

**HOFFMANNIN REFLEKSIN JA TRANSKRANIAALISEN  
MAGNEETTISTIMULAATION TOISTETTAVUUS DYNAAMISEN  
TASAPAINOHÄIRIÖN AIKANA**

Mikko Kamula

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma  
Liikuntatieteellinen tiedekunta  
Jyväskylän yliopisto  
Kevät 2023

## TIIVISTELMÄ

Kamula, M. 2023. Hoffmanin refleksin ja transkraniaalisen magneettistimulaation (TMS) toistettavuus dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradututkielma, 64 sivua.

Tämän tutkimuksen tavoitteena oli selvittää sähköstimulaatiomenetelmän (Hoffmann-refleksi; H-refleksi) ja transkraniaalisen magneettistimulaatio (TMS) -menetelmän toistettavuus kahden eri mittauskerran välillä ulkoisesti tuotetun dynaamisen eteen-taaksepäin suuntautuneen tasapainohäiriön aikana. Lisäksi haluttiin selvittää selkäydinrefleksien ja tahdonalaisten motoristen ohjausten käyttäytymistä tasapainokontrollissa. Tutkimukseen rekrytoitiin yhteensä 9 koehenkilöä (6 naista ja 3 miestä) joiden ikähaarukka oli 20–40 vuotta. Tutkimus koostui kahdesta mittauskerrasta. Mittauskertojen aikana tehtiin staattinen ja dynaaminen tasapainotesti voimalevyllä, joista kerättiin EMG-raakadataa. Lisäksi tutkittiin erikseen dynaamisen tasapainotestin aikaista EMG-aktiivisuutta, MEP-vasteita TMS:n sekä H-refleksiä sähköstimulaation avulla. TMS kelan kiinnityksessä käytettiin apuna uimalakkia millä saatiin kela kiinnitettyä ja stabiloitua päälle. Dynaamisissa tasapainotesteissa tuotettiin 16–22 eteen- ja taaksepäin suuntautunutta häiriötä satunnaisessa järjestyksessä 3:lla eri stimulointiviiveellä. Stimulointiviiveinä käytettiin yksilöityjä laskennallisia viiveitä 0 ms, MLR (~55ms) ja MLR+120ms (~175ms) viiveitä. Stimulaatiot annettiin näillä viiveillä tasapainohäiriön alusta.

Kahden mittauskerran välinen toistettavuus (ICC) osoitti eteen suuntaan H-refleksin osalta olevan (ICC) erinomainen 0-viiveellä (ICC>0,81), hyvä (ICC=0,61–0,81) MLR-viiveellä ja keskinkertainen (ICC=0,41–0,60) MLR+120-viiveellä. Taakse suuntaan H-refleksin korrelaatiot osoittivat erinomaista (ICC>0,81) 0- ja MLR+120-viiveillä sekä hyvää (ICC=0,61–0,81) MLR-viiveellä. MEP-vasteiden toistettavuus eteen suuntaan oli erinomainen (ICC>0,81) 0-viiveellä ja hyvä (ICC=0,61–0,81) MLR+120-viiveellä. Taakse suuntaan MEP-vasteiden toistettavuus osoitti hyvää (ICC=0,61–0,8) 0- ja MLR+120-viiveellä ja erinomaista (ICC>0,81) MLR-viiveellä. H-refleksien osalta viiveiden välisissä vertailuissa häiriöissä eteen 0- ja MLR-viiveiden sekä 0- ja MLR+120ms -viiveiden välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero (p<0.001). H-refleksimittauksissa häiriössä taakse 0 ja MLR-viiveiden välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero (p=0.004). MEP häiriössä taakse 0 ja MLR-viiveiden (p=0,001) ja 0- ja MLR+120ms -viiveiden (p<0,001) välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero. Tulokset osoittavat mittausten hyvää tai erinomaista luotettavuutta H-reflekseillä ja MEP:illa taakse suuntaan. Mittausten luotettavuus eteen suuntaan osoittaa H-reflekseillä 0-viiveellä erinomaista, MLR-viiveellä hyvää ja MLR+120-viiveellä keskinkertaista. MEP:n osalta eteen suuntaan havaittiin erinomaista luotettavuutta 0-viiveellä ja hyvää MLR+120-viiveellä. Näiden tulosten perusteella H-refleksi- ja TMS-mittaustapoja voidaan hyödyntää tutkimuskäytössä spinaalisen ja supraspinaalisen aktiivisuuden mittaamisessa dynaamisessa tasapainohäiriössä.

Asiasanat: dynaaminen tasapaino, toistettavuus, refleksi, tahdonalainen

## ABSTRACT

Kamula, M. 2023. Electrical stimulation and Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) methods repeatability during dynamic balance tests. Faculty of Sport Science, University of Jyväskylä, Master thesis in biomechanics, 64 pages.

The main aim of this thesis was to examine the repeatability of Hoffmann reflex (H-reflex) and Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) methods during fast postural perturbations. Spinal reflex and voluntary supraspinal activations were measured and analyzed in three different latencies at both methods. Total of 9 participants (6 women, 3 men) between the ages of 20 and 40 were recruited to the study. The study consisted of two separate measurements. In addition, EMG raw data was measured during dynamic balance test. The dynamic balance test consisted of at least 16-22 randomized anterior-posterior direction perturbations induced by motorized balance platform. Same protocol of platform movement was used at dynamic balance tests and measurements with both H-reflex and TMS stimulations. Swim cap was used to place and stabilize the TMS coil on the head. Stimulation latencies were measured and calculated by individual H-reflex latency. Same latencies were used in both H-reflex and TMS methods: 0-, MLR- (~80ms) and MLR+120ms (~200ms) from the start of the platform movement.

Repeatability of two separate individual measurements in H-reflex to anterior direction showed excellent ( $ICC > 0,81$ ) at 0-, good ( $ICC = 0,61 - 0,81$ ) at MLR and moderate ( $ICC = 0,41 - 0,60$ ) at MLR+120 latency. In H-reflex measurements to posterior direction showed good ( $ICC = 0,61 - 0,81$ ) to excellent correlation ( $ICC > 0,81$ ). Repeatability of MEP latencies to anterior direction showed good ( $ICC = 0,61 - 0,81$ ) correlation at MLR+120 latency and excellent correlation ( $ICC > 0,81$ ) at 0- latency. MEP measurements to posterior direction at 0- and MLR+120 showed good ( $ICC = 0,61 - 0,81$ ) correlations and latency of MLR excellent ( $ICC > 0,81$ ) correlation. There was significant difference between H-reflex latencies of 0 and MLR ( $p < 0,001$ ) and MLR-MLR+120ms ( $p < 0,001$ ) to anterior direction. H-reflex to posterior direction showed significant difference between 0 and MLR latencies ( $p < 0,01$ ). A significant difference to posterior direction was observed between 0 and MLR ( $p < 0,01$ ) and between MLR and MLR+120ms ( $p < 0,001$ ). The results of this study addressed the reliability and repeatability of both H-reflex and TMS methods during dynamic weight-bearing conditions. Further, these results demonstrated the potential usability of forementioned methods to depict both spinal and supraspinal regulated activity during fast anterior posterior directioned dynamic balance perturbation measurements.

Key words: dynamic balance, repeatability, reflex, voluntary

## **KÄYTETYT LYHENTEET**

CMCT = sentraalinen motorinen johtumisaika

EMG = elektromyografia

EMG<sub>RMS</sub> = Soleus-lihaksen EMG:stä laskettu Root Mean Square

H<sub>MAX</sub> = maksimaalinen H-refleksi

H<sub>M5%</sub> = H-refleksi normalisoituna 5 % ( $\pm 3,5$  %) maksimaalisesta M-aallosta

Hz = hertsi

ICC = ryhmän sisäinen korrelaatiokerroin

IPSP = inhibitorinen postsynaptinen potentiaali

LLR = pitkän latenssin refleksivaste

mA = milliampeeri

MEP = motorinen herätevaste

MLR = keskipitkän latenssin refleksivaste

M<sub>MAX</sub> = maksimaalinen M-aalto

mV = millivoltti

MT = motorinen kynnys (levossa rMT = aktiivisena aMT)

n.s. = not significant; ei tilastollista merkitsevyyttä

PSI = presynaptinen inhibitio

SLR = lyhyen latenssin refleksivaste

SOL = soleus-lihas

TMS = transkraniaalinen magneettistimulaatio

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 HERMOSTO .....	3
2.1 Keskushermosto.....	3
2.2 Ääreishermosto.....	4
2.3 Lihasten ja proprioseptiikan toiminta .....	5
3 MOTORINEN KONTROLLI JA SEN MITTAAMINEN.....	9
3.1 Spinaalinen taso.....	9
3.1.1 H-Refleksi.....	11
3.2 Supraspinaalinen taso .....	15
3.2.1 TMS ja Motorinen heräteväste (MEP) .....	16
3.3 Tasapainon aistijärjestelmät .....	20
3.3.1 Somatosensorinen järjestelmä .....	21
3.3.2 Visuaalinen järjestelmä.....	21
3.3.3 Vestibulaarijärjestelmä .....	22
4 TASAPAINO.....	24
4.1 Staattinen tasapaino .....	24
4.2 Dynaaminen tasapaino.....	25
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	27
5.1 Tutkimuskysymykset.....	27
5.2 Hypoteesit tutkimuskysymyksille.....	27
6 MENETELMÄT.....	29
6.1 Mittausmenetelmät .....	30

6.1.1 Ihon valmistelu ja EMG elektrodien asennus (Elektromyografia, EMG)...	30
6.1.2 Staattinen tasapaino .....	31
6.1.3 Dynaaminen tasapaino.....	32
6.1.4 Sähköstimulaatio, H-refleksivasteet .....	32
6.1.5 Transkraniaalinen magneettistimulaatio, MEP-vasteet .....	34
7 TILASTOLLINEN ANALYYSI.....	36
8 TULOKSET.....	37
8.1 Dynaaminen tasapaino.....	37
8.1 H-refleksi.....	39
8.2 MEP.....	42
8.3 Mittausten toistettavuus.....	44
9 POHDINTA.....	46
10 LÄHDELUETTELO .....	54

# 1 JOHDANTO

Tasapainon tutkiminen on tärkeää sillä kaatumistapaturmat ovat varsin yleisiä jo työikäisillä. Tapaturmista aiheutuneet vammat ja niistä seuraavat sairauspoissaolot vaikuttavat työkykyyn ja elämänlaatuun sekä tulevat yhteiskunnalle kalliiksi. Vuonna 2009 keski-ikäisillä ja ikääntyneillä joka neljättä kaatumista ja liukastumista seurasi vähintään yksi sairauslomapäivä. Tasapainon hallinta perustuu kolmeen eri motoriseen kontrollin tasoon: spinaalisiin reflekseihin, automaattisiin motorisiin toimintoihin supraspinaalisella tasolla ja tahdonalaisiin toimintoihin aivokuoren tasolta sekä lisäksi kaikkien näiden kolmen yhdistelmien yhteisvaikutukseen. (Woollacott ja Tang, 1997) Tasapainoa testataan usein staattisessa tilanteessa mikä ei kerro dynaamisesta tasapainohallinnasta paljoakaan koska se on hyvin ympäristö- ja tehtäväsidonnainen (Piirainen ym. 2010). Dynaamisesta tasapainokyvystä ei ole olemassa asteikkoa mistä voitaisiin määritellä, milloin tasapainokyky on hyvä tai huono. Spinaalisen tason aktiivisuutta ja motorista kontrollia voidaan tutkia H-refleksimenetelmällä, missä tibialis -hermoon annetaan ulkoisesti sähköstimulaatiolla tuotettu sähköimpulssi (Schieppati, 1986). Transkraniaalisella magneettistimulaatiolla (TMS) saadaan tietoa etenkin aivokuoren, mutta myös supraspinaalisen ja spinaalisen tason aktiivisuudesta tasapainohäiriön aikana. TMS-menetelmä on noninvasiivinen, lähes kivuton menetelmä, mikä perustuu magneettikentän aiheuttamaan aivokuoren hermosolujen depolarisaatioon. (Ilmoniemi, ym. 1999; Hallet ym. 2007)

Spinaalisen ja supraspinaalisen tason tutkimukset viittaavat usein levossa maaten mitattuihin (Hayes ym. 2009), istuen mitattuihin (Al Amer ym. 2020), staattiseen tilanteeseen (Tallent ym. 2012; Hopkins ym. 2000), isometrisen tilanteen (Luc ym. 2014) ja liikkeen tai kävelyn aikaisiin (Petersen ym. 1998; Proessl ym. 2021) tuloksiin. On myös tutkimuksia mitkä on tehty putoavalla alustalla (Piirainen ym. 2010) tai eteen-taakse liikkuvalla alustalla (Piirainen ym. 2013; Hu ym. 2022; Nevanperä ym. 2023). Viimeksi mainituissa tutkimuksissa on myös mitattu spinaalisen ja supraspinaalisen tason aktiivisuutta. Yleiskuva menetelmien toistettavuudesta on pääsääntöisesti hyvä mutta eri tuloksissa on myös vaihtelua riippuen tehtävän vaativuudesta ja mittausasetelmasta. Erityisesti tarvitaan tietoa mittausmenetelmien toistettavuudesta suuren

liikehäiriön aikaisesta tasapainonhallinnasta ja eri hermoston tasojen motorisesta kontrollista. Eri viiveillä annettavalla sähkö- ja magneettistimulaatiolla voidaan selvittää, milloin liikehäiriön korjaus siirtyy automaattisilta refleksivasteilta tahdonalaiseen ohjaukseen.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää sähköstimulaatio- ja TMS-mittausmenetelmien toistettavuutta spinaalisella ja supraspinaalisella tasolla häiriön aikaisia EMG-lihasvasteita tutkimalla dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Toistettavuuden lisäksi erityisesti pyrittiin selvittämään, miten eri viiveillä ja eri suuntaan annetut häiriöt näkyvät lihaksen EMG-aktiivisuudessa ja voidaanko niiden perusteella tehdä johtopäätöksiä eri tason motorisen kontrollin ohjauksesta.



## 2 HERMOSTO

Toiminnallisesti hermosto jakautuu autonomiseen ja somaattiseen hermostoon. Autonominen hermosto koostuu sympaattisesta ja parasympaattisesta osasta. Autonominen hermosto säätelee sydämen ja muiden sisäelinten toimintaa. Somaattinen eli tahdonalainen hermosto säätelee poikkijuovaisten lihasten toimintaa. Hermosto koostuu anatomisesti keskus- ja ääreishermostosta. Keskushermostoon kuuluvat aivot ja selkäydin. Ääreishermostoon kuuluvat aivo- ja selkäydinhermot sekä niiden jatkeet eli ääreishermit. Ääreishermit on tyypiltään afferentteja eli tuovia ja efferenttejä eli vieviä hermoja. Sensoriset hermot, jotka kuljettavat tietoa kehon reseptoreilta ääreisosista keskushermostoon päin ovat afferentteja. Aivoista lähtevät käskyt lihaksille kulkevat efferenttejä hermoja pitkin. Hermoimpulssin syntyminen vaatii aktiopotentiaalin eli tietyn ärsytyskynnyksen ylityksen hermosolussa. Ärsytyskynnyksen ylittyessä hermosolu depolarisoituu, jolloin natriumkanavat aukeavat ja natriumionit pääsevät siirtymään solun sisäpuolelle muuttaen hermosolun kalvojännitteen positiiviseksi. (McArdle, 2015, 383–404)

### 2.1 Keskushermosto

Aivojen eri osia nähdään kuvassa 1, niitä ovat isot aivot, väliaivot, pikkuaivot ja aivorunko. Isot aivot sijaitsevat aivojen yläosassa. Ne ovat jakautuneet oikeaan ja vasempaan puoliskoon. Niiden välissä sijaitsee aivokurkiainen. Tahdonalaiset liikkeet saavat alkunsa isoista aivoista. Isojen aivojen keskiosissa sijaitsee motorinen aivokuori ja tuntoaivokuori. (Ilmoniemi, 1999.)

Väliaivot sijaitsevat isojen aivojen alapuolella. Väliaivojen yläosassa sijaitsee talamus minkä kautta lähes kaikki aisti tieto kulkeutuu aivokuorelle (pl. hajuaistimukset). Pikkuaivot on tiheästi poimuttunut aivojen osa mikä osallistuu liikkeiden hienosäätöön. Tasapainon säätelysignaalit kulkevat pikkuaivoihin pääasiassa vestibulaarimakkeen kautta. Pikkuaivot ovat myös aktiivisena uusia liikesarjoja oppiessa. Aivorunko koostuu ydinjatkeesta, aivosillasta ja keskiaivojen alueista. Ydinjatke sijaitsee selkäytimen yläpuolella jatkuen aivosiltana

muodostaen hermoyhteyden pikkuaivojen molemmille puoliskoille. Keskiaivot toimivat ekstrapyramidiradan motorisen järjestelmän keskuksena. (McArdle 2015, 383–389)



Kuva 1. Aivojen osat: Isot aivot ylimpänä, isojen aivojen alla sijaitsee väliaivot, joiden alla pikkuaivot. Aivorunko yhdistää aivot ja selkäytimen toisiinsa. (Ilmoniemi, 1999)

Aivoverkko yhdistää lukemattomia tulevia ja lähteviä signaaleja mitkä kulkevat sen läpi. Signaalit saavat alkunsa jänteiden ja lihasten venytyksestä, ihon kipureseptoreilta, silmien visuaalisilta aistijärjestelmiltä, sekä korvien auditiivisilta aistisignaaleja kerääviltä reseptoreilta. Aivot ottavat vastaan signaaleja, järjestelivät niitä sekä tuottavat inhiboivia ja fasilitoivia vaikutuksia muille hermoyhteyksille. (McArdle 2015, 383–389)

## 2.2 Ääreishermosto

Ääreishermosto koostuu 31 selkäydinhermoparista ja 12 aivohermoparista. Selkäydinhermoja on 8 paria kaulahermoja, 12 paria rintahermoja, 5 paria lannehermoja, 5 paria ristihermoja ja yksi pari häntähermoja. Nousevat hermoradat kulkevat selkärangan takajuuressa. Niissä kulkevat sensoriset hermosyyt mitkä välittävät viestejä kehon ääreisosista keskushermostoon päin. Sensorisen reitti käsittää tyypillisesti 3 hermoa. Ensimmäinen hermo välittää tiedon

sensorilta selkäyttimeen. Toinen hermo sijaitsee selkäytimen sisällä. Se kulkee alhaalta selkäytimestä ylös talamukseen. Kolmas hermo kulkee talamuksesta aivokuorelle. (McArdle 2015, 383–404)

Etujuuren kautta kulkee laskeva hermorata mikä käsittää motoriset hermosyyt. Laskevia hermoratoja on kaksi pääreittiä; pyramidirata ja ekstrapyramidirata. Pyramidirata eli kortikospinaalinen ja rubrospinaalinen hermorata alkaa motoriselta aivokuorelta (M1) ja premotoriselta aivokuorelta. Kortikospinaaliradan kautta kulkevat lihasvoiman ja -tonuksen säätely ja tahdonalaisten liikesuoritusten ohjaus. (McArdle 2015, 389.) Ekstrapyramidirata alkaa aivorungosta. Siihen kuuluvat hermot yhdistävät kaikki selkäytimen tasot toisiinsa. Ekstrapyramidiradan hermosto ohjaa lihastonusta, osallistuu asennon ja tasapainon säätelyyn ja katseen kohdistamiseen. Ekstrapyramidirata koostuu seuraavista hermoradoista: retikulospinaalirata, vestibulospinaalirata, colliculospinaalirata ja rubrospinaalirata. Retikulospinaalirata on keskeinen osa tasapainon säätelyn kannalta. Retikulospinaalirata saa alkunsa aivosillan ja ydinjatkeen retikulaaritimakkeista. Niiden hermotus tapahtuu motoriselta aivokuorelta. (McArdle 2015, 383–404; Purves 2004, 393–403)

Lihaksen supistumiskäskyt tulevat yleensä välineuronien kautta. Liikekäskyn reitti motoriselta aivokuorelta kulkee sisäkotelon kautta (capsula interna) väliaivoihin ja jatkuu sieltä ydinjatkeelle, missä suurin osa hermoista risteää vastakkaiselle puolelle lateraalille kortikospinaaliradalle ja loput muodostavat ventraalisen kortikospinaaliradan. Risteämisen vuoksi oikean puolen motorisen aivokuoren liikekäskyt saavat aikaan lihassupistuksen kehon vasemmalla puolella. (Guyton & Hall, 669)

### **2.3 Lihasten ja proprioseptiikan toiminta**

Ihmisen kehossa on kolmenlaista lihaskudosta: sydänlihaskudos, sileä- ja poikkijuovainen lihaskudos. Luurankolihakset ovat poikkijuovaista lihaskudosta. Ne muodostuvat lihassyistä, jotka ovat 5–400 mm pitkiä ja 1–60µm paksuja. (Enoka 2015, 205, 218–219.) Lihassolutyypit jaetaan fysiologisten ominaisuuksien mukaan hitaisiin I-tyypin lihassoluihin, nopeisiin

väsymystä sietäviin Iia- ja nopeisiin helposti väsyviin Iib -tyypin lihassoluihin (Brooke & Kaiser 1974.). Eri tutkijat ovat nimenneet solutyypit eri tavoin: Burken jaottelu S (Slow), FR (Fast fatigue Resistant), FF (Fast Fatigable) (Burke, 1981). Kaikilla lihassolutyypeillä on hieman erilaiset energiantuottotavat. Lihassolujen energiantuottotavan mukaan jaetut yksiköt on nimetty seuraavasti samassa järjestyksessä: SO (hidas oksidatiivinen yksikkö), FOG (nopea oksidatiivis-glykolyttinen) ja FG (nopea glykolyttinen). (McArdle 2015, 398)

Luurankoli hasten hermotus tapahtuu pääasiassa selkäydinhermojen kautta. Motorinen hermo jakautuu useiksi päätehaaroiksi motoneuronaltaan kautta. Alfamotoneuronaltaasta lähtevät hermosyyt muodostavat yhteyden lihassyihin hermolihaskliitosten kautta. Motorista hermoa ja siitä haarautuvia päätehaaroja kutsutaan motorisiksi yksiköiksi. Lihaksilla on 10–1300 motorista yksikköä riippuen lihaksesta. Yksi motorinen yksikkö hermottaa useampia lihassyitä. Yhden motorisen hermon hermottamat lihassyit ovat kaikki samaa lihassolutyyppejä. (Enoka 2015, 215–218) Hermoimpulssi saapuu selkäytimestä hermo-lihaskliitokseen. Välittäjäaineena toimiva asetylikoliini siirtää aktiopotentiaalin muutoksen kemiallisesti hermolihaskliitoksen postsynaptiselle, lihakseen kiinnittyvälle kalvolle. Aktiopotentiaali leviää sarkolemmaa, lihassyyn kalvoa pitkin, päätyen T-järjestelmään ja lihaksen sisään. (McArdle 2015, 393–397.) Aktiini- ja myosiinifilamentit liukuvat lomittain toisiinsa saaden aikaan kemiallisen reaktion ja muodostavat sen aiheuttamana poikkitaissiltoja. Samalla lihaksen sarkomeerit lyhenevät filamenttien liukuessa lomittain, jolloin lihas supistuu. (Enoka 2015, 209)

Proprioseptorit joihin lukeutuvat sensoriset reseptorit ovat tärkeitä tasapainon säätelyn kannalta joista tärkeimpiä ovat lihasspindelit (I ja II), Golgin jänne-elimet, nivelreseptorit ja tuntoreseptorit. Ne saavat aikaan nopeita refleksivasteita sekä tuottavat tietoa keskushermostolle välineuronien kautta tahdonalaiseen motoriseen kontrolliin. Reseptorit jakautuvat niiden toiminnan ja sijainnin mukaan. Niille ominaista on myös aksoneiden johtumisnopeudet (Taulukko 1.), joihin vaikuttaa ratkaisevasti niiden poikkipinta-ala. (Enoka 2015, 257)

TAULUKKO 1. Somatosensoristen reseptoreiden ominaisuuksia (Mukaeltu Enoka 2015, 257).

Reseptori	Stimuluksen aiheuttaja	Afferentti	Johtumisnopeus (m/s)
Lihasspindeli (I)	Venytyksenopeus	Ia	40–90
Jänne-elin	Lihassoima	Ib	30–75
Lihasspindeli (II)	Lihassenvenytys	II	20–45
Nivelreseptori	Niveleen kohdistuva voima	II-III	4–45
Tuntoreseptori	Ihon liike	I-III	4–80

Spindelit ovat 2–6 mm pitkiä kapsleita muutaman lihassäikeen ympärillä. Ne koostuvat I-tyypin, sekä osassa spindeleistä myös II-tyypin afferenteista lihasspindeleistä. Molemmat sijaitsevat samassa kapselissa kiinnittyen hieman eri tavalla lihassäikeeseen. (Enoka 2015, 257) Niiden tehtävänä on aistia lihasvenytyksen nopeutta ja lihaksen voimantuottoa. Lihaksen venyessä myös lihasspindeli venyy, jolloin sen herkistyminen saa aikaan aktiopotentialin. (McArdle 2015, 401–403) Lihasspindeliin kiinnittyy myös efferenttejä gamma-aksonoja. Gamma-aksonien tehtävänä on spinaalisen ja supraspinaalisen palautetiedon tuottaminen spindelille lihaksen hienomotoriseen säätelyyn. (Enoka 2015, 258)

Golgin jänne-elin sijaitsee aponeuroosissa, lihaksen ja jänteen liittymäkohdassa. Sen tehtävä on pääasiassa aistia lihasvoiman muutoksia ja suojella lihaksia ja kudoksia liian suurilta voimilta. Jänne-elimellä on vain Ib efferentti hermoyhteys. Se muodostaa yhteyden motoneuroneihin yhden tai useamman välineuronin kautta. Jänne-elimellä on yhteys myös Ia afferenttiin neuroniin välineuronin synapsin kautta. Jänne-elin aiheuttaa sen kautta inhibitiota kohdelihakseen. Jänne-elin pystyy aistimaan passiivista ja aktiivista venytystä. (Enoka 2015, 261)

II-IV-tyypin afferentteja reseptoreita ovat: Ihon mekanoreseptorit, nivelreseptorit kuten Pacinian solut, Ruffinin päätteet, Golgin päätteet ja vapaat hermopäätteet. Nivelreseptorit sijaitsevat nivelpusseissa nivelen sidekudoksessa, nivelkapselissa tai ligamentissa. Nivelreseptorilta saadaan sensorista tietoa mekaanisista voimista kuten paine, venytys ja jännitys. Pacinian solut aistivat mm. kiihtyvyyttä, painetta ja tärinää. Ne aistivat herkimpiinkin muutoksiin ja adaptoituvat nopeisiin muutoksiin muutamissa millisekunneissa. (Enoka, 2015, 262–263)

### 3 MOTORINEN KONTROLI JA SEN MITTAAMINEN

Motorinen kontrolli perustuu kolmeen eri ominaisuuteen: refleksiin, automaattiseen motoriseen toimintaan ja tahdonalaiseen toimintaan. Motorinen kontrolli tasapainon säätelyssä on tilanteesta, henkilöstä ja ympäristöstä riippuvainen (Woollacott ja Tang, 1997). Tasapainon säätelyprosessi on monimutkainen ilmiö mikä vaatii jatkuvaa muuntautumiskykyä. Eri tilanteissa ja olosuhteissa aistijärjestelmät saavat eri suhteessa informaatiota. Esimerkiksi kävely liukkaalla jäisellä kadulla pimeässä sisältää huomattavasti paljon enemmän kaatumisriskejä kuin samassa paikassa kävely kesäpäivänä. Tasapainoa ylläpitämään tarvitaan yksi tai useampi aistijärjestelmä ja siihen käytetään kolmea eri strategiaa: nilkka-, lonkka- ja askelstrategia. Eteen- taakse suuntautuneissa pienemmissä häiriöissä nilkkanivelen kulma muuttuu ja häiriöihin riittää korjaukseksi pohkeen alueen lihasten aktivointi. Suuremmissa häiriöissä käytetään lonkkastrategiaa, missä kehon painopistettä korjataan lantion ja polven taivutuksella. Askelstrategiaan siirrytään, kun muut keinot ovat riittämättömiä. (Horak, 2006)

#### 3.1 Spinaalinen taso

Äkillisissä ulkoisen häiriön aiheuttamissa tilanteissa tasapainohäiriön korjaus tapahtuu selkäydinrefleksin avulla spinaalisen tason kautta (Taube ym. 2007). Lihaksen nopea venytys saa aikaan nilkan dorsi- tai plantaarifleksion, riippuen häiriön suunnasta (Gottlieb ym. 1979). Plantaarifleksiossa pintaelektrodeilla mitatussa soleus-lihaksen EMG:ssa nähdään välitön lyhyen viiveen vaste (SLR; Short Latency Response) noin 30–40 ms nilkan liikkeen alkamisesta (Taube ym. 2007). Venytysrefleksissä lihaksen venyminen saa spindelissä aikaan aktiopotentialin. Hermoimpulssi johtuu afferenttia hermoa pitkin, synapsoituu selkäytimessä motoneuronialtaassa yhden tai useamman synapsin kautta efferenttiä hermoa pitkin lihasta hermottavalle motoneuronille. (Corden ym. 2000.) Spindelin herättämä aktiopotentiali voi muuttua välineuronien vaikutuksesta hermosolun pre- tai postsynaptisella kalvolla. Molemmilla puolilla synapsia voi olla eksitoivia tai inhiboivia välineuroneita. (Misiasek, 2003.) Presynaptisella inhibitiolla (PSI) on keskeinen rooli alfamotoneuronin signaalin modulaatioon spinaalisen tason ohjauksessa. Vaativan liikesuorituksen aiheuttama herkistynyt

spindeli aiheuttaa PSI:n kohdelihaksessa mikä pienentää refleksivasteen amplitudia. (Zehr, 2002.) Voitaisiin ajatella, että suuremmat SLR-refleksivasteet kertovat paremmasta tasapainosta mutta asia ei välttämättä kuitenkaan ole niin yksinkertainen. Tasapainoharjoittelun on todettu pienentävän myös lyhyen latenssin vasteita H-refleksimittauksissa (Taube ym. 2007). Spindelin palautejärjestelmä toimii yhdessä Golgin jänne-elimen negatiivisen palautteen kanssa stabiloiden nilkan lihasten jäykkyyttä perustuen kolmeen komponenttiin: mekaaniseen lihaskomponenttiin, venytysrefleksin pituuteen ja voimakomponentin palautteeseen (Houk, 1979). SLR vasteen katsotaan alkaneeksi, kun amplitudi ylittää 3 kertaisesti keskimääräisen tausta-aktiivisuuden keskihajonnan (Taube ym, 2007).

Kun monosynaptinen SLR-vaste eksitoiduu yhden synapsin kautta, taas keskipitkän viiveen vaste (MLR; Medium Latency Response) nähdään noin 50–70 ms nilkan liikkeen alkamisesta. MLR:llä todennäköisesti on oligosynaptisia kytkentöjä ennen hermoimpulssin synaptoitumista efferenttiä motorista hermoa pitkin lihaksen motoriselle yksikölle. (Taube ym. 2007.) MLR vaste saa alkunsa lihasspindeleiltä II-tyyppin afferenteilta hermopäätteiltä (Taube ym. 2006) ja mahdollisesti myös supraspinaalisilta tasoilta (Corden ym. 2000). Kuitenkaan ei ole yhteistä linjaa siitä, näkyykö kortikaalinen ohjaus MLR vasteessa. On esitetty vaikutuksen näkyvän vain yläraajojen lihasten vasteessa (Matthews ym. 1990) mutta ei alaraajojen vasteessa (Petersen ym. 1998). Erimielisyydet kertovat osaltaan myös tämän aiheen monimutkaisuudesta, eikä yksiselitteistä tietoa ole helppo todistaa.

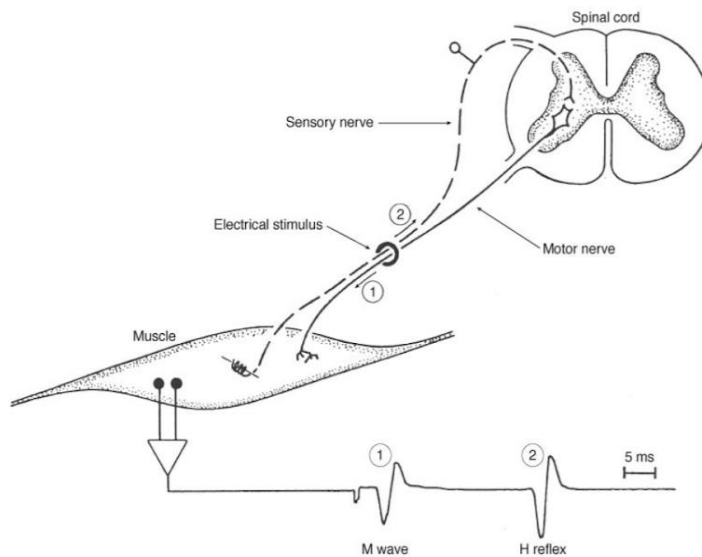
Pitkän viiveen vaste LLR (Long Latency Responce) nähdään jo n. 70–90 ms kuluttua venytyksen alkamisesta, mutta sen huippu on todettu olevan n. 120 ms tasolla (Taube ym. 2007). Refleksin amplitudin ja latenssin vaihtelulla on yhteys sen modulaatioon eri tilanteissa, joihin vaikuttavat mm. lihaspituus, lihaksen esiaktiivisuustaso ja venytysnopeus (Gottlieb ym. 1979). Esijännitetyssä lihaksessa refleksivasteen latenssiaika on lyhyempi ja amplitudi suurempi kuin rennossa lihaksessa. Venytysnopeuden kasvaessa refleksivasteen amplitudi kasvaa ja latenssiaika lyhenee. (Yamamoto ym. 2000.) Toft ym. (1989) havaitsivat voimakkaan lihassupistuksen lyhentävän jopa 8 ms LLR vasteen latenssia. LLR vasteen ohjauksen on todettu tulevan transkortikaalista reittiä tibialis-anterior-lihakselle (Christensen ym. 2001; Petersen ym. 1998; Van Doornik J. ym. 2004) ja soleus-lihakselle (Taube ym. 2006). Tauben



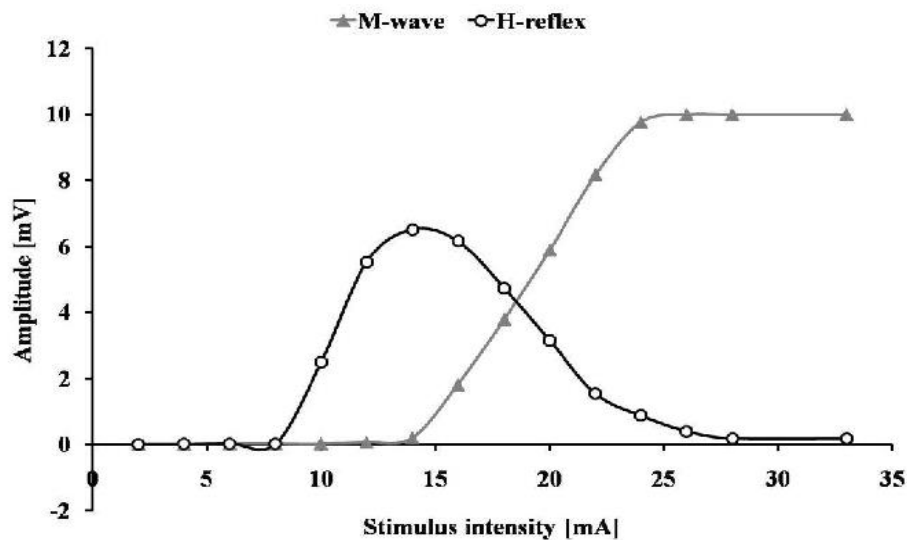
ym. (2006) mukaan 86 ms nilkan venytyksestä voidaan sanoa olevan kortikaalisen ohjauksen aikaansaama LLR vaste.

### **3.1.1 H-Refleksi**

Yksi spinaalisen tason aktiivisuutta tutkivista menetelmistä on H-refleksi -menetelmä. Yleensä H-refleksiä tutkitaan soleus-lihaksesta antamalla ulkoinen sähköimpulssi suoraan Posterior tibialis-hermoon polvitaivekuoppaan. Ia-afferentti hermorunko aktivoituu ulkoisen sähköstimuloinnin seurauksena ja saa aikaan H-refleksivasteen. Impulssi kulkee alfamotoneuronaltaan synapsiin aiheuttaen eksitatorisen postsynaptisen potentiaalin kuten venytyksen aiheuttamana luonnollisessa venytysrefleksivasteessa. Jo melko vähäisen stimuloinnin aiheuttamana impulssi lähtee etenemään kohti selkäydintä mikä nähdään kuvassa 2. Latenssiaika stimuloinnista H-refleksin alkuun on noin 30–35 ms. Stimulointi-intensiteettiä lisättäessä myös motoriset efferentit aksonit eksitoituvat suoraan. Vastetta kutsutaan M-aalloksi. M-aallon latenssi soleus-lihaksesta mitattuna on noin 5–8 ms. Stimulointi-intensiteettiä lisättäessä, H-aalto saavuttaa huippunsa, jonka jälkeen se lähtee pieneneään (Kuva 3). Samalla M-aallon amplitudi kasvaa. (Schieppati, 1987)

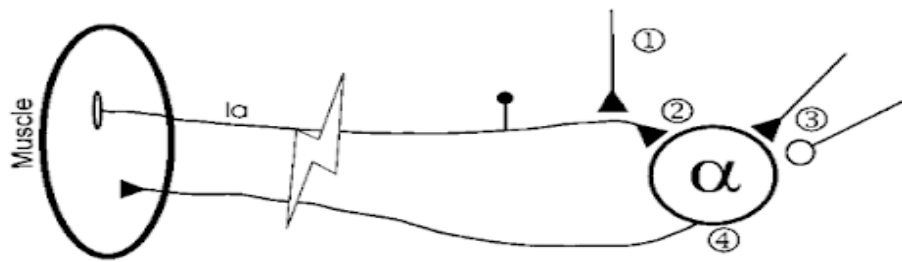


Kuva 2. H-refleksi ja M-aalto. Sähköstimulaatio kulkee sensorista hermoa pitkin suoraan lihakseen. Se näkyy vasteena alle 5–10 ms stimuluksesta M-aaltona (1) Stimulus kulkee hermosynapsin kautta motorista hermoa pitkin lihakseen missä se näkyy H-refleksinä n. 30 ms kuluttua stimuluksesta (2). (Enoka, 2015)



Kuva 3. Simulointi-intensiteetin vaikutus M-aallon ja H-refleksin amplitudiin. Amplitudin kasvaessa aluksi näkyy vain H-refleksi. M-aalloon alkaessa esiintyä lähtee H-refleksin amplitudi pienenemään. (Gajewski ym. 2016)

H-refleksin amplitudin on havaittu laskevan suuren amplitudin tasapainohäiriössä (Earles ym. 2000), lisäksi mittaustuloksiin vaikuttavat mm. häiriön suunta, -nopeus ja -kiihtyvyys. Kuten aiemmin edellisessä kappaleessa mainittiin PSI:n roolista pienentyneisiin lyhyen viiveen vasteisiin vaativassa tilanteessa (Zehr, 2002.), havaittiin Piiraisen ym. (2013) tutkimuksessa nopeilla häiriöillä H/M-suhteiden olevan pienempiä soleus-lihaksessa myös pidemmillä viiveillä sekä taakse- että varsinkin eteenpäin tapahtuvissa häiriöissä. Eteenpäin tapahtuvassa häiriössä lyhyellä viiveellä soleus-lihaksen vasteen amplitudin lasku johtuu todennäköisesti tibialis-lihaksen lisääntyneestä aktivaatiosta ja sen aiheuttamasta reciprokaalisesta inhibitiosta. Pidemmillä viiveillä ohjaus siirtyy enemmän supraspinaaliselle puolelle, jolloin spinaalisen tason aktiivisuus pienenee mikä pienentää pidemmän viiveen amplitudia. (Piirainen ym. 2013.) Aiemmin kohdassa 3.1 esitelty PSI vaikuttaa samalla tavalla myös H-refleksin amplitudiin. PSIn muutokseen ei välttämättä tarvita liikettä vaan siihen voi riittää pieni jalan asennon muutos. Nilkan kulman muutoksella (dorsifleksio) havaittiin olevan laskeva vaikutus amplitudiin staattisessa ja dynaamisessa tilanteessa. (Schieppati M., 1987.) Dynaamisessa tilanteessa synapsin välittäjäaineen vapautumiseen alfa-motoneuronialtaassa voi PSI:n lisäksi vaikuttaa homonyymisten lihasten Ia afferenttien aiheuttama postsynaptinen depressio (Kuvassa 4). Se on yhteydessä vasta aktivoituneen lihaksen synapsin välittäjäaineen asetylikoliinin heikentyneeseen vapautumiseen, jolloin liikkeen aikana sillä on vaikutusta H-refleksin amplitudiin. (Misiaszek, 2003)



Kuva 4. H-refleksikaaren komponentit, Ia afferentin reitti spindeliltä alfamotoneuroniin ja hermoviestin modulaation vaikutukset alfamotoneuronin herkkyyteen: (1) presynaptinen inhibitio, (2) homosynaptinen depressio, (3) postsynaptinen depressio ja eksitaatio ja (4) motoneuronin kalvon ominaisuuden muutokset (Misiaszek, 2003)

Hyvää H-refleksimittauksen luotettavuutta havaittiin seisten (Hopkins ym. 2000; Palmieri ym. 2002), maaten (Hayes ym. 2009) sekä erilaisissa istuma-asennoissa tehdyissä mittauksissa (Al Amer ym. 2020). Toisaalta Hu ym. (2022) havaitsivat levossa seisoma-asennossa mitattujen H-refleksien vaihtelevan mittausten välillä. Nevanperän ym. (2023) tutkimuksessa havaittiin H/M-suhteen kasvua nopeissa taaksepäin suuntautuneissa häiriöissä, suurella amplitudilla (30 cm, kiihtyvyys  $25 \text{ cm/s}^2$ ), pidemmällä, yli 70 ms viiveillä. Mittauskertojen välillä havaittiin hyvä korrelaatio 40-, 70- ja 130 ms viiveellä. ( $\text{ICC} = 0,632\text{--}0,885$ ), mutta 100 ms viiveellä korrelaatio oli 0,581. Häiriön kiihtyvyys  $2,5 \text{ cm/s}^2$  ja amplitudi oli 30 cm. (Nevanperä ym. 2023) Samaa laitteistoa käytettiin Hu ym. (2022) tutkimuksissa. Tässä havaittiin myös merkittävästi suuremmat vasteet 80- ja 140 ms viiveillä kuin lyhyemmällä 10- ja 40 ms viiveillä. H-refleksien osalta toistettavuus dynaamisissa tilanteissa oli hyvällä tasolla ( $0,6\text{--}0,865$ ) eri viiveillä. (Hu ym. 2022)

### 3.2 Supraspinaalinen taso

Äkillisessä tasapainohäiriössä häiriön korjaus tapahtuu spinaalisen tason kautta (Taube ym. 2008). Liikkeen aikana supraspinaalisen tason aktiivisuus lisääntyy ja mitä vaikeampaa askeltamista vaaditaan pinnan muotojen, valoisuuden tai ympäristön häiriöiden lisääntyessä (Schubert ym. 1999; Christensen ym. 2001; Nielsen ym. 2003) tai monimutkaisemmissa liiketehtävissä, eteenpäin nojautumisessa ja varpaillaan seisomisessa, sitä suuremmaksi kasvaa kortikaalinen tahdonalainen ohjaus (Lavoie ym. 1995; Solopova ym. 2003). Toisaalta aivokuoren vaikutusta esimerkiksi normaalissa olosuhteissa kävelyn aikana ihmisillä ei voida suoraan todistaa, koska siitä on hankala tutkia.

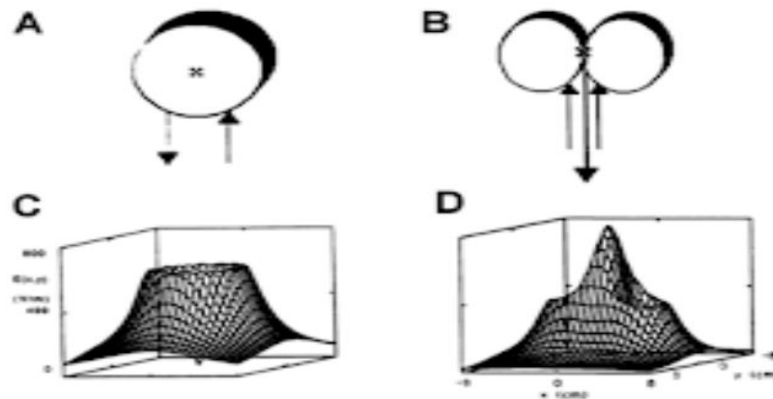
Verkkokalvolta tuleva visuaalinen tieto prosessoidaan primaarisella näköaivokuorella, mistä liikkeiden säätely tapahtuu näköhavaintojen tuottaman tiedon perusteella ja tuo liikkeisiin ennakoitavuutta. Visuaaliset havainnot voivat myös olla virheellisiä esimerkiksi liikkuvalla tukipinnalla seistessä. Tällöin muut tasapainon aistijärjestelmät, kuten vestibulaarinen- ja somatosensorinen ohjausjärjestelmä osallistuvat vahvemmin liikkeen modulointiin. (Patla, 1996.) Vestibulaarinen informaatio kulkee aivojen kautta muodostaen sensorisen palautteen mitkä ovat pääasiassa polysynaptisia spinaalisia sekä supraspinaalisia motorisia ohjausmekanismeja. (Woollacot ja Tang 1997) Taube ym. (2007) havaitsivat automaattisten liikemallien tulevan aivojen ohjaamana. Ihmisen opittua liikemallin, liikeaivokuoren aktiivisuus vähenee ja ohjaus siirtyy enemmän subkortikaalisille tasoille tyvitumakkeseen ja pikkuaivoihin. Tämä ilmenee TMS mittauksissa pienentyneinä MEP-vasteina parantuneen motorisen kontrollin seurauksena. (Taube ym. 2007.) Myöhemmin opittujen yksittäisten liikesuoritusten kautta opitaan suorittamaan liikesarjoja (Zimmer, 2002). Opitut liikemallit esimerkiksi tasapainoharjoittelun seurauksena vähentävät selkäydintason aktiivisuutta mutta toisaalta myös liikeaivokuoren aktiivisuus voi vähentyä samalla (Taube ym. 2008). Ilmiö voi aiheutua presynaptisesta inhibitiosta missä sentraalisen tason palautejärjestelmä on myös olennaisena osana vaikuttamassa. (Taube ym. 2008; Nielsen ym. 2003) Perifeerinen palautejärjestelmän resiprokaalinen, vastavaikuttajalihaksen rentoutumiseen vaikuttava inhibitio ja disynaptisen inhibition säätelymekanismien on todettu vaikuttavan

alfamotoneuronin myös postsynaptiselle puolelle. Disynaptisen inhibition todettiin lisääntyvän dorsifleksion aikana. (Crone, 1993) Aiheuttajana ehdotetaan olevan alfamotoneuronien ja niiden interneuronien aktivoitumisesta rinnakkain antagonistilihasten supistumisen aikana. Näiden inhibitoristen mekanismien ohjaus todennäköisesti tapahtuu sekä keskushermostosta laskevien ratojen interneuronien välityksellä aiheuttaen laskua myös pitkän viiveen LLR vasteilla. (Morita ym. 2001.)

### **3.2.1 TMS ja Motorinen heräteväste (MEP)**

Transkraniaalinen magneettistimulaatio (TMS) perustuu stimulaattorin kelaan johdettuun suureen sähkövirtaan mikä aiheuttaa voimakkaan ja nopeasti muuttuvaan magneettikentän (Ilmoniemi ym. 1999). Päälakeen kohtisuorassa kulmassa oleva kela synnyttää liikeaivokuoren hermosoluja depolarisoivan sähkömagneettisen pulssin, joka kohdistetaan tarkasti haluttuun paikkaan liikeaivokuorelle (Hallet ym. 2007). TMS on noninvasiivinen, lähes kivuton aivojen ja hermoston toiminnan tutkimismenetelmä (Peterchev ym. 2013). TMS:n avulla saatiin tallennettua herätepotentiaaleja ensimmäisen kerran vuonna 1985, jolloin Sheffieldin Yliopiston Anthony Barker havaitsi, että magneettistimulaation avulla pystyttiin mittaamaan lihasaktiivisuutta perifeerisistä lihaksista (Barker ym. 1985). Menetelmää käytetään tutkimuskäytössä, lääketieteellisenä hoitomenetelmänä esim. Parkinsonin taudissa sekä lääketieteellisten toimenpiteiden jälkeen potilaiden seurannassa (Berlim MT ym. 2014).

Magneetikela tyypillisesti on halkaisijaltaan noin 10 cm. Keloja on mm. H:n, ympyrän ja kahdeksikon muotoisia. Pulssien vaikutus on hieman erilainen riippuen kelan muodosta. Kahdeksikon muotoisen kelan pulssi on terävämpi kuin pyöreän ja ulottuu hieman syvemmälle. (Ilmoniemi ym. 1999; Hallet ym. 2007.). Kelan muoto vaikuttaa myös stimulaation tehokkuuteen (Rossini ym. 1994). H-muotoinen kela on suunniteltu stimuloimaan hyvin syviä aivojen osia (Zangen ym. 2005). Kuten kuvassa 5 nähdään, ei pyöreällä kelalla stimuloitaessa magneettipulssin muoto ei ole kovinkaan terävä verrattuna kahdeksikon muotoisen kelan antamaan pulssin muotoon. (Kammer ym. 2001; Zengen ym. 2005)



Kuva 5. Kahdeksikonmuotoinen (B) magneetikela aiheuttaa terävemmän (D) magnettikentän kuin pyöreänmuotoinen (A, C) magneetikäämi (Hallet ym. 2007).

MEP (Motor Evoked Potential) saadaan aikaan TMS-laitteella stimuloimalla motorisen aivokuoren alueen kortikomotorisia hermoja, jotka johtuvat kortikaalisten interneuronien kautta kortikospinaalista rataa pitkin kohti spinaalista motoneuronia. Yleisesti ajatellaan, että TMS tuottaa I-aaltoja (indirect). I-aallot johtuvat epäsuorasti synaptisesta välineuronien aktivaatiosta, eikä aksonien suorasta ärtymisestä. Tämän takia I-aallolla on hieman pidempi sentraalinen motorinen johtumisaika (CMCT), kun D-aallolla (direct). Suurilla intensiteeteillä stimulointi saa aikaan laajemman alueen aktivaation motorisella aivokuorella. Tämä voi saada aikaan pyramidisolujen ärtymisen, jolloin voidaan havaita myös D-aaltoja. (Di Lazzaro ym. 2004.)

TMS stimuloinnissa määritetään kortikospinaalinen motorinen kynnys (Motor threshold; MT). Tämä on alhaisin stimulaation intensiteetin taso millä MEP-vaste saadaan näkyviin. Motorinen kynnys voidaan määrittää lihaksen ollessa levossa (rMT = resting MT) tai aktiivisena (aMT = active MT) kohdelihaksen ollessa lievästi jännittynyt. Esimerkiksi soleus-lihaksen motorinen kynnys voidaan mitata koehenkilön ollessa seisten. (Rossini ym. 2015.) Aktiivisen lihaksen vaste saadaan pienemmällä intensiteetillä kuin levossa olevalla lihaksella koska alfa-motoneuronin lepojännite on valmiiksi kohonnut lähelle kynnyksarvoa (Di Lazzaro ym. 2004). Soleus-lihaksen motorinen kynnys on suurempi verrattuna moniin muihin lihaksiin.

Rossini ym. (1994) mukaan motorinen kynnys soleus-lihaksessa on 70–90 % maksimaalisesta stimulaattorin tehosta. Tähän tulee suhtautua kriittisesti, koska koehenkilöiden yksilölliset erot, eri stimulaattorin tyyppi, kelan muoto sekä optimaalisen stimulointipaikan, hot-spotin löytyminen voivat vaikuttaa tuloksiin huomattavasti. (Rossini ym. 1994.) Motorinen kynnys on havaittu olevan toistettava sekä yksilö- että ryhmätasolla (Kimiskidis ym. 2004; Malcolm ym. 2006). MEP-vasteita tulee olla vähintään 3 onnistunutta 5:sta annetusta stimulaatiosta. MEP-vasteita mitataan tyypillisesti tasapainomittauksissa soleus- ja tibialis-anterior-lihaksista. (Tokuno ym. 2009.)

TMS stimuloi motorisen aivokuoren (M1) aivohermon aksonia. Aksonilla on pienempi kortikaalinen motorinen kynnys kuin hermosolun soomalla (Rossini ym. 2015). MEP vaste voi saapua perifeeriselle hermolle suoraan yhden tai useamman synapsin kautta (Rothwell 1997). MEP vasteet tallennetaan perifeerisistä lihaksista käyttämällä pintaelektrodeita (Rossini ym. 2015). MEP-vasteessa ja suoraan perifeeriseen hermoon sähköllä stimuloitussa EMG-lihasvasteessa on eroja amplitudissa, vasteen muodossa ja kestoajassa. (Di Lazzaro ym. 2004) MEP vasteista voidaan tutkia kortikaalista tahdonalaista ohjausta aivo- ja selkäydintason muutoksista (Tokuno ym. 2009). Tulosten tulkinnassa tulee ottaa huomioon myös spinaalisen tason muutokset (Taube ym. 2007).

MEP-vaste määritetään peak-to-peak amplitudina. Muita käytettyjä tapoja on nollatasosta-huippuun-amplitudi tai MEP vasteen pinta-ala. (Rossini ym. 2015.) MEP-vasteen koko riippuu suurelta osin kortikospinaalisesta herkkydestä (Power ym. 2013), mikä tarkoittaa motorisen aivokuoren ja spinaalisen motoneuronialtaan herkkyyttä (Tokuno ym. 2009). MEP vasteen kokoon vaikuttavat Rösslerin ym. (2008) mukaan myös suurilla intensiteeteillä stimuloitaessa D- ja I-aaltojen vaihtelevalla määrällä (Rössler ym. 2008), vuorokausirytmillä, hormonit ja kuukautiskierto (Leung ym. 2018), koehenkilön vireystila, lihaksen esijännitys tai jopa ajattelemisen (Power ym. 2013). Lihaksen esiaktiivisuus johtaa kortikospinaalisen radan herkistymiseen ja spinaaliseen inhibitioon jo ennen varsinaista lihasaktiivisuutta (Power ym. 2013), mikä suurentaa MEP vastetta ja laskee MEP:n latenssia. (Möller ym. 2009). Häiriön suunta vaikuttaa soleus-lihaksesta mitattuun MEP vasteeseen. Tokuno ym. (2009) tutkimuksessa havaittiin normaalin seisonnan aikana eteenpäin huojumisen lisäävän soleus-



lihaksen MEP vasteen kokoa, kun verrattiin taaksepäin huojuntaan, kun taas tibialis-anterior-lihaksella vaste pieneni.

Kortikaalinen inhibitio SP (Silent Period – hiljainen jakso) ilmenee MEP vasteen jälkeen etenkin koehenkilön jännittäessä kohdelihasta mittauksen aikana. Yksi selittävä tekijä inhibition esiintymiselle on stimuluksen voimakkuus. Säisänen ym. (2008) tutkimusryhmineen havaitsi tutkimuksissa suuremman stimulusintensiteetin kasvattavan SP kestoaikaa, kun taas lihaksen supistumisvoimakkuudella ei ole merkitystä. Hiljaiseen jaksoon vaikuttavat sekä selkäydin- että kortikaalisen tason ohjaus- palautemekanismit. TMS mittauksissa on havaittu, että spinaaliset mekanismit aiheuttavat MEP:n jälkeen hiljaisen jakson alun ja myöhemmin se olisi aivojen motorisen alueen (M1) aiheuttamaa. Hiljaisen jakson kesto saattaa olla jopa 100–300 ms. (Rossini ym. 2015)

Oikea TMS stimulointipaikka etsitään yksipulssimenetelmässä kokeilemalla. Hotspotin etsimisessä suositellaan kymmenen hyväksytyä MEP-vastetta mutta 5 on myös todettu luotettavaksi määräksi. (Cavaleri ym. 2017; Ilmoniemi ym. 1999.) MEP vasteet raportoidaan yleensä maksimaaliseen M-aaltoon suhteutettuna ( $MEP/M_{MAXpseudo}$ ) pseudo-monopolaarisella kytkennällä, jolloin saadaan MEP vasteet analysoitua pienemmällä stimulointi-intensiteetillä. (Kirk ym. 2019)

TMS:n on raportoitu olevan luotettava yläraajamittauksissa (Maeda ym. 2002; Wassermann, 2002; Kamen, 2004; Ngomo ym. 2012) sekä alaraajamittauksissa staattisessa seisomatilanteessa (Tallent ym. 2012) ja isometrisen supistumisen aikana (Luc ym. 2014; Temesi ym. 2017). Tehtävän vaikeutuessa isometrisestä polven ojennuksesta kyykkytehtävään havaittiin luotettavuuden laskua (Proessl ym. 2021). Thomas ym. (2016) tekivät havainnon aktiivisen lihassupistuksen aikana mitattujen vasteiden vaihtelun vähenevän verrattuna passiivisen levon aikana mitattuihin vasteisiin (Thomas ym. 2016). MEP:n mittausten luotettavuudessa on myös paljon vaihtelua riippuen mittausprotokollasta (Cavaleri ym. 2017). Aiemmissä tutkimuksissa, (Taube ym. 2007; Wälchli ym. 2017; Fujio ym. 2019) missä on tutkittu tasapainohäiriöitä eteen-taakse-suunnassa, on käytetty häiriön amplitudina maksimissaan 15 cm. Hu ym. (2022) vertasivat MEP vasteita kahden eri mittausseesion välillä

dynaamisen, suuren amplitudin (30 cm, 2,5 m/s<sup>2</sup>) tasapainohäiriön aikana viiveillä 10 ms, 40 ms, 80 ms ja 140 ms niiden osoittavan erinomaista luotettavuutta. MEP vasteet mitattiin häiriön tullessa taakse-suuntaan. (Hu ym. 2022)

TMS mittauksen luotettavuuden on todettu heikkenevän, kun mittausseSSIoiden väli on yli 72 tuntia. Mittausten luotettavuuden varmistamiseksi MEP-vasteita tulisi analysoida vähintään viisi hyväksyttyä suoritusta jokaisesta mittauksesta. Toisaalta on myös todettu 10 vasteen lisäävän luotettavuutta varsinkin, jos tutkitaan alaraajojen vasteita tai mittausärsykkeet ovat vaihtelevia. (Cavaleri ym. 2017)

TMS- mittausmenetelmien luotettavuudesta dynaamisessa suuren amplitudin häiriössä ei ole tällä hetkellä riittävästi tutkimuksia. Taube ym. (2007) ja Fujio ym. (2019) ovat tutkineet MEP menetelmällä interventiossa ryhmien välisiä eroja. Hu ym. (2022) tutkivat MEP:n avulla dynaamisen tasapainon aikaisia taaksepäin suuntautuneita häiriöitä 4:llä eri viiveellä 35ms, 65ms, 105ms ja 135ms. Tulokset osoittivat menetelmän olevan luotettava testipäivien välillä. MEP osalta levossa sekä kaikilla viiveillä dynaamisessa tilanteessa ICC korrelaatio oli yli 0,9. (Hu ym. 2022.)

### **3.3 Tasapainon aistijärjestelmät**

Tasainojärjestelmä koostuu ennakoivista, havainnoivista ja reaktiivisista mekanismeista. Tasapainon ylläpitämiseen vaikuttaa kolme aistijärjestelmää. Reseptorit keräävät kaikilta aistijärjestelmiltä tietoa mikä lähetetään afferentteja hermoratoja pitkin keskushermostoon. Visuaalinen järjestelmä perustuu näkökykyyn, vestibulaarijärjestelmä sisäkorvassa olevaan tasapainoelimen toimintaan ja somatosensorinen järjestelmä lihasten ja nivelten proprioceptorien sekä ihon reseptoreiden toimintaan. (Huxham ym. 2001)

Tasapainojärjestelmä voidaan jakaa myös perifeeriseen ja sentraaliseen osaan, jossa perifeerisen järjestelmän tehtävänä on asennon- ja liikkeen aistiminen sekä tiedonkeruu sensorisilta reseptoreilta. Sentraalinen osa vastaanottaa reseptoreilta saatua tietoa ja järjestellee

sitä. Suurin osa tasapainojärjestelmän toiminnoista on tiedostamattomia. Tietoinen tasapainon säätely vaatii suoritukseen keskittymisen, koska käsky annetaan primaariselta motoriselta aivokuorelta. Sitä ennen tiedon prosessointi kulkee selkäytimen ja näkökukkulan kautta aivokuorelle. (Taube ym. 2006)

### **3.3.1 Somatosensorinen järjestelmä**

Proprioseptori voi olla mikä tahansa asennon hahmottamiseen tai kehon mekaaniseen toimintaan liittyvä aisti- tai tuntoelin mikä lähettää tietoa keskushermostolle. Ne toimivat refleksien käynnistäjinä. Proprioseptorit ovat uusien liiketaitojen oppimisen kannalta tärkeitä (Flament ym. 1996). Nopeat venytykset tai liian kovat törmäysvoimat saavat sensorisen järjestelmän tuottamaan lihasta inhiboivaa tai eksitoivaa käskytystä, jolloin proprioseptorit suojaavat lihaksia vaurioilta (Pirainen ym. 2012).

Sensorisen järjestelmän tarkoituksena on tuottaa jatkuvaa tietoa asennon tilasta, jotta lihakset pystyisivät toimimaan lihasten supistumisen ajoituksen ja koordinaation puolesta oikeaan aikaan ja oikealla intensiteetillä. Somatosensorisessa järjestelmässä vallitsee hierarkkinen järjestys tasapainokontrollissa. Ensimmäisenä lyhimmillä vasteajalla toimii selkäydinrefleksijärjestelmä. Refleksit tapahtuvat yhden synapsin kautta, jonka viiveet ovat häiriöstä alle 50ms. Toisena refleksien jälkeen tapahtuu pitemmän viiveen automaattiset tasapainoa korjaavat refleksit ja kolmantena mekanismit, joihin liittyy kaikkien tasapainon aistijärjestelmien yhteistä tietoa sekä tahdonalaista lihasten käskytystä. (Woollacott ym. 1986)

### **3.3.2 Visuaalinen järjestelmä**

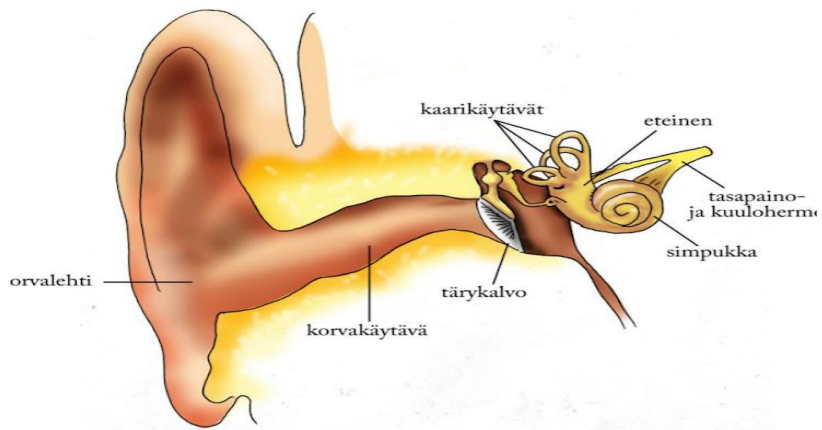
Visuaalinen järjestelmä perustuu näkökykyyn. Silmän verkkokalvolla on näköreseptoreita, jotka vastaanottavat silmän aistinelimen, silmämunan kautta tulevaa tietoa. Tieto prosessoidaan primaarisella näköaivokuorella. Näköaivokuoren neuronit käsittelevät visuaalista informaatio vaaka- ja pystylinjojen kautta. Asennon ja paikan havainnoinnin kannalta niillä on suuri merkitys. (Patla, 1997.) Näkökyky on aisteista dominoivin ja ihminen luottaa

tasapainojärjestelmistä eniten näkökykyyn tasapainon säätelyssä. Näköinformaation avulla pystytään liikettä ennakoimaan ja ajoittamaan oikein. (Gaerlan ym. 2012.) Dynaamisessa tilanteessa näkökyvyn avulla voidaan ennakoida tulevia asennon muutoksia. Staattisessa on verrattu silmät auki tilannetta silmät kiinni -tilanteeseen, on tehty havainto, että huojunnan määrä kasvaa vain hieman. (Braun ym. 2011.) Näkökyky ohjaa liikkumista ympäristön havainnoilla. Visuaalinen tieto ympäristöstä ja mutta myös kehon asennosta ja liikkeestä on tärkeämpi kuin muista aistijärjestelmistä. Näkökyvyn perusteella tehdään liikkumisen strategiaa ja reitin valintaan. (Patla, 1997.)

### **3.3.3 Vestibulaarijärjestelmä**

Kuvassa 6 nähdään vestibulaarijärjestelmään kuuluvat sisäkorvan tasapainoelimet, joita ovat kolme kaarikäytävää (anteriorinen, posteriorinen ja lateraalinen) ja kaksi otoliittielintä. Kaarikäytävissä olevat liikereseptorit aistivat värekarvallisten solujen avulla liiketilän muutoksia somaattiselle lihaksistolle. (Purves 2004, 333–334) Liikereseptorit havaitsevat painovoiman, liikkeen kiihtymisen, suunnanmuutoksen ja pysähtymisen aiheuttamat muutokset. Soikea- ja pyöreä otoliittielin ovat kalvopusseja, joiden sisällä on karvasoluja. Tiedot vestibulaarijärjestelmän kaaritiehyeiden, pyöreän sekä soikean rakkulan reseptoreilta välittyvät 8. aivohermoa (ts. tasapainohermo) pitkin ydinjatkeeseen, jossa sen aksonit synaptoituvat tasapainotumakkeiden kanssa. (Purves 2004, 315–335.) Vestibulaarijärjestelmä on reaktiivinen ohjausmekanismi, minkä tasapainovasteet ovat pääasiassa polysynaptisia spinaalisia refleksejä sekä supraspinaalisia vasteita (Woollacot ja Tang, 1997).

Vestibulaarijärjestelmä tukee muita tasapainoaisteja. Järjestelmä ohjaa hermoston kautta tasapainoa kompensoivia silmän liikkeitä ja pitää katseen vakaana, jolloin liikkeen aikainen katseen kohdistaminen on mahdollista. (D'silva ym. 2016.) Tätä mekanismia kutsutaan vestibulo-okulaarirefleksiksi (St. George ym. 2011). Heikentynyt vestibulaarijärjestelmän kontrolli voi aiheuttaa tasapaino-ongelmia. Ongelmat korostuvat haastavammassa ympäristössä kuten hämärässä tai epätasaisella alustalla. Se kertoo myös siitä, kuinka kaikki tasapainon aistijärjestelmät vaikuttavat asennonhallintaan. (Purves 2004, s.315–335.)



Kuva 6. Vestibulaarijärjestelmän rakenne. Kuvassa näkyvät sisäkorvassa sijaitsevat vestibulaarijärjestelmän tärkeät osat: kaarikäytävät, korvasimpukka ja sisäkorvan eteinen. (Haug, 1999)

## 4 TASAPAINO

Tasapaino perustuu nousevaan hierarkkiseen järjestykseen. Motorinen kontrolli toimii nopeusjärjestyksessä missä ensimmäisinä toimivat tiedostamattomasti venytysrefleksit. Niitä seuraa spinaalisen ohjauksen ja yhdessä palautejärjestelmän aikaansaamat vasteet. Refleksejä seuraa opitut liikemallit, minkä säätelyyn osallistuu mm. aivorunko ja pikkuaivot. Viimeisenä tulee tietoinen tahdonalainen toiminta mitä ohjataan motoriselta aivokuorelta. (Woollacott & Shumway-Cook, 1990.) Tasapainon hallinnan arvioinnissa tai tutkimuksissa tyypillisimpiä käytettyjä metodeja ovat dynaamiset testit, staattiset testit ja erilaiset toiminnalliset testit. Testejä voidaan tehdä silmät auki tai silmät kiinni. Keho huojuu luonnollisesti jatkuvasti hieman eteen-taakse suunnassa. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007.) Tasapainon hallinnassa käytetään kolmea eri strategiaa: nilkka-, lonkka- ja askelstrategiaa. Nilkkastrategiaa käytetään yleensä pienissä ja hitaissa häiriöissä, lonkkastrategiaa keskisuurissa häiriöissä ja askelstrategiaa suurissa häiriöissä. (Granacher ym. 2011.) Hyvät nilkan ja reiden lihasvoimatasot auttavat tasapainostrategian valinnassa. Lihasvoimatasojen heikkous alaraajoissa voi lisätä kaatumisriskiä (Jadelis ym. 2001) ja alentunut voimantuottonopeus voi aiheuttaa tasapainon heikentymistä (Orr ym. 2008). Heikko tasapainon hallintakyky saa tasapainoa korjaavan nopean refleksinomaisen lihasvasteen tapahtumaan liian myöhään. Kehon painopiste on jo siirtynyt tukipinnan ulkopuolelle, jolloin ainut vaihtoehto on siirtyä suoraan askelstrategiaan. (Granacher ym. 2011.) Kaatumispelko voi johtaa lonkkastrategian lisääntyneeseen käyttöön (Horak, 2006).

### 4.1 Staattinen tasapaino

Staattinen tasapaino määritellään tyypillisesti voimalevyn päällä seisten tukipinnan ollessa vakaana. Paikallaan seistessä tapahtuu huojuntaa eteen-taakse- ja sivusuunnassa puolelta toiselle, jolloin kehon massakeskipiste (Center of Mass; COM) liikkuu. (Spiriduso, 1995.) Tavoitteena on, ettei henkilön tarvitse ottaa askelta eli muuttaa kehon tukipintaa (Base of support; BOS) (Horak 1987; 2006). Staattista tasapainoa voidaan myös tutkia muuttamalla

tukipinnan materiaalia (Siriphorn ym. 2016). Staattisen tasapainon aikana tarvitaan pääasiassa nilkan lihasten aktiivisuutta (Woollacott ja Tang 1997).

Painekeskipisteen (COP) muutosta käytetään staattisen tasapainon mittauksissa indikaattorina huojunnan määrästä (Zemkova, 2011). Huojunnan määrään vaikuttaa myös tehdäänkö suoritus silmät auki vai silmät kiinni. Somatosensorisella järjestelmällä on ensisijainen ja tärkein rooli paikallaan seistessä mutta esimerkiksi visuaalisen järjestelmän tärkeyttä tasapainon ylläpidossa voidaan havaita laittamalla silmät kiinni. Eri aistijärjestelmien suhteellinen merkitys tasapainokykyyn vaihtelee yksilöllisesti. Jonkin aistin heikkeneminen voi johtaa toisen aistin merkityksen lisääntymiseen. (Horak, 1987; Woollacott & Shumway-Cook, 1996.)

Huxham ym. (2001) ovat koonneet tutkimuksessa helppoja ja toistettavia tasapainotestejä. Ne koostuvat eri tehtävistä, niin staattisista kuin dynaamisista ja niitä suoritetaan eri tavoilla. Nämä soveltuvat helppokäyttöisyyden ja toistettavuuden vuoksi esim. terveydenhuollon käyttöön (Huxham ym. 2001), mm Bergin testi on todettu luotettavaksi testiksi ja se on yleisesti hyväksytty (gold standard) menetelmä tasapainon testauksessa (Pickenbrock ym. 2016). Täytyy kuitenkin huomioda, että testit ovat staattisia seisontatehtäviä, eivätkä ne kerro välttämättä dynaamisesta tilanteesta (Huxham ym. 2001).

## **4.2 Dynaaminen tasapaino**

Tasapainokyvyn ylläpitoon vaaditaan 4 eri perustehtävää: (1) jatkuvan liikkeen luominen, (2) liikkeen jatkuminen, (3) sopeutumiskyky ympäristössä ja (4) liikkeen aloittaminen ja lopettaminen (Woollacott & Tang, 1997). Dynaamisen tasapainon hallinnassa sekä kehon painopiste, että tukipinta liikkuu. Tasapainokyvyn tehtävänä on säilyttää asento vakaana ja pienentää kaatumisriskiä. (Winter ym. 1990.) Dynaamisen tasapainon ylläpito on hyvin tehtäväriippuvainen. Eri tilanteissa strategian valinta voi olla erilainen. Tasapainokykyyn vaikuttavia tekijöitä ovat esimerkiksi ympäristö, kehonkoostumus, harjoittelutausta, vammat, ikä ja mielentila. (Paillard, 2017.) Proprioseptiikan herkkyyden ja hermoston johtumisnopeuden heikkeneminen voi vaikuttaa tasapainokontrolliin (Miwa ym. 1995).

Hermostolliset muutokset aiheuttavat muutoksia luonnollisiin refleksivasteisiin (Scaglioni ym. 2002). Äkillisissä dynaamisissa tasapainohäiriöissä etenkin somatosensorinen järjestelmä on entistä tärkeämmässä roolissa, minkä ansiosta lihakset saavat toimintakäskyjä nopeasti tasapainohäiriön aikana (Horak ym, 1994).

Tasapainokyvyn tutkiminen testiympäristössä ei pidä suoraan verrata oikeaan ympäristöön. Testiympäristössä voidaan tutkia eri aistijärjestelmien vaikutuksia esimerkiksi sulkemalla joitakin aisteja pois tai heikentämällä niiden vaikutusta. Kävelyn aikana ollaan suurimman osan ajasta yhden jalan varassa ja kehon tukipinta on ulkona kehon mediaalirajasta. Lisäksi kehon painopiste on melko korkealla johtuen pystyasennosta. Patlan (1993) mukaan monet kaatumiset aiheutuvat heikentyneen näkökyvyn vuoksi, jolloin ei saada riittävästi ennakkotietoa ympäristöstä. (Patla 1993; Woollacot ja Tang, 1997.)

Dynaamisen tasapainon mittaamiseen on rakennettu erilaisia tutkimuslaitteistoja. Allum ym. (2002) käytti ryhmien välisen tasapainon vertailuun pyörivää (lateraalissa suunnassa) ja putoavaa (eteen-taakse suunnassa) alustaa eri kombinaatioilla tasapainohäiriöissä. Häiriöiden välisinä viiveinä käytettiin 5–20 sekuntia sarjan sisällä. Piirainen ym. (2010; 2012; 2014) käyttivät laitteistossa metallisen rakenteen päälle asennettua voimalevyä. Laitteistolla annettiin häiriö eteen-, taakse- tai sivusuunnassa pudottamalla levyn reunaa äkillisesti 12,5 cm alaspäin. Laitteistolla havaittiin vaakasuuntaisen (eteen-taakse) häiriön mittaamisen olevan oleellisempi tasapainon kannalta kuin pystysuuntaisen. (Piirainen, 2014) Mirandan ym. (2019) dynaamisen tasapainon tutkimuksessa käytettiin eteen ja taaksepäin putoavaa alustaa. Sturnieks ym. (2012) aiheuttivat tasapainohäiriön vyötäröön kiinnitetyn narujärjestelmän avulla. Tasapainohäiriöitä annettiin lateraali- sekä eteen ja taakse –suuntiin. Tutkimuksessa mitattiin korjaavien askelten määrää. (Sturnieks ym. 2012) Edestakaisin liikkuvaa alustaa käytettiin useissa tutkimuksissa (Taube ym. 2007; Piirainen ym. 2013; Hu ym. 2022; Nevanperä ym. 2023). Voimalevyiltä mitataan COP-siirtymä sekä -nopeus molempiin, suuntiin ennen suoritusta (100 ms aikaikkuna), suorituksen aikana (1000 ms) ja suorituksen jälkeen (500 ms).



## 5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Pro\_Gradu -tutkimuksessa mitattiin motorisen aivokuoren aktiivisuutta (MEP) magneettistimulaation avulla sekä selkäydintason hermostollista aktiivisuutta (Hoffmann-refleksi) sähköstimulaation avulla äkillisesti tulevien tasapainohäiriöiden aikana. Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää näiden menetelmien toistettavuus. Koehenkilöt suorittivat kaksi mittauskertaa. Mittaustuloksia verrattiin 1. ja 2. mittauskertojen välillä.

### 5.1 Tutkimuskysymykset

1. Onko H-refleksi (Hoffmann-refleksi) vasteen mittaus toistettava dynaamisen eteen-taakse suuntautuvien tasapainohäiriöiden aikana?
2. Onko magneettistimulaation (TMS) avulla mitattavat MEP vasteen mittaus toistettava dynaamisen eteen-taakse suuntautuvien tasapainohäiriöiden aikana?

### 5.2 Hypoteesit tutkimuskysymyksille

1. H-refleksimenetelmän toistettavuus on todettu hyväksi seisten (Hopkins ym. 2000; Palmieri ym. 2002) ja istuen (Al Amer ym. 2022). Dynaamisessa tilanteessa on havaittu toistettavuuden olevan hyvällä tasolla taakse suunnassa. (Hu ym. 2022; Nevanperä, 2023) Oletetaan toistettavuuden olevan hyvällä tasolla molempiin häiriön suuntiin, vaikka eteen suuntaisessa häiriössä soleus-lihaksessa voidaan havaita antagonistilihaksen inhibitiota, missä voi esiintyä vaihteluita eri viiveillä dynaamisessa tilanteessa mitattuna (Morita ym. 2001).
2. TMS menetelmällä on saatu luotettavia tuloksia isometrisessä tilanteessa (Luc ym. 2014; Temesi ym. 2017). Aktiivisen lihaksen on todettu vähentävän vasteen vaihtelua (Thomas ym. 2016). Siitä syystä myös lyhyen latenssin vasteiden näkyessä menetelmän oletetaan olevan toistettava. Pidemmällä viiveillä tahdonalainen aktiivisuus lisääntyy,

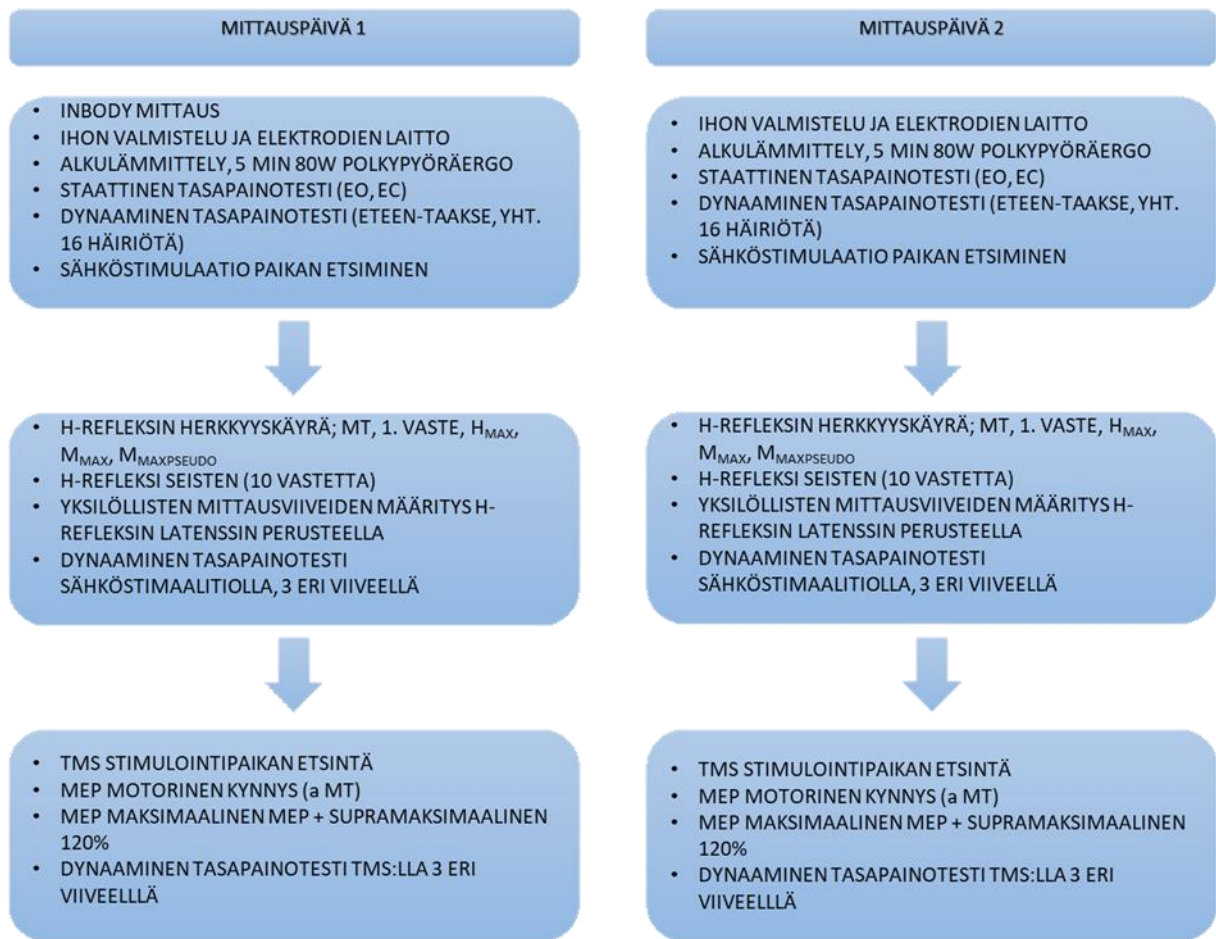
jolloin MEP vasteen amplitudin oletetaan kasvavan taaksepäin tulevissa häiriöissä (Taube ym. 2006). Eteenpäin häiriöissä tuloksiin saattaa vaikuttaa vastavaikuttajalihaksen, tibiaalis-anteriorin inhibioiva vaikutus soleus-lihakselle (Tokuno ym. (2009). Dynaamisessa tilanteessa on saatu luotettavia tuloksia taakse suuntaan useilla eri viiveillä (Hu ym. 2022).

## 6 MENETELMÄT

Tutkimukseen rekrytoitiin yhdeksän 20 – 40-vuotiasta (taulukko 2.) perustervettä (ei sydän- ja verisuonisairauksia, ei korkea verenpainetta eikä tuki- ja liikuntaelinten vammoja), ei aktiiviurheilutaustaa, joista naisia oli H-refleksimittauksissa 6 ja miehiä 3 (n=6+3). MEP mittausten otoskoko oli 5 naista ja 3 miestä (n=5+3) yhden jättäessä tutkimuksen kesken H-refleksimittausten jälkeen aikatauluongelmien vuoksi. Rekrytoinnit suoritettiin sosiaalisen median, ilmoitustauluilmoitusten ja suoran henkilörekrytoinnin kautta. Tutkittaville tehtiin terveystarkastus, jolla kartoitettiin tuki- ja liikuntaelinten toimintakunto ja soveltuvuus tutkimukseen. Tutkittavat perehdytettiin tutkimusprotokollaan (kuva 7.) ennen tutkimusta ja heille kerrottiin kaikista tutkimuksen vaiheista. Tutkimukseen osallistuminen oli vapaaehtoista ja koehenkilö sai keskeyttää tutkimuksen omalla ilmoituksella ilman perusteltua syytä.

TAULUKKO 2. Tutkittavien ikä, paino, pituus ja BMI sekä niiden keskiarvot ja -hajonnat koko otoksen osalta.

	Ikä (v)	Paino (kg)	Pituus (cm)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
Tutkittavat (n=9)	31,5+-7,0	76,1+-16,4	170,6+-11,5	26,0+-4,5



Kuva 7. Mittausprotokolla 1. ja 2. mittauspäivänä. Mittaukset on esitetty kronologisessa järjestyksessä. Mittaussession kesto oli n. 3 h/testattava.

## 6.1 Mittausmenetelmät

### 6.1.1 Ihon valmistelu ja EMG elektrodien asennus (Elektromyografia, EMG)

Lihaksen sähköistä aktiivisuutta (EMG) mitattiin bipolaari pintaelektrodeilla (Blue Sensor N ECG Electrodes, Ambu, Malesia) oikean jalan soleus (SOL), tibialis anterior (TA) ja medial gastrocnemius (MG) -lihaksista. Ennen elektrodien kiinnitystä ihon pinta valmisteltiin ajamalla ihokarvat pois partahöylällä, kuollut ihosolukko hiottiin pois hiomapaperilla sekä puhdistettiin

desinfiointiaineella (Neo-Amisept, Orion Pharma). Elektrodit (2 kpl) kiinnitettiin lihaksen pintaan SENIAMin ohjeiden mukaisesti paikkoihin, 2 cm välein toisistaan. Elektrodien paikat mitattiin alemman elektrodin keskelle, elektrodien kiinnityksen jälkeen elektrodien välinen impedanssi mitattiin (yleismittari, MY64, Mastech). Impedanssin ollessa alle 10 k $\Omega$ , elektrodeilla todettiin olevan riittävän hyvä ihokontakti. EMG keräys suoritettiin Neurolog -laitteella (Neurolog, Digitimer Ltd, Hertfordshire, England), jossa se vahvistettiin 1000-kertaiseksi. Näytteenottotaajuutena käytettiin 1000 Hz, vahvistuksena 500-kertaiseksi ja kaistanpäästösuodatuksena 10–500 Hz. Suodatuksen jälkeen mittausdata muutettiin digitaaliseen muotoon A/D-muuntimella (CED Power1401; Cambridge Electronic Design, Cambridge, United Kingdom). Datan käsittely tehtiin Spike 2 (versio 5.07) -ohjelmalla (Cambridge Electronic Design, Cambridge, United Kingdom). Tutkimuksessa mitattiin sähköistä aktiivisuutta soleus, tibialis anterior ja medial gastrocnemius -lihaksista. Tässä työssä analysoitiin vain soleus-lihaksen EMG vasteet.

### **6.1.2 Staattinen tasapaino**

Ihon valmistelun ja elektrodien asettamisen jälkeen suoritettiin 5 minuutin alkulämmittely polkupyöräergometrillä (Ergomedic, Monark, Ruotsi) 80 W -kuormalla tasaisella nopeudella. Alkulämmittelyn jälkeen kiinnitettiin Neurolog -laitteen mittausjohdot EMG elektrodeihin ja tarkistettiin oikeinkytkentä, sekä varmistettiin ettei taustakohinaa ole liikaa. Staattinen tasapainotesti suoritettiin tasapainolevyllä (HUR, Kokkola, Suomi). Staattisessa testissä seisottiin paikallaan tasapainolevyn päällä 60 sekuntia, joista ensimmäiset 30 sekuntia silmät auki ja viimeiset 30 sekuntia mittaajan käskystä silmät kiinni. Katse kohdistettiin noin 4 metrin päässä seinässä olevaan kiintopisteeseen. Staattisessa tasapainotestissä mitattiin huojuntaa sekä samaan aikaan lihasten sähköistä aktiivisuutta EMG:lla. Tutkimuksessa ei analysoitu staattisen tasapainotestin tuloksia.

### 6.1.3 Dynaaminen tasapaino

Dynaamista tasapainoa mitattiin tasapainohäiriölaitteella (Jyväskylän yliopisto, Vuokatti, Suomi) jonka päälle oli asetettu HUR:n tasapainolevy (Hu ym. 2023; Piirainen ym. 2013). Koehenkilölle puettiin testauslaitteen yläpuolelle kiinnitetyt turvavaljaat. Levyä liikuteltiin eteen - taakse -suunnassa. Dynaamisen tasapainon testaaminen aloitettiin kahdella totutteluserjalla. Niihin sisältyi 10 tasapainohäiriötä nopeuksilla 10, 13, 16, 19 ja 22 cm/s. Totutteluserjat alkoivat hitailla häiriöillä ja nopeutuivat loppua kohti. Kaikissa testisarjoissa sekä varsinaisissa hitaissa ja nopeissa tasapainotesteissä häiriöiden väliset viiveet olivat 6–9 s ja häiriön amplitudi 300 mm. Tasapainotestissä häiriön nopeuksina käytettiin 10 cm/s hitaissa testeissä, ja 22 cm/s nopeissa testeissä. Nopeissa häiriöissä kiihtyvyys oli  $4 \text{ cm/s}^2$  ja jarrutus  $1 \text{ cm/s}^2$ . Kumpaankin, sekä hitaaseen että nopeaan dynaamiseen tasapainotestiin sisältyi 16 tasapainohäiriötä (8 eteen- ja 8 taaksepäin). Testien aikana mitattiin EMG-datasta lihasten esiaktiivisuus 100 ms ennen häiriötä, venytysrefleksivasteet sekä painekeskapisteen muutokset (COP) huipusta - huippuun arvoina ennen häiriötä (pre), häiriön aikana (akt) ja häiriön jälkeen (post) sekä huojuntanopeuden keskiarvo tasapainohäiriön aktiivisen vaiheen aikana. Tasapainodatan analysoinnissa käytettiin näytteenottotaajuutena 400 Hz. COP-arvot analysoitiin huipusta – huippuun arvoina nopeuskäyrästä 1 sekunti ennen tasapainohäiriötä, 1 sekunnin aikaikkunalla aktiivisen vaiheen aikana sekä 1 sekunti häiriön jälkeen (pre, akt ja post). Lisäksi analysoitiin 1 sekunnin keskiarvo nopeuskäyrästä aktiivisesta häiriön aikana (akt). Tässä tutkimustyössä ei analysoitu ja raportoitu luonnollisia venytysrefleksivasteita eikä hitaita dynaamisia tasapainotestejä.

### 6.1.4 Sähköstimulaatio, H-refleksivasteet

Sähköstimuloinnit aloitettiin bipolaarisella kytkennällä liittämällä pateellaan päällä oleva anodi simulaattoriin. Mittaajan suoritti stimulaatiopaikan etsimisen pitäen katodia (1,5 cm x 1,5 cm) kädessä. Se painettiin kevyesti polvitaivekuoppaan, jossa säärihermo kulkee lähellä ihon pintaa. Koehenkilön seistessä, aloitettiin oikean stimulaatiopaikan etsiminen H-refleksin avulla antamalla 0,2 ms kanttiaaltostimuluksia pienellä n. 10 mA stimulaatio intensiteetillä ja

tallennettiin samalla EMG soleus-lihaksesta. H-refleksin havaittua, merkattiin katodin paikka tussilla ja kiinnitettiin katodi teippaamalla ihoon.

H-refleksin herkkyyskäyrä alettiin tekemään tutkittavan seistessä pienellä stimulusintensiteetilla, millä aiemmin löydettiin H-refleksi. Sen jälkeen nostettiin stimulaatio intensiteettiä 1 mA kerralla niin kauan, kunnes saatiin näkyviin H-refleksin maksimiarvo. H-refleksin maksimiarvosta kirjattiin amplitudi  $H_{MAX}$ , sen stimulaatiointensiteetti,  $H_{MAX}$  aikainen M-aalto. Intensiteettiä nostettiin sen jälkeen 5 mA pykälissä niin kauan, ettei M-aalto enää kasvanut. Kirjattiin maksimaalinen M-aalto ( $M_{MAX}$ ) ja sen stimulaatiointensiteetti. Lopuksi muutettiin kytkentä pseudopolaariseksi ja annettiin supramaksimaalinen stimulaatio 120 %  $M_{MAX}$ -stimulaatiointensiteetistä. Kirjattiin ylös pseudopolaarinen M-aallon maksimiarvo  $M_{MAXpseudo}$ . Pseudopolaarista arvoa käytettiin MEP suhteiden analysoinneissa. Maksimi M-aallosta laskettiin 5 % (+-3,5 %) arvo ( $M_{MAX5\%}$ ), minkä vaihteluväliin sähköstimuloinnin kanssa tehdyt tasapainohäiriön aikaiset vasteet pyrittiin pitämään. Tarkastettiin lasketun M-aallon olevan pienempi kuin maksimaalisen H-refleksin aikaisen M-aallon arvo, jotta varmistetaan stimuloinnin osuvan H-refleksin nousevalle käyrälle. (Taube ym. 2006) Annettiin 10 kpl onnistuneita sähköstimuluksia 5 % intensiteetillä, jolla M-aalto osuu vaihteluvälin sisälle.

Ennen testejä mitattiin latenssiaika H-refleksin huippuun. Arvo otettiin jokaiselle koehenkilölle yksilöllisesti 0-kohdasta ylemmän piikin korkeimpaan kohtaan, arvon ollessa n. 40 ms. Lyhyen latenssin stimulointiviive laskettiin vähentämällä 40ms ensimmäisestä EMG vasteen latenssijasta, jolloin H-refleksi vaste saatiin osumaan ensimmäisen EMG vasteen kohdalle Pitkä stimulointiviive (MLR+120) saatiin lisäämällä laskettuun MLR-viiveeseen 120 ms. MLR-viive oli tyypillisesti alustan liikkeelle lähdöstä n. 80 ms ja MLR+120-viiveellä n. 200 ms. Alustan kellopulssin ja nilkan venytyksen välinen viive todettiin olevan 25 ms (Hu ym. 2022), jolloin todelliset viiveen nilkan liikkeen alun ja stimulaatiopisteiden välillä oli ~55ms (MLR) ja ~175ms (MLR+120ms)

Dynaamiset tasapainotestit sähköstimulointien kanssa tehtiin nopeilla häiriöillä (viiveiden järjestyksessä 175, 55, 0ms). Koehenkilöille tuotettiin yhteensä 96–150 häiriötä riippuen siitä,

kuinka hyvin stimulaatiot osuivat vaihteluväliin. Jos testin aikana ei saatu riittävästi onnistuneita tuloksia, suoritettiin lisäsarja 16 häiriön protokollalla (8 eteen ja 8 taakse). Testin aikana mittaja joutui säätämään stimulaatiointensiteettiä pienemmälle tai isommalle riippuen siitä oliko arvot liian suuria tai pieniä.

Tuloksista analysoitiin kahden mittauskerran välinen toistettavuus,  $H/M_{MAX5\%}$  -arvot eri viiveiltä sekä eteen että taakse suuntaan. Näistä voidaan saada tietoa spinaalisen tason aktiivisuudesta ja -motorisesta kontrollista tasapainohäiriön aikana.

### **6.1.5 Transkraniaalinen magneettistimulaatio, MEP-vasteet**

Sähköstimulaatiotestien jälkeen koehenkilö laitettiin istumaan penkille jalkapohjat lattiaa vasten. Samaan aikaan koehenkilölle asetettiin päähän ihonmyötäinen uimalakki mihin piirrettiin ristiin menevät viivat korvakäytävän kohdalta ja pään mediaalitason kohdalle. Uimalakkeja oli useita eri kokoisia mistä valittiin sopiva koehenkilön mukaan. Paikan määrittely saatiin kokeilemalla antamalla yksi pulssi TMS-laitteella (Magstim, Whitland, United Kingdom) 8-muotoisella käämillä magneettistimulaatioita liikeaivokuorelle n. 10 sekunnin välein 40 % laitteen maksimaalisesta stimulaatiointensiteetistä. Käämiä siirrettiin päälle siihen suuntaan mistä havaittiin suurimmat MEP-vasteet. Oikea stimulaatiopaikka havaittiin sagittaalitason vasemmalla (EMG elektrodien ollessa oikeassa jalassa) puolen ja hieman korvakäytävien linjan posteriorisella puolella. Paikka merkattiin tussilla uimalakkiin, piirtämällä kelan keskikohta ja muoto lakin pintaan. Kela kiinnitettiin päähän toisella uimalakilla, jossa oli kiinteä leuan alta menevä hihna. Uimalakin päällä oli reikä, josta stimulointikelan kaapeli saatiin ulos.

Motorisen kynnyksen (aMT) määrittäminen seisten (Rossini ym. 2015). Stimulaatiot aloitettiin pienellä intensiteetillä 20 % laitteen maksimi intensiteetistä. Intensiteettiä nostettiin, kunnes saatiin vähintään kolme vastetta viidestä vasteesta näkymään. Motorisen kynnyksen intensiteetti kirjattiin ylös ja laskettiin tasapainotestin stimulaatiointensiteetiksi 120 % MT-kynnyksestä.



Mittausviiveinä käytettiin H-refleksin latenssista laskettuja yksilöllisiä. Laskettiin pohdintaa varten tasapainohäiriön aikaiset todelliset TMS viiveet nilkan liikkeen alkamisesta. MEP todelliset stimulointiviiveet olivat n. 10 ms pidempiä H-refleksiin verrattuna niiden ollessa 0-, n. 55- ja n. 175 ms. TMS mittauksissa käytettiin samaa testiprotokollaa kuin dynaamisen tasapainotestin aikana (8 eteen ja 8 taakse). Testit aloitettiin nopeilla häiriöillä (viiveiden järjestyksessä 175, 55 ja 0 ms). Koehenkilöille tuotettiin yhteensä 96 häiriötä MEP 120 % intensiteetillä. Testiprotokollana käytettiin samaa 16 häiriön sarjaa kuin H-reflekseillä.

Tuloksista analysoitiin kahden mittaukerran välinen toistettavuus,  $MEP/M_{MAXpseudo}$  -arvot eri viiveiltä sekä eteen että taakse suuntaan. MEP arvot suhteutettiin pseudopolaarisella kytkennällä stimuloituun maksimaaliseen M-arvoon. (Kirk ym. 2019) TMS menetelmällä saatiin tietoa tahdonalaisen aivokuoren tason aktiivisuudesta ja motorisesta kontrollista tasapainohäiriön aikana mutta myös spinaalisen tason muutokset tulee ottaa huomioon tulosten tulkinnassa. (Tokuno ym. 2009)

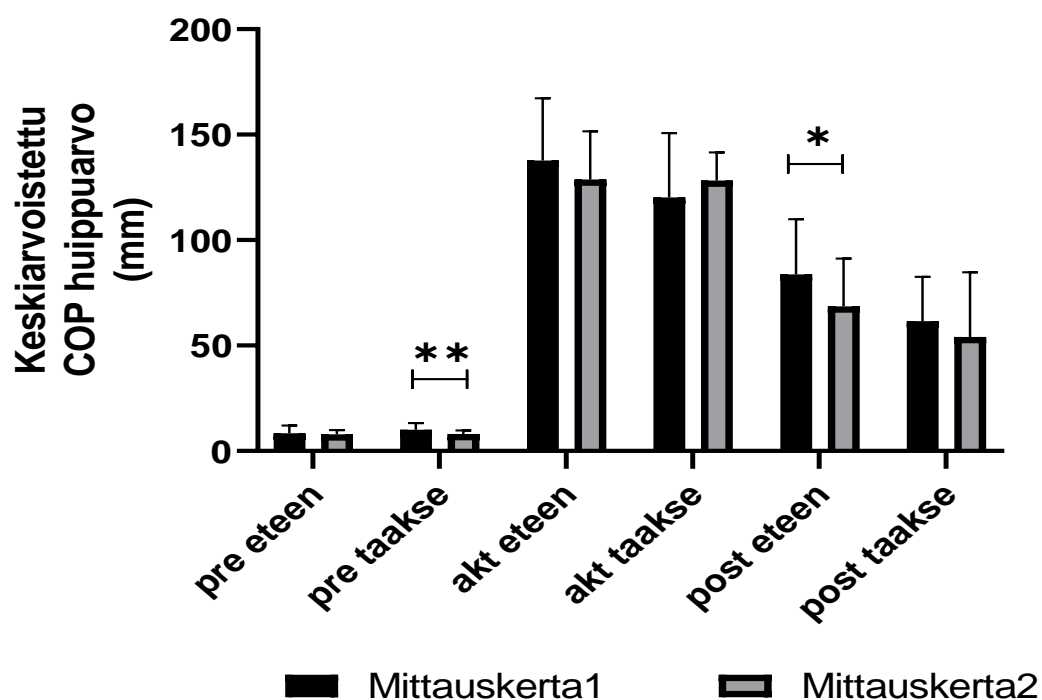
## 7 TILASTOLLINEN ANALYYSI

Tilastolliset analysoinnit tehtiin SPSS 26.0 -ohjelmalla. Aineiston normaalijakautuneisuus tarkistettiin Shapiro-Wilkin normaalijakautumatestillä. Tasapainomuuttujien COP:n, huojuntanopeuden keskiarvon ja huojunnan huippuarvon osalta tehtiin parillinen T-testi jokaiselle muuttujalle. Tasapainotestin taustaaktiivisuutta (100 ms ennen häiriötä), H-refleksin ja MEP:n vasteita analysoitiin 2-suuntaisella toistettujen mittausten varianssianalyysillä. Mikäli mittauskertojen ja -viiveiden välisissä pää- ja/tai yhdysvaikutuksissa havaittiin merkitsevyyksiä, tehtiin parillinen vertailu. Kaikkien muuttujien osalta laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat sekä ilmoitettiin tulosten merkitsevyytasot seuraavasti:  $p < 0,05$ (\*),  $p < 0,01$ (\*\*) ja  $p < 0,001$ (\*\*\*), ja n.s =not significant, ei tilastollista merkitsevyyttä. Mittausten toistettavuutta tarkasteltiin sisäisen korrelaation analyysillä (ICC, Interglass Correlation Coefficient). Tuloksiin merkittiin merkitsevyytasot: keskinkertainen, ICC = 0,41 – 0,60, hyvä, ICC = 0,61 – 0,80, ja erinomainen, ICC = 0,81–1.0. (Solstad ym. 2011)

## 8 TULOKSET

### 8.1 Dynaaminen tasapaino

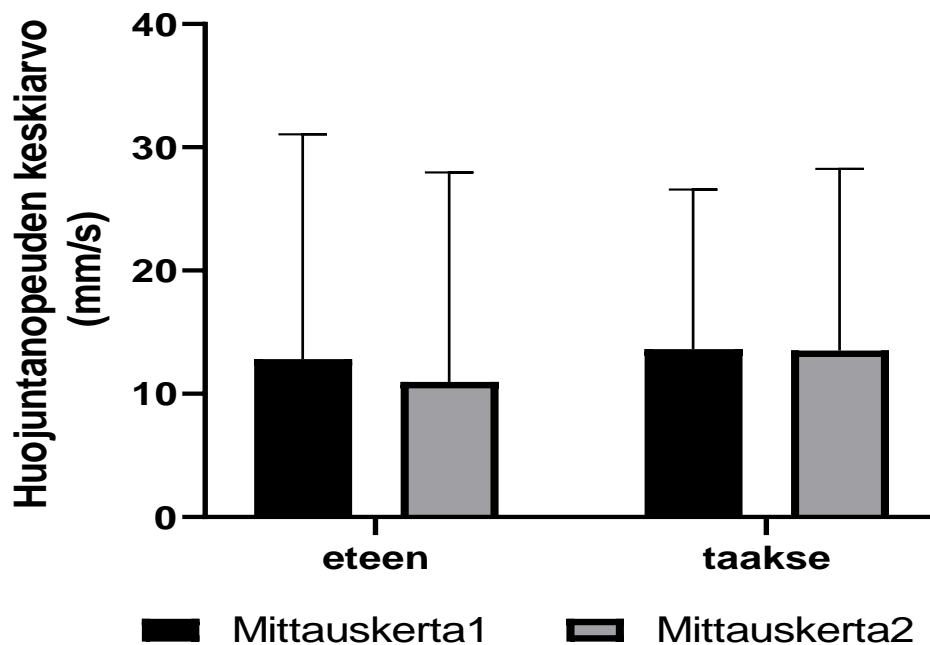
COP huippuarvot dynaamisen tasapainohäiriön aikana molempiin suuntiin 1000 ms ennen häiriötä (pre), häiriön aikana (akt) ja 1000 ms häiriön jälkeen (post). Kuvassa 8 havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero mittauskertojen välillä ennen häiriötä taakse (pre taakse) (n=9; p=0.001) ja 1000 ms häiriön jälkeen eteen (post eteen) (n=9; p=0.004).



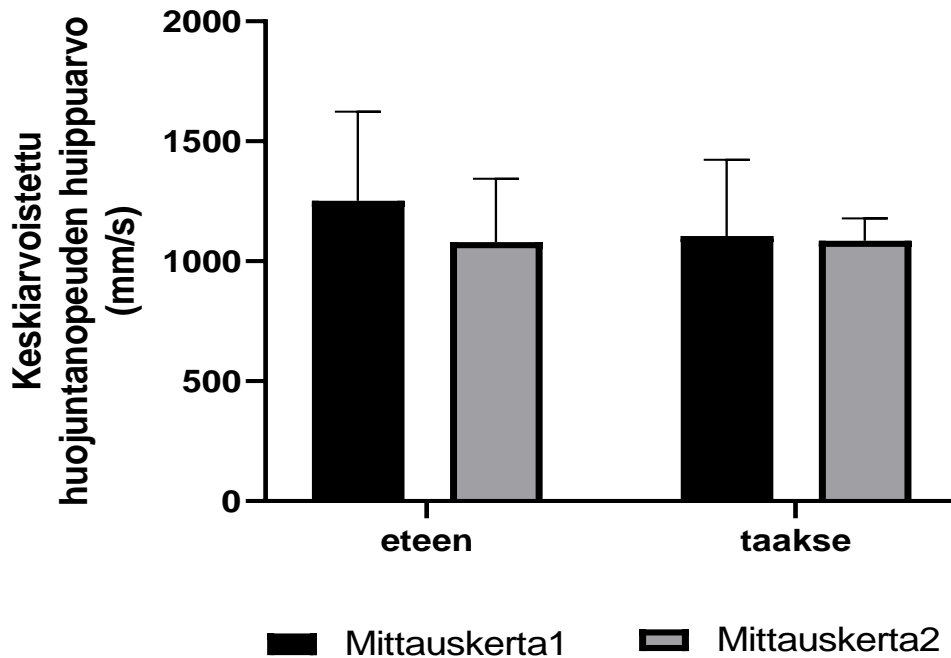
Kuva 8. Keskiarvoistetut huojunnan COP huippuarvot ennen häiriötä (pre), häiriön aikana (akt) ja häiriön jälkeen (post). Ajanjaksolta 1000 ms ennen tasapainohäiriötä mitatuissa muuttujissa taaksepäin suuntautuneissa häiriöissä (pre taakse) havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero (n=9; p=0.001). Ajanjaksolta 1000 ms häiriön jälkeen

tasapainohäiriön mitatuissa muuttujissa eteenpäin suuntautuneissa häiriöissä (post eteen) havaittiin mittauskertojen välillä tilastollisesti merkitsevä ero ( $n=9$ ;  $p=0.004$ ).

Aktiivisen vaiheen huojuntanopeuden keskiarvot (mm/s) nähdään kuvassa 9. ja Aktiivisen vaiheen huojuntanopeuden huippuarvot (mm/s) kuvassa 10. Kummassakaan vasteessa ei havaittu mittauskertojen välillä ei tilastollisesti merkitsevää eroa.



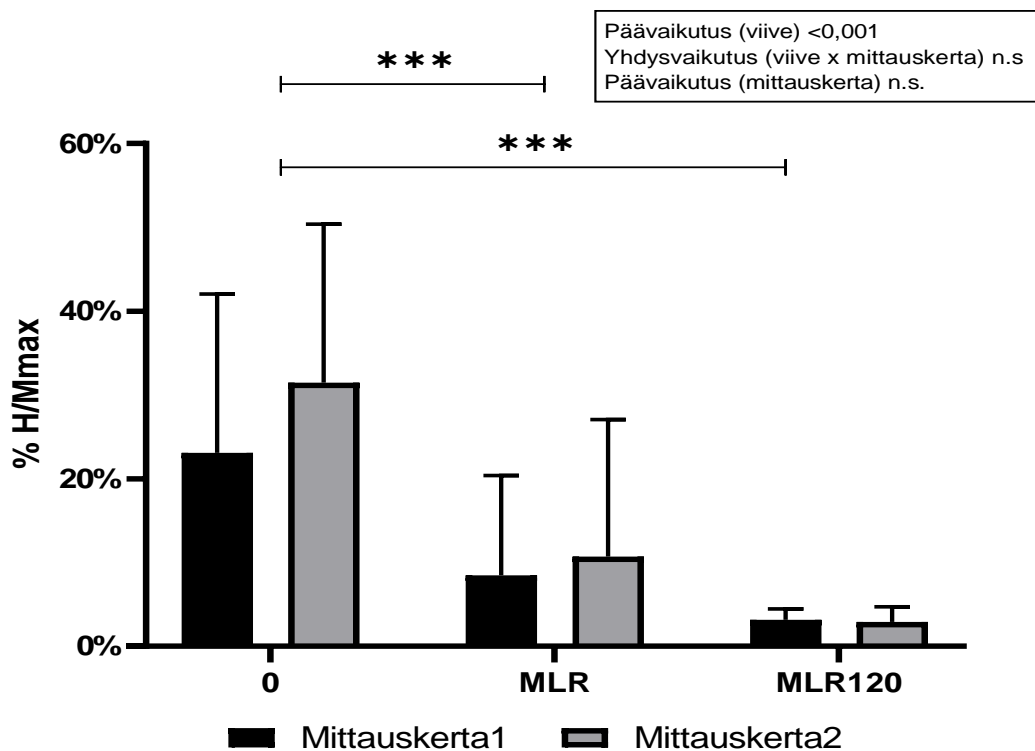
Kuva 9. Huojuntanopeuden keskiarvo (mm/s) tasapainohäiriön aktiivisen vaiheen aikana. Mittauskertojen välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa



Kuva 10. Keskiarvoistetut huojuntanopeuden huippuarvot tasapainohäiriön aktiivisen vaiheen aikana. Mittauskertojen välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa.

## 8.1 H-refleksi

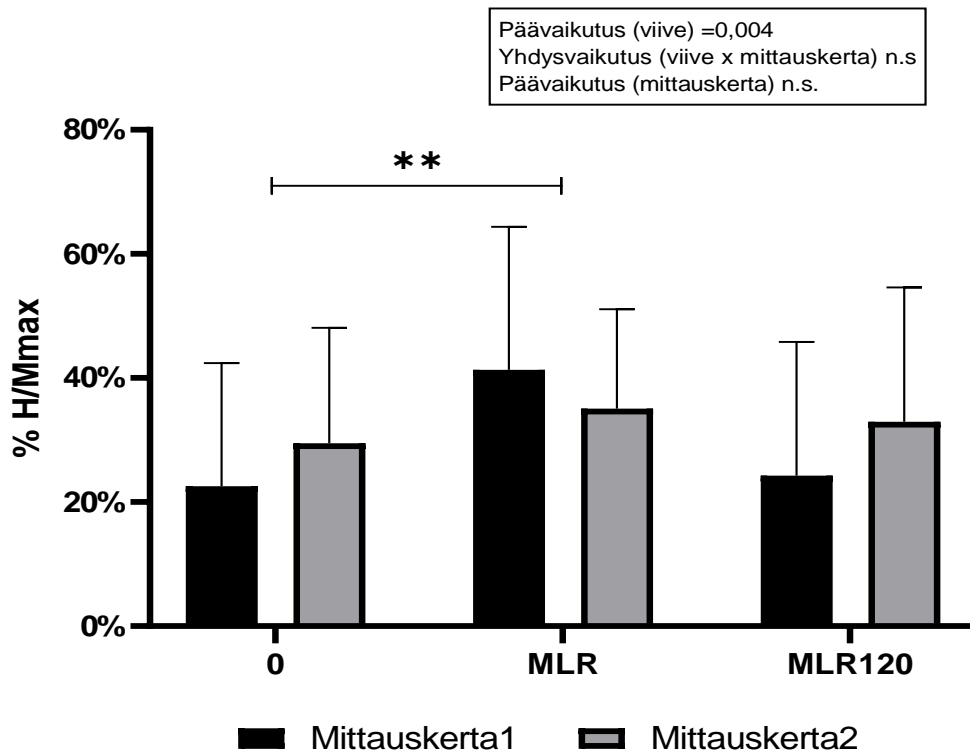
Kuvassa 11. on esitetty eteen suuntaan H-refleksin ja maksimaalisen M-aallon ( $M_{MAX}$ ) suhde (%) dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Tilastollisesti merkitsevä päävaikutus havaittiin viiveiden välillä ( $F=19,271$ ,  $p<0,001$ ,  $\eta_p^2=0,564$ ), mutta ei tilastollista merkitsevyyttä viiveiden ja mittauskertojen yhdysvaikutuksessa (viive x mittauskerta) ( $F=1,994$ ,  $p=0,182$ ,  $\eta_p^2=0,117$ ), eikä myöskään mittauskertojen päävaikutuksessa ( $F=1,994$ ,  $p=0,178$ ,  $\eta_p^2=0,117$ ). Viiveiden 0 – MLR ( $p<0,001$ ,  $n=9$ ) sekä 0 – MLR+120 ( $p<0,001$ ,  $n=9$ ) välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä. EMG-tausta-aktiivisuudessa 100 ms ennen häiriötä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää päävaikutusta viiveissä ( $F=1,079$ ,  $p=0,352$ ,  $\eta_p^2=0,063$ ), eikä viiveiden ja mittauskertojen yhdysvaikutuksessa (viive x mittauskerta) ( $F=0,992$ ,  $p=0,382$ ,  $\eta_p^2=0,058$ ).



Kuva 11. Dynaamisen tasapainohäiriön aikaisen soleus-lihaksesta mitatun H-refleksin ja maksimaalisen m-aallon suhteellinen osuus prosentteina (%H/M<sub>MAX</sub>) eteenpäin suuntautuneissa häiriöissä eri mittausviiveiden välillä. 0-viiveen ja MLR-viiveen välillä sekä 0-viiveen ja MLR+120-viiveen välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero  $p < 0.001$  (\*\*\*). MLR- ja MLR+120-viiveiden välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Päävaikutus havaittiin viiveillä ( $p < 0,001$ ) (\*\*\*) mutta ei mittauskerroilla (n.s.). Yhdysvaikutusta ei havaittu viiveiden ja mittauskertojen (viive x mittauskerta) tarkastelussa.

Kuvassa 12 on esitetty taakse suuntaan H-refleksin ja maksimaalisen M-aallon ( $M_{MAX}$ ) suhde (%) dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Tilastollisesti merkitsevä päävaikutus havaittiin viiveiden välillä ( $F=4,666$ ,  $p=0,018$ ,  $\eta_p^2=0,250$ ), mutta ei tilastollista merkitsevyyttä viiveiden ja mittauskertojen yhdysvaikutuksessa (viive x mittauskerta) ( $F=1,487$ ,  $p=0,243$ ,  $\eta_p^2=0,096$ ), eikä myöskään mittauskertojen päävaikutuksessa

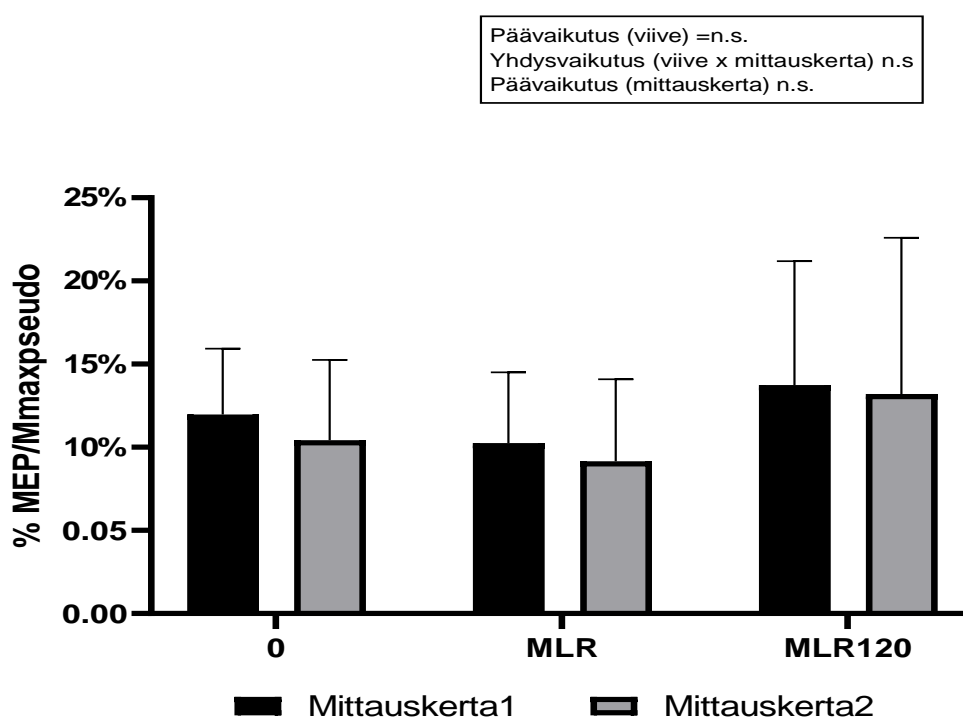
( $F=0,472$ ,  $p=0,503$ ,  $\eta_p^2=0,033$ ). Viiveiden 0 – MLR ( $p=0,04$ ,  $n=9$ ) välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä.



Kuva 12. Dynaamisen tasapainohäiriön aikaisen soleus-lihaksesta mitatun H-refleksin ja maksimaalisen m-aallon suhteellinen osuus prosentteina (%H/M<sub>MAX</sub>) taaksepäin suuntautuneissa häiriöissä eri mittausviiveiden välillä. 0-viiveen ja MLR-viiveen välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero  $p<0,01$  (\*\*). 0 - MLR ja MLR - MLR+120-viiveiden välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Päävaikutus havaittiin viiveillä ( $p=0,004$ ) (\*\*) mutta ei mittauskerroilla (n.s.). Yhdysvaikutusta ei havaittu viiveiden ja mittauskertojen (viive x mittauskerta) tarkastelussa.

## 8.2 MEP

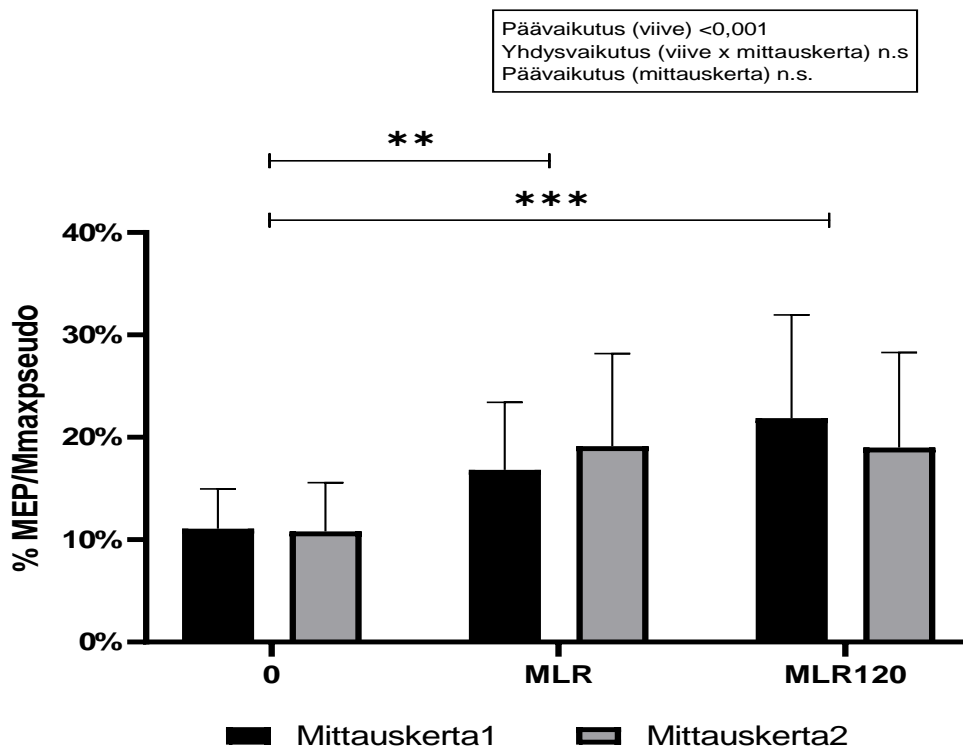
Kuvassa 13 on esitetty eteen suunnatun MEP:n ja maksimaalisen pseudopolaarisen M-aallon ( $M_{MAXpseudo}$ ) suhde (%) dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Tilastollisesti merkitsevää päävaikutusta ei havaittu viiveiden välillä ( $F=2,247$ ,  $p=0,152$ ,  $\eta_p^2=0,147$ ), viiveiden ja mittauskertojen yhdysvaikutuksessa (viive x mittauskerta) ( $F=0,040$ ,  $p=0,883$ ,  $\eta_p^2=0,003$ ), eikä myöskään mittauskertojen päävaikutuksessa ( $F=0,189$ ,  $p=0,671$ ,  $\eta_p^2=0,014$ ).



Kuva 13. Dynaamisen tasapainohäiriön aikaisen soleus-lihaksesta mitatun MEP:n ja pseudopolaarisella kytkennällä suoritettua maksimaalisen M-aallon suhteellinen osuus prosentteina ( $\%M/M_{MAXpseudo}$ ) eteenpäin suuntautuneissa häiriöissä kolmen eri mittausviiveen välillä. Päävaikutusta ei havaittu viiveillä eikä mittauskerroilla (n.s.). Yhdysvaikutusta ei havaittu viiveiden ja mittauskertojen (viive x mittauskerta) tarkastelussa.



Kuvassa 14 on esitetty taakse suuntaan MEP:n ja maksimaalisen pseudopolaarisen M-aallon ( $M_{MAXpseudo}$ ) suhde (%) dynaamisen tasapainohäiriön aikana. Tilastollisesti merkitsevä päävaikutus havaittiin viiveiden välillä ( $F=15,569$ ,  $p<0,001$ ,  $\eta_p^2=0,545$ ), mutta ei tilastollista merkitsevyyttä viiveiden ja mittauskertojen yhdysvaikutuksessa (viive x mittauskerta) ( $F=1082$ ,  $p=0,354$ ,  $\eta_p^2=0,077$ ), eikä myöskään mittauskertojen päävaikutuksessa ( $F=0,006$ ,  $p=0,938$ ,  $\eta_p^2=0,000$ ). Viiveiden 0 – MLR ( $p=0,001$ ,  $n=8$ ) ja MLR – MLR+120 ( $p<0,001$ ,  $n=8$ ) välinen ero oli tilastollisesti merkitsevä.



Kuva 14. Dynaamisen tasapainohäiriön aikaisen soleus-lihaksesta mitatun MEP:n ja pseudopolaarisella kytkennällä suoritettua maksimaalisen M-aallon suhteellinen osuus prosentteina ( $\%M/M_{MAXpseudo}$ ) taaksepäin suuntautuneissa häiriöissä kolmen eri mittausviiveen välillä. 0-viiveen ja MLR-viiveen välillä havaittiin tilastollisesti merkitsevä ero  $p<0.01$  (\*\*). 0-viiveen ja MLR+120-viiveen välillä havaittiin

tilastollisesti merkitsevä ero  $p < 0.001$  (\*\*\*) . MLR - MLR+120-viiveiden välillä ei havaittu tilastollisesti merkitsevää eroa. Päävaikutus havaittiin viiveillä ( $p < 0,001$ ) (\*\*\*) mutta ei mittauskerroilla (n.s.). Yhdysvaikutusta ei havaittu viiveiden ja mittauskertojen (viive x mittauskerta) tarkastelussa.

### **8.3 Mittausten toistettavuus**

Taulukossa 4 on esitetty H-refleksin ja MEP:n ICC arvot kolmella eri viiveellä (0, MLR ja MLR+120ms) kahden eri mittauskerran välillä. H-refleksimittauksissa eteenpäin suuntautuneissa häiriöissä korrelaatio mittausten välillä 0-viiveillä oli erinomainen (ICC=0,850), MLR-viiveillä hyvän (ICC=0,779) ja MLR+120-viiveillä keskinkertainen (ICC=0,593). Taakse suuntautuneissa häiriöissä korrelaatio mittauskertojen välillä 0-viiveellä (ICC=0,848) ja MLR+120-viiveellä (ICC=0,865) oli erinomainen sekä MLR-viiveellä (ICC=0,785) hyvä.

MEP-mittauksissa korrelaatio eteenpäin suuntautuneissa häiriöissä 0-viiveellä oli erinomainen (ICC=0,884), MLR+120-viiveillä hyvä (ICC=0,744) ja MLR-viiveellä ei ollut tilastollista merkitsevyyttä (n.s.). Taaksepäin suuntautuneissa häiriöissä korrelaatio mittauskertojen välillä oli 0-viiveellä (ICC=0,756) ja MLR+120-viiveellä (ICC=0,781) hyvä ja MLR-viiveellä (ICC=0,859) erinomainen.

TAULUKKO 4. Keskiarvoistettujen H-Refleksin ( $H/M_{MAX}$ ) ja MEP:n( $M/M_{MAXpseudo}$ ) kahden eri mittauskerran väliset korrelaatiot kolmella eri viiveellä. Keskinomainen ICC = 0,41-0,60,  $p < 0,05$  (\*), hyvä, ICC = 0,61-0,80,  $p < 0,01$  (\*\*) ja erinomainen, ICC = 0,81 – 1.0,  $p < 0,001$  (\*\*\*)

Viive	ICC	95% CI	Toistettavuus
H/Mmax 0 ET	0,850	0,334-0,966	Erinomainen
H/Mmax MLR ET	0,779	0,021-0,950	Hyvä
H/Mmax MLR120 ET	0,593	-1,034-0,918	Keskinomainen
H/Mmax 0 TA	0,848	0,324-0,966	Erinomainen
H/Mmax MLR TA	0,785	0,049-0,952	Hyvä
H/Mmax MLR120 TA	0,865	0,217-0,977	Erinomainen
M/Mpmax 0 ET	0,884	0,324-0,98	Erinomainen
M/Mpmax MLR ET	0,396	-2,1517-0,896	n.s
M/Mpmax MLR120 ET	0,744	-0,49-0,956	Hyvä
M/Mpmax 0 TA	0,756	-0,422-0,958	Hyvä
M/Mpmax MLR TA	0,859	0,180-0,976	Erinomainen
M/Mpmax MLR120 TA	0,781	-0,277-0,962	Hyvä

## 9 POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää mittausmenetelmien toistettavuus dynaamisen tasapainohäiriön aikana perusterveillä nuorilla 20–40-vuotiailla miehillä ja naisilla. Selkäydintason aktiivisuutta tutkittiin H-refleksi-menetelmällä sekä aivokuoren aktiivisuutta TMS-menetelmällä. Tutkimuksen tulokset osoittavat menetelmien olevan pääosin luotettavia, mutta toisaalta viiveiden välillä oli suurta vaihtelua, joten tuloksiin tulee suhtautua varauksella.

### Tasapainomuuttajat

Tasapainomuuttujia tarkasteltiin dynaamisen tasapainotestin protokollalla tehdyssä tasapainotestissä. Muuttujista huojunnan määrä ennen häiriötä (COP 1000 ms, pre) ja häiriön jälkeen (COP 1000 ms, post) havaittiin tilastollinen ero mittausten 1- ja 2 välillä missä toisella mittauskerralla arvot olivat pienempiä kuin ensimmäisellä mittauskerralla. Myös Hu ym. (2022) tutkimuksessa palautusvaiheen huojunnan määrä ja myös huojuntanopeus pieneni toisella mittauskerralla. Muilla muuttujilla ei mittausten välistä eroa havaittu. Aktiivisen vaiheen tasapainomuuttujilla (COP, huojunta) ei havaittu eroja mittausten välillä. Tämä tulos on myös linjassa refleksivasteiden vertailussa mittauskertojen välillä, missä päävaikutusta ei myöskään havaittu. Huojunnan pieneminen ennen ja jälkeen tasapainohäiriön voi kertoa oppimisesta, mutta toisaalta eroja ei havaittu aktiivisen vaiheen aikana, jolloin myös stimuloinnit tehtiin. COP arvot olivat huomattavasti korkeammat sekä aktiivisen- että palautusvaiheen aikana kuin ennen häiriötä. Myöskään aktiivisen vaiheen huojuntanopeuden huippuarvossa (mm/s) tai huojuntanopeuden keskiarvossa (mm/s) ei havaittu muutoksia, jolloin näidenkin tasapainomuuttujien perusteella voidaan tasapainotestin olevan toistettava.

## H-refleksivasteet

Dynaamisia tasapainohäiriön aikaisia tutkimuksia, missä spinaalisen ja supraspinaalisen tason häiriöitä on testattu, on tehty vähän. Yleensä niissä on myös häiriön suurin amplitudi ollut huomattavasti vähäisempi (15 cm) (Taube ym. 2007; Wälchli ym. 2017; Fujio ym. 2019) kuin vastaavasti tässä tutkimuksessa tai esim. Hu ym. (2022) ja Nevanperä ym. (2023) tutkimuksissa (30 cm). Tässä tutkimuksessa keskityttiin enemmän stimuloitimenetelmien tutkimiseen, joten tasapainon muuttujien, EMG-aktiivisuuden analysoiminen ja luonnollisten refleksivasteiden analysoiminen jäi pienemmälle huomiolle. EMG-tausta-aktiivisuudessa ei havaittu merkitsevää tilastollista eroa mittausten välillä. Suurta poikkeamaa ei dynaamisen tasapainohäiriön lähtötilanteessa ollut koska tausta-aktiivisuudessa ei havaittu eroja. Tilastollista merkitsevyyttä ei havaittu, joten parillisia vertailuja ei niiden osalta tehty.

Tasapainohäiriön aikaiset H-refleksivasteiden mittausviiveet laskettiin yksilöllisesti käyttäen H-refleksin ja MEP latenssia (kts. menetelmät). Viiveet olivat n. 15 ms (0-viive), n. 55 (MLR-viive) ms ja n. 175 ms (MLR+120viive). Tuloksissa on hieman yksilöllistä vaihtelua, riippuen mitattavan yksilöllisestä H-refleksin latenssista. MLR-viiveen stimulointi-aika oli todellisuudessa n. 55 ms, jolloin voi olla hankala yksilöidä on kyse varsinaisesti SLR- tai MLR vasteesta. Siinä voi olla mukana limittäin molempia. (Gottlieb ym. 1979). MLR+120-viive oli 175 ms, jolloin vasteen voidaan olettaa olevan tahdonalaista kortikaalista aktiivisuutta, kun yli 86 ms viiveen vasteet on havaittu olevan tahdonalaisesta ohjauksesta (Taube ym. 2007).

Dynaamisen tasapainotestin aikaisissa sähköstimulointivasteissa häiriössä eteenpäin havaittiin selvää laskua pidemmillä viiveillä kuin 0-viiveellä molemmilla mittauskerroilla. Vasteiden pieneneminen todettiin eteenpäin tulevissa häiriöissä olevan samansuuntainen esim. Piirainen ym. (2013) tutkimusten kanssa missä raportoitiin pienemmät vasteet pidemmillä mittausviiveillä kuin lyhyillä viiveillä. Eteenpäin tulevassa häiriössä kehon painopiste heilahtaa taaksepäin, jolloin tibiaalis-anterior-lihas aktivoituu liikkeen korjauksessa. Tibialiksen aktivoituminen saa aikaan

todennäköisesti resiprokaalisen inhibition soleuksen alfamoneuronissa, mikä aiheuttaa amplitudin laskua. Vastaavasti taakse suuntaan annetuissa häiriöissä MLR-viiveen H-refleksivasteet olivat suurempia kuin 0- ja MLR+120-viiveellä, joiden amplitudit olivat lähes samansuuruisia. MLR-viiveen amplitudi kasvoi mikä kertoo lisääntyneestä soleus-lihaksen spindeleiden aktiivisuudesta, kun tasapainohäiriö taaksepäin aiheuttaa kehon huojunnan eteenpäin. 0- ja MLR-viiveen vasteet ajatella olevan pääosin spinaalisen tason aktiivisuutta, joskin 0-viiveellä stimulointi on tullut niin aikaisin, että sen aikaansaama vaste todennäköisesti johtuu lihaksen tausta-aktiivisuudesta, jolloin varsinainen lihasaktiivisuus ei ollut ehtinyt kunnolla alkaa. MLR+120-viiveellä ohjaus siirtyy todennäköisesti enemmän tahdonalaiselle- ja supraspinaaliselle tasolle mihin on ehdotettu myös II-tyypin afferenttien olevan vaikuttamassa spinaaliselta tasolta (Kawasima ym. 2004). Todennäköisesti tahdonalaisen aktiivisuuden lisääntyminen saa aikaan PSI:n kasvua mikä on osaltaan vaikuttamassa MLR+120-viiveen vasteiden pienentymiseen (Taube ym. 2007).

### MEP-vasteet

Tutkimuksessa käytetyt tasapainohäiriön aikaiset MEP-vasteiden mittausviiveet laskettiin MEP:n mitatuista latensseista samalla tavalla kuin H-refleksin osalta (kts. menetelmät). Viiveet olivat n. 15 ms (0-viive), n. 55 (MLR-viive) ms ja n. 175 ms (MLR+120viive). Tuloksissa on hieman yksilöllistä vaihtelua, latenssien ollen n. 40–50 ms riippuen koehenkilöstä. Dynaamisen tasapainotestin aikaisissa TMS-vasteissa häiriössä eteenpäin ei havaittu tilastollista eroa viiveiden välillä. Tästä syystä parien välistä vertailua ei myöskään tehty. Tuloksista nähdään eteenpäin mitatun soleus-lihaksen tahdonalaisen aktiivisuuden ollessa jopa hieman alempana MLR- kuin 0-viiveellä, mutta pitkällä viiveellä taas hieman korkeammalla tasolla muihin viiveisiin verrattuna. Häiriön suunnalla näyttäisi olevan MEP:n vasteisiin vaikutusta. Soleus-lihaksen aktiivisuudessa havaitaan MLR+120-viiveellä kasvua mutta ei yhtä voimakkaasti kuin esimerkiksi taaksepäin tulevassa häiriössä 0-viiveeseen verrattuna.

Lihaskäivisyyden on todettu lisäävän MEP:n amplitudia. Tämä on tutkittu vertaamalla seisoma- ja istuma-asennon MEP-amplitudeja. Myös lihaskäivisyyden lisääminen isometrisessä tilanteessa on todettu olevan luotettava MEP:n osalta (Luc ym. 2014). Spinaalisen tason refleksiön tarkkuus vaativassa tasapainohäiriössä ei riitä, vaan tarvitaan supraspinaalisen tason ohjausta ja keskittymistä vaativaan suoritukseen (Llewellyn ym. 1990). On kuitenkin mahdollista, että häiriön lisääntyessä dynaamisessa tilanteessa, kasvaa myös MEP-vasteiden vaihtelu. Häiriön varhaisessa vaiheessa kortikospinaaliradan reittiön motoristen yksiköiden herkistyessä lisääntyy myös vestibulaaristen- ja visuaalisten sensoristen syötteiden aktiivisuus (Darling ym. 2006; Patla, 1996.). Tahdonalainen ohjaus saa myös somatosensorisia syötteitä spindeleiden alfa- ja gammamotoneuroneilta, jotka yhdistyvät supraspinaaliselle tasolle Renshaw solun kautta. Sekä agonisti- että antagonistilihaksen supraspinaalinen ohjaus kulkee kortikospinaalirataa pitkin, joiden inhibioivat ja eksitoivat vaikutukset tulevat alfa-motoneuroniin välineuronien kautta (Enoka, 2015). Tahdonalaisen kortikaalisen ohjauksen on todettu näkyvän TMS:ssä 86 ms jälkeen stimuloinnista (Taube ym. 2006), joten MLR+120 voidaan olettaa olevan tahdonalaisen ohjauksen aikaansaama, mutta koska tasapainon hallinta on hyvin monimutkainen ilmiö, on hyvin todennäköistä, että myös supraspinaaliset subkortikaaliset tasot sekä spinaalisen tason vaikutukset ovat mukana (Taube ym. 2007).

Taakse-suuntaisissa häiriöissä havaittiin tilastollisesti merkitsevä muutos 0 – MLR- ja 0 – MLR+120-viiveiden välillä. MEP-viiveiden tulokset osoittavat tahdonalaisen kortikaalisen aktiivisuuden lisääntyneen pitkällä viiveellä. Myös Hu ym. (2022) tutkimuksessa MEP-vasteiden tulokset taakse suuntaan osoittavat 140 ms stimulointiviiveen aiheuttavan huomattavasti suuremmat vasteet kuin lyhyemmällä viiveellä. Myös MLR-vasteen amplitudi kasvoi 0-viiveeseen nähden, vaikka n. 55 ms viivettä ei vielä voida pitää kortikaalisen ohjauksen aikaansaamaksi, vaan se on todennäköisemmin subkortikaalisen ohjauksen lihastonusta ylläpitävän tausta-aktiivisuuden aiheuttamaa (Tokuno ym. 2009). Tokunon ym. (2009) mukaan eteenpäin huojunta seisoma-asennossa kasvattaa soleus-lihaksen MEP:n amplitudia. Keskittyminen suoritukseen saa aivokuoren aktivoitumaan, mikä on myös osaltaan

siihen vaikuttamassa. Esiaktiivisuus lisää kortikospinaalisen radan herkistymistä ja inhiboi spinaalisen tason mekanismeja (Power ym. 2013), mikä voi suurentaa MEP vastetta ja pienentää MEP:n latenssia (Möller ym. 2009). Taakse suuntaan MEP:n amplitudit havaittiin olevan suurempia kuin eteenpäin suunnassa. Tämä oli oletettava tulos, koska soleus-lihaksen aktivoituminen tasapainohäiriössä on suurempaa taaksepäin tapahtuvassa häiriössä, missä keho horjahtaa eteenpäin, kun kehon horjahtaessa taaksepäin aktivoituu enemmän tibialis-anterior-lihas.

### H-refleksin ja MEP:n toistettavuus

H-refleksin toistettavuuden havaittiin eteen suunnassa olevan ICC korrelaatioiden osalta pääosin hyvällä tai erinomaisella tasolla. Ainoastaan häiriöissä eteen pitkällä (MLR+120) mittausviiveellä korrelaatio oli keskinkertaisella tasolla. H-refleksin toistettavuuden havaittiin taakse suunnassa olevan ICC korrelaatioiden osalta hyvällä ja erinomaisella tasolla. Tutkimuksen ICC korrelaatioiden osalta voidaan todeta sähköstimulaatiomenetelmän luotettavuus hyväksi tai erinomaiseksi, joskin tulokseen on suhtauduttava varauksella suuren viiveiden välisen vaihtelun vuoksi. Aiemmin on todettu H-refleksin olevan toistettava istuen (Al Amer ym. 2020) ja seisten (Hopkins ym. 2000; Palmieri ym. 2002). Tulokset on myös samansuuntaisia verrattuna aiempiin dynaamisen tilanteen tutkimustuloksiin, missä on toistettavuuden havaittu olevan hyvällä tasolla taakse suunnassa, vaikka H-refleksillä on dynaamisessa tilanteessa suurempi vaihtelu toistettavuudessa kuin staattisessa tilanteessa. (Hu ym. 2022; Nevanperä ym, 2023).

TMS-menetelmän toistettavuuden häiriöissä eteen havaittiin olevan ICC korrelaatioiden osalta erinomaisella tasolla 0-viiveellä ja hyvällä tasolla MLR+120 ms viiveellä. Ainoastaan MLR-mittausviiveellä korrelaatio oli alle ICC keskinkertaisen rajan ( $ICC < 0,41$ ) alapuolella. Häiriöissä taakse havaittiin tulokset ICC korrelaatioiden osalta olevan hyvällä tai erinomaisella tasolla. Viiveiden vaihteluvälit havaittiin olevan suuria myös MEP vasteiden osalta, joten mahdollisesti pieni otoskoko ja suuri hajonta voivat vaikuttaa tuloksiin. Tämä havaitaan MEP vasteissa eteen, missä ei havaittu



päävaikutusta, jolloin parillisia vertailuja ei päästy tekemään. Jos tämän tutkimuksen osalta katsotaan korrelaatioiden ICC arvoja, voidaan todeta TMS-menettelyn luotettavuuden olevan hyvällä tasolla. Menettelyn on todettu olevan toistettava seisoma-asennossa (Tallent ym. 2012; Hu ym. 2022) sekä isometrisen supistumisen aikana (Luc ym. 2014; Temesi ym. 2017). Tässä tutkimuksessa laadittiin mittausaikataulu siten että jokaisella mitattavalla oli mittauskertojen väli melko tarkalleen viikko. Mittausprotokollan haastavuuden takia päädyttiin analysoimaan vähintään 5 onnistunutta vastetta. On havaittu, että alle 72 h mittauskertojen välillä ja yli 10 vasteen analysointi parantavat toistettavuutta (Cavaleri ym. 2017). Hu ym. (2022) havaitsivat myös 7–8 taakse suuntaan analysoidulla vasteella tulosten olevan luotettavia MEP-mittauksissa (Hu ym. 2022).

### Tutkimuksen haasteet

MEP:n mittausten luotettavuudessa on myös paljon vaihtelua riippuen mittausprotokollasta (Cavaleri ym. 2017). Tulosten luotettavuuteen voi vaikuttaa koehenkilöiden otoskoko ja hyväksytyjen vasteiden määrä. Myös toistomittausten välinen aika on havaittu vaikuttavan. Yli 72 h mittausten välissä näyttäisi heikentävän toistettavuutta (Luc ym. 2014; Cavaleri ym. 2017) TMS-mittauksiin liittyy myös monenlaisia epävarmuustekijöitä koehenkilön ajatteluun, keskittymiseen ja/tai ympäristön häiriötekijöihin liittyen. Kaikki edellä mainitut voivat vaikuttaa TMS:n avulla tuotettuun vasteeseen.

TMS-menettelyn toistettavuuden epävarmuuksia oli ennakolta monia. Tutkimuksen kriittisiä kohtia olivat mittauslaitteistojen toimivuus, koehenkilöiden rekrytointi ja sitoutuminen tutkimukseen. Tutkimuksen protokollan ollessa pitkäkestoinen (n. 3 h/koehenkilö), täytyi koehenkilön pystyä keskittymään suoritukseen varsinkin, kun nopean häiriön MEP-mittaukset tehtiin järjestyksessä viimeisinä. Mittaussessioiden välissä tulisi olla taukoja lihasväsymyksen minimoimiseksi (Piirainen ym. 2014) ja ne olisi myös syytä vakioida. Tämä oli pilottitutkimus, jossa monia osa-alueita kehitettiin ja säädettiin ennen kuin päästiin mittausvarmuudessa riittävälle tasolle. Suurimpia

haasteita oli TMS-stimulointikelan asettaminen päälle oikeaan kohtaan ja sen saaminen pysymään paikallaan mittausten aikana. Kelan paikallaan pysymistä tutkimuksen aikana ei kontrolloitu millään tavalla. Yksi mahdollinen reaaliaikainen seurantamenetelmä on navigoitu TMS, jolla on todettu olevan toistettavuutta parantava vaikutus. Sen avulla voidaan kontrolloida TMS vasteen kohdistamista käyttämällä kolmiulotteista aivojen magneettikuvaa. (Säisänen, 2011.) Toinen iso ongelma liittyi kelan kaapeleiden kulkemiseen dynaamisen tasapainohäiriön aikana koehenkilön mukana niin ettei siitä aiheuttanut vääntöä mihinkään suuntaan. Näistä haasteista huolimatta tulokset osoittavat H-refleksi- ja MEP-mittausmenetelmien hyvää toistettavuutta suuren liikehäiriön aikana. Mittausten jälkeen tutkimuslaitteistoa on paranneltu seuraavissa tutkimuksissa ainakin kypärän ja TMS-laitteen kaapelin ohjaimen osalta (Hu ym. 2022).

## JOHTOPÄÄTÖKSET

TMS- ja sähköstimulaatiomenetelmien toistettavuus suuren amplitudin tasapainohäiriön aikana on todettu olevan hyvä, mutta suurten vasteiden vaihteluiden vuoksi asetelmaan tulee suhtautua varauksella. Vastaavia tutkimuksia on kirjallisuuden mukaan tehty vähän, minkä vuoksi tätä pilottitutkimusta lähdettiin vuonna 2018 tekemään. Varsinkin häiriöt eteenpäin ovat jääneet vähälle huomiolle. Menetelmät ovat herkkiä vasteiden vaihteluille, minkä vuoksi näillä menetelmillä tutkittaessa spinaalisen- ja supraspinaalisen tason motorista kontrollia tulisi mahdollisimman hyvin vakioida menetelmät sekä minimoida tutkimusympäristön häiriöt. Menetelmät saattoivat aiheuttaa niitä kokemattomille epämiellyttävää oloa. Silti tutkimus saatiin tehtyä vain yhden koehenkilön jättäessä aikataulusyistä TMS-mittaukset kesken.

Tämän pilottitutkimuksen aikaansaama kehitystyö on johtanut mm. TMS-menetelmän stimulointikelan kiinnityksen huomattavaan parantumiseen ja paikallaan pysymiseen. TMS-mittausten aikaan mittajaan avustaja joutui kannattelemaan kelan johtoa, jottei painava johto olisi vetänyt koehenkilöä johdon suuntaan tasapainohäiriön aikana. Tämä

ongelma on korjattu rakentamalla tasapainolaitteiston yläpuolelle johtoa kuljettava kelkka, jolloin mittauskela kulkee helposti koehenkilön siirtymän mukaan.

## 10 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. *J Applied Physiology* 92: 2309-2318.

Al Amer, H. S., Sabbahi, M. A., and Olson, S. L. (2020). Reliability of the soleus H-reflex in different sitting postures. *Med. Sci.* 8, 48. doi:10.3390/medsci8040048

Barker, A. T., Jalinous, R., & Freeston, I. L. (1985). Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *The Lancet*, 325(8437), 1106-1107.

Berlim MT, van den Eynde F, Tovar-Perdomo S ym. Response, remission and drop-out rates following high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) for treating major depression: a systematic review and meta-analysis of randomized, double-blind and sham-controlled trials. *Psychol Med* 2014; 44:225-39

Bjålie, J., Haug, E., Sand, O., Sjaastad, Ø., & Toverud, K. (1999). Ihminen fysiologia ja anatomia. 1.–6. painos. *Porvoo: WSOY*.

Brooke, M. H., & Kaiser, K. K. (1974). The use and abuse of muscle histochemistry. *Annals of the New York Academy of sciences*, 228(1), 121-144.

Cavaleri R, Schabrun SM, Chipchase LS. The number of stimuli required to reliably assess corticomotor excitability and primary motor cortical representations using transcranial magnetic stimulation (TMS): a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev.* 2017 Mar 6;6(1):48. doi: 10.1186/s13643-017-0440-8. PMID: 28264713; PMCID: PMC5340029.

Christensen, L.O., Andersen, J.B., Sinkjaer, T. & Nielsen, J. 2001. Transcranial magnetic stimulation and stretch reflexes in the tibialis anterior muscle during human walking. *J Physiol* 531, 545–557.

Crone, C. (1993). Reciprocal inhibition in man. *Danish medical bulletin*, 40(5), 571–581.

Di Lazzaro, V., Oliviero, A., Pilato, F., Saturno, E., Dileone, M., Mazzone, P., ... & Rothwell, J. C. (2004). The physiological basis of transcranial motor cortex stimulation in conscious humans. *Clinical neurophysiology*, 115(2), 255-266.

D'silva, L. J., Lin, J., Staecker, H., Whitney, S. L., & Kluding, P. M. (2016). Impact of diabetic complications on balance and falls: contribution of the vestibular system. *Physical therapy*, 96(3), 400–409.

Fujio, K., Obata, H., Kawashima, N., & Nakazawa, K. (2019). Presetting of the corticospinal excitability in the tibialis anterior muscle in relation to prediction of the magnitude and direction of postural perturbations. *Frontiers in human neuroscience*, 4.

Grace Gaerlan, M., Alpert, P. T., Cross, C., Louis, M., & Kowalski, S. (2012). Postural balance in young adults: the role of visual, vestibular, and somatosensory systems. *Journal of the American Academy of Nurse Practitioners*, 24(6), 375-381.

Gajewski, J., & Mazur-Różycka, J. (2016). The H-reflex as an Important Indicator in Kinesiology. *Human Movement*, 17, 64-71.

Granacher, U., Muehlbaue, T., Zahner, L., Gollhofer, A., & Kressig, R. W. (2011). Comparison of traditional and recent approaches in the promotion of balance and strength in older adults. *Sports medicine*, 41(5), 377–400.

Haikonen, K., & Lounamaa, A. (2010). Suomalaiset tapaturmien uhreina 2009, kansallisen uhritutkimuksen tuloksia. Terveysten ja hyvinvoinnin laitos (THL), Raportti, 13,2010.

Hallett, M. (2007). Transcranial magnetic stimulation: a primer. *Neuron*, 55(2), 187-199.

Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Cordova, M. L., and Edwards, J. E. (2000). Intrasession and intersession reliability of the soleus H-reflex in supine and standing positions. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 40, 89–94

Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical therapy*, 67(12), 1881-1885.

Horak, F. B., Nutt, J. G., and Nashner, L. M. (1992). Postural inflexibility in parkinsonian subjects. *J. Neurol. Sci.* 111, 46–58. doi:10.1016/0022-510x (92)90111-w

Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35(suppl\_2), ii7-ii11.

Houk JC 1979. Regulation of stiffness by skeletomotor reflexes. *Ann Rev Physiol* 41: 99-114

Hu, N., Avela, J., Kidgell, D. J., Nevanperä, S., Walker, S., & Piirainen, J. M. (2022). Reliability of transcranial magnetic stimulation and H-reflex measurement during balance perturbation tasks. *Frontiers in Physiology*, 2222.

Huxham, F. E., Goldie, P. A., & Patla, A. E. (2001). Theoretical considerations in balance assessment. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47(2), 89-100.

Ilmoniemi, F. J., Fuohonen, J., & Karhu, J. (1999). Transcranial Magnetic Stimulation—A New Tool for Functional Imaging. *Critical Reviews" in Biomedical Engineering*, 27(3-5), 241-284.

Ilmoniemi, <https://www.biomag.hus.fi/braincourse/L1.html>. Internetlähde. Hakupäivä 10.11.2022

Jadelis, K., Miller, M.E., Ettinger, W., Messier, S.P. 2001. Strenght, balance, and the modifying effects of obesity and knee pain: results from the Observational Arthritis Study in Seniors (OASIS). *Journal of the American Geriatrics Society* 49, 884- 891.

Kamen, G. (2004). Reliability of motor-evoked potentials during resting and active contraction conditions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 36, 1574–1579. doi: 10.1249/01.MSS.0000139804.02576.6A

Kammer, T., Beck, S., Thielscher, A., Laubis-Herrmann, U., & Topka, H. (2001). Motor thresholds in humans: a transcranial magnetic stimulation study comparing different pulse waveforms, current directions and stimulator types. *Clinical neurophysiology*, 112(2), 250-258.

Kawashima, N., Nakazawa, K., Yamamoto, S. I., Nozaki, D., Akai, M., & Yano, H. (2004). Stretch reflex excitability of the anti-gravity ankle extensor muscle in elderly humans. *Acta physiologica scandinavica*, 180(1), 99-105.

Kimiskidis, V. K., Papagiannopoulos, S., Sotirakoglou, K., Kazis, D. A., Dimopoulos, G., Kazis, A. & Mills, K. R. (2004) The repeatability of corticomotor threshold measurements. *Neurophysiol Clin*, 34, 259-66

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

Leung, H., Latella, C., Lamon, S., & Hendy, A. M. (2018). The reliability of neurological measurement in the vastus medialis: Implications for research and practice. *Frontiers in Psychology*, 9, 1857.

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.

Luc, B. A., Lepley, A. S., Tevald, M. A., Gribble, P. A., White, D. B., and Pietrosimone, B. G. (2014). Reliability of corticomotor excitability in leg and thigh musculature at 14 and 28 days. *J. Sport Rehabil.* 23, 330–338. doi:10.1123/jsr.2013-0069

Maeda, F., Gangitano, M., Thall, M., and Pascual-Leone, A. (2002). Inter-and intra- individual variability of paired-pulse curves with transcranial magnetic stimulation (TMS). *Clin. Neurophysiol.* 113, 376–382. doi: 10.1016/S1388-2457(02)00008-1

Malcolm, M. P., Triggs, W. J., Light, K. E., Shechtman, O., Khandekar, G. & Gonzalez Rothi, L. J. (2006) Reliability of motor cortex transcranial magnetic stimulation in four muscle representations. *Clin Neurophysiol*, 117, 1037-46

Miranda Z, Pham A, Elgbeili G, Barthélemy D (2019) H-reflex modulation preceding changes in soleus EMG activity during balance perturbation. *Exp Brain Res* 237:777-791



Misiaszek, J. E. (2003). The H-reflex as a tool in neurophysiology: Its limitations and uses in understanding nervous system function. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 28(2), 144-160.

Miwa, T., Miwa, Y., & Kanda, K. (1995). Dynamic and static sensitivities of muscle spindle primary endings in aged rats to ramp stretch. *Neuroscience letters*, 201(2), 179-182.

Morita, H., Crone, C., Christenhuis, D., Petersen, N. T., & Nielsen, J. B. (2001). Modulation of presynaptic inhibition and disynaptic reciprocal Ia inhibition during voluntary movement in spasticity. *Brain*, 124(4), 826–837.

Nevanperä, S., Hu, N., Walker, S., Avela, J., & Piirainen, J. M. (2023). Modulation of H-reflex and V-wave responses during dynamic balance perturbations. *Experimental Brain Research*, 1–12.

Ngomo, S., Leonard, G., Moffet, H., and Mercier, C. (2012). Comparison of transcranial magnetic stimulation measures obtained at rest and under active conditions and their reliability. *J. Neurosci. Methods* 205, 65–71. doi: 10.1016/j.jneumeth.2011.12.012

Nielsen, J.B. 2003. How we walk: central control of muscle activity during human walking. *Neuroscientist* 9, 195–204.

Orr, R., Raymond, J. & Fiatarone Singh, M. 2008. Efficacy of progressive resistance training on balance performance in older adults. *Sports Medicine* 38, 317- 343.

Paillard, T. (2017). Plasticity of the postural function to sport and/or motor experience. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 72, 129-152.

Palmieri, R. M., Hoffman, M. A., & Ingersoll, C. D. (2002). Intersession reliability for H-reflex measurements arising from the soleus, peroneal, and tibialis anterior musculature. *International Journal of Neuroscience*, *112*(7), 841-850.

Patla, A. E. (1993). Age-related changes in visually guided locomotion over different terrains: major issues. *Sensorimotor impairment in the elderly*, 231-252.

Patla, A. E. (1997). Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait & posture*, *5*(1), 54-69.

Petersen, N., Christensen, L. O., & Nielsen, J. (1998). The effect of transcranial magnetic stimulation on the soleus H reflex during human walking. *The Journal of physiology*, *513*(2), 599-610.

Peterchev, Angel V., et al. "Pulse width dependence of motor threshold and input–output curve characterized with controllable pulse parameter transcranial magnetic stimulation." *Clinical Neurophysiology* *124.7* (2013): 1364-1372.

Pickenbrock, H. M., Diel, A., & Zapf, A. (2016). A comparison between the Static Balance Test and the Berg Balance Scale: validity, reliability, and comparative resource use. *Clinical Rehabilitation*, *30*(3), 288-293.

Piirainen, J. M., Avela, J., Sippola, N., & Linnamo, V. (2010). Age dependency of neuromuscular function and dynamic balance control. *European journal of sport science*, *10*(1), 69-79.

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*(11), 2557-2562.

Piirainen, J. M., Cronin, N. J., Avela, J., & Linnamo, V. (2014). Effects of plyometric and pneumatic explosive strength training on neuromuscular function and dynamic balance control in 60–70-year-old males. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 246-252.

Piirainen, J. (2014). Neuromuscular function and balance control in young and elderly subjects: effects of explosive strength training. *Studies in sport, physical education and health*, (204).

Power, K. E., & Copithorne, D. B. (2013). Increased corticospinal excitability prior to arm cycling is due to enhanced supraspinal but not spinal motoneurone excitability. *Applied Physiology, Nutrition & Metabolism*, 38(11), 1154-1161.

Proessl, F., Beckner, M. E., Sinnott, A. M., Eagle, S. R., Lagoy, A. D., Conkright, W. R., et al. (2021). Reliability of corticospinal excitability estimates for the vastus lateralis: Practical considerations for lower limb TMS task selection. *Brain Res.* 1761, 147395. doi: 10.1016/j.brainres.2021.147395

Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W. C., LaMantia, A. S., McNamara, J. O., & White, L. E. (2004). *Neuroscience*, Sinauer Associates. Inc., USA.

Rossini, P. M., Barker, A. T., Berardelli, A., Caramia, M. D., Caruso, G., Cracco, R. Q., Dimitrijevic, M. R., Hallett, M., Katayama, Y., Lucking, C. H. & Et Al. (1994) Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 91, 79-92.

Rossini, P. M., Burke, D., Chen, R., Cohen, L. G., Daskalakis, Z., Di Iorio, R., ... & Ziemann, U. (2015). Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine

clinical and research application. An updated report from an IFCN Committee. *Clinical neurophysiology*, 126(6), 1071-1107.

Rösler, K. M., Roth, D. M., & Magistris, M. R. (2008). Trial-to-trial size variability of motor-evoked potentials. A study using the triple stimulation technique. *Experimental brain research*, 187, 51-59.

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.

Schubert, M., Curt, A., Colombo, G., Berger, W. & Dietz, V. 1999. Voluntary control of human gait: conditioning of magnetically evoked motor responses in a precision stepping task. *Exp Brain Res* 126, 583–588.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.

Siriphorn, A., Chamonchant, D., & Boonyong, S. (2016). Exercise using mung bean bag improves balance in healthy young adults. *Physiotherapy theory and practice*, 32(8), 603-611.

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

Spiriduso, W. W., Francis, K. L., & MacRae, P. G. (1995). Physical dimensions of aging.

Sturnieks, D. L., Menant, J., Vanrenterghem, J., Delbaere, K., Fitzpatrick, R. C., & Lord, S. R. (2012). Sensorimotor and neuropsychological correlates of force perturbations that induce stepping in older adults. *Gait & posture*, *36*(3), 356–360.

Säisänen, L. (2011). Human Motor Cortex Function Characterized by Navigated Transcranial Magnetic Stimulation. *Kliinisen neurofysiologian väitöskirja. University of Eastern Finland*.

Tallent, J., Goodall, S., Hortobágyi, T., St Clair Gibson, M., Gollhofer, A., French, D. N., and Howatson, G. (2012). Repeatability of Corticospinal and Spinal Measures during Lengthening and Shortening Contractions in the Human Tibialis Anterior Muscle. *PLoS One* *7*, e35930.

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

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*(2), 420-429.

Temesi, J., Ly, S. N., and Millet, G. Y. (2017). Reliability of single-and paired-pulse transcranial magnetic stimulation for the assessment of knee extensor muscle function. *J. Neurol. Sci.* *375*, 442–449. doi: 10.1016/j.jns.2017.02.037

Thomas, A. C., Pietrosimone, B. G., & Bayer, C. J. (2016). Agreement between investigators using paired-pulse transcranial magnetic stimulation to assess quadriceps intracortical excitability. *Journal of Sport Rehabilitation*, *25*(4).

Tokuno, C. D., Taube, W., & Cresswell, A. G. (2009). An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing. *Acta Physiologica*, *195*(3), 385-395.

Wassermann, E. M. (2002). Variation in the response to transcranial magnetic brain stimulation in the general population. *Clin. Neurophysiol.* *113*, 1165–1171. doi: 10.1016/S1388-2457(02)00144-X

Woollacott, M. H., & Shumway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span—a systems approach. *Physical therapy*, *70*(12), 799-807.

Woollacott, M. H., & Tang, P. F. (1997). Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Physical therapy*, *77*(6), 646-660.

Wälchli, M., Tokuno, C. D., Ruffieux, J., Keller, M., & Taube, W. (2017). Preparatory cortical and spinal settings to counteract anticipated and non-anticipated perturbations. *Neuroscience*, *365*, 12-22.

Zangen, A., Roth, Y., Voller, B., & Hallett, M. (2005). Transcranial magnetic stimulation of deep brain regions: evidence for efficacy of the H-coil. *Clinical neurophysiology*, *116*(4), 775-779.