuraalisen säätelyn mittaaminen

2.4.1 Elektromyografia (EMG)

Jännite-eroa solukalvon molemmin puolin ilman ärsykettä kutsutaan lepopotentiaaliksi. Hermo- ja lihassolun lepopotentiaalin aikana solun sisäpuoli on negatiivisesti ja ulkopuoli positiivisesti varautunut. Monissa neuroneissa lepopotentiaali on -65 mV. Lepopotentiaali ei kuitenkaan ole tasainen vaan aaltoilee steady-state-arvon ympärillä lepoionikanavien Na^+ - K^+ -pumppujen toiminnan seurauksena. Kun riittävä määrä synapseja aktivoituu samanaikaisesti ja sähkövirta depolarisoi solukalvon yli ~15 mV, Na^+ - ja K^+ -ionien siirtyminen solukalvon puolelta toiselle saa aikaan aktiopotentiaalin. Aktiopotentiaali on hetkellinen solukalvon kalvojäännitteen muutos, joka etenee lihassolukalvoa pitkin. (Enoka 2002, 173, 181.)

Lihasktiivisuutta voidaan mitata EMG:n (elektromyografia) avulla. EMG-signaali kuvaa sähköistä jännitettä, joka syntyy lihassolun solukalvon depolarisaation seurauksena. EMG-signaalin havaitsemiseksi voidaan käyttää joko lihaksen sisälle (intramuskulaarinen) tai lihaksen päälle asennettavia pintaelektrodeja. Pintaelektrodeja asennettaessa tulee huomioida kohdelihaksen ja elektrodien välinen etäisyys sekä lihaksen ja elektrodien välisen kudoksen aiheuttama matalataajuuksisten signaalien suodattuminen (low-pass filtering), kuten myös ympärillä olevien muiden sähköisten laitteiden aiheuttamat häiriöt. Näiden komponenttien vähentäminen tapahtuu yksinkertaisimmillaan käyttämällä bipolaarista elektrodien kytkentää. (Merletti & Parker 2004, 81, 89.)

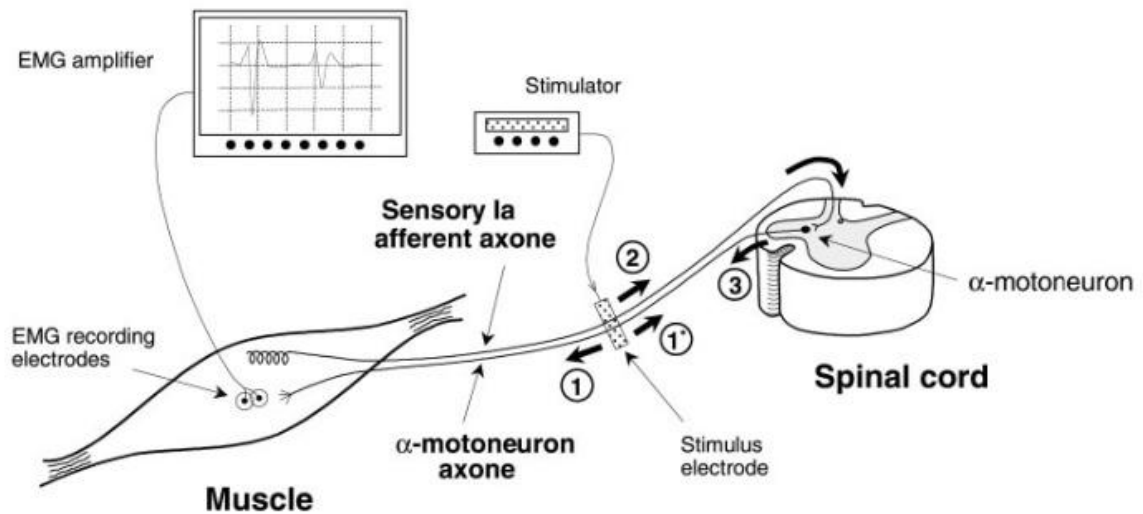
Pinta-elektrodeilla mitattuna signaalissa voidaan kuitenkin havaita erinäisiä, ei-fysiologisia tekijöitä, jotka voivat vaikuttaa EMG-signaalin laatuun. Näitä ovat signaalivoimakkuuden kumoutuminen (*amplitude cancellation*), signaalin ylikuuluminen (*cross-talk*) sekä *ei-toivotut signaalit*. (Enoka 2002, 197). Signaalivoimakkuuden kumoutuminen viittaa positiivisten ja negatiivisten signaalien limittymiseen ja sitä kautta signaalin sen hetkiseen nollaantumiseen, josta voi seurata EMG-signaalin ja todellisen lihasktiivisuuden aliarvioimista (Farina ym. 2014, Enokan 2002, 197 mukaan). Signaalin ylikuuluminen puolestaan on seurausta viereisiltä lihaksilta tulevalta signaalilta. Signaalin ylikuuluminen on haaste erityisesti pintaelektrodeilla mitattuna, koska etäisyydet mittauskohdasta voivat olla hyvin lähellä myös muihin kohteisiin. (Merletti & Parker 2004, 91.) Ei-toivottujen signaalien aiheuttama EMG-signaalin kontaminaatio voi johtua muun muassa liikkeestä ja/tai elektrodin ja ihon välisen liitännän

epävakaisuudesta (Merletti & Parker 2004, 121). Nämä signaalit asettuvat yleensä 0–20 Hz taajuudelle (Merletti & Parker 2004, 121; SENIAM 1999, 58). Myös lähellä olevat muut sähkölaitteet voivat aiheuttaa häiriöitä ja nämä signaalit asettuvat tyypillisesti yli 400 Hz taajuudelle (SENIAM 1999, 58). Ei-toivottujen signaalien suodattamiseen voidaan käyttää muun muassa high-pass-, low-pass- sekä band-pass-suodattimia (Enoka 2002, 198). SENIAMin (1999, 58) mukaan matalataajuuksiset signaalit voidaan suodattaa low-cut-off-menetelmällä käyttämällä high-pass-suodatinta ja korkeataajuuksiset signaalit puolestaan high-cut-off-menetelmällä käyttämällä low-pass-suodatinta.

2.4.2 H-refleksi

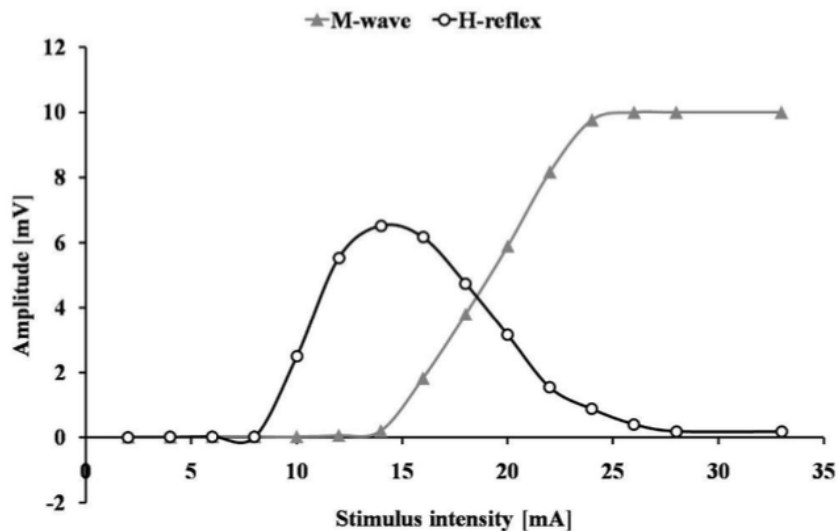
H-refleksi on ulkoisella sähköstimulaatiolla aikaansaatu keinotekoinen refleksivaste. Ero luonnollisen refleksikaaren ja H-refleksin välillä on, että jälkimmäinen, sähköisesti tuotettu refleksivaste ei suoraan aktivoi lihasspindeleitä, vaikka käyttääkin samaa, luonnollista monosynaptista refleksikaarta (Enoka 2002, 266; Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016). Tyypillisesti H-refleksiä mitataan soleus-lihaksesta, koska lihasta hermottava tibialis-hermo on helposti stimuloitavissa (Shieppati, 1986) ja tasapainon ylläpitoon osallistuvana lihaksena soleus tarjoaa hyvän mahdollisuuden PSI:n tutkimiseen (Zehr, 2002). Stimuloimalla tibialis-hermoa saadaan aikaan aktiopotentiaali homonyymissä alfamotoneuronissa, jolloin voidaan mitata monosynaptisen refleksikaaren aktiivisuutta kohdelihaksesta EMG:llä (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016.)

Stimulaatio annetaan asettamalla katodi polvitaipeseen tibialis-hermon päälle ja anodi patellan päälle. H-refleksi saadaan aikaiseksi stimuloimalla hermoa matalilla intensiteeteillä, jolloin paksut, matalan ärtyvyyskynnyksen omaavat Ia afferentit hermot syttyvät ensimmäisenä (kuva 7). H-refleksin latenssi soleus-lihakseen on 30–40 ms (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016; Palmieri ym. 2004; Schieppati, 1986). Stimulointivoimakkuutta lisäämällä H-refleksin amplitudi kasvaa ja samalla myös efferentit alfamotoneuronit syttyvät, joka voidaan havaita soleus-lihaksen EMG:ssä M-aaltona. M-aallon latenssi soleus-lihakseen on 4–5 ms. Kun stimulointivoimakkuutta lisätään riittävästi, voidaan saavuttaa maksimaalinen M-aalto (M_{max}), jolloin H-refleksi häviää kokonaan. (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016.) Tämä johtuu antidromisesta signaalivaikutuksesta (antidromic collision), jossa M-aalto kulkee alfamotoneuronissa “väärään” suuntaan selkäydintä kohti törmäten H-refleksiaaltoon samalla estäen sen etenemisen alfamotoneuronissa (kuva 7) (Upton ym. 1971; Aagaard ym. 2002).



KUVA 7. H-refleksin mittaaminen. Stimuloimalla afferenttia hermoa (2) ärsyke kulkee selkäytimen motoneuronaltaaseen ja synapsoituu homonyymisen kohdelihaksen alfa-motoneuronin (3) kanssa. Motoneuronia pitkin ärsyke etenee kohdelihakseen, josta voidaan EMG-elektrodien avulla havaita lihasaktivaatiota. Stimuluksen intensiteettiä nostamalla myös alfa-motoneuroni (1) syytyy suoraan. Korkealla intensiteetillä M-aallon antidrominen signaalivaikutus (1*) heikentää H-refleksin (3) kulkua. (Aagaard ym., 2002.)

Jotta voidaan toteuttaa H-refleksin ja M-aallon rekrytointikäyrä (kuva 8), tulee stimulaation intensiteettiä nostaa asteittain 1.2–2.5 mA voimakkuuksilla 5–8 sekunnin välein, kunnes saavutetaan maksimaalinen H-aalto (H_{max}) sekä maksimaalinen M-aalto (M_{max}). H-refleksin hävitessä voidaan stimulointi-intensiteettiä nostaa 5–10 mA välein M_{max} -arvon saavuttamiseen asti. (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016.) H-refleksin stimulaatiota ei saisi kuitenkaan suorittaa alle 3 sekunnin välein, jotta vältetään seuraavan aktiopotentiaalien heikkeneminen, eli niin kutsuttu *postactivation depression* -ilmiö (Zehr, 2002), joka on seurausta vähentyneestä välittäjäaineen vapautumisesta edellisen aktiopotentiaalın takia (Pierrot-Deseilligny & Mazevet, 2000).

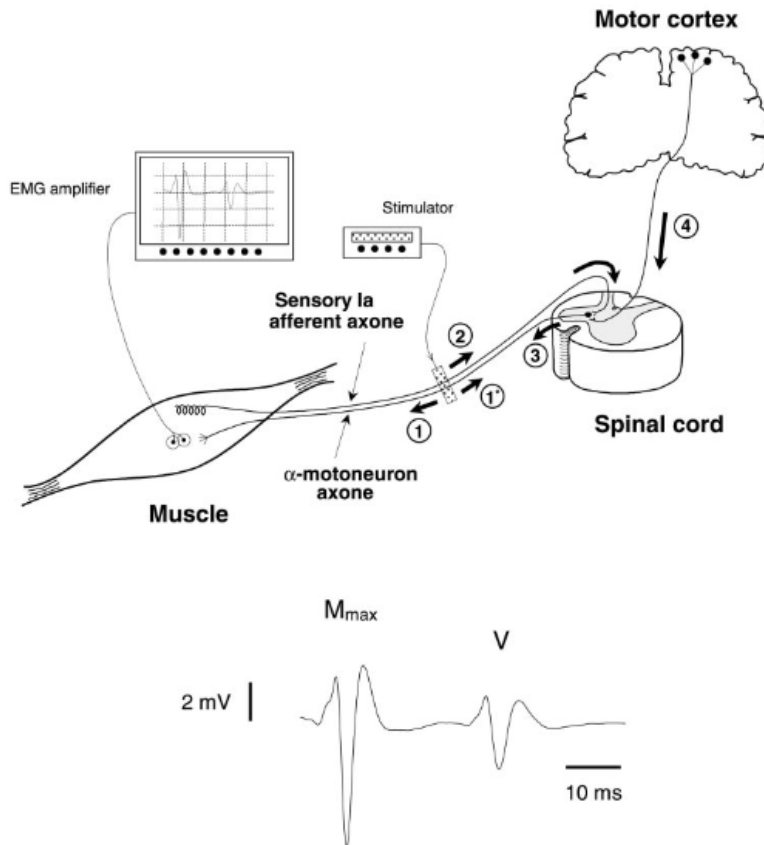


KUVA 8. Soleuksen H-refleksin rekrytointikäyrä. H-refleksin ja M-aallon syttymiskynnykset eri stimulointi-intensiteeteillä tibialis-hermoa stimuloimalla. Huomaa H-refleksin matalampi syttymiskynnys sekä H-refleksin lähes täysi häviäminen antidromisen signaalivaikutuksen seurauksena M-aallon kasvaessa maksimaaliseen arvoonsa. (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016)

Rekrytointikäyrästä voidaan analysoida sekä maksimaalinen M-aalto että H-refleksi. M_{\max} kuvaa alfamotoneuronien kokonaisaktivaatiota, eli maksimaalista lihaksen stimuloitvoimakkuutta (Palmieri ym. 2004). H_{\max} puolestaan kuvaa refleksikaaren rekrytoimia motoneuronien määrää halutussa tilanteessa (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016; Palmieri ym. 2004). H-refleksi vaihtelee koehenkilöiden välillä ja siksi se tulisi aina normalisoida, jotta tuloksia voidaan vertailla eri koehenkilöiden kesken (Palmieri ym. 2004). Zehrin (2002) mukaan H-refleksi voidaan normalisoida, eli suhteuttaa prosentuaaliseen osuuteen kohdelihaksesta mitatusta maksimaalisesta EMG:stä tai M-aallosta. Suhteuttaessa M-aallon tulisi olla 4–8 % M_{\max} -arvosta (Crone ym. 1990, Knikoun, 2008 mukaan). Tällä menetelmällä aktivoituu suhteellisesti sama määrä alfamotoneuroneita eri koehenkilöiden välillä (Palmieri ym. 2004) ja kuten Tucker ym. (2005) toteaa, stimuloitvoimakkuuden vakioiminen M-aallon kanssa pitää elektrodien kautta mitatun lihaksen aktivaation tasaisena, jolloin mahdolliset muutokset H-refleksissä ovat seurausta syistä, joita voidaan hyödyntää analyysissä.

2.4.3 V-aalto

H-refleksimittauksen tekniikkaa voidaan hyödyntää myös supraspinaaliselta tasolta tulevan aktivaation arvioinnissa mittaamalla V-aaltovastetta. V-aalto (kuva 9) on H-refleksin elektrofysiologinen variantti (Aagaard ym. 2002), joka on havaittavissa H-refleksin tilalla ainoastaan tahdonalaisen lihasaktiivisuuden aikana, kun hermoa stimuloidaan supramaksimaalisella (125–150 % M_{\max}) intensiteetillä. (Aagaard ym. 2002; Upton, 1971). Kuten aikaisemmin todettiin, supramaksimaalinen stimulointi-intensiteetti saa aikaan antidromisen signaalivaikutuksen, jolloin lepotilanteessa H-refleksi ei pääse johtumaan aksonissa törmätessään väärään suuntaan kulkevan M-aallon kanssa (Pierrot-Deseilligny & Mazevet, 2000). Puolestaan tahdonalaisen lihasaktiivisuuden aikana lihaksen EMG-signaalista voidaan toki havaita M_{\max} -aalto, mutta M-aalto etenee myös antidromisesti selkäydintä kohti törmäten aivoilta tulevan tahdonalaisen lihassupistuskäskyn kanssa. Tämä törmäys mahdollistaa H-refleksin pääsemään läpi kohti lihasta, joka voidaan havaita lihaksesta mitatussa EMG:ssä niin kutsuttuna V-aaltona. Mitä suurempaa supraspinaaliselta tasolta tuleva lihassupistuskäsky on, sitä suurempaa on myös antidrominen signaalivaikutus, joka mahdollistaa vielä merkittävämmän määrän H-refleksiä pääsemään läpi. Näin ollen V-aallon amplitudi kasvaa tahdonalaisen aktiivisuuden kasvaessa. (Aagaard ym. 2002.)



KUVA 9. Soleuksen V-aalto. Kun tibialis-hermoa stimuloidaan supramaksimaalisella (125–150 % M_{max}) intensiteetillä soleus-lihaksen tahdonalaisen lihasaktivaation aikana, kaikki Ia afferentit (2) ja alfamotoneuronit (1) syttyvät, joista jälkimmäinen voidaan havaita lihaksen EMG-signaalisissa M_{max} -arvona (1). M-aalto etenee alfamotoneuroneita pitkin myös antidromisesti (1*) kohti selkäydintä törmäten aivoilta tulevan tahdonalaisen lihassupistuskäskyn kanssa (4) (antidrominen signaalivaikutus). Törmätessään nämä kaksi aaltoa kumoutuvat päästäten H-refleksin läpi. Tämä aalto voidaan havaita lihaksen EMG-signaalisissa niin kutsuttuna V-aaltona. (Aagaard ym. 2002; Upton, 1971)

V-aalto siis mittaa spinaalisella tasolla tapahtuvaa aktivaatiota tahdonalaisen lihastyön aikana ja V-aallon onkin nähty olevan yhteydessä ylempiin säätelyjärjestelmiin (Aagaard ym. 2002; Duclay & Martin, 2005; Upton, 1971). Grospretren ja Martinin (2014) mukaan V-aallon vaikutukset alfamotoneuroneille vastaavat motoriselle aivokuorelle annettavan transkraniaalisen magneettistimulaation (TMS) vaikutuksia, mikä viittaa siihen, että V-aalto on erinomainen indikaattori supraspinaalisen tason ohjauksesta spinaalisen tason alfamotoneuroneille. V-aaltomenetelmän käyttö rajoittuu pääsääntöisesti maksimaalisen tahdonalaisen lihasaktivaation aikaisiin isometrisiin mittauksiin soleus-lihaksesta eri

lihastyötapojen aikana (Aagaard ym. 2002; Duclay & Martin, 2005; Mendonca ym. 2020; Tøien ym. 2018; Vila-Cha ym. 2012) eikä V-aaltoa juurikaan ole tutkittu dynaamisissa tilanteissa. Viimeisten vuosikymmenien aikana V-aaltovasteita on tutkittu kuitenkin myös submaksimaalisen isometrisen lihastyön aikana niin jalan kuin kädenkin lihaksista. (Del Balso & Cafarelli, 2006; El Bouse ym. 2012; Pensini & Martin, 2004). Edellä mainitut tutkimukset osoittivat, että V/M_{sup} nousi suhteessa lihastyön suuruuteen (20–100 % MVC), eli V-aallon suuruus korreloi vahvasti tahdonalaisen voimantuoton suuruuden kanssa. V-aaltotekniikan on myös todettu olevan maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion aikana soleus- ja gastrocnemius-lihaksista mitattuna hyvin luotettava ja toistettava menetelmä (Mendonca ym. 2019; Solstad ym. 2011). El bouse ym. (2012) ovatkin todenneet, että V-aaltotekniikan luotettavuus mahdollistaa sen hyödyntämisen neuromuskulaarisen aktivaation mittaamiseen erilaisissa harjoitus- tai väsytyksinterventioissa.

3 TASAPAINOON VAIKUTTAVAT AISTIJÄRJESTELMÄT

Tasapainokontrolli on kykyä ylläpitää vartalon tasapaino erilaisilla alustoilla, mutta myös kykyä mahdollistaa tasapainon mukautuminen erilaisten, spesifien liikesuoritusten toteuttamiseksi (Komi, 2011). Enokan (2015, 284–285) mukaan tasapainon ylläpitoon tarvitaan somatosensoristen, vestibulaaristen sekä visuaalisten aistijärjestelmien yhteistoimintaa. Tasapainon ylläpito vaatii jatkuvaa korjaavaa liikehdintää ja tämä korjaava liikehdintä tapahtuu lihasten proprioseptiivisten reseptorien, sisäkorvan tasapainoelinten ja näköaistin antaman tiedon perusteella.

3.1 Proprioseptiikka

Proprioseptorit ovat kehon sisäisiä reseptoreita, jotka aistivat kehon sisällä syntyviä voimia erityisesti luustolihasiston osalta. Näiden reseptoreiden avulla tuotetaan informaatiota raajojen, mutta myös muiden kehon osien asennosta suhteessa ympäristöön (Purves 2018, 201.) Lihasten ja jänteiden mekanoreseptorit välittävät tietoa asentotasapainosta ja liikkeistä ja ovat näin ollen tärkeä osa proprioseptiikkaa ja motorista kontrollia. Näihin reseptoreihin kuuluu lihaskäämien tyyppin I ja II tuntopäätteitä, lihaksen voimaa aistiva Golgin jänne-elin (Ib afferentti) sekä jänteiden reseptoreita. (Kandel 2013, 482.) Lihaskäämien ryhmän Ia afferentit ovat primaarisia tuntopäätteitä, joiden aksonit ovat myelinisoituneita ja näin ollen tuottavat nopeaa palautetta lihasten pituudesta. Sekundaariset, ryhmän II afferentit tuntopäätteet puolestaan lähettävät jatkuvaa palautetta lihasten pituudesta ja niiden onkin nähty olevan enemmän vastuussa asentosäätelystä. (Purves 2018, 201.)

Proprioseptiivisten afferenttien aksonit saapuvat selkäyttimeen takajuuresta, jossa ne haarautuvat nouseviin ja laskeviin osiin. Osa sivuhaaroista synapsoituu suoraan etujuuren neuronien kanssa saaden aikaan venytysrefleksin (Purves 2018, 204.) Kuten on aikaisemmin todettu, pikkuaivoilla on merkittävä rooli tiedostamattomien liikkeiden säätelyssä ja tasapainon ylläpidossa. Kyetäkseen tähän, pikkuaivot tarvitsevat runsaasti informaatiota vartalon asennosta lihasten, jänteiden ja nivelten proprioseptoreilta. Lihaskäämeiltä tai Golgin jänne-elimeltä tulevat sensoriset haarat välittävät siis sensorisia viestejä pikkuaivoille, joko epäsuorasti tai suoraan spinocerebellar-rataa pitkin. (Strominger 2012, 186.)

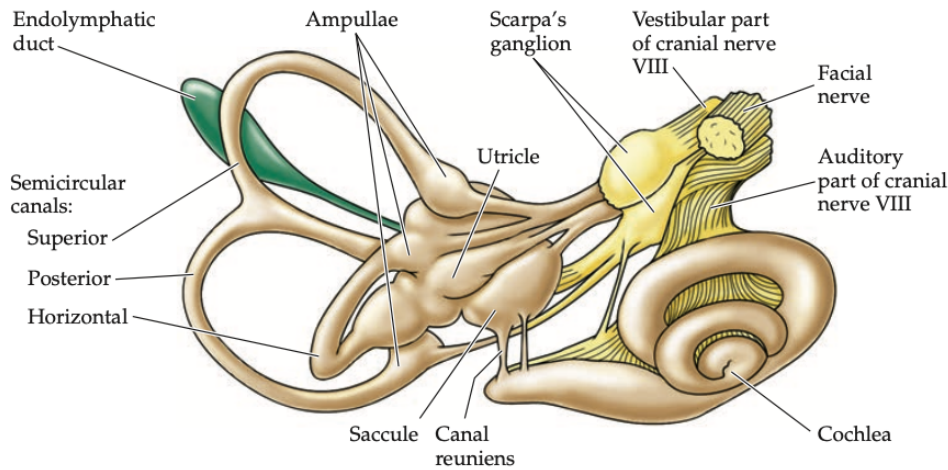
3.2 Tuntoaisti

Ihon tuntoaistia välittäviä reseptoreita on neljänlaisia: Meissnerin tuntokeräset, Merkelin solut sekä Pacinian ja Ruffinin keräset (Kandel 2013, 499). Lisäksi reseptorit voidaan jaotella nopeasti ja hitaasti adaptoituihin yksiköihin, jotka reagoivat eri lailla muun muassa pintojen muotoihin (Johansson & Valbo, 1983). Kuten proprioceptorit, myös tuntoaistit saapuvat selkäyttimeen takajuuresta, jossa ne haarautuvat sekä nouseviin että laskeviin osiin, ja joiden nousevat osat muodostavat suoran yhteyden aivorunkoon (Purves 2018, 202). Enokan (2015, 279) mukaan ihon, jänteiden ja lihasten reseptorit antavat keskushermostolle tiedon suoritetuista liikkeistä sekä kehoon kohdistuvista liikkeen muutoksista. Siinä missä proprioceptorit välittävät tietoa luustolihasien sisäisistä mekaanisista voimista, ihon reseptorit välittävät tietoa ulkoisista ärsykkeistä (Purves 2018, 201). Tahdonalaisia liikkeitä suoritettaessa aivot antavat käskyn motorisille yksiköille toteuttaa liikkeen, ja proprioseptinen palaute lähettää sensorisen viestin keskushermostolle raajojen asennosta sekä palautteen liikkeen onnistumisesta. (Enoka 2015, 279.)

3.3 Kuulo-tasapainoelin

Kahdeksas aivohermo (nervus vestibulocochlearis) on afferentti hermo, joka tuo sisäkorvasta kuulo-, asento- ja liikeimpulsseja (Niendstedt ym. 2008, 526). Kuulo- ja tasapainoelin siis yhtyvät samaan aivohermoon, mutta niiden toimintamekanismit ovat täysin erilaiset. Kuulohermo on exteroseptiivinen, eli ulkoisia ärsykeitä vastaanottava, kun taas tasapainoelin, eli vestibulaarielin on proprioseptiivinen, sillä se tarkkailee kehon sisäisiä muutoksia, kuten pään asentoa ja liikettä (Strominger 2012, 277.) Sisäkorvan vestibulaarinen labyrintti koostuu viidestä reseptorista: kolmesta kaarikäytävästä ja pyöreästä ja soikeasta rakkulasta (kuva 10), jotka mittaavat ja arvioivat pään suoraa ja kiertävää sekä kiihtyvää ja hidastuvaa liikettä ja välittävät tietoa erityisesti siitä, missä asennossa ihmisen pää on suhteessa vallitsevaan painovoimakenttään ja siitä, mikä suunta on ylös ja mikä alas (Niendstedt ym. 2008, 487; Purves 2018, 917.) Tieto välittyy kahdeksannen aivohermon kautta aivorunkoon vestibulaariseen ytimeen, josta on yhteys pikkuaivoihin, talamuksen kautta aivokuoren somatosensoriselle alueelle sekä selkäyttimeen ja kohdelihaksille vestibulospinaalirataa pitkin (Kandel 2013, 928; Strominger 2012, 292). Vestibulaarinen järjestelmä osallistuu reflektoriseen tasapainon ylläpitoon ja liikkeen aikaiseen katseen suuntaamiseen sekä vartalon asennon hallintaan (Purves 2018, 312). Stromingerin ym. (2012, 277–278) mukaan vestibulaarinen järjestelmä vastaa

tasapainon ylläpidosta ja vartalon asennosta suhteessa ympäristöön ja on näin ollen merkittävässä roolissa motorisen kontrollin koordinoinnissa.



KUVA 10. Sisäkorvan vestibulaarisen labyrintin rakenne. Kolme luista kaarikäytävää (semicircular canals), kaarikäytävän laajentumat (ampullea), kalvosokkelon soikea rakkula (utricle) ja pyöreä rakkula (saccule) sekä vestibulaarisen neuronin soomaosien gangliot (Scarpa's ganglion). Myös kuuloreseptorien osia, kuten simpukka (cochlea) on kuvattu. Huomataan myös kahdeksannen aivohermon vestibulaarinen ja auditorinen osa (Purves 2018, 306.)

3.4 Näköaisti

Näköaisti välittyy toisen aivohermon, eli näköhermon (nervus opticus) avulla. Näköhermossa on pääasiassa afferentteja, eli keskushermostoon päin impulsseja tuovia hermosyitä. (Nienstedt ym. 2004, 524–525.) Näköhermo välittää tietoa talamuksen kautta aivoissa oksipitaalisessa lohkossa sijaitsevalle primaariselle näköaivokuorelle, jota kautta tulevan visuaalisen palautteen on nähty olevan yhteydessä orientaatioon ja liikkeeseen (Barrett ym. 2010, 184, 193). Lisäksi palautetta tulee ohimolohkon ja päälakilohkon visuaalisille alueille, jotka vastaavat esineiden tunnistamisesta ja liikkeen sekä sijainnin analysoinnista (Purves 2018, 261).

Näköaisti osallistuu vahvasti yhteistoiminnassa vestibulaarielimen kanssa tasapainon ylläpitoon ja motoriseen kontrolliin. Kuten aikaisemmassa kappaleessa todettiin, vestibulaarinen hermo välittää keskushermostolle tietoa pään liikkeistä. Lisäksi tämä mahdollistaa katseen kohdistamisen pään liikkeiden aikana. Tätä toimintoa kutsutaan vestibulo-okulaariseksi refleksiksi. Vestibulaarielin välittää tietoa pään liikkeistä ja silmien

liikkeitä hallitseva okulomotorinen järjestelmä käyttää tätä informaatiota silmien stabiloimiseen. Vestibulo-okulaarinen refleksi ei kykene vastaamaan kovin tehokkaasti tasaiseen ja jatkuvaan liikkeeseen, vaan sen päätehtävä on aistia odottamattomia, äkkinäisiä liikemuutoksia. (Kandel 213, 922–924.)

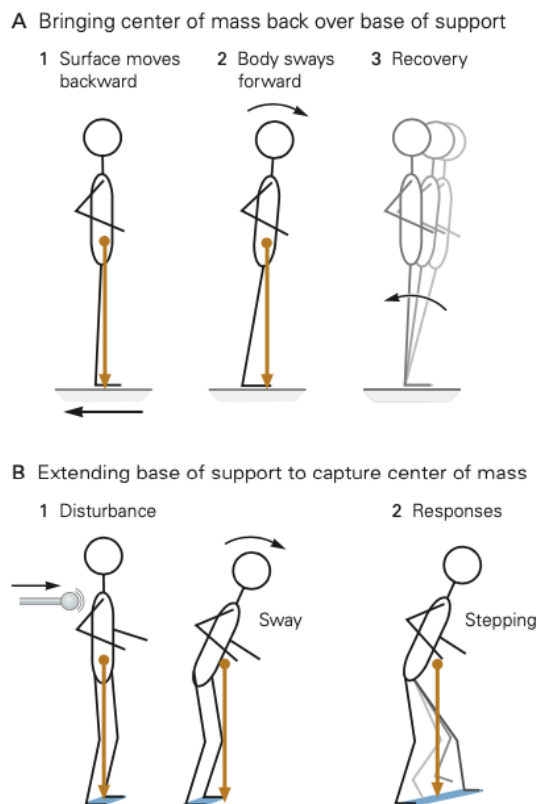
4 TASAPAINO JA MOTORINEN KONTROLLI

Ihmisen liikkeet ovat seurausta neuraalisista käskyistä, jotka vaikuttavat luustolihasiin saaden ne supistumaan ja aikaansaamaan liikettä. Nämä käskyt ovat seurausta sensorisista viesteistä, jotka ovat osa suurempaa kokonaisuutta, eli *sensorimotorista transformaatiota*. Sensoriset viestit voivat olla sekä ulkoa tulevaa että kehomme sisältä tulevaa informaatiota (Kandel 2013, 744.) Jotta saadaan aikaiseksi haluttu liikemalli, tulee nämä sensoriset viestit muuttaa motorisiksi käskyiksi *sensorimotorisen transformation* avulla (Enoka 2002, 298). Hermostolla on useita erilaisia sisäisiä malleja (internal model) liikkeiden suorittamiseen ja jotka hyödyntävät sekä ennakoivaa että sensoristen viestien palautetta (Kandel 2013, 746). Kun sensoristen viestien perusteella on luotu käsitys tilanteesta, muodostetaan haluttu motorinen käsky. Motorinen käsky ja liikemalli voidaan muodostaa joko feedback- tai feedforward-mallilla. Ensimmäisessä mallissa reagoidaan ympäristön muutoksiin ja liikemalli muodostetaan vahvasti sensoristen viestien perusteella. Jälkimmäisessä, feedforward-mallissa puolestaan liike toteutetaan ilman mukautumista tilanteeseen. Feedforward-mallia käytetään silloin, kun liikkeen suorittamisen tai tilanteen kannalta ei ole hyödyllistä vastaanottaa ja käsitellä sensorisia viestejä ja vasta näiden perusteella muodostaa liikemallia (Enoka 2002, 298–300.) Useimmat liikkeet tapahtuvat kuitenkin molempien mallien yhteistoimintana. Koska sensoriset viestit eivät ole hitautensa vuoksi käytettävissä liikkeen alussa, usein ensisijainen liikekäsky tapahtuu feedforward-mallin avulla. Kun liike etenee ja sensorista palautetta liikkeen onnistumisesta on saatu, voivat feedback-mekanismit ottaa vastuun liikkeen loppuun saattamisesta. (Purves 2018, 756.)

4.1 Tasapainostrategiat

Tasapainon ylläpito vaatii vartalon massakeskipisteen kontrollointia suhteessa tukipisteeseen ja aktiivista tasapainoon vaikuttaviin häiriöihin reagointia sekä liikehäiriöiden ennakointia. Seisoma-asennossa tukipiste syntyy jalkapohjien alueelle ja niiden väliin. Seisoma-asennossa oleva ihminen on tasapainotilassa niin kauan kun kuvitteellinen massan voimavektori kulkee tukipisteen rajojen sisäpuolella. Asento puolestaan pysyy vakaana niin kauan kuin lihakset pystyvät mukautumaan asentohäiriöihin ja palauttamaan vartalon tasapainotilaan. (Enoka 2015, 280.) Yllättävän häiriön aiheuttaessa vartalon huojumista, vartalon massakeskipisteen palauttamiseen on useita keinoja (kuva 11). *Nilkkastrategiassa* jalat pysyvät paikallaan ja vartalon massakeskipiste palautetaan nilkan liikkeiden avulla. (Kandel 2013, 937.) Tasaisella

ja kiinteällä alustalla seistessä käytetään etupäässä nilkkastrategiaa, mutta alustan ollessa hyvin pieni tai epävakaa, otetaan käyttöön *lonkkastrategia*. Häiriön ollessa riittävän suuri joudutaan turvautumaan *askelstrategiaan* (Komi 2011, 256; Welch 2008, 94, 103.) Tasapainon hallinta ja ylläpito vaatii aktiivista kehon kontrollointia suhteessa maan vetovoimaan, alustaan, visuaalisiin havaintoihin sekä sisäisiin sensorisiin viesteihin (Horak, 2006). Erityisesti aivokuoren toiminta on välttämätöntä tarkkojen tahdonalaisten liikkeiden aikaansaamiseksi (Nienstedt ym. 2008, 532).



KUVA 11. Automaattiset liikekorjausmallit tasapainohäiriöön. (A) Alustan liikuessa taaksepäin vartalo huojuu eteenpäin paineen siirtyessä varpaille. Vartalon massakeskipiste palautetaan nilkan liikkeillä. (B) Lonkkastrategiassa massakeskipiste palautetaan taivuttamalla lantiota eteenpäin vastakääntämällä samalla nilkkoja. Häiriön ollessa riittävän suuri joudutaan ottamaan tukiaskel (stepping). (Kandel 2013, 398, muokattu)

Enokan (2015, 284–285) mukaan vestibulaarisen ja visuaalisen informaation vaikutus on suurempaa, kun seisotaan liikkuvalla tai epävakaaalla alustalla, kun taas somatosensorinen palaute on olennaisempaa seisossa kiinteällä ja tasaisella alustalla. Visuaaliset viestit välittävät tietoa liikkeestä ja ympäristöstä sekä niiden suhteesta yksilöön. Visuaalinen palaute on tärkeä

osa tahdonalaista tasapainon säätelyä, mutta sen toiminta on liian hidasta vastaamaan äkillisiin ja yllättäviin tasapainohäiriöihin. Kun vartalo huojuu edestakaisin, tasapainon säilyminen seisoma-asennossa tapahtuu tyypillisesti refleksien avulla (Enoka 2015, 284, 280.) Loram ym. (2014) toteavat, että somatosensoriset, visuaaliset, vestibulaariset sekä ihon painereseptorit tuottavat refleksitason liikkeiden säätelyä, mutta ne ovat herkkiä useilta eri aivojen alueilta tulevalle modulaatiolle. Sensoriset viestit eri aistijärjestelmiltä ohjautuvat pikkuaivoille, jossa ne käsitellään motorisen toiminnon aikana ja ohjataan sekä aivokuorelle että aivorungon retikulaariformaatioon. Pikkuaivoilla onkin merkittävä vaikutus lihasaktiivisuuden säätelyssä motorisen toiminnon aikana (Strominger ym. 2012, 145, 192.). Aivokuoren osallisuus tasapainon säätelyssä on enemmän ennakoivaa kuin automaattista, vaikkakin aivokuoren tiettyjen osien on havaittu aktivoituvan jopa ennen automaattisia posturaalisia vasteita. Tämä osoittaa sen, että aivokuori mahdollisesti pyrkii optimoimaan tasapaino- ja motorista kontrollia. (Kandel 2013, 956.)

Asentotasapainon säätely suhteessa ympäröivään maailmaan tapahtuu siis somatosensoristen, vestibulaaristen ja visuaalisten aistijärjestelmien palautteen ja yhteistoiminnan kautta, ja niiden avulla mahdollistetaan vartalon massakeskipisteen vakauttaminen niin itse aiheutetun kuin ulkoisestikin tapahtuvan tasapainohäiriön aikana (Horak, 2006.) Enokan (2015, 280) mukaan sensorisilta reseptoreilta saatava palaute on tärkeä osa automaattisia toimintoja, kuten taistele tai pakene-reaktiota tai asentotasapainon säätelyä. Kandel (2013, 938) toteaa, että automaattisten asentotasapainon vasteiden viiveet ovat selvästi pitempiä kuin venytysrefleksissä, mutta lyhyempiä kuin tahdonalaisessa säätelyssä. EMG-tutkimuksissa on havaittu ensimmäisten automaattisten vasteiden tapahtuvan 80–120 ms viiveellä häiriön alusta. Vastaavasti Enokan (2015, 281) mukaan liikkuvalla alustalla tehdyissä tutkimuksissa on havaittu, että ensimmäiset vasteet alaraajojen lihaksissa tapahtuvat 70–100 ms viiveellä alustan liikkeestä.

4.2 Motorisen kontrollin neuraaliset mittaukset

Tasapainokontrollin neuraalista modulaatiota on tutkittu monenlaisissa staattisissa ja dynaamisissa asetelmissä. H-refleksin tehtäväsidonnaisuus tuli hyvin esille Hoffmanin ja Kocejän (1995) sekä Tauben ym. (2008) staattisen tasapainon tutkimuksissa. Hoffmanin ja Kocejän tutkimus osoitti H-refleksin olevan pienentynyt, kun koehenkilöiltä poistettiin

näkökyky tasapainotestin aikana. Tauben ym. (2008) tutkimus puolestaan selvitti keskittymistä vaativan lisätehtävän vaikutusta tasapaino-orientaatioon. Tässäkin tutkimuksessa selvisi, että H-refleksi oli pienentynyt tasapainohäiriön ollessa haastavampi. Solopova ym. (2003) selvittivät neuraalisia vasteita tasapainohäiriöön soleus-lihaksesta tasaisella ja epätasaisella (puolipyöreä pallo) alustalla TMS-mittauksen ja H-refleksimittauksen avulla. Tutkimus osoitti, että kortikaaliset MEP-vasteet olivat suuremmat epätasaisella alustalla, kun samalla H-refleksivasteet olivat selvästi pienentyneet. Solopova tutkimusryhmineen tuli tulokseen, että ylempien, supraspinaalisten säätelyjärjestelmien vaikutus tasapainohäiriön korjaamiseen todennäköisesti kasvaa epätasaisella alustalla seisoessa. He esittivät erityisesti motorisen aivokuoren osallistuvan vahvasti tasapainon motoriseen kontrolliin.

Llewellynin ym. (1990) kävelyn aikainen tutkimus osoitti haastavamman dynaamisen tasapainotilanteen madaltavan H-refleksin amplitudia. Tutkimuksessa koehenkilöt kävelivät joko juoksumatolla tai kapealla puomilla. H-refleksin havaittiin olevan askeleen keskivaiheilla 40 % matalampi puomilla kävelyn aikana verrattuna juoksumatolla kävelyyn. Chalmers ja Knutzen (2000) sekä Capaday ja Stein (1986) puolestaan selvittivät soleus-lihaksesta spinaalisen tason muutoksia kävelyn aikana askeleen eri vaiheissa. Jälkimmäisessä tutkimuksessa havaittiin, että soleuksen H-refleksi oli korkeimmillaan askeleen keskivaiheilla, laski kohti askeleen loppua ja oli pienimmillään heilahdusvaiheessa. Myös Chalmersin ja Knutzenin (2000) tutkimuksessa havaittiin samanlainen kaava H-refleksin modulaatiossa ja lisäksi H-refleksin havaittiin olevan iäkkäillä matalampi kuin nuorilla.

Piiraisen ym. (2013) dynaamisen tasapainohäiriön tutkimus ikääntyneille ja nuorille koehenkilöille osoitti, että ikääntyneiden H/M-suhde oli selvästi matalammalla ja että iän tuomat erot tulivat esille erityisesti tasapainohäiriön alussa nopean häiriön aikana. Molemmissa ryhmissä H-refleksi pieneni merkittävästi 90 ms anteriorisen häiriön jälkeen, mutta posteriorisen häiriön aikana H-refleksi pysyi tasaisena kaikilla mittausviiveillä. Tutkijat ehdottivat, että H-refleksin lasku anteriorisen häiriön aikana oli seurausta sekä presynaptisen inhibition että resiprokaalisen inhibition vaikutuksesta. Myös Miranda ym. (2018) selvittivät H-refleksin modulaatiota sekä posterioriseen että anterioriseen häiriöön kuudella eri aikaviiveellä häiriön alusta. Anteriorisen häiriön aikana soleuksen H-refleksi laski 75 ja 100 ms viiveillä, mutta posteriorisen häiriön aikana se kasvoi 100 ja 200 ms viiveillä. H-refleksin pienenemisen anteriorisen häiriön aikana epäiltiin olevan seurausta PSI:n vahvistumisesta ja ylempien säätelyjärjestelmien, eli supraspinaalisten toimintojen vahvistumisesta. (Miranda ym.

2018.) Taube ym. (2006) puolestaan havaitsivat TMS-tutkimuksessaan, että varhaisimmat transkortikaalisesti tapahtuvat tasapainohäiriön neuraaliset vasteet soleus-lihaksesta mitattuna esiintyivät jo 86 ms kuluttua nilkan liikkeen alusta. Tässäkin tutkimuksessa H-refleksi kasvoi posteriorisen häiriön aikana ja nousu tapahtui merkittävästi suuremmin LLR latenssilla verrattuna SLR latenssiin.

Monissa muissa tutkimuksissa (Hoffman & Koceja, 1995; Llewellyn ym. 1990; Mynark & Koceja, 1997; Taube ym. 2008) on tultu siihen tulokseen, että H-refleksin pienentyminen oli todennäköisimmin seurausta presynaptisen inhibition vaikutuksesta refleksikaaren toimintaan. Erityisesti Hoffman ja Koceja (1995) epäilivät, että aivoilta tulevat supraspinaaliset mekanismit, kuten motoriselta aivokuorelta, pikkuaivoilta ja/tai basaalganglioilta tulevat viestit säätelevät H-refleksivasteita presynaptisen inhibition kautta. Aikaisempien tutkimusten perusteella voidaankin olettaa, että refleksikaaren aktiivisuuden pieneneminen on seurausta PSI:n vahvistumisesta ja liikkeiden tahdonalaisen kontrolloinnin voimistumisesta. Refleksikaaren toiminnan inhibointi ja liikkeiden voimakkaampi sentraalinen/tahdonalainen kontrollointi onkin nähty tehokkaampana ja tarkempana motorisen kontrollin säätelymekanismina (Llewellyn ym. 1990)

Shemmell ym. (2010) ovat esittäneet, että motorinen aivokuori on ainakin osaltaan osallisena pitkän latenssin (LLR) refleksitoimintaan. He kuitenkin huomauttavat, että kortikaalisten elementtien lisäksi myös aivojen subkortikaaliset osat voivat olla vastuussa pitkän latenssin aktiivisuudesta. Tutkijoiden mukaan proprioseptiivisten palautteiden aikaansaamat motoriset liikkeet tapahtuvat samalla aikaviiveellä säikähdyksireaktion (startle reaction) kanssa, joka saa alkunsa aivorungon hännästä (Shemmell ym. 2010; Enoka 2002, 283). Valls-Solén ym. (1998) tutkimuksessa säikähdyksen jälkeisen reaktioajan havaittiin lähes puolittuvan tahdonalaiseen toimintaan nähden ja tutkijat uskoivat liikemallien olevan muistissa aivorungossa, josta viesti ohjataan retikulospinaalirataa pitkin selkäyttimeen ja näin ollen ohittaen motorisen aivokuoren ja kortikospinaaliradan toiminnot. Tutkijoiden mukaan tämä ei kuitenkaan vähennä motorisen aivokuoren merkitystä liikkeiden suunnittelussa, mutta sen merkitys tahdonalaisten liikkeiden käynnistämässä ei ehkä olekaan niin suuri kuin aikaisemmin on oletettu. (Valls-Solé ym. 1998.)

Siinä missä motorinen aivokuori voi siis olla vastuussa feedback-kontrollista, aivojen subkortikaaliset osat saattavat olla enemmän vastuussa feedforward-kontrollista, jolla saadaan

aikaan ennakoituja, valmiita liikemalleja (Shemmell, 2010). Valls-Solén ym. (1998) tavoin myös Taube ym. (2007) epäilivät automaattisten toimintamallien olevan muistissa aivojen subkortikaalisissa osissa ja siten ollen osaltaan vastuussa liikkeiden käynnistämisestä ja tasapainon hallinnasta. He havaitsivat tutkimuksessaan kortikaalisten MEP-vasteiden pienenevän tasapainoharjoittelun aiheuttaman parantuneen motorisen kontrollin seurauksena. Kuten Shemmell ym. (2010) esittivät, on supraspinaalisen aktivaation viiveiden pohjalta syytä olettaa, että sekä kortikaaliset että subkortikaaliset mekanismit osallistuvat liikkeiden säätelyyn ja että näiden kahden mekanismin tuottamat käskyt summautuvat, kun ne saavuttavat viimeisen yhteisen reitin, eli alfamotoneuronin ja niiden lopullinen kontribuutio motoriseen kontrolliin on hyvin tehtäväsidonnaista.

5. TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tässä tutkimuksessa haluttiin selvittää, onko V-aaltomenetelmä validi tekniikka dynaamisten tasapainohäiriöiden neuraalisen säätelyn mittaamiseen ja mikä on H-refleksi- ja erityisesti V-aaltomittauksen toistettavuus dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Eli, voidaanko kahden eri mittauskerran välillä todeta olevan selkeä yhdenmukaisuus ja sitä kautta selvitetään mittausmenetelmän luotettavuus. Lisäksi tavoitteena oli selvittää, voidaanko dynaamisten tasapainohäiriöiden aikana V-aaltomenetelmää hyödyntämällä todeta, millä viiveellä neuraalinen ohjaus siirtyy refleksinomaisesta toiminnasta enemmän supraspinaalisen tason tahdonalaiseksi ohjaukseksi. Tutkimuksen avulla on mahdollista tuottaa uusia mittaustekniikoita dynaamisen tasapainohäiriön aiheuttaman neuraalisen säätelyn tutkimiseen. Erityisesti tämä olisi hyödyllistä erilaisissa väsytyksinterventioissa, sillä niissä vasteet tulisi mitata mahdollisimman nopeasti kuormituksen jälkeen, jotta väsymyksen aiheuttamat neuraaliset muutokset eivät ehdi palautua. Tässä V-aaltomittaus voisi olla TMS:ää nopeampi menetelmä, sillä TMS:ssä valmisteluajat ovat oikean stimulointikohdan (hot-spot) ja käämin asettelun vuoksi suhteellisen pitkiä. Tulosten avulla on myös mahdollista lisätä ymmärrystä neuraalisten säätelymekanismien toiminnasta dynaamisen tasapainohäiriön aikana.

5.1 Tutkimuskysymykset

- I. Onko V-aaltomittauksen tekniikka dynaamisen tasapainohäiriön aikana toistettavissa, toisin sanoen, mikä on menetelmän luotettavuus päivien välillä?
- II. Voidaanko V-aaltomittausta hyödyntämällä todeta, milloin/millä viiveellä tasapainohäiriön korjaus tapahtuu enemmän supraspinaalisella tasolla?

5.2 Hypoteesit

- I. Muutamat aikaisemmat tutkimukset (Mendonca ym. 2019; Solstad ym. 2011) ovat jo todenneet V-aaltotekniikan luotettavaksi isometrisessä tilanteessa, joten myös dynaamisissa tilanteissa tekniikan voidaan olettaa olevan toistettava.
- II. Aikaisempien dynaamisissa tilanteissa toteutettujen TMS-tutkimusten perusteella voidaan olettaa, että lisääntynyt supraspinaalinen aktivaatio näkyy kasvaneena V-

aaltona aikaisintaan 80–90 ms viiveellä nilkan liikkeen alusta (Taube ym. 2006). V-aallon voidaan olettaa edelleen kasvavan >120 ms viiveellä (Taube ym. 2008b), jolloin asentotasapainon korjaaminen tapahtuu vahvemmin tahdonalaisesti (Llewellyn ym. 1990; Solopova ym. 2003). Liikekorjauksen alussa, noin 30–40 ms nilkan liikkeen alusta on valloillaan spinaalinen, monosynaptisen refleksikaaren tuottama kontrolli (Gajevski & Mazur-Rozycka, 2016; Palmieri ym. 2004; Schieppati, 1986), jolloin V-aallon ei tulisi olla juurikaan havaittavissa.

6. MENETELMÄT

6.1 Tutkittavat

Tutkimukseen rekrytoitiin 9 miestä ja 9 naista, ikähaarukassa 30–45 vuotta (taulukko 1). Lievän loukkaantumisen ja epäonnistuneen H-refleksimittauksen vuoksi 2 koehenkilöä suljettiin pois tutkimuksesta, ja näin ollen lopulliseksi otokseksi jäi 16 tutkittavaa ($n= 8 + 8$). Isometrisen plantaarifleksion tutkimuksissa kokonaisotos oli 15 ($n= 7 + 8$). Tutkimukseen osallistuneet tutkittavat olivat tavallisia, aktiivisia arkiliikkuja. Poissulkukriteereitä olivat vakavat tuki- ja liikuntaelinsairaudet tai -vammat, kuten lonkkaleikkaukset tai useat polvileikkaukset. Tutkittavat rekrytoitiin lähialueelta hyödyntämällä sosiaalista mediaa ja mainospostereita. Jo rekrytointivaiheessa heitä informoitiin kaikista tutkimukseen liittyvistä tekijöistä, jotka saattaisivat olla henkilökohtaisten syiden takia este osallistumiselle (sähköstimulaatio, shortsipakko, elektrodien asennus). Tällä pyrittiin pienentämään tutkimukseen osallistumisen epävarmuutta sekä minimoimaan tutkimuksen aikaiset keskeytykset.

Tutkittaville tehtiin selväksi, että tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista, tutkimukseen osallistumisesta ei makseta korvausta ja että heillä on oikeus keskeyttää osallistuminen milloin vain ilman erillistä syytä ja ilman negatiivisia seurauksia. Ennen mittausten aloittamista koehenkilöt allekirjoittivat suostumuslomakkeen. Tutkimukselle oli hyväksytty eettinen ennakoarvio.

TAULUKKO 1. Tutkittavien iän, pituuden, painon ja BMI:n keskiarvot ja -hajonnat koko otoksen osalta.

	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)	BMI (kg/m ²)
Tutkittavat (n=16)	38,4 ±3,1	175,0 ±10,2	81,2 ±15,8	26,3 ±3,0

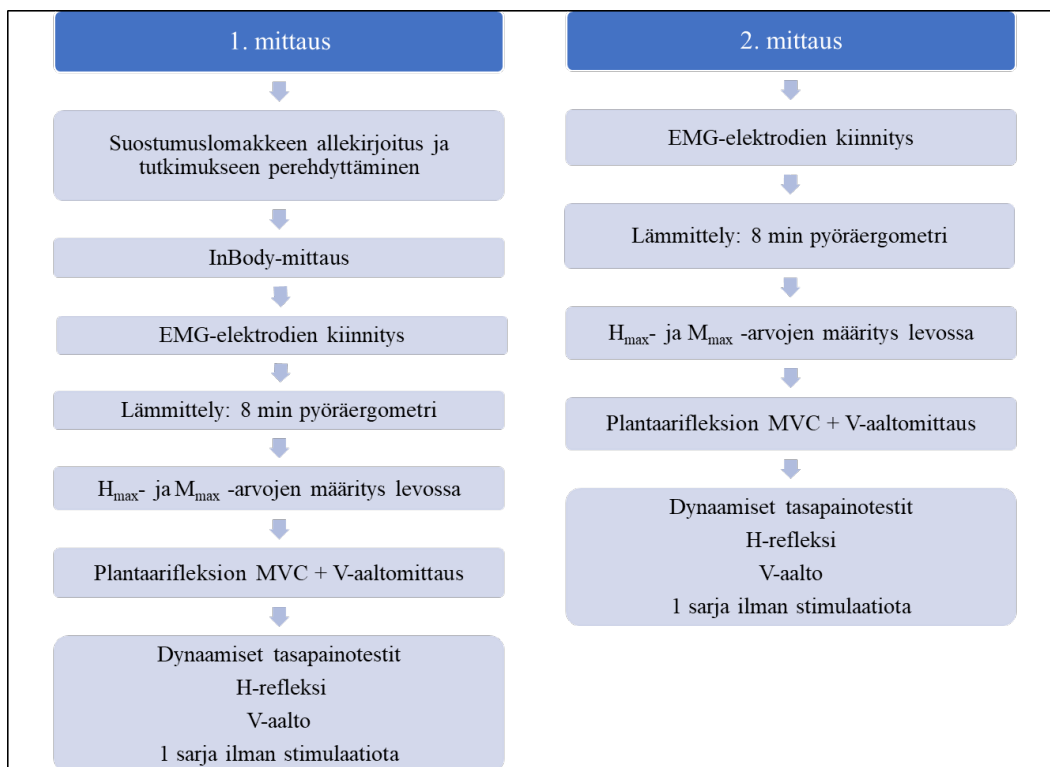
6.2 Mittausprotokolla

Mittaukset suoritettiin Jyväskylän yliopiston Vuokatin biomekaniikan laboratoriossa, Snowpoliksella kesällä 2021. Mittaukset suoritettiin kahdella eri mittauskerralla 1–4 päivän välein samaan vuorokauden aikaan, jotta vältettiin vuorokausirytmien vaikutukset lihaksen toimintaan (Mendonca ym. 2019). Koehenkilöitä ohjeistettiin välttämään voimakasta fyysistä kuormitusta kahta päivää ennen mittauksia sekä välttämään alkoholin nauttimista 24 tuntia

ennen mittauksia. Taulukossa 2 on esitelty kahden eri mittauskerran sisällöt ja suoritusjärjestys. Ennen mittausten aloittamista 1. mittauskerralla allekirjoitettiin suostumuslomake ja koehenkilölle annettiin esitietolomake kotiin täytettäväksi. Tässä vaiheessa koehenkilöä vielä muistutettiin osallistumisen vapaaehtoisuudesta.

Molemmat mittauskerrat olivat identtiset sillä poikkeuksella, että vain ensimmäisellä käyntikerralla täytettiin suostumuslomake ja tehtiin InBody-mittaus. Lämmittely suoritettiin polkupyöräergometrillä, 8 minuutin ajan ja 80 watin teholla. Lämmittely toteutettiin ilman merkittävää hengästymistä, jolloin mahdollinen väsymys eliminoitiin.

TAULUKKO 2. Kahden eri mittauskerran sisällöt ja suoritusjärjestykset. Ensimmäiseen mittauskertaan varattiin aikaa 2,5 tuntia ja toiseen 2 tuntia.



6.3. Mittaukset

6.3.1 EMG-elektrodiin asennus

Tutkittaville asetettiin pyöreät, 10 mm halkaisijaltaan olevat EMG-elektrodit (Ambu Blue Sensor, Denmark) oikean jalan soleus-, tibialis anterior- ja gastrocnemius medialis -lihaksen päälle bipolaarisella kytkennällä 2 cm etäisyydelle toisistaan (Pierrot-Deseilligny & Mazevet, 2000; SENIAM 1999, 23–24). Elektrodiin käyttö edellä mainitulla etäisyydellä on nähty

vähentävän häiriöitä (signaalin ylikuuluminen) viereisistä lihaksista (Tucker ym. 2005). Ennen elektroditarrojen asennusta iholta ajettiin karvat, iho hiottiin huolellisesti hiomapaperilla ja puhdistettiin desinfiointiaineella (Neo-amisept). Elektrodit asennettiin lihaksen pennaatiokulman suuntaisesti SENIAMin ohjeiden mukaisesti (Seniam, 1999) ja maadoituselektrodi asetettiin malleolus lateraliksena päälle. Elektrodien ja ihon välinen impedanssi mitattiin yleismittarilla ja impedanssin tuli olla alle 5 k Ω (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016). Mikäli impedanssi ei laskenut alle raja-arvon, hionta, puhdistus ja elektrodien asennus suoritettiin uudelleen. Kahden erillisen mittauskerran luotettavuuden parantamiseksi elektrodien paikka merkittiin permanent-tussilla, jota varten koehenkilöltä pyydettiin erillinen lupa (kuva 12). Lopuksi elektrodit teipattiin ihoon kiinni urheiluteipillä. EMG-datan näytteenottotaajuudeksi asetettiin 1000 Hz, vahvistettiin 1000-kertaiseksi, suodatettiin 10–500 Hz kaistanpäästösuodattimella ja signaali muunnettiin CED:n analogia-digitaalimuuntimella (CED Power 1401; CED Ltd., Cambridge, Englanti). Data tallennettiin Spike 2 5.14-ohjelmistolla (CED Ltd., Cambridge, Englanti) jatkoanalyysiä varten. Vaikka signaalia kerättiin kolmesta lihaksesta, tässä tutkimuksessa hyödynnettiin vain soleus-lihaksen dataa.



KUVA 12. EMG-elektrodien asetus ja paikan merkkäminen tussilla.

6.3.2 H-refleksin rekrytointikäyrä

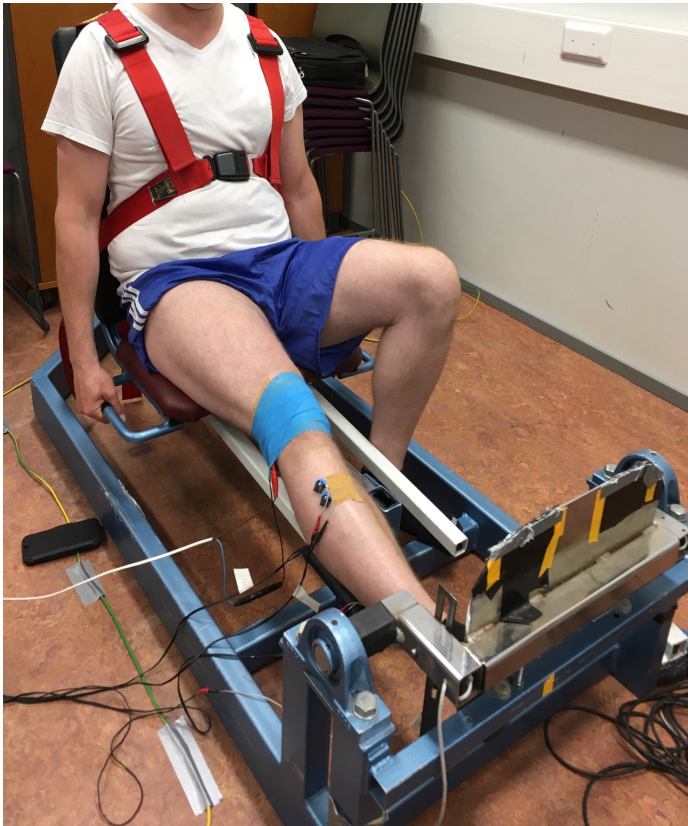
Maksimaalisen H-refleksin (H_{max}) ja M-aallon (M_{max}) arvot mitattiin SOL-lihaksesta levossa seisoma-asennossa stimuloimalla oikean jalan polvitaiepeessa kulkevaa tibialis-hermoa. Stimulaatiot annettiin Digitimerin stimulaattorilla (Constant current stimulator DS7A, Digimeter Ltd, Welwyn Garden City, Englanti) käyttämällä 200 μ s:n kanttiaaltosignaalia.

Signaali muunnettiin CED:n analogia-digitaalimuuntimella ja data kerättiin Spike 2 5.14-ohjelmistolla.

Koehenkilölle asetettiin anodi (5 x 8 cm) patellan päälle ja katodi (1,5 x 1,5 cm) polvitaiveeseen tibialis-hermon päälle. H-refleksin rekrytointikäyrän määrittämistä varten koehenkilöä ohjeistettiin seisomaan paikallaan katse eteenpäin ja välttämään puhumista sekä voimakkaita lihasjännityksiä. Parhaan mahdollisen stimuloitukohdan löytämiseksi katodia liikuteltiin polvitaiveessa tibialis-hermon päällä ja annettiin tarvittava määrä vakioitehoisia submaksimaalisia stimulaatioita, kunnes saavutettiin amplitudiltaan riittävän suuri submaksimaalinen H-refleksi osoituksena oikeasta stimuloitukohdasta. Tämän jälkeen sekä stimulointielektrodi että katodi käärittiin ideaalisiteellä tiiviisti ihoa vasten niin, että elektrodin päälle asetettiin 1 cm paksu ja 2 x 3 cm leveä paineside. Varsinainen H_{\max} - ja M_{\max} -arvojen määrittäminen aloitettiin matalalla stimulointi-intensiteetillä nostaen stimulaatiota vaiheittain 1 mA välein, kunnes saavutettiin maksimaalinen H-refleksi. H-refleksin ja M-aallon suuruutta, eli piikistä piikkiin-amplitudia seurattiin tietokoneen näytöltä Spike 2-ohjelmiston avulla. H-refleksin hävitessä kokonaan stimulaation intensiteettiä nostettiin 5 mA välein, kunnes saavutettiin maksimaalinen M-aalto. Maksimaalinen M-aalto varmistettiin vielä antamalla yksi supramaksimaalinen stimulaatio (150 % M_{\max}).

6.3.3 Maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio (MVC) ja maksimi V-aalto

Maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio (MVC) suoritettiin Jyväskylän yliopiston rakentamalla voimapenkillä (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Suomi) koehenkilön lonkkakulman ollessa 110°, polvikulman 180° ja nilkkakulman 90° (kuva 13). Koehenkilö asettui penkkiin istumaan alaselkä mahdollisimman tiiviisti penkkiä vasten ja valjaat kiristettiin. Kun oikea suoritusasento oli löydetty, varmistettiin vöiden kireys ja kirjattiin ylös penkin etäisyys (cm) voimalevystä. Tällä varmistettiin penkin asetusten yhdenmukaisuus kahden eri mittauskerran välillä. Lisäksi koehenkilö ohjeistettiin pitämään käsillä kiinni käsikahvoihin ennalta teipillä merkityistä kohdista ja asettamaan oikea jalkansa voimalevylle samalla lailla jokaisella suorituskerralla.



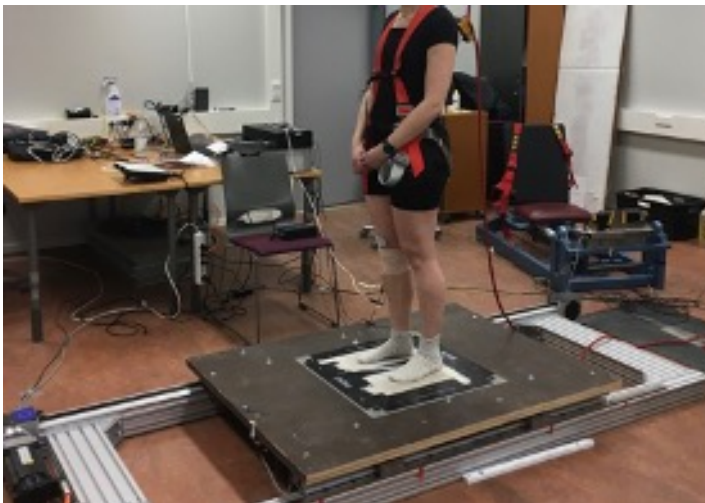
KUVA 13. Jyväskylän yliopiston kehittämä voimapenkki ja suoritusasento MVC-mittausten aikana.

Ennen varsinaisia mittauksia koehenkilö teki 3–5 submaksimaalista, nopean voimantuoton harjoitus-/lämmittelysuoritusta. Varsinaisissa mittauksissa koehenkilö ohjeistettiin suorittamaan nopea ja maksimaalinen lihassupistus (MVC) ja ylläpitämään sitä 3 sekunnin ajan. Jokainen suoritus tehtiin 1,5 minuutin levolla. Kolmella ensimmäisellä ei-stimuloidulla suorituksella määritettiin isometrisen plantaarifleksion maksimaalinen voimataso. Tämän jälkeen voimataso alarajaksi laskettiin 90 % maksimaalisesta voimatasosta (Aagaard ym. 2002) ja koehenkilö suoritti 5 onnistunutta MVC:tä, joiden aikana mitattiin V-aaltoa SOL-lihaksesta antamalla tibialis-hermoon supramaksimaalinen stimulaatio (150 % M_{max}). Suoritus hyväksyttiin, mikäli koehenkilö pystyi tuottamaan yli 90 % voiman, stimulaatio saatiin osumaan välittömästi rajan ylityksen jälkeen ja V-aalto oli tietokoneelta visuaalisesti havaittavissa. Koehenkilöt suorittivat enimmillään 9 maksimaalista isometristä plantaarifleksiota 5 onnistuneen suorituksen aikaansaamiseksi.

6.3.4 Dynaamiset tasapainotestit

Tasapainomittauksissa koehenkilö asettui seisomaan tasapainolaudalle (BT4 balance platform; HUR Labs, Tampere, Finland), joka oli asennettu Jyväskylän yliopiston rakentaman dynaamisen tasapainolaitteiston (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Finland) päälle (kuva 14). Tasapainolaite oli yhdistetty tietokoneeseen Coachtech-ohjelmistoon (Jyväskylän yliopisto, Jyväskylä, Finland) sekä AD-muuntimelle (CED Power1401, Cambridge, England), joka oli yhdistetty Neurologgerin viiveboksiin (NeuroLog NL405; Digitimer) ja tämä puolestaan Digitimerin stimulaattoriin. Stimulaattori antoi sähköstimulaatiot automaattisesti halutuilla viiveillä käyttäen triggerinä hyväkseen tasapainolaitteen kellosignaalia. Spike2-ohjelmistolla mitattiin samanaikaisesti EMG-signaalia soleus-, tibialis anterior- ja medial gastrocnemius-lihaksista.

Koehenkilölle asetettiin turvavaljaat ja ohjeistettiin fiksoimaan katseensa seinässä olevaan kohdepisteeseen (etäisyys 3,0 m), seisomaan jalat suorassa ja pitämään jalat merkkiteippien päällä, kädet edessä niitä irrottamatta ja olemaan mahdollisimman rentona ja reagoimaan tasapainohäiriöön mahdollisimman pienellä, mutta tehokkaalla liikkeellä. Koehenkilöt suorittivat kaksi harjoitussarjaa ennen varsinaisia mittauksia; yhden ennen H-refleksin herkkyyskäyrän määrittystä ja toisen juuri ennen varsinaisten mittausten suorittamista. Harjoitussarjojen tavoitteena oli tutustuttaa koehenkilö tasapainolaitteiston toimintaan ja näin vähentää jännityksen tuomaa ylimääräistä lihasaktiivisuutta.



KUVA 14. Mittauksissa käytetty Jyväskylän yliopiston kehittämä tasapainolaitteisto ja suoritusasento tasapainotestien aikana.

Koehenkilölle tuotettiin Coachtech-ohjelmistolla (Jyväskylän yliopisto, Vuokatti, Finland) dynaamisia tasapainohäiriöitä, joiden liikeamplitudi oli 30 cm, kiihtyvyys $2,5 \text{ m/s}^2$ ja nopeus 30 cm/s. Sekä H-refleksi- että V-aaltomittauksissa annettiin stimulaatioita neljällä eri aikaviiveellä tasapainolaitteen liikkeen alusta: 30 ms, 60 ms, 90 ms ja 120 ms. Huomioiden tasapainolaitteen ja nilkan liikkeen välisen 25 ms latenssin, stimuloitaviiveet nilkan liikkeen alusta olivat 5, 35, 65 ja 95 ms. Lisäksi monosynaptisen refleksikaaren keskimääräisen 35 ms latenssin (Gajewski & Mazur-Rozycka, 2016; Palmieri ym. 2004; Schieppati, 1986) huomioiden, todelliset H- ja V-aaltovasteiden mittaajankohdat soleus-lihaksesta olivat 40, 70, 100 ja 130 ms nilkan liikkeen alusta. H-refleksin muuttajat on ilmaistu viiveiden mukaan seuraavasti: H40 = H-refleksi 40 ms kohdalla, H70 = H-refleksi 70 ms kohdalla, H100 = H-refleksi 100 ms kohdalla ja H130 = H-refleksi 130 ms kohdalla. Vastaavasti V-aallon muuttajat on ilmaistu seuraavasti: V40 = V-aalto 40 ms kohdalla, V70 = V-aalto 70 ms kohdalla, V100 = V-aalto 100 ms kohdalla ja V130 = V-aalto 130 ms kohdalla. Jokaiselle viiveelle tuotettiin 16 häiriötä randomisoidussa järjestyksessä anterior- ja posterior-suuntaisesti. Joka kolmannen häiriösarjan jälkeen pidettiin kahden minuutin lepotauko istuen. Aikaviiveet valittiin pilottimittauksista saatuihin tuloksiin ja kirjallisuuden perusteella oletettiin stimuloitien osuvan lähelle lyhyen (SLR) ja pitkän latenssin (LLR) refleksivastetta sekä automaattista ja tahdonalaista vastetta.

Soleuksen H-refleksimittauksissa stimulaation intensiteetti säädettiin manuaalisesti niin, että M-aallon amplitudi pyrittiin pitämään $5 \% \pm 2,5 \%$ levossa mitatusta M_{\max} -arvosta. Tällä intensiteetillä varmistettiin, että stimulaatio pysyi H-refleksin nousevalla käyrällä (Taube ym. 2006). V-aaltomittauksissa stimulaatio annettiin supramaksimaalisena ($150 \% M_{\max}$) automatisoidusti (Aagaard ym. 2002). Yksi varsinainen tasapainohäiriösarja toteutettiin ilman stimuloiteja. Käytännön syistä H-refleksi mitattiin ensin ja V-aalto tämän jälkeen ja viimeisenä häiriösarja ilman stimulaatiota. H-refleksi- ja V-aaltoviiveiden mittaussjärjestys kuitenkin randomisoitiin, jolla pyrittiin vähentämään oppimisen/mahdollisen väsymyksen vaikutusta tuloksiin. Yksittäisellä koehenkilöllä oli sama suoritusjärjestys molemmilla mittauserroilla. Tutkimuksessa analysoitiin vain posterioriset häiriöt ja H-refleksin osalta jokaiselta viiveeltä tuli saada vähintään viisi onnistunutta M-aaltoa posterior-suuntaisesti. Mikäli M-aalto ei pysynyt riittävän vakiona vaan nousi tai laski alle raja-arvojen, suoritettiin lisäsarjoja samalle viiveelle joko normaalilla (16 häiriötä) tai lyhyellä (8 häiriötä) tasapainohäiriön protokollalla, kunnes saatiin riittävä määrä onnistuneita M-aaltoja. Koehenkilöille tuotettiin yhteensä 144–180 tasapainohäiriötä.

Tuloksista analysoitiin kahden erillisen mittauskerran toistettavuuden lisäksi $H/M_{5\%}$, V/M_{\max} , $V_{\text{bal}}/V_{\text{iso}}$, $V_{\text{bal}}/H_{m5\%}$ ja EMG_{RMS} . $H/M_{5\%}$ kuvaa spinaalisen tason aktiivisuutta, jossa H-refleksi on suhteutettu 5 % M_{\max} -arvosta. V/M_{\max} puolestaan mittaa supraspinaalisen tason aktiivisuutta. $V_{\text{bal}}/H_{m5\%}$ -suhde mittaa dynaamisen tasapainohäiriön aikaisen supraspinaalisen ja spinaalisen tason aktiivisuuden suhdetta, kun taas $V_{\text{bal}}/V_{\text{iso}}$ mittaa dynaamisen tasapainohäiriön aikaisen supraspinaalisen aktiivisuuden ja maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion aikaisen supraspinaalisen aktiivisuuden suhdetta. EMG_{RMS} , joka kuvaa lihasaktiivisuutta Root Mean Square -arvona, laskettiin viimeisen häiriösarjan osalta, jolloin ei annettu stimulaatioita.

7 TILASTOLLINEN ANALYYSI

Tilastolliseen analyysiin käytettiin SPSS 26.0 -ohjelmaa. Tuloksista laskettiin kaikkien koehenkilöiden osalta keskiarvot ja -hajonnat. Ennen analysointia aineiston normaalijakauma testattiin Shapiro-Wilkin-testillä. Aineisto ei ollut kaikkien muuttujien osalta normaalisti jakautunut ja analyysiin käytettiin non-parametristä Friedmanin testiä. Mittauskertojen parilliseen vertailuun käytettiin parillista T-testiä. Tuloksissa merkitsevyystasot on merkitty tähdillä: $p < 0.05$ (*), $p < 0.01$ (**) ja $p < 0.001$ (***). Tuloksissa n.s.=not significant; ei tilastollista merkitsevyyttä.

Mittausten toistettavuuteen käytettiin luokan sisäisen korrelaation analyysiä (ICC, Intraclass Correlation Coefficient). Korrelaation tilastolliset merkitsevyydet olivat seuraavat: keskinkertainen, $ICC = 0.41-0.60$, $p < 0.05$ (*), hyvä, $ICC = 0.61-0.80$, $p < 0.01$ (**) ja erinomainen, $ICC 0.81- 1.0$, $p < 0.001$ (***). (Mendonca ym. 2019; Solstad ym. 2011.)

8 TULOKSET

8.1 Dynaamiset tasapainotestit

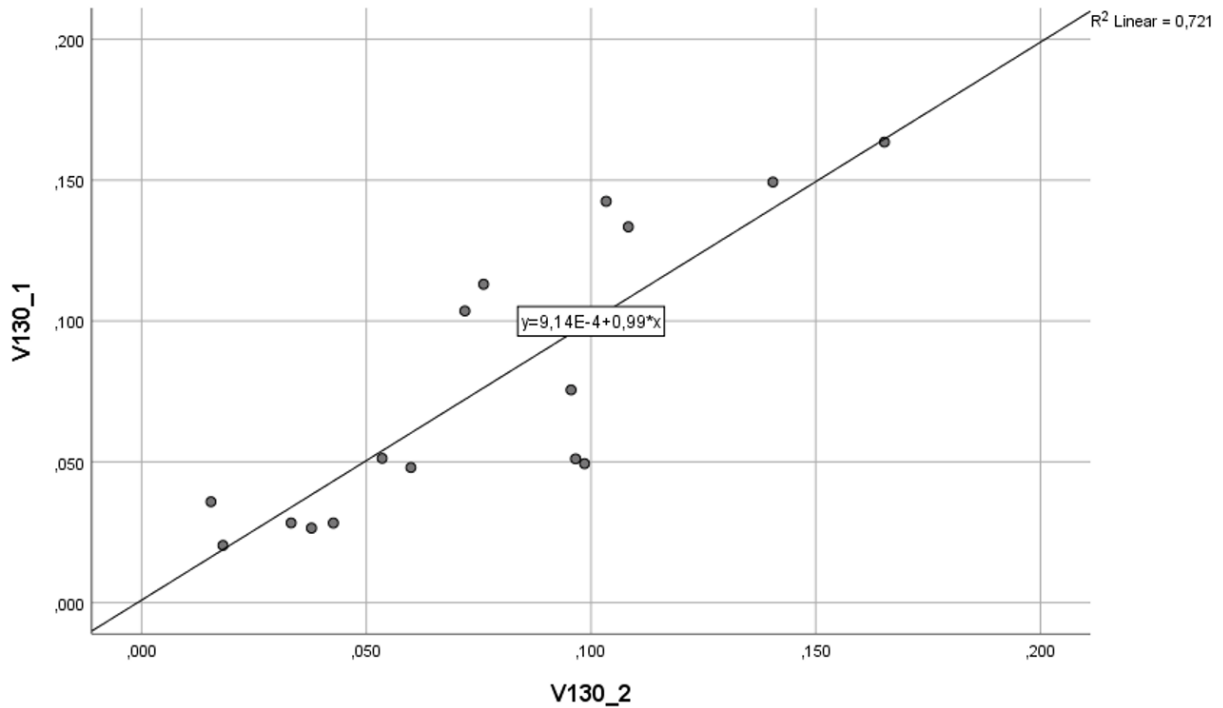
8.1.1 Kahden eri mittauskerran toistettavuus

H-refleksin ja V-aallon korrelaatiot kahden eri mittauskerran välillä kaikilta viiveiltä on esitelty taulukossa 3. H-refleksin viiveet H40 ja H100 osoittivat keskinkertaista muuttujien välistä riippuvuutta, H130 hyvää riippuvuutta ja H70 erinomaista riippuvuutta. V-aallon osalta viiveiden korrelaatio oli joko hyvä (ICC=0.61–0.80, $p<0.01$) tai erinomainen (ICC=0.81–1.0, $p<0.001$). V-aallon osalta korrelaatio vahvistui viiveiden pidentyessä ollen heikoimmillaan viiveen V40 kohdalla ja vahvimmillaan viiveen V130 kohdalla (ks. kuva 15).

TAULUKKO 3. Keskiarvoistettujen H-refleksin ($H_{M5\%}$) ja V-aallon (V/M_{\max}) kahden eri mittauskerran väliset korrelaatiot eri viiveillä (40, 70, 100 ja 130 ms). Jokaisen koehenkilön 5–8 suorituksen H-refleksi sekä 8 suorituksen V-aalto keskiarvoistettiin ennen koko otoksen keskiarvoistamista.

Viive	ICC	95% CI	p-arvo	korrelaatio
H40	0.632	-0.052–0.872	0.031*	keskinkertainen
H70	0.855	0.585–0.949	0.000***	erinomainen
H100	0.581	-0.199–0.854	n.s.	keskinkertainen
H130	0.728	0.222–0.905	0.008**	hyvä
V40	0.774	0.354–0.921	0.003**	hyvä
V70	0.869	0.624–0.954	0.000***	erinomainen
V100	0.885	0.671–0.960	0.000***	erinomainen
V130	0.912	0.749–0.969	0.000***	erinomainen

ICC=Intraclass correlation coefficient, CI=Confidence interval; luottamusväli; n.s.=not significant; ei tilastollista merkitsevyyttä.



KUVA 15. Kahden eri mittauskerran välinen korrelaatio viiveellä V130.

8.1.2 H-refleksi

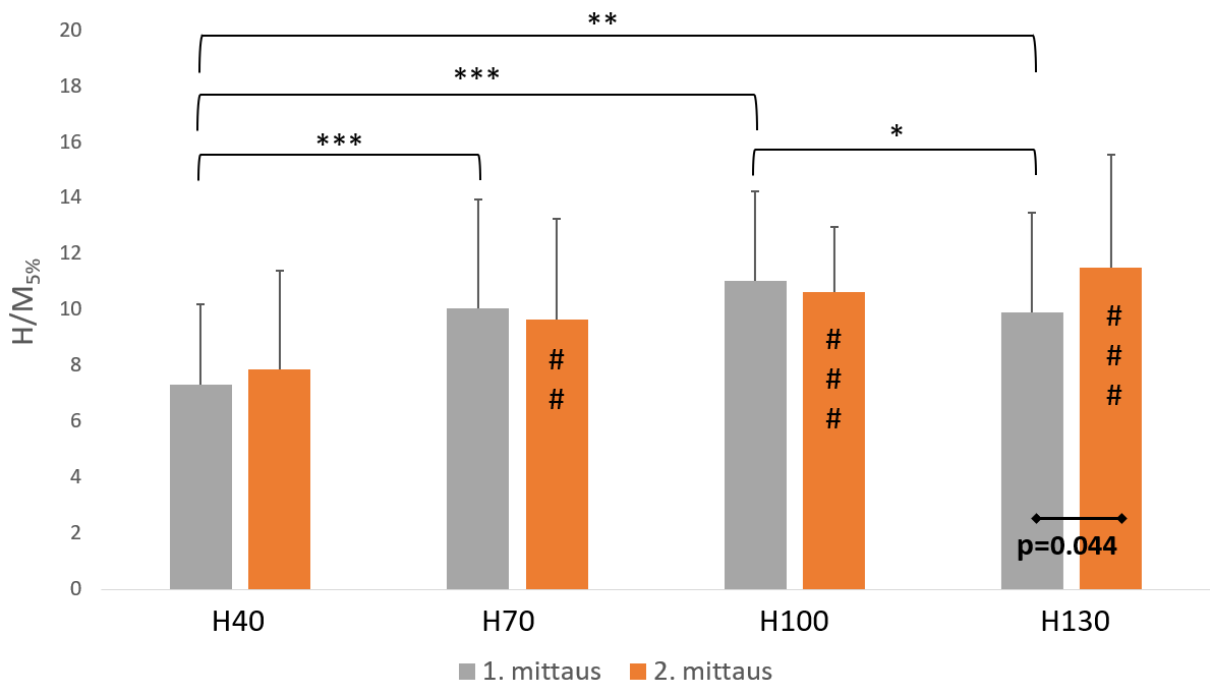
H-refleksi ($H_{M5\%}$) suhteutettiin $5\% \pm 2,5\%$ M_{\max} -arvosta. Analyysiin otettiin 5–8 posteriorista häiriötä, joista laskettiin yksilölliset keskiarvot. Taulukossa 4 on esitetty keskiarvot ja -hajonnat M-aaltojen prosentuaalisesta osuudesta M_{\max} -arvosta eri viiveiden aikana H-refleksimittausten aikana molemmilta mittauskerroilta.

TAULUKKO 4. M-aaltojen prosentuaalinen osuus M_{\max} -arvosta H-refleksimittausten aikana. Keskiarvot ja -hajonnat eri viiveiden aikana molempien mittauskertojen osalta.

	1. mittaus		2. mittaus	
	keskiarvo	keskihajonta	keskiarvo	keskihajonta
H40	5,44%	$\pm 1,27\%$	4,80%	$\pm 1,32\%$
H70	5,14%	$\pm 1,39\%$	4,90%	$\pm 1,44\%$
H100	5,30%	$\pm 1,29\%$	4,96%	$\pm 1,34\%$
H130	5,69%	$\pm 1,35\%$	4,80%	$\pm 1,29\%$

H-refleksin amplitudin koehenkilöiden keskiarvolliset vaihtelut ja tilastolliset merkitsevyydet eri viiveiden välillä sekä mittauskertojen välillä on esitetty kuvassa 16. H-refleksi kasvoi viiveiden välillä tasaisesti aina viiveelle H100 asti, mutta tämän jälkeen 1. mittauskerralla

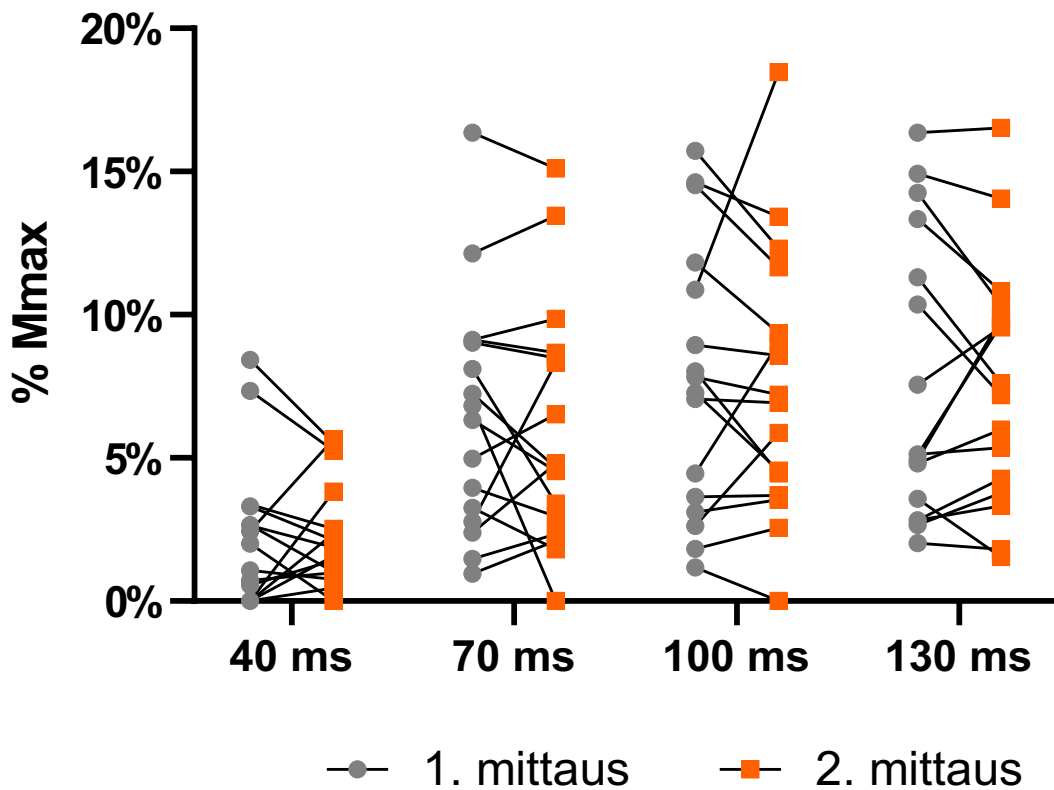
viiveen H130 kohdalla tapahtui lievä lasku. H-refleksi oli ensimmäisellä mittauskerralla suurempi 70 ms ($p < 0.001$, $n = 16$), 100ms ($p < 0.001$, $n = 16$) ja 130 ms ($p = 0.003$, $n = 16$) viiveillä verrattuna 40 ms viiveen tasoon. Lisäksi viiveiden H100 ja H130 välillä oli lievä ($p = 0.046$, $n = 16$) tilastollisesti merkitsevä eroavaisuus, mutta viiveiden H70 ja H100 välillä ei ollut eroa. Sama oli havaittavissa myös 2. mittauskerralla sillä poikkeuksella, että viiveiden H100 ja 130 välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.



KUVA 16. H-refleksin ($H_{M5\%}$) keskiarvoamplitudit eri viiveillä, viiveiden väliset tilastolliset eroavaisuudet sekä mittauskertojen väliset tilastolliset eroavaisuudet. 1. mittauskerran viiveiden väliset eroavaisuudet on kuvattu tähdillä ja 2. mittauskerran eroavaisuudet on ilmoitettu palkkien päällä risuaitoina seuraavasti: H40 ja H70: $p < 0.01$, $n = 16$ (##), H40 ja H100: $p < 0.001$, $n = 16$ (###) ja H40 ja H130: $p < 0.001$, $n = 16$ (####). Kahden erillisen mittauskerran välillä ei ollut viivettä H130 lukuun ottamatta ($p = 0.044$) tilastollisesti merkitsevää eroavaisuutta.

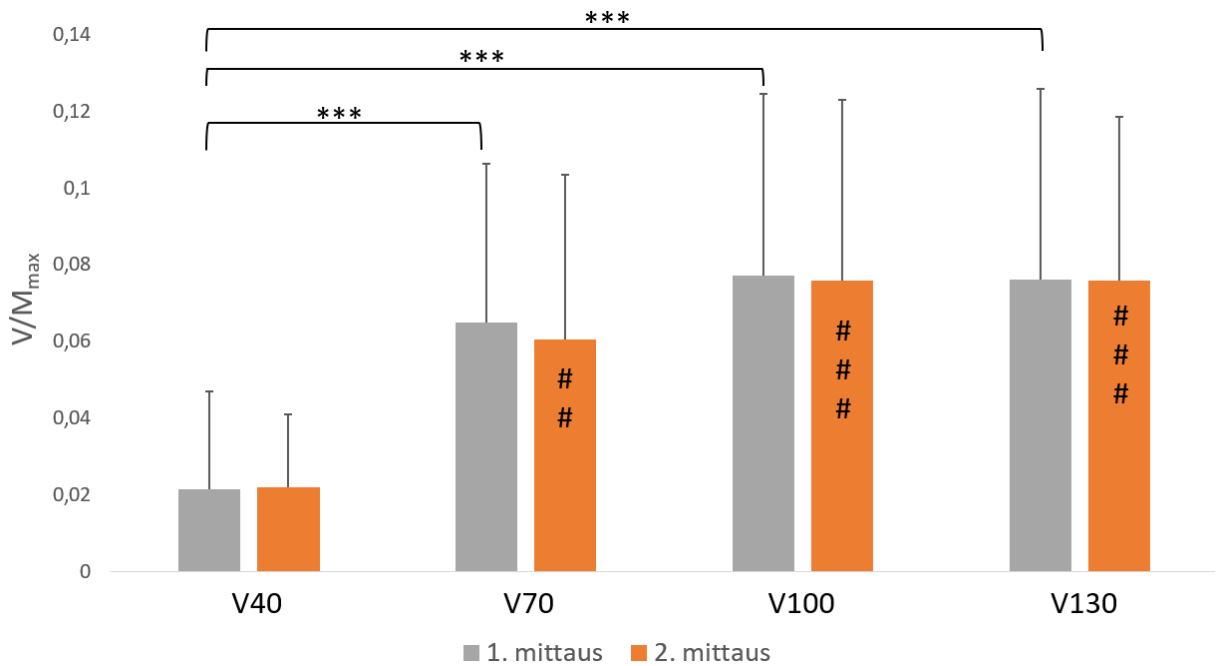
8.1.3 V-aalto

V-aalto (V/M_{\max}) suhteutettiin supramaksimaaliseen M-aaltoon (150 % M_{\max}). Analyysiin otettiin jokaiselta viiveeltä kaikki 8 posteriorista häiriötä, joista laskettiin yksilölliset keskiarvot. V-aallon yksilölliset vaihtelut kahden erillisen mittauskerran välillä on esitelty kuvassa 17.



KUVA 17. V-aallon (V/M_{\max}) 8 suorituksen keskiarvo, eli V-aallon prosentuaalinen osuus yksilön omasta M_{\max} -arvosta kuvattuna jokaisen koehenkilön osalta 1. mittauskerralta (harmaat pallot) ja 2. mittauskerralta (oranssit neliöt) kaikilta neljältä viiveeltä (40, 70, 100 ja 130 ms). Viiva yhdistää yksittäisen koehenkilön molempien mittauskertojen V-aallon keskiarvon kuvaten mittauskertojen välistä yksilöllistä vaihtelua.

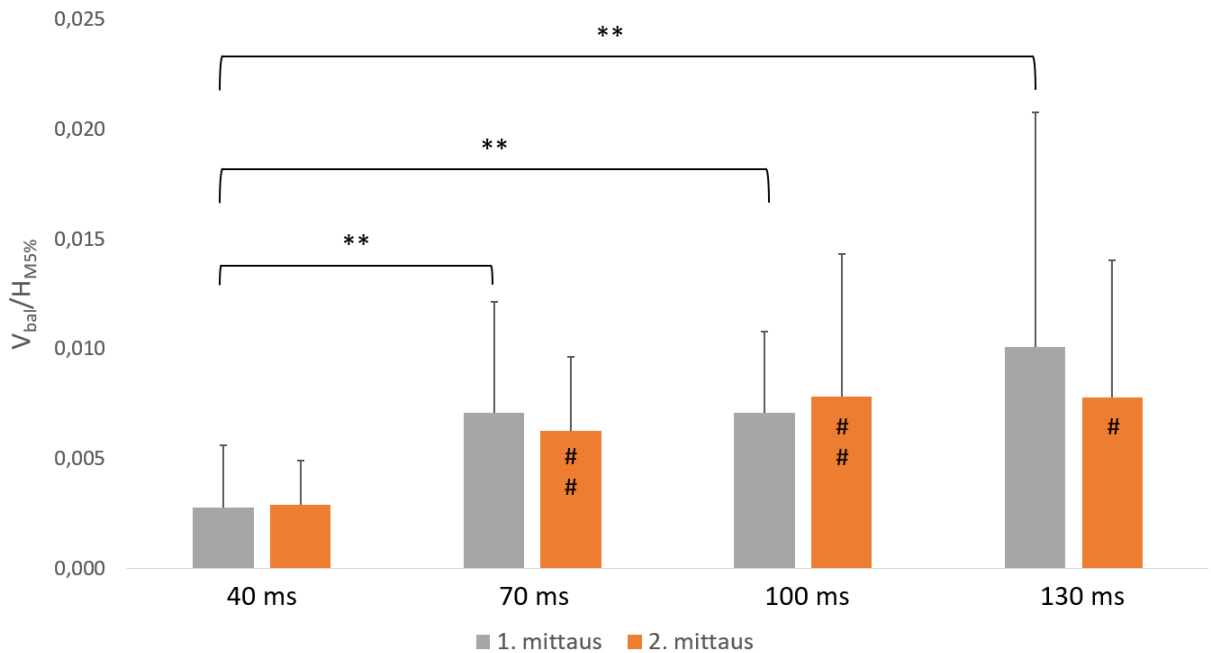
V-aallon amplitudin koehenkilöiden keskiarvolliset vaihtelut ja tilastolliset merkitsevyydet eri viiveiden välillä sekä mittauskertojen välillä on esitetty kuvassa 18. V-aalto kasvoi tasaisesti eri viiveiden välillä ja 1. mittauskerralla V/M_{\max} oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi 70 ms ($p < 0.001$, $n = 16$), 100 ms ($p < 0.001$, $n = 16$) ja 130 ms ($p < 0.001$, $n = 16$) viiveillä verrattuna 40 ms viiveeseen. Sama oli havaittavissa myös 2. mittauskerralla, poikkeuksena viiveiden 40 ja 70 ms välinen hieman heikompi tilastollinen ero ($p = 0.001$, $n = 16$). Kummallakaan mittauskerralla ei ollut tilastollista merkitsevyyttä viiveiden 70, 100 ja 130 ms välillä.



KUVA 18. V-aallon (V/M_{\max}) keskiarvoamplitudit eri viiveillä, viiveiden väliset tilastolliset eroavaisuudet sekä mittauskertojen väliset tilastolliset eroavaisuudet. 1. mittauskerran viiveiden väliset eroavaisuudet on kuvattu tähdillä ja 2. mittauskerran eroavaisuudet on ilmoitettu palkkien päällä risuaitoina seuraavasti V40 ja V70: $p=0.001$, $n=16$ (##), V40 ja V100: $p<0.001$, $n=16$ (###) ja V40 ja V130: $p<0.001$, $n=16$ (###). Kahden erillisen mittauskerran välillä ei minkään viiveen osalta ollut tilastollisesti merkitsevää eroavaisuutta.

8.1.4 $V_{\text{bal}}/H_{M5\%}$

Kuvassa 19 on havainnollistettu V-aallon ja H-refleksin välisen suhteen ($V_{\text{bal}}/H_{M5\%}$) keskiarvot ($n=16$) sekä keskihajonnat eri viiveillä molemmilta mittauskerroilta. Keskiarvallisista tuloksista voidaan huomata, että V_{bal} :n merkitsevyys sekä visuaalisesti että tilastollisesti on suurempi mitä pidemmästä viiveestä on kyse. 1. mittauskerralla Friedmanin kaksisuuntaisella varianssianalyysillä ajettuna $V_{\text{bal}}/H_{M5\%}$ oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi 70 ms ($p=0.001$, $n=16$), 100 ms ($p=0.004$, $n=16$) ja 130 ms ($p=0.002$, $n=16$) viiveillä verrattuna 40 ms viiveeseen. Myös 2. mittauskerralla $V_{\text{bal}}/H_{M5\%}$ oli suurempi 70 ms ($p=0.003$, $n=16$), 100 ms ($p=0.006$, $n=16$) ja 130 ms ($p=0.024$, $n=16$) viiveillä verrattuna 40 ms viiveeseen. Kummallakaan mittauskerralla ei ollut tilastollista eroavaisuutta viiveiden 70, 100 ja 130 ms välillä

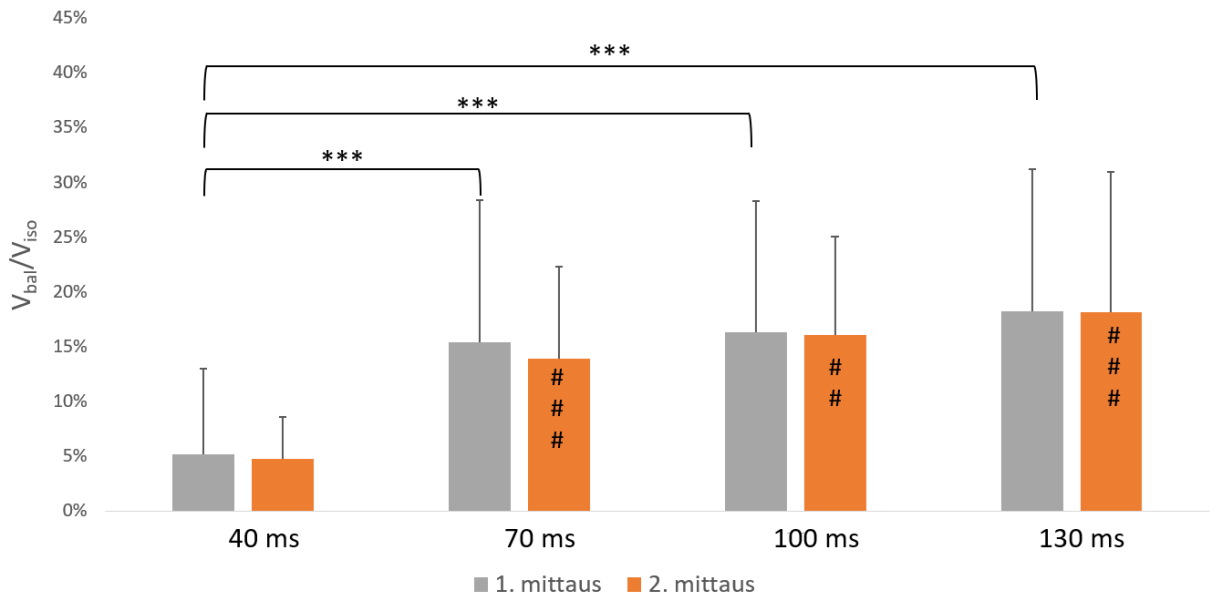


KUVA 19. Dynaamisen tasapainohäiriön aikaisen V-aallon ($V/M_{\max} = V_{\text{bal}}$) ja H-refleksin ($H_{M5\%}$) välinen suhde ($n=16$) keskiarvoistettuna kaikilta mittausviiveiltä. Molemmilla mittauskerroilla viiveiden väliset tilastolliset eroavaisuudet olivat melko yhdenmukaiset. 1. mittauskerran tulokset ilmoitettu tähdillä ja 2. mittauskerran tulokset risuaidoilla. Kahden erillisen mittauskerran välillä ei minkään viiveen osalta ollut tilastollisesti merkitsevää eroavaisuutta.

8.1.5 $V_{\text{bal}}/V_{\text{iso}}$

Kuvassa 20 on havainnollistettu tasapainotestin eri viiveiden aikana mitatun keskiarvollisen V-aallon (V_{bal}) ($n=15$) suhde maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion aikana mitatun keskiarvollisen V/M_{\max} -suhteen (V_{iso}) ($n=15$) kanssa. Kuvasta voidaan havaita, että tasapainohäiriön aikana mitatun V-aallon suhteellinen osuus verrattuna V_{iso} :on kasvaa mitä pidemmästä viiveestä on kyse. Viiveen V40 aikana V_{bal} :n osuus V_{iso} :sta on noin 5 % molemmilla mittauskerroilla, viiveen 70 aikana 13,9 % ja 15,4 %, viiveen 100 aikana molemmilla mittauskerroilla noin 16 %, ja viiveen 130 aikana molemmilla mittauskerroilla jo noin 18 %. Friedmanin kaksisuuntainen varianssianalyysi osoitti, että ensimmäisellä mittauskerralla $V_{\text{bal}}/V_{\text{iso}}$ -suhde oli tilastollisesti merkitsevästi suurempi viiveen 70 ms ($p<0.001$, $n=15$), 100 ms ($p<0.001$, $n=15$) ja 130 ms ($p<0.001$, $n=15$) viiveillä verrattuna 40 ms viiveeseen. Sama oli havaittavissa myös 2. mittauskerralla, poikkeuksena viiveiden 40 ja 100

välinen hieman heikompi tilastollinen ero ($p=0.001$, $n=15$). Kummallakaan mittauskerralla ei viiveiden 70, 100 ja 130 ms välillä ollut tilastollisesti merkitsevää eroa.

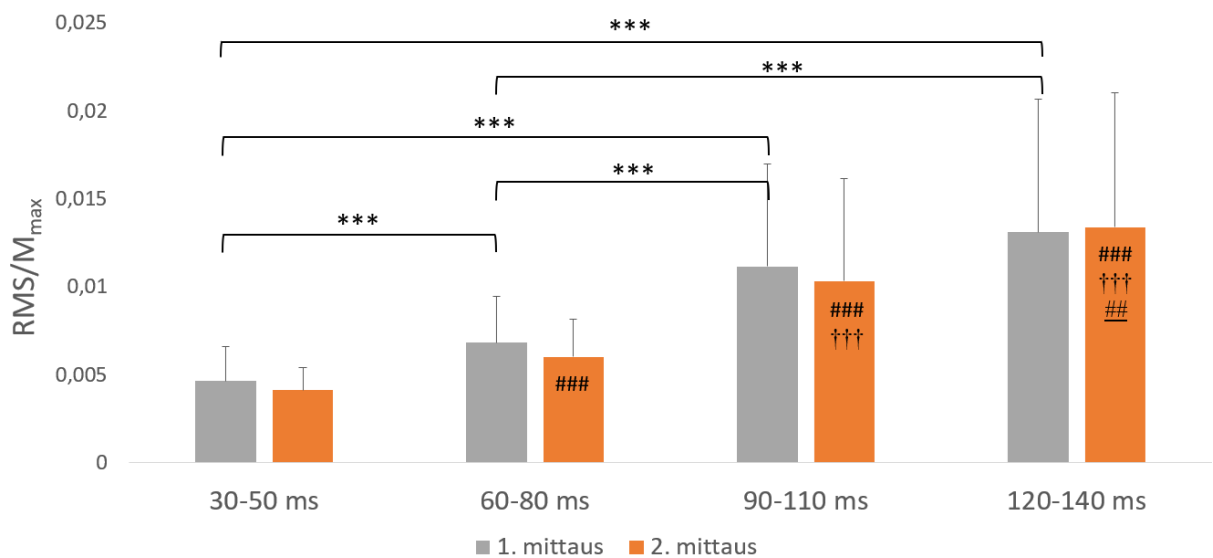


Kuva 20. Keskiarvollinen V_{bal}/V_{iso} -suhde tasapainotestin eri aikaviiveillä. 1 mittauskerran tilastolliset eroavaisuudet ilmoitettu tähdillä ja 2. mittauskerran tulokset risuaidoilla. 1. mittauskerralla oli viiveen 40 ja viiveiden 70, 100 ja 130 välillä tilastollisesti merkitsevä eroavaisuus ($p<0.001$). 2. mittauskerralla saatiin tilastollisesti merkitsevät erot seuraavasti: 40 ja 70 ($p<0.001$, ###), 40 ja 100 ($p<0.01$, ##) ja 40 ja 130 ($p<0.001$, ###). Kahden erillisen mittauskerran välillä ei minkään viiveen osalta ollut tilastollisesti merkitsevää eroavaisuutta.

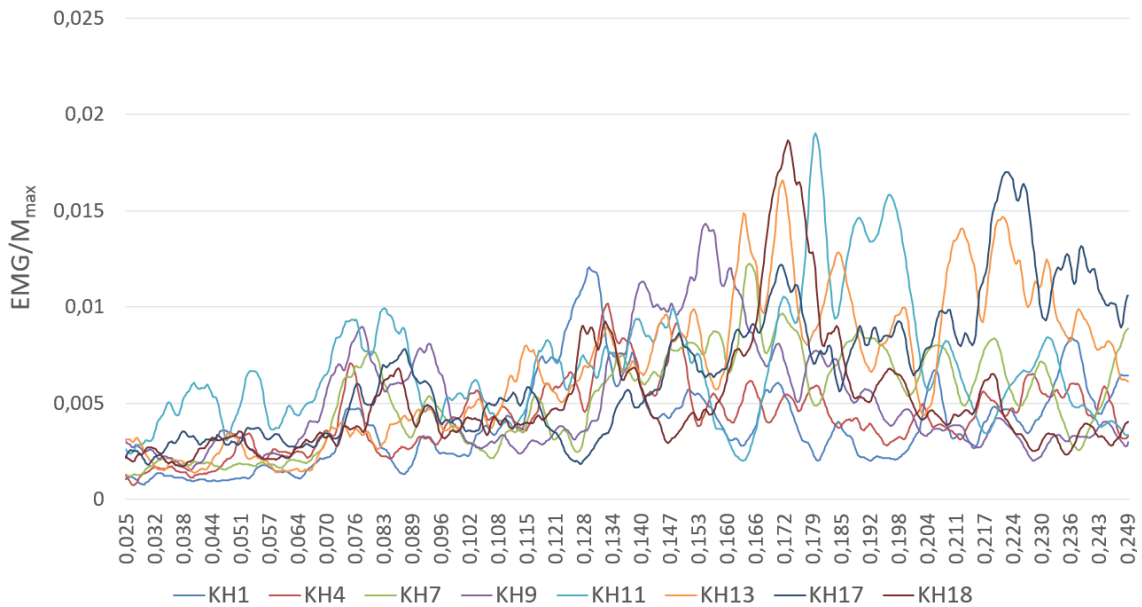
8.1.6 SOL EMG-aktiivisuus

Kuvissa 22 ja 23 on esitelty posterioristen häiriöiden aikaisten soleuksen lihasaktivaation) suuruus suhteutettuna yksilölliseen maksimaaliseen M-aaltoon (EMG/M_{max}) 250 ms ajalta nilkan liikkeen alusta. Kuvassa 22 on esitelty 2. mittauskerralta 8 koehenkilön EMG-käyrät (EMG/M_{max}) ja kuvassa 23 puolestaan molempien mittauskertojen keskiarvolliset EMG/M_{max} -tulokset kaikilta koehenkilöiltä, jonka osalta voitiin havaita vahva kahden erillisen mittauskerran välinen korrelaatiota ($ICC=0.982$; $p<0.001$). Soleuksen (posteriorinen häiriö) ilman stimulaatiota mitatusta EMG-aktiivisuudesta laskettiin myös Root Mean Square -arvot (EMG_{RMS}) neljästä eri aikaikkunasta 20 ms ajalta (kuva 21). Stimulointiviiveiden (40, 70, 100 ja 130 ms nilkan liikkeen alusta) kohdalta RMS:n mittausikkunoiksi määritettiin ± 10 ms. Mittausikkunoiden RMS-arvo suhteutettiin jokaisen koehenkilön yksilölliseen, kyseisen

viiveen suurimpaan M_{\max} -arvoon. Friedmanin kaksisuuntaisella varianssianalyysillä saatiin 1. mittauskerralta tilastollisesti merkitsevät erot aikaikkunan 1 ja aikaikkunoiden 2, 3, ja 4 välillä ($p < 0.001$) sekä aikaikkunan 2 ja aikaikkunoiden 3 ja 4 välillä ($p < 0.001$). Aikaikkunoiden 3 ja 4 välillä ei ollut tilastollisesti merkitsevää eroa. Myös 2. mittauskerralla käytettiin Friedmanin non-parametristä testiä ja tilastolliset eroavaisuudet saatiin aikaikkunan 1 ja aikaikkunoiden 2, 3 ja 4 välillä ($p < 0.001$), kuten myös aikaikkunan 2 ja aikaikkunoiden 3 ja 4 välillä ($p < 0.001$), sekä lisäksi aikaikkunoiden 3 ja 4 välillä ($p = 0.003$).



KUVA 21. Koehenkilöiden (n=16) kahdeksan posteriorisen häiriön SOL-lihaksen EMG:n RMS:n keskiarvolliset tulokset 1. ja 2. mittauskerralta neljästä eri 20 ms aikaikkunasta suhteutettuna koehenkilön yksilölliseen, kyseisen viiveen suurimpaan M-aaltoon (RMS/M_{\max}). 1. mittauskerran tilastolliset eroavaisuudet ilmoitettu tähdillä ja 2. mittauskerran tulokset palkkien päällä seuraavasti: aikaikkunat 2, 3 ja 4 suurempia ($p < 0.001$, ###) verrattuna aikaikkunaan 1. Aikaikkunat 3 ja 4 suurempia verrattuna aikaikkunaan 2 ($p < 0.001$, †††) ja aikaikkuna 4 suurempi ($p = 0.003$, ##) verrattuna aikaikkunaan 3.



KUVA 22. Yksilölliset vaihtelut lihasaktiivisuudessa. 8 koehenkilön SOL-lihaksen EMG-aktiivisuus suhteutettuna yksilölliseen maksimaaliseen M-aaltoon (EMG/M_{max}) 250 ms asti nilkan liikkeen alusta 2. mittauskerralla. Jokaiselta koehenkilöltä laskettiin kahdeksan posteriorisen häiriön keskiarvo. Kuvaan otettiin käytännön syistä vain puolet koehenkilöistä, jotta kuvan tulkinta olisi helpompaa.



KUVA 23. Koehenkilöiden ($n=15$) keskiarvoistettu, SOL-lihaksen yksilölliseen maksimaaliseen M-aaltoon normalisoitu EMG-aktiivisuuden (EMG/M_{max}) keskiarvo kahdeksasta posteriorisesta häiriöstä 250 ms asti nilkan liikkeen alusta molemmilta mittauskerroilta. EMG tasasuunnattuna ja integroituna. EMG-aktiivisuus osoitti mittauskertojen välillä vahvaa korrelaatiota ($ICC=0.982$; $p<0.001$)

8.2 Maksimaalinen isometrinen plantaarifleksio ja V-aalto

Maksimaalisesta isometrisestä plantaarifleksioista analysoitiin jokaiselta koehenkilöltä (n=15) viiden onnistuneen suorituksen keskiarvoinen V/M_{\max} -suhde (V_{iso}), maksimaalinen voima (MVC) sekä maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion voimantuottonopeus (RFD) ensimmäisen 200 ms ajalta. MVC:ksi määritettiin korkein voimataso, jonka koehenkilö pystyi suorittamaan ensimmäisten kolmen ei-stimuloidun suorituksen aikana. RFD puolestaan laskettiin edellä mainitusta parhaasta suorituksesta. Koehenkilöiden keskiarvoinen RFD, MVC ja V_{iso} molemmilta mittauskerroilta sekä kahden mittauskerran välinen korrelaatio (ICC) on esitetty taulukossa 5. MVC:n osalta oli havaittavissa vahva korrelaatio kahden eri mittauskerran välillä (ICC=0.974; $p<0.001$), kuten myös RFD:n osalta (ICC=0.883; $p<0.001$). V_{iso} :n osalta havaittiin kahden eri mittauskerran välillä hyvä, joskin hieman heikompi korrelaatio (ICC=0.712; $p=0.013$).

TAULUKKO 5. Isometrisen plantaarifleksion keskiarvolliset tulokset kahden eri mittauskerran osalta (n=15). Mittauskertojen välinen tilastollisesti merkitsevä korrelaatio (ICC) on merkitty tähdillä ja keskihajonta on ilmoitettu suluisissa.

	V_{iso} (V/M_{\max})	MVC (N)	RFD ($N \cdot s^{-1}$)
Mittaus 1	0,479 ($\pm 0,182$)	1941 (± 372)	4968 (± 1693)
Mittaus 2	0,461** ($\pm 0,152$)	2043*** (± 378)	5057*** (± 1421)

9 POHDINTA

Tutkimuksen ensisijaisena tavoitteena oli selvittää, voidaanko V-aaltomittauksen tekniikkaa hyödyntää dynaamisen tasapainohäiriön aikaisten neuraalisten vasteiden mittaamisessa. Tutkimuksessa haluttiin selvittää menetelmän luotettavuutta kahden eri mittauskerran välillä ja pyrittiin V-aaltotekniikkaa hyödyntämällä saamaan selville millä viiveellä häiriön alusta motorinen kontrolli siirtyy spinaaliselta tasolta enemmän supraspinaalisen tason liikkeiden ohjaukseksi. Tutkimuksen avulla haluttiin mahdollistaa dynaamisten tasapainohäiriöiden neuraalisten vasteiden mittaaminen menetelmällä, jota ei aikaisemmin ole tasapainohäiriöiden aikana käytetty.

Kahden erillisen mittauskerran välistä luotettavuutta arvioitaessa erityisesti V-aalto osoitti erinomaista, tilastollisesti merkitsevää kahden erillisen mittauskerran välistä luotettavuutta ICC-arvon ollessa viiveiden V70, V100 ja V130 osalta 0.869–0.912 ($p < 0.001$). Viiveen V40 kohdalla sekä ICC- että p-arvo jäivät hieman heikommaksi, osoittaen kuitenkin hyvää luotettavuutta. Viiveen V40 heikompi luotettavuus ei kuitenkaan ole este menetelmän käytettävyydelle dynaamisissa tilanteissa, koska supraspinaalisten vasteiden mittaaminen hyvin alhaisilla viiveillä ei ole tarpeellista. H-refleksin toistettavuus ICC- ja p-arvolla mitattuna ei ollut aivan yhtä luotettava kuin V-aalto, mutta senkin tulokset antavat hyvän kuvan menetelmän käytettävyydestä, sillä viivettä H100 lukuun ottamatta kaikilla viiveillä saatiin tilastollisesti merkitsevä korrelaatio ICC-arvon ollessa kaikilla viiveillä yli keskinäisen rajan (> 0.41). H-refleksin analyysiin otettiin vain 5–8 suoritusta jokaiselta koehenkilöltä, mikä on saattanut vaikuttaa sen V-aaltoa heikompaan toistettavuuden. Kuten Mynark (2005) havaitsi tutkimuksessaan, erityisesti ikääntyneiden osalta H-refleksin toistettavuus parani merkittävästi, kun analyysiin otettiin vähintään kymmenen suoritusta. Edellä mainitussa tutkimuksessa verrattiin H-refleksimenetelmän toistettavuutta nuorten ja ikääntyneiden välillä istuma- ja seisoma-asennossa. Seisoma-asennon havaittiin erityisesti ikääntyneiden osalta heikentävän luotettavuutta johtuen tutkijoiden mukaan todennäköisesti ikääntyneiden heikommasta tasapainosta ja suuremmasta huojunnasta. Mikäli jo staattisen seisoma-asennon havaittiin heikentävän H-refleksin toistettavuutta, voidaan epäillä myös dynaamisen tilanteen mahdollisesti vaikuttavan H-refleksin toistettavuuteen. Lisäksi yhtenä syynä H-refleksin heikompaan toistettavuuteen saattoi olla alhainen stimulointi-intensiteetti suhteessa maksimaaliseen M-aaltoon, tehden H-refleksistä epästabiliin. Tämä oletamus vaatii kuitenkin jatkossa lisäselvityksiä ja -tutkimuksia.

V-aallon osalta erityisesti myöhempien viiveiden (V70, V100 ja V130) toistettavuus osoittautui niin luotettavaksi, että tämän tutkimuksen tulosten perusteella voidaan sanoa menetelmän olevan hyvin käyttökelpoinen dynaamisten tasapainohäiriöiden aikaisten neuraalisten vasteiden mittaamisessa. Tätä tulosta tukee myös kahden erillisen mittauskerran välisen EMG/ $M_{max:n}$ vahva korrelaatio, kuten myös maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion aikaiset tilastollisesti merkitsevät korrelaatiot MVC:ssä, RFD:ssä ja V_{iso} :ssa. Mendonca ym. (2019) sekä Solstad ym. (2011) ovat jo aikaisemmin tutkimuksissaan todenneet V-aaltotekniikan olevan maksimaalisen isometrisen plantaarifleksion aikana soleus- ja gastrocnemius-lihaksista mitattuna hyvin luotettava ja toistettava menetelmä. Lisäksi Pensini ja Martin (2004) sekä El Bouse ym. (2013) ovat havainneet V-aaltomittauksen korreloivan hyvin voimantuoton intensiteetin kanssa soleus-lihaksesta ja käden lihaksesta mitattuna. Näiden tutkimusten tulokset ovat tärkeä osoitus siitä, että V-aaltoa voidaan mitata myös submaksimaalisen lihastyön aikana, ja näin ollen myös dynaamisissa tasapainohäiriöissä, joissa lihastyö on submaksimaalista ja intensiteetti vaihtelee tasapainohäiriön aikana.

Tasapainotesteissä H-refleksi nousi viiveiden välillä sillä poikkeuksella, että ensimmäisellä mittauskerralla viiveen H130 kohdalla H-refleksin keskiarvossa tapahtui lievä, tilastollisesti merkitsevä lasku suhteessa edelliseen viiveeseen H100. Vastaavaa laskua ei kuitenkaan ollut havaittavissa 2. mittauskerralla. Tämä H-refleksin poikkeava lasku 1. mittauskerralla aiheutti myös viiveen H130 kohdalla kahden erillisen mittauskerran välisen tilastollisesti merkitsevän eroavaisuuden ($p < 0.05$). Tämä kenties alleviivaa jo aikaisemmin mainittua H-refleksin heikompaa toistettavuutta ja mahdollista epästabiiliutta dynaamisessa tilanteessa, johtuen mahdollisesti liian matalasta normalisoinnista suhteessa maksimaaliseen M-aaltoon.

H-refleksin osalta tilastollisesti merkitsevää eroa saatiin molemmilla mittauskerroilla erityisesti viiveellä H40, joka oli matalammalla verrattuna viiveisiin H70, H100 ja H130. Spinaalisen tason aktiivisuus siis kasvoi merkittävästi 70 ms viiveen kohdalla pysyen suhteellisen korkealla ja tasaisena myöhempien viiveiden aikana. Tulokset H-refleksin käyttäytymisessä ovat linjassa aikaisempien tutkimusten kanssa, joissa H-refleksin on havaittu joko pysyvän stabiilina viiveiden välillä (Piirainen ym. 2013) tai nousevan 100 ms kohdalla (Miranda ym. 2019) sekä pitkän latenssin viiveellä (Taube ym. 2006). Tokunon ym. (2008) tutkimus vahvistaa tämän näkemyksen H-refleksin modulaatiosta, sillä he havaitsivat staattisen seisoma-asennon aikana soleuksen H-refleksin kasvavan merkittävästi enemmän eteenpäin huojunnan aikana verrattuna taaksepäin huojuntaan. Tämä on tietenkin ymmärrettävää, sillä eteenpäin huojunnan aikana

soleus-lihaksen lihasspindelit aktivoituvat kasvattaen refleksikaaren aktiivisuutta, kun taas taaksepäin huojunnan aikana tibialis anterior-lihaksen aktiivisuus pienentää resiprokaalisen inhibition vaikutuksesta soleus-lihaksen aktiivisuutta (Mynark, 2005).

On kuitenkin syytä mainita, että useissa tutkimuksissa H-refleksin on havaittu pienenevän esimerkiksi vaativan tasapainotilanteen aikana (Llewellyn ym. 1990), epätasaisella alustalla seistessä (Taube ym. 2008) ja näköaistin poistamisen yhteydessä (Hoffman & Koceja, 1995). Syyksi H-refleksin laskuun on tutkimuksissa esitetty presynaptisen inhibition vahvistumista ja merkittävämpää supraspinaalista aktiivisuutta (Hoffman & Koceja, 1995; Llewellyn ym. 1990; Solopova ym. 2003). Nämä tutkimukset on kuitenkin toteutettu staattisessa tilanteessa, jolloin lihasvenytys ja lihasspindelien sekä Ia afferentin aktiivisuus jää selvästi matalammaksi verrattuna dynaamisessa tilanteessa tapahtuvaan äkilliseen tasapainohäiriön aiheuttamaan lihasvenytykseen. Lihasspindelien lisääntynyt aktiivisuus todennäköisesti kasvattaa refleksikaaren kokonaisaktiivisuutta, kun taas staattisessa tilanteessa presynaptisen inhibition vaikutus refleksikaaren aktiivisuuteen saattaa olla suurempi.

V-aalto oli H-refleksin tavoin tilastollisesti merkitsevästi korkeammalla viiveiden 70, 100 ja 130 ms aikana verrattuna 40 ms viiveeseen. Ensimmäisen viiveen kohdalla, eli 40 ms nilkan liikkeen alusta, oli osalla koehenkilöistä havaittavissa lievää V-aaltoaktiivisuutta, jonka voidaan olettaa olleen supraspinaalisesti tuotettua, toonista tausta-aktivaatiota. Aivokuoren on nähty olevan aktiivinen jopa ennen häiriötä ja valmistavan sekä optimoivan liikemalleja tasapainohäiriöihin, sallien kuitenkin aivorungon automaattisten vasteiden tehdä tarvittavat liikekäskyt (Jacobs & Horak, 2007). Tämä alleviivaa sen näkemyksen, että myös alhaisilla, lyhyen latenssin viiveillä voidaan havaita lievää supraspinaalista aktivaatiota. Tämä aktiivisuus joidenkin koehenkilöiden kohdalla voi myös osaltaan selittää viiveen V40 heikomman toistettavuuden. Joka tapauksessa, keskiarvallisesti V-aalto kasvoi tilastollisesti merkitsevästi ($p < 0.001$) ensimmäisen (40 ms) ja toisen viiveen (70 ms) välillä. Tämä 70 ms kohdalla esiintynyt voimakas V-aalto-aktiivisuus viittaa lisääntyneeseen supraspinaaliseen aktivaatioon ja siihen, että ylemmät, automaattiset säätelyjärjestelmät kenties ottivat vastuun liikekorjauksesta. Löytöä tukee muun muassa Tauben ym. (2006) tutkimus, jossa aikaisimmat transkortikaalisesti tuotetut vasteet havaittiin 86 ms viiveellä nilkan liikkeen alusta. Tutkimuksissa esiintyvää 16 ms eroa voidaan selittää sekä koehenkilöiden keskipituudella että menetelmien poikkeavuudella. Tauben ym. tutkimus toteutettiin TMS-menetelmällä, joka aktivoi keskitetysti kortikospinaalirataa, kun taas tässä tutkimuksessa käytetty V-

aaltomenetelmä ei valikoi efferenttejä, ylempien säätelyjärjestelmien ratoja tuottaen mahdollisesti monimuotoisempaa vastetta lihaksille ja kenties mahdollistaa jopa paremmin erityisesti subkortikaalisten vasteiden havaitsemisen.

70 ms viiveen jälkeen V-aaltoaktiivisuus pysyi korkealla tasolla, ja vaikka V-aaltoaktiivisuuden nousu oli visuaalisesti havaittavissa viiveiden 70, 100 ja 130 ms välillä, tilastollista eroa niiden välillä ei ollut. Kuten aikaisemmin todettiin, V-aallon merkittävä kasvu viiveestä V40 viiveeseen V70 viittaa vahvasti supraspinaalisen aktiivisuuden kasvuun ja liikekorjauksen neuraalisen ohjauksen siirtymiseen spinaaliselta tasolta supraspinaaliselle tasolle. V-aallon avulla on kuitenkin mahdotonta paikallistaa liikekorjaukseen osallistuvien aivojen eri osalueiden (vrt. kortikaalinen vs. subkortikaalinen) osallisuutta tasapainohäiriön liikekorjaukseen. Koska merkittävämpää nousua V-aallon aktiivisuudessa ei myöhempien viiveiden välillä tapahtunut, voidaan helposti olettaa, että tahdonalainen, motorisen aivokuoren tuottama aktiivisuus olisi jäänyt hyvin vähäiseksi. 130 ms viive on kuitenkin jo riittävä mahdollistamaan transkortikaalisesti tuotetun, motorisen aivokuoren osallistumisen liikesäätelyyn (Taube ym. 2006; Taube ym. 2008b). Siksi V-aaltoaktiivisuuden olisi voinut olettaa merkittävästi nousevan viimeistään 130 ms viiveellä, jolloin liikekorjaus oletettavasti tapahtuu enemmän tahdonalaisesti. Toisaalta vaikka tahdonalainen aktiivisuus on mahdollista jo 130 ms viiveellä, on se ajallisesti suhteellisen lyhyt latenssi. On siis toki mahdollista, että tällä koehenkilöotoksella ja tässä tutkimuksessa käytetyillä viiveillä vasteet olivat enemmän subkortikaalisesti tuotettuja automaattisia vasteita.

Kuten V-aalto, myös tasapainotestin aikana mitattu supraspinaalisen ja spinaalisen aktiivisuuden suhdetta kuvaava $V_{bal}/H_{M5\%}$ teki tilastollisesti merkittävän ($p < 0.001$) nousun 40 ms viiveestä 70 ms viiveelle pysyen myöhempien viiveiden 70, 100, ja 130 ms aikana korkealla tasolla ilman tilastollisesti merkittävää eroa. Sama tulos tuli myös tasapainotestin aikaisen supraspinaalisen aktivaation (V-aalto) määrää suhteessa maksimaaliseen isometrisessä tilanteessa tuotettuun V-aaltoon kuvaavan V_{bal}/V_{iso} -suhteen osalta, joka teki molemmilla mittauskerroilla tilastollisesti merkittävän ($p < 0.001$) nousun 40 ms viiveestä (5 % aktiivisuus) 70 ms viiveeseen (n. 15 % aktiivisuus). Myöhempien viiveiden osalta ei tässäkään tuloksessa ollut tilastollista eroa, vaikka aktiivisuuden määrä nousi viiveiden välillä tasaisesti aina 18 % tasolle. Tahdonalaisen aktiivisuuden suhteellisen pieni määrä (<20 %) tasapainohäiriön aikana suhteessa maksimaaliseen isometrisesti tuotettuun V-aaltoon voi myös osaltaan mahdollisesti alleviivata sitä käsitystä, että alempien, subkortikaalisten säätelyjärjestelmien merkitys oli

suurempi tasapainohäiriön korjauksessa. Toisaalta suoritus oli submaksimaalinen ja mahdollisesti siksi myös V-aalto oli submaksimaalinen. Kuten aikaisemmin Pensinin ja Martinin (2004) sekä El Bousen ym. (2013) tutkimuksissa havaittiin, V-aallon amplitudi korreloi voimantuoton intensiteetin kanssa.

V-aallon on yleisesti nähty kuvaavan ylempien säätelyjärjestelmien aktiivisuutta tahdonalaisen lihastyön aikana (Aagaard ym. 2002), mutta tämän tutkimuksen tulosten perusteella voidaan todeta, että V-aalto kykenee poimimaan myös subkortikaalisia, tahdosta riippumattomia pitkän latenssin refleksivasteita. Siitä huolimatta V-aallolla mitatun supraspinaalisen aktiivisuuden alkulähteestä ja eri aivojen osa-alueiden kontribuutiosta liikekorjauksen hallintaan voidaan tehdä vain olettamuksia. Kuten Valls-Solé ym. (1998) ovat esittäneet, aivorunko, sen retikulaariformaatio ja retikulospinaalirata vastaavat säikähähdysreaktion aikaansaamista neuraalisista vasteista, jotka ovat jopa puolet nopeampia tahdonalaiseen toimintaan nähden ja näin ollen mahdollisesti ohittaen aivokuoren ja kortikospinaaliradan toiminnan. Onkin esitetty, että aivorunko vastaa ensisijaisista, ennalta suunnitelluista liikekäskyistä ja että motorisen aivokuoren roolina on pohjustaa ja esivalmistaa liikekäskyjä (Shemmell ym. 2010). Grillnerin ym. (2005) mukaan puolestaan subkortikaalisista rakenteista erityisesti basaalgangliot ja sen aivokuorio (corpus striatum) vastaavat motorisen liikekäskyn valinnasta ja toteutuksesta. Taube ym. (2007) esittivät tutkimuksessaan automaattisten, subkortikaalisesti tuotettujen vasteiden olevan mahdollisesti syynä tasapainoharjoittelun aikaansaamaan kortikaalisen aktivaation pienenemiseen. Itse asiassa Puttemans ym. (2005) havaitsivat samaa toistavan koordinaatiotehtävän runsaan suorittamisen saavan aikaan aivoissa muutoksia, siirtäen aktiivisuutta automatisoitumisvaiheessa kortikaaliselta tasolta enemmän pikkuaivojen alueelle. Pikkuaivoilla onkin nähty olevan keskeinen rooli tasapainohäiriön kompensatoristen reaktioiden valintaan ja muistamiseen (Jacobs & Horak, 2007; Komi 2011, 257).

Voidaan siis hyvällä syyllä esittää, että tutkimustuloksissa havaittu merkittävä nousu V-aaltovasteissa 70 ms viiveellä nilkan liikkeestä oli seurausta automaattisilta, aivorungon ja pikkuaivojen yhdessä toteuttamilta liikekäskyiltä. On kuitenkin selvä, että ylempien säätelyjärjestelmien mekanismit limittyvät, eikä motorisen aivokuoren osallisuutta edes aikaisempien viiveiden liikesäätelyyn voida sulkea pois. Tulevaisuudessa aivojen eri rakenteiden osallisuutta tasapainohäiriöihin ja sen motoriseen kontrolliin olisi mielenkiintoista selvittää esimerkiksi EEG-menetelmää hyödyntäen yhdessä V-aaltomittauksen kanssa. Myös MEP-vasteiden ja V-aallon samanaikainen vertaaminen voisi tuoda lisäymmärrystä

menetelmän käytettävyydestä ja antaa viitteitä aivojen eri osa-alueiden kontribuutiosta liikehäiriön kontrollissa.

Tutkimuksessa havaittiin suurta variaatiota koehenkilöiden yksilöllisissä vasteissa, kuten esimerkiksi yksilöllisistä EMG-käyristä pystyi havaitsemaan. Myös tulososiossa esitelty V-aallon yksilöllinen vertailu osoitti, että maksimaaliseen M-aaltoon suhteutettuna V-aallossa esiintyi yksilöllistä vaihtelua, mutta suurimmalta osin V-aalto oli yksilöllisesti melko stabiili mittauskertojen välillä. Joukossa oli toki tutkittavia, joilla vasteet poikkesivat merkittävästi toisistaan mittauskertojen välillä, mutta tällaiset yksilölliset poikkeavuudet ovat ihmistieteissä lähes väistämättömiä. Siksi tulosten keskiarvoistaminen ja riittävän suuri otoskoko lisäävät aina tutkimuksen luotettavuutta eikä yksittäisille poikkeaville havainnolle saa antaa liian suurta painoarvoa.

Yhtenä syynä suureen yksilölliseen variaatioon sekä EMG:ssä että V-aallossa voi olla se, että antropometrisiä tekijöitä ei vakioitu koehenkilöitä valitessa. Pituus ja paino voivat vaikuttaa tasapainohäiriön kompensatoristen liikkeiden suuruuteen ja siten myös neuraalisiin vasteisiin, toisin sanoen pidempi ja/tai painavampi henkilö joutuu mahdollisesti tuottamaan suurempaa aktiivisuutta lihaksille tai tekemään laajemman liikkeen korjatakseen tasapainonsa. Myös aiempi harjoitustausta voi vaikuttaa tasapaino-orientaatioon, mutta myös neuraalisiin vasteisiin, kuten Nielsen ym. (1992) ja Mynark ja Kocejka (1997) havaitsivat tutkiessaan balettitanssijoiden ja kontrolliryhmän välisiä eroja H-refleksissä. Näiden lisäksi tulosten suurta variaatiota voidaan selittää sukupuolieroilla; koehenkilöistä puolet oli miehiä ja puolet naisia. Naisten kuukautiskierron on havaittu vaikuttavan kortikaaliseen aktiivisuuteen (Smith ym. 2002), mutta ei spinaaliseen aktiivisuuteen (Hoffman ym. 2018). On kuitenkin yleisesti tiedostettu, että naisten kuukautiskierrolla on vaikutusta hermo-lihasjärjestelmän toimintaan. Tutkimuksia on kuitenkin hyvin vähän ja suurimmassa osassa niistä neuraaliset mittaukset on toteutettu levossa, vaikka on yleinen konsensus siitä, että vasteet ovat sidoksissa vartalon asentoon ja työtapaan (Zehr, 2002) ja että vasteet tulisi aina mitata lepoasennon sijaan todellisessa tilanteessa aktiivisen lihastyön aikana (Aagaard ym. 2002). Jatkossa V-aaltomenetelmää voisi siis hyödyntää tutkimalla naisten kuukautiskierron tai vaihdevuosien vaikutusta tasapainokontrolliin ja dynaamisen tasapainohäiriön aikaisiin neuraalisiin vasteisiin.

TUTKIMUKSEN ONGELMAKOHDAT JA HAASTEET

H-refleksin suhteuttaminen $5\% \pm 2,5\%$ M_{\max} -arvosta aiheutti mittausvaiheessa haasteita M-aallon havaitsemisessa, sillä aallon pienuudesta johtuen se paikoin sekoittui muun lihasaktiivisuuden sekaan. M-aallon prosentuaalinen osuus haluttiin kuitenkin pitää matalalla, jotta pysyminen H-refleksin nousevalla käyrällä varmistettiin. Jatkotutkimuksissa raja-arvon nostamista esimerkiksi $7,5\text{--}10\% \pm 2,5\%$ M_{\max} -arvosta tulisi harkita.

Tavoitteena H-refleksimittauksissa oli siis saada M-aalto pysymään $5\% \pm 2,5\%$ maksimaalisesta M-aallosta. Tavoitteena oli myös saada jokaiselta viiveeltä 5–8 onnistunutta suoritusta, joissa M-aalto pysyy määritettyjen raja-arvojen sisällä. Nämä tavoitteet eivät kuitenkaan jokaisen koehenkilön kohdalla toteutuneet. Tällaisissa tilanteissa analyysiin jouduttiin valitsemaan ne suoritukset, joissa M-aalto oli lähimpänä raja-arvoa, jotta saatiin vähintään 5 suoritusta analyysiin. Pienistä haasteista huolimatta ensimmäisen mittauskerran aikana vain $2,4\%$ (10/409) analyysiin otetuista suorituksista oli tavoiteraja-arvojen ulkopuolella ja 2. mittauskerralla vain $0,69\%$ (3/434). M-aaltojen keskiarvot eri viiveillä pysyivät hyvin stabiilina, kuten tulososiossa esitetystä taulukosta saattoi nähdä. M-aalto oli eri viiveiden aikana keskiarvollisesti $4,80\text{--}5,69\%$ M_{\max} -arvosta. Eli, vaikka M-aallon hallinnassa oli pieniä haasteita, epäonnistuneiden suoritusten lukumäärä oli analyysivaiheessa niin pieni, että tulosten luotettavuuteen sillä ei lopulta ollut merkitystä, koska M-aalto pysyi keskiarvollisesti hyvin tavoiteraja-arvojen sisällä. Suurempi määrä onnistuneita ja pienempi määrä analyysiin otettuja “epäonnistuneita” M-aaltoja 2. mittauskerralla oli todennäköisesti seurausta tutkijan oppimisesta ja mittausteknisestä kehittymisestä.

Tutkimuksen yhtenä heikkoutena oli myös tibialis anterior-lihaksen maksimaalisten voimatasojen puuttuminen ja näin ollen antagonistilihaksen aktiivisuuden seurannan puuttuminen. Tutkimuksessa toki kerättiin dynaamisen häiriön aikaiset aktiivisuudet myös tibialis anterior- ja medial gastrocnemius-lihaksista, mutta näitä lihaksia ei tutkimustuloksissa hyödynnetty. Tutkimuskysymysten kannalta antagonistilihaksen aktivaatio ei välttämättä kuitenkaan ollut kovin oleellista, mutta olisi toki tuonut lisää syvyyttä tutkimukseen. Myös huojuntaan liittyvää tasapainodataa kerättiin HUR:n tasapainolaudalla ja Coachtech-ohjelmistolla, mutta tutkimuksen kokonaistyömäärä haluttiin pitää kohtuullisena ja keskittyä alkuperäiseen tutkimuskysymykseen ja tämän vuoksi tasapainodataa ei analysoitu.

Tasapainodatan puuttuminen herättää kuitenkin joukon uusia tutkimuskysymyksiä: koska mittauskertojen välillä on voinut tapahtua oppimista laitteen tuottamaan tasapainohäiriöön reagoinnissa, COP-käyrää analysoimalla olisi saatu tietoa mittauskertojen välisestä muutoksesta huojunnan määrässä. Mikäli oppimista olisi tapahtunut ja COP-käyrät olisivat olleet 2. mittauskerralla pienemmät, tällöin olisi voitu olettaa tapahtuneen muutoksia myös V-aaltovasteissa tai soleus-lihaksen lihasaktiivisuutta mittaavassa EMG:ssä. Molemmat arvot olivat kuitenkin lähes identtiset mittauskertojen välillä. Jos siis muutoksia COP:ssä tässä tutkimuksessa tapahtui, olisi parantunut tasapaino/pienempi huojunta ollut enemmän yhteydessä muutoksiin liikekontrollissa, kuten tehokkaammassa lonkkastrategian hyödyntämisessä. Joka tapauksessa, huojuntadatan puuttuessa voidaan tähän liittyen vain esittää arveluita. Mahdollisten jatkotutkimusten näkökulmasta COP-datan analysoiminen yhdessä V-aallon kanssa olisi aiheellista.

Tasapainotestin aikaiset V-aallot analysoitiin manuaalisesti käyden läpi kaikki yksittäiset suoritukset jokaiselta koehenkilöltä ja analyysiin otettiin vain ne V-aallot, jotka olivat visuaalisesti havaittavissa. Tähän työvaiheeseen liittyi suuri tutkimuseettinen haaste, jossa havaintojen vääristämiselle oli suuri riski tai jopa houkutus. On aina mahdollista, että tutkija tietoisesti tai ehkä tiedostamattaan pyrkii hyväksymään analyysiin käyriä erityisesti niillä aikaviiveillä, jolloin V-aallon toivotaankin olevan selvästi havaittavissa. Koska EMG-aktiivisuus tekee aaltoliikettä, on varsinaisen V-aallon havaitseminen ja tulkitseminen paikoin haastavaa ja saattaa altistaa varsinaisen V-aallon sijaan pelkän EMG-tausta-aktiivisuuden analysointiin. Tässä vaiheessa data-analyysiä tutkijan tulee olla hyvin kriittinen omaa analysointiaan kohtaan ja lisäksi jatkotutkimuksissa V-aaltojen analysointi tulisi tämän tutkimuksen tapaan tapahtua vain yksittäisen tutkijan toimesta, jotta arviointilinja pysyy samana läpi tutkimuksen.

JOHTOPÄÄTÖKSET

Supraskinaalista aktivaatiota V-aaltotekniikkaa hyödyntämällä on aikaisemmin mitattu vain isometrisissä maksimaalisissa ja submaksimaalisissa tahdonalaista lihasaktivaatiota vaativissa tilanteissa, mutta tasapainohäiriön ja/tai dynaamisen tasapainon aikana V-aaltomittauksia ei kirjallisuuden mukaan ole aikaisemmin tehty. Tämä tutkimus osoitti, että V-aaltotekniikka on dynaamisten tasapainohäiriöidenkin aikana mitattuna hyvin luotettava ja toistettava menetelmä ja täysin vertailukelpoinen isometrisessä tilanteessa mitattuihin muuttujien välisten

riippuvuuksien (korrelaatio) tuloksiin. Tutkimus myös osoitti, että V-aaltotekniikalla voidaan todeta, milloin liikehäiriön neuraalinen ohjaus siirtyy spinaaliselta tasolta enemmän supraspinaalisen tason motoriseksi kontrolliksi ja että V-aaltovasteet ovat hyvin johdonmukaisia ja stabiileja dynaamisen tasapainotestin aikana.

Tulokset siis osoittivat, että V-aaltomenetelmää voidaan hyödyntää erilaisissa dynaamisissa tutkimuksissa ja erityisesti sen käyttökelpoisuus nousee eduksi tutkimuksissa, joissa vasteet tulee mitata välittömästi suorituksen jälkeen, kuten mitattaessa akuutin harjoitus- tai väsytyksintervention vaikutusta motoriseen kontrolliin tasapainohäiriön aikana. Edellä mainitun kaltaisissa tutkimuksissa V-aaltotekniikka voisi olla käytettävyydeltään selvästi TMS:ää parempi, sillä valmisteluajat TMS:ssä ovat melko pitkiä intervention jälkeisten neuraalisten vasteiden mittaamiseen. Jatkotutkimuksena V-aaltotekniikkaa hyödyntämällä olisi mahdollista tutkia esimerkiksi submaksimaalisen fyysisen ja/tai kognitiivisen väsytyksintervention vaikutusta ikääntyneiden dynaamiseen tasapainokontrolliin tai kuten aikaisemmin mainittiin, naisten kuukautiskierron tai vaihdevuosien vaikutusta dynaamiseen tasapainokontrolliin ja sen neuraalisiin vasteisiin. V-aaltotekniikalla on myös mahdollista yleisesti korvata TMS-tutkimuksia, sillä se on huomattavasti käyttäjäystävällisempi ja monet kokevat päähän/aivoille annettavan TMS:n sähköstimulaation liian pelottavaksi tai epämiellyttäväksi ja menetelmän haasteena on myös stimulointikämin pysyminen stabiilina päätä vasten liikkeen aikana.

Vaikka V-aaltomenetelmää hyödyntämällä voidaan selvittää, milloin motorinen kontrolli siirtyy spinaaliselta tasolta enemmän supraspinaaliselle tasolle, aivojen eri osa-alueiden osallisuuden tai pitkän latenssin refleksin/automaattisten vasteiden ja tahdonalaisen aktiivisuuden erottaminen ei V-aallon avulla ole mahdollista. Supraspinaalisen aktivaation mittaamiseen V-aalto saattaa kuitenkin olla menetelmänä eksklusiivisesti kortikospinaaliradan aktivaatiota mittaavaa TMS:ää parempi, sillä V-aalto kuvastaa koko ylemmän säätelyjärjestelmän kokonaisaktiivisuutta ja näin ollen tarjoaa mahdollisesti paremman menetelmän subkortikaalisten, automaattisten vasteiden tutkimiseen.

LÄHDELUETTELO

- Aagaard, P., Simonsen, E.B., Andersen, J.L., Magnusson, P. & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses. *Journal of Applied Physiology*. 92(6), 2309–2318.
- Barrett, K., Brooks, H., Boitano, S. & Barman, S. (2010). *Ganong's Review of Medical Physiology*. 23rd Edition. The McGraw-Hill Companies, Inc.
- Cecen, S., Niazi, I.K., Wiberg Nedergaard, R., Cade, A., Allen, K., Holt, K., Haavik, H. and Turker, K.S. (2018) Posture modulates the sensitivity of the H-reflex. *Experimental Brain Research*. 236, 829–835.
- Del Balso, C. & Cafarelli, E. (2007). Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. *Journal of Applied Physiology* 103, 402–411.
- Capaday, C. & Stein, R.B. (1986). Amplitude Modulation of the Soleus H-Reflex in the Human During Walking and Standing. *The Journal of Neuroscience*. 6(5), 1308–1313.
- Chalmers, G.R. & Knutzen, K.M. (2000). Soleus Hoffmann-Reflex Modulation During Walking in Healthy Elderly and Young Adults. *Journal of Gerontology: Biological sciences*. 55(12), 570–579.
- Duclay, J. & Martin, A. (2005). Evoked H-Reflex and V-Wave Responses During Maximal Isometric, Concentric, and Eccentric Muscle Contraction. *Journal of Neurophysiology*. 94, 3555–3562.
- El Bouse, A.O, Gabriel, D.A., Tokuno, C.D. (2013). Examining the reliability of the flexor carpi radialis V-wave at different levels of muscle contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 23, 296–301.
- Enoka, R.M. 2001. *Neuromechanics of human movement*. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Gajevski, J. & Mazur-Rozycka J. (2016). The H-reflex as an important indicator in kinesiology. *Human Movement*. 17(2), 64–71.

Grillner, S., Hellgren, J., Ménard, A., Saitoh, K. & Wikström, M.A. (2005) Mechanisms for selection of basic motor programs – roles for the striatum and pallidum. Review. *Trends in Neurosciences*. 28 (7).

Grospetre, S. & Martin, A. (2014). Conditioning effect of transcranial magnetic stimulation evoking motor-evoked potential on V-wave response. *Physiological Reports*. 2(12).

Gruber, M., Taube, W., Gollhofer, A., Beck, S., Amtage, F. & Schubert, M. (2007) Training-Specific Adaptations of H- and Stretch Reflexes in Human Soleus Muscle. *Journal of Motor Behavior*. 39(1), 68–78.

Hoffman, A. & Koceja, D.M. (1995). The effects of vision and task complexity on Hoffmann reflex gain. *Brain Research*. 700, 303–307.

Hoffman, M., Norcross, M. & Johnson S. (2018). The Hoffman reflex is different in men and women. *NeuroReport*. 29(4), 314–316.

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Mechanistic and physiological aspects. *Age and Ageing*. 35-S2: ii7–ii1. doi:10.1093/ageing/afl077

Jacobs, J.V. & Horak, F.B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*. 114, 1339–1348.

Janura, M., Prochazkova, M., Svoboda, Z., Bizovska, L., Jandova, S. & Konečný, P. (2019). Standing balance of professional ballet dancers and non-dancers under different conditions. *PLoS ONE* 14 (10).

Johansson, R.S. & Vallbo, Å.B. (1983). Tactile sensory coding in the glabrous skin of the human hand. *Trends in Neurosciences*. 6, 27–32.

Kandel, E.R., Schwartz, J.H., Jessell, T.M., Siegelbaum, S.A. & Hudspeth, A.J. (2013) *Principles of Neural Science*. 5th Edition. The McGraw-Hill Companies, Inc.

- Komi, P.V. (2011). Neuromuscular Aspects of Sport Performance. Volume XVII of the encyclopedia of sports medicine. An IOC medical commission publication. 1st Edition. UK: Blackwell Publishing Ltd.
- Llewellyn, M., Yang, J.F. and Prochazka, A. (1990). Human H-reflexes are smaller in difficult beam walking than in normal treadmill walking. *Experimental Brain Research*. 83, 22–28.
- Leppäluoto, J., Rintamäki, H., Vakkuri, O., Vierimaa, H., Lauri, T. (2019). *Anatomia ja Fysiologia. Rakenteesta toimintaan*. Sanoma Pro.
- Loram, I.A., van de Kamp, C., Lakie, M., Gollee, H. & Gawthrop, P.J. (2014). Does the Motor System Need Intermittent Control? *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 42(3), 117–125.
- Maffiuletti, N.A., Martin, A., Babault, N., Pensini, M., Lucas, B. & Schieppati, M. (2001). Electrical and mechanical Hmax-to-Mmax ratio in power- and endurance-trained athletes. *Journal of Applied Physiology*. 90, 3–9.
- McArdle, W. D, Katch, F. I. & Katch, V. L. (2015). *Exercise Physiology: nutrition, energy and human performance*. 8. Painos. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer Health.
- Mendonca, G.V., Teodósio, C., Mouro, M., Freitas, S., Mil-Homens, P., Pezarat-Correia, P & Vila-Chã, C. (2019). Improving the Reliability of V-Wave Responses in the Soleus Muscle. *Journal of Clinical Neurophysiology*. 36, 97–103.
- Merletti, R. & Parker, P.A. (2004) *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. 1. painos. Wiley-IEEE Press. Hoboken, New Jersey.
- Miranda, Z., Pham, A., Elgbeili, G. & Barthélemy, D. (2018). H-reflex modulation preceding changes in soleus EMG activity during balance perturbation. *Experimental Brain Research*. 237, 777–791.
- Mynark, R.G. (2005). Reliability of the soleus H-reflex from supine to standing in young and elderly. *Clinical Neurophysiology*. 116, 1400–1404.

- Mynark, R.G. & Koceja, D.M. (1997). Comparison of soleus H-reflex gain from prone to standing in dancers and controls. *Electroencephalography And Clinical Neurophysiology*. 105, 135–140.
- Nielsen, J., Crone, C. & Hultborn, H. (1992). H-reflexes are smaller in dancers from The Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology*. 1993, 66:116–121.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S-E. (2008). *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. Helsinki: WSOY.
- Palmieri, R.M., Ingersoll, C.D. & Hoffman M.A. (2004). The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *Journal of Athletic Training*. 39(3), 268–277.
- Pensini, M. & Martin, A. (2004). Effect of voluntary contraction intensity on the H-reflex and V-wave responses. *Neuroscience Letters* 367, 369–374.
- Pierrot-Deseilligny, E. & Mazevet, D. (2000). The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. Review Article. *Neurophysiologie Clinique*. 30, 67–80.
- Piirainen, J.M., Linnamo, V., Cronin, N.J., Avela, J. (2013). Age-related neuromuscular function and dynamic balance control during slow and fast balance perturbations. *Journal of Neurophysiology*. 110, 2557–2562.
- Purves, D., Augustine, G.J., Fitzpatrick, D., Hall, W.C., LaMantia, A.-S., Mooney, R.D., Platt, M.L. & White, L.E. (2018). *Neuroscience*. 6th Edition. Oxford University Press.
- Puttemans, V., Wenderoth, N. & Swinnen, S. P. (2005). Changes in Brain Activation during the Acquisition of a Multifrequency Bimanual Coordination Task: From the Cognitive Stage to Advanced Levels of Automaticity. *The journal of Neuroscience*. 25(17):4270–4278.
- Racinais, S., Girard, O., Micallef, J.P. & Perrey, S. (2006). Failed Excitability of Spinal Motoneurons Induced by Prolonged Running Exercise. *Journal of Neurophysiology*. 97, 596–603.

- Seniam. (1999). European recommendations for surface electromyography. Roessingh Research and Development BV.
- Shemmell, J., Krutky, M.A. & Perreault, E.J. (2010). Stretch sensitive reflexes as an adaptive mechanism for maintaining limb stability. *Clinical Neurophysiology*. 121, 1680–1689.
- Schieppati, M. (1986) The Hoffmann reflex: A means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. *Progress in Neurobiology*. 28, 345–376.
- Smith, M.J., Adams, L.F., Schmidt, P.J., Rubinow, D.R. & Wassermann, E.M. (2002). Effects of ovarian hormones on human cortical excitability. *Annals of Neurology*. 51, 599–603.
- Solopova, I.A., Kazennikov, O.V., Deniskina, N.B., Levik, Y.S. & Ivanenko, Y.P. (2003). Postural instability enhances motor responses to transcranial magnetic stimulation in humans. *Neuroscience Letters*. 337, 25–28.
- Solstad, G.M., Fimland, M.S., Helgerud, J., Iversen, V.M. & Hoff, J. (2011). Test-Retest Reliability of V-Wave Responses in the Soleus and Gastrocnemius Medialis. *Journal of Clinical Neurophysiology*. 28, 217–221.
- Stein, R.B. (1995) Presynaptic inhibition in humans. *Progress in Neurobiology*. 47, 533–544.
- Strominger, N.L., Demarest, R.J. & Laemle, L.B. (2012). *Noback's Human Nervous System. Structure and Function*. 7th Edition. Humana Press. DOI 10.1007/978-1-61779-779-8
- Taube, W., Schubert, M., Gruber, M., Beck, S., Faist, M. & Gollhofer, A. (2006). Direct corticospinal pathways contribute to neuromuscular control of perturbed stance. *Journal of Applied Physiology*. 101, 420–429.
- Taube, W., Gruber, M., Beck, S., Faist, M., Gollhofer, A. & Schubert, M. (2007). Cortical and spinal adaptations induced by balance training: correlation between stance stability and corticospinal activation. *Acta Physiologica*. 189(4), 347–358. DOI: 10.1111/j.1748–1716.2007.01665 x.
- Taube, W., Leukel, C. and Gollhofer A. (2008). Influence of enhanced visual feedback on postural control and spinal reflex modulation during stance. *Experimental Brain Research*. 188, 353–361.

- Taube, W., Leukel, C., Schubert, M., Gruber, M., Rantalainen, T. & Gollhofer, A. (2008b). Differential Modulation of Spinal and Corticospinal Excitability During Drop Jumps. *Journal of Neurophysiology*. 99, 1243–1252.
- Tokuno, C.D., Garland, J.S., Carpenter, M.G., Thorstensson, A. & Cresswell, A.G. (2008). Sway-dependent modulation of the triceps surae H-reflex during standing. *Journal of Applied Physiology*. 104,1359–1365. doi:10.1152/jappphysiol.00857.2007.
- Tucker, K.J., Tuncer, M. & Türker, K.S. (2005). A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae. Review Article. *Human Movement Science*. 24, 667–688.
- Tøien, T., Haglo, H.P., Unhjem, R., Hoff, J. & Wang, E. (2018). Maximal strength training: the impact of eccentric overload. *Journal of Neurophysiology*. 120. 2868–2876.
- Upton, A.R.M., McComas, A.J., Sica, R.E.P. (1971). Potentiation of ‘late’ responses evoked in muscles during effort. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. 34, 699–711.
- Valenta, J & Fiala, P. (2012). *Central Nervous System: Overview of Anatomy*. 1. painos. Charles University in Prague. Karolinum Press.
- Vila-Cha, C., Falla, D., Velhote Correia, M. & Farina, D. (2012). Changes in H reflex and V-wave following short-term endurance and strength training. *Journal of Applied Physiology*. 112, 54–63.
- Zehr, P.E. (2002). Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European Journal of Applied Physiology*. 86(6), 455–468.