

**KÄVELYN AIKAISEN MITATUN LIHASAKTIIVISUUDEN JA SIMULOIDUN  
LIHASAKTIIVISUUDEN VERTAILU**

Lari Hägg

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Kevät 2021

## TIIVISTELMÄ

Hägg, Lari. 2021. Kävelyn aikaisen mitatun lihasaktiivisuuden ja simuloitun lihasaktiivisuuden vertailu. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, Biomekaniikan pro gradu - tutkielma, 71 s.

Kävely on ihmiselle luonnollinen tapa liikkua ja sitä voidaan tutkia biomekaniikan menetelmin. Tietotekniikka on mahdollistanut ihmisen liikkumisen biomekaanisen mallinnuksen, jonka avulla voidaan laskennallisesti mallintaa vaikeasti mitattavia asioita, kuten esimerkiksi kävelyn aikaista lihaskohtaista voimantuottoa, liikkeen synnyttämiseksi tarvittavia lihasaktiivisuuksia ja niveliin kohdistuvia kontaktivoimia. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli verrata kävelyn aikana merkitsevästi säären voimantuottoon osallistuvien lihasten mitattua lihasaktiivisuutta sekä simuloitua lihasaktiivisuutta keskenään.

Tutkimuksessa käytetty aineisto oli osa Jyväskylän yliopiston EXECP-projektissa muodostunutta aineistoa, josta tähän tutkimukseen on valittu 17 normaalisti kehittyneen lapsen ja nuoren kävelyanalyysin mittausdata. Kävelyanalyysiaineiston mittausdatan avulla koehenkilöiden kävely mallinnettiin biomekaaniseen mallinnukseen tarkoitettulla OpenSim-ohjelmalla. Mallinnuksen tuloksena saatua simuloitua lihasaktiivisuutta verrattiin kävelyanalyysin aikana ihon pinnalta mitattuun lihasaktiivisuuteen. Lihasaktiivisuuksien eroa tutkiin niin lihasaktiivisuuserojen ajoituksen, kuin koko kävelysyklin aikaisen eroavaisuuden kannalta. Lisäksi simuloinnin validiteettiä ja reliabiliteettiä arvioitiin lihasaktiivisuuserojen ajoituksen perusteella.

Tutkimuksen perusteella OpenSim:n staattisen optimointityökalun avulla simuloitujen lihasaktiivisuuserojen ajoitus eroaa merkitsevästi soleus (SOL, 10.92%, 100ms.) ja mediaalinen gastrocnemius (MG, 16.14%, 159ms.) lihasten osalta mitatusta lihasaktiivisuudesta. Tibialis anteriorin (TA) kohdalla ajoituksen ero ei ollut merkitsevä kummankaan mittauspisteen kohdalla (distaalinen (TAd) 2.86%, 28ms. ja proksimaalinen (TAp) 0.43%, 4ms.) ja simuloinnin validiteetti oli hyvä sekä reliabiliteetti kohtalainen (ICC 0.598). Tutkimuksen perusteella kaikkien tarkastelun kohteena olleiden lihasten simuloitu lihasaktiivisuus erosi merkitsevästi kävelysyklin aikana mitatuista lihasaktiivisuuksista (SOL 71.2-, MG- 31.5- ja TAd 28.2-, TAp 35.5 prosenttiyksikköä koko kävelysyklin kestästä). Tutkimuksessa mitatun ja simuloitun lihasaktiivisuustason normalisoiminen kävelysyklin aikaiseen maksimiarvoon on saattanut muuttaa todellista lihasaktiivisuuseroavaisuutta, joten tutkimuksen tuloksiin tulee suhtautua kriittisesti.

Asiasanat: Kävely, lihasaktiivisuus, simulointi

## ABSTRACT

Hägg, Lari. 2021. Comparison of measured muscle activity and simulated muscle activity. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's thesis in biomechanics, 71 pp.

Walking is a natural way to move for humans and it can be studied by biomechanical methods. Technology has enabled biomechanical modeling of human movement, which can be used to computationally model things that are difficult to measure. These things for example are muscle-specific force generation during walking, muscle activities that are needed to generate movement, and joint contact forces. The purpose of this study was to compare measured and simulated muscle activation from shank muscles that are significantly involved in the strength production during walking.

The research material used in this study is from Jyväskylä University's EXECP-project. Data from walking analysis of 17 normally developed children and young adolescent was selected for this study. The walking of participants was modeled with biomechanics modeling software OpenSim based on the data from walking analysis. The simulated muscle activity was compared with to muscle activity which was measured during the walking analysis. The differences in muscle activations were studied from the perspective of the time-to-peak values and the amount of difference during the entire walking cycle. Also, the validity and reliability of the simulation were evaluated based on time-to-peak values.

Based on the study, the timing of the simulated muscle activation peak values produced by the OpenSim static optimization tool differed significantly from the measured muscle activity in soleus (SOL, 10.92%, 100ms) and medial gastrocnemius (MG, 16.14%, 159ms). For tibialis anterior (TA), the difference in timing was not significant at either measurement points (distal (Tad) 2.86%, 28ms, and proximal (TAp) 0.43%, 4ms). The validity of simulation was good whereas reliability was moderate (ICC 0.598) for TA time-to-peak values. Based on the study all simulated muscle activities differed significantly from measured muscle activities during the walking cycle (SOL 71.2, MG-31.5 and TAd 28.2, TAp 35.5 percentage points).

In this study the muscle activations were normalized to walk cycles peak values, thereby there is possibility that the real difference between muscle activations have been changed. Therefore, the results of this study should be observed critically.

Key words: Walking, muscle activity, simulation

## KÄYTETYT LYHENTEET

$a$	Muscle Activation, lihasaktivaatio
$\alpha$	Pennaatiokulma
CE	Contractile Element, supistuva komponentti
CMC	Computed Muscle Control, laskennallinen lihasaktiivisuus
DK	Direct Kinematics, suora kinematiikka
EDL	Extensor Digitorum Longus, varpaiden pitkä ojentajalihas
EHL	Extensor Hallucis Longus, isovarpaan pitkä ojentajalihas
EMG	ElectroMyoGraphy, elektromyografia
$fl$	Force-Lenght, voima-pituus
$f_0^M$	Voimantuotto optimaalisella lihasfibiipituudella
$f^L(\tilde{l}^M)$	Normalisoitu voima-pituuskuvaaja
$f^M$	Force muscle fiber, lihasfiberin voima
$f^{PE}(\tilde{l}^M)$	Normalisoidun rinnakkaisen elementin voima-pituuskuvaaja
$f^T$	Force Tendon, jännevoima
$f^v(\tilde{v}^M)$	Normalisoitu voima-nopeuskuvaaja
$f^v$	Force-Velocity, voima-nopeus
GAS	Gastrocnemius, kaksoiskantalihas
$h$	Lihasmallin korkeus
HS	Heel Strike, kantaisku
IC	Initial Contact, alkukontakti
iEMG	intramuscular EMG, ihonalainen-EMG
IK	Inverse Kinematics, käänteinen kinematiikka
$l_f$	Normalisoitu lihasfibiipituus
$l_f^*$	Keskimääräinen lihasfiberin raakapituus
LAHA	Lihasktivaatiohuippuarvo
$l^{MT}$	Lenght Muscle-Tendon-model, lihas-jännemallin pituus
$l^M$	Lenght Muscle, lihasmallin pituus
$l_0^M$	Optimal Muscle fiber lenght, optimaalinen lihasfiberi pituus
$l_s$	Keskimääräinen sarkomeeripituus

$l^T$	Lenght Tendon, jännemallin pituus
$l_s^T$	Tendon Slack Length
$\tilde{l}_s^T$	Normalisoitu Tendon Slack Length
MG	Medial Gastrocnemius, kaksoiskantalihaksen mediaalinen pää
MRI	Magnetic Resonance Imaging, magneettikuvaus
PE	Passive Element, rinnakkainen elementti
TA	Tibialis Anterior, etummainen säärilihas
TAd	Etummaisesta säärilihaksen distaalinen sEMG:n mittauspiste
TAp	Etummaisesta säärilihaksen proksimaalinen sEMG:n mittauspiste
OS	OpenSim
P	Lihaskäivisyyksien potenssi
PCSA	Physiological Cross-Sectional Area, fysiologinen poikkileikkaus pinta-ala
$r^{Mj}$	Lihaksen vipuvarren pituus nivelkeskipisteeseen
RRA	Jäännösvähennys algoritmi, Residual Reduction Algorithm
sEMG	Pinta-EMG, surface EMG
SO	Staatinen optimointi, Static Optimization
SOL	Soleus, leveä kantalihas
SSE	Series Elastic Element, sarjassa oleva elastinen elementti, jänne
$\tau$	Aikavakio
$\tau_{akt}$	Aktivaatioaikavakio
$\tau_{deakt}$	Deaktivaatioaikavakio
$\tau_j$	Nivelessä vaikuttava momentti
$\theta$	Keskimääräinen pennaatiokulma
$u$	Hermostollinen eksitaatio
$V^M$	Muscle Volume, lihaksen tilavuus
$v^M$	Velocity Muscle model, lihas-jännemallin nopeus
$v^{Mmax}$	Maximal Muscle fiber Velocity, maksimaalinen lihasfäärin nopeus
$v^{MT}$	Velocity Muscle-Tendon-model, lihas-jännemallin nopeus
$v^T$	Velocity Muscle-Tendon-model, lihas-jännemallin nopeus

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 KÄVELYN BIOMEKANIikka .....	2
2.1 Kävely.....	2
2.2 Kävelysykli.....	3
2.2.1 Kävelysyklin vaiheet .....	4
2.2.2 Polven ja nilkan liikkeet kävelysyklin aikana .....	5
2.2.3 Plantaari- ja dorsifleksoreiden rooli kävelysyklin aikana .....	7
2.2.4 Plantaari- ja dorsifleksoreiden aktiivisuus ja toiminta kävelysyklin aikana..	8
2.3 Kinematiikka .....	10
2.4 Kinetiikka .....	11
2.5 Lihasaktiivisuuden mittaaminen (sEMG).....	13
3 LIHASAKTIIVISUUDEN SIMULOINTI.....	15
3.1 Lihas-luurankomalli .....	15
3.2 Lihas-jännekompleksi ja sen mallintaminen .....	17
3.2.1 Sarjassa oleva elastinen elementti (SSE).....	18
3.2.2 Lihasmallin dynamiikka .....	19
3.2.3 Lihasmallin aktivaatiodynamiikka .....	20
3.2.4 Lihas-jännemallin supistusdynamiikka .....	21
3.2.5 Lihas-jännemallin laskentaparametrien määrittäminen .....	24
3.3 Simuloinnin työnkulku .....	27
3.3.1 Skaalaus .....	28
3.3.2 Käänteinen kinematiikka (IK) .....	29
3.3.3 Staattinen optimointi .....	30

4	TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	32
4.1	Tutkimuskysymys.....	32
5	TUTKIMUSMENETELMÄT.....	33
5.1	Tutkimusaineisto ja koehenkilöt.....	33
5.2	Kävelyanalyysi.....	34
5.3	EMG- ja liikeanalyysisignaalien prosessointi.....	36
5.4	Lihasktiivisuuksien simulointi.....	38
5.4.1	Mallin antropometrinen skaalaus.....	38
5.4.2	Lihasmallien maksimaalisen isometrisen voiman määrittely.....	40
5.4.3	Käänteinen kinematiikka ja staattinen optimointi.....	40
5.5	Tilastolliset menetelmät.....	41
6	TULOKSET.....	43
6.1	Lihasktiivisuushuippujen ajankohtien ajoitus.....	43
6.2	Validiteetti lihasaktiivisuuden huippuarvojen ajankohdan osalta.....	45
6.3	Reliabiliteetti lihasaktivaatiohuippuarvojen ajankohdan osalta.....	47
6.4	SPM{t} analyysin tulokset.....	47
6.5	SPM analyysien tulokset BMI-klusterien tasolla sekä lihasaktivaatiohuippuarvojen perustaisen korjauksen jälkeen.....	49
6.6	Tulosten yhteenveto.....	55
7	POHDINTA.....	57
7.1	Simuloitujen ja mitattujen lihasaktivaatiohuippuarvojen ajankohta.....	57
7.2	Kävelysyklin aikaisen simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden samankaltaisuus.....	60
7.3	Tutkimuksen arviointi.....	63
7.4	Johtopäätökset.....	65
	LÄHTEET.....	67
	LIITTEET	

# 1 JOHDANTO

Kävely on ihmiselle luonnollinen tapa liikkua ja sitä voidaan tutkia biomekaniikan menetelmin. Kävelyn aikaisia kehonosien liikkeitä voidaan kuvata kinematiikan avulla, jolloin vartalonosien paikka ja orientaatio voidaan määrittää, sekä niiden liike esittää nopeuksina ja kiihtyvyyksinä. Vastaavasti kinetiikan avulla voidaan selvittää millaiset kokonaismomentit vaikuttavat nivelissä ja millaisia voimia vaaditaan kävelyn aikana. Kävely muodostuu eri vartalonosien liikkeistä, joiden aikaansaamiseksi tarvitaan lihasten tuottamaa voimaa. Lihasten koordinoitua voimantuottoa ohjaa hermosto, jonka ohjaamana lihakset aktivoituvat. Lihaksen aktivoitumisesta kertovaa sähköistä aktiivisuutta pystytään mittaamaan ja sen avulla päättelemään lihasten roolia kävelyssä. Lihaksen pinnalta elektromyografian avulla mitatun sähköisen aktiivisuuden perusteella voidaan myös päätellä, kuinka paljon ja millä hetkellä lihaksen aktivoitumiseen johtavaa hermostollista aktiivisuutta tarvitaan, jotta kävelyn kaltainen liike voidaan toteuttaa.

Tietotekniikka on mahdollistanut ihmisen liikkumisen biomekaanisen mallinnuksen, jonka avulla voidaan laskennallisesti mallintaa vaikeasti mitattavia asioita, kuten esimerkiksi kävelyn aikaista lihaskohtaista voimantuottoa, liikkeen synnyttämiseksi tarvittavia lihasaktiivisuuksia ja niveliin kohdistuvia kontaktivoimia. Biomekaanisessa mallinnuksessa yhdistyvät biomekaniikan perusmenetelmät kuten kinematiikka ja kinetiikka sekä tutkittavaa kohdetta vastaava ja sen liikettä toistava kolmiulotteinen lihas-luurankomalli. Mallinnuksen avulla voidaan laskennallisesti selvittää millainen lihasaktivaatiotaso tuottaisi tutkittavan kohteen suorittaman liikkeen ja millainen hermostollinen eksitaatiotaso vaadittaisiin kyseisen lihasaktivaation saavuttamiseksi.

Tämän pro gradu-tutkimuksen tarkoituksena on selvittää, eroaako kävelysyklin aikana ihon pinnalta mitattu lihaksen sähköinen aktiivisuus (sEMG) ja biomekaanisen mallinnuksen avulla simuloitu laskennallisen lihasaktivaatio ( $a$ ) toisistaan merkitsevästi nilkan plantaari- ja dorsifleksioon osallistuvien lihasten osalta.

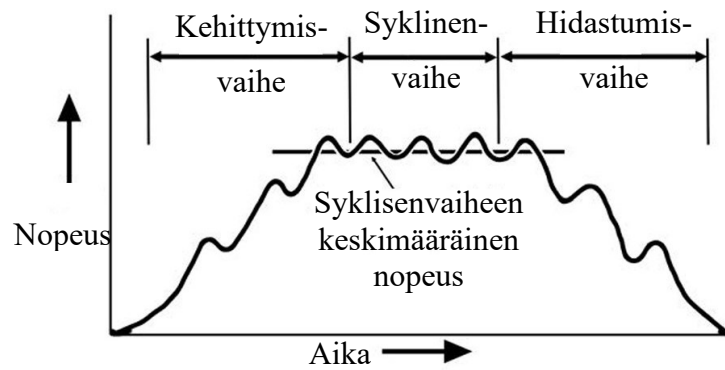


## 2 KÄVELYN BIOMEKANIikka

Tässä kappaleessa määritellään mitä on kävely ja kuinka se on jaettavissa pienempiin osiin sekä vaiheisiin. Kappaleessa tarkastellaan biomekaniikan näkökulmasta nilkkanivelen plantaari- ja dorsifleksioon osallistuvien päävaikuttajalihasten toimintaa ja roolia kävelyn aikana. Lisäksi kappaleessa käsitellään, kuinka kävelyn aikaista liikettä pystytään kuvaamaan kinematiikan avulla ja miten nivelissä vaikuttavia kokonaismomenteja voidaan laskea käänteisen dynamiikan avulla. Lopuksi kuvataan, miten lihaksen toiminnasta kertovaa sähköistä aktiivisuutta voidaan mitata ja kuinka sen perusteella voidaan arvioida eri lihasten roolia kävelyn aikana.

### 2.1 Kävely

Ihmisellä käveleminen on tapa liikkua, jolloin vartalo on pystyasennossa ja liikkuva keho on tuettu vuorotellen kummankin jalan varaan. Kävely voidaan määritellä rytmikkääksi vartalonosien liikkeeksi, joka pitää kehon etenevässä liikkeessä. Jokaisella ihmisellä on oma tyylinsä kävellä ja kävelytyyli varioituu hieman rotujen ja eri kehon mittasuhteet omaavien henkilöiden välillä. Kävelytyyli voi vaihdella myös mielialan mukaan, jolloin ihminen kävelee eri tavoin mielialan ollessa korkealla tai masentunut. Kävely ei yksilöllikään ole koko ajan samanlaista syklistä vartalonosien liikuttelua, vaan kävely muuttuu esimerkiksi kävelynopeuden, alustan tai jalkineiden vaikutuksesta. Liikkuminen voidaan määritellä kävelyksi, kun 1) maan reaktiovoima kannattelee kehoa jatkuvasti ja 2) kumpikin jalka liikkuu vuorotellen tukivaiheesta seuraan liikkeen etenemissuunnassa. (Rose & Gamble 2005, 15-16.) Kävely voidaan jakaa nopeuden kehityksen mukaan kolmeen eri vaiheeseen (katso kuva 1): 1) Kehittymisvaiheeseen (l. kiihdytys vaiheeseen) 2) sykliseenvaiheeseen (l. tasaisen nopeuden vaiheeseen) ja 3) hidastumisvaiheeseen. (Lettre & Contini 1967, Kaufman & Sutherland 2005, 33 mukaan.)

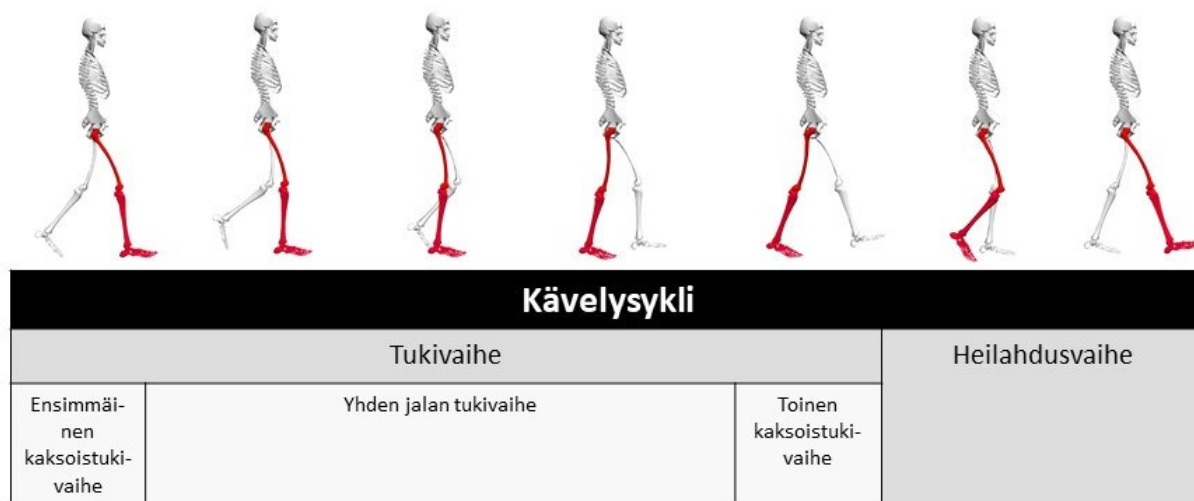


Kuva 1. Kävelynopeuden kehityksen vaiheet (Mukailtu Lettre & Contini 1967, Kaufman & Sutherland 2005, 33 mukaan)

## 2.2 Kävelysykli

Kävelyä tutkitaan yleensä yhtenä syklisenvaiheen aikaisena kävelysyklinä, joka oletetaan toistuvan kävelyn aikana samanlaisena. Ajatus toisiaan seuraavista identtisistä kävelysykleistä ei välttämättä ole täysin oikea, mutta usein se on riittävän tarkka tutkittaessa kävelyä kokonaisuutena. Kävelysyklissä on kaksi vaihetta, tukivaihe ja heilahdusvaihe (katso kuva 2). Tukivaiheen aikana jalka on kontaktissa alustaan ja heilahdusvaiheen aikana jalka on irti alustasta (Vaughan, Davis, O'Connors 1992, 9). Kävelysykli voidaan määritellä alkavaksi oikean jalan kantauskusta (HS, Heel Strike tai IC, initial contact) ja jatkuvaksi niin kauan, kunnes oikean jalan kantausku toistuu. Vasen jalka suorittaa kävelysykin aikana samat liikkeen vaiheet, mutta puoli sykliä myöhässä (Whittle 1991, 53). Tukivaihe voidaan jakaa edelleen kolmeen eri vaiheeseen: 1) Ensimmäiseen kaksoistukivaiheeseen, joka alkaa oikean jalan kantauskusta ja muuttuu 2) yhden jalan tukivaiheeksi, kun paino siirtyy kokonaan oikean jalan päälle vasemman jalan irrotessa alustakontaktista. 3) Toinen kaksoistukivaihe alkaa vasemman jalan kantauskusta ja päättyy oikean jalan irrotessa alustakontaktista (Vaughan 1992, 9-11). Tukivaihe kestää n. 60 % ja heilahdusvaihe n. 40 % kävelysykin ajasta, kaksoistukivaiheiden kestäessä n. 10 % kokonaiskävelysykin ajasta. Eri vaiheiden kesto kävelysykin aikana kuitenkin vaihtelee, esimerkiksi kävelynopeuden kasvaessa. Nopeuden kasvaessa tuki- ja kaksoistukivaiheiden kesto lyhenee. Vauhdin kasvaessa niin suureksi, että kaksoistukivaihe

katoaa, voidaan puhua juoksusta. Juoksuun siirryttäessä tukivaiheiden välinen aika kasvaa ja jatkuva kontakti alustaan katoaa, tällöin puhutaan lentoajasta (Whittle 1991 54-55).

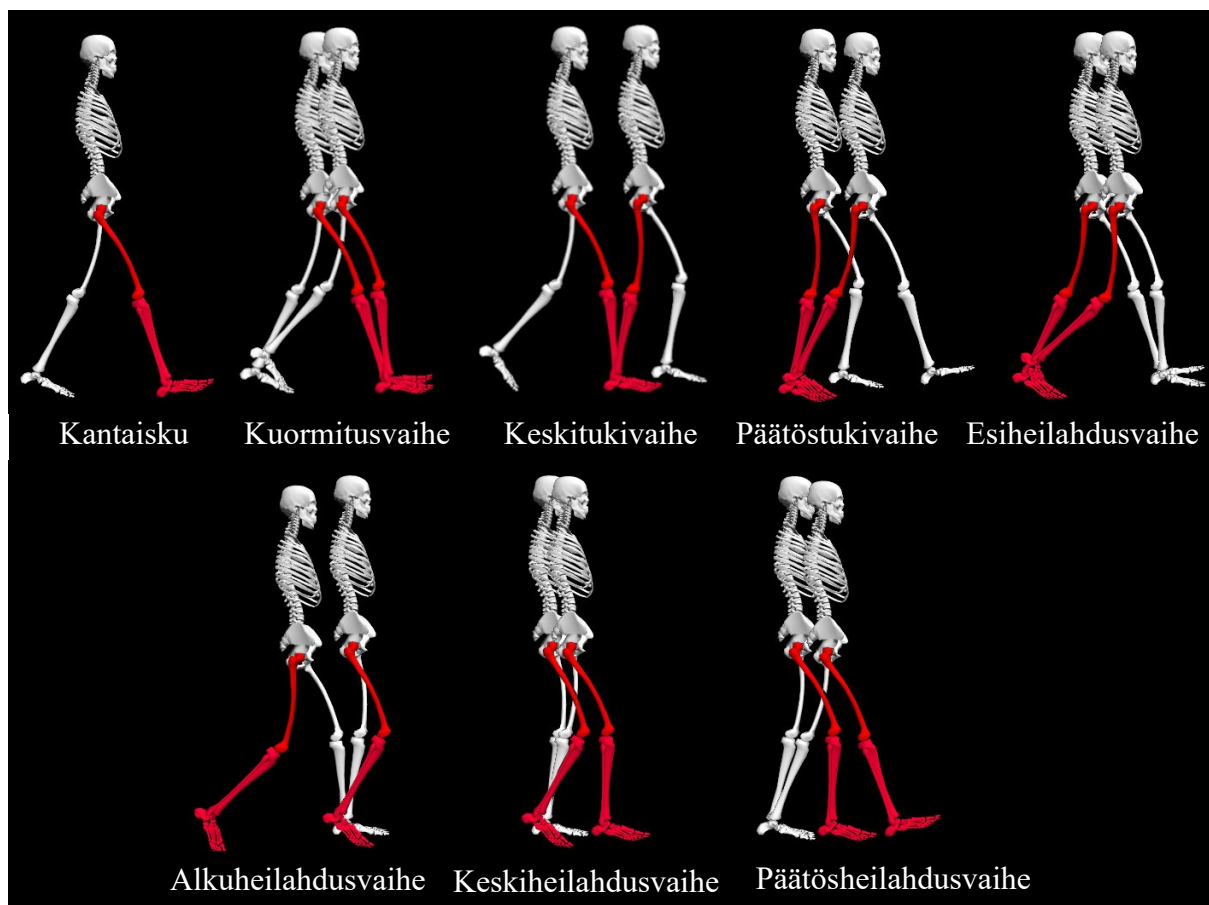


Kuva 2. Kävelysykli ja tukivaiheet. (Mukailtu Perry 1992, 5)

### 2.2.1 Kävelysyklin vaiheet

Kävelysykli voidaan jakaa edelleen kahdeksaan pienempään vaiheeseen, tukivaihe viiteen ja heilahdusvaihe kolmeen vaiheeseen (katso kuva 3). Tukivaihe alkaa 1) alkukontaktista, missä normaali kävelyssä oikean jalan kantapää (kantaisku, heel contact, heelstrike), tai patologisessa kävelyssä esimerkiksi päkiä (alkukontakti, initial contact) on kontaktissa alustaan ensimmäisen kerran edellisen heilahdusvaiheen jälkeen. Alkukontaktia seuraa 2) kuormitusvaihe, jossa ensimmäisen kaksoistukivaiheen aikana paino alkaa siirtymään tukijalan päälle vasemman jalan siirtyessä heilahdusvaiheeseen päättäen ensimmäisen kaksoistukivaiheen. Kuormitusvaihetta seuraa 3) keskitukivaihe, jossa paino on kokonaan tukijalan päällä. Keskitukivaihe alkaa, kun vasen jalka irtoaa alustakontaktista ja päättyy siihen, kun kehon painopiste on kohtisuoraan tukijalan päällä. 4) Pääöstukivaihe alkaa painopisteen siirtyessä pois kohtisuoralta linjalta tukijalan päältä ja päättyy siihen, kun vasen jalka on heilahdusvaiheen jälkeen uudelleen kontaktissa alustaan. Pääöstukivaiheen lopussa päättyy yhdenjalan tukivaihe ja toinen kaksoistukivaihe alkaa. 5) Esiheilahdusvaihe alkaa vasemman jalan kontaktissa alustaan ja päättyy, kun oikean jalan kontakti alustaan loppuu. 6) Alkuheilahdusvaihe alkaa

oikean jalan irrotessa alustakontaktista (toe-off) ja päättyy, kun heilahdusvaiheessa oleva jalka siirtyy tukijalan vierelle. 7) Keskiheilahdusvaiheessa jalka heilahtaa tukijalan viereltä eteenpäin ja vaihe päättyy, kun heilahtavan jalan sääri pystysuorassa. 8) Päätösheilahdusvaiheessa heilahdusvaiheessa oleva jalka ojentuu ja kävelysykli päättyy jalan ollessa uudelleen kontaktissa alustaan. (Perry 1992, 9-16.)



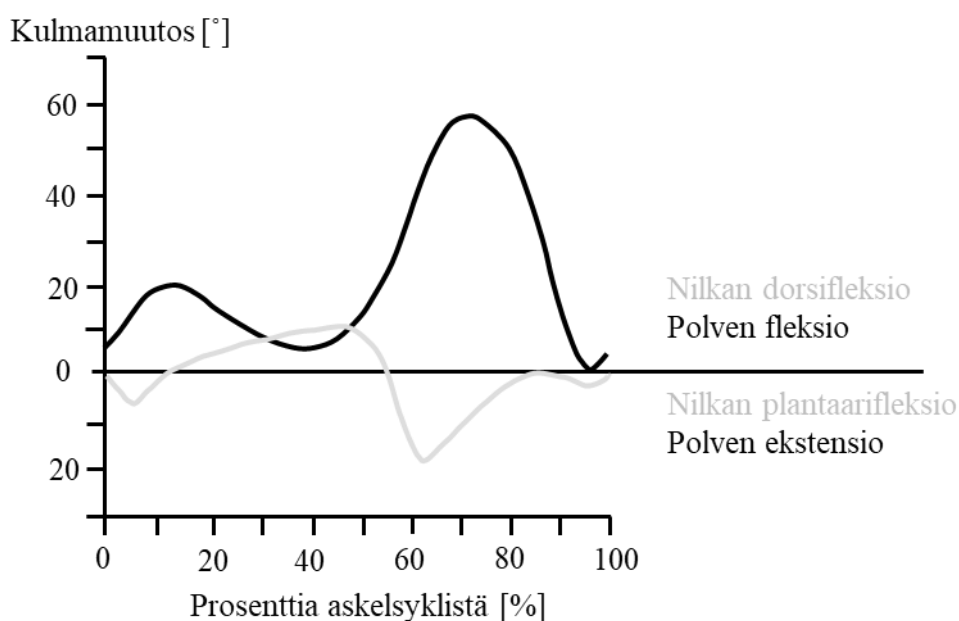
Kuva 3. Kävelysyklin vaiheet sekä tukivaiheessa, että heilahdusvaiheessa. (Mukailtu Perry 1992, 12-14)

## 2.2.2 Polven ja nilkan liikkeet kävelysyklin aikana

Jokaisen kävelysyklin aikana polvinivelessä tapahtuu kaksi ekstensiota ja fleksiota (katso kuva 4). Polvi on lähes täysin ojentunut ennen kantaiskua ja koukistuu hieman tukivaiheen alussa. Polvinivel ojentuu uudelleen keskitukivaiheen aikana, jonka jälkeen se alkaa koukistumaan

uudelleen saavuttaen suurimman fleksion alkuheilahdusvaiheen aikana. Polvinivel ojentuu heilahdusvaiheen loppuun mennessä uudelleen ennen seuraavaa kantaiskua. (Whittle 1991, 59.)

Jokaisen kävelysyklin aikana nilkkanivelessä tapahtuu kaksi plantaari- ja dorsifleksiota (Perry 1992, 52). Nilkkanivel on lähes neutraalissa kulmassa ennen kantaiskua. Kantaiskun jälkeen kuormitusvaiheen aikana tapahtuvassa plantaarifleksiossa jalkaterän laskee alustaa vasten. (Whittle 1991, 59) Jalkaterän ollessa alustaa vasten tibia alkaa liikkua suhteessa jalkaterään ja nilkkanivelessä alkaa tapahtumaan dorsifleksiota. Dorsifleksio jatkuu läpi keskitukivaiheen ja päättyy noin puolessavälissä päätöstukivaihetta (Perry 1992, 53). Päätöstukivaiheen lopussa ja esiheilahdusvaiheen aikana nilkkanivelessä tapahtuu uudelleen plantaarifleksio joka kasvaa, kunnes isovarvas irtoaa alustasta. Alkuheilahdusvaiheen alussa nilkkanivelessä tapahtuu uusi dorsifleksio, jolloin se saavuttaa uudelleen neutraalin asennon ennen seuraavan kantaiskun alkua (Whittle1991, 60).



Kuva 4. Nilkan ja polven kulmamuutos kävelysyklin aikana. (Mukailtu Perry 1992 53, 91)

### 2.2.3 Plantaari- ja dorsifleksoreiden rooli kävelysyklin aikana

Kuvattaessa nilkan liikettä sagittaalitasolla, voidaan nilkan kontrolliin vaikuttavat lihakset jakaa joko plantaari- tai dorsifleksoreihin. Nilkan dorsifleksioon vaikuttaa kolme merkittävää lihasta: Etummainen säärilihas (TA, Tibialis Anterior), varpaiden pitkä ojentajalihas (EDL, extensor digitorum longus) ja isovarpaan pitkä ojentajalihas (EHL, extensor hallucis longus). Kaikilla kolmella lihaksella on lähes samanlaiset voimantuottoon vaikuttavat vipuvarret, mutta niiden koossa on merkittävä ero. TA:n poikkipinta-ala on kaikista suurin ja sen tilavuus on 60% suurempi kuin EDL:n ja EHL:n yhteenlaskettu tilavuus. Plantaarifleksioon vaikuttaa seitsemän eri lihasta, mutta niistä merkittävimmät ovat leveä kantalihas (SOL, soleus) ja kaksoioskantalihas (GAS, gastrocnemius). SOL ja GAS lihasten tuottama teoreettinen plantaarifleksiomomentti on 93% kokonaismomentista. (Perry 1992, 55-58.) Seuraavaksi on kuvattu vain TA, SOL, GAS lihasten toimintaa ja aktiivisuutta yhden kävelysyklin aikana niiden dominoivan voimantuottokapasiteetin takia.

Lihasten aktiivisuus kävelysyklin aikana saattaa vaihdella eri henkilöiden välillä, vaikka kävelysykli ulkoisesti olisikin lähes identtinen. Vastaavasti lihasaktiivisuus saattaa muuttua toisenlaiseksi esimerkiksi väsymyksen takia, jolloin vaihtoehtoisia lihasaktiivisuusmalleja otetaan käyttöön. Tämän takia lihasaktiivisuuksia voidaan kuvata vain keskimääräisesti. (Whittle 1991, 72.) Lisäksi GAS ylittää sekä polvi- että nilkkanivelen, joten sen aktiivisuudella on vaikutusta kummankin nivelen toimintaa kävelyssä.

Lisäksi biomekaanisten tutkimusten perusteella nilkan plantaarifleksion suorittavilla lihaksilla on todettu olevan erilaisia toiminallisia rooleja kävelyn aikana. Nilkka ja polvinivelen kokonaismomenttiin perustuvat biomekaaniset analyysit eivät pysty selvittämään yksittäisen yhden- tai kahden nivelen ylittävien plantaarifleksioon osallistuvien lihasten vaikutuksia kävelyn suorituskykyyn (tuki/eteenpäin työntäminen). Onkin esitetty kolme pääteoriaa plantaarifleksoriyhmän toiminnasta: 1) toimivat kontrolloidussa roll-off vaiheessa, 2) toimivat aktiivisesti vartaloa eteenpäin vievän voiman tuottamisessa työntövaiheessa ja 3) tuottavat kiihtyvyyden jalan heilahdusvaiheeseen. (Neptune ym. 2001.)

Ensimmäisessä teoriassa Perryn-kontrolloidussa roll-off-teoriassa eteneminen on kuvattu päätöstukivaiheessa tapahtuvaksi kontrolloiduksi kaatumiseksi, josta eteenpäin liikuttava energia syntyy (Neptune ym. 2001). Tässä plantaarifleksioon osallistuvien lihasten tehtävänä on jarruttaa nilkkanivelen dorsifleksiota keski- ja päätöstukivaiheen aikana ja näin edistää polven fleksiota silloin, kun keho siirtyy tukijalan yli. Tässä teoriassa SOL ja GAS lihasten rooli on eteenpäin työntävän voiman kannalta passiivinen, sillä liike-energia katsotaan syntyvän kehon kaatuessa päkiäkeinun yli seuraavaa vastakkaisen jalan tukivaihetta kohden (Perry 1992, 66).

Toisessa, Winterin aktiivisessa työntöteoriassa plantaarifleksoreiden tuottaman energian katsotaan välittyvän kehoon tuottaen tukea ja eteenpäin työntävää voimaa päätöstukivaiheen lopussa (Neptune ym. 2001). Teoriassa plantaarifleksoreilla on kaksi energian välittymiseen liittyvää vaihetta tukivaiheen aikana. Ensiksi plantaarifleksorit absorboivat energiaa tukivaiheen dorsifleksion aikana siihen asti, kunnes kantapää alkaa irtoamaan alustasta. Seuraavassa vaiheessa ne tuottavat aktiivisesti energiaa kannan irtoamisvaiheesta varpaan irtoamisvaiheeseen (heel-off to toe-off) (Winter D. 1982).

Kolmannen teorian mukaan plantaarifleksoreiden tehtävä on kiihdyttää jalka heilahdusvaiheeseen ja eteenpäin vievän liikkeen edistäminen tapahtuu myöhemmin heilahdusvaiheessa, kun heilahdusvaiheessa olevan jalan energia välittyy vartaloon (Neptune ym. 2001). Meinders, Gitter ja Czerniecki (1998) mukaan nilkan plantaarifleksoreiden tekemä työ ”varastoituu” kineettiseksi ja potentiaalienergiaksi heilahdusvaiheessa olevaan jalkaan. Tällöin jalkaan varastoitunut energia siirtyy heilahdusvaiheen eksentrisessä jarrutusvaiheessa vartaloon, joka myötävaikuttaa vartalon etenemisnopeuteen.

#### **2.2.4 Plantaari- ja dorsifleksoreiden aktiivisuus ja toiminta kävelysyklin aikana**

Kantaiskun alkaessa TA on aktiivinen ja toimii siten kantaiskunvaimentimina. Kantaiskun aikainen TA:n vähäinen aktiivisuus sallii nilkan kääntymisen plantaarifleksioon. Kantaiskun jälkeen TA:n aktiivisuus kasvaa ja se vastustaa aktiivisesti nilkkanivelen plantaarifleksiota, jolloin alustakontaktissa olevan kantaluun ja nilkkanivelen välille muodostuu epävakaata vipua

(Perry 1992, 61-62). Kuormitusvaiheessa, kun paino alkaa siirtymään etummaisen jalan päälle, nilkkaniveleen muodostuu ulkoinen kasvava plantaarifleksiomomentti (Whittle 1991, 63). Ulkoinen plantaarifleksiomomentti alkaa liikuttamaan jalkaterää kohden alustaa (Perry 1992, 62), jota vastustaakseen TA tekee eksentristä työtä kontrolloiden jalkaterän laskeutumista alustaa vasten estäen jalkaterää ”läpsähtämästä” alustaan (Rose & Gamble 2005, 112). Kehonpainon siirtyessä tämän kantaluunilkanivelvivun välityksellä jalkaterälle, vetää TA tibiaa eteenpäin fasilitoiden samalla koko tukijalan etenemistä. Keskitukivaiheessa, kun jalkaterä on saavuttanut alustan, tulee nilkkanivelestä liikkeen tukipinta ja tibia alkaa kääntymään kohti pystyasentoa (Perry 1992, 62). Samalla maan tukivoimavektori alkaa liikkumaan eteenpäin jalkaterän alla aiheuttaen ulkoisen plantaarifleksiomomentin pienenemisen ja lopulta sen suunnan muuttumisen ulkoiseksi dorsifleksiomomentiksi. Ulkoisen momentin suunnan muuttumisen ansiosta TA:n aktiivisuus laskee ja SOL ja GAS aktivoituu aiheuttaen sisäisen plantaarifleksiomomentin vastustaakseen eksentrisesti ulkoista dorsifleksiomomenttia (Whittle 1991, 63-63). Soleuksen nopea aktivoituminen hidastaa tibian etenemistä ja aktiivisuus pysyy samalla tasolla keskitukivaiheen loppuun asti. SOL aktiivisuudella on suurin jarruttava vaikutus tibian etenemiseen, sillä se on kiinnittynyt tibiaan ja calcaneukseen. Vaikka GAS toimii synergistinä tässä vaiheessa, sillä ei ole suoraa vaikutusta tibiaan, sillä se kiinnittyy femurin distaaliseen päähän (Perry 1992, 63-64). Pääötstukivaiheessa jalan tukipiste on siirtynyt ensimmäisen metatarsaalien distaalipään kohdalle, jolloin nilkkaniveleen vaikuttava ulkoinen dorsifleksiomomentti on suurimmillaan. Samalla hetkellä SOL ja GAS lihasten aktivaatio on suurimmillaan, jolloin kantapää alkaa irtoamaan alustasta (Whittle 1991, 67-68). Koska kehon painopiste siirtyy keskitukivaiheen lopussa polviniveleen etupuolelle aiheuttaen polviniveleen ulkoisen ekstensiomomentin, aiheuttaa GAS aktiivisuus polviniveleen vastakkaissuuntaisen sisäisen momentin, jolloin GAS toimii polven fleksorina estän polven yliojentumista (Perry 1992, 103). Esiheilahdusvaiheessa (heel-off to toe-off) nilkka kääntyy SOL ja GAS lihasten konsentrisen aktiivisuuden takia dorsifleksioista lähes neutraaliin asentoon (Whittle 1991, 70).

Alkuheilahdusvaiheen aikana TA:n konsentrisen aktiivisuus lisääntyy nopeasti ja nilkan dorsifleksio alkaa. Heilahdusvaiheen aikana jalka siirtyy tukijan viereen, jolloin neutraalissa asennossa olevan jalkaterän paino lisää nilkkaan kohdistuvaa ulkoista plantaarifleksiomomenttia, mikä näkyy lisääntyneenä TA:n aktiivisuutena.



Loppuheilaudusvaiheessa TA:n aktiivisuus kasvaa edelleen jalkaterän inertian vaikutuksesta ja toimii esiaktiivisuutena seuraavaa kantaiskua kohden mentäessä (Perry 1992, 68).

### 2.3 Kinematiikka

Kinematiikka on mekaniikan alaluokka, jossa kuvataan liikettä huomioimatta voimia, jotka vaikuttavat liikkeessä (Kaufman K. & Sutherland D. 2006. 34). Kinematiikka on liikkeen geometrinen kuvaus siirtyminä, nopeuksina ja kiihtyvyyksinä (Whittle 1991, 160). Kinemaattinen analyysi liittyy edelleen jäykkien kappaleiden välisen liikkeen tutkimiseen ja kinematiikkaa voidaan käyttää kävelyn tutkimiseen kehonosien edustaessa jäykkiä kappaleita (Kaufman K. & Sutherland D. 2006. 33). Kinematiikassa kehoa voidaan pitää kokonaisuutena, joka muodostuu jäykistä kappaleista, jotka yhdistyvät toisiinsa nivelten välityksellä (Vaughan ym. 1992, 22). Kinematiikkaa voidaan käyttää kävelyanalyyseissä selvittämään kehonosien asennot, nivelkulmat ja niiden lineaari- ja kulmanopeudet sekä kiihtyvyydet (Whittle 1991, 160).

Kehon jäykkien osien liikkeet voidaan selvittää kolmiulotteisessa avaruudessa ulkoisten markkereiden sekä monikamerajärjestelmän avulla. Yleisesti käytössä on kahta erilaista markkerointi menetelmää kinemaattisissa analyyseissä. Ensimmäisessä menetelmässä markkerit kiinnitetään suoraan iholle luisten maamerkkien päälle mahdollisimman lähelle nivelen rotaatioakselia. Esimerkiksi reisiluun mediaaliseen nivelnastaan ja mediaaliseen malleoliin sijoitetut markkerit kuvaavat polven ja nilkan nivelakseleiden sijaintia. Kehonosan asema ja orientaatio määritellään kahden nivelpisteen päällä olevan markkerin välisen suoran viivan avulla. Toinen menetelmä on sijoittaa kehonosaan vähintään kolme ei lineaarista markkeria, joiden avulla kehonosan asema ja orientaatio voidaan määrittää kolmiulotteisessa avaruudessa. Koska kehonosia kuvaavat jäykät kappaleet ovat niveltyneet kiinni toisiinsa voidaan niiden välinen nivelkeskipiste selvittää matemaattisesti. Nivelpisteet ovatkin kinematiikan kannalta tärkeimmät määriteltävät kohdat. Markkerit sijoitetaan yleensä ihoon suoraan luisten toistettavasti löydettävien maamerkkien päälle ja/tai käytetään suoraan raajaan kiinnitettäviä kolmen markkerin klustereita. Koehenkilön liikkeessä kamerajärjestelmä kuvaa ja tallentaa markkereiden liikeradat. Vähintään kahden kameran on nähtävä markkeri

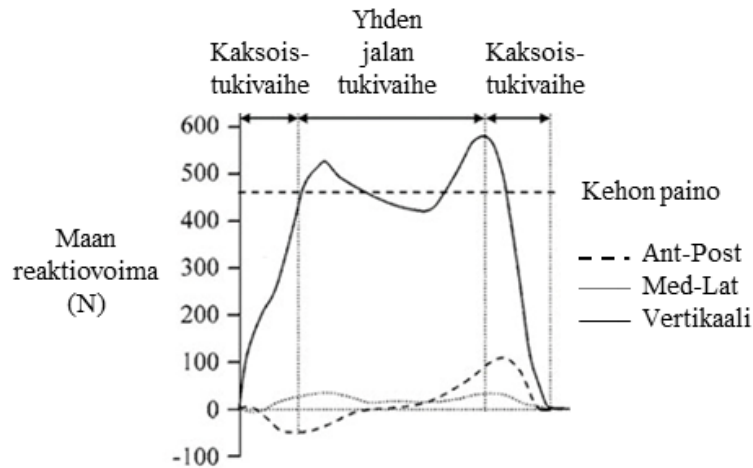
jatkuvasti, jotta tietokonejärjestelmä pystyy laskemaan sen aseman kolmiulotteisessa avaruudessa. Stereofotogrammetristen periaatteiden mukaan yhdistämällä jokaisen kameran kuvaaman tasolla etenevän markkeriradan perusteella voidaan luoda kolmiulotteisesti liikkuva markkerirata, joka on kiinnitettynä laboratorion koordinaattiavaruuteen. Jotta jäykän kappaleen sisäinen koordinaatisto voidaan määrittää, niin vähintään kolmen ei-lineaarisen pisteen positio kappaleessa on oltava koko ajan tiedossa, jotta yhden kuuden vapausasteen omaavan jäykän kappaleen positio ja orientaatio voidaan kokonaan määrittää. Kun vierekkäisten kehonosia kuvaavien kappaleiden asema ja orientaatio on määritetty, voidaan niiden välinen kulma määrittää kolmessa ulottuvuudessa. Vastaavasti, jos markkerointi toistetaan vastakkaiselle puolelle kehoa, niin silloin voidaan verrata esimerkiksi raajojen välisen kulman muutosta. (Kaufman K. & Sutherland D. 2006. 33-39; Whittle 1991, 161-172.)

## 2.4 Kinetiikka

Tutkittaessa kävelyä kinetiikan avulla voidaan tutkia syytä liikkeeseen, kun kinematiikka kuvasi syntynyttä liikettä (Waughan ym. 1992, 27). Kävelyn aikana alustaan tuotettuja voimia voidaan mitata lattiaan sijoitetuilla voimalevyantureilla. Voimalevyanturilla voidaan mitata erikseen vertikaalista pystyvoimaa sekä horisontaalisia leikkausvoimia etu-taka- (Ant-Post) ja sivusuunnassa (Med-Lat). Reaktiovoima voidaan esittää myös yhtenä resultanttivoimana, joka yhdistää vertikaali ja horisontaalisuuntaiset voimat (Perry 1992, 414).

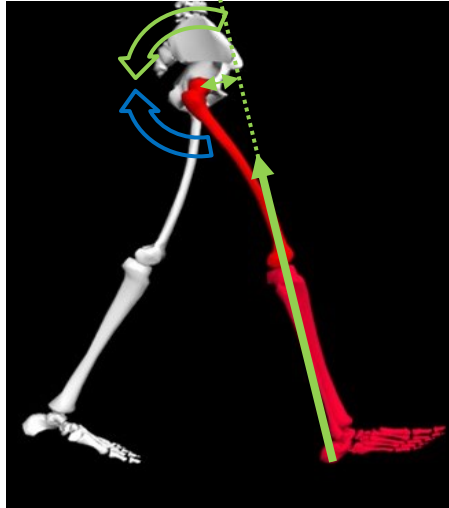
Normaalissa kävelyssä yhden tukivaiheen aikana muodostuu vertikaalisuunnassa kaksihuippuinen voimakäyrä. Ensimmäinen huippu saavutetaan yleensä keskitukivaiheen alussa, jonka jälkeen voima laskee keskitukivaiheen loppua kohden. Toinen huippu saavutetaan päätöstukivaiheen loppuun mennessä (Perry 1992, 416). Voimakäyrässä voidaan havaita kolmaskin piikki kantaiskun aikana, mutta tämä piikki ei aina näy voimalevyn mittaussominaisuuksien takia (Whittle 1991, 160). Horisontaalitasossa mitatut voimat ovat huomattavasti pienempiä, kuin vertikaalisuunnassa mitatut voimat. Horisontaalinen etu-takasuuntainen voima on yleensä alle 25% kehonpainosta ja sivusuuntaisen ollessa alle 10%, kun taas vertikaalinen voima on keksimäärin 110% kehonpainosta. Etu-takasuuntainen jarruttava voima syntyy kuormitusvaiheen alussa, kun paino siirtyy jalalle, sekä kiihdyttävä

voima esiheilaudusvaiheessa. Sivusuuntainen voima syntyy kehonpainon siirtyessä sivusuunnassa raajalta toiselle (Perry 1992, 415-418).



Kuva 5. Vaaka- ja pystysuuntaiset reaktiovoimat kävelysyklin aikana. (Mukailtu, Davis R. & Kaufman K. 2006. 57)

Kävelyssä kehoon kohdistuvat reaktiovoimat ja kehon osien inertiaominaisuudet aiheuttavat niveliin ulkoisen momentin. Lihakset tuottavat voimaa nivelrakenteen yli aiheuttaen ulkoista momenttia vastustavan vastakkaissuuntaisen sisäisen momentin (katso kuva 6). Kun kävelyn kinematiikka ja alustan reaktiovoimat on mitattu, tiedetään painekeskipisteen sijainti, sekä kehonosien inertia ominaisuudet on arvioitu (massa ja inertiamomentti), voidaan niveleen vaikuttava ulkoinen momentti laskea Newtonin toisen lain mukaan ( $\sum F = ma \rightarrow \sum M = I\alpha$ ). Lihaksen aiheuttama sisäinen momentti voidaan laskea käänteisen dynamiikan avulla Newtonin kolmannen lain mukaan, jossa sisäisen ja ulkoisen momentin oletetaan olevan tasapainossa. (Davis R. & Kaufman K. 2006. 58-63.)



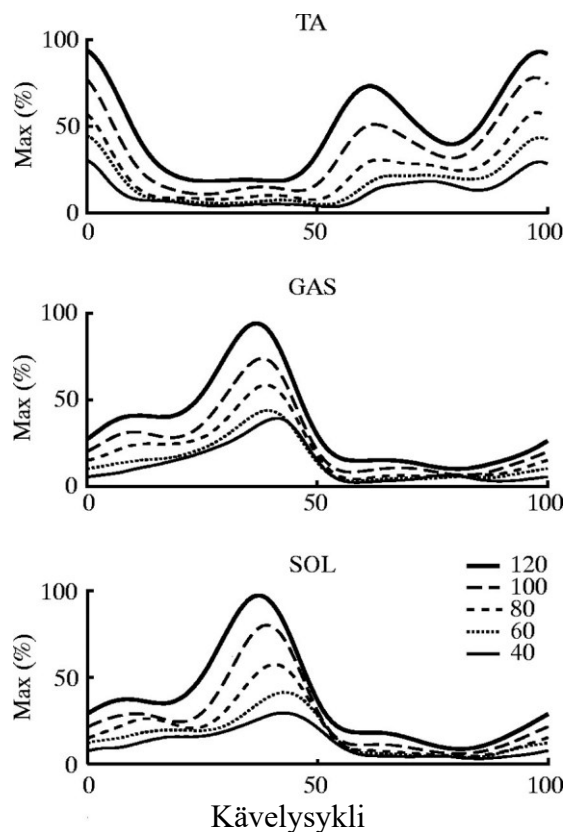
Kuva 6. Alustan reaktivoima aiheuttaa lonkanivelessä ulkoisen momentin (vihreä kaarinuoli), jonka vastustamiseksi lonkan ojentamiseen osallistuvat lihakset tuottavat voimaa muodostaen vastakkaissuuntaisen sisäisen momentin (sininen kaarinuoli).

## 2.5 Lihaskäivisuuden mittaaminen (sEMG)

Lihakset toimivat aktiivisen liikkeen voimanlähteinä. Lihaksesta mitattavan sähköisen aktiivisuuden avulla voidaan selvittää lihaksen aktivoitumista. Lihassolukalvolla etenevän aktiopotentiaalin aiheuttaman lihassolukalvon potentiaalieromuutos voidaan mitata elektrodien avulla. Tällaista mittausta kutsutaan elektromyografiaksi (EMG, electromyography). EMG-mittaus edustaa hyvin lihasaktiivisuutta, mutta ei sinänsä kerro suoraan lihasjännityksen määrästä. EMG:n mittaustapa voidaan jakaa ihonalaisiin (iEMG, intramuscular EMG) ja ihon pinnalta tapahtuviin mittauksiin (sEMG, surface EMG). iEMG mittauksissa voidaan käyttää lankaelektrodeja, jolloin voidaan havaita jopa vain yhden motorisen yksikön aktivoituminen. Ihon pinnalta mitattu sEMG edustaa useiden eri motoristen yksiköiden lihassolujen pinnalla syntyvää sähköistä aktiivisuuden summaa, joka on vaste niitä hermottavien motoneuronien aktiivisuudelle. (Farina, Merletti, Enoka 2014, Enoka 2015 195-196, Sutherland 2001.)

Motorista yksikköä hermottavan motoneuronin aktiivisuus yleensä aiheuttaa aktiopotentiaalin sen hermottamissa lihassoluissa, jolloin sEMG-signaalista voidaan päätellä, milloin lihasta on hermostollisesti aktivoitu. sEMG-signaalin amplitudista voidaan saada tietoa lihaksen

hermostollisen aktivoinnin ajoituksesta ja intensiteetistä (katso kuva 7). sEMG-signaalin amplitudia on usein käytetty kuvatessa neuraalisen hermotuksen määrää kohdelihaksella, vaikka amplitudiin vaikuttaa olennaisesti lihassolukalvon ominaisuudet. Amplitudiin perustuva hermostollisen aktivaation arvioon liittyy kuitenkin joukko epävarmuuksia aiheuttavia tekijöitä (amplitudin kumoutuminen, lihassolukalvon ominaisuudet, ihonalaisen kudoksen paksuus, lihassolujen alueellinen jakauma, lihassolukalvon johtumisnopeus, ylikuuluminen, väsymys ja mittauselektrodin paikka). (Farina ym. 2014, Enoka 2015. 197-203.)



Kuva 7. Kuvassa käsitelty EMG signaali (tasasuunnattu, tasoitettu ja normalisoitu) TA, GAS ja SOL lihaksessa kävelysyklin aikana. Kuvaajassa on esitetty EMG-tason nousu kävelynopeuden kasvaessa 40% – 120% nopeudesta, jossa kävely vaihdetaan juoksuksi. (Mukaiitu Neptune & Sasaki 2005)

### 3 LIHASAKTIIVISUUDEN SIMULOINTI

Biomekaaninen mallinnus on tehokas työväline, kun halutaan tutkia ihmiskehon sisäistä biomekaniikkaa. Biomekaaniset mallit ja niihin yhdistetty mittaamalla kerätty data, kuten reaktivoimat ja kuvaamalla saatu kinemaattinen liikedata mahdollistavat sen, että biomekaanisten mallien avulla voidaan esimerkiksi simuloida liikettä, arvioida lihasvoimia ja niveliin kohdistuvia kontaktivoimia. Biomekaanisten mallien avulla voidaan suunnitella ja analysoida mekaanisia implantteja ei invasiivisin menetelmin, sekä avustaa kliinisessä päätöksenteossa virtuaalisten leikkausvaikutusten analysoinnissa. (Davico ym. 2019.) Mallinnuksen ja simuloinnin avulla voidaan selvittää vaikeasti mitattavia muuttujia, kuten esimerkiksi lihaksen tuottamia voimia ja hermolihaskäytännön kontrollia. (Seth ym. 2011; Seth ym. 2018.)

Yhtenä simulointialustana toimii OpenSim (OS), joka on biomekaaniseen mallinnukseen tarkoitettu ilmainen avoimen lähdekoodin ohjelma, jolla voidaan simuloida ihmisten ja eläinten liikkumista. Ohjelma on kehitetty Stanfordin yliopistossa laskennallisen biolääketieteen keskuksen Sim-TK-projektissa (Simbios 2020). Ohjelman ensimmäinen versio on julkaistu 2007 ja ensimmäiset ohjelmistoversiot oli tarkoitettu pelkästään ihmisen kävelyn, sekä siihen vaikuttavien sairauksien ja hoitojen vaikutusten tutkimiseen. (Seth ym. 2018)

Seuraavat kappaleet käsittelevät biomekaanista mallinnusta osittain yleisellä tasolla ja osittain OS:n työnkulkua seuraten. Kappaleissa käydään lävitse ne työvaiheet ja tarvittavat lähtötiedot, joita tarvitaan OS:ssä tehtävän simuloinnin pohjaksi. Kappalejako etenee kronologisessa järjestyksessä OS:n työnkulkua seuraten, alkaen koehenkilöä mallintavan lihas-luurankomallin lähtötietojen määrittämisestä ja jatkuen siihen työvaiheeseen asti, jonka lopputuloksena on laboratoriossa kuvatun liikemallin kaltaiseen kävelyyn tarvittava laskennallinen lihasaktivaatio.

#### 3.1 Lihas-luurankomalli

Ensimmäinen komponentti jokaisessa OS-projektissa on biomekaaninen malli (katso kuva 8), joka edustaa analysoinnin ja tutkimuksen kohteena olevaa kohdetta (OpenSim 2020). OS:n

biomekaaninen malli sisältää biologisten komponenttien kuten lihas-jännekompleksien, nivelten ja muiden tuki- ja liikuntaelinten rakenteiden laskennalliset mallit, jotka perustuvat tutkimuksista saatuihin tietoihin. Lihasten mekaniikka ja rakenne, sekä nivelten toiminta voidaan määritellä ja muokata edustamaan erilaisten ihmisten ja eläinten tuki- ja liikuntaelinten rakenteita (Seth ym. 2018). OS:n biomekaanisen mallin komponentit vastaavat tutkittavan kohteen fyysisiä osia, jotka voivat kattaa esimerkiksi kävelytutkimuksissa lähes koko ihmisen tuki- ja liikuntaelimestön osat tai joissain tapauksissa vain osan niistä. Malli edustaa kehon geometriaa ja kehonosien inertiaominaisuuksia. Mallin jäykät kappaleet edustavat luita ja nivelet sallivat liikkeen mallin jäykkien osien välillä. Malliin kohdistuvat voimat kattavat niin sisäiset voimat, kuten lihasten ja ligamenttien aiheuttamat voimat, kuin myös malliin ulkoisesti vaikuttavat voimat. Biomekaanisen mallin ja liikedatan perusteella ohjelmisto voi laskea liikkeessä tarvittavan lihasten aktivoitumisen ajankohdan sekä lihaksen aktivaation määrän (OpenSim 2020).

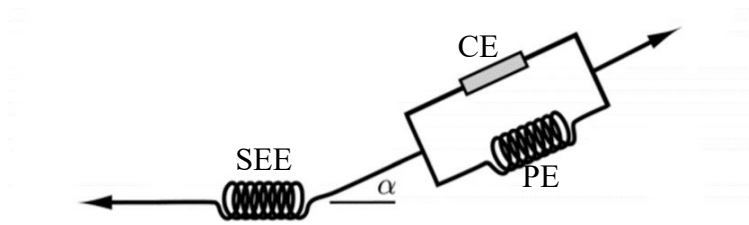


Kuva 8. OpenSim:ssä käytettävä ihmistä kuvaava lihas-luurankomalli, missä lihaksia ja jäniteitä kuvaavat lihas-jännemallit (punaiset nauhat) ja jäykkiä kappaleita edustavat luumallit.

### 3.2 Lihas-jännekompleksi ja sen mallintaminen

Tutkittaessa ihmisen liikkumista voidaan lihas-jännekompleksin voimantuottoa kuvata erilaisilla laskennallisilla lihasmalleilla. Erilaisia lihasmalleja ovat esimerkiksi: Hill'in lihasmalli (kuva 9) ja Huxleyn poikkittaissiltamalli. Hill-tyypin lihasmalli on laajalti käytössä lihasohjatuissa simuloinneissa laskennallisen keveyden ja kohtuullisen biologisen tarkkuuden vuoksi. (Delp ym. 2007; Millard ym. 2013.)

Hill-tyypin lihasmallissa on rinnakkain aktiivinen supistuva komponentti (CE, Contractile Element) ja passiivinen elastinen komponentti (PE, Passive Element) sekä sarjassa niiden kanssa elastinen komponentti (SEE, Series Elastic Element) (Groote ym. 2010). Lihasmallin voimantuoton laskennassa huomioidaan myös pennaatiokulman ( $\alpha$ ) ja sen liikkeen aikaisen muutoksen vaikutus voimantuottoon. Aktiivisen supistuvan ja rinnakkaisen passiivisen komponentin pituuden, sekä pituudenmuutosnopeuden vaikutus voimantuottoon on myös huomioitu laskennassa (Seth ym. 2011).

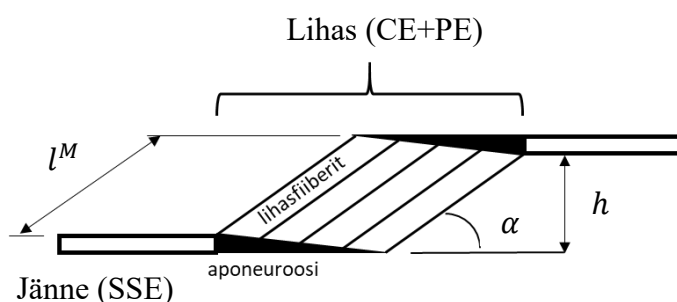


Kuva 9. Hill-tyypin lihasmalli, jossa rinnakkain passiivinen- (PE) ja supistuva komponentti (CE) sekä sarjassa oleva elastinen elementti (SEE). (Mukailtu Millard 2013)

Koska biologiset lihas-jännekompleksit ovat monimutkaisia rakenteita, joudutaan tekemään yksinkertaistuksia kehitettäessä laskennallisia lihas-jännemalleja. Laskennassa käytettävät lihas-jännemallit ovat painottomia, kitkattomia, venymättömiä nauhoja, jotka kiinnittyvät luihin, kiertävät nivelrakenteen ympäri määritellyn geometrian ohjaamana ja kiinnittyvät toiseen luuhun tai muuhun rakenteeseen. (Millard ym. 2013; Zajac 1989.)



Lihasmallin supistuva komponentti (CE) koostuu lihasfiibereistä, jotka ovat rinnakkaisia, saman suuntaisia ja yhtä pitkiä, sekä ovat joko yhdensuuntaisia tai kulmassa ( $\alpha$ ) jänteeseen (SEE) nähden. Supistuessa lihasfiiberien pituus ( $l^M$ ) lyhenee ja pennaatiokulma ( $\alpha$ ) kasvaa lihasmallin tilavuuden ( $V^M$ ) ja korkeuden ( $h$ ) pysyessä muuttumattomana (katso kuva 10). Lihasfiiberipituuden oletetaan olevan sarjaan järjestäytyneiden yhtä pitkien ja ominaisuuksiltaan homogeenisten sarkomeerien yhteispituus. (Zajac 1989.) Lihasmallin voimantuottokyvyn voidaan katsoa edustavan yhden skaalatun ja rakenteeltaan homogeenisen lihasfiiberin voimantuottoa tietyllä aktivaatiotasolla (Millard ym. 2013). Edellä mainittujen yksinkertaistusten takia lihasmallin voima-nopeus- ( $fl$ , force-length) ja voimapituusominaisuudet ( $fv$ , force-velocity) oletetaan edustavan skaalatun sarkomeerin ominaisuuksia (Zajac 1989).

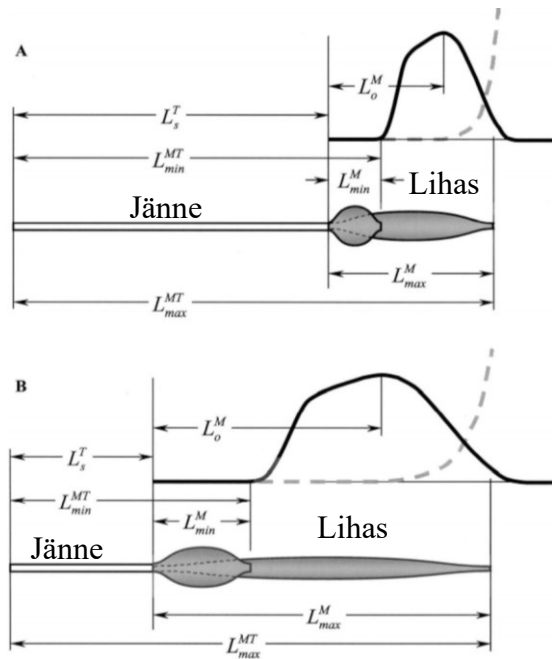


Kuva 10. Lihasmallissa supistuessa oletetaan lihasfiiberien pituuden ( $l^M$ ) lyhenevän ja pennaatiokulman ( $\alpha$ ) kasvavan, kun lihasmallin tilavuuden ja korkeuden ( $h$ ) oletetaan pysyvän muuttumattomana. (Mukailtu Zajac 1989)

### 3.2.1 Sarjassa oleva elastinen elementti (SSE)

Lihaskuitu kiinnittyy luuhun sarjassa olevan elastisen elementin, eli jänteen välityksellä. Jänteen mallinnuksessa tendon slack length:llä ( $l_s^T$ ) on merkittävä vaikutus.  $l_s^T$  kuvaa sitä jänteen pituutta, jolla se alkaa välittämään siihen kohdistunutta voimaa. Riippuen siitä mikä on jänteen normalisoidun slack length:in ( $\tilde{l}_s^T \equiv l_s^T / l_0^M$ ) suhde lihaksen optimaaliseen fiiberipituuteen ( $l_0^M$ ), voidaan mallinnuksen kannalta tarkastella, onko jänteen venyvyys tai jäykkyys merkitsevä (katso kuva 11). Proksimaalisilla lihaksilla kuten esimerkiksi lantioalueen yhden nivelen

ylittävillä lihaksilla  $l_s^T/l_o^M$ -suhde on huomattavasti pienempi (0,2), kuin esimerkiksi distaalisilla lihaksilla kuten soleuksella (11) ja gastrocnemiuksella (9). Mallinnuksen kannalta pienen suhteen (esim.  $\tilde{l}_s^T < 1$ ) omaavat lihas-jännemallit voidaan mallintaa jänteiltään jäykkänä, kun taas suuren suhteen (esim.  $\tilde{l}_s^T > 10$ ) omaavat lihas-jännemallit on mallinnettava elastisina. (Zajac 1989.)



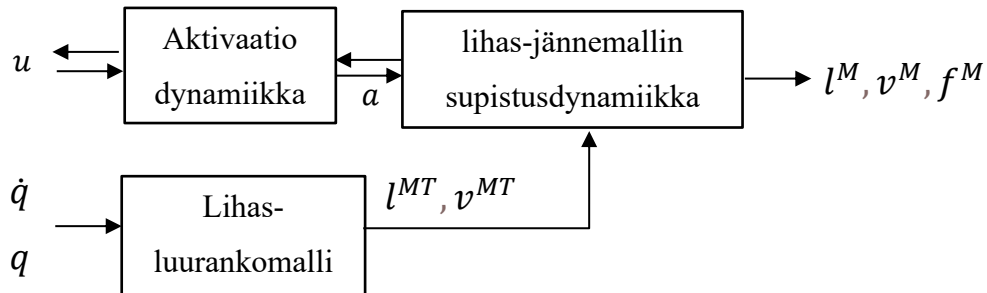
Kuva 11. Kuvassa esitetään  $l_s^T/l_o^M$ -suhteen vaikutus kahteen samanmittaiseen lihas-jännemalliin, joilla on eri  $l_s^T$ . Kuvassa A  $l_s^T/l_o^M$  -suhde on suuri, kun taas kuvassa B se on pieni. Yksinkertaistuksen vuoksi kuvassa jänteen ja lihasfasikkeleiden oletetaan olevan samansuuntaiset ( $\alpha=0$ ). (Mukaieltu Garner & Pandy 2003)

### 3.2.2 Lihasmallin dynamiikka

Lihasmallin dynamiikka voidaan jakaa aktivaatiodynamiikkaan ja supistusdynamiikkaan. Aktivaatiodynamiikka kattaa supistuvan komponentin hermostollisen eksitaation sekä lihaksen aktivaation ja supistusdynamiikka aktivaation muutoksen lihasvoimaksi (Zajac 1989.)

Lihasluurankomalli määrittelee lihas-jännemallin pituuden ( $l^{MT}$ ) ja pituuden muutosnopeuden ( $v^{MT}$ ) sitä ohjaavan liikemallin perusteella määräytyvien koordinaattien ( $q$ ) ja nopeuksien ( $\dot{q}$ ) perusteella. Aktivaatiodynamiikan avulla voidaan laskea tarvittava lihasaktivaatio ( $a$ ), joka

syötettynä lihaksen supistumisdynamiikkaan aikaan saa lihas-luurankomallin liikuttamiseen tarvittavien lihasjännemallien fiiberipituuksien ( $l^M$ ) -nopeuksien ( $v^M$ ) ja -voimien ( $f^M$ ) muodostumisen (katso kuva 12). (Millard 2013; OpenSim 2020).



Kuva 12. Lihas-luurankomallin liikkeen ( $q$  ja  $\dot{q}$ ) avulla pystytään määrittämään lihasjännemallien pituudet ja nopeudet ( $l^{MT}, v^{MT}$ ), jotka määrittelevät sillä hetkellä olevan lihasjännemallin voimantuottokyvyn (supistumisdynamiikka). Supistumisdynamiikan avulla voidaan laskea voimantuottoon tarvittava lihasaktivaatio ( $a$ ) ja aktivaatiodynamiikan avulla sen synnyttämiseen tarvittava hermostollinen eksitaatio ( $u$ ). (Mukailtu Millard 2013)

### 3.2.3 Lihasmallin aktivaatiodynamiikka

Lihaksen ei voi tuottaa voimaa tai rentoutua välittömästi (hetkessä). Lihaskontraktiivisuuden syntyminen on monivaiheinen prosessi, joka alkaa motoneuronin aktiivisuudesta ja kulminoituu aktiini-myosiinifilamenttien välisten poikittaissiltojen muodostumisesta johtuvaan voimantuottoon. Kun lihaksen motorinen yksikkö depolarisoituu, aktiopotentialin eteneminen lihaskalvolla aiheuttaa kalsiumionien vapautumisen sarkoplasmisesta retikulumista. Kalsiumkonsentraation kasvaminen lihassolun sisällä lisää poikittaissiltojen muodostumista. Eristetyillä lihassolulla tehdyissä tutkimuksissa, motorisen yksikön aktivoitumisesta syntyvän aktiopotentialin ja siitä johtuvan lihasnykäyksen (muscle twitch) välinen viive on havaittu vaihtelevan 5ms ja 40-50ms välillä. Lihaksen rentoutuminen riippuu siitä, kuinka nopeasti kalsiumin otetaan takaisin sarkoplasmiseen retikulumiin. Takaisinotto prosessi on hitaampi kuin luovutus, joten lihaksen voimantuoton lasku kestää kauemman kuin sen kehittyminen. (Zajac 1989; Thelen 2003)

Lihaksen aktivaatiota voidaan mallintaa aktivaatiodynamiikalla. Aktivaatiodynamiikassa lihasaktiivisuutta mallinnetaan ensimmäisen asteen differentiaaliyhtälöllä. Tässä yhtälössä yhdistyy lihasaktivaatio (kalsiumionien konsentraatio lihassolussa) ja lihaksen hermostollinen eksitaatio (motorisen yksikön syttyminen).

$$\frac{da}{dt} = \frac{u - a}{\tau(a, u)}$$

Thelenin aktivaatiomallissa aktivaation muutosnopeus ( $da/dt$ ) on yhtä suuri kuin eksitaation ( $u$ ) ja aktivaation ( $a$ ) erotus jaettuna aikavakiolla  $\tau(a, u)$ . Yhtälössä  $a$  = lihaksen aktivaatio- ja  $u$  = hermostollinen eksitaatiosignaali. Lihasmallissa aktivaatio ( $a$ ) voi vaihdella jatkuvasti välillä 0 (ei lihassupistusta) ja 1 (täysi supistus). Hermostollisen eksitaation ( $u$ ) katsotaan kuvastavan sekä motoneuronien rekrytoitumista, että syttymistaajuutta. Kuten aktivaatio niin eksitaatiokin voi vaihdella välillä 0 (ei eksitaatiota) ja 1 (täysi eksitaatio).  $\tau(a, u)$  on aikavakio, joka muuttuu aktivaatiotason vaihdellessa sen mukaan, onko aktiivisuustaso nousussa vai laskussa. Aktivaatio- ( $\tau_{akt}$ ) ja deaktivaation ( $\tau_{deakt}$ ) aikavakioiden voidaan olettaa olevan 10 ja 40 ms. (Zajak 1989; Millard 2013; Thelen 2003)

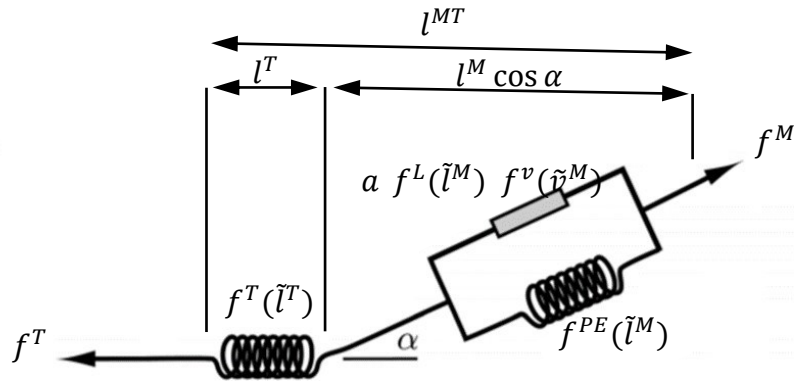
$$\tau(a, u) = \begin{cases} \tau_{akt}(0,5 + 1,5a) & : u > a \\ \tau_{deakt}/(0,5 + 1,5a) & : u \leq a \end{cases}$$

Yhtälössä  $\tau_{akt}$  on aktivaatioaikavakio ja  $\tau_{deakt}$  on deaktivoinnin aikavakio. Tämä suhde kuvaa sitä, että kun aktivaatiotaso nousee ja lähestyy maksimia, niin kalsiumin vapautumisen on vähemmän tehokasta ja silloin aktivaatiotason nousu hidastuu. Samoin deaktivointi hidastuu, kun lihaksen aktivaatiotaso laskee ja lähestyy minimiä, koska kalsiumionien konsentraatio vähenee sarkoplasmisen retikulumin lähellä. (Thelen 2003.)

### 3.2.4 Lihas-jännemallin supistusdynamiikka

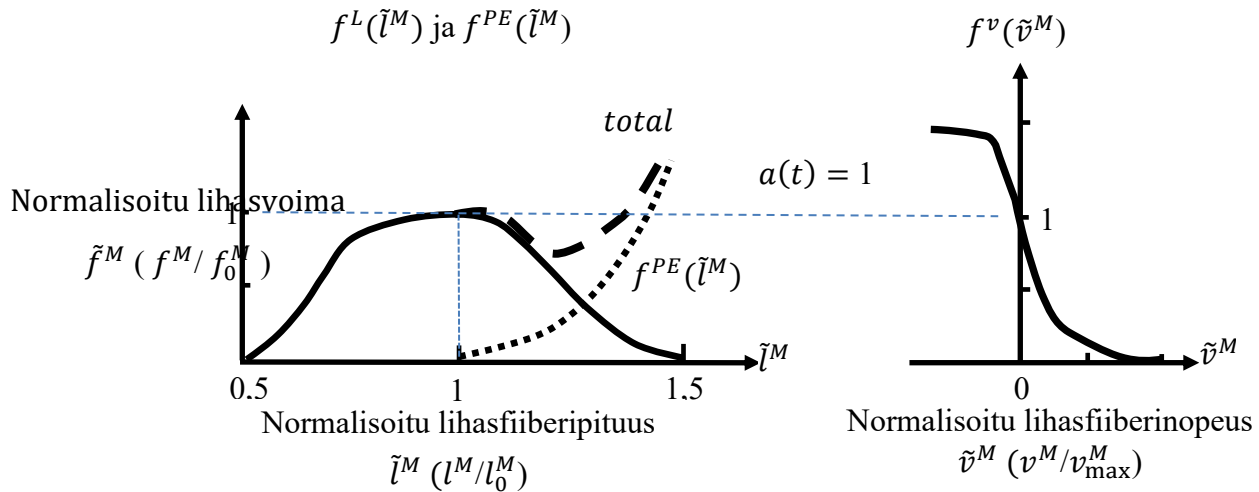
OS:ssä lihas-jännemalli perustuu mitattomaan Hill-tyypin lihas-jännemalliin (katso kuva 13), joka koostuu kolmesta komponentista. Komponentit ovat supistuva komponentti (CE), rinnakkainen elementti (PE) ja sarjassa oleva elementti (SSE). Lihis-jännemalli tehdään

mitattomaksi normalisoinnilla. Lihas-jännemallin voimat ( $f^M$  ja  $f^T$ ) ja pituudet ( $l^M$ ,  $l^T$  ja  $l^{MT}$ ) voidaan normalisoida optimaalisella lihasfibiropituudella tuotetulla maksimivoimalla ( $f_0^M$ ) ja optimaalisella lihasfibiropituudella ( $l_0^M$ ). Vastaavasti kaikki nopeudet ( $v^M$ ,  $v^T$  ja  $v^{MT}$ ) voidaan normalisoida maksimaalisella supistumisnopeudella ( $v^{Mmax}$ ). (OpenSim 2020; Zajac 1989; Millard 2013.)



Kuva 13. Lihasmallin muuttujat.  $\alpha$ = pennaatiokulma,  $f^M$ = lihasvoima,  $f^T$ = jännevoima,  $f^L(\tilde{l}^M)$ = CE:n normalisoidun voima-pituuskuvaajan arvo,  $f^v(\tilde{v}^M)$  = CE:n normalisoidun voima-nopeuskuvaajan arvo,  $f^{PE}(\tilde{l}^M)$ = PE:n normalisoidun voima-pituuskuvaajan arvo,  $l^{MT}$ = lihas-jännemallin pituus,  $l^M$ = lihasmallin pituus,  $l^T$ = jännemallin pituus ja  $\alpha$ = lihasaktivaatio. (Mukailtu Zajac 1989; Millard ym. 2013)

Supistuvan komponentin voimantuotto on kolmen tekijän funktio, jotka ovat aktivaatioarvo ( $\alpha$ ), sekä lihasmallin normalisoitu pituus ( $\tilde{l}^M$ ) ja nopeus ( $\tilde{v}^M$ ). Lihasmallin kyky tuottaa voimaa riippuu sen pituudesta ja vaihtelee lihasmallin pituuden muuttuessa. Lihasmallin aktiivinen voimantuottokyky, kuvataan normalisoidussa voima-pituuskäyrässä ( $f^L(\tilde{l}^M)$ ), jossa maksimivoima  $f_0^M$  saavutetaan optimaalisella lihaspituudella  $l_0^M$  (katso kuva 14). Lihas voi tuottaa voimaa myös passiivisesti silloin, kun se venyy yli optimaalisen pituuden ( $l_0^M$ ). Passiivinen voimantuottokyky on esitetty passiivisessa normalisoidussa voima-pituuskuvaajassa ( $f^{PE}(\tilde{l}^M)$ ). Ei-isometrisen supistuksen aikana lihaksen voimantuottokyky muuttuu sen nopeuden muuttuessa, joka on esitetty normalisoidussa voima-nopeuskuvaajassa  $f^v(\tilde{v}^M)$ . (OpenSim 2020; Zajac 1989; Millard 2013.)



Kuva 14. Lihasmallin normalisoidut voima-pituus- ja voima-nopeuskuvaajat. (Mukaiiltu Zajac 1989; Millard ym. 2013)

Lihasmallin voimantuotto on aktiivisen- ja passiivisen elementin voimantuoton summa ja voidaan laskea yhtälöstä:

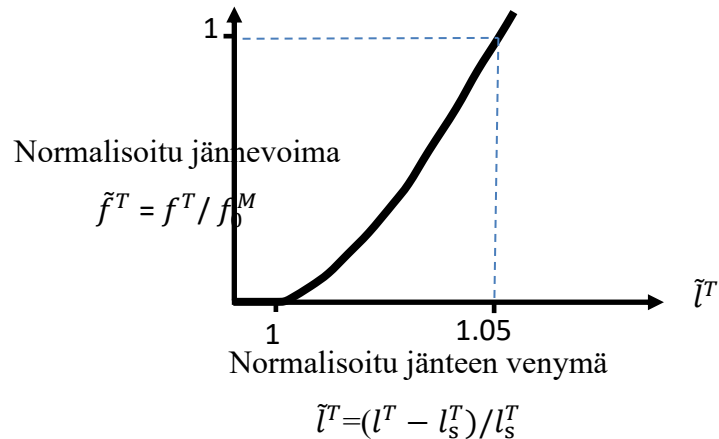
$$f^M = f_0^M \cdot (a \cdot f^L(\tilde{l}^M) \cdot f^v(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M))$$

Missä:  $f^M$ = Lihasmallin tuottama voima,  $f_0^M$ = lihasmallin voimantuotto optimaalisella lihasfiiberipituudella,  $a$ = lihasmallin aktivaatio,  $f^L(\tilde{l}^M)$  normalisoidun voima-pituuskuvaajan arvo,  $f^v(\tilde{v}^M)$ = normalisoidun voima-nopeuskuvaajan arvo ja  $f^{PE}(\tilde{l}^M)$ = passiivisen elementin voima-pituuskuvaajan arvo. (Zajac 1989; Millard ym. 2013.)

Joidenkin jänteiden ollessa erittäin jäykkiä suhteessa lihakseen, voidaan niitä käsitellä mallinnuksessa venymättöminä. Tällöin jousimainen jänne korvataan laskennassa venymättömällä nauhalla (Millard ym. 2013). Elastiset lihas-jännemallit voidaan mallintaa ns. tasapainomallina (katso kuva 15). Tasapainomallissa jännemalli on elastinen ei lineaarinen malli, joka välittää voimaa janteen normalisoidun voima-pituuskuvaajan ( $f^T(\tilde{l}^T)$ ) mukaisesti. Lihasmallin ja jännemallin välinen pennaatiokulma ( $\alpha$ ) vaikuttaa jännemallin suuntaisesti välittyvän voiman määrään. Jos jännemalli oletetaan elastiseksi ja lihasmalli massattomaksi,

voidaan jänne- ja lihasmallin tasapainoyhtälö ( $f^M \cdot \cos\alpha - f^T = 0$ ) kirjoittaa muotoon: (OpenSim 2020; Millard ym 2013; Zajac 1989.)

$$f_0^M \cdot (a \cdot f^L(\tilde{l}^M) \cdot f^v(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M)) \cdot \cos\alpha - f_0^M \cdot f^T(\tilde{l}^T) = 0$$



Kuva 15. Jänneen normalisoitu voima-pituuskuvaaja  $f^T(\tilde{l}^T)$ . (Mukailtu Zajac 1989; Millard ym. 2013)

### 3.2.5 Lihäs-jännemallin laskentaparametrien määrittäminen

Hill-tyyppin lihasmallin lähtötiedot ovat maksimaalinen isometrinen voimantuotto, optimaalinen lihasfiiberipituus, pennaatiokulma optimaalisella lihasfiiberipituudella ja tendon slack length (OpenSim 2020; Zajac 1989). Nämä keskimääräiset lihasarkkitehtuuriset ominaisuudet voidaan määrittää esimerkiksi vainajilla tehdyillä tutkimuksilla (Ward ym. 2009) tai MRI-kuvantamisen (Magnetic resonance imaging) perusteella tehdyistä laskelmista (Charles ym. 2019).

Keskimääräisten lihasarkkitehtuuriset ominaisuudet voidaan määrittää ”kultaisena standardina” pidetyillä vainajille tehtävillä tutkimuksilla (Charles ym 2019). Vainajatutkimuksissa voidaan mittaamalla määrittää lihaksen tilavuus ( $V^M$ ), normalisoitu lihasfiiberipituus ( $l_f$ ) ja keskimääräinen pennaatiokulma optimaalisella lihasfiiberipituudella ( $\theta$ ). Mittaamalla useista kohdin lihaksen fiiberipituuksia, voidaan määrittää lihasfiiberin keskimääräinen raakapituus ( $l_f$ ). Mittaukset tehdään vainajan ollessa tietyssä anatomisessa asennossa, jolloin lihaspituudet

ja nivelkulmat ovat tiedossa. Raakapituudessa olevista lihassoluista mitataan keskimääräinen sarkomeeripituus ( $l_s$ ), jonka avulla normalisoidaan lihasfiiberin pituus:  $l_f = l_f \cdot (2.7\mu\text{m}/l_s)$  (Ward ym. 2009), sarkomeerin keskimääräisen optimivoimantuottopituuden ollessa  $2.7\mu\text{m}$  (Lieber ym. 1994; Burcholder & Lieber 2001).

Vainajatutkimusten ongelmana on kuitenkin tutkimuskohteiden iäkkyyys, jolloin niistä mitatut parametrit eivät välttämättä ole valideja nuorten henkilöiden lihaksia kuvaavien mallien määrittämiseen. MRI-kuvantamisella on mahdollista määrittää lihaksen tilavuus ( $V^M$ ), normalisoitu lihasfiiberipituus ( $l_f$ ) ja keskimääräinen pennaatiokulma ( $\theta$ ) in-vivo. Yhdistämällä MRI-kuvantamalla saatu lihasfiiberin keskimääräinen raakapituus ( $l_f$ ) ja vainajatutkimuksilla selvitetty keskimääräinen sarkomeeripituus ( $l_s$ ) (edellyttää tutkimusten aikana kohteelta samaa anatomista asentoa), voidaan laskea normalisoitu lihasfiiberipituus ( $l_f$ ) (Charles ym. 2019.) Lihaskohtaista tilavuutta voidaan myös arvioida antropometrian perusteella. Handsfield ym. (2014) MRI-tutkimuksen mukaan pituus-painosuhte korreloi alaraajojen lihas tilavuuden ( $r^2 = 0,92$ ) ja kokonaistilavuudesta johdettujen lihasryhmäkohtaisten ja tilavuuksien kanssa (plantaarifleksorit:  $r^2 = 0,92$ , dorsifleksorit:  $r^2 = 0,83$ ). Vastaavasti lihaskohtaisten tilavuuksien korrelaatiot esimerkiksi nilkan plantaari- ja dorsifleksoreiden osalta ovat: SOL  $r^2=0,62$ , MG  $r^2=0,66$  ja TA  $r^2=0,71$  (Handsfield ym. 2014).

Lihaskohtaista maksimaalista isometristä voimantuottoa voidaan arvioida laskemalla se lihaksen fysiologisen poikkipinta-alan (PCSA, Physiological Cross-Sectional Area) avulla. PCSA voidaan laskea, kun tiedetään lihaksen tilavuus, optimaalisen lihasfiiberipituus ja pennaatiokulma optimaalisella lihasfiiberipituudella (Handsfield, ym. 2014). Lihaksen fysiologinen poikkipinta-ala voidaan laskea:

$$PCSA = (V^M \cdot \cos\theta) / l_f$$

Missä:  $PCSA(\text{cm}^2)$  = Lihaksen fysiologien poikkileikkaus pinta-ala,  $V^M(\text{cm}^3)$  = lihaksen tilavuus,  $\theta(^{\circ})$  = keskimääräinen pennaatiokulma optimaalisella lihasfiiberipituudella ja  $l_f(\text{cm})$  = normalisoitu lihasfiiberipituus (Charles ym 2019).



Lihaskudos pystyy tuottamaan tietyn määrän voimaa suhteessa sen fysiologiseen poikkipinta-alaan; tätä voimantuottokapasiteettia kutsutaan nimellä specific-tension ( $N/cm^2$ ). PCSA:n ja specific-tension:n perusteella voidaan laskea lihaksen isometrinen voimantuottokyky:

$$f^M(N) = PCSA(cm^2) \cdot \text{specific-tension } (N/cm^2)$$

Missä  $f^M(N)$  = lihaksen isometrinen voimantuottokyky,  $PCSA(cm^2)$  = fysiologinen poikkipinta-ala ja specific-tension ( $N/cm^2$ ) = voimantuottokapasiteetti. (Maganaris ym 2001.)

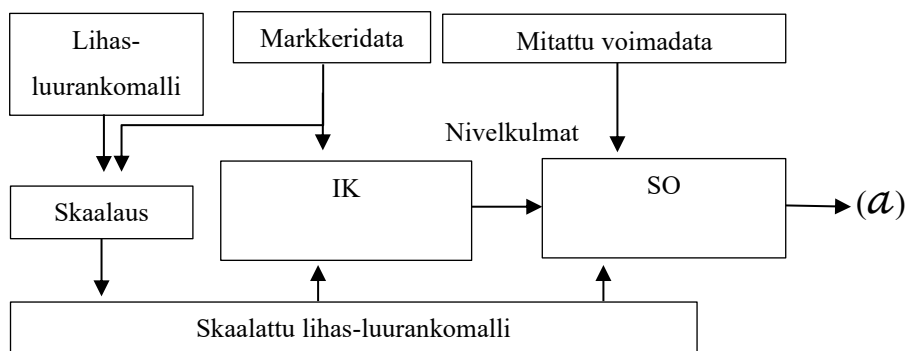
Tendon slack-length ( $l_s^T$ ) määrittäminen vainaja- tai MRI-tutkimuksissa on haastavaa ja sen takia mittausrvoja esitetäänkin harvoin kirjallisuudessa.  $l_s^T$ :n pituuden määrittämiseen onkin kehitetty erilaisia laskenta-algoritmeja, joiden avulla voidaan matemaattisesti määrittää  $l_s^T$  pituus. (Manal & Buchanan 2004; Garner & Pandy 2003.)  $l_s^T$ :n pituus voidaan määrittää myös lihas-luurankomallissa. Määritettäessä  $l_s^T$ -pituus lihas-luurankomallin avulla, tulee lihas-luurankomalli asettaa vastaamaan samaa anatomista asentoa, missä sen lihas-jännemallien määrittämissä lähtötiedot on mitattu (esim. vainajatutkimuksessa).  $l_s^T$ :n pituus säädetään siten, että kun lihas-jännemallia on aktivoitu (esim.  $a = 0,1$ ) lihas-luurankomallissa, saavutetaan jännitteen venymän myötä lihasfiiberipituus ( $l_f$ ), joka vastaa lähtötietotutkimusta (Rajagopal ym. 2016).

Suurin vaikutus simulointiin lihas-jännemallin lähtötiedoista on tendon slack-length:llä. Liikesimulaation tarkkuus voi merkittävin osin olla riippuvainen  $l_s^T$ :tä, koska se määrittelee suurelta osin lihas-jännemallin joustavuuden ( $l_s^T/l_0^M$  -suhde) ja sitä myöden koko lihas-jännemallin voimantuottovasteen (Garner & Pandy 2003). Vähäisempi vaikutus simulointiin on maksimaalisella isometrisellä voimalla ja optimaalisella lihasfiiberi pituudella ja vähäisin vaikutus pennaatiokulmalla. (Ackland ym. 2012, Carbone ym. 2016, Groote ym. 2010.)

### 3.3 Simuloinnin työnkulku

Tässä kappaleessa kuvataan yleinen työnkulku OS:ssä, jonka tulemana on joukko laskennallisia lihasaktivaatioita ( $a$ ), joiden avulla voidaan liikuttaa dynaamista lihas-luurankomallia kuvatus kinematiikan mukaisesti (katso kuva 16). OS:llä voidaan ratkaista käänteinen ongelma, jossa kokeellisesti kuvattujen kappaleiden liikkeiden ja niihin vaikuttavien ulkoisten voimien avulla voidaan selvittää lihas-luurankomallin kinematiikka ja kinetiikka. Käänteisen kinematiikkatyökalun (IK, Inverse kinematics) ja staattisen optimointityökalun (SO, Static Optimization) avulla voidaan selvittää tarvittavat lihasvoimat ( $f^M$ ) ja niiden tuottamiseen tarvittavat lihasaktivaatiot ( $a$ ) joiden tulona lihas-luurankomalli kykenee toistamaan kuvatus kinemaattisen mallin mukaisen liikkeen. (OpenSim 2020.)

Työnkulku lihasaktivaatioiden ratkaisemiseksi alkaa lihas-luurankomallin ominaisuuksien määrittelyllä ja antropometrisella skaalaamisella, jolloin malli saadaan vastaamaan tutkittavaa kohdetta. Skaalauksen jälkeen lihas-luurankomalli ja kuvattu markkeridata yhdistetään käänteisellä IK-työkalulla, jonka tuloksena saadaan selville lihas-luurankomallin nivelkulmamuuutokset liikkeen aikana. (OpenSim 2020.)



Kuva 16. OpenSim työnkulku, jossa kokeellisesti mitatun markkeri- ja voimadatan avulla voidaan laskea lihasaktivaatio ( $a$ ). Käänteisessä kinematiikassa (IK) laskettu liikemalli syötetään staattiseen optimointiin, missä staattinen optimointi laskee liikkeeseen tarvittavan aktivaatiomallin, jonka avulla lihas-luurankomalli kykenee toistamaan kuvatus kinematiikan mukaisen liikkeen. (Kuva mukailtu, Seth 2011 ym., OpenSim 2020)

### 3.3.1 Skaalaus

Skaalauksella pyritään muuttamaan lihas-luurankomallin antropometriaa siten, että se vastaa mahdollisimman tarkasti tutkittavan kohteen antropometriaa. Skaalaus suoritetaan yleensä käyttämällä liikkeentallennusjärjestelmän kohteesta mittaamien markkerien x-, y-, ja z-koordinaatteja. Tyypillisesti skaalaus suoritetaan muuttamalla lihas-luurankomallin kokoa lineaarisesti siten, että sen virtuaaliset markkeripisteet vastaavat tutkittavan kohteen mitattavissa olevia markkeripisteitä. OS skaalaa mallin muuttamalla yhden tai useamman virtuaalisen markkeriparin etäisyydet vastaamaan kohteen markkeriparien koordinaatteja. Mallin kehosegmenttien pituuksien skaalautuessa skaalautuvat myös kehon osien massakeskipisteiden sijainnit, lihakset ja niiden lähtö- ja kiinnityspisteet, sekä virtuaaliset elementit, jotka määrittävät jänteiden niveltenohitus geometrian. Mallin massa voidaan skaalata vastaamaan kohteen massaa vartalonosien mittakertoimen mukaan tai manuaalisesti. Mallin komponentit, jotka ovat riippuvaisia pituudesta tai etäisyydestä muuttuvat skaalauksen yhteydessä. Näitä ovat esimerkiksi ligamentit ja lihas-jännekompleksit. Lihaspituuden skaalautuessa muuttuvat myös lihaksen optimaalisen voimantuottoalue ja jänteen slack length. Lihassoimat eivät muutu skaalauksen yhteydessä, vaan ne täytyy asettaa manuaalisesti. (OpenSim 2020.)

Lihaskomalli täytyy muokata vastaamaan tutkittavaa kohdetta riittävän tarkasti ja välttämättä liian suurilla yksinkertaistuksilla ja skaalauksen tarvetta. Jos lihas-luurankomallin ja tutkittavan kohteen ero on suuri, voi OS:ssä käytettävän lineaarisen skaalauksen seurauksena mallin luuston geometria poiketa tutkittavasta kohteesta. Simuloinneissa käytettävät luurankomallit perustuvat yleensä anatomisiin mittoihin, jotka ovat kerätty pieneltä joukolta terveitä ikääntyviä miehiä. Biomekaanisissa mallinuksissa lineaarisesta skaalauksesta käytetään yleisesti, jotta lihas-luurankomallit saadaan vastaamaan koehenkilön antropometrisia mittoja. Lineaarisella skaalauksella saattaa joissain tapauksissa olla negatiivinen vaikutus saatuihin tulosten tarkkuuksiin, kun skaalattavan mallin antropometria poikkeaa suuresti tutkittavan koehenkilön antropometriasta. Lineaarisesta skaalauksesta johtunut luumallien vääristyminen saattaa johtaa virheellisiin nivelkulmiin tai virheelliseen nivelen rotaatioakseliin. (Davico ym. 2019.)

Kainz ym. (2017a) selvittivät tutkimuksessaan markkeripohjaisen skaalauksen tarkkuutta MRI:llä määriteltyihin alaraajojen nivelkeskipisteisiin. He skaalasivat OS gait2392-mallin vastaamaan  $144.78 \pm 16.24$  cm pituisia lapsia ja vertasivat mm. mallin lonkkanivelien nivelkeskipisteiden sijaintia MRI:llä määriteltyihin sijainteihin. Markkeripohjaisen lineaarisen skaalauksen vaikutus lonkkanivelien nivelkeskipisteiden sijaintiin aiheutti keskimäärin 15.10 mm ( $\pm 5.26$ ) ja 15.20 mm ( $\pm 7.46$ ) (vasen/oikea) poikkeaman. He totesivatkin tutkimuksessaan, että pelkästään markkeridataan perustuva lineaarinen skaalaus saattaa johtaa suuriin virheisiin lonkkanivelien nivelkeskipisteiden muodostumisissa ja näin ollen vaikuttaa suuresti nivelkulmien ja momenttien suuruuteen simulaatiolaskennassa. (Kainz ym. 2017a). Suwarganda ym. 2019 osoittivat, että osittainkin kehon kattava kuvantaminen (MRI) parantaisi mallin tarkkuutta huomattavasti verrattuna makkeriperustaiseen lineaariseen skaalaukseen ja näin ollen parantaisi myös koko simulointiprosessin tarkkuutta. Skaalauksen aiheuttamien vääristymisen pienentämiseksi on luotu erilaisia ohjelmia, joiden avulla voidaan muokata luumalleja vastaamaan kuvantamisesta saatua geometriaa. Tällainen on esimerkiksi Musculoskeletal Atlas Project (MAP), jossa markkeri-, CT- sekä MRI-dataa voidaan yhdistää ja luoda OS:iin niiden avulla muokattu lihas-luurankomalli (map-client 2020).

### 3.3.2 Käänteinen kinematiikka (IK)

Käänteinen kinematiikkatyökalu (IK) käy lävitse jokaisen kokeellisesti kuvatun datan aikaikkunan (freimin) ja sijoittaa lihas-luurankomallin asentoon, joka parhaiten vastaa markkeridataa kyseisellä hetkellä. Tämä on se paras asento, jossa koehenkilön markkerien ja mallin virtuaalisten markkereiden vastaavuus on mahdollisimman suuri. IK-työkalu pyrkii laskennassa minimoimaan markkereiden ja/tai tiedossa olevien koordinaattipisteiden painotettujen neliökeskivirheiden summan. Kokeellisesti mitattu markkeridata yhdistetään mallin markkereihin muuttamalla mallin nivelkulmia koko liikkeen ajan. Koska kuvatun markkeridatan ja mallin virtuaalisten markkeripisteiden vastaavuus ei koskaan ole täydellinen, voidaan joidenkin markkereiden vaikuttavuutta laskennassa painottaa, jolloin tarkastelussa olevan kohteen tarkkuus paranee. IK laskennan tuloksena on liikemalli, jossa ovat selvillä jäykkien kappaleiden kiihtyvyydet ja liikeradat sekä nivelkulmat. (Delp ym. 2007; OpenSim 2020)

IK on OS:n laskennan kannalta kriittinen työvaihe, sillä sen tulona saatu kinemaattinen malli on pohjana muille työvaiheille. Kainz ym. (2017b) vertasivat OS-gait2392-mallia monissa laboratoriossa käytössä olevaan Vicon Nexux ohjelmiston Plug-in-Gait-malliin. Tutkimuksessaan he pyrkivät selvittämään mikä on OS:n IK-mallin tarkkuus verrattuna Plug-in-Gait:n suoraan kinematiikkamalliin (DK, Direct kinematics). Tutkimuksessa he vertasivat 14 cp-vammaisen ja seitsemän normaalisti kehittyneen nuoren kävelystä tehtyjen IK- ja DK-kävelymallien tarkkuutta toisiinsa. Tutkimuksen tuloksena oli, että yleisesti käytössä olevan ja tarkkuudeltaan riittävän Plug-in-Gait-malliin verrattuna OS-gait2392-mallin kaikkien nivelten kulmaerojen keskihajonta oli alle 5°. Kainz ym. (2017b) totesivat tutkimuksessaan, että koehenkilön mukaan skaalattu OS-gait2392 (3-3-2-Dof-IK) malli on riittävän tarkka klinisiin 3d-kävelyanalyysiin. Tutkimuksessaan Kainz ym. (2017b) vertasivat OS:n IK-mallia yleisessä käytössä olevaan DK-malliin, mutta eivät varmentaneet DK-mallin tarkkuutta millään menetelmällä.

### 3.3.3 Staattinen optimointi

Staattisen optimoinnin (SO) tarkoituksena on laskea joukko lihasaktivaatioita ( $a$ ), joiden vaikutuksesta lihasmallien voimantuotto kykenisi liikuttamaan dynaamista lihasluurankomallia kuvatus kinematiikan mukaisesti. Kuten IK:n kohdalla on kuvattu, on mallin liike tässä vaiheessa määritelty ja tiedossa ovat segmenttien positiot, nopeudet ja kiihtyvyydet. SO käyttää käännteistä dynamiikka ratkaistakseen nivelkohtaiset nettomomentit ja suorittaa laskennan etenevässä dynaamisessa simulaatiossa jokaisella ajan hetkellä. SO laskee aika-askel kohtaisesti jänne-lihasmallien pituuksien, nopeuksien ja lihasmallien ominaisuuskäyrien perusteella ne lihasvoimat, jotka sillä hetkellä voivat syntyvät maksimaalisella lihasaktivaatiolla ( $a=1$ ) ja ilman aktivaatiota ( $a=0$ ). Maksimi- ja minimiarvot toimivat rajarviona lihasvoimille, jotka voidaan saavuttaa kyseisellä ajan hetkellä. SO-algoritmi jakaa edelleen kuorman synergistien kesken ja laskee sen jälkeen joukon lihasaktiivisuuksia minimoiden lihasaktiivisuuksien neliöiden ( $P$  tai muun käyttäjän asettaman potenssin) summan, joiden tulona syntyy liikkeen suorittamiseen tarvittavat lihasvoimat. Huomion arvoista on se, ettei SO huomioi laskennassa sarjassa olevaa elastista- eikä rinnakkaista elastista komponenttia. (Thelen, Anderson, Delp 2003; Thelen, Anderson 2006; OpenSim 2020.)

Kun mallin liikkeen tuottamiseksi vaadittavat nettomomentit ovat tiedossa, voidaan alla olevalla yhtälöllä ratkaista liikkeen aikaiset lihasaktiivisuude voimanopeus ja voimapituus ominaisuudet huomioiden (OpenSim 2020.)

$$\sum_{M=1}^n \left[ a^M \cdot f^M \cdot \left( f_0^M \cdot f^L(\tilde{l}^M) \cdot f^v(\tilde{v}^M) \right) \right] \cdot r^{M,j} = \tau_j$$

Missä:  $n$  = lihasten määrä mallissa,  $a^M$  = lihasaktivaatio lihaksessa  $M$ ,  $f^M$  = lihasmallin tuottama voima,  $f_0^M$  = lihasmallin voimantuotto optimaalisella lihasfiiberipituudella,  $f^L(\tilde{l}^M)$  normalisoidun voima-pituuskuvaajan arvo,  $f^v(\tilde{v}^M)$  = normalisoidun voima-nopeuskuvaajan arvo, ja  $r^{M,j}$  = lihaksen momenttivarren pituus nivelkeskipisteeseen ja  $\tau_j$  = nivelessä vaikuttava momentti (OpenSim 2020.)

Lisäksi lihasaktivaatioiden summa minimoidaan yhtälössä:

$$J = \sum_{M=1}^n (a^M)^P$$

Missä  $a^M$  = lihasaktivaatio lihaksessa  $M$  ja  $P$  = käyttäjän määrittelemä vakio (OpenSim 2020.)

Lihasktiivisuuden simulointikappale käsitteli sitä, kuinka biomekaanisen mallinnuksen avulla voidaan mallintaa lihasten rakennetta ja toimintaa OpenSim ohjelmassa. Lisäksi kuvattiin yksi työjärjestys, minkä avulla voidaan laboratorio-olosuhteissa kuvatun liikkeen tuottamiseen tarvittavan lihasaktiivisuuden määrää arvioida staattisen optimoinnin avulla. Seuraavissa osiossa määritellään tämän Pro-gradu tutkielman tarkoitus, sekä kuvataan tutkimuksessa käytettävät menetelmät, jotka pohjautuvat edellisissä kappaleissa esitettyihin teorioihin.

## 4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Kävelyn aikaisen lihasaktiivisuuden määrää ja ajoitusta pystytään mittaamaan EMG:n avulla, sekä laskennallisesti simuloimaan biomekaanisen mallinnuksen avulla. sEMG tutkimusmenetelmänä rajoittuu pinnallisten lihasten tutkimiseen ja on altis menetelmä ulkopuolisille sekä muiden lihasten aktiivisuuden aiheuttamille häiriöille. Simulointi teoriassa mahdollistaa kaikkien mallin edustamien lihasten aktivaation mallintamisen. Tämän pro gradu-tutkielman tarkoituksena on selvittää, eroaako kävelyn aikana sEMG:lla mitattu lihasaktivaatio OpenSim-ohjelmalla simuloidusta lihasaktivaatiosta ja antaako simulointi luotettavaa kuvaa lihasten aktivaatiosta. Tutkimuksessa verrataan merkitsevästi nilkan plantaari- tai dorsifleksio suuntaiseen voimantuottoon vaikuttavien lihasten (TA, MG ja SOL) mitattua lihasaktivaatiota sekä simuloitua lihasaktivaatiota keskenään. Lisäksi tutkitaan, onko mitatun ja simuloidun lihasaktiivisuuden ajoituksessa eroa. Mikäli lihasaktiivisuuksien ajoituksessa ilmenee eroja, tutkitaan voiko eroa korjata lihasaktivaatiohuippuarvojen (LAHA) ajoituksen perusteella. Tutkimuksessa selvitetään myös, onko koehenkilön BMI:llä vaikutusta simulointitarkkuuteen, jos lihasmallien voimantuotto on laskettu paino-pituussuhteen avulla.

### 4.1 Tutkimuskysymys

1. Eroaako simuloitu ja mitattu lihasaktiivisuus toisiaan merkitsevästi kävelysyklin aikana TA, MG ja SOL lihasten osalta?
  - Onko kävelysyklin aikaisen simuloidun ja mitatun lihasaktiivisuuden huippuarvojen ajoituksessa eroa?
  - Vaikuttaako koehenkilön BMI simulointitarkkuuteen, kun lihasmallien voimantuotto on laskettu pituus-painosuhteen avulla?
  - Voidaanko mahdollinen viive simuloidun ja mitatun lihasaktiivisuuden välillä korjata lihasaktivaatiohuippuarvojen (LAHA) ajoituksen perusteella?

## 5 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 5.1 Tutkimusaineisto ja koehenkilöt

Tutkimuksessa käytettävä aineisto on osa Jyväskylän yliopiston EXECP-projektissa muodostunutta aineistoa. EXECP-projektissa on tutkittu yksilöllisesti räätälöidyn liikuntaintervention vaikutusta liikkumisen säätelyyn, terveyteen ja kuntoon CP-vammaisilla lapsilla ja nuorilla. Tutkimukseen osallistuneet ovat olleet vapaaehtoisia ja heillä on ollut keskeyttämisosoikeus sekä EXECP-projektilla on Keski-Suomen sairaanhoitopiirin eettisen toimikunnan hyväksyntä. Vertailuryhmälle on järjestetty tutustumismittauskerta sekä kaksi varsinaista mittauskertaa (Pre1 ja Pre2). Tässä pro-gradu tutkielmassa käytettiin ainoastaan EXECP-projektin vertailuryhmän kävelyanalyyseissä muodostunutta mittausdataa. Kävelyanalyysin aikana syntyneestä mittausdatasta tässä tutkimuksessa hyödynnetään mitattua lihasaktiivisuutta (sEMG), liikeanalyysin markkeridataa sekä voimalevyillä mitattua reaktiivoimadataa.

Vertailuryhmään kuului 17 vapaaehtoista normaalisti kehittyntä lasta ja nuorta. Mittausaineistosta analysointi- ja simulointivaiheeseen kelpuutettiin 14 koehenkilön mittausdata. Yksi koehenkilö alkuperäisestä 17:sta hylättiin puutteellisen EMG mittausdatan ja kaksi vajaan markkeroinin tai huonolaatuisen markkeridatan takia. Tutkimuksessa on käytetty Pre2-mittauksissa syntyntä aineistoa 11:sta koehenkilön kohdalla ja Pre1-mittauksien aineistoa 3:n koehenkilön kohdalla. Koska koehenkilöille oli järjestetty tutustumismittauskerta ennen varsinaisia Pre1- ja Pre2 mittauksia, sekä kävelyn katsottiin olevan liikesuorituksena niin vakioitunut, että käytetty mittausdata voitiin valita tarvittaessa myös Pre1-mittausaineistosta.

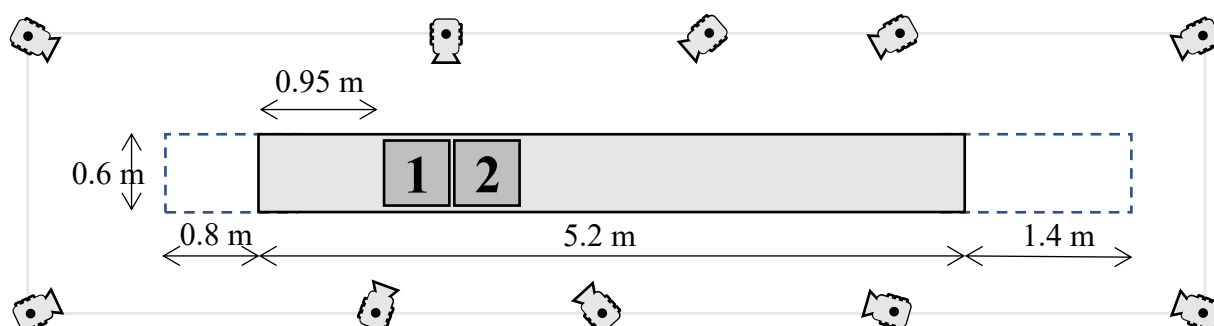
Taulukko 1. Koehenkilöiden taustatiedot (keskiarvo  $\pm$  keskihajonta).

Ikä (v)	14	$\pm$	4
Pituus (cm)	164	$\pm$	0.16
Paino (kg)	55.1	$\pm$	18.8
Painoindeksi (kg/m <sup>2</sup> )	19,7	$\pm$	3.6



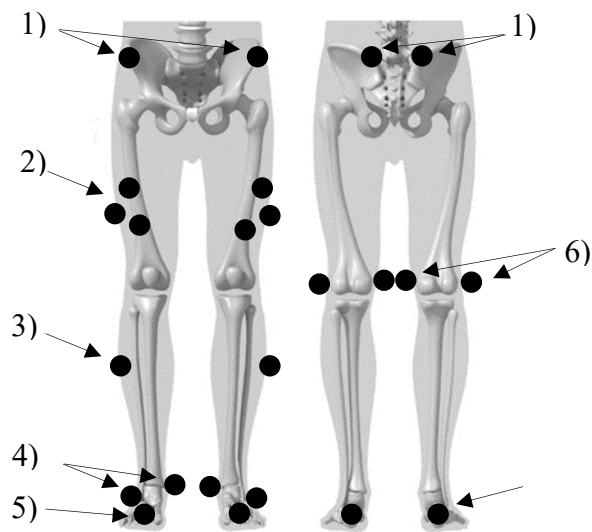
## 5.2 Kävelyanalyysi

Kävelyanalyysit on suoritettu Jyväskylän yliopiston biomekaniikan laboratoriossa. Kävelyanalyysissä koehenkilöt ovat kävelleet edestakaisin 6 minuuttia 7.4 m pitkällä ja 0.6 m leveällä kumirouhematto alustaan merkityllä testialueella normaaliksi kokemallaan kävelynopeudella (katso kuva 17). Testialueen keskellä oli 5.2 m pitkä tasaisen kävelyvauhdin alue ja päissä 1.4m ja 0.8m pitkät pysähtymis- ja kääntymisalueet. Jokainen yhdensuuntainen kävelysuoritus tasaisenvauhdin alueella on tallennettu omaksi suoritukseksi liikeanalyysiaineistoon. Jokaista kävelytutkimusta edelsi lyhyt totuttautumisaika, jolloin koehenkilö pystyi vapaasti totuttautumaan kävelyn mittausvälineiden kanssa. Totuttautumisaajan yhteydessä koehenkilö on ohjeistettu, mittauslaitteiston (liikkeentunnistus, EMG ja jalkakytkimet) toiminta testattu ja on varmistettu, ettei koehenkilöön liitetty mittausvälineistö rajoittanut hänen liikkumistaan. Ennen kävelyanalyysin alkua koehenkilöiltä on mitattu paino ja pituus.



Kuva 17. Havainnekuva kävelyalueesta ja voimalevyantureiden (1 ja 2) sekä kameroiden sijoittelusta. Kuvan mittasuhteet ja kameroiden sijoitusetäisyydet eivät vastaa todellisuutta.

Kävelytutkimuksen aikana alaraajojen 3D-kinematiikka on kuvattu Vicon-system:in liikkeentunnistus järjestelmällä ja siihen liitetyillä kameroilla (8-10kpl MX40 / Vero, Vicon Motion Systems, Oxford, UK) 200Hz kuvaustaajuudella. Liikeanalyysiin liittyvät heijastavat markkerit on sijoitettu kuvan 18. mukaisiin kohtiin.



Kuva 18. Heijastavaien markkereiden sijoituspaikat: 1) Lantio, suoliluun etuyläkärki ja suoliluun takayläkärki. 2) Reisi, kolme ei lineaarista klusterimarkkeria reisien lateraalipinalla. 3) Säärei, säären lateraali pinta. 4) Nilkka, mediaalinen ja lateraalinen malleoli. 5) Jalkaterä, toisen metatarsaalin pää. 6) Polvi, mediaalinen ja lateraalinen reiluun epikondyyli 4) Kantapää, kantaluun kyhmy.

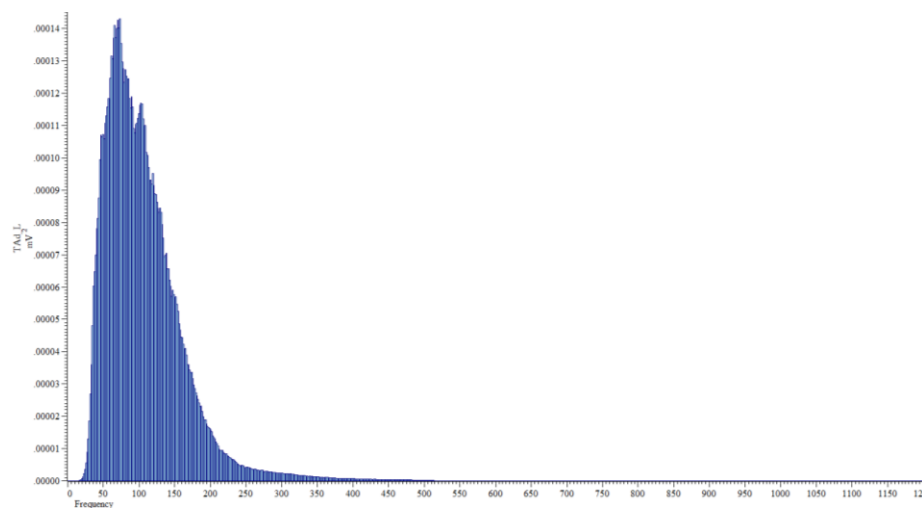
Reaktiivoimamittaus on suoritettu kahdella kävelyalustaan upotetuilla voimalevyantureilla 1kHz näytteenottotaajuudella (51 cm x 46 cm, (AMTI OR6-6-2000, AMTI Inc., Watertown, USA). Voimalevyanturit on yhdistetty vahvistimen (AMTI MiniAmp MSA-6) kautta A/D-muuntimeen (Lock Lab, Vicon Motion Systems, Oxford, UK), missä voimalevy ja liikkeen tunnistusjärjestelmän signaalit on synkronoitu. Koehenkilöitä on ohjeistettu kävelemään normaalilla askelpituudella siten, etteivät he tarkoituksellisesti pyrkisi mitoittamaan askellustaan siten, että askeleet osuisivat voimalevyanturien päälle. Askelsyklin vaiheiden erottamiseksi koehenkilön jalkapohjiin kantapään ja päkiän alle on asetettu jalkakytkimet (Noraxon, Scottsdale, AZ, USA), jotka on kiinnitetty teipillä sukkaan tai ihoon riippuen siitä kävelikö koehenkilö sukilla vai paljain jaloin.

Kävelyanalyysin aikainen lihasaktiivisuus on mitattu kummastakin jalasta MG, TA ja SOL lihaksista itseliimautuvilla sEMG-elektrodeilla (Blue Sensor N, Ag/AgCl, 436; Ambu,

Ballerup, Denmark). Elektrodien sijoituskohtien valinta ja ihon esivalmistelut on suoritettu SENIAM-ohjeistuksen mukaan (Seniam 2006). MG ja SOL lihasten aktiivisuutta mittaavat elektrodiparit on sijoitettu lihasrungon päälle lihassolukimppujen suuntaisesti 20 mm etäisyydelle toisistaan. TA lihaksen aktiivisuutta on mitattu MG ja SOL lihasten mittauksesta poiketen kahdella elektrodiparilla (TAp eli posteriorinen ja TAd eli distaalinen mittauspiste), joiden etäisyys toisistaan oli 8–10 cm riippuen koehenkilön sääriluun pituudesta. Maadoituselektrodi on sijoitettu sääriluun päälle, missä ihonalaiskudoksen paksuus luun päällä oli vähäisintä. Lihasaktiivisuutta mittaavat elektrodit ja jalkakytkimet on yhdistetty langattomaan EMG-mittausjärjestelmään (TELEmyo 2400T G2, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA), minkä näytteenottotaajuus on 1,5kHz. Jalkakytkimien ja EMG-antureiden mittaama data on tallennettu tietokoneelle Spike2 ohjelmiston avulla (CED, Cambridge, UK).

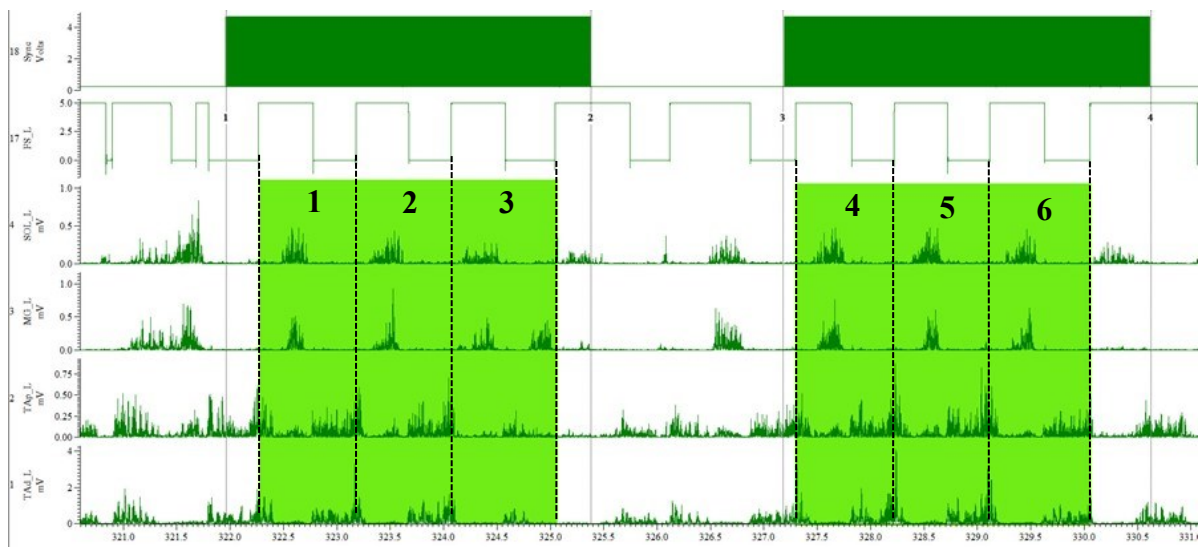
### 5.3 EMG- ja liikeanalyysisignaalien prosessointi

EMG-signaalin prosessointi suoritettiin Spike2 ja MS Excel ohjelman avulla. Ensimmäiseksi signaalien taajuusjakauma tarkistettiin teho-tiheyspektrin avulla (katso kuva 19). Teho-tiheyspektrianalyysin perusteella signaalien kaistapäästösuodatuksen rajataajuuksiksi valittiin 10 ja 500Hz. Suodatuksen jälkeen signaalit tasasuunnattiin.



Kuva 19. Esimerkkikuva TA-lihaksen distaalisen mittauspisteen kävelyn aikaisen signaalin tehotiheyspektristä kaistapäästösuodatuksen jälkeen.

Kävelysyklin aikaiset lihasaktiivisuudet valittiin siltä ajalta EMG-datasta, kun koehenkilön kävelyä tasaisenvauhdin alueella kuvaava synkronointisignaali (Kuva 20, ylin signaalirivi) oli aktiivinen. Valitut signaalialueet siirrettiin MS Excel ohjelmaan, missä ne tasoitettiin 300ms:n liukuvalla keskiarvolla. Kävelysyklin vaiheiden tunnistamiseen käytettiin jalkakytkimiltä saatavaa tietoa (Kuva 20, toinen signaalirivi ylhäältä). Kantaiskua kuvaavaksi hetkeksi valittiin jalkakytkinsignaalista signaalin aktivoitumishetki ja alkuheiladusvaiheen alkamisajankohdaksi (toe-off) signaalin deaktivaatio. Kävelysyklin päättymishetkeksi valittiin jalkakytkinsignaalin seuraava aktivoitumishetki. Jokaisen koehenkilön EMG-datasta valittiin kymmenen vasemman jalan kävelysyklin aikaista lihasaktiivisuutta, jotka normalisoitiin 0–100 % pitkiksi kävelysykleiksi. Normalisoidut lihaskohtaiset lihasaktivaatiot keskiarvoistettiin ja normalisoitiin (0–1) amplitudiltaan kävelysyklin suurimpaan arvoon. Normalisoidusta mitatusta lihasaktiivisuudesta valittiin LAHA, jota käytettiin simuloidun lihasaktiivisuuden ajoituksen tarkastelussa.



Kuva 20. Esimerkki kävelysykliden valinnasta. Esimerkissä EMG-datasta on valittu kaksi kävelysuoritusta synkronointisignaalin (tummanvihreät vaakapalkit) perusteella. Minkä jälkeen kävelysuorituksista on valittu kuusi erillistä askelsykliä jalkakytkinsignaalin perusteella (läpikuultavat vihreä alueet). Tutkimukseen valittiin jokaiselta koehenkilöltä 10 askelsykliä.

Vicon-Nexus 2.10 (Vicon Motion Systems Ltd, UK) ohjelmistolla selvitettiin kävelyanalyysin aikaiset markkeriradat, sekä korjattiin mahdolliset markkeriradoissa ilmenevät aukot. Kultakin koehenkilöltä valittiin viisi kävelysyksiä, joissa vasemman jalan koko tukivaiheen aikaiset reaktiivoimat oli mitattu. Voimalevyanturien mittaamat reaktiivoimat suodatettiin neljännen asteen Butterworth suodatuksella, jonka alipäästösuodatuksen rajataajuus oli 50 Hz. Vicon-Nexus ohjelmistolla luodut tiedostot muutettiin LeeSon ToolBox ver 1.51 ohjelmalla OpenSim ohjelman käyttämiin tiedostomuotoihin.

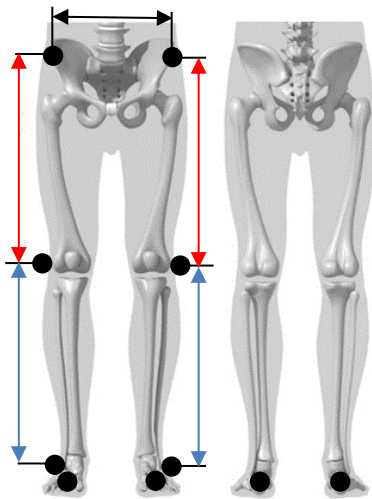
## **5.4 Lihasaktiivisuuksien simulointi**

Lihasaktiivisuuksien simuloimiseen käytettiin biomekaaniseen mallinnukseen tarkoitettua OpenSim 4.1 ohjelmaa (Simbios, Stanford, USA). Simuloinnissa käytetty lihasluurankomalli on Rajagopal ym. (2016) kehittämästä mallista yksinkertaistettu versio. Tutkimuksessa käytetyltä mallilta on poistettu kädet ja niiden massa on lisätty torson massaan. Mallin kehityksessä Rajagopal ym. ovat käyttäneet anatomisia mittaustuloksia 21 vainajasta sekä 24:n terveen nuoren aikuisen MRI-kuvannuksesta saatuja tietoja. Malli käsittää alaraajojen luut mukaan lukien patelat, torson sekä 80 alaraajojen Hill-tyypin Millard-lihasmallia. Skaalauksen, käänteisen kinematiikka sekä staattisen optimointi työvaiheiden aikana mallin alempien nilkkanivelien (subtalaarinivelten) sekä varpaiden tyvinivelien (metatarsofalangeaalinelten) liike oli lukittu neutraaliin asentoon ( $0^\circ$ ).

### **5.4.1 Mallin antropometrinen skaalaus**

Ensimmäisessä vaiheessa OpenSim:ssä luotiin mallille kävelyanalyysiä vastaava virtuaalinen markkerisetti, joka käsitti luisten maamerkkien päälle sijoitetut anatomiset markkerit, sekä reiden ja säären päälle sijoitetut seurantamarkkerit. Mallin kehosegmenttien skaalausparametrit määriteltiin kuvan 21 mukaisesti. Mallin kehosegmenttien skaalauskerroimet määräytyivät kävelyanalyysin yhteydessä luodun staattisen skaalaustiedoston perusteella, josta koehenkilöön kiinnitettyjen anatomisten markkerien välisten etäisyyksien perusteella OpenSim laski mallille koehenkilökohtaiset kehosegmenttien skaalauskerroimet. Mallin lantio skaalattiin käyttämällä suoliluun etuyläkärkien välistä markkeriparin etäisyyttä. Alaraajasegmenttien pituudet

skaalattiin vasemmalla ja oikealla puolella mallia identtisiksi. Alaraajojen skaalauskerroimet määräytyivät vasemman ja oikeanpuolen markkeriparien keskiarvon perusteella. Reisiluiden pituudet skaalattiin reisiluun lateraalisten epikondyylien ja suoliluun etuyläkärjen välisten markkeriparien etäisyyksien keskiarvolla. Sääriluun pituus skaalattiin vastaavasti reisiluun lateraalisten epikondyylin ja sääriluun lateraalisen malleolin välisen markkeriparin etäisyyksien keskiarvolla. Patellan koko skaalattiin reisiluun ja sääriluun skaalauskerroimien keskiarvolla. Jalkaterän skaalauskerroin määräytyi kantaluun kyhmyissä ja toisen metatarsaalin proksimaalipäässä olevien markkeriparien etäisyyksien keskiarvolla. Mallin torson koko skaalattiin suhteuttamalla koehenkilön pituus mallin pituuteen, jolloin mallin torsolle saatiin oma skaalauskerroin. Asettaessa malli samaan asentoon missä koehenkilö oli staattisessa skaalaustiedostossa, kaikkien markkerien painoarvo oli sama. Koska käytettävissä ei ollut kuvamateriaalia staattisen skaalaustiedoston kuvaushetkestä, oletettiin että koehenkilö on seisonut ylävartalo suorassa, jolloin lannerangan ekstensio-, rotaatio- ja lateraalisuuntainen taipumakulma määriteltiin nolllaksi. Skaalauksessa yhteydessä myös mallin paino muutettiin vastaamaan koehenkilön painoa.



Kuva 21. Kehosegmenttien skaalauskerroimen määräytyminen markkeriparien etäisyyksien perusteella. Jalkaterän skaalauskerroin määräytyi kantapää- ja varvasmarkkerien välisten etäisyyksien keskiarvon perusteella. Kantapää- ja varvasmarkkerien väliset etäisyydet ovat kohtisuorassa kuvasuuntaa nähden.

#### 5.4.2 Lihasmallien maksimaalisen isometrisen voiman määrittely

Koehenkilökohtaisen mallin isometrinen voimantuottomaksimi ( $f^M$ ) laskettiin Rajagopal ym. 2016 esittämän menetelmän mukaisesti. Koehenkilöiden alaraajojen lihastilavuus ja siitä johdettu lihaskohtainen tilavuus ( $V^M$ ) laskettiin Handsfield ym.2014 tekemien MRI-kuvausten perusteella määrittämän pituus-painosuhteeseen perustuvan laskennan kautta. Lihaskohtainen fysiologinen poikkipinta-ala ( $PCSA$ ) laskettiin käyttämällä laskennallista lihastilavuutta ( $V^M$ ) sekä lihaskohtaisia optimaalisia lihasfiiberipituuksia ( $l_0^M$ ) ja pennaatiokulmia optimaalisella lihasfiiberipituudella ( $\theta$ ) (Ward ym. 2009). Lihaskohtainen maksimaalinen isometrinen voima laskettiin kertomalla fysiologinen poikkipinta-ala specific-tension arvolla  $60\text{N}/\text{cm}^2$ . Specific-tension arvo oli vastaava kuin Rajagopal ym. 2016 käyttämä arvo. Laskennasta saadut maksimaaliset lihaskohtaiset isometriset voimantuotot syötettiin koehenkilökohtaisiin skaalattuihin malleihin. Muut lihasmallien parametrit pidettiin alkuperäisasetuksissa.

#### 5.4.3 Käänteinen kinematiikka ja staattinen optimointi

Käänteistä kinematiikkatyökalua (inverse kinematics) käytettiin ratkaisemaan mallin nivelkulmat siten, että ne tuottivat parhaimman vastaavuuden kuvatulle markkeridatalle. Kinematiikan määrittelemiseksi kuvattuja markkeriratoja seuraamaan asetettiin kaikki mallin anatomiset- ja seurantamarkkerit. Mallin kaikkien markkereiden painotusarvot olivat samansuuruiset. Kävelysyklin vaiheet tunnistettiin voimalevydatan sekä OpenSim:in graafisen käyttöliittymän avulla. Kantaiskua kuvaavaksi hetkeksi valittiin voimalevysignaalin aktivoitumishetki ja alkuheilahdusvaiheen alkamisajankohdaksi (toe-off) signaalin deaktivaatio. Askelsyklin päättymishetkeksi valittiin visuaalisesti graafisen käyttöliittymän avulla seuraava kantaisku.

Käänteisen kinematiikkatyökalun luoma liikemalli syötettiin staattiseen optimointityökaluun ja suodatettiin 6Hz alipäästösuodatuksella. Lihasmallien voima-pituus- ja voimanopeusominaisuudet aktivoitiin ja jokainen käänteisen kinematiikan määrittämä aika-askel ratkaistiin. Mallin liikkumista avustavien ja tarvittaessa sisäistä lisämomenttia tuottavien nivelkohtaisten toimilaitteiden (actuators) maksimaaliseksi voimantuottoarvoksi asetettiin 1

sekä minimi- ja maksimiaktivaatiotaso asetettiin äärettömiksi. Tällä tavoin malli suosii lihasmallien käyttämistä pääasiallisena voimantuottona. Tilanteessa, jossa lihasmallien voimantuottokyky ei riitä mallin liikuttamiseen, voidaan lisätoimilaitteilla tuottaa tarvittaessa riittävä lisämomentti niveliin. Jokaiselle koehenkilölle simuloitiin viisi vasemman jalan kävelysykliä, joista laskettiin TA, SOL ja MG lihaksille kävelysyklin aikainen keskimääräinen lihasaktivaatio. Keskiarvoistetut kävelysyklit normalisoitiin 0-100% pitkäksi kävelysykliksi ja niiden amplitudit normalisoitiin (0-1) kävelysyklin aikaiseen suurimpaan lihasaktivaation. Tukivaiheen aikaisesta normalisoidusta lihasaktiivisuudesta valittiin huippuarvo, jota käytettiin simuloidun lihasaktiivisuuden ajoituksen tarkastelussa.

## 5.5 Tilastolliset menetelmät

Lihaskohtaisen kävelysykliden aikaisten EMG:n ja simuloitujen lihasaktiivisuuksien amplitudien vertailu tapahtui SPM (Statistical Parametric Mapping) menetelmällä kahden otoksen t-testillä Matlab 2020b ohjelmistossa (The MathWorks, Massachusetts, USA). SPM-analysoinnissa käytettiin avointa SPM1d 0.4 lähdekoodia (spm1d.org, 2021). Nollahypoteesi testaamiseksi  $\alpha$ -arvo asetettiin 0.05:ksi. Jos SPM $\{t\}$  arvo ylittää kriittiseksi arvoksi asetetun  $\alpha$ -arvon, voitiin aktivaatiokäyrien eroavaisuutta pitää kyseisellä ajan hetkellä merkittävänä.

Kävelysyklin tukivaiheen aikaisten LAHA keskiarvojen tilastolliset analyysit suoritettiin SPSS 26 (IBM New York, USA) ohjelmalla. EMG:n ja simuloidun LAHA keskiarvojen jakaumien normaalius tarkastettiin Shapiro-Wilk testillä. LAHA ajoituksen tarkastelussa normaalisti jakautuneiden muuttujien (SOL) tarkasteluun käytettiin kahden riippuvan otoksen t-testiä (paired sample t-test) ja normaalijakaumasta poikkeavien muuttujien (MG, TA) tarkasteluun käytettiin Wilcoxon testiä. Simuloitujen ja mitattujen LAHA:n välisiä riippuvuuksia tarkasteltiin Pearson:in (SOL) ja Spearman:in korrelaatioanalyysien avulla. Tilastollisen merkitsevyyden rajana pidetään p-arvoa;  $p < 0.05$ . Simulaation tuottaman LAHA:n ajoituksen yhtäpitävyyden tarkastelu suhteessa mittauksen tuottamaan LAHA:n tapahtui Bland-Altman piirroksen avulla. Simuloinnin reliabiliteettia, eli mittaustulosten toistettavuutta arviotiin ICC-arvon (Intraclass Correlation Coefficient, sisäkorrelaatio) avulla.

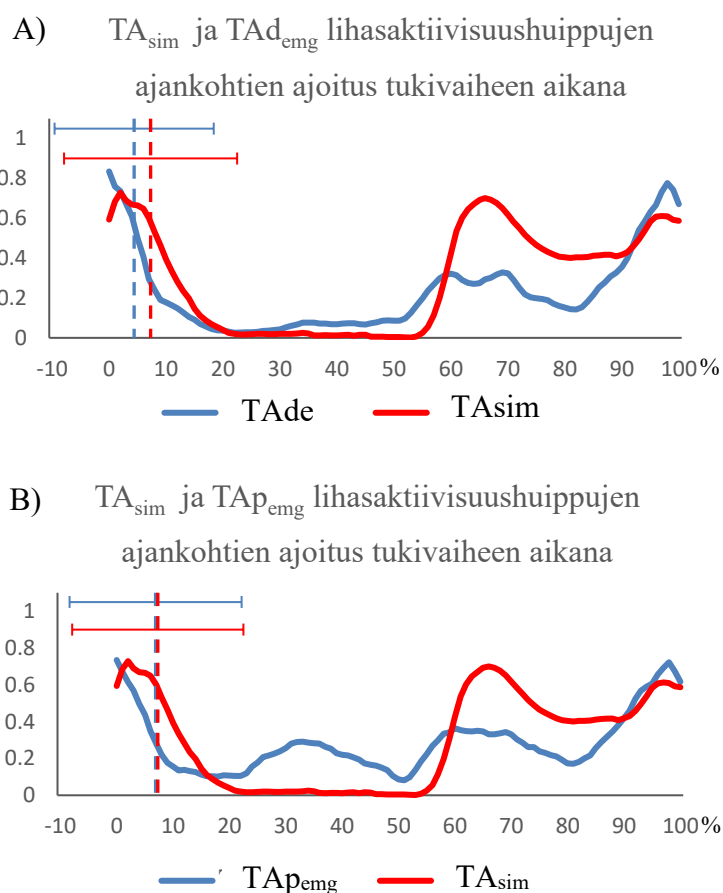


Aineiston jakaminen BMI:n perusteella kahteen eri klusteriin tapahtui SPSS:sä K-means cluster- analyysi työkalulla. Klusteri 1:n klusterikeskipiste oli 17.8 (N10) ja klusteri 2:n (N4) klusterikeskipiste oli 24.6.

## 6 TULOKSET

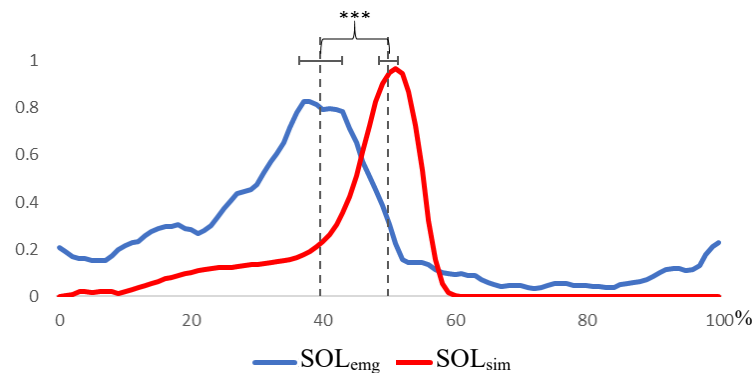
### 6.1 Lihasaktiivisuushuippujen ajankohtien ajoitus

Tässä kappaleessa verrataan mitatun sekä simuloidun lihasaktivaation huippuarvojen ajoitusta keskenään (katso kuvat 22 - 24).



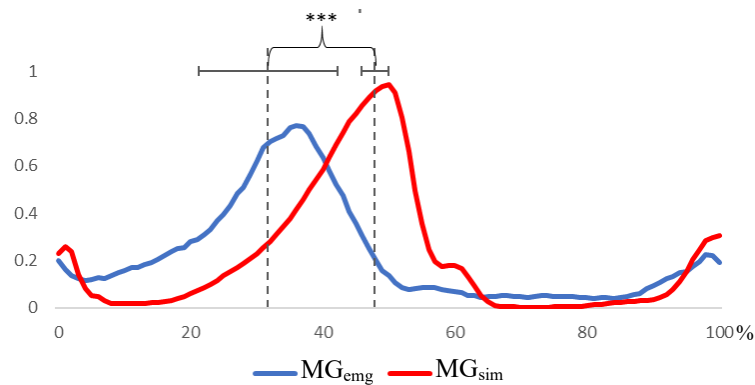
Kuva 22. Kuvaajissa esitetty keskiarvoiset lihasaktiivisuudet (yhtenäiset käyrät) sekä LAHA ajoituksen keskiarvot (katkoviiva) ja keskiarvoikkeamat (vaakaviiva). A)  $TA_{sim}$  ja  $TAd_{emg}$  LAHA ajoitukset eivät eronneet merkitsevästi toisistaan ( $TA_{sim}$  8.29 SD 15.9,  $TAd_{emg}$  5.4 SD 13.97, (Wilcoxon,  $p = 0.166$ ). B) Myöskään  $TA_{sim}$  ja  $TAp_{emg}$  LAHA keskiarvojen ajoitukset eivät eronneet toisistaan merkitsevästi ( $TA_{sim}$  8.29 SD 15.9,  $TAp_{emg}$  7.9 SD 15.27, Wilcoxon,  $p = 0.327$ ).

SOL lihasaktiivisuushuippujen ajankohtien ajoitus tukivaiheen aikana



Kuva 23. Kuvaajassa esitetty keskiarvoiset lihasaktiivisuudet (yhtenäiset käyrät) sekä LAHA ajoituksen keskiarvot (katkoviiva) ja keskipoikkeamat (vaakaviiva)  $SOL_{sim}$  (50.9 %, SD 1.41) ja  $SOL_{emg}$  (40.6 %, SD 3.27) LAHA:n keskiarvot erosivat toisistaan kävelysyklin tukivaiheen aikana tilastollisesti erittäin merkitsevästi ( $t=12.3$ ,  $df$  13,  $p > 0.001$ ).

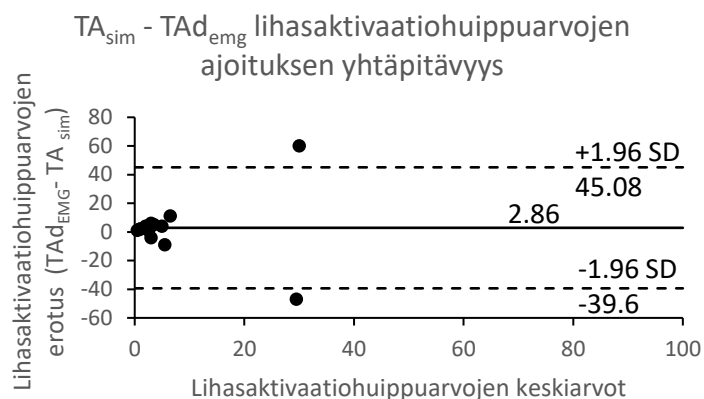
MG lihasaktiivisuushuippujen ajankohtien ajoitus tukivaiheen aikana



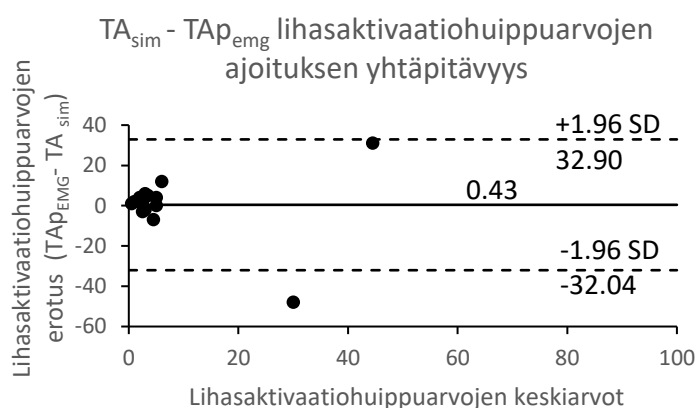
Kuva 24. Kuvaajassa esitetty keskiarvoiset lihasaktiivisuudet (yhtenäiset käyrät) sekä LAHA ajoituksen keskiarvot (katkoviiva) ja keskipoikkeamat (vaakaviiva)  $MG_{sim}$  (48.9 %, SD 1.99) ja  $MG_{emg}$  (32.7 %, SD 10.5) LAHA:n keskiarvot erosivat toisistaan kävelysyklin tukivaiheen aikana erittäin merkitsevästi (Wilcoxon  $p < 0.001$ ).

## 6.2 Validiteetti lihasaktiivisuuden huippuarvojen ajankohdan osalta

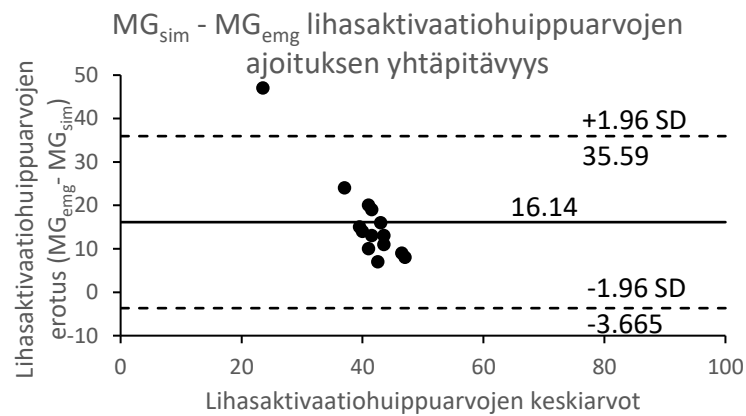
Simulaation tuottaman lihasaktiivisuuden huippuarvon ajoituksen yhtäpitävyyttä mitatun lihasaktiivisuuden huippuarvon ajoitukseen tutkittiin Bland-Altman-kuvaajien avulla (Katso kuvat 25 - 28).



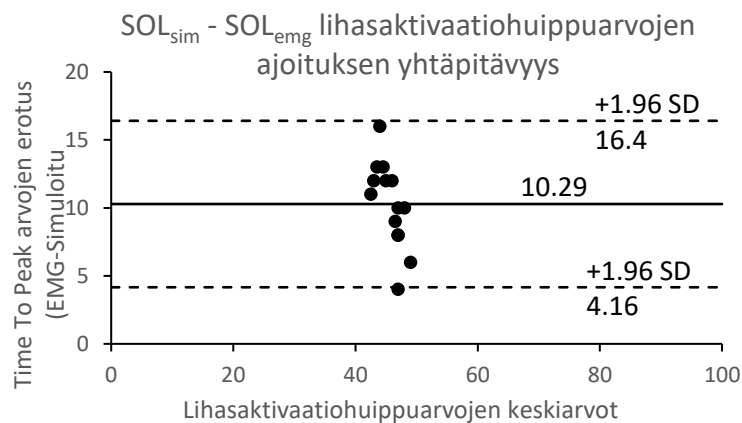
Kuva 25. Bland-Altman kuvaajan (Bland M. & Altman D. 1986.) perusteella LAHA-ajankohtien erotusten (TAd<sub>emg</sub> - TA<sub>sim</sub>) keskiarvo oli positiivinen, joten simulaation tuottaman LAHA:n ajoitus on 2.86 % (28 ms.) myöhäisempi, kuin EMG:llä mitatun LAHA:n ajoitus. 86 % havaintopisteistä on luottamusvälien (95 %) sisäpuolella, joten simulointia voidaan pitää TA lihaksen kohdalla yhtenevänä menetelmänä sEMG:n kanssa LAHA:n ajoituksen osalta.



Kuva 26. Bland-Altman kuvaajan (Bland M. & Altman D. 1986.) LAHA-ajankohtien erotusten (TAp<sub>emg</sub> - TA<sub>sim</sub>) keskiarvo oli positiivinen, joten simulaation tuottama LAHA-ajoitus on 0.43 % (4 ms.) myöhäisempi, kuin EMG:llä mitatun LAHA:n ajoitus. 93 % havaintopisteistä on luottamusvälien (95 %) sisäpuolella, joten simulointia voidaan pitää TA lihaksen kohdalla yhtenevänä menetelmänä sEMG:n kanssa LAHA-ajoituksen osalta.



Kuva 27. Bland-Altman kuvaajan (Bland M. & Altman D. 1986.) LAHA-ajankohtien erotusten ( $MG_{emg} - MG_{sim}$ ) keskiarvo oli positiivinen, joten simulaation tuottaman LAHA-ajoitus on 16.14 % (159 ms.) myöhäisempi kuin EMG:llä mitatun LAHA:n ajoitus. 93 % havaintopisteistä on luottamusvälien (95 %) sisäpuolella. Suuren ajoituseron takia simulointia ei voida pitää MG lihaksen kohdalla yhtenevänä menetelmänä sEMG:n kanssa LAHA-ajoituksen osalta.



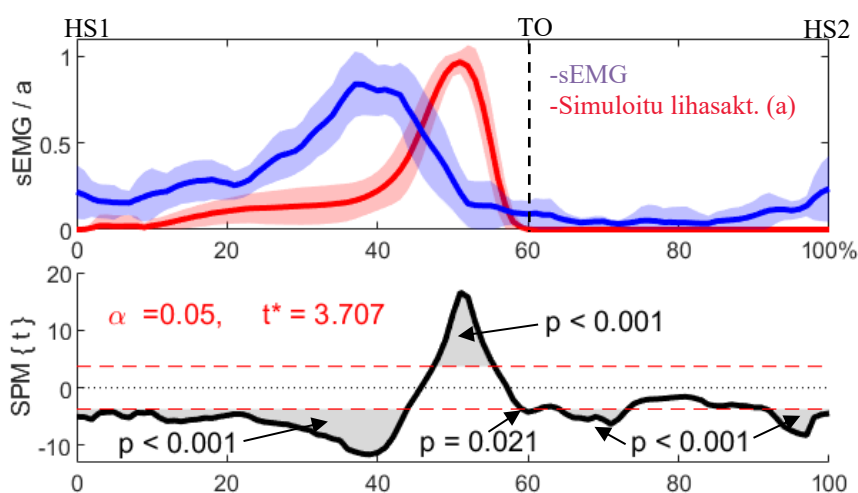
Kuva 28. Bland-Altman kuvaajan (Bland M. & Altman D. 1986.) LAHA ajankohtien erotusten ( $SOL_{emg} - SOL_{sim}$ ) keskiarvo oli positiivinen, joten simulaation tuottaman LAHA:n ajoitus on 10.29 % (100 ms.) myöhäisempi, kuin EMG:llä mitatun LAHA:n ajoitus. 93 % havaintopisteistä on luottamusvälien (95 %) sisäpuolella. Suuresta ajoituseron takia simulointia ei voida pitää MG lihaksen kohdalla yhtenevänä menetelmänä sEMG:n kanssa LAHA ajoituksen osalta.

### 6.3 Reliabiliteetti lihasaktivaatiohuippuarvojen ajankohdan osalta

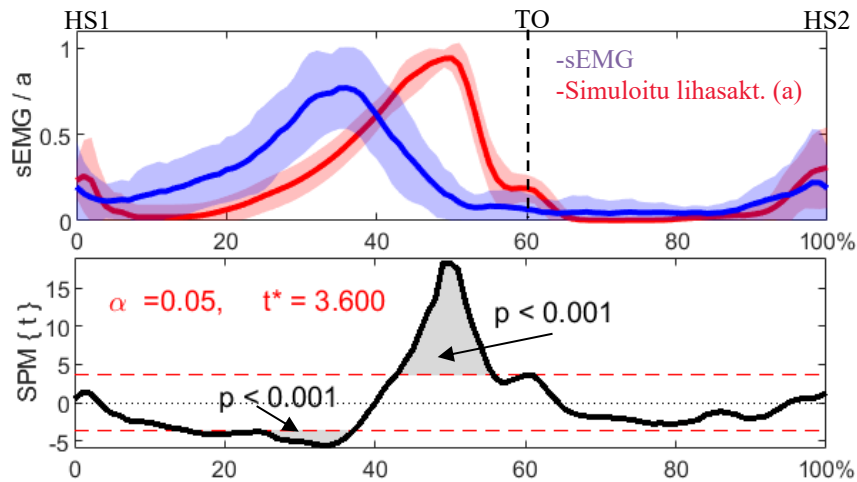
ICC arvon perusteella simuloinnin toistettavuutta LAHA ajoituksen osalta voidaan pitää kohtalaisena TA:n proksimaalisen mittauspisteen kohdalla (ICC = 0.598, 95 % luottamusväli - 0.340 - 0.873, 2-way mixed-effects, single measurements, Absolute agreement). Vastaavasti toistettavuutta SOL, MG sekä TA:n distaalisen mittauspisteen kohdalla voidaan pitää huonona (SOL ICC = 0.049, 95% luottamusväli -0.061 - 0.284, MG ICC = 0.064, 95% luottamusväli - 0.209 - 1.236, TAd ICC = -0.209, 95% luottamusväli -3.427 - 0.63, 2-way mixed-effects, single measurements, Absolute agreement)

### 6.4 SPM{t} analyysin tulokset

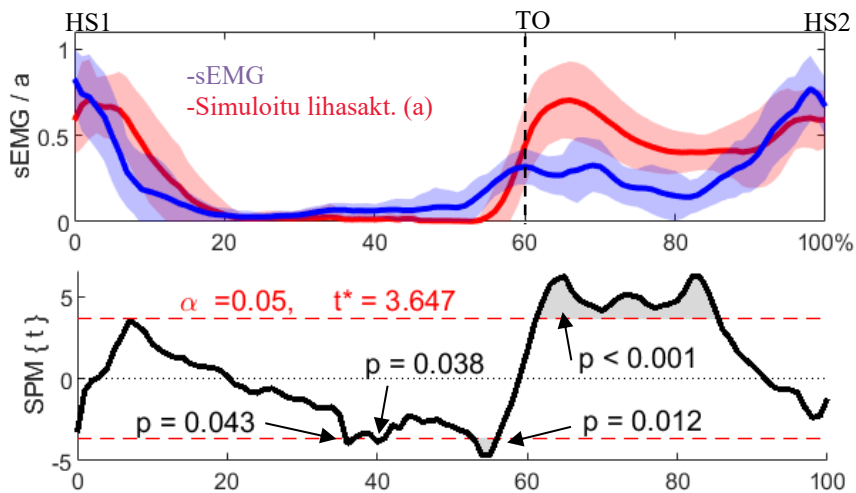
Simuloidun ja mitatun lihasaktiivisuuden eroa koko askelsyklin aikana analysoitiin SPM{t} – menetelmän (Statistical Parametric Mapping) avulla (katso kuvat 29 - 32).



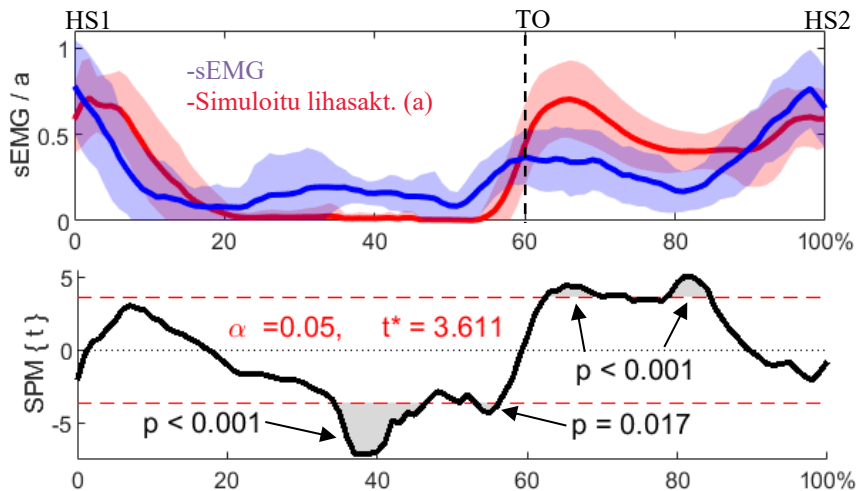
Kuva 29.  $SOL_{sim}$  poikkeaa  $SOL_{emg}$ :stä merkitsevästi 52.7 %:n ajan kävelysyklin tukivaiheen aikana. Tukivaiheen aikana  $SOL_{sim}$  on  $SOL_{emg}$ :tä merkitsevästi matalampaa 44.6 %:n ajan (0 – 43.9 %,  $p < 0.00$ , 59.3 – 60 %,  $p = 0.021$ ) ja merkitsevästi korkeampaa 8,1 %:n (47.4 – 55.5 %,  $p < 0.001$ ) ajan.  $SOL_{sim}$  on  $SOL_{emg}$ :tä merkitsevästi matalampaa 18.5 %:n (60 - 61.3 %,  $p = 0.021$ , 64.2 - 73.1 %,  $p < 0.001$ , 91.7 – 100 %,  $p < 0.001$ ) ajan kävelysyklin heilahdusvaiheen ajasta. Koko askelsyklin aikana  $SOL_{sim}$  poikkeaa  $SOL_{emg}$ :tä merkitsevästi 71.2 %:n ajan.



Kuva 30.  $MG_{sim}$  poikkeaa  $MG_{emg}$ :stä merkitsevästi 35.1 %:n ajan kävelysyklin ajasta. Tukivaiheen aikana  $MG_{sim}$  on  $MG_{emg}$ :tä merkitsevästi matalampaa 22.4 %:n (14.9 - 37.3 %,  $p < 0.001$ ) ja merkitsevästi korkeampaa 12.7 %:n (43 - 55 %,  $p < 0.001$ ) tukivaiheen ajasta.



Kuva 31.  $TA_{sim}$  on  $TA_{emg}$ :tä merkitsevästi matalampaa 4.6 %:n (35.9 - 36.6 %,  $p = 0.043$ , 39.7 - 40.5 %,  $p = 0.038$ , 52.9 - 56 %,  $p = 0.021$ ) ajan kävelysyklin tukivaiheen ajasta. Heilahdusvaiheen aikana  $TA_{sim}$  on  $TA_{emg}$  merkitsevästi korkeampaa 24.2 %:n ajan (61.2 - 85.4 %,  $p < 0.001$ ).  $TA_{sim}$  poikkeaa  $TA_{emg}$ :sta merkitsevästi 28.2 %:n ajan koko kävelysyklin ajasta.



Kuva 32.  $TA_{sim}$  on  $TA_{p_{emg}}$ :tä merkitsevästi matalampaa 19.1 %:n (33.9 - 47.1 %,  $p < 0.001$ , 50.5 - 51.2 %,  $p = 0.048$ , 51.1 - 56.3 %,  $p = 0.017$ ) ajan kävelysyklin tukivaiheen ajasta. Heilahdusvaiheen aikana  $TA_{sim}$  on  $TA_{p_{emg}}$ :tä merkitsevästi korkeampaa 16.4 %:n ajan (62.6 - 73.1 %,  $p < 0.001$ , 78.4 - 84.3 %,  $p < 0.001$ ).  $TA_{sim}$  poikkeaa  $TA_{p_{emg}}$ :sta merkitsevästi 35.5 %:n ajan koko kävelysyklin ajasta.

### 6.5 SPM analyysien tulokset BMI-klusterien tasolla sekä lihasaktivaatiohuippuarvojen perustaisen korjauksen jälkeen.

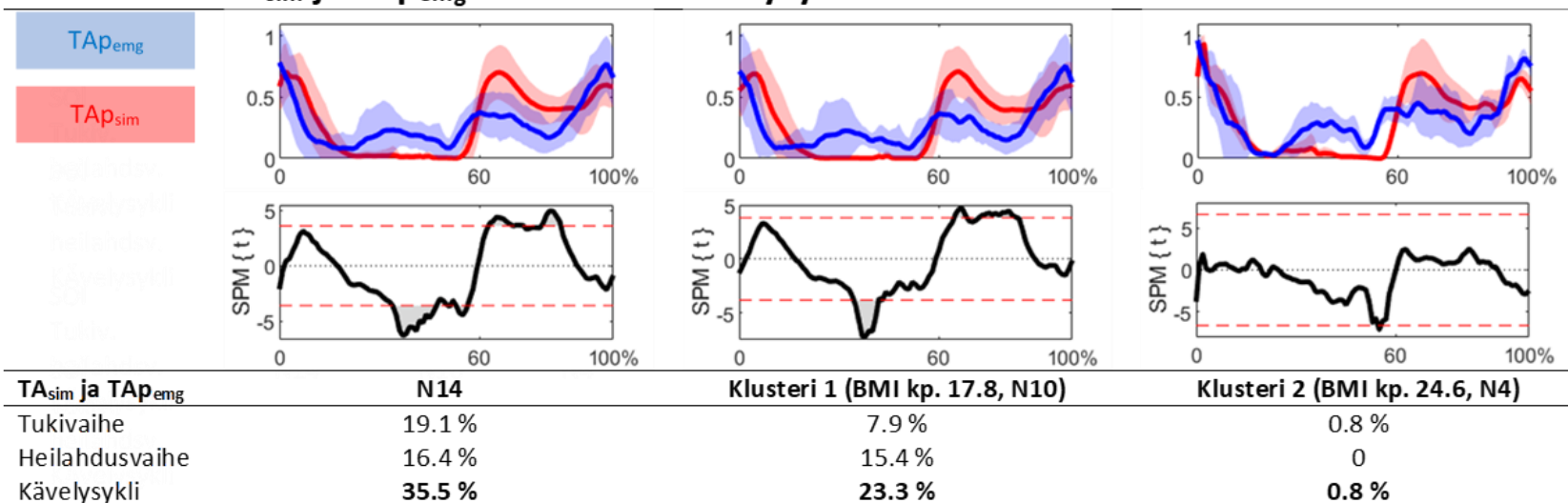
SPM analyysien perusteella simuloitun lihasaktiivisuuden vastaavuus mitattuun lihasaktiivisuuteen parani tarkasteltaessa vastaavuutta BMI-klusteri tasolla. Klusterissa nro. 2 (BMI-klusterikeskipiste on 24.6, N4) poikkeama lihasaktiivisuuksien välillä oli pienintä ja poikkeama pieneni kaikkien tutkittujen lihasten osalta verrattaessa niitä koko otoksen tasolla havaittuun poikkeamaan. Klusterissa 1 (BMI-klusterikeskipiste = 17.8, N10) vastaavuus parani TA-TAp, SOL ja MG lihasten kohdalla, mutta heikkeni TA-TAd lihaksen kohdalla. Suurimmat poikkeamat simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden välillä oli koko otoksen tasolla TA-TAp, SOL ja MG lihaksen kohdalla (katso Taulukot 2, 3, 4 ja 5).

LAHA ajoituksen perusteella tehdyn simulointitulosten siirron jälkeen suurimmat vastaavuuden paranemiset olivat SOL ja MG lihaksissa. Ajoituksen siirron jälkeen pienimmät poikkeavuudet olivat klusterissa 2, pois lukien MG:n jonka pienin poikkeama oli koko otoksen

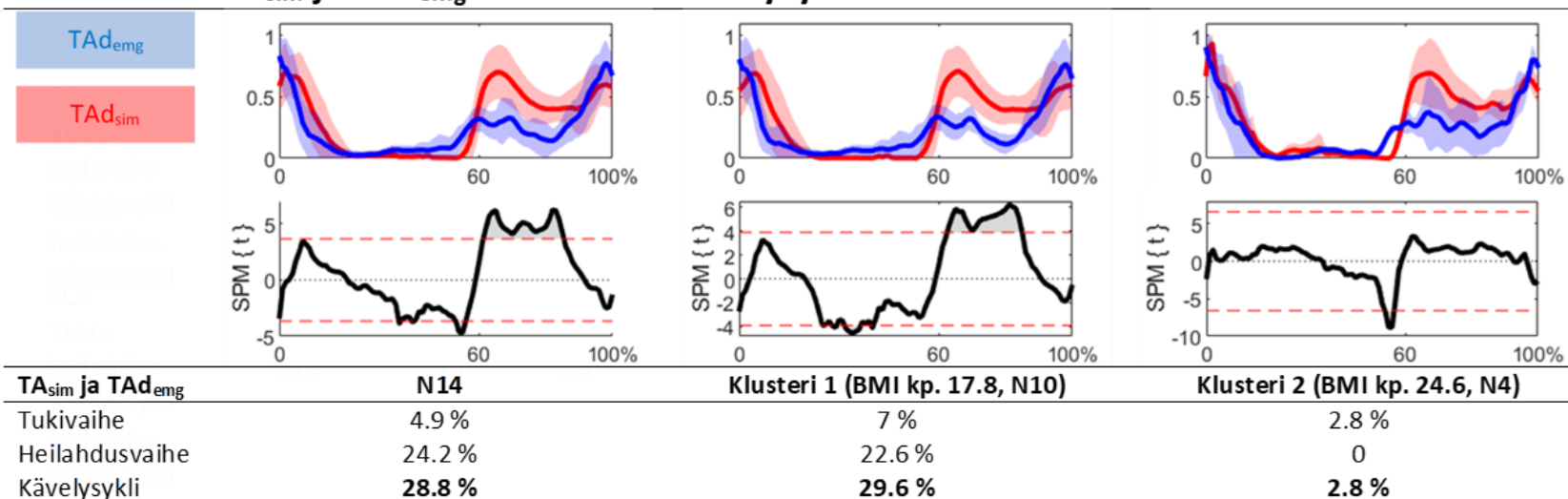


tasolla. Suurimmat eroavaisuudet korjauksen jälkeen ovat koko otoksen tasolla, pois lukien MG. Ajoituksen siirron jälkeen pienin poikkeama koko otoksen tasolla oli MG lihaksen kohdalla (2.6 %) ja suurin SOL lihaksen kohdalla (34.9 %), vastaavat eroavaisuudet TA-TAd ja TA-TAp kohdalla olivat 25.8 %, 35.5 %. Klusteri 1:n kohdalla pienin poikkeama oli MG:n kohdalla (5.6 %) ja suurin TA-TAp:n kohdalla (25.7 %), vastaavat eroavaisuudet SOL ja TA-TAd:n kohdalla 21 % ja 21.4 %. Klusteri 2:n kohdalla pienin poikkeama oli SOL:n ja TA-TAd:n kohdalla (0.8 %), suurin poikkeama MG:n kohdalla (6.1 %). Klusterissa 2 TA-TAp:n poikkeama oli 2.8 % (katso Taulukot 6, 7, 8 ja 9).

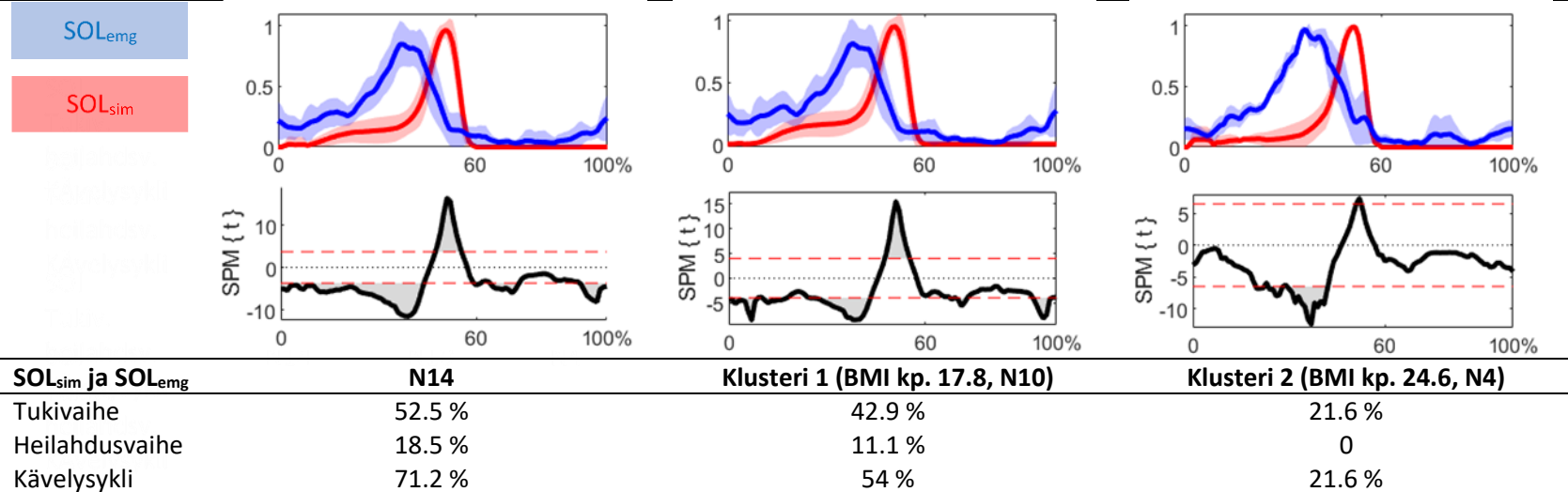
**Taulukko 2. TA<sub>sim</sub> ja TAP<sub>emg</sub> välinen ero kävelysyklin aikana.**



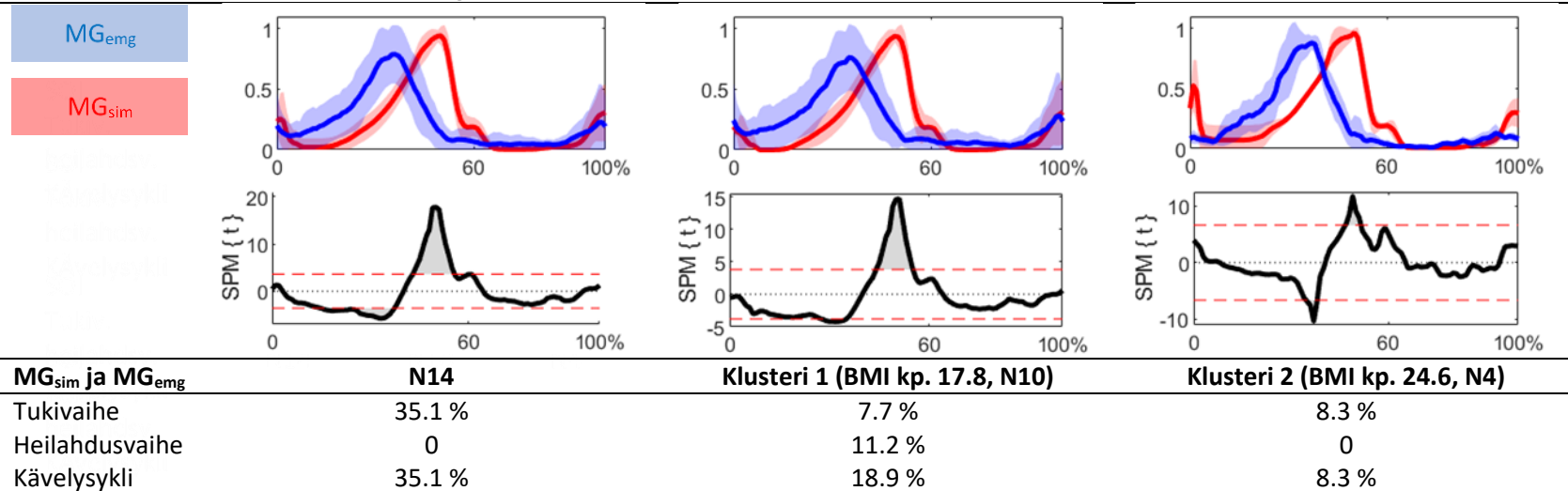
**Taulukko 3. TA<sub>sim</sub> ja TAd<sub>emg</sub> välinen ero kävelysyklin aikana**



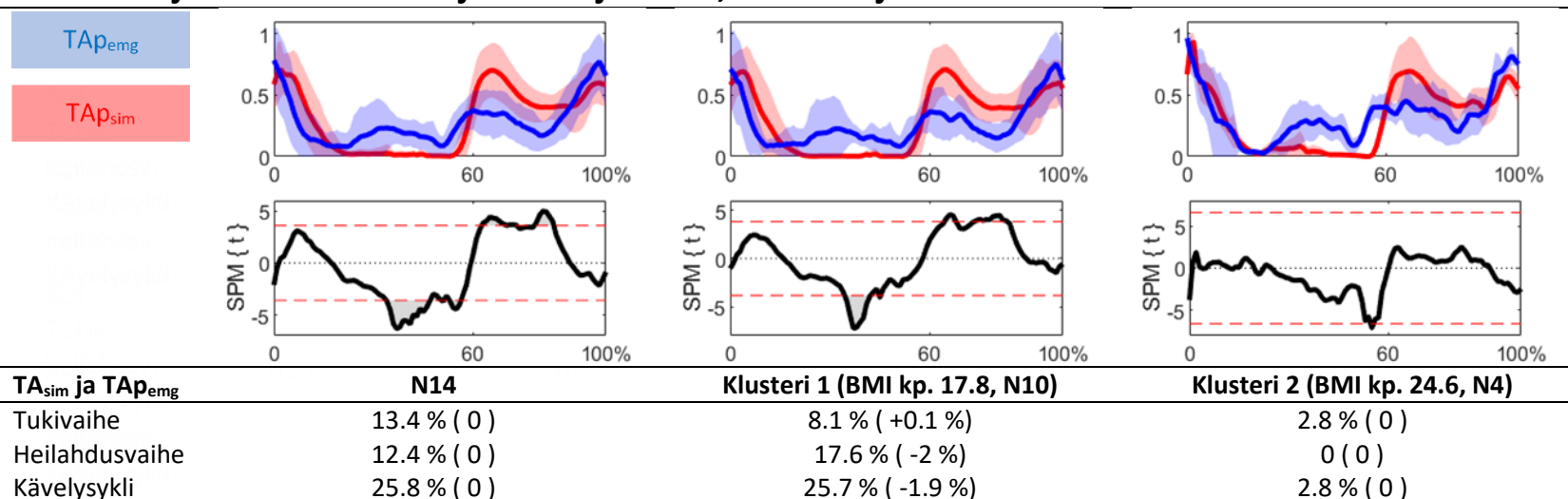
**Taulukko 4. SOL<sub>sim</sub> ja SOL<sub>emg</sub> välinen ero kävelysyklin aikana**



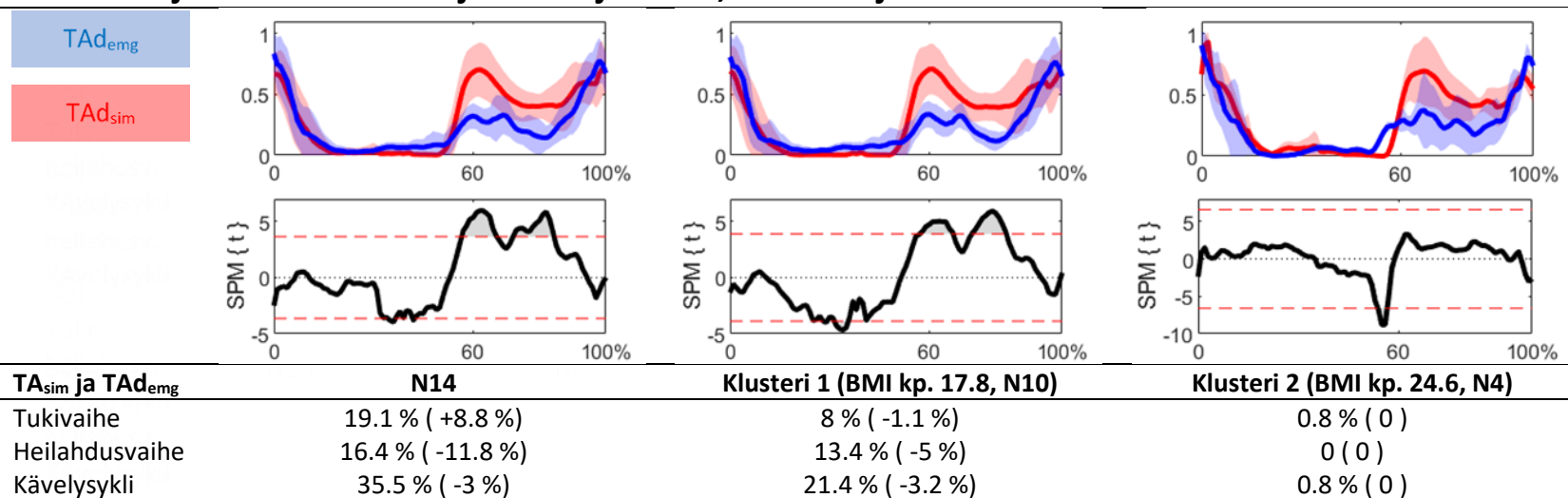
**Taulukko 5. MG<sub>sim</sub> ja MG<sub>emg</sub> välinen ero kävelysyklin aikana**



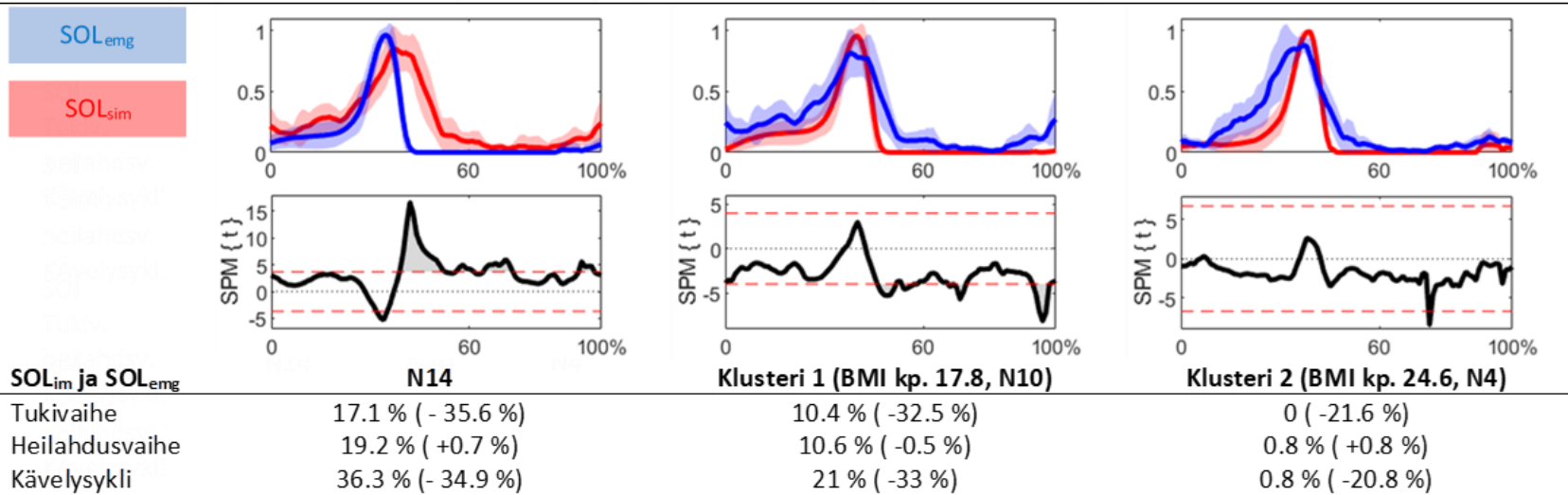
**Taulukko 6.  $TA_{sim}$  ja  $TAp_{emg}$  välinen ero kävelysyklin aikana lihasaktivaatiohuippuarvojen keskiarvojen mukaisen korjauksen jälkeen, sekä korjauksen aiheuttama muutos.**



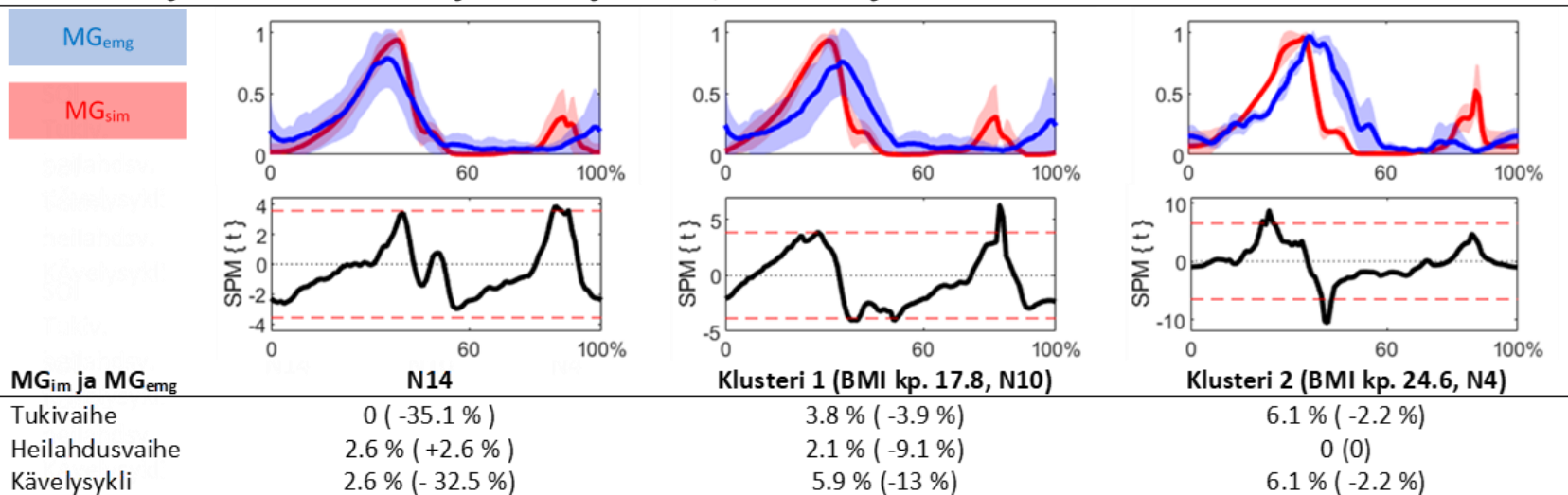
**Taulukko 7.  $TA_{sim}$  ja  $TAd_{emg}$  välinen ero kävelysyklin aikana lihasaktivaatiohuippuarvojen keskiarvojen mukaisen korjauksen jälkeen, sekä korjauksen aiheuttama muutos.**



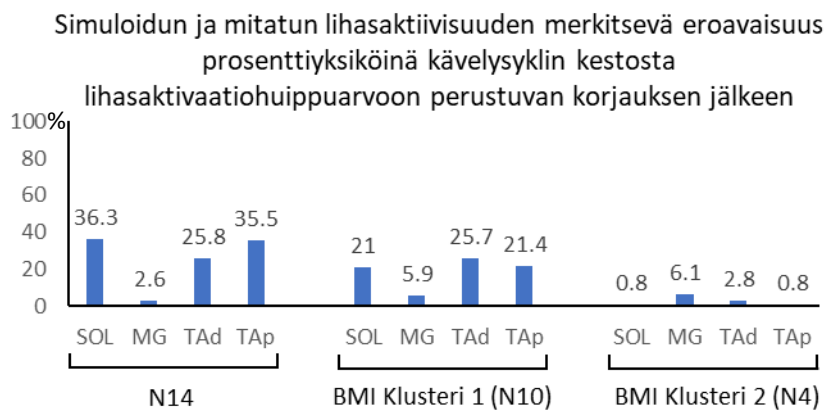
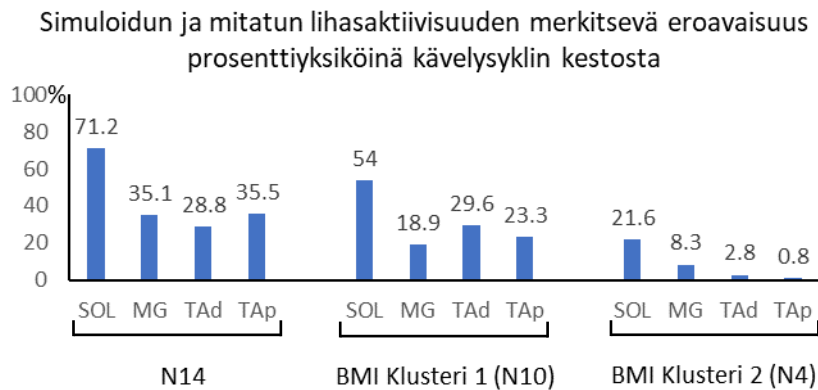
**Taulukko 8. SOL<sub>sim</sub> ja SOL<sub>emg</sub> välinen ero kävelysklin aikana lihasaktivaatiohuippuarvojen keskiarvojen mukaisen korjauksen jälkeen, sekä korjauksen aiheuttama muutos.**



**Taulukko 9. MG<sub>sim</sub> ja MG<sub>emg</sub> välinen ero kävelysklin aikana lihasaktivaatiohuippuarvojen keskiarvojen mukaisen korjauksen jälkeen, sekä korjauksen aiheuttama muutos.**



Simuloidun ja mitatun lihasaktiivisuuden tilastollisesti merkitsevä eroavaisuus prosenttiyksiköinä kävelysyklin kestoista koko otoksessa (N14) ja BMI:n perustuvissa klustereissa (Klusterikeskipisteet: klusteri 1. BMI 17.8 ja klusteri 2. BMI 24.6. Katso kuva 33).



Kuva 33. Kuvan yläosassa esitetty lihaskohtaisesti, kuinka monta prosenttiyksikköä koko normalisoidun askelsyklin kestoista (0–100 %) simuloitu lihasaktiivisuus eroaa mitatusta lihasaktiivisuudesta. Taulukon alaosassa on esitetty prosenttiyksikkömääräinen ero kävelysyklin aikana, kun simuloidun lihasaktiivisuuden ajoitusta on korjattu LAHA ajoituksen perusteella.

## 6.6 Tulosten yhteenveto

Jokaisen tutkimuksen kohteena olleen lihaksen simulaation tuottaman sekä mitatun lihasaktiivisuuden amplitudeissa havaittiin tilastollisesti merkittäviä eroavaisuuksia kävelysyklin aikana (katso kuvat 29 - 32). Samoin havaittiin myös LAHA:n ajoituksessa

merkittäviä eroavaisuuksia SOL ja MG lihaksien kohdalla, vastaavasi TA – TAd/TAp LAHA:n ajoituksessa ei löytynyt tilastollisesti merkitsevää eroavaisuutta (katso kuvat 22 - 24).

Koko otoksen tasolla SPM analyysin perusteella simuloitu SOL lihaksen aktiivisuus poikkesi eniten mitatusta lihasaktiivisuudesta (71.2 % kävelysyklin kokonaisajasta, kuva 29). Vastaavat poikkeavuudet MG-lihaksen kohdalla on 35.1 % (kuva 30) ja TA-TAp:n välillä 35.5 % (kuva 32). Pienin poikkeama simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden välillä oli TA-TAd:llä 28.2 % (kuva 31). Simuloitun lihasaktiivisuuden vastaavuus mitattuun lihasaktiivisuuteen parani tarkasteltaessa vastaavuutta BMI-klusteri tasolla. Klusterissa 2. (BMI-klusterikeskipiste = 24.6, N4) poikkeama lihasaktiivisuuksien välillä oli pienintä ja poikkeama pieneni kaikkien tutkittujen lihasten osalta verrattaessa niitä koko otoksen tasolla havaittuun poikkeamaan (taulukot 2 – 5). Klusterissa 1 (BMI-klusterikeskipiste = 17.8, N10) vastaavuus parani TA-TAp, SOL ja MG lihasten kohdalla, mutta heikkeni TA-TAd lihaksen kohdalla (taulukot 2 – 5).

Simulointi tuotti kaikkien tutkittujen lihasten kohdalla myöhäisemmän LAHA ajankodan. Suurin viive LAHA ajankohdalle havaittiin MG lihaksella 16.4 % (kuva 24) ja pienin TA lihaksen kohdalla (TA-TAd 2.86 % (kuva 22A) ja TA – Tap 0.43 % (kuva 22B)), vastaava viive SOL lihakselle oli 10.29 % (kuva 23) kävelysyklin kokonaisajasta (0-100 %). LAHA-ajoituksen perusteella tehtyjen simuloitujen lihasaktiivisuusajankohtien siirto suhteessa mitattuun lihasaktiivisuuteen pienensi (simulointi – mitattu) eroavaisuuksia eniten SOL ja MG lihaksien kohdalla (kuva 33).

Bland-Altman kuvaajien perusteella LAHA-ajoituksen kannalta simulointia voidaan pitää validina menetelmänä TA-lihaksen kohdalla, riippumatta siitä kumpaan EMG-mittauspisteeseen (TAd/TAp) sitä verrataan (kuvat 25 ja 26). LAHA-ajoituksen kannalta SOL- ja MG-lihaksen kohdalla simulointia ei voida pitää validina menetelmänä (kuvat 27 ja 28). ICC-arvon perusteella simulointia voidaan pitää kohtalaisen toistettavana menetelmänä ainoastaan TA-TAp:n kohdalla (ICC = 0.598). Toistettavuus on huono SOL:n (ICC = 0.049), MG:n (ICC = 0.064) ja TAd:n (ICC = -0.209) kohdalla.

## 7 POHDINTA

Tässä tutkimuksessa verrattiin, eroaako simuloitu lihasaktiivisuus mitatusta lihasaktiivisuudesta kävelysyklin aikana merkitsevästi nilkan plantaari- (MG ja SOL) ja dorsifleksioon (TA) osallistuvien lihasten kohdalla. Lihasaktiivisuuksien eroavaisuutta verrattiin koko kävelysyklin ajalta sekä LAHA ajoituksen osalta. Koska koehenkilöä kuvaavan mallin lihasvoimat laskettiin pituus-painosuhteen avulla, tutkittiin myös vaikuttaako koehenkilöiden BMI simulointi tarkkuuteen. Lihasaktiivisuuksien simulointiin käytettiin OpenSim-ohjelman staattista optimointityökalua, joten odotusarvoisesti mitatun lihasaktiivisuuden ja simuloitun lihasaktiivisuuden ajoituksessa on viivettä. Simuloitun lihasaktiivisuuden viive pyrittiin korjaamaan siirtämällä sen ajoitusta lihasaktiivisuushuippuarvojen ajoituksen perusteella.

LAHA ajoituksen tarkkuus oli parempi TA lihaksen kohdalla, kuin MG ja SOL lihasten kohdalla. TA-lihaksen kohdalla ajoitukset eivät eronneet merkitsevästi toisistaan simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden kesken, joten se voi osittain selittää myös TA lihaksen kohdalla kokonaisuudessaan parempaa vastaavuutta lihasaktivaatioiden kesken. Paremmasta ajoituksesta johtuen myös LAHA:jen kohdalla simuloinnin validiteetti oli TA-lihaksen kohdalla parempaa, kuin SOL ja MG lihasten kohdalla. Reliabiliteetti LAHA:jen ajoituksen kohdalla oli kohtalainen ainoasataan simuloitun TA lihaksen aktivaation ja mitatun TAp-mittauspisteen kohdalla, kun se muiden tutkimuksen kohteena olleiden lihasten kohdalla se oli huono. Viive simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden välillä saattaa selittyä lihas-jännemallin elastisten komponenttien ja aktivaatiodynamiikan vaikutuksen puuttumisella sekä lihasmallissa lihasfiiberin käyttäytymisen yksinkertaistamisella. Lisäksi merkittävän epävarmuustekijän lihasaktiivisuuksien eroavaisuuksien lihaskohtaiseen sekä BMI-klustereiden väliseen tulkintaan aiheuttaa lihasaktivaatioiden normalisointi huippuarvoihin.

### 7.1 Simuloitujen ja mitattujen lihasaktivaatiohuippuarvojen ajankohta

Validiteetti LAHA-ajankohdan osalta osoittautui hyväksi TA-lihaksen kohdalla, mutta heikoksi SOL ja MG lihaksen kohdalla. Reliabiliteetin havaittiin olevan kohtalainen ainoastaan TA



lihaksen distaalisen mittauspisteen kohdalla ( $ICC = 0.598$ ), kun se muissa mittauspisteissä oli huono (SOL, MG ja TAp). Tutkimuksessa havaittiin simulaation tuottavan merkitsevästi myöhäisemmän LAHA ajankohdan SOL (10.95% / 100ms) ja MG (16.4% / 159ms) lihaksille verrattaessa sitä mitatun lihasaktivaation vastaaviin arvoihin. Saman suuntainen viive ilmeni myös TA lihaksen kohdalla (TAd 2.86% / 28ms ja TAp 0.43% / 4ms), mutta ero ei ollut merkitsevä mitattuun lihasaktiivisuuteen nähden. LAHA:n ajoituksen eroon on saattanut johtaa mallinnuksesta johtuvat yksinkertaistukset: 1) Aktivaatiodynamiikan puuttuminen, 2) jänteen mallintaminen venymättömänä, 3) elastisen energian huomioimattomuus ja 4) optimaalisen lihasfiiberipituuden vakiointi.

LAHA:jen ajoituksen eroa simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden välillä voi osittain selittää elektromekaaninen viive (Electromechanical delay, EMD). EMD on viive lihaksen sähköisen toiminnan alkuhetken ja siitä seuraavan lihaksen voimantuoton alkamishetken välillä (Utku Yavuz ym. 2010). Simuloinnissa käytettiin staattista optimointia, mikä ei huomioi aktivaatiodynamiikkaa, jonka avulla sähköisen aktiivisuuden ja voimantuoton välistä viivettä pyritään mallintamaan. Tästä johtuen voidaan olettaa, että ainakin osa lihasaktivaatioiden välisestä viiveestä voidaan selittää EMD:llä.

EMD:n pituus vaihtelee lihaksesta, lihaksen tilasta ja mittausmenetelmästä riippuen keskimäärin 8 – 45ms välillä (Nordes ym. 2009, Grosset ym. 2008, Hopkins ym. 2009, Moore ym. 2002, Zhou ym. 1995, Winter & Brookes 1991), mutta myös huomattavasti pidempiäkin (100 - 300ms) viiveitä on raportoitu (Úbeda ym. 2017, Blackburn ym. 2009). Tutkimuksiin peilaten TA lihaksen (TAp 4ms ja TAd 28ms) LAHA:jen välisen viiveen voisi selittää johtuvan kokonaisuudessaan EMD:stä, mutta SOL (100ms) ja MG (159ms) lihaksen kohdalla valtaosa tutkimuksia ei puolla sitä, että koko viive johtuisi EMD:stä. Lisäksi voisi olettaa, että mikäli viive LAHA:n välillä johtuisi pelkästään aktiivaatiodynamiikan puuttumisesta, olisi viiveet todennäköisesti lihasten välillä enemmän samansuuruisia.

Toinen seikka, joka voi selittää LAHA:jen ajoituksen välistä eroa on se, ettei lihasmallin elastisia komponentteja (SSE ja PE) huomioida staattisessa optimoinnissa. Tutkimuksessa havaitut erot nilkan dorsi- ja plantaarifleksioon osallistuvien LAHA:jen ajoituksen eroon

saattaa selittyä osittain plantaarifelkisiin osallistuvien lihasten pidemmän jänteen vaikutuksesta. Zajak (1989) toteaa artikkelissaan, että jänne-lihasmallin  $l_s^T/l_o^M$  -suhteen ollessa yli 10 on simuloinnissa huomioitava jänteen elastisuus. Soleuksella  $l_s^T/l_o^M$  -suhde on 11 ja gastrocnemiuksella 9 (Zajak 1989). Vastaavasti paremman vastaavuuden ja LAHA:jen omaavalla TA:lla  $l_s^T/l_o^M$  -suhde on vain 3.

Lihäs-jännemallin simuloiminen jäykkänä (SSE ja PE jätetty huomioimatta) saattaa näkyä SOL ja MG lihaksen kohdalla LAHA:n siirtymisenä myöhäisemmälle ajankohdalle. Simuloinnissa tukivaiheen aikana lihasmalli toimii todennäköisesti jänteen venymää vastaavaa mittaa pidemmällä lihasfiiberipituudella. Tästä johtuen lihasmalli voi joutua toimimaan huomattavasti todellisuutta huonommalla voimantuottoalueella, jolloin aktivaation tulee kasvaa tarvittavan voimantuoton tasolle. Vastaavassa tilanteessa todellisessa lihasjännekompleksissa jänteen venymästä johtuen lihas voi pysyä optimaalisemmalla voimantuottoalueella tukivaiheen läpi ja näin saavuttaa lihasaktivaatiohuippuarvon simulaatiota aikaisempaan ajankohtana.

Kolmantena syynä saattaa olla lihas-jännemallin elastisten komponenttien energianvarastointikykyyn sivuutus simuloinnissa, mikä voi vaikuttaa LAHA:jen ajoitukseen. Ishikawa ym. 2005 totesivat SOL ja MG jännelihaskompleksia käsittelevässä tutkimuksessaan, että akillesjänne venyy läpi koko yhdenjalan tukivaiheen ja lyhenee nopeasti tukivaiheen loppua kohden. Tutkimuksessaan he havaitsivat, että MG:n lihassolut supistuivat konsentrisesti tukivaiheen alkuosan aikana ja pysyivät isometrinä supistuneena tukivaiheen loppuun asti, kun taas SOL:en supistus oli eksentrisen ja se piteni tasaisesti koko tukivaiheen ajan. Näiden huomioiden perusteella Ishikawa ym. totesivat, että lihas- ja jännekudosten välisellä vuorovaikutuksella on kävelyn aikana tärkeä rooli elastisen energian vapautumisprosessissa. Koska staattinen optimointi ei huomioi jänteen venymää eikä siihen varastoitunutta energiaa, voi tämä osaltaan näkyä simuloinnissa LAHA:jen ajoituksen myöhäisempänä ajankohtana. Tästä johtuen saattaa olla, että lihasmallin täytyy tuottaa elastisiin komponentteihin varastoituneen energian verran lisävoimaa tukivaiheen loppua kohden, jolloin LAHA:n ajankohta siirtyy myöhäisempään hetkeen.

Neljäntenä syynä simulaation tuottamaan myöhäisempään LAHA:n ajankohtaan saattaa vaikuttaa lihaksen optimaalisen voimantuottoalueen muuttuminen aktivaatiotason muuttuessa. Hessel ym. 2021 havaitsivat tutkimuksessaan, että lihasaktivaation laskiessa lihaksen optimaalinen voimantuottoalue siirtyy suuremmille lihasfasikkeli pituuksille (3-20%). Tutkimuksessa tehdyssä mallinnuksessa lihasmallin optimaalinen lihasfibriipituus ( $l_0^M$ ) on vakio arvo, joka ei muutu aktivaatiotason muuttuessa, jolloin LAHA:jen ajoitukseen saattaa syntyä eroavaisuutta.

Yllä mainitun neljän syyn yhteisvaikutus johtaa todennäköisesti siihen, että staattinen optimointi ei ole validi menetelmä SOL ja MG lihaksen kohdalla tarkasteltaessa LAHA:n ajankohtaa. Vastaavasti todennäköisin syy TA-lihaksen kohdalla parempaan validiteettiin johtuu pienestä  $l_s^T/l_0^M$  -suhteesta, jolloin jänteen mallintaminen venymättömänä ei vaikuta lihaksen fasikkelipituuteen yhtä paljon, kuin SOL ja MG lihaksilla.

Tutkimuksessa saatujen tulosten vertaaminen aiemmin tehtyihin tutkimuksiin on haastavaa, sillä simulointituloksiin vaikuttaa tutkimuksissa käytetyt menetelmät, erilaiset OpenSim-mallit ja niiden lihas-jännemallien laskentaparametrien lähtöarvot. Tutkimuksessa saaduissa tuloksissa lihasaktiivisuuden ajoituksen osalta on kuitenkin havaittavissa samankaltaisuutta aiemmin tehtyjen tutkimusten kanssa (Roelker ym. 2020, Veerkamp ym. 2019, Liu ym, 2008). Tutkimuksissa on myös havaittu staattisen optimoinnin tuottavan TA:lle tarkemman ajoituksen SOL:een verrattuna. Tutkimuksissa on harvoin raportoitu eksakteja viiveitä simuloidun ja mitatun lihasaktiivisuuden ajoituksenvälillä, mutta Hamner & Depl 2012 raportoivat juoksututkimuksessaan simuloidun ja mitatun lihasaktiivisuuden väliseksi keskimääräiseksi viiveeksi 75ms, mikä on samansuuruinen tämän tutkimuksen keskimääräisen viiveen kanssa (73ms.).

## **7.2 Kävelysyklin aikaisen simuloidun ja mitatun lihasaktiivisuuden samankaltaisuus**

SPM-analyysien perusteella TA (TAd 35.5%, TAp 28.8%) ja MG (35.1%) lihasten simuloitu lihasaktiivisuus poikkesi keskimäärin pienemmän prosenttiyksikömäärän mitatusta lihasaktiivisuudesta kävelysyklin aikana, kuin SOL (71.2%). Eroavaisuutta simuloidun ja

mitatun lihasaktiivisuuden välillä voi osittain selittää simuloinnissa tehtyjen yksinkertaistusten seurauksena syntyneellä viiveellä SOL ja MG lihaksen kohdalla. Vaikka TA lihaksen kohdalla viive ei ollutkaan merkitsevä, on lihasaktivaatioiden ero kuitenkin samaa suuruusluokkaa MG-lihaksen kanssa. Tästä voi tehdä sen päätelmän, että kaikkien lihasten kohdalla koko kävelysyklin aikaista eroa simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden välillä ei voida selittää pelkällä ajoituksella. Lisäksi on hyvä huomioda se, että tukivaiheen aikana viive on niin suuri, että MG ja SOL lihaksen aktivaatio on vielä nouseva, kun mitattu lihasaktivaatio on jo laskeva. SPM-analyysi ei kuitenkaan tulkitse laskevan ja nousevan aktivaation leikkauskohtaa poikkeavaksi toisistaan, vaikka todellisuudessa ne ovat poikkeavia toisistaan. Jos leikkauskohta tulkitaan poikkeavaksi, kasvaa simulaation poikkeavuus SOL-lihaksen kohdalla n. 80 %:iin ja MG:n kohdalla n 40 %:iin. SPM analyysin tulosten tulkinnan ja analysoinnin tekee haastavaksi se, että tutkimuksessa simuloitu ja mitattu lihasaktiivisuus normalisoitiin kävelysyklinaikaiseen huippuarvoon.

Tutkimuksessa käytetyssä mittausdatassa ei ollut käytettävissä maksimaalisen lihassupistuksen (MVC, Maximum Voluntary Contraction) aikana mitattua EMG-signaalia, johon kävelysyklin aikaisen EMG:n olisi voinut luotettavasti normalisoida. Koska käytettävissä ei ollut MVC:n aikaista EMG:tä, normalisoitiin mitattu lihasaktivaatiosignaali tässä tutkimuksessa kävelysyklin aikaiseen huippuarvoon. EMG-signaalin normalisoinnista johtuen myös simuloitu lihasaktiivisuus normalisoitiin huippuarvoon. Lihasaktiivisuuksien normalisoimien kävelysyklin aikaisiin huippuarvoihin voi näin ollen vaikuttaa olennaisesti tutkimuksessa syntyneisiin tuloksiin. Signaalien normalisoiminen huippuarvoihin saattaa muuttaa signaalin dynamiikkaa merkittävästi ja näin pienentää simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden välistä todellista eroavaisuutta. Edellä mainituista syistä johtuen tutkimustulokset saattavat poiketa merkittävästi todellisuudesta ja näin ollen SPM-analyysien tuottamat eroavaisuudet tämän tutkimuksen osalta ovat enemmän suuntaa antavia.

Tarkasteltaessa simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden eroa BMI-klusteri tasolla voidaan havaita, että simulointitarkkuus on parempi kaikkien tutkittujen lihasten kohdalla suuremman BMI:n omaavassa klusterissa. Parempi simulointitarkkuus klusterissa 2. (BMI  $24.6 \pm 2.3$ ) voi johtua siitä, että lihasmallin voimantuotto on laskettu pituus-painosuhteen perusteella lähtötiedoista, jotka vastaavat paremmin klusterin 2 koehenkilöitä. Pituus-painosuhte

perustaisen laskennan pohjana käytettiin Handsfield ym. (2014) tekemää tutkimusta, jonka koehenkilöinä oli terveitä nuoria ja aikuisia. Handsfield ym. (2014) tutkimuksessa koehenkilöiden BMI oli  $24 \pm 4.0$ , kun tässä tutkimuksessa se oli koko otoksen tasolla  $19.7 \pm 3.6$ , klusterissa 2. BMI  $24.6 \pm 2.3$  ja klusterissa 1 BMI  $17.8 \pm 1.5$ . Parempi simulointi tarkkuus klusterin 2 kohdalla osoittaa, että mallin voimantuottokyvyn laskeminen pituus-painosuhteen perusteella lähtötiedoista, jotka ovat lähellä tutkittavaa kohdatta voivat olla yhteydessä tarkemman simulointi tuloksen. Lisäksi suuremmalla BMI:llä saattaa olla vaikutusta mitattuun EMG-signaaliin. Korkeamman BMI:n omaavilla koehenkilöillä suurempi lihasmassan ja/tai rasvamassan määrä saattaa vaikuttaa EMG signaalin mittauksen herkkyyteen ja/tai ylikuulumisen määrään. Toisaalta klusterin 2 pieni otoskoko (N4), sekä epävarmuus siitä kuinka normalisointi on muuttanut mitatun ja simuloitun lihasaktiivisuuden välistä suhdetta vähentää tämän havainnon merkitsevyyttä, mutta se ei kuitenkaan pois sulje sitä mahdollisuutta, että BMI:llä olisi yhteyttä tässä tutkimuksessa simulointitarkkuuteen.

Simuloitun lihasaktiivisuuden ajoituksen korjaus mitatun LAHAN ajoituksen perusteella näyttäisi pienentävän eroavaisuutta suhteessa mitattuun lihasaktiivisuuteen. Vaikka mitatun LAHA:n perustuva ajoituksen korjaus pienentää simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuden eroa kävelysyklin aikana, ei se ole menetelmänä sopiva ainakaan MG-lihaksen kohdalla. LAHA:on perustuva ajoituksen korjaus siirtää simuloitua lihasaktiivisuutta MG lihaksen kohdalla liikaa, jolloin heilahdusvaiheen lopussa näkyvä mahdollista polvinivelen yliojentumista vastustava lihasaktiivisuus siirtyy selvästi heilahdusvaiheen puolelle.

Tutkimuksessa havaitut eroavaisuudet simuloitun ja mitatun lihasaktiivisuuksien ajoituksen välillä osoittavat, ettei staattinen optimointi tuota kaikkien lihasten kohdalla tieteelliseen tutkimukseen riittävän validia dataa. Simuloinnin avulla pystytään kuitenkin laskennallisesti mallintamaan vaikeasti mitattavia asioita, kuten esimerkiksi niveliin kohdistuvia kontaktivoimia. Tällaisissa simuloineissa mitattua lihasaktiivisuutta tulisikin käyttää enneminkin mallin kalibrointiin ja oikeiden simulointimenetelmien valintaan, kuin sen validointiin.

### 7.3 Tutkimuksen arviointi

Tähän tutkimukseen käytetystä EXECP-aineistosta valittiin normaalisti kehittyneiden lasten ja nuorten kävelyanalyysin data. Koehenkilöiden lukumäärä oli 17 henkilöä ja analysointivaiheeseen kelpuutettiin 14 henkilön data. Tässä tutkimuksessa koko otoksen tasolla saatuja tuloksia voidaan pitää suuntaa antavina, mutta klusteritasolla tehdyissä tarkasteluissa (erityisesti klusterin 2, BMI 24.6) pieni otoskoko (N4) vaikuttaa, joten klusteri tasolla saatuja tuloksia ei voida pitää luotettavina.

Tutkimuksen luotettavuutta heikentää kävelyanalyysissä käytetty markkerointi. Pelkkä alaraajojen markkerointi ei ota kantaa ylävartalon ja sen segmenttien liikkumiseen kävelyn aikana. Tässä tapauksessa ylävartalon liike määräytyy puhtaasti lantion liikkeen perusteella, jolloin massakeskipisteen sijainti ja liike kävelysyklin aikana vääristyy. Massakeskipisteen virheellinen sijainti saattaa muuttaa simuloinnissa liikkeen tuottamiseksi vaadittavaa lihasvoimaa ja sen aikaan saamiseksi tarvittavaa lihasaktivaatiota. Samoin nilkan ja säären alueen vähäinen markkeointi saattaa vaikuttaa saatuihin tuloksiin. Jalkaterän markkerointi oli toteutettu kantapää- ja varvasmarkkerilla, jolloin esimerkiksi nilkan pronaatio ja supinaatio jäävät havaitsematta. Kattavammalla markkeroinnilla ylävartalon, nilkan ja säären alueella simulointia olisi voitu saada paremmin vastaamaan todellista tilannetta. Lisäksi mallin antropometrisessä skaalauksessa saattaa esiintyä epätarkkuutta, koska kävelyanalyyseistä ei ole kuvallista aineistoa, josta olisi voinut varmistaa markkeroinnin toteutuksen. Tällaisia virheitä saattoi syntyä esimerkiksi tilanteissa, jossa koehenkilön ihonalaisen rasvakerroksen paksuus on estänyt markkerin sijoittamisen tarkasti anatomisen luisen maamerkin kohdalle, eikä sitä näin ollen skaalauksen yhteydessä voitu tarkistaa. Lisäksi jalkaterä- ja säärialueen simulointitarkkuutta olisi voitu parantaa dynaamisella kalibroinnilla, missä nilkka sekä polvinivelen rotaatiokeskipisteet olisi voitu laskennallisesti määrittää. Koska käytössä olleen aineiston avulla olisi voitu määrittää vain lonkkanivelen rotaatiokeskipisteet, jätettiin se tässä tutkimuksessa tekemättä. Lonkkanivelen rotaatiokeskipisteen laskennallinen määrittäminen olisi voinut parantaa lantionsegmentin sekä reisiluiden skaalaustarkkuutta. Lonkka- sekä reisisegmenttien parempi tarkkuus olisi voinut parantaa simulointitarkkuutta ja näin näkyä polvinivelen ylittävän MG-lihaksen aktivaatiossa.

Kävelyanalyysi on suoritettu laboratoriossa, missä voimalevyt sijaitsivat 0.95 m etäisyydellä toisesta kääntymisalueesta. Koska etäisyys kääntymisalueeseen on lyhyt, saattaa kävelysuorituksissa voimalevyjen kohdalla ilmetä jarruttamista tai kiihdyttämistä riippuen etenemissuunnasta. Sijoittamalla voimalevyanturit lähemmäksi tasaisenvauhdin alueen keskikohtaa olisi kävely saattanut olla vakioidumpaa. Lisäksi käytössä ollut reaktiovoimadata (vain toisen levyn painekeskipiste liikkui mallin mukana) ei mahdollistanut RR-algoritmyökalun (RRA, Residual Reduction Algorithm) käyttämistä. RR-algoritmin avulla kinematiikka sekä mallin massakeskipisteen sijainti olisi saatu paremmin vastaamaan reaktiovoimadataa, jolloin simulointitarkkuus olisi saattanut parantua. RR-algoritmin käyttö olisi edellyttänyt kummankin jalan reaktiovoimien mittaamista koko askelsyklin ajalta. Mikäli tutkimusaineisto oli kerätty vain tätä tutkimusta varten, olisi kävelytutkimus ollut sopivampaa tehdä esim. instrumentoidulla (reaktiovoimamittaus) kävelymatolla, jolloin edellä mainitut voimalevyantureiden sijaintiin sekä askelsykliden kohdistamiseen liittyvät ongelmat olisi voitu poistaa ja RR-algoritmin käyttäminen olisi ollut mahdollista. Samalla kameroiden kattaman kalibroidun alueen tilavuutta olisi voitu pienentää ja kuvausalue tarkentaa paremmin kattamaan tutkittava alue koehenkilön kävellessä paikallaan suhteessa laboratoriokoordinaatistoon.

EMG-signaalin normalisoiminen kävelysyklin aikaiseen maksimiarvoon, signaalin tasoittamien 300ms. liukuvalla keskiarvolla, kävelysykliden valinta EMG-signaalista, sekä EMG:n mittauspaiikka saattaa vaikuttaa saatuihin tutkimustuloksiin. EMG-signaalista valittiin useampi (10 kpl) kävelysykli keskiarvoisen kävelysyklin muodostamiseen, kuin simuloinnissa (5kpl) tehtiin. Useammasta EMG-signaalista laskettu keskiarvoinen lihasaktiivisuus tuottaa paremman kuvan kävelysyklin aikaisesta keskimääräisestä aktiivisuudesta, mutta johtaa väistämättä siihen, ettei simuloinnit ja mitatut EMG:t ole samoista kävelysykleistä. Simuloitujen kävelysykliden datan tullessa hetkeltä, jossa koehenkilö saattaa olla vielä osittain kiihdytys tai jarrutusvaiheessa ja EMG-signaalit enemmän tasaisen vauhdin alueelta, voi se muodostaa virhelähteen tutkimustuloksiin. Lisäksi EMG-signaalin tasoittamien 300ms. liukuvalla keskiarvolla saattaa aiheuttaa virhelähteen todelliseen LAHA ajoitukseen.

EMG normalisointi suhteessa kävelysyklin aikaiseen maksimiin on saattanut muuttaa signaalin todellista dynamiikkaa, mistä johtuen EMG-signaalin samankaltaisuus simuloituun lihasaktiivisuuteen nähden on voinut todellisuudessa olla toinen. Mikäli EMG ja simuloitu

lihasaktiivisuus on ajoituksellisesti samankaltaisia, mutta aktiivisuustasoltaan poikkeavat, voi normalisointi kävelysyklin aikaiseen maksimaliseen arvoon pienentää näiden signaalien todellista eroa. Koska EMG:tä ei ole normalisoitu maksimaalisen lihassupistuksen aikana mitattuun maksimiarvoon, voi tutkimustulokset tältä osin olla merkittävästi poikkeavat todellisuuteen nähden.

EMG:n mittauspaikka antaa kuvan ainoastaan mittauselektrodien läheisyydessä olevan lihaskudoksen aktiivisuudesta, kun taas simulointi tuottaa lihasaktiivisuuden, joka kuvaisi yhden skaalatun ja rakenteeltaan homogeenisen lihasolun supistumista. Koska käveleminen optimaaliseksi koetulla nopeudella ei todennäköisesti vaadi motoristenyksiköiden maksimaalista rekrytointia tutkimuksen kohteena olleilta lihaksilta, voi olla ettei mittauselektrodien mittaaman alueella oleva lihasaktiivisuus anna oikeaa kokonaiskuvaa lihaksen aktivoitumisesta. Lisäksi mahdollinen toisista lihaksista tuleva EMG:n ylikuuluminen saattaa vaikuttaa mitattuun lihasaktiivisuuteen, jolloin mittaustuloksissa saattavat vääristyä.

#### 7.4 Johtopäätökset

Simuloidun ja mitatut lihasaktiivisuudet eroavat toisistaan merkittävästi kävelysyklin aikana SOL, MG ja TA-lihasten kohdalla. Suurin ero mitatun ja simuloidun lihasaktiivisuuden välillä on SOL lihaksella. SOL lihaksen lihasaktiivisuuksien ero on noin kaksinkertainen verrattaessa sitä MG ja TA lihaksiin. Staattisessa optimoinnissa tehtävät mallinnukselliset yksinkertaistukset saattavat aiheuttaa eroa mitatun ja simuloidun lihasaktiivisuuden välillä. Kävelyn kaltaisen liikkumisen mallintaminen ilman, että huomioidaan lihas-jännekompleksin elastisia komponentteja niissä lihaksissa missä  $l_s^T/l_o^M$ -suhde on suuri näyttäisi aiheuttavan suuremman viiveen mitatun ja simuloidun lihasaktiivisuuden välillä, kuin niissä lihas-jännekomplekseissa missä  $l_s^T/l_o^M$ -suhde on lyhyt. Tämä näkyy siinä, että lyhyen  $l_s^T/l_o^M$ -suhteen omaavan TA-lihaksella simulaation validiteetti on hyvä ja reliabiliteetti kohtalainen LAHA:n ajankohdan perusteella Pitkän  $l_s^T/l_o^M$ -suhteen omaavissa lihaksissa kuten SOL ja MG simulaation validiteetti ja reliabiliteetti on huono. Mitatun ja simuloidun lihasaktiivisuuden välisen ajallisen eron korjaaminen LAHA-ajoituksen avulla ei ole sopiva menetelmä kaikkien



lihasten kohdalla. MG lihasten kohdalla LAHA-ajoitukseen perustuva korjaus aiheutti päätösheilahdus- ja kantaiskuvaiheen aktiivisuuden siirtymisen keskiheilahdusvaiheeseen.

Laskettaessa alaraajojen lihasmallien voimantuottoa Handsfield ym. (2014) määrittelemän pituus-painosuhteen perusteella, voi koehenkilön BMI:llä olla merkitystä simulointitarkkuuteen. Mikäli koehenkilön BMI on lähdeaineiston kanssa samankaltainen, saattaa simulointi tuottaa tarkemman lopputuloksen, kuin koehenkilöllä, jonka painoindeksi on lähdeaineistoa matalampi.

## LÄHTEET

- Ackland D., Lin Y., Pandy M. 2012. Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle–tendon properties: A Monte-Carlo analysis. *Journal of Biomechanics* 45 1463-1471
- Blackburn J., Bell D., Norcross M., Hudson J., Engstrom L. 2009. Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 91 (5) 362-369
- Bland M., Altman D. 1989. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*. 327 (8476) 307 – 310
- Burkholder T., Lieber R. 2001. Sarcomere length operating range of vertebrate muscles during movement. *The Journal of Experimental Biology*, 204: 1529–1536
- Carbone V., van der Krogt., Koopman H., Verdonschot N. 2016. Sensitivity of subject-specific models to Hill muscle–tendon model parameters in simulations of gait. *Journal of Biomechanics* 49 1953–1960
- C-motion 2021. Viitattu 04.01.2021. [www.c-motion.com](http://www.c-motion.com)
- Davico G., Pizzolato C., Killen B., Barzan M., Suwarganda E. Lloyd D., Carty C. 2019. Best methods and data to reconstruct paediatric lower limb bones for musculoskeletal modelling. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*
- Davis R. & Kaufman K. 2006. Kinetics of Normal Walking. Teoksessa Rose J., Gamble J. *Human Walking*. 3. painos. Lippincott Williams & Wilkins. 58-63.
- De Groote F., Van Campen A., Jonkers I., De Schutter J. 2010. Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiments to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors. *Journal of Biomechanics* 43 1876–1883
- De Groote F., Van Campen A., Jonkers I., De Schutter J. 2010. Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiments to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors. *Journal of Biomechanics* 43 1876–1883
- Delp S., Anderson F., Arnold A., Loan P., Habib A., John C., Guendelman E., Thelen D. 2007. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *Biomedical Engineering* 54 (11) 1940 – 1950

- Enoka R. 2015. Neuromechanics of human movement. 5. painos. Champaign IL. Human Kinetics. 195-203.
- Farina D., Merletti R., Enoka R. 2014. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *Journal of Applied Physiology*. 96(4):1486-95
- Garner B., Pandy M. 2003. Estimation of Musculotendon Properties in the Human Upper Limb. *Annals of Biomedical Engineering*. 31 207–220
- Grosset J., Piscione J., Lambertz D., Pérot C. 2008. Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *European Journal of Applied Physiology*. 105. 131–139
- Hamner S., Delp S. 2013. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics*. 46 (4) 780-787
- Handsfield G., Mayer C., Hart J., Abel M., Blemker S. 2014. Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. *Journal of Biomechanics* 47: 631–638
- Hessel A., Raiteri B, Marsh M., Hahn D. 2021. Rightward shift of optimal fascicle length with decreasing voluntary activity level in the soleus and lateral gastrocnemius muscles. *Journal of Experimental Biology*. 224. 1-10
- Hopkins J., Feland B., Hunter I. 2009. A comparison of voluntary and involuntary measures of electromechanical delay. *International Journal of Neuroscience*. 117 (5) 597-604
- Ishikawa M., Komi P, Grey M., Lepola V. Bruggemann G. 2005. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology*. 99 603–608
- Kainz H., Graham D., Edwards J., Walsh C., Maine S., Boyde R., Lloyda G, Modenesef L., Carty C. 2017b. Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait & Posture* 54 325-331
- Kainz H., Hoang H., Stockton C., Boyd R., Lloyd D., Carty C. 2017a. Accuracy and Reliability of Marker-Based Approaches to Scale the Pelvis, Thigh, and Shank Segments in Musculoskeletal Models. *Applied Biomechanics*, 33 354-360
- Kaufman K & Sutherland H. 2006. Kinematics of Normal Human Walking. Teoksessa Rose J., Gamble J. *Human Walking*. 3. painos. Lippincott Williams & Wilkins 33-39.
- Lieber R., Loren G., Fridén J. 1994. In Vivo Measurement of Human Wrist Extensor Muscle Sarcomere Length Changes. *Journal of neuralphysiology*, 17 (3): 874-881

- Liu M., Anderson F., Schwartz M., Delp S. 2008. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*. 41 (15) 3243-3252
- Maganaris C., Balzopoulos V., Ball D., Sargeant A. 2001. In vivo specific tension of human skeletal muscle. *Journal of applied physiology*. 90(3) 865-872
- Manal K., Buchanan T. 2004. Subject-Specific Estimates of Tendon Slack Length: A Numerical Method. *Journal of applied biomechanics*. 20 195-203
- Map-client 2020. Viitattu 1.11.2020. <https://map-client.readthedocs.io/>
- Meinders M., Gitter A., Czerniecki J. 1998. The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 30 39–46
- Millard M., Uchida T., Seth A., Delp S. 2013. Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics. *Journal of Biomechanical Engineering* 135 (2)
- Moore B., Drouin J., Gansneder B., Shultz S. 2002. The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 12. 351–360
- Neptune R., Kautz S., Zajac F. 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* 34 (11) 1387-1398
- Neptune R., Sasaki K. 2005. Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *The Journal of Experimental Biology* 208, 799-808
- Nordez A., Gallot T., Catheline S., Guével A, Cornu C., Hug F. 2009. Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *Journal of applied physiology*.
- OpenSim 2020. Viitattu 29.10.2020. <https://opensim.stanford.edu/>
- Perry J. 1992. Gait analysis, normal and pathological function. SLACK incorporated, Thorofare.
- Powell P., Roy R., Kanim P., Bello M., Edgerton M. 1984. Predictability of skeletal muscle tension from architectural determinations in guinea pig hindlimbs. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology*. 57(6):1715-21

- Rajagopal A., Dembia C., DeMers M., Delp D., Hicks J., Delp S. 2016. Full body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 63 (10) 2068–2079
- Roelker S., Caruthers E., Hill R., Pelz N., Chaudhari A., Siston R. 2020. Effects of Optimization Technique on Simulated Muscle Activations and Forces. *Journal of Applied Biomechanics*. 36 (4) 259–278
- Rose J., Gamble J. 2005. *Human walking*. 3. painos. Philadelphia PA. Lippincott Williams & Wilkins
- Seniam 2021. Viitattu 08.03.2021. <http://www.seniam.org/>
- Seth A., Hicks J., Uchida T., Habib A., Dembia C., Dunne J., Ong C., DeMers M., Rajagopal A., Millard M., Hamner S., Arnold E., Yong J., Lakshmikanth S., Sherman M., Ku J., Delp S. 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *Plos Computational biology* 14(7) 1-20
- Seth A., Sherman M., Reinbolt J., Delp S. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. 2011. *Procedia IUTAM*. 2. 212–232
- Simbios 2020. Viitattu 29.10.2020. <http://simbios.stanford.edu/index.html>
- spm1d 2021. Viitattu 19.2.2021. <https://spm1d.org/>
- Sutherland D. 2001. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & Posture* 14(1): 61-70
- Suwarganda E., Diamond L., Lloyd D., Besier T., Zhang j., Killen B., Savage T., Saxby D. 2019. Minimal medical imaging can accurately reconstruct geometric bone models for musculoskeletal models. *Plos one* 1-16
- Theleln D., Anderson F. 2006. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of Biomechanics* 39 (6) 1107-1115
- Thelen D., Anderson F., Delp S. 2003. Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of Biomechanics* 36 (3) 321-328
- Úbeda A., Del Vecchio A., Sartori M., Puente S., Torres F., Azorín J., Farina D. 2017. *International Conference on Rehabilitation Robotics*. 17-20

- Utku Yavuz S., Sendemir-Ürkmez A., Türker K. 2010. Effect of gender, age, fatigue and contraction level on electromechanical delay. *Clinical Neurophysiology* 121, 1700–1706
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. 1992. *Dynamics of human gait*. Champaign, Illinois, Human Kinetics Publishers
- Veerkamp K., Schallig W., Harlaar J., Pizzolato C., Carty C., Lloyd D., van der Krogt M. 2019. The effects of electromyography-assisted modelling in estimating musculotendon forces during gait in children with cerebral palsy. 92 (19) 45-53
- Ward S., Eng D., Smallwood L., Lieber R. 2009. Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 467 (4) 1074–1082
- Whittle, M. 1991. *Gait analysis: An introduction*. Oxford, Butterworth-Heinemann Ltd
- Winter D. 1982. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and fast cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 175 147-154
- Winter E. & Brookes F. 1991. Electromechanical response times and muscle elasticity in men and women. 63, pages 124–128
- Zajac F. 1989. Muscle and tendon: Properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control. *Journal of Biomechanical Engineering* 17 (4) 359-404
- Zhou S., Lawson D., Morrison W., Fairweather I. 1995. Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 70. 138–145