



# Toiminnallisen sähköstimulaation välittömät muutokset kävelynopeuteen ja kävelyn biomekaniikkaan AVH-kuntoutujilla

## Tapaustutkimus

Eveliina Lammi

Opinnäytetyö, AMK

Joulukuu 2021

Terveys- ja hyvinvointialat

Fysioterapeutti (AMK)

Lammi, Eveliina

## Toiminnallisen sähköstimulaation välittömät muutokset kävelynopeuteen ja kävelyn biomekaniikkaan AVH-kuntoutujilla. Tapaustutkimus.

Jyväskylä: Jyväskylän ammattikorkeakoulu. Joulukuu 2021, 50 sivua

Terveys- ja hyvinvointialat, Fysioterapeutin tutkinto-ohjelma. Opinnäytetyö AMK

Julkaisun kieli: suomi

Verkkojulkaisulupa myönnetty: kyllä/ei

### Tiivistelmä

Kävely on monimutkainen suoritus, joka edellyttää keskus- ja ääreishermoston yhteistyötä alaraajojen lihasten oikea-aikaiseen aktivoitumiseen. Kävelystä tekee poikkeavaa erilaiset patologiset tekijät. Aivoverenkiertohäiriössä keskushermoston vaurioiden aiheuttamat oireet vaikuttavat kävelyyen heikentävästi. Oireiden myötä lihasaktivaatio vähenee toispuoleisesti tehden kävelystä epäsymmetristä hidastaen kävelynopeutta. Riittävää kävelynopeutta tarvitaan kaupungissa liikkumiseen, jotta se olisi mahdollisimman turvallista. Toiminnallinen sähköstimulaatio on yksi keino lisätä lihasaktiiviteettia heikentyneissä lihasvoimissa mahdollistaen alaraajojen nivelkulmien suuremmat liikeradat ja kävelynopeuden kasvamisen.

Tapaustutkimuksen tavoitteena oli selvittää toiminnallisen L300go -sähköstimulaatiolaitteen välittömät muutokset kävelynopeuteen ja kävelyn biomekaniikkaan AVH-kuntoutujilla. Tarkoituksena on selvittää toiminnallisen sähköstimulaation käyttömahdollisuuksia AVH-kuntoutujilla kävelyn kuntoutuksessa. Tapaustutkimukseen osallistui neljä (4) aivoverenkiertohäiriöön sairastunutta kuntoutujaa, joita yhdisti itsenäinen kävely ilman apuvälineitä. Koehenkilöt suorittivat 10 metrin kävelytestin ilman toiminnallista sähköstimulaatiota sekä sen kanssa. Kävelytestit videoitiin ja koehenkilöiden lonkka-, polvi- sekä nilkkakulmien muutokset analysointiin ja havainnollistettiin kuvioden avulla.

Tapaustutkimuksen avulla saatujen tulosten mukaan kävelynopeudessa sekä kävelyn biomekaniikassa tapahtui muutoksia kävelytestien välillä. Yhdellä koehenkilöllä kävelynopeus kasvoi ja kolmella muulla hidastui. Alaraajojen nivelkulmissa tapahtui muutoksia jokaisessa mitatussa kävelyn vaiheessa. Vaihtelut olivat yksilöllisiä, minkä vuoksi tulokset eivät ole yleistettävissä. Toiminnallinen sähköstimulaatio on yksi menetelmä kävelyn kuntoutuksessa, joka vaatii lisätutkimuksia.

### Avainsanat (asiasanat)

kävely, kävelynopeus, biomekaniikka, aivoverenkiertohäiriö, toiminnallinen sähköstimulaatio, L300go

Lammi, Eveliina

**The immediate changes in gait speed and biomechanics with FES for patients after stroke. Case study.**

Jyväskylä: JAMK University of Applied Sciences, December 2021, 50 pages

Health and welfare, Degree Programme in Physiotherapy. Bachelor's thesis

Permission for web publication: Yes/No

Language of publication: Finnish

### Abstract

Gait is a complicated skill, which requires the central nervous system and the peripheral nervous system to work in cooperation for the stimulation of muscles in the lower limbs. Pathology can affect the normal gait. In Cerebrovascular disorders, the damage in the brain can cause cerebrovascular lesions on the other side of the body. The symptoms reduce muscle activation and force, leading to asymmetrical gait and a slowing down of the gait speed. For example: To be able to cross a street before the traffic light turns red, a person must walk at sufficient speed. Functional Electronic Stimulation (FES) is a method in physiotherapy to increase muscle activation leading to a wider range of motion in the joints of the lower limb and increased gait speed.

The purpose of the case study was to research the immediate changes in gait speed and biomechanics when using functional electrical stimulation after stroke. L300go was the FES system that was used in the case study. The goal of the thesis was to figure out the usage of FES in the rehabilitation of gait training for patients after stroke. In the case study, four (4) participants after stroke were selected who were able to walk independently without assistive devices. Participants took a 10-meter walk test with and without FES. The tests were filmed and changes in the joints such as hip, knee and ankle were analyzed and demonstrated with figures.

The results of the case study reveal that usage of FES affects gait speed and the joint angles in the lower limb. One participant increased gait speed with FES and there was a decrease in gait speed with the three other participants. Changes in the joint angles occurred in every joint in the phases of the gait cycle. The changes varied individually and for that reason the results cannot be generalized. FES is a method that can be used in the rehabilitation of gait training and the subject requires more studies.

### Keywords/tags (subjects)

gait, walking, gait speed, walking speed, biomechanics, cerebrovascular disorder, stroke, functional electrical stimulation, FES, L300go

## Sisältö

<b>1</b>	<b>Johdanto</b> .....	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>Kävely</b> .....	<b>4</b>
2.1	Kävelyn vaiheet .....	4
2.2	Kävelynopeus .....	7
2.3	Kävelyn biomekaniikka.....	7
2.4	Kävelyn neuraalinen säätely.....	8
<b>3</b>	<b>Aivoverenkiertohäiriö</b> .....	<b>11</b>
3.1	Oireiden vaikutukset kävelyyyn .....	12
<b>4</b>	<b>Toiminnallinen sähköstimulaatio ja tutkimustietoa sen vaikutuksista</b> .....	<b>14</b>
<b>5</b>	<b>Tutkimuksen tavoite ja tarkoitus</b> .....	<b>17</b>
<b>6</b>	<b>Toteutus</b> .....	<b>17</b>
6.1	Koehenkilöt .....	17
6.2	L300go – toiminnallinen sähköstimulaatiojärjestelmä .....	17
6.3	10 metrin kävelytesti.....	19
6.4	Videoliikeanalyysi .....	19
6.5	Aineiston analyysi.....	21
<b>7</b>	<b>Tulokset</b> .....	<b>22</b>
7.1	Kävelynopeuden muutokset .....	22
7.2	Nivelkulmien muutokset .....	23
7.2.1	Lonkkanivel .....	24
7.2.2	Polvinivel.....	27
7.2.3	Nilkkanivel.....	29
7.3	Askelmäärien, askelpituuksien ja askeltiheyksien muutokset.....	32
<b>8</b>	<b>Pohdinta</b> .....	<b>33</b>
8.1	Opinnäytetyöprosessi .....	33
8.2	Tulosten tarkastelu suhteessa teoreettiseen viitekehykseen .....	35
8.3	Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys .....	38
8.4	Johtopäätökset ja kehittämisehdotukset.....	40
	<b>Lähteet</b> .....	<b>43</b>
	<b>Liitteet</b> .....	<b>47</b>
	Liite 1. Osallistumissopimus.....	47

## Kuviot

Kuvio 1 Kävelyn vaiheet yhden kävelysyklin aikana .....	6
Kuvio 2 Hermoimpulssin siirtyminen lihakseen .....	9
Kuvio 3 Kävelyn eri vaiheissa aktivoituvat lihasryhmät .....	10
Kuvio 4 L300go sääri- ja reisimansetti .....	18
Kuvio 5 Teippimarkkereiden sijainnit.....	20
Kuvio 6 Kameran sijainti suhteessa koehenkilöön.....	21
Kuvio 7 Koehenkilöiden A, B, C ja D kävelytestien kävelynopeudet.....	23
Kuvio 8 Koehenkilö A:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	25
Kuvio 9 Koehenkilö B:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	25
Kuvio 10 Koehenkilö C:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	26
Kuvio 11 Koehenkilö D:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	26
Kuvio 12 Koehenkilö A:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	27
Kuvio 13 Koehenkilö B:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	28
Kuvio 14 Koehenkilö C:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	28
Kuvio 15 Koehenkilö D:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	29
Kuvio 16 Koehenkilö A:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	30
Kuvio 17 Koehenkilö B:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa.....	30
Kuvio 18 Koehenkilö C:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa.....	31
Kuvio 19 Koehenkilö D:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa .....	31
Kuvio 20 Kävelyn muuttujien muutokset.....	32

## Taulukot

Taulukko 1 AVH-kuntoutujan tyypillisiä poikkeavuuksia kävelyssä.....	13
Taulukko 2 Nivelkulmien astelukumuutokset.....	24
Taulukko 3 Koehenkilöiden kahden eri kävelytestin muuttujat .....	33

# 1 Johdanto

Kävely kuuluu päivittäisiin aktiviteetteihin ja samalla se on hyvin monimutkainen automatisoituun toiminnan suoritus, jossa keskus- ja ääreishermosto tekevät saumatonta yhteistyötä (Pirker & Katzenschlager 2017). Kävely edellyttää riittävää tasapainoa pystyasennon säilyttämiseen ja painon siirtämiseen puolelta toiselle sekä etenemiskykyä, joka perustuu lihasten oikea-aikaiseen aktivoitumisjärjestykseen kävelyn eri vaiheissa (Kauranen & Nurkka 2010, 24, 380). Kävelynopeus kertoo lihasvoiman ja hermoston säätelykyvystä tuottaa liikettä ja niiden merkitys tulee esiin yllättävissä tilanteissa: esimerkiksi horjahtaessa tai liukastumisen yhteydessä (Kauranen & Nurkka 2010, 328). Kävelynopeus on yksi tärkeimmistä muuttujista kävelyssä; hidas kävelynopeus on yhdistettävissä heikkoon terveydentilaan, vammaan ja suurentuneeseen kaatumisriskiin. Myös muiden kävelyssä tapahtuvien muuttujien analysoiminen, kuten alaraajojen nivelkulmien mittaaminen antaa tietoa lihasvoimasta sekä lihaskontrollista. (Carr & Shepherd 2003, 98.)

Aivoverenkiertohäiriöön (AVH) sairastuneiden tavallinen oire on toispuolinen raajahalvaus sekä tunnon heikkenemä (Aivoinfarkti ja TIA 2020). Oireet vaikuttavat heikentävästi motorisiin toimintoihin kuten kävelykykyyn (Kauhanen 2015). AVH-kuntoutuksessa pyritään vähentämään tai korjaamaan vaurioiden aiheuttamia haittoja tai vajaatoimintaa (Kaste, Hernesniemi, Juvela, Lindsberg, Palomäki, Rissanen, Roine, Sivenius & Vikatmaa 2015b). Erilaiset sähköhoidot ovat perinteisten fysioterapiamenetelmien ohella keino, joista tunnetuin on toiminnallinen sähköstimulaatio eli FES-tekniikka. AVH-kuntoutujien kohdalla menetelmää on käytetty kävelyn kuntoutuksessa lupaavilla tuloksilla. (Kauhanen 2015.) Sähköhoitoa hyödynnetään fysioterapiassa kävelynopeutta lisäävänä menetelmänä (Arokoski, Heinonen & Ylinen 2015). L300 go on toiminnallinen sähköstimulaatiojärjestelmä, jonka tavoitteena on lisätä lihasaktiiviteettiä halutussa alaraajassa ja sen lihaksissa kävelyn aikana (L300go käyttöopas 2017). Lisää tutkimustietoa tarvitaan siitä, miten sähköstimulaatiota antava L300 go -laite vaikuttaa kävelyn biomekaniikkaan sekä kävelynopeuteen.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli lisätä tietoa toiminnallisen sähköstimulaation käyttömahdollisuuksia AVH-kuntoutujilla kävelyn kuntoutuksessa. Tapaustutkimuksen tavoitteena oli selvittää, mitä välittömiä muutoksia tapahtuu kävelynopeudessa ja kävelyn biomekaniikassa toiminnallisen sähköstimulaation avulla. Opinnäytetyö toteutettiin tapaustutkimuksena. Työn toimeksiantajana

toimi L300 Go-laitteen asiantuntija. Tapaustutkimuksessa vertailtiin neljän AVH-kuntoutujan kävelyn muuttujia, kävelynopeuksia sekä alaraajojen nivelkulmamuuutoksia 10 metrin kävelytestissä toiminnallisen sähköstimulaation avulla. Neljän koehenkilön tulokset ovat suuntaa antavia ja toimivat esimerkkeinä toiminnallisen sähköstimulaation välittömistä muutoksista kävelynopeuteen ja kävelyn biomekaniikkaan. Lisätutkimuksia toiminnallisesta sähköstimulaatiosta ja sen käytöstä on tarpeellista toteuttaa, jotta menetelmää voidaan hyödyntää mahdollisimman hyvin AVH-kuntoutujien kävelyn kuntoutuksessa. Uusien tutkimusten avulla olisi mahdollista selvittää L300 go-laitteen pitempiaikaisia vaikutuksia kävelyssä ja kävelynopeudessa edesauttaen kuntoutujan toimintakykyä.

## 2 Kävely

### 2.1 Kävelyn vaiheet

Yksinkertaisimmillaan kävely tarkoittaa sitä, että toinen raajoista on aina kontaktissa alustaan. Kävelystä voidaan erottaa erilaisia vaiheita ja yhden alaraajan käydessä kaikki vaiheet läpi käytetään termiä kävelysykli. Yksi sykli on alaraajan kantakosketuksesta siihen, kun sama alaraaja koskettaa alustaa uudestaan. (Magee 2014, 981.) Kävelysykli sisältää kaksi eri päävaihetta molemmilla alaraajoilla: tukivaiheen sekä heilahdusvaiheen. Päävaiheet jaetaan vielä seitsemään eri osaan, joista neljä sisältyy tukivaiheeseen ja kolme heilahdusvaiheeseen. Kaksoistukivaihe tarkoittaa molempien alaraajojen samanaikaista kosketusta alustaan. (Kauranen & Nurkka 2010, 383.)

Kävelyn syklin tarkastelu aloitetaan useimmiten **kantaiskuvaiheesta**, jossa alaraajan kantapää koskettaa alustaan (kuvio 1). Varsinaisen kantaiskun puuttuessa voidaan vaihetta kutsua myös alkukontaktiksi. Painon varaaminen alaraajalle alkaa tästä vaiheesta ja hidastaa liikkumista eteenpäin. Kantaiskuvaiheessa kehon vastakkainen yläraaja työntyy voimakkaasti eteenpäin. Alustaan kosketavan alaraajan lonkkanivel on 30° koukistuneena eli fleksiossa, polvinivel on ojentunut lähes täysin suoraksi ja alkaa koukistumaan, kun paino alkaa siirtymään alaraajan päälle. Nilkkanivel on neutraalissa 90° kulmassa (jatkossa neutraali = 0°) ja hieman inversiossa, sillä nilkan koukistajalihakset ovat tässä vaiheessa voimakkaasti aktivoituneena. (Kauranen & Nurkka 2010, 383.)

**Keskitukivaihe** on osa kaksoistukivaihetta, jonka aikana koko jalkaterä laskeutuu alustalle ja suurin osa kehonpainosta siirtyy astuvan alaraajan päälle. Yläraaja, joka kantaiskuvaiheessa on heilahtanut eteenpäin, saavuttaa ääriasennon. Astuvan alaraajan lonkkanivel on noin 35° fleksiassa ja aloittaa vähitellen ojentumisen. Polvinivel on noin 20° fleksiassa vaimentaen kantaiskuvaiheessa tapahtuvaa iskuä. Nilkkanivelessä tapahtuu pientä ojennusta eli ekstensiota jalkaterän laskeutuessa maahan, ja nilkan koukistajalihakset tekevät jarruttavaa lihastyötä. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.)

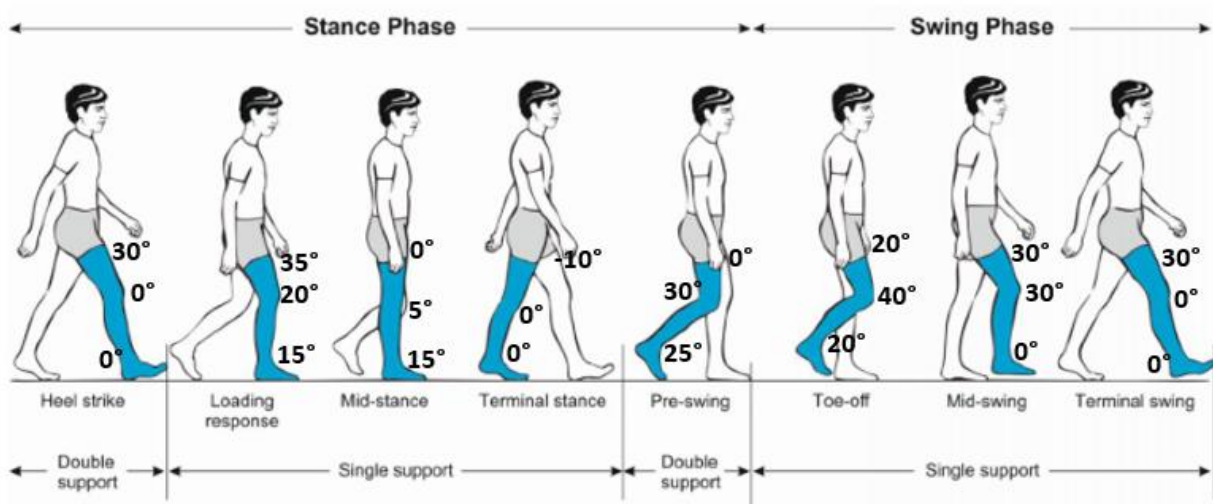
Keskitukivaihetta seuraa **kannankohotusvaihe**, joka alkaa tukijalan kantapään irtoamisesta alustalta. Koko jalkaterä alkaa nousta alustalta ja painopiste siirtyy asteittain toiselle alaraajalle. Tämä vaihe on kävelijää voimakkaasti eteenpäin työntävä vaihe. Yläraajat ovat melkein samassa kohdassa vartalon sivuilla, mutta liikkuvat vastakkaisiin suuntiin. Lonkkanivel jatkaa edellisessä vaiheessa alkanutta ojennusta ja polvinivel ojentuu lähes suoraksi. Kantapään irrotessa alustalta myös nilkkanivel ojentuu ja nilkan ojentajalihakset tekevät konsentrista eli työntävää lihastyötä. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.)

**Varvastyöntövaihe** lopettaa kaksoistukivaiheen, sillä vaiheen aikana jalkaterä irtoaa kokonaan alustasta ja painopiste siirtyy täysin toisen alaraajan päälle. Vartalonkierto palautuu kohti neutraalia keskiasentoa, lonkkanivelen ojennusvaihe loppuu noin 10–15° fleksiassa ja alkaa koukistumaan uudelleen varpaiden irrottua alustasta. Polvinivel koukistuu noin 15° fleksioon tai puolet siitä, mitä se koukistuu heilahdusvaiheessa. Nilkkanivel ojentuu suurimmilleen noin 25° ja aloittaa koukistumisen välittömästi vaiheen jälkeen. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.)

**Alkuheilahdusvaihe** on kävelyn passiivisempi vaihe, jonka aikana heilahtavassa alaraajassa tapahtuu vähän aktiivista lihastyötä. Heilahdusvaiheen aikana alaraaja siirtyy seuraavaan uuteen tukivaiheeseen. Alkuheilahdusvaiheessa lonkka-, polvi- ja nilkkanivel koukistuvat jonkin verran mahdollistaen alaraajan viennin eteen osumatta alustaan. Vartalo on neutraalissa asennossa ja yläraajat ovat samassa kohdassa vartalon sivuilla. Alkuheilahdusvaiheen loppu määritellään siihen kohtaan, jossa heilahtavan alaraajan varpaat ovat samassa linjassa toisen alaraajan kantapään kanssa. (Kauranen & Nurkka 2010, 385.)

**Keskiheilahdusvaiheessa** lonkka- ja polvinivel ovat noin 30° fleksiassa ja nilkkanivel on neutraalissa asennossa. Kehon painopiste alkaa vähitellen siirtymään heilahtavan alaraajan puolelle. Keskiheilahdusvaiheen katsotaan loppuvan, kun heilahtavan alaraajan sääri on pystysuorassa linjassa alustaan nähden. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.)

**Loppuheilahdusvaiheessa** heilahtavan alaraajan lihakset valmistautuvat uuteen kantaiskuun teemmällä jarruttavaa eli eksentristä lihastyötä lonkan ojentajalihaksissa sekä polven koukistajalihaksissa. Lonkkanivelessä on tässä vaiheessa noin 30° fleksio ja polvinivel on lähes täysin ojentunut suoraksi. Loppuheilahdusvaihe päättyy, kun heilahtava alaraaja koskettaa alustaa ja lopettaa yhden kävelysyklin. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.)



Kuvio 1 Kävelyn vaiheet yhden kävelysyklin aikana ja lonkka-, polvi- ja nilkkanivelen nivelkulmat (mukaillen Magee 2014, 989; Kauranen & Nurkka 2010, 383-384).

## 2.2 Kävelynopeus

Kävelynopeus on yleisin analysoitava muuttuja ja se tarkoittaa kykyä liikkua paikasta toiseen nopeasti sekä kontrolloidusti (Kauranen & Nurkka 2010, 327). Nopeuden mittaamisen kautta saadaan epäsuorasti kuvattua mitattavan henkilön toimintakyvyn lisäksi hermolihaskäytännön toimintaa ja säätelyä. Tarkemmin kuvattuna se kertoo lihassupistuksen ja -rentoutuksen vuorottelusta eli hermotuksesta kävelyssä tarvittavissa lihaksissa. Kävelynopeus aikuisella terveellä naisella on 0,9–1,7 m/s ja miehillä 1,0–1,8 m/s. (Kauranen 2018, 340.) Kotona arjen toiminnoissa selviytymisen kävelynopeuden rajaksi on laskettu 0,5 m/s, mutta kävelynopeuden tulisi olla vähintään 1,4 m/s, jotta kaupunkialueilla liikkuminen olisi turvallista. Kävelynopeuden on laskettu riittävän siihen, että yksilö ehtii kävellä suojatien yli ennen kuin kävelijöille tarkoitettu liikennevalo vaihtuu punaiseksi. (Kauranen & Nurkka 2010, 328.)

Kävelynopeuden kasvaminen on yhteydessä kehittyneeseen kävelytapaan ja biomekaniikkaan; nopeampi vauhti liitetään suurentuneeseen lonkan ojennukseen tukivaiheen lopussa. Kävelyvauhtia edistävät myös alaraajojen suuremmat nivelkulmat ja lihasaktivaatiot. Kävelyvauhdin nopeutumisen on tutkittu vaikuttavan yksilöiden elämänlaatuun positiivisesti, sillä se edistää yksilön vapautta ja lisää osallisuutta arjessa. (Lamontagne & Fung 2004.) Patologia vaikuttaa kävelyn biomekaniikkaan, joka vaikuttaa kävelynopeuteen hidastaen sitä (Fukuchi, Fukuchi & Duarte 2019.)

Toiminnallista kävelynopeutta on mahdollista mitata yksinkertaisilla kävelynopeutta mittaavilla kävelytesteillä. Testit antavat määrällistä tietoa kävelykyvystä ja testien avulla pystytään mittaamaan myös muita kävelyä kuvaavia tekijöitä, joita esitellään seuraavassa kappaleessa. Terveillä ihmisillä kävelynopeutta mittaavilla testeillä verrataan tuloksia viitearvoihin, mutta fysioterapiassa, kun tavoitteena on toiminnallinen kävely, verrataan tuloksia potilaan aikaisempiin tuloksiin. Helposti toteutettava kävelynopeuden mittari on 10 metrin kävelytesti, joka soveltuu niin terveille, kuin huonokuntoisillekin sen vähäisen kuormittavuuden takia. (To-Mi 2016.)

## 2.3 Kävelyn biomekaniikka

Biomekaniikka tarkastelee hermo-lihastoimintaa ja neuraalista säätelyä (Kauranen & Nurkka 2010, 10). Sen tutkimustavat ovat kehittyneet, minkä vuoksi on mahdollista toteuttaa toiminnallista analysointia esimerkiksi nivelkulmien tarkastelua (Carr & Shepherd 2003, 96). Kinematiikka on yksi

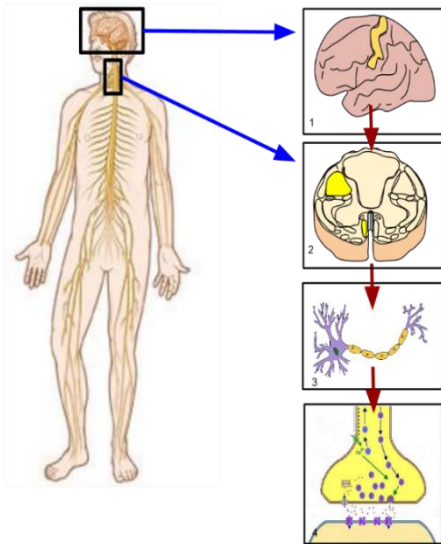
biomekaniikan mittaustavoista, joka tarkoittaa nivelen liikkeiden ja kulmien mittausta esimerkiksi kävelyn aikana (Carr & Shepherd 2003, 98). Optimaalisessa kävelyssä molempien alaraajojen nivelkulmien eri kävelyn vaiheissa tulisi olla samat, mutta erilaiset sairaudet ja tulehdukset aiheuttavat muutoksia nivelten liikeradoissa ja laajuuksissa. Kävelyn eri vaiheiden aikana alaraajojen oikea-aikaiset nivelten koukistukset ja ojennukset mahdollistavat optimaalisen ja taloudellisen kävelyn, jossa energiankulutus on mahdollisimman vähäistä. (Magee 2014, 981.)

Nivelkulmien mittaamisen lisäksi kävelystä voidaan tutkia useita eri spatiaalisia eli tilallisia muuttujia, kuten askelpituus ja sekä temporaalisia eli ajallisia muuttujia, kuten askeltiheys. (Magee 2014, 981). Askelpituus vaihtelee iän sekä pituuden mukaan 50–80 cm välillä (Kauranen 2018, 332). Miesten keskimääräinen askelpituus 70–75 cm ja naisilla askelpituus on hieman lyhyempi. Askeltiheys tarkoittaa askelten määrää minuutissa ja keskimääräisesti se on 100–120 askelta riippuen pituudesta. Suuret vaihtelut kävelyn eri tekijöissä kertovat kävelyn rytmin sekä kävelyvauhdin vaihteluista yksilöillä ja näitä muuttujia tarkastelemalla voidaan mitata, havainnoida sekä vertailla kävelyä sekä sen kehitystä esimerkiksi kuntoutuksen yhteydessä. (Ahonen 2004, 140.)

## **2.4 Kävelyn neuraalinen säätely**

Hermosto koostuu keskushermostosta sisältäen aivot ja selkäytimen sekä ääreishermostosta, joka käsittää aivo- ja selkäydinhermot. Hermoston tehtävänä on käsitellä sekä lähettää hermoimpulsseja hermosolujen sisällä tai niiden välillä saadakseen aikaan lihaskudoksen supistumisen. Kävelyn onnistuminen ja sen mahdollistaminen perustuu tahdonalaisen hermoston toimintaan, jossa lihakset aktivoituvat ja rentotuvat oikeassa järjestyksessä tiettyyn aikaan kävelyn eri vaiheissa. (Kauranen & Nurkka 2010, 24, 380–381.)

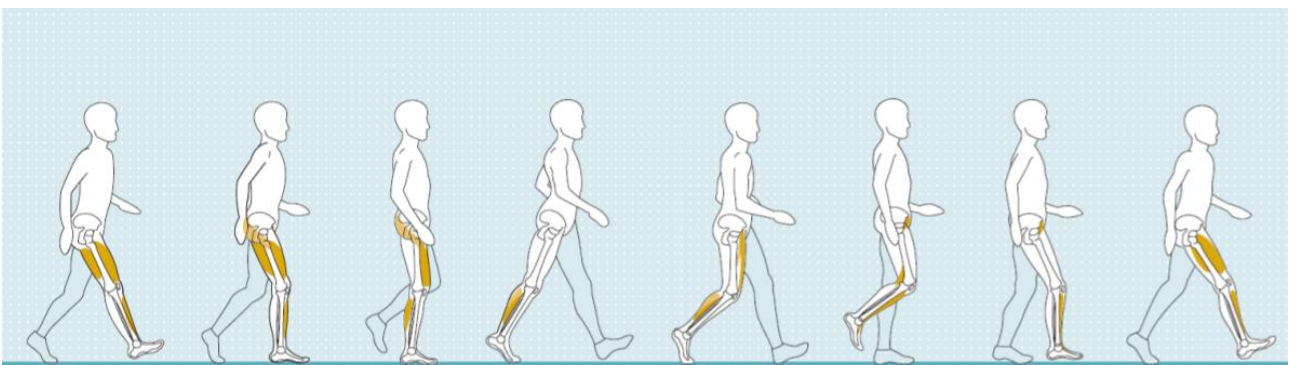
Hermosto koostuu lukemattomista hermosoluista eli neuroneista, jotka siirtävät ja välittävät hermoimpulsseja eteenpäin hermoratoja pitkin lihakseen ja takaisin keskushermostoon (kuviot 2). Neuronit koostuvat solun rungosta, tuojahaarakkeista sekä viejähaarakkeista. Tuojahaarakkeet vastaanottavat impulssin ja välittävät sen solun runkoon, mistä viejähaarakke välittää impulssin eteenpäin hermo-lihasliitokseen, jonka seurauksena lihas supistuu. Hermosolut lähettävät lihaksille supistumiskäskyjä ja käskytysten tiheys vaikuttaa supistuksen voimakkuuteen. Lihaksen supistumisen seurauksena saadaan aikaan esimerkiksi polvinivelen ojennus tai koukistus kävelyn aikana. (Kauranen & Nurkka 2010, 57–63.)



Kuvio 2 Hermoimpulssin siirtyminen lihakseen. Ylhäältä alas: aivokuori, hermoradat, hermosolu ja hermo-lihasliitos. (peda.net.)

Kävely edellyttää pystyasennon hallintaa, jonka ylläpitäminen on mahdollista hermo- sekä aistijärjestelmien avulla. Pystyasennon säilyttämiseen vaaditaan lihasten ja nivelsiteiden viskoelastisia ominaisuuksia, pään ja raajojen hallintaa suhteessa painovoimaan sekä eri aistikanavien kautta tulevien informaatioiden käsittelyä samanaikaisesti. Aistikanavat tarkoittavat näkö-, kuulo-, tasapaino ja tuntoaisteja, joiden kautta hermosto saa informaatiota kehon asennosta sekä ympäristöstä. Kehon sisäinen aistijärjestelmä eli proprioseptinen järjestelmä tarkoittaa nivelissä ja lihaksissa sijaitsevien reseptorien reagoimista kudosten pidentymiseen tai lyhentymiseen. Reseptorit lähettävät viestejä ja toimintakäskyjä hermosoluille, jotka säätelevät kudosten supistumista. Kudokset supistuvat sen verran, että pystyasennon säilyttäminen on mahdollista ja taloudellista esimerkiksi kävelyn aikana, kun painopiste siirtyy eteenpäin ja nivelten asennot muuttuvat. Myös jänteissä sijaitsee reseptoreita, jotka puolestaan reagoivat paineeseen sekä niiden jännitystilaan venytyksen yhteydessä. Reseptorit viestivät keskushermoston kautta tuntoaivokuorelle informaatiota kehon asennosta. Painereseptoreita sijaitsee erityisesti myös jalkapohjan iholla, joiden avulla tuntoaivokuori saa viestin siitä, mihin suuntaan keho painopiste on siirtymässä. Kaikkien järjestelmien yhteistyö mahdollistaa liikkumisen ja reagoimisen yllättäviinkin tilanteisiin. (Ahonen & Saarikoski 2004, 128–130.)

Ääreishermoston selkäydinhermot haarautuvat selkäytimestä selkänikamien välistä hermottaen vartalon eri lihasryhmiä ja lihaksia. Lanneselässä sijaitseva lanneristipunos on hermopunos, joka hermottaa lantion alueen ja alaraajojen lihaksia. Nikamien L1-L4 välisistä selkäydinhermoista muodostuu femoraalihermo, joka hermottaa lonkan koukistajalihaksia (m. sartorius, m. iliacus) ja polvenojentajia (m. quadriceps femoris). Iskiasherho yhdistyy nikamien L4-S3 tasolta ja haarautuu edelleen peronoushermoksi ja tibiaalihermoksi. Iskiasherho hermottaa polven koukistajalihaksia (m. biceps femoris) aiheuttaen polven koukistuksen. Peroneusherho jakautuu sensoriseen eli pinnalliseen (the superficial peroneal nerve) ja motoriseen eli syvään (the deep peroneal nerve) peroneushermoon. Syvä peroneusherho hermottaa nilkan koukistajalihaksia eli dorsifleksoreita (m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus, m. extensor digitorum longus). Tibiaalihermo puolestaan hermottaa nilkan ojentajalihaksia (m. soleus, m. gastrocnemius) saaden aikaan plantaarifleksion. (Kahle & Frotscher 2010, 86–93.) Nämä hermot stimuloivat kävelyn aikana lihaksia vuorotellen kävelyn eri vaiheissa (kuvio 3). Ne supistuvat ja rentoutuvat joko staattisesti (isometrinen) tai jarruttavasti (eksentrinen), jotka ovat molemmat tehokkaita lihastyötapoja pystyasennon säilyttämisessä. Tarvittaessa työntävä (konsentrinen) lihastyötapaa kiihdyttää ja auttaa liikuttamaan vartaloa ja raajoja eteenpäin nopeammin. Kävelyssä tavoitteena on liikuttaa kehoa eteenpäin ja tärkeimmät lihasryhmät, jotka sen mahdollistavat ovat nilkan plantaarifleksorit varvastyöntövaiheessa, lonkanojentajat kantakosketuksessa sekä lonkankoukistajat heilahdusvaiheessa. Neurologisissa sairauksissa kuten aivoverenkiertohäiriöissä vauriot saattavat halvaannuttaa toisen alaraajan, jolloin keskushermosto vaurioituu ja kävelyssä tarvittavat lihasryhmät eivät aktivoitu riittävästi, jotta kävely olisi symmetristä ja energiataloudellista. (Carr & Shepherd 2003, 101–103.)



Kuvio 3 Kävelyn eri vaiheissa aktivoivat lihasryhmät mahdollistavat energiataloudellisen ja symmetrisen kävelyn (Bioness PDF 2021).

### 3 Aivoverenkiertohäiriö

Aivoverenkiertohäiriö eli AVH on kolmanneksi yleisin kuolinsyy Suomessa ja siihen menehtyy vuosittain 4 500 henkilöä (Kaste, Hernesniemi, Juvela, Linsberg, Palomäki, Rissanen, Roine, Sivenius & Vikatmaa 2015a). Aivoverenkiertohäiriöihin sairastuneista noin 40 % menehtyy vuoden sisällä, 10 % jää huonokuntoisiksi, toiset 10 % toipuu täysin ja jäljelle jäävät 40 % on lääkinnällisen kuntoutuksen tarpeessa. Toimintakyvyn palauttaminen vaatii kuntoutusta, jonka tavoitteena on pyrkiä vähentämään tai korjaamaan vaurioiden aiheuttamia haittoja tai vajaatoimintaa. (Kaste ym. 2015b; Kauhanen 2015.) AVH-potilaan elinikäiset kustannukset on arvioitu vuonna 2003 viiden vuoden seurannan ja elinajan odotteen perusteella olevan 86 000 euroa (Aivoinfarkti ja TIA 2020). Kaste ja muut (2015a) arvioivat, että vuoteen 2030 mennessä kustannukset nousevat huomattavasti väestön ikääntymisen seurauksena, ellei edistystä tapahdu hoidossa, kuntoutuksessa ja ehkäisyssä.

AVH on yhteisnimitys aivoverenkierron tai aivoverisuonten sairauksille. Aivohalvauksesta puhuttaessa tarkoitetaan aivoinfarktia, aivojensisäistä tai lukinkalvonalaista verenvuotoa tai aivolaskimoiden tromboosia. Aivoinfarktissa tapahtuu pysyviä vaurioita aivokudoksessa hapenpuutteen takia. AVH:n keskeisiä riskitekijöitä ovat kohonnut verenpaine, keskivartalolihavuus, vähäinen liikunta, tupakointi, diabetes, epäterveellinen ruokavalio, eteisvärinä sekä heikko rasva-aineenvaihdunta. Lisäksi on riskitekijöitä, joihin ei voida vaikuttaa; näitä ovat ikä, sukupuoli, perinnöllisyys sekä etninen tausta. (Aivoinfarkti ja TIA 2020.)

Aivoverenkiertohäiriössä keskushermoston jokin osa vaurioituu ja oireet ilmenevät vaurioituneen aivopuoliskon vastakkaisella puolella kehoa hermoratojen risteämisen vuoksi (Atula 2019). Aivoverenkiertohäiriöissä keskushermoston ylempi motoneuroni vaurioituu vaikuttaen ääreishermostossa sijaitsevan alemman motoneuronin toimintaan. Hermosto sisältää useita hermoratoja, jotka vaikuttavat kehon eri toimintoihin. Kortikaalisen hermoradan vaurio aiheuttaa toispuoleista halvausta eli hemipareesia. (Carr & Shepherd 2003, 193.) Hemipareesi voi ilmentyä sensorisena eli tunnon heikkenemänä ja motorisena eli lihasaktivaation vähentymisenä. (Atula 2019.) Lihasaktivaation vähentyminen vaikuttaa heikentävästi lihasvoimaan ja lihaskontrolliin. Lihaksen on myös haastavampi tuottaa voimaa nopeasti keskushermoston vaurion takia. (Carr & Shepherd 2003,

256.) Lähes kaikissa tapauksissa sensorinen ja motorinen hemipareesi painottuu yläraajaan, mutta suurella osalla myös saman puolen alaraajassa on halvausoireita. Halvausoireissa raaja on aluksi veltto ja muuttuu spastiseksi tai lihastonus kohoaa minuuttien tai muutaman vuorokauden kuluessa. (Atula 2019.) AVH:sta aiheutuvat oireet vaikuttavat sairastuneen toimintakykyyn heikentävästi, jolla tarkoitetaan ihmisen edellytyksiä selvitä jokapäiväisistä toiminnoista fyysisillä, psyykkisillä sekä sosiaalisilla osa-alueilla. Kuntoutuksen tavoitteena on palauttaa toimintakyky, jolla on suuri merkitys koetussa elämänlaadussa. (Pohjolainen & Saltychev 2015.)

### **3.1 Oireiden vaikutukset kävelyyn**

Aivoverenkiertohäiriön aiheuttamat vauriot vaikuttavat kävelykykyyn heikentävästi lihasvoiman heikkouden, raajaparien kömpelyyden, lihasjänteyden, asento- ja hahmotustunnon heikentymisen vuoksi. (Atula 2019.) Oireet vaihtelevat sen mukaan, millä alueella vaurio on tapahtunut ja miten laaja se on (Kauhanen 2015). Vähentynyt hermotus alentaa lihasvoimaa sekä hidastaa voimantuottoa tehden liikkeistä hitaampia. Nämä hermotukseen liittyvät tekijät muuttavat kävelyä, ja tuntuu puutokset tekevät erityisesti jalkaterän hahmottamisesta haastavaa, mikä vaikuttaa merkittävästi kävelyyn. Oireet tekevät kävelystä epäsymmetristä, mikä heikentää tasapainoa ja hidastaa kävelynopeutta. (Magee 2014, 994–1011.) AVH-kuntoutujan kävelyssä on nähtävissä monenlaisia kävelyn poikkeavuuksia, jotka voidaan luokitella tyypillisiksi liikemallien kompensointikeinoiksi. Liikemallit ovat seurausta kinemaattisista poikkeavuuksista, joita ovat lihasaktivaation puute, lihasten jäykkyys tai kontraktuurat (lihaksen lyheneminen). (Carr & Shepherd 2003, 95–99.)

AVH-kuntoutujan kävelyssä tyypillistä on, että parettinen alaraaja heilahtaa sivukautta eteen, sillä lonkan ja polven koukistusta tekevät lihakset eivät aktivoitu riittävästi nostaakseen alaraajaa alustasta ja samalla polven ojennusta tekevät lihakset saattavat olla yliaktiivisia (Pirker & Katzenschlagger 2017). Heilahdusvaihetta seuraa normaalisti kantakosketus, joka saattaa kuitenkin AVH-kuntoutujilta puuttua, sillä nilkan koukistusta tekevät lihakset eivät koukista nilkkaa riittävästi tai nilkan ojentajalihakset ovat yliaktiivisia ja nilkka ikään kuin läpsähtää alustalle, oiretta kutsutaan myös riippunilkaksi. Kantakosketus aktivoi normaalisti pakaralihaksia, joiden tehtävänä on ojentaa lonkkaa, mutta kantakosketuksen puuttuessa lonkkanivel jää koukkuun ja lantio on työntyneenä taakse. Lonkkanivelen jäädessä koukkuun ja painon siirtyessä parettisen alaraajan päälle pakaralihasten heikkous päästää lantion tipahtamaan parettisen alaraajan puolelle sivusuunnassa. (Magee 2014, 1007–1011.) Lantion tipahtaessa sivulle, polvinivel kompensoi liikettä yliojentumalla tai

jäämällä liian koukkuun (Pirker & Katzenschlager 2017). Nilkkaniveltä liikuttavien lihasten hermo-  
vauriosta eli peroneuspareesista johtuen nilkan ojentajalihakset eivät aktivoidu tukivaiheen lo-  
pussa eivätkä ojenna nilkkaa varvastyönnön aikana (Pirker & Katzenschlager 2017).

Kun patologia vaikuttaa enemmän toiseen alaraajaan, kyseisen alaraajan tukivaihe lyhenee ja toi-  
sen alaraajan tukivaihe vastavuoroisesti pitenee (taulukko 1). Pareettisen alaraajan tukivaiheen ly-  
hentyessä toisen alaraajan heilahdusvaihe lyhenee lyhentäen myös alaraajan askelpituutta. (Le-  
vine ym. 2012, 103.) Hemipareettisen henkilön kävelynopeus hidastuu johtuen epäsymmetriasta  
ja useista muista tekijöistä, ja lihastonius tai spastisuus saattaa lisääntyä, kun yritetään kävellä no-  
peammin (Pirker & Katzenschlager 2017). AVH-kuntoutujalle tyypillistä on myös pareettisen ylä-  
raajan koukistuminen vartalon eteen kävelyn aikana (Magee 2014, 1011). Yläraaja on sisäkierrossa  
ja lähellä vartaloa, kyynär- ja rannenivel ovat koukussa ja sormet ovat nyrkissä (Pirker & Kat-  
zenschlager 2017).

Taulukko 1 AVH-kuntoutujan tyypillisiä poikkeavuuksia kävelyssä (Mukaiillen Carr & Shepherd  
2003, Magee 2014, Pirker & Katzenschlager 2017.)

<b>Tyypillinen kävelyn poikkeus</b>	<b>Mahdollinen syy</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettinen alaraaja heilahtaa sivukautta</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lihasten alentunut aktivaatio, nilkan ni- veljäykkyys</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettisen alaraajan tukivaihe on lyhyt</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lihashyökköudet tukijalalla, tasapainon säilyttäminen</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettisen alaraajan tukivaiheessa lantio notkahtaa sivulle</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pakaralihasten heikkous</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettisen alaraajan selkeä kantakosketus puuttuu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Riippunilkka, nilkan rajoittunut fleksio</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettisen alaraajan varvastyöntövaihe puuttuu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nilkan ojentajalihasten heikkous</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettisen alaraajan polvinivel yliojentuu tukivaiheessa</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Polviniveltä kontrolloivien lihasten heik- kous</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettisen alaraajan lonkkanivel ei ojennu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Nilkan ojentajalihasten yliaktiivisuus</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Kävely on epäsymmetristä</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Käsien myötäliikkeet puuttuvat, li- hasheikköudet, tasapainovaikeudet</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pareettisen puolen yläraaja koukistuu varta- lon eteen</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Lisääntynyt lihastonius yläraajassa, kes- kittyminen</li> </ul>

## 4 Toiminnallinen sähköstimulaatio ja tutkimustietoa sen vaikutuksista

Elektroterapiaa on käytetty jo pitkään yhtenä terapian muotona ja useiden tutkimusten mukaan elektroterapia oikeinkäytettynä ja kohdistettuna voi olla tehokasta ja parantaa käyttäjän ”ongelmaa”, mutta ei välttämättä toimi jokaisen käyttäjän kohdalla. Elektroterapia harvemmin on ainut keino, joka parantaa tiettyä taitoa tai toimintoa, mutta yhdistettynä muihin terapiamenetelmiin sen antamat hyödyt voivat olla merkittäviä. (Watson 2008, 3.) Fysioterapiassa hyödynnetään kehoon johdettua sähkövirtaa lihassupistuksen aikaansaamiseksi. Sähköstimulaation yleisiä käyttöindikaatioita ovat kivun lievitys, lihassupistuksen edistäminen sekä kudoksen paranemisen nopeuttaminen. Lihassupistuksen lisääminen ehkäisee lihasatrofiaa, lisää lihasvoimaa sekä lihasten pinta-alaa. (Kauranen 2018, 561.)

Toiminnallisella sähköstimulaatiolla (Functional electrical stimulation eli FES) tarkoitetaan sähköisten impulssien antamista kehoon tietyn toiminnon palauttamiseksi tai korjaamiseksi. Monet keuhon harjoittajat mieltävät FES menetelmät tarkoittavan kehossa tapahtuvia välittömiä muutoksia, kuten riippunilkan korjaamista kävelyssä. Useille menetelmä taas tarkoittaa harjoittelun avulla saatuja vaikutuksia pidemmällä ajanjaksolla, kuten lihasvoiman lisäämistä ja sen vaikutukset tietyn toiminnon suorittamiseen. Molemmissa ajattelutavoissa periaate on kuitenkin sama: lihasten stimulointi ja niiden aktivoiminen. (Ewins & Durham 2008, 317.)

Sähköstimulaatiossa sähkövirta kulkee ihon läpi elimistön kudoksiin aiheuttaen lihassupistusta, lämpövaikutusta sekä biokemiallisia vaikutuksia, joka tarkoittaa ionien liikehdintää eri suuntiin. Sähkövirta voi kulkea yhteen suuntaan (tasavirta), molempiin suuntiin (vaihtovirta) tai se voi olla pulsoivaa. Eri virtamuodot ja muuttujat vaikuttavat elimistöön eri tavoin, minkä vuoksi muuttujat valitaan oirekuvan sekä tavoitteiden mukaan. Pulsoitua tasavirtaista korkeajännitevirtaa käytetään erityisesti lihasten aktivoinnissa, jossa stimuloinnin intensiteetti säädetään sille tasolle, että nähdään selvä lihassupistus. Pulsoitua vaihtovirtaa käytetään lihasvoiman, hypertrofian sekä spasmin laukaisuun. (Kauranen 2018, 561–563.) Toiminnallisen sähköstimulaation tyypilliset parametrit ovat pulssin pituus, taajuus eli frekvenssi ja amplitudi, joka kuvaa sähkövirran voimakkuutta. Menetelmässä pulssin kesto vaihtelee 100–1000  $\mu$ s (mikrosekunti) väliltä, taajuus 10–100 Hz (hertsi) väliltä ja amplitudi on suurimmillaan 120 mA (milliampeeri). Näillä parametreilla pyritään stimuloimaan lihaksia aktivoivia hermoja liikkeen aikaansaamiseksi ja lihasaktivaation lisäämiseksi. (Ewins & Durham 2008, 318.)

Toiminnallista sähköstimulaatiota käytetään halvaantuneen raajan stimuloimiseen esimerkiksi kävelyn yhteydessä. (Arokoski, Heinonen & Ylinen 2015.) Sitä on hyödynnetty jo pitkään riippunilkan korjaamisessa heilahdusvaiheen aikana asettamalla elektrodit stimuloimaan peroneushermaa. Stimulaation vaikutuksia on tutkittu erityisesti aivoinfarktipotilailla ja ms-tautia sairastavilla. Tutkimusten mukaan stimulointi lisää kävelynopeutta ja vähentää energiankulutusta. Toiminnallisen sähköstimulaation vaikutukset yksilön lihasaktivaatioon ja halutun toiminnon parempaan suorittamiseen ovat vaihtelevia: toisille menetelmä tekee suuria näkyviä muutoksia ja toisille vaikutukset eivät ole nähtävissä. Henkilöt, joilla ei näy näkyviä muutoksia kävelyssä, kokevat menetelmän kuitenkin hyödylliseksi, sillä stimulaatio lisää sensorista tuntemusta alaraajojen lihaksissa, joka auttaa hahmottamaan alaraajojen toimintaa kävelyn aikana. (Ewins & Durham 2008, 320.)

Maple, Raymond ja Leonard (2007) toteuttivat pilottitutkimuksen, jossa tutkittiin kävelyn harjoittelua subakuutissa vaiheessa aivoinfarktin jälkeen kolmella eri interventioryhmällä. Kävelyharjoittelijat oli jaettu tavanomaiseen, elektromekaaniseen sekä elektromekaaniseen sähköstimulaatioryhmään, ja tutkimuksessa oli yhteensä 54 osallistujaa. Tutkimuksen tavoitteena oli arvioida erilaisten kävelyharjoittelutapojen tehokkuutta aivoinfarktin jälkeen. Osallistujat harjoittelivat jokainen arkipäivä 20 minuuttia neljän viikon ajan ja mittareina käytettiin Functional Independence Measure-, Barthel Index-, Motricity Index leg subscale-, EMS-, Bergin tasapainotesti-, FAC- ja 5 metrin kävelynopeustesti-mittareita. Testit toteutettiin ennen harjoittelua, neljän viikon jälkeen ja kuuden kuukauden jälkeen intervention lopetuksesta. Tutkimustulosten perusteella elektromekaaninen kävelyharjoittelu oli tehokkaampaa verrattuna konventionaaliseen harjoitteluun. Lisäksi testitulokset säilyivät paremmin kuuden kuukauden uusintamittauksissa verrattuna verrokkiryhmiin. (Maple, Raymond & Leonard 2007.)

Vuonna 2009 tehty satunnaistettu tutkimus testasi toiminnallisen sähköstimulaation antamista kävelyn aikana kroonista hemiplegiaa sairastaville aikuisille. Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää alaraajan dorsi- sekä plantaarifleksoreille annetun toiminnallisen sähköstimulaation vaikutuksia kävelyyn. Tutkimukseen osallistui 28 hemipleegistä aikuista ja heidät jaettiin kahteen eri kontrolliryhmään. Molemmat ryhmät harjoittelivat kävelyä kolmen kuukauden ajan tunnin päivässä kuusi kertaa viikossa FES –laitteen (functional electrical stimulation) avulla. Lisäksi ryhmä A:n sähköstimulaatiolaite käynnistyi automaattisesti kävelyn aikana 6–8 tuntia päivässä. Mittaukset toteutettiin ennen intervention alkamista, kolmen kuukauden jälkeen harjoittelusta ja kuuden kuukauden

jälkeen. Mittareina käytettiin 6 minuutin kävelytestiä, Emory Functional Ambulatory Profile (kävelynopeuden mittausta viidessä eri ympäristössä), lihasvoiman sekä spastisuuden mittausta. Ryhmä A, joka harjoitteli sähköstimulaatiolaitteen avulla, paransi tuloksiaan enemmän verrokkiryhmään B verrattuna 6 minuutin kävelytestissä sekä Emory Functional Ambulatory Profile -testissä. (Embrey, Holtz, Alon, Brandsma, McCoy 2009.)

Aivoverenkiertohäiriön sairastaneilla on tutkittu toiminnallista sähköstimulaatiota ylä- ja alaraajoissa. Howlett, Lannin, Ada ja Mckinstry (2015) kokosi yhteen useita tutkimuksia ja tuotti niistä yhteenvedon. Meta-analyysissä oli mukana 18 tutkimusta ja yhteensä 485 osallistujaa. Yläraajan toimintaa tutkittiin viidellä eri testillä ja alaraajojen toimintaa testattiin kävelynopeuden mittaamisella. Tutkimustuloksissa toiminnallinen sähköstimulaatio paransi tai edisti testituloksia verrattuna harjoitteluun, missä ei ollut käytössä toiminnallista sähköstimulaatiota. Meta-analyysin tekijät ehdottavat, että toiminnallista sähköstimulaatiota olisi hyvä käyttää yhtenä terapiamenetelmänä AVH-kuntoutuksessa suoristusten edistämiseksi. (Howlett, Lannin, Ada & Mckinstry 2015.)

Cunha, Rech, Salazar ja Pagnussat (2020) tutkivat kirjallisuuskatsauksessaan toiminnallisen sähköstimulaation vaikutuksia kävelynopeuteen yhdistettynä fysioterapiaharjoitteluun. Toiminnallista sähköstimulaatiota annettiin pareettisen alaraajan peroneushermoon nilkan dorsi- ja plantaarfleksoreiden stimuloimiseksi. Katsauksessa oli mukana 14 tutkimusta ja yhteensä 1115 osallistujaa. Toiminnallisen sähköstimulaation käyttö ei lisännyt kävelynopeutta perinteisiä harjoittelumenetelmiä enemmän. Sähköstimulaation käyttö yhdistettynä fysioterapiassa tehtiin harjoituksiin lisäksi kuitenkin enemmän kävelynopeutta, kuin pelkkä fysioterapiaharjoittelu. Stimulaation käyttö lisäsi nilkan dorsifleksiota, paransi tasapainoa ja toiminnallista liikkuvuutta. (Cunha, Rech, Salazar & Pagnussat 2020.)

## 5 Tutkimuksen tavoite ja tarkoitus

Opinnäytetyön tarkoituksena oli lisätä tietoa toiminnallisen sähköstimulaation käyttömahdollisuuksia AVH-kuntoutujilla kävelyn kuntoutuksessa aiheesta kiinnostuneille ja aiheen parissa työskenteleville fysioterapeuteille. Työn tavoitteena oli selvittää tapaustutkimuksen avulla mitä välittömiä muutoksia kävelyssä tapahtuu toiminnallisen sähköstimulaation avulla. Tutkimus pyrkii vastamaan seuraaviin kysymyksiin:

1. Miten toiminnallinen sähköstimulaatio muuttaa AVH-kuntoutujan kävelynopeutta?
2. Mitä välittömiä muutoksia tapahtuu kävelyn biomekaniikassa toiminnallisen sähköstimulaation avulla?

## 6 Toteutus

### 6.1 Koehenkilöt

Tapaustutkimuksen koehenkilöiksi valikoitui neljä aivoverenkiertohäiriötä sairastavaa 30–50-vuotiaasta myöhäisvaiheen kuntoutujaa. Tapaustutkimuksen koehenkilöitä yhdistää AVH:sta johtuvien oireiden heikentävät vaikutukset kävelykykyyn. Koehenkilöiden kävelytavat eroavat toisistaan erilaisten kompensatiokeinojen sekä apuvälinetarpeiden mukaan. Yksi koehenkilö käyttää kävelyn apuvälineenä keppiä kaupunkialueilla liikkuesssa. Koehenkilöiden ainoana osallistumiskriteerinä oli riittävän itsenäinen kävely ilman apuvälineitä testitilanteen turvallisuuden varmistamiseksi. Koehenkilöiden osallistuminen kävelytesteihin perustui vapaaehtoisuuteen ja ennen testauksia koehenkilöt allekirjoittivat osallistumissopimuksen (liite 1). Tapaustutkimuksen aineistonkeruu toteutettiin Helsingissä 11.5.2021. Testipäivänä jokaiselle koehenkilölle oli varattu yksi tunti aikaa kävelytestien suorittamiseen.

### 6.2 L300go – toiminnallinen sähköstimulaatiojärjestelmä

Tapaustutkimuksessa käytetty L300go on toiminnallinen sähköstimulaatiojärjestelmä, joka on suunniteltu keskushermoston vamman aiheuttamiin oireisiin. Järjestelmä koostuu kahdesta mansetista: toinen asetetaan polven alapuolelle ja toinen yläpuolelle. Reiteen asetettava mansetti antaa sähköstimulaatiota joko polven ojentaja- tai koukistajalihaksille riippuen siitä, kumpaa lihasryhmää tarvitsee aktivoida. Säärimansetin funktio on koukistaa jalkaterää ja varpaita kävelyssä

heilahdusvaiheen aikana. Manseteissa on kiinni liikeanturit, jotka tunnistavat reiden sekä säären asennot ja antavat stimulaatiota juuri oikeaan aikaan tietyssä kävelyn vaiheessa. L300 go -laitteessa on mahdollista säätää sähkövirran intensiteettiä (mA) sekä pulssin toistotaajuutta (10-45Hz), joka tarkoittaa impulssien määrää sekunnissa. Intensiteettiä muuttamalla saadaan erilaisia tuntumia lihaksessa; matala intensiteetti tuntuu pistelynä ja tehoa lisäämällä saadaan aikaan lihasaktiiviteettia sekä nivelen liikettä, kunnes saavutetaan kipuraja. Sähkövirran aaltomuotoja ovat yleisimmin käytetty symmetrinen pulssi ja useimmiten riippunilkalle käytetty epäsymmetrinen pulssi. (L300 go PDF 2021.)

Säärimansetti (Kuvio 4) hermottaa peroneushermaa, jonka stimulointi saa aikaan nilkan koukistuksen kantaisku- ja heilahdusvaiheessa. Säärimansetti hermottaa samalla myös tibiaalihermaa, joka puolestaan tekee nilkan vastakkaista liikettä eli nilkanivelen ojennusta varvastyöntövaiheessa. (L300 go PDF 2021.) Kävelyharjoittelussa peroneushermon stimulointi alkaa heilahdusvaiheessa, jolloin nilkka alkaa koukistua ja valmistautuu kantakosketukseen. Tämän jälkeen stimulaatiota tarvitaan plantaarifleksoreissa, jotka tekevät jarruttavaa lihastyötä jalkaterän laskeutuessa alustalle. Varvastyöntövaiheessa plantaarifleksoreiden aktivoituminen mahdollistaa varvastyönnön (Carr & Shepherd 2003, 100). Reisimansetti lähettää sähköstimulaatiota femoraalihermoon, joka hermottaa polven ojentajalihaksia tai reiden takaosaan tibiaali- ja fibulahermoon stimuloiden polvinivelnkoukistajalihaksia (L300 go PDF 2021). Polven ojentajalihakset supistuvat ja tekevät jarruttavaa lihastyötä tukivaiheessa ja koukistajalihasten stimuloinnin merkitys tulee esiin heilahdusvaiheessa, kun polven tulisi koukistua (Carr & Shepherd 2003, 100).



Kuvio 4 L300go sääri- ja reisimansetti (Respecta)

### 6.3 10 metrin kävelytesti

Koehenkilöt suorittivat 10 metrin kävelytestin paljain jaloin maksimaalisella kävelynopeudella teipillä lattiaan merkittyjen alku- ja lopetusviivojen avulla. Jokainen koehenkilö suoritti kävelytestin yhteensä kolme kertaa. Kävelynopeus mitattiin sekuntikellolla ja myös askelmäärät laskettiin. Kaikki tulokset kirjattiin tapaustutkimusta varten tehdylle tulosten kirjauslomakkeelle. Ensimmäinen kävelykerta toteutettiin ilman sähköstimulaatiota, toinen pelkällä säärimansetilla ja kolmas sääri- sekä reisimansetilla. Toisen kävelytestin tuloksia ei otettu huomioon tässä opinnäytetyössä, sillä tavoitteena oli selvittää molempien mansettien yhteisvaikutukset kävellyyn. Reisimansetti asetettiin siten, että elektrodit stimuloivat joko reiden etu- tai takaosaa riippuen koehenkilön lihastoinnasta. Yhdelle koehenkilölle (D) elektrodit asetettiin takareidelle heikentyneen polvenkoukistuksen takia ja muilla elektrodit stimuloivat polven ojentajalihaksia. Koehenkilöiden fysioterapeutit sekä L300 go -asiantuntija antoivat oman arvionsa siitä, kumpaan lihasryhmään elektrodit tulisi kiinnittää. Ennen testiä laitteen asiantuntija määrittäi sähköstimulaation intensiteetin ja toistotaajuuudet sopivalle tasolle optimaalisen nilkan koukistuksen aikaansaamiseksi. Laitte stimuloi elektrodien välityksellä myös nilkan eversiota ja inversiota aktivoivia lihaksia. Eri lihasten stimulaation intensiteettiä muuttamalla oli mahdollista testata sopivat parametrit, jotta nilkka koukistuu toivotulla tavalla. Kaikkien koehenkilöiden kohdalla stimulaatio toimi tavoitteiden mukaisesti testausvaiheessa ennen varsinaista kävelytestiä.

### 6.4 Videoliikeanalyysi

Koehenkilöitä ohjeistettiin pukemaan päälle shortsit sekä t-paita ja videoliikeanalyysiä sekä nivelkulman muutoksen tutkimista varten kiinnitettiin markkerit. Yhteensä viisi markkeria sijoitettiin koehenkilöiden lonkkaan, polveen sekä nilkkaan (Kuvio 5). Kaksi maalarinteipin palaa asetettiin päällekkäin muodostaen x-merkin ja keskikohta tummennettiin, jotta se erottuisi paremmin videolta. Lonkkakulman laskemiseksi markkerit sijoitettiin suoliluun harjulle, reisiluun iso sarvennaiselle sekä polven lateraaliseen ulkosivunastalle. Lonkkakulman kaksi viimeistä markkeria ja nilkan lateraalinen malleoli toimivat polven nivelkulman markkereina. Nilkan nivelkulman laskemiseksi viimeinen markkeri sijoitettiin 5. metatarsaalin distaaliseen päähän.

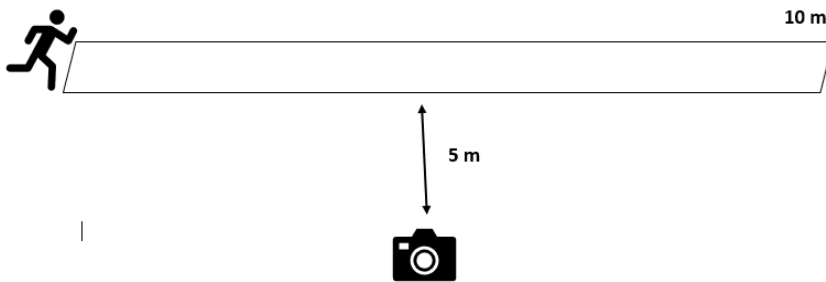


Kuvio 5 Teippimarkkereiden sijainnit

Nivelkulmien muutoksia kävelyn aikana kuvataan yhdellä kameralla, koska se on yksinkertaisin ja helpoin tapa kuvata liikettä. Tulokset eivät ole yhtä tarkkoja kuin kolmiulotteisella videoinnilla, missä tutkimuskohdetta voidaan kuvata useasta eri suunnasta samaan aikaan. Yhden kameran avulla kuvattua liikettä käytetään yleisimmin sagittaalitasoon (tutkimuskohteen sivulta) nivelkulmamittauksiin. Tulokset voivat olla varsin tarkkoja verrattuna muihin kävelyssä mitattaviin muuttujiin, kuten esimerkiksi kiihtyvyyden mittaamiseen. Kameran on oltava kohdistettuna suoraan sivulta kohteeseen niin kauas kuin mahdollista, jolla vähennetään linssin aiheuttamia vääristymiä. (Levine ym. 2012, 250–251, 253.) Valmisteluissa tulee huomioida tila, jossa testaus toteutetaan. Jotta koehenkilö erottuu hyvin videosta, on tilassa oltava riittävä valaistus sekä mahdollisimman homogeeninen tausta. Testitilan on oltava riittävän iso, jotta kameran voi asettaa koehenkilöstä tarpeeksi kauas. (Kauranen & Nurkka 2010, 374.)

Jokaisesta suoritetusta kävelytestistä kuvattiin video videoliikeanalyysisovellukseen. Hudl technique on ilmainen sovellus, joka mahdollistaa sovelluksen avulla kuvattujen videosuoritusten pysäyttämisen ja nivelkulmien laskemisen koehenkilöihin asetettujen markkereiden avulla. Sovelluksen kulma -työkalu laskee kulmat automaattisesti asettamalla kulmien kärjet oikean halutun nivelen päälle. Videot tallentuivat opinnäytetyöntekijän puhelimeen, jolla videot kuvattiin. Videot kuvattiin yhdellä kameralla kohdehenkilön sivulta pareettisen alaraajan puolelta, johon mansetit oli ase-

tettu. Kamera sijoitettiin kävelytestialueen puoliväliin viiden metrin etäisyyteen koehenkilöstä (kuvio 6). Kameran kuvauskorkeus määriteltiin koehenkilön polvinivelen kohdalle. Koehenkilö lähti kävelemään merkistä ja kamera käynnistyi samaan aikaan. Kameralla kuvattiin suoraan kameran edessä tapahtuvaa liikettä ja videolle tallentui koehenkilön askelsykli tai useampi riippuen askelpeituuksista. Nivelkulmat laskettiin yhdestä kokonaisesta kävelysyklusista, joka näkyi kokonaisuudessaan videolla.



Kuvio 6 Kameran sijainti suhteessa koehenkilöön

## 6.5 Aineiston analyysi

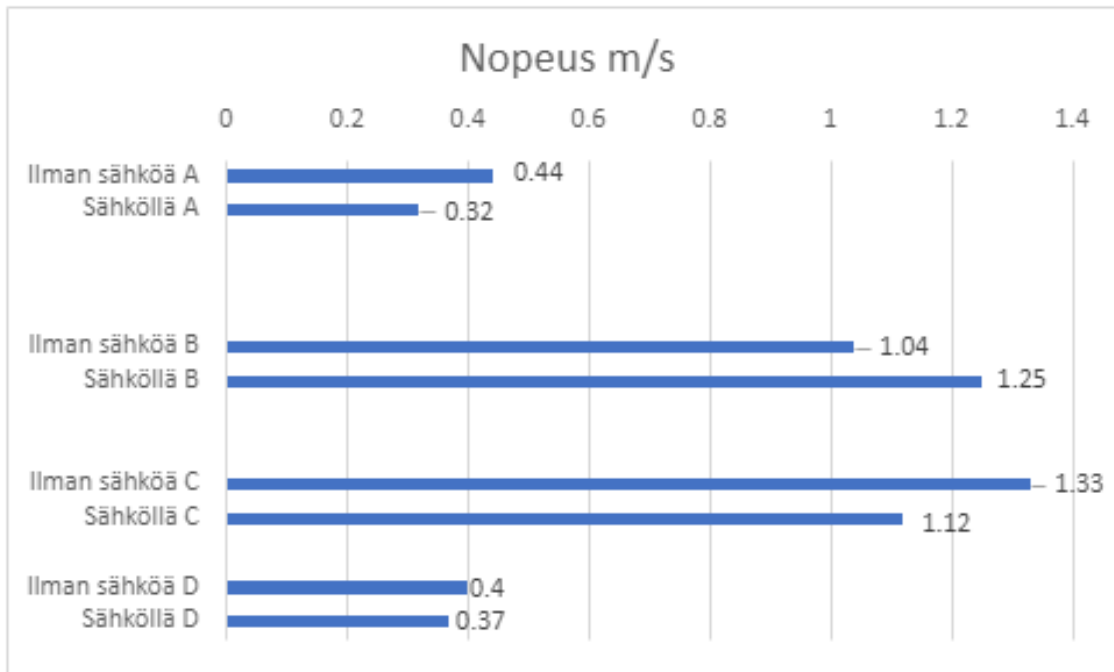
Aineiston keruun jälkeen kävelytesteistä saadut numeeriset tulokset kirjattiin Excel-taulukoihin eri mittaustulosten vertailemisen helpottamiseksi. Kävelynopeuden laskeminen onnistui jakamalla kävely matka kävelyyhin kuluneella ajalla. Nivelkulmat laskettiin neljästä eri kävelyn vaiheesta, jotka olivat helposti tunnistettavissa: kantaisku (heilahtava alaraaja osuu ensimmäisen kerran alustaan), tukivaihe (tukijalka on samassa linjassa heilahtavan alaraajan kanssa), varvastyöntö (tukivaihe loppuu ja jalkaterä irtoaa alustasta) sekä keskiheilahdusvaihe (heilahtava alaraaja samassa linjassa tukijalan kanssa). Jokaisesta kävelyn vaiheesta otettiin pysähdyskuva ja teippimarkkereiden avulla laskettiin nivelkulmat lonkasta, polvesta sekä nilkasta. Koehenkilöiden kävelytesteistä saatuja tuloksia verrattiin koehenkilöiden omiin tuloksiin, sillä ei ole perusteltua mitata tuloksia keskenään. Koehenkilöiden taustat olivat erilaiset ja oireet vaikuttavat kävelyyhin eri tavoin, jolloin ne eivät ole keskenään vertailukelpoisia.

## 7 Tulokset

Tapaustutkimuksen tavoitteena oli selvittää toiminnallisen sähköstimulaation aiheuttamat muutokset kävelynopeudessa ja kävelyn biomekaniikassa. Kävelynopeudessa tapahtuneet muutokset kahdessa eri kävelytestissä kaikilla koehenkilöillä on koottu yhteen kuvioon. Nivelkulmien muutoksia kuvaavat viivadiagrammit ovat jaoteltu lonkka-, polvi- ja nilkkanivelten mukaan kahden eri kävelytestin aikana. *Ilman sähköä* ja *sähköllä* tarkoittavat kahta eri kävelytestiä, joista jälkimmäinen testi on suoritettu toiminnallisen sähköstimulaation kanssa. *Normaali* -käyrä viivadiagrammissa perustuu nivelkulmien viitearvoihin ja luvut tarkoittavat asteita.

### 7.1 Kävelynopeuden muutokset

Kävelynopeuksissa kahden eri testin välillä tapahtui seuraavanlaisia muutoksia: yhdellä kävelynopeus kasvoi ja kolmella kävelynopeus hidastui. Koehenkilöllä B kävelynopeus nopeutui, kun taas muilla koehenkilöillä (A, C ja D) kävelynopeus hidastui toiminnallisen sähköstimulaation avulla verrattuna ilman sähköä tehtyyn kävelytestiin (kuvio 7). Kävelynopeus nopeutui koehenkilöllä B 0,21 metriä sekunnissa ja kävelynopeus toiminnallisen sähköstimulaation avulla tehdyssä testissä oli 1,25 metriä sekunnissa. Koehenkilön A kävelynopeus hidastui 0,12 metriä sekunnissa. Koehenkilön C kävelynopeus hidastui 0,21 metriä sekunnissa ja koehenkilön D kävelynopeus hidastui 0,03 metriä sekunnissa. Kävelynopeus, jota vaaditaan suojatien ylitykseen ennen kuin liikennevalo vaihtuu punaiseksi, jäi kaikilta koehenkilöiltä saavuttamatta kaikissa kävelytesteissä. Koehenkilö C:n kävelynopeus oli koehenkilöistä lähinnä suojatien ylitykseen vaadittua nopeutta (1,33 m/s). Kotona arjessa selviytymisen rajaksi on laskettu 0,5 m/s, johon kaksi neljästä koehenkilöstä ylsivät kävelynopeudessa.



Kuvio 7 Koehenkilöiden A, B, C ja D kävelytestien kävelynopeudet ilman toiminnallista sähköstimulaatiota (ilman sähköä) ja toiminnallisen sähköstimulaation kanssa (sähköllä)

## 7.2 Nivelkulmien muutokset

Koehenkilöiden nivelkulmien muutokset kahden eri kävelytestin välillä olivat vaihtelevia (taulukko 2). Nivelkulmien muutokset vaihtelevat  $0^\circ$  ja  $33^\circ$  välillä. Yli  $10^\circ$  muutokset on merkitty taulukkoon punaisella värillä ja pienimmät asteet  $0^\circ$  ja  $1^\circ$  sinisellä värillä. Tarkastelluista kävelyn eri vaiheista eniten yli  $10^\circ$  nivelkulmamuuutoksia tapahtui kantakosketuksen aikana. Seuraavaksi eniten muutoksia tapahtui keskiheilahdusvaiheessa ja sitten varvastyöntövaiheessa. Vähiten nivelkulmien muutoksia tapahtui tukivaiheen aikana. Suurimpia nivelkulmamuuutoksia kahden eri kävelytestin välillä tapahtui keskiheilahdusvaiheessa polvi- ja nilkkanivelessä ( $33^\circ$  ja  $28^\circ$ ). Nivelistä lonkkanivelessä tapahtui eniten (yhteensä 4kpl) yli  $10^\circ$  nivelkulmamuuutoksia. Polvi- ja nilkkanivelessä suurimpia yli  $10^\circ$  muutoksia oli yhtä paljon (molempia 2kpl). Alhaisimmat nivelkulmamuuutokset tapahtuivat polvinivelessä. Eniten nivelkulmamuuutoksia tapahtui koehenkilö C:n kävelytestien välillä kantakosketuksessa.

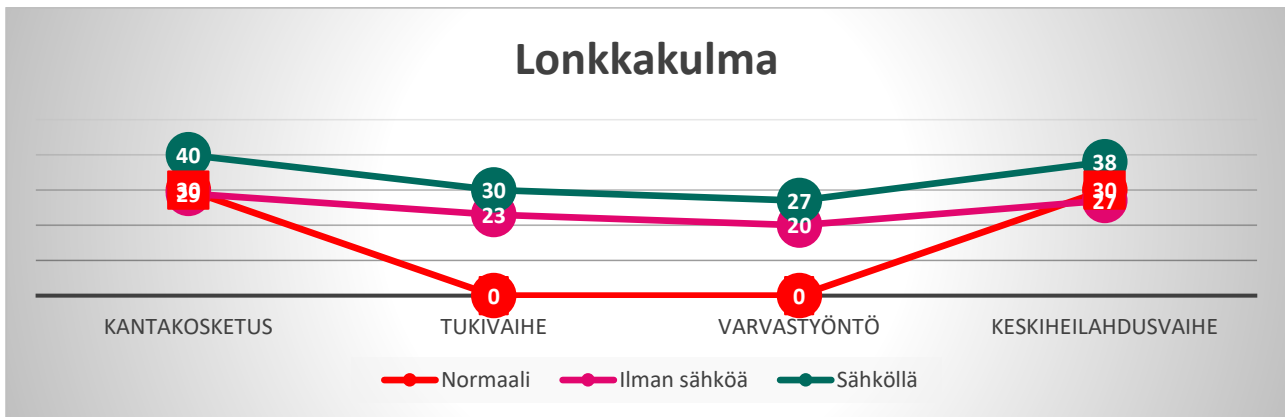
Taulukko 2 Nivelkulmien astelukumuutokset kävelytestien välillä kaikilla koehenkilöllä kävelyn eri vaiheissa

		Kantakosketus	Tukivaihe	Varvastyöntö	keskiheilahdusvaihe
A	lonkka	<b>10</b>	7	7	<b>11</b>
	polvi	4	4	4	5
	nilkka	4	2	6	3
B	lonkka	2	2	<b>13</b>	8
	polvi	6	<b>1</b>	5	5
	nilkka	9	2	8	2
C	lonkka	<b>23</b>	7	2	5
	polvi	<b>11</b>	5	5	<b>33</b>
	nilkka	<b>21</b>	7	2	2
D	lonkka	5	<b>0</b>	2	8
	polvi	4	<b>0</b>	<b>1</b>	6
	nilkka	<b>1</b>	<b>1</b>	2	<b>28</b>

### 7.2.1 Lonkkanivel

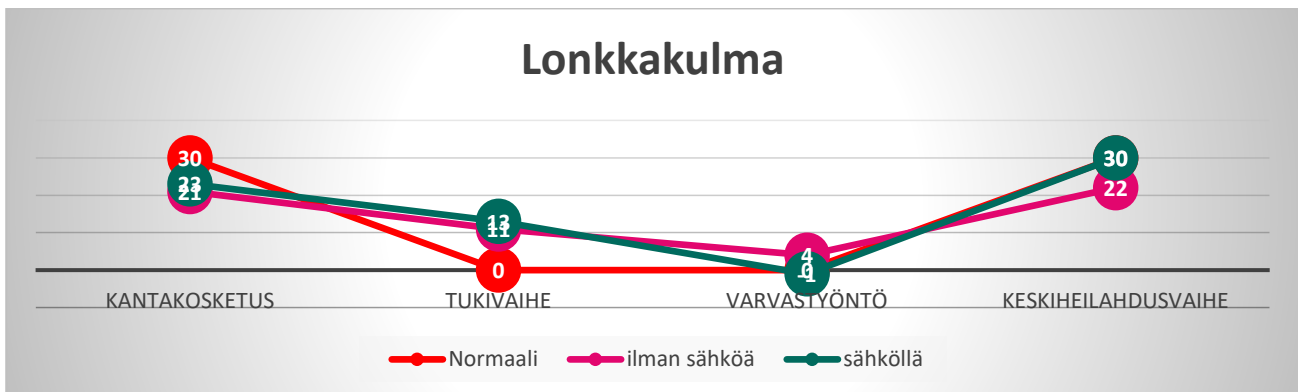
Lonkkanivelen nivelkulmissa tapahtui muutoksia kaikilla koehenkilöillä kahden eri kävelytestin välillä. Kuvioita tarkastelemalla nähdään, että toiminnallisen sähköstimulaation kanssa lonkkanivelen nivelkulma on lähempänä normaalin viitearvon nivelkulmakäyrää yhdeksässä kohdassa, kun kohtia on yhteensä 16. Lonkkanivelen nivelkulmien normaalit viitearvot tarkoittavat lonkan koukistumista 30° kantaiskussa, tukivaiheessa lonkkanivel ojentuu suoraksi ja pysyy ojentuneena myös varvas-työnnössä ja koukistuu uudelleen 30° keskiheilahdusvaiheessa.

**Koehenkilö A:** Alla olevasta kuviosta 8 voi huomata, että lonkkakulmat neljässä kävelyn eri vaiheessa olivat kaikki lähempänä normaalin arvoja ilman sähköstimulaatiota tehdyssä kävelytestissä. Lonkan nivelkulmien erot vaihtelevat 11° ja 7° välillä. 11° erot tapahtuivat kantakosketus- ja keskiheilahdusvaiheessa. Molemmissa kävelytesteissä nivelkulmat seuraavat normaaliarvojen käyrää.



Kuvio 8 Koehenkilö A:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

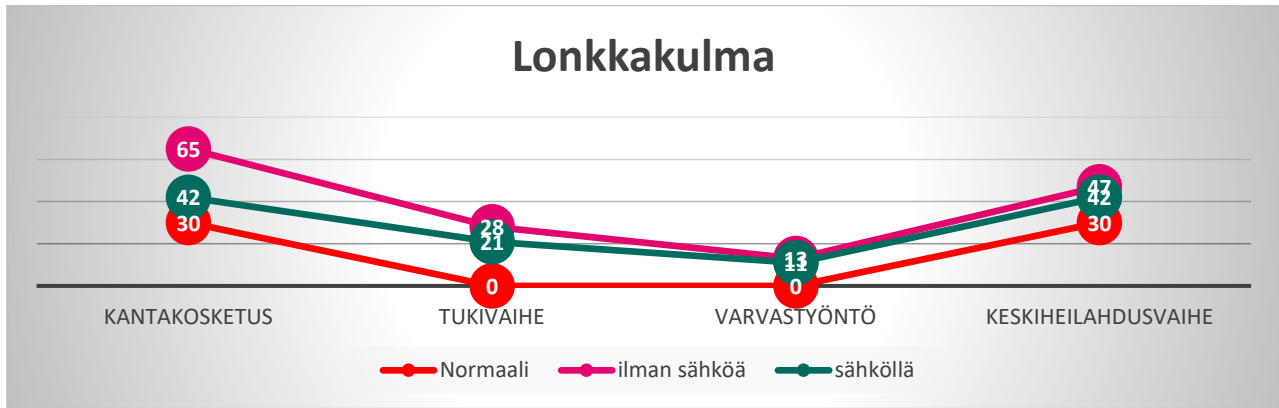
**Koehenkilö B:** Koehenkilö B:n lonkkanivel oli kantakosketuksessa lähes yhtä koukistuneena molemmilla testikerroilla (kuvio 9). Tukivaiheessa lonkkanivel ojentui molemmissa testeissä yhtä paljon. Varvastyöntövaiheessa lonkkanivelen ojennuksen tulisi olla täysin ojentuneena ja sähköstimulaation avulla lonkka ojentui huomattavasti enemmän verrattuna ilman sähköä tehtyyn testiin. Keskiheilaudusvaiheessa lonkan tulisi koukistua varvastyöntövaiheen ojennuksesta ja sähköllä koukistusta tapahtui enemmän kuin ilman sitä tehdyssä testissä. Molemmilla testikerroilla lonkkanivel seurasi normaalin käyrän viitearvoja.



Kuvio 9 Koehenkilö B:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

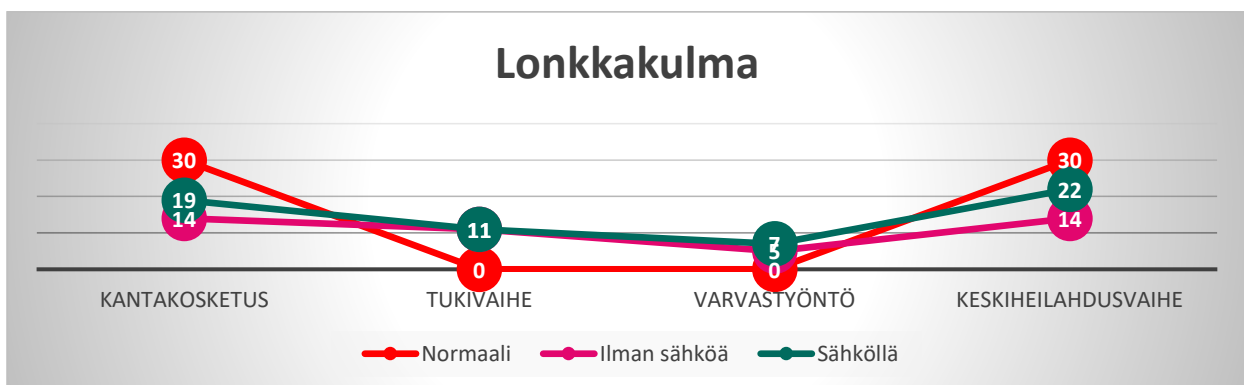
**Koehenkilö C:** Kuviosta 10 voidaan huomata, että lonkkanivelen nivelkulmamuutokset myötäilevät normaaliin nivelkulmamuutosten viitearvoja. Kantakosketusvaiheessa lonkkanivel on ilman sähköä tehdyssä testissä ollut 65° koukistuneena ja sähköstimulaation avulla tehdyssä testissä lonkka-

nivel on ojentunut  $23^\circ$ , joka on myös lähempänä normaalia viitearvoa. Asteluvut ovat lähellä toisi-  
aan molemmilla testikerroilla. Muissa kävelyn vaiheissa nivelkulmamutokset eivät ole tilastolli-  
sesti merkittäviä. Sähköstimulaation avulla tehdyssä kävelytestissä nivelkulmat ovat hieman lä-  
hempänä normaaleja viitearvoja.



Kuvio 10 Koehenkilö C:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

**Koehenkilö D:** Koehenkilön D:n lonkkanivel koukistui kantakosketusvaiheessa enemmän sähkösti-  
mulaation avulla tehdyssä kävelytestissä (kuvio 11). Tukivaiheessa nivelkulma ojentui samaan ar-  
voon molemmilla testikerroilla. Varvastyönössä lonkkanivel ojentui molemmissa testeissä enem-  
män verraten edelliseen vaiheeseen ja lähemmäs normaalia viitearvoa. Keskiheilahdusvaiheessa  
lonkkanivel koukistui  $8^\circ$  enemmän sähköstimulaation avulla tehdyssä testissä.

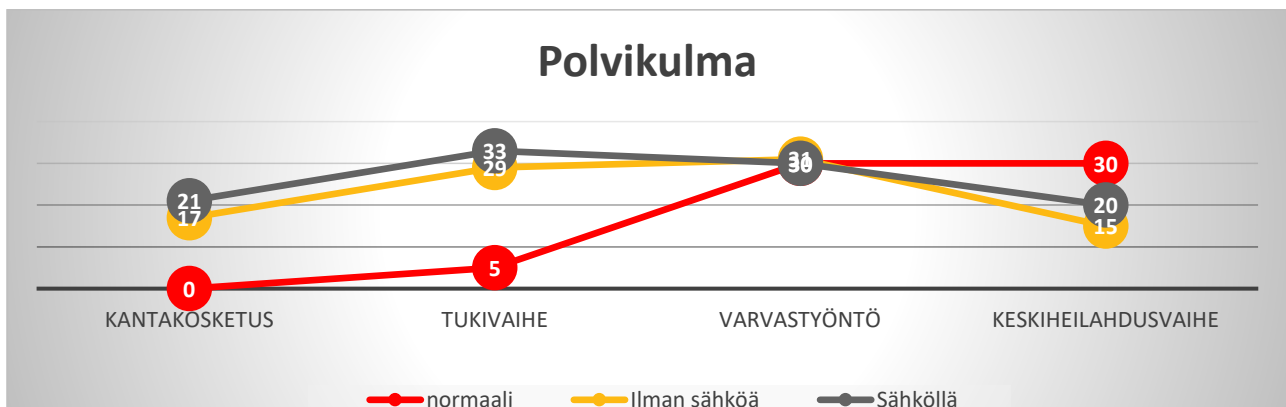


Kuvio 11 Koehenkilö D:n lonkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

## 7.2.2 Polvinivel

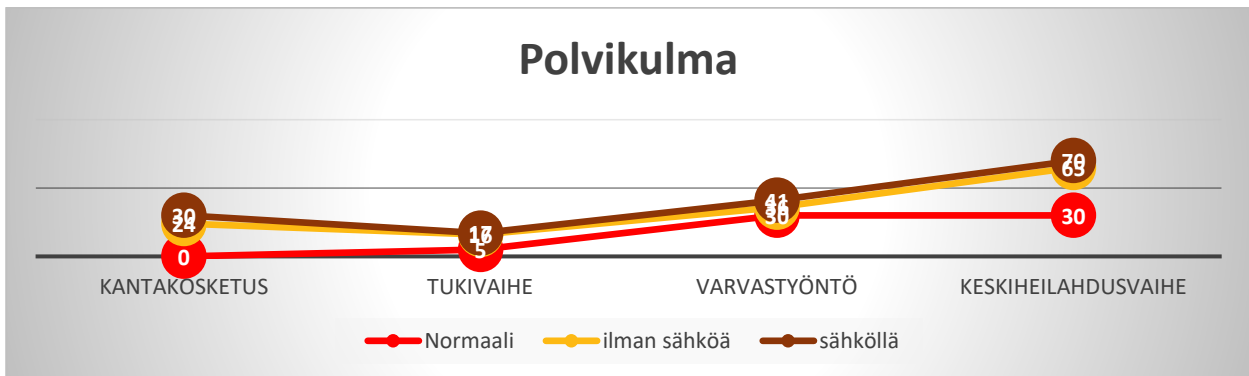
Polvinivelen nivelkulmissa kaikilla koehenkilöillä tapahtui muutoksia kahden eri kävelytestin välillä. Kaikilla koehenkilöillä polvi koukistui enemmän keskiheilahdusvaiheessa sähköstimulaation avulla tehdyssä testissä verrattuna ensimmäiseen kävelytestiin. Polvinivelen normaali viitearvo kantakussu on ojentuneena 0° kulmassa, tukivaiheessa polvi koukistuu 5° fleksioon ja jatkaa koukistumista 30° fleksioon varvastyönnössä ja pysyy koukistuneena myös keskiheilahdusvaiheessa.

**Koehenkilö A:** Koehenkilöllä A kantakosketuksessa suoran polvinivelen sijaan polvinivel on koukistuneena muutaman asteen erolla molemmissa testeissä (kuvio 12). Tukivaiheessa polvinivel koukistuu n. 10 astetta sähköllä ja ilman. Varvastyöntövaiheessa polvinivelen nivelkulma molemmissa testeissä on 30°, joka on myös normaalin nivelkulman viitearvo. Keskiheilahdusvaiheessa polvenkoukistusta tapahtuu enemmän (15°) sähköstimulaation avulla verrattuna ilman sähköä tehtyyn testiin.



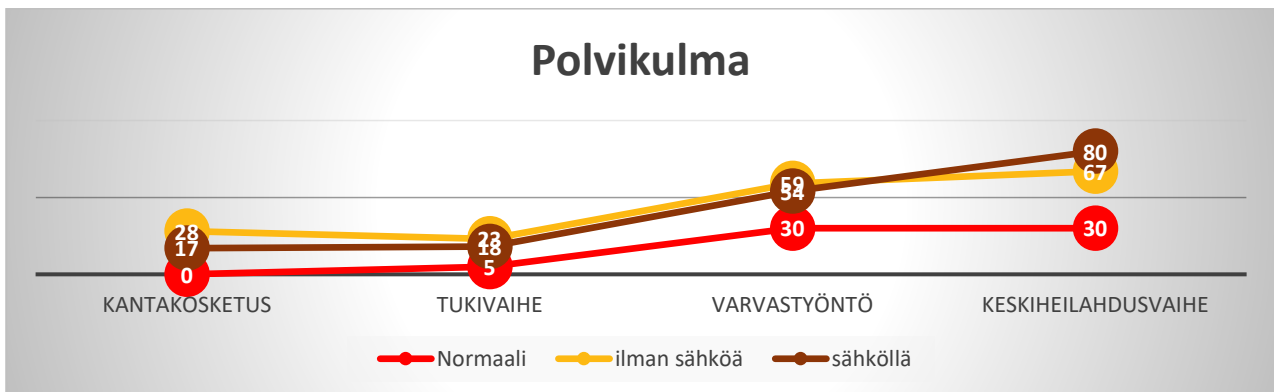
Kuvio 12 Koehenkilö A:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

**Koehenkilö B:** Sähköstimulaatio ei aiheuttanut suuria muutoksia polven nivelkulmissa verrattuna ilman sähköstimulaatiota tehtyyn kävelytestiin (kuvio 13). Nivelkulmien muutokset ovat muutama asteen vaihteluita, jotka eivät ole tilastollisesti merkittäviä. Ilman sähköstimulaatiota tehdyssä kävelytestissä polven nivelkulmat olivat hieman lähempänä normaalin nivelkulman viitearvoja.



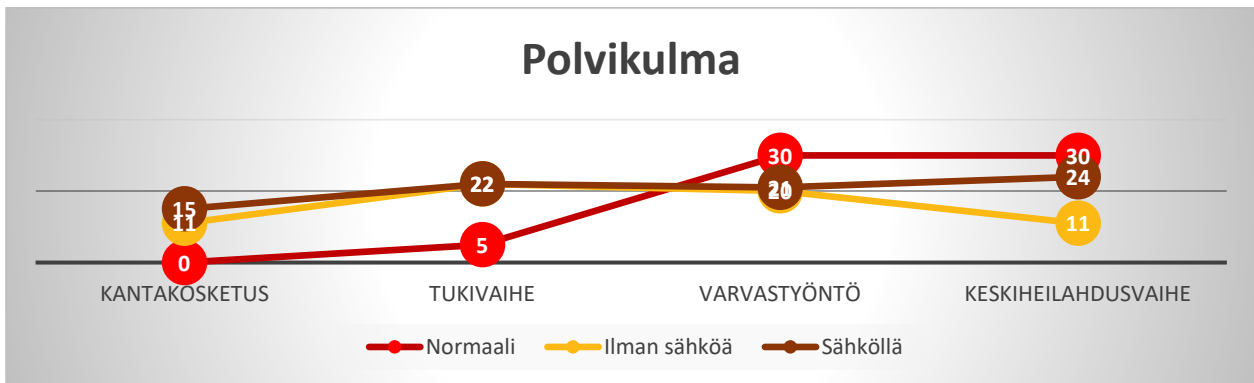
Kuvio 13 Koehenkilö B:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

**Koehenkilö C:** Polvinivelen nivelkulmamuuutokset kävelyn eri vaiheissa seuraavat normaalien nivelkulmamuuutosten viitearvoja (kuvio 14). Suurin muutos polven nivelkulmissa tapahtuu keskiheilahdusvaiheessa, kun polven tulisi koukistua. Polvinivel koukistuu  $13^\circ$  enemmän sähköstimulaation avulla tehdyssä testissä.



Kuvio 14 Koehenkilö C:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

**Koehenkilö D:** Polvinivelen nivelkulmien asteluvut ovat lähes samat kantakosketuksessa, tukivaiheessa ja varvastyöntövaiheessa molemmilla testikerroilla (kuvio 15). Suurin nivelkulmaero testien välillä tapahtuu keskiheilahdusvaiheessa, missä sähköstimulaation avulla tehdyssä kävelytestissä polvi koukistui  $19^\circ$  enemmän verrattuna ilman sähköä tehtyyn testiin.

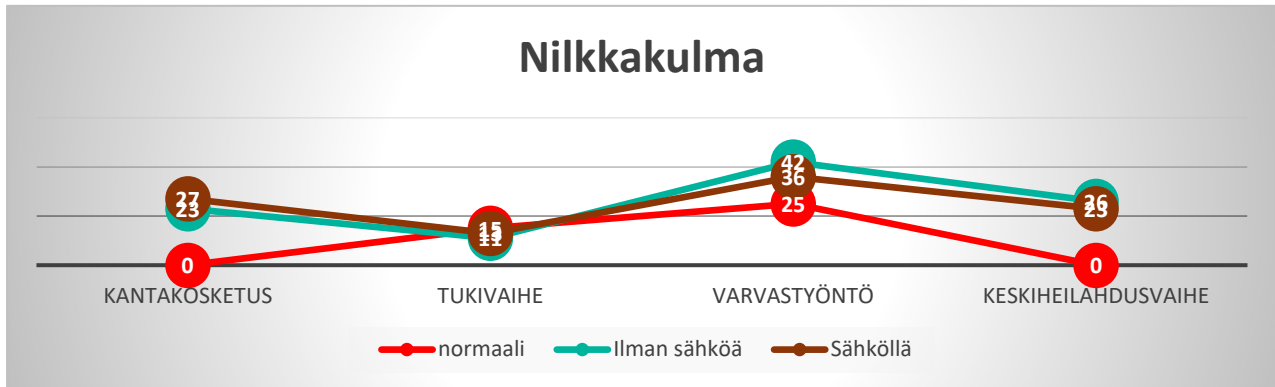


Kuvio 15 Koehenkilö D:n polvinivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

### 7.2.3 Nilkkanivel

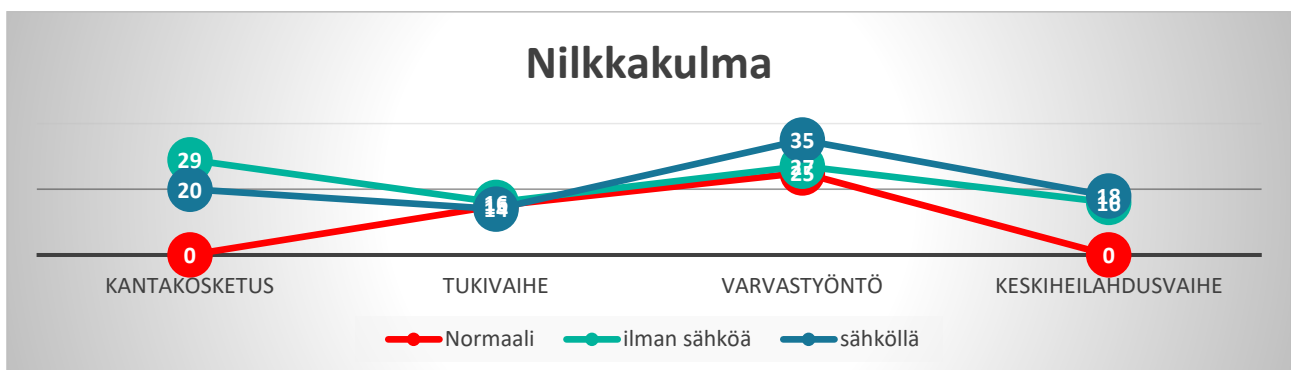
Nilkkanivelen nivelkulmissa tapahtui muutoksia vaihtelevasti kaikilla koehenkilöillä kaikissa kävelyn eri vaiheissa. Suurimpia nilkkanivelen muutoksia kahden eri kävelytestin aikana tapahtui kantakosketusvaiheessa, jolloin nilkkanivelen tulisi olla neutraalissa asennossa. Nilkkanivel kuitenkin ojentuu enemmän sähköstimulaation avulla tehdyssä testissä verrattuna ensimmäiseen kävelytestiin. Seuraavaksi eniten nivelkulmamutoksia tapahtui keskiheilahdusvaiheessa, jolloin nilkkanivel koukistuu varvastyöntövaiheesta kohti neutraalia 90° kulmaa toiminnallisen sähköstimulaation avulla tehdyssä kävelytestissä. Normaalien viitearvojen mukaan nilkkanivelen asento kantauskussa on neutraali 90° kulma ja kuvioon se on merkittynä 0°. Tukivaiheessa nilkkanivel ojentuu 15° plantaarifleksioon ja jatkaa ojentumista 25° varvastyöntövaiheessa. Keskiheilahdusvaiheessa nilkkanivel koukistuu takaisin neutraaliin asentoon. (Kauranen & Nurkka 2010, 385–385.) Nilkkanivelen muutoksia kuvaavissa kuvioissa positiiviset asteluvut ovat nilkan plantaarifleksio -liikesuuntaa ja negatiiviset dorsifleksio -liikesuuntaa. Ainoastaan koehenkilöllä D nilkkanivel koukistui neutraalitasosta, jonka vuoksi keskiheilahdusvaiheen asteluku on negatiivinen. Muut asteluvut ovat neutraaliasennosta katsottuna plantaarifleksion puolella.

**Koehenkilö A:** Kantakosketuksessa nilkkanivel on plantaarifleksiossa molemmissa kävelytesteissä ( $23^\circ$  ja  $27^\circ$ ) (kuvio 16). Tukivaiheessa nilkka koukistuu lähelle normaalia viitearvoa. Varvastyönössä nilkkanivel ojentuu enemmän sähköstimulaation avulla. Keskiheilahdusvaiheessa nilkka ojentuu melkein yhtä paljon molemmissa testeissä.



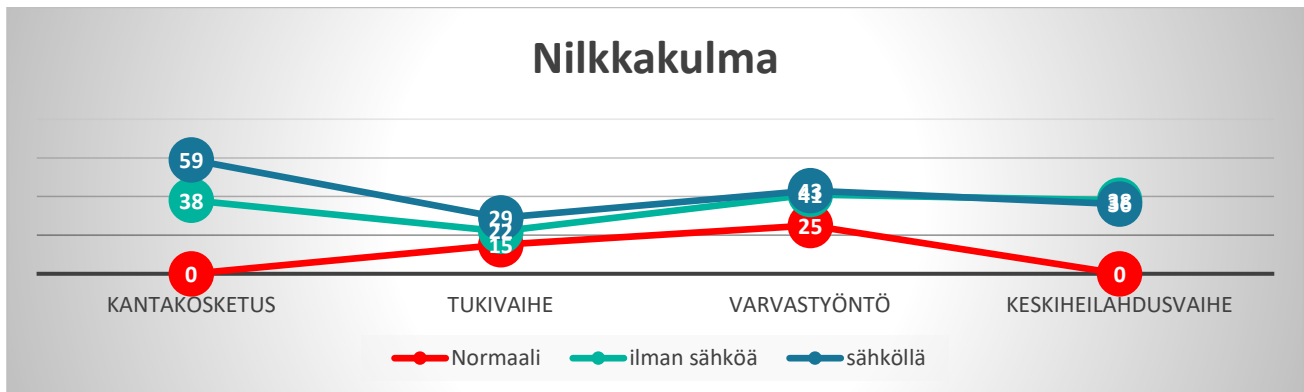
Kuvio 16 Koehenkilö A:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

**Koehenkilö B:** Nilkkanivelen toiminnassa voidaan huomata, että kantakosketuksessa nilkkanivel on huomattavasti enemmän ojennuksessa eli plantaarifleksiossa molemmilla testikerroilla verrattuna nilkkanivelen normaaliin viitearvoon (kuvio 17). Normaalissa kävelyssä kantakosketusvaiheessa nilkka on  $90^\circ$  kulmassa (tässä  $0^\circ$ ) ja koehenkilön nilkkanivel on testeissä  $20\text{--}29^\circ$  kulmassa. Tukivaiheessa nilkkanivel mukaillee normaalia kulmaa molemmilla testikerroilla. Varvastyöntövaiheessa ojennusta tapahtui enemmän sähköstimulaatiolla, mutta ilman sähköä nivelkulma on lähempänä normaalin viitearvoa. Keskiheilahdusvaiheessa nivelkulmat ovat yhtä paljon ojentuneina.



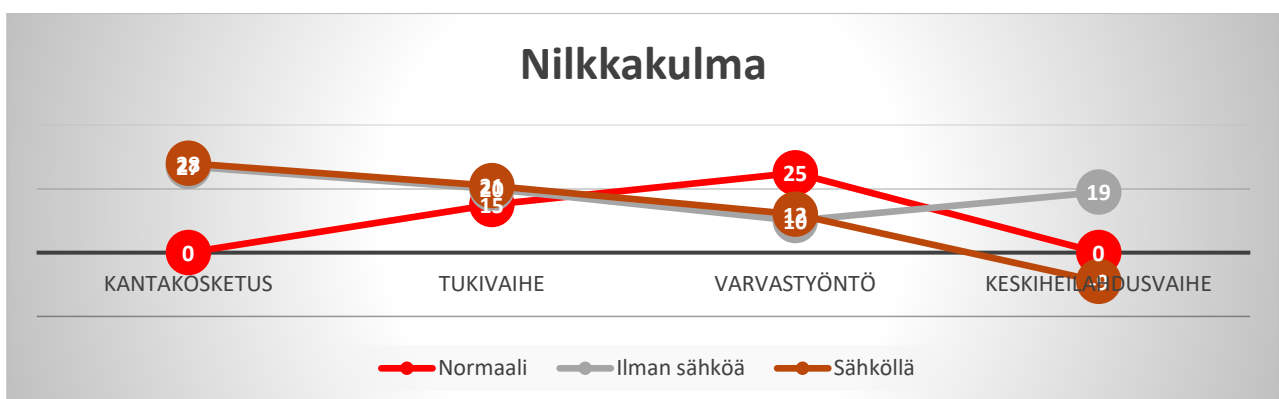
Kuvio 17 Koehenkilö B:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

**Koehenkilö C:** Koehenkilö C:n kantakosketusvaiheessa nilkkanivel on enemmän koukistuneena ilman sähköstimulaatiota tehdyssä testissä (kuvio 18). Nilkan nivelkulmissa nähdään 21° ero kahden eri kävelytestin välillä. Nilkkanivelen nivelkulmissa ei tapahdu suuria muutoksia kantakosketusvaiheen jälkeen.



Kuvio 18 Koehenkilö C:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

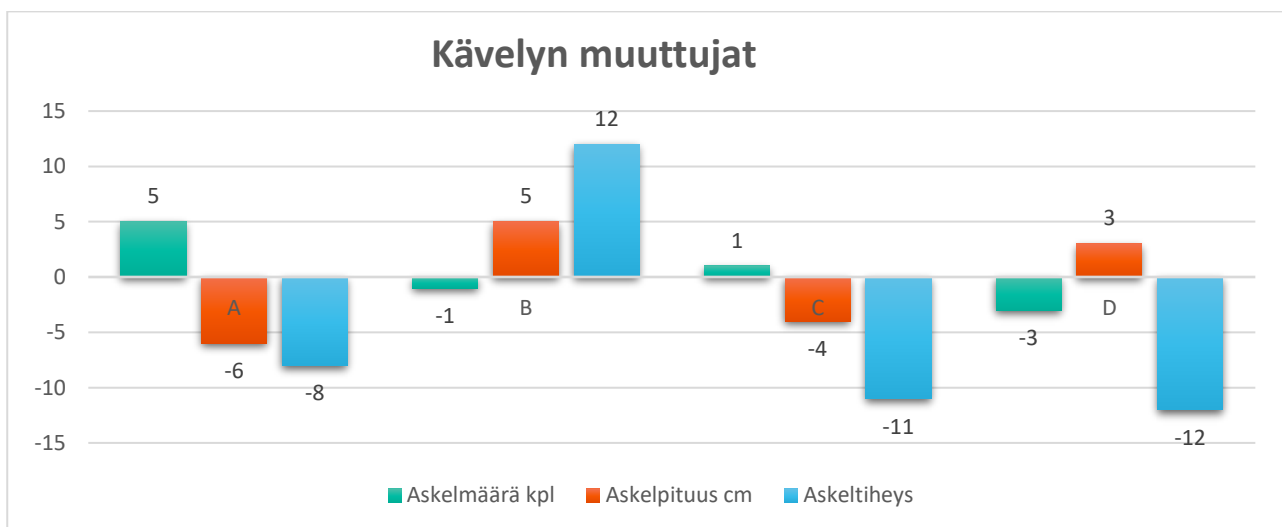
**Koehenkilö D:** Koehenkilö D:n nilkkanivelen nivelkulmat saivat samoja arvoja kantakosketuksessa ja tuki- sekä varvastyöntövaiheissa (kuvio 19). Suurin nivelkulmaero tapahtuu keskiheilaudusvaiheissa, jossa nivelkulmien arvojen ero on 28°. Nilkkanivel koukistuu lähemmäs neutraalia asentoa sähköstimulaation avulla tehdyssä kävelytestissä verrattuna ilman sähköä tehtyyn testiin.



Kuvio 19 Koehenkilö D:n nilkkanivelen muutokset kävelyn eri vaiheissa

### 7.3 Askelmäärien, askelpituuksien ja askeltiheyksien muutokset

**Askelmäärät** lisääntyivät kahden kävelytestin välillä koehenkilöillä A ja C (kuvio 20). Koehenkilöllä A askeleita oli toisella testikerralla viisi kappaletta enemmän ja koehenkilöllä C askeleita oli yksi askel enemmän. Askelmäärät vähenivät koehenkilöillä B ja D. Koehenkilö B otti yhden askeleen vähemmän toisella testikerralla ja D otti kolme askelta vähemmän. **Askelpituudet** kasvoivat koehenkilöillä B ja D ja lyhenivät koehenkilöillä A ja C. Askelpituuksien muutokset vaihtelivat -6 senttimetrin ja 5 senttimetrin välillä. Askelmäärän noustessa askelpituus lyheni ja askelmäärän laskiessa askelpituus piteni, sillä muuttujat ovat riippuvaisia toisistaan. Kävelynopeuden nopeutuessa askelpituus kasvaa ensin ja tämä toteutui koehenkilö B:n kohdalla. **Askeltiheys** kasvoi koehenkilöllä B ja muilla koehenkilöillä askeltiheys laski. Koehenkilöillä A, B ja C askelmäärien, askelpituuksien ja askeltiheyksien muutokset seuraavat samaa kaavaa: toisen muuttujan kasvaessa, toinen muuttuja vähentyy. Esimerkiksi koehenkilöillä A ja C askelmäärien laskiessa askelpituus ja askeltiheys laskee. Koehenkilöllä B askelmäärien laskiessa askelpituus ja askeltiheys kasvaa. Erona edellisiin koehenkilö D:n askelmäärien vähetessä, askelpituuden kasvaessa askeltiheys laski.



Kuvio 20 Kävelyn muuttujien muutokset ensimmäisestä ilman sähköä tehdystä kävelytestistä sähköllä tehtyyn kävelytestiin. Vaaka-akselista ylöspäin suuntaavat pylväät kuvaavat positiivista muutosta ja alaspäin negatiivista muutosta.

Taulukkoon 3 on kirjattu kaikkien koehenkilöiden kahden eri kävelytestin tulokset askelmääristä, askelpituuksista ja askeltiheyksistä. *Normaali* -palkissa olevat luvut ovat laskettuja keskiarvoja 18–

49-vuotiaiden naisten ja miesten tuloksista 10 metrin kävelytestissä terveillä ihmisillä, joihin koehenkilöiden tuloksia voidaan verrata. Askelmäärät vaihtelivat 14 askeleesta 32 askeleeseen. Vähiten askeleita otti koehenkilöt B ja C, joiden tulokset olivat myös lähinnä *Normaalin* viitearvoja. Samoilla koehenkilöillä askelpituudet olivat myös pidempiä yli 60 cm ja *Normaali* askelpituus on 71 cm. A ja C koehenkilöiden askelmäärät olivat suurempia ja askelpituuden lyhyempiä. Askelpituudet olivat vain puolet *Normaalin* arvoista. Tulokset ovat yhdensuuntaisia myös askeltiheyksien kohdalla: B ja C koehenkilöillä nopeampi kävelyvauhti ja pidemmät askeleet kertovat myös suuremmat askeltiheydestä. Nopeampi kävelyvauhti kertoo paremmasta hermolihaskäytännön toiminnasta kävelyyn tarvittavissa lihaksissa.

Taulukko 3 Koehenkilöiden kahden eri kävelytestin muuttujat

	Askelmäärä kpl	askelpituus cm	askeltiheys x/min
normaali	13,5	71	114
A ilman	26	38	68
A Sähkö	31	32	60
B ilman	16	63	100
B Sähkö	15	67	112
C ilman	14	71	112
C Sähkö	15	67	101
D ilman	32	31	77
D Sähkö	29	34	65

## 8 Pohdinta

### 8.1 Opinnäytetyöprosessi

Opinnäytetyön aihe sai alkunsa neurologisen harjoittelujakson aikana maaliskuussa 2021. Silloin kahdelle aivoverenkiertohäiriöön (AVH) sairastuneelle kuntoutujalle annettiin testattavaksi L300 Go -laite pelkällä säärimansetilla. Heille ei toteutettu alku- tai loppumittauksia. Kuntoutujat pitivät kävelyharjoittelusta laitteen kanssa ja kokivat sen hyödylliseksi. Sähköstimulaatiolaitteen edustaja toi näytille myös reisilihaksia stimuloivan mansetin. Reisimansetti on varsin uusi tuote Suomessa, jonka vaikutuksia kävelyyn on tutkittu tähän mennessä vähän. L300 go -toiminnallisen sähköstimulaatiolaitteen koulutustilaisuus toteutettiin Helsingissä 28.4.2021, jolloin laitteeseen oli mahdolli-

suus tutustua entistä tarkemmin ja kokeilla itse, miltä stimulaatio tuntuu kävelyn aikana. Koulutuksen jälkeen alkoi pohdinta opinnäytetyön aiheesta sekä toteutustavasta. Toimeksiantajalla on koe-käytössä vain muutama laite, minkä vuoksi ei ollut mahdollisuutta testata sähköstimulaation pi-dempiaikaisia vaikutuksia. Aihevalinnaksi valikoitui lopulta kävelyssä tapahtuvien välittömien muutosten tarkastelu 10 metrin kävelytestin aikana tapaustutkimusmetodia hyödyntäen. Kävelyn biomekaniikalla on selkeä yhteys kävelynopeuteen, joka vaikuttaa yleiseen toimintakykyyn. Parantamalla ja optimoimalla biomekaniikkaan on mahdollista lisätä kävelynopeutta ja siten myös vähentää kaatumisenriskiä.

Tutkimukset tehtiin yhden päivän aikana vapaaehtoisilla koehenkilöille, jotka valikoituivat harjoittelupaikan asiakaskunnasta. Kävelytestien tarkasteltaviksi muuttujiksi valikoitui kävelynopeuden mittaaminen sekä nivelkulmien muutosten laskeminen kävelyn eri vaiheissa. Kävelynopeuden lisääntyminen kertoo kehittyneemmästä kävelytavasta; nopeampi vauhti liitetään suurentuneeseen lonkan ojennukseen tukivaiheen lopussa. Kävelyvauhtia edistävät myös alaraajojen suuremmat nivelkulmat ja lihasaktivaatiot. (Lamontagne & Fung 2004.) Kävelynopeudella on tutkittu olevan yhteys kokonaisvaltaiseen terveydentilaan sekä elinajanodotteeseen (Pirker & Katzenschlager 2017).

Koehenkilöt suorittivat 10 metrin kävelytestin yhteensä kolme kertaa. Aluksi suunnitelmana oli toteuttaa kävelytestit normaalilla omavalintaisella kävelynopeudella sekä maksiminopeudella. Molemmat kävelynopeudet oli tarkoitus mitata ilman sähköstimulaatiota sekä sen kanssa, jolloin jokainen Koehenkilö olisi suorittanut kävelytestin neljä kertaa. Ensimmäisen koehenkilön kohdalla kävi ilmi, että hänellä oli vain yksi kävelynopeus, joka oli hänen maksiminopeutensa. Näin ollen suunnitelmaa päätettiin muuttaa ja kävelytesteissä päätettiin mitata vain yhtä omavalintaista kävelynopeutta. Säärimansetin asettaminen ja sen antama stimulaatio kävelyn aikana vaati muutamia minuutteja totuttelua, jonka vuoksi toinen kävelytesti suoritettiin pelkällä säärimansetilla. Tämän jälkeen asetettiin myös reisimansetti ja kolmas kävelytesti toteutui sääri- sekä reisimansetilla. Tuloksissa verrataan kuitenkin vain kahden eri kävelytestin tuloksia; ilman sähköä ja sähköllä, joka tarkoittaa sääri- ja reisimansetilla tehtyä testiä, sillä tutkimuksen tavoitteena oli selvittää molempien mansettien aiheuttamat muutokset kävelyssä.

Tapaustutkimuksen kävelytestien tulokset ovat suuntaa antavia tuloksia ja kertovat neljän AVH-kuntoutujan muutoksista kävelyn aikana. Tapaustutkimuksen tavoitteena ei ole pyrkimys yleistettävyyteen, vaan siinä tutkitaan ja yritetään ymmärtää syvällisemmin tutkittavaa aihetta. Tuloksilla voidaan kuitenkin osoittaa jonkinasteista yleistettävyyttä tai siirrettävyyttä tutkittavasta ilmiöstä. (Tapaustutkimus 2015.) Tapaustutkimuksen tutkimuskysymykset ohjaavat tutkijaa tutkimaan ja perehtymään aiheeseen liittyvään teoriaan sekä aikaisempiin samankaltaisiin tutkimuksiin ja niiden tuloksiin. Teoreettinen viitekehys antaa syvempää ymmärrystä tutkimusaiheesta, joihin verrataan tutkimuksesta saatuja tuloksia ja muodostetaan johtopäätöksiä. Tapaustutkimuksen tavoitteena on kerätä lisää tietoa tutkimuskohteesta- tai aiheesta. (Valli 2015, 164.)

Tutkimuskysymykset ohjasivat teoreettisen viitekehysten aiheet, joka mahdollisti paremman ymmärryksen tapaustutkimuksen tuloksista. Toiminnallista sähköstimulaatiota on tutkittu jonkin verran, jolloin myös aikaisemmat tutkimukset aiheesta antavat tärkeää informaatiota menetelmästä ja sen vaikutuksista.

## **8.2 Tulosten tarkastelu suhteessa teoreettiseen viitekehykseen**

Tapaustutkimuksen tavoitteena oli tutkia AVH-kuntoutujien kävelyä, minkä vuoksi aivoverenkiertohäiriön yleisyys, määritelmä sekä oireet ja niiden vaikutukset kävelyn ovat olennainen osa tutkimustulosten analysointia. Kävelyn liittyvät perustiedot, kuten kävelyn vaiheet, spatiaaliset- ja kinemaattiset muuttujat, biomekaniikka ja kävelyn säätely hermostollisella tasolla antavat lukijalle olennaista tietoa tutkimusaiheesta ja paremman käsityksen siitä, mitä kävelyn onnistuminen edellyttää. Toiminnallisen sähköstimulaation teoriaosuus taustoittaa tapaustutkimuksessa käytetyn teknologian perusteita ja tavoitteita sekä tarkoitusta fysioterapeuttisessa harjoittelussa ja kuntoutuksessa. Aikaisemman tutkimustiedon avulla voidaan todeta, että aihe kiinnostaa monia ja tutkimustulosten mukaan toiminnallisen sähköstimulaation käyttö yhdistettynä fysioterapiassa tehtyihin harjoituksiin lisäsi kuitenkin enemmän kävelynopeutta, kuin pelkkä fysioterapiaharjoittelu. Toiminnallisen sähköstimulaation käyttö fysioterapiassa on kohtalaisen uusi menetelmä, jonka vuoksi tutkimuksia on tehtävä lisää, jotta sitä voidaan hyödyntää mahdollisimman optimaalisesti elämänlaadun parantamiseksi.

Toiminnallisen sähköstimulaation tavoitteena on parantaa kävelykykyä stimuloimalla parettisen alaraajan lihaksia kävelyn vaiheissa tehden kävelystä symmetrisempää ja tasapainoisempaa. Sym-

metriaa on mahdollista lisätä muuttamalla nivelkulmia lähemmäs normaalien nivelkulmien viitearvoja. Edellä mainitut muuttujat vaikuttavat positiivisesti kävelynopeuteen lisäten sitä, joka oli oletuksena tätä opinnäytetyötä tehdessä. Tuloksista kuitenkin käy ilmi, että vain yhdellä koehenkilöllä kävelynopeus kasvoi ja muilla kävelynopeus hidastui.

Kävelynopeus saattoi hidastua siitä syystä, että toiminnallinen sähköstimulaatio antoi uudenlaista ärsykettä lihaksille sekä tuntoreseptoreille ja uuteen tuntemukseen totuttelemisen vie enemmän aikaa kuin vain muutaman minuutin kokeilu. Pareettisen alaraajan tunnot saattavat olla heikentyneet keskushermoston vaurioiden takia ja stimulaatiosta johtuva pistelyn tunne saattoi lisätä tuntemusta alaraajan lihaksissa voimakkaasti, joka osaltaan saattoi vaikuttaa toiminnallisen sähköstimulaation avulla tehtyjen kävelytestien tuloksiin. Todellisuudessa kävelynopeuden lisääntymistä ja sen pysyvyyttä voidaan odottaa vasta useamman viikon stimulaatioharjoittelun jälkeen. Keskushermoston hermoyhteyksissä tapahtuu harjoittelun seurauksena rakenteellisia muutoksia eli adaptaatiota, jonka avulla harjoiteltu taito kehittyy. (Kauranen & Nurkka 2010, 148–172.) Toinen syy kävelynopeuksien hidastumiseen voi olla vireystilan muutos. Jokaisen koehenkilön kohdalla testiaikaa kului noin tunti, jonka aikana vireystila saattoi laskea ja vaikuttaa toiminnallisen sähköstimulaation avulla tehtyyn testiin hidastaen kävelynopeutta.

Koehenkilöiden nivelkulmamutokset kahden eri kävelytestin välillä olivat yksilöllisiä. Aivoverenkiertohäiriön aiheuttamat oireet ovat myös yksilöllisiä, jonka vuoksi koehenkilöiden kävelykyvyt ja kävelyssä tapahtuvat poikkeavuudet erosivat toisistaan huomattavasti, joka myös osaltaan selittää vaihtelevia tuloksia kävelytesteissä. Alaraajan heilautus sivukautta ei ollut niin voimakasta kaikilla koehenkilöillä, jolloin lonkka-, polvi- ja nilkkanivelen nivelkulmat ovat mahdollisesti lähempänä normaaleja viitearvoja ja muutokset kahden eri kävelytestin välillä ovat pienemmät. Koehenkilöille oli sairastumisen jälkeen kehittynyt erilaisia kompensatiokeinoja, kuten lantion voimakkaampaa työntymistä sivusuunnassa pareettisen alaraajan puolelle, joita ei otettu huomioon tapaustutkimuksessa, sillä tuloksia mitattiin vain sagittaalitasossa. Sagittaalitasoon nivelkulmien mittaamisessa on myös se ongelma, että ulkokierrossa olevan alaraajan nivelkulmia on haastava mitata, sillä merkit eivät näy videoliikeanalyysisovelluksessa niin selkeästi, että mittaaminen olisi virheetöntä. Yhdellä koehenkilöllä nilkkanivel kääntyi voimakkaasti ulkokiertoon kantakosketusvaiheessa pelkällä säärimansetilla toteutetussa kävelytestissä. Nilkkanivel koukistui, mutta astelukua on mahdoton

mitata luotettavasti. Ulkokierto kuitenkin korjaantui reisi- ja säärimansetilla tehdyssä kävelytestissä. Nivelkulmien astelukuihin ja liikelaajuuksiin vaikuttavat myös lihaskireydet, joita koehenkilöiltä ei testattu tai otettu huomioon tapaustutkimuksessa. Nilkan ojentajalihasten kireys estää nilkan koukistumista haluttuun ja tavoiteltuun nivelkulmaan vaikka sähköstimulaatio aktivoi koukistajalihaksia. Myös takareiden kireydet vaikuttavat polven ojennukseen esimerkiksi heilahdusvaiheen lopussa, kun polven tulisi ojentua suoraksi eteen. Takareiden kireydet estävät polven ojentumista ja polvi jää tavallista enemmän koukkuun ja heilahtavan alaraajan lantio saattaa työntyä normaalia enemmän eteen kompensoidakseen lihaskireyksiä.

Kävelytestien avulla saatuja tuloksia kaikkien koehenkilöiden kesken on kuitenkin mahdollista koota yhteen ja yleistää jonkin verran. Kävelyn vaiheissa eniten nivelkulmamuuksia tapahtui kantakosketusvaiheessa, jolloin toiminnallinen sähköstimulaatio stimuloi nilkkaniveleen koukistajalihaksia ja polviniveleen ojentajalihaksia konsentrisesti tai koukistajalihaksia eksentrisesti riippuen reisimansettien elektrodien sijainnista. Kantakosketusvaiheessa nilkan koukistus on tärkeää, jotta kantapää osuu alustaan ensin aktivoitujen pakaralihakset tehden tukivaiheesta aktiivisemmän vaiheen. Seuraavaksi eniten nivelkulmamuuksia tapahtui keskiheilahdusvaiheessa, jossa alaraajan nivelten tulisi koukistua, jotta alaraaja voi heilahtaa suoraan eteenpäin sivuheilautuksen sijaan, joka on tyypillistä AVH-kuntoutujalle. Toiminnallisen sähköstimulaation avulla tehdyssä kävelytestissä polvi- sekä nilkkanivelet koukistuivat enemmän verrattuna ensimmäiseen kävelytestiin. Nivelten suurempi koukistuminen mahdollistaa molempien alaraajojen symmetrisen heilahduksen. Yhteenvetona voidaan ilmaista, että muutamaa niveltä lukuun ottamatta lähes kaikissa alaraajan nivelissä tapahtui muutoksia kahden eri kävelytestin välillä. Ainoastaan koehenkilön D kahdessa nivelessä (lonkka ja polvi) ei tapahtunut nivelkulmamuuksia kävelyn tukivaiheessa. Tuloksia selittää se, että koehenkilön nivelkulmat olivat molemmissa testeissä lähellä normaalien viitearvojen astelukuja.

Astelukujen eroja tarkasteltaessa suurin nivelkulmamuuksia tapahtui koehenkilö C:n polvinivelessä keskiheilahdusvaiheessa. Polvinivel koukistui ilman sähköä  $67^\circ$  ja sähköllä  $80^\circ$  (normaali  $30^\circ$ ), joka voi kertoa toiminnallisen sähköstimulaation suuresta takareiden stimuloinnista. Se voi myös olla kompensatiokeino ojentuneeksi jääneelle nilkalle, jotta alaraaja pääsee heilahtamaan etukautta eteen. Seuraavaksi suurin nivelkulmamuuksia tapahtui koehenkilöllä D nilkkanivelessä keskiheilahdusvaiheessa. Nilkan nivelkulma ensimmäisessä testissä oli  $19^\circ$  ja sähköllä  $-9^\circ$  (normaali  $0^\circ$ ), mikä

tarkoittaa nilkan koukistajalihasten voimakasta aktivaatiota sähköstimulaation avulla. Koehenkilö C:n lonkkanivelen ojentui  $23^\circ$  toiminnallisen sähköstimulaation avulla tehdyssä testissä. Lonkkanivel ojentui lähemmäs  $30^\circ$  nivelkulmaa, mikä on kantakosketusvaiheessa tapahtuvan painonsiirron ja pystyasennon säilyttämisen kannalta tarpeellista.

Tapaustutkimuksesta saadut tulokset kertovat siitä, että toiminnallinen sähköstimulaatio aiheuttaa yksilöllisiä muutoksia kävelynopeudessa sekä biomekaniikassa. Aikaisempien tutkimusten mukaan toiminnallisella sähköstimulaatioharjoittelulla on positiivisia vaikutuksia kävelynopeuden lisäämiseen useampien viikkojen jälkeen sekä lihasten stimulointi yhdistettynä perinteisempiin kuntoutuksen menetelmiin on tutkittu olevan lupaavia vaikutuksia AVH-kuntoutujilla (Kauhanen 2015). AVH-kuntoutujan kuntoutuksessa ei ole huomattu suurta eroa eri fysioterapiametodien välillä. Enemmän painoarvoa ja huomiota on kiinnitettävä kuntoutuksen intensiivisyyteen, progressiivisuuteen sekä strukturoituun harjoitusohjelmaan, joka laaditaan yhdessä kuntoutujan kanssa tavoitteiden pohjalta. (Korpelainen ym. 2008, 264.)

### **8.3 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys**

Tutkimuksen tulee noudattaa hyvän tieteellisen käytännön (HTK) ohjetta, jonka laatijana toimii Tutkimuseettinen neuvottelukunta (TENK). Ohjeet antavat toimintatapoja, jotka liittyvät rehellisyyteen, huolellisuuteen, tarkkuuteen sekä aineiston hallintaan. (Tenk 2019.) Tutkimuksessa tulee kiinnittää huomiota henkilötietojen käsittelyyn erityisesti käsittelyperusteiden, tutkimustiedon keräämisen, tallentamisen, säilytyksen ja tuhoamisen kohdalla (Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset 2020). Etiikan näkökulmasta koehenkilöille turvataan anonymiteetti tutkimuksen aikana, tutkimustekstissä sekä tutkimuksen ulkopuolella (Valli 2015, 144). Koehenkilöiden henkilötietoja ei tallennettu missään vaiheessa tutkimuksia, minkä vuoksi heitä ei ole mahdollista tunnistaa opinnäytetyöstä. Videot kävelystä ovat vain opinnäytetyöntekijän hallussa, eikä muilla ole ollut niihin pääsyä. Videot poistetaan ja tuhotaan tutkimuksen valmistuttua. Tutkittavien henkilöiden asianmukainen informointi ja suostumus toteutettiin tutkimusta varten laaditulla sopimuksella (Liite 1), jossa varmistettiin, että tutkimuksen osapuolet olivat tietoisia tutkimukseen liittyvistä tiedoista ja vapaaehtoisuudesta. Toimeksiantaja ja opinnäytetyöntekijä allekirjoittivat yhteistyösopimuksen pyrkien vähentämään ristiriitatilanteita.

Hyvän tieteellisen käytännön noudattaminen ehkäisee tieteellistä epärehellisyyttä tutkimuksissa, jonka vastuu kuuluu ensisijaisesti tutkijalle (Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset 2019). Tämä tarkoittaa esimerkiksi tutkimustulosten huolellista ja tarkkaa raportointia, jotta niiden pohdinta perustuu todellisiin tuloksiin (Kananen 2015, 125). Tarkkuus ja huolellisuus varmistettiin kirjoittamalla tulokset lomakkeelle heti testisuoritusten jälkeen. Nivelkulmamittauksia laskettaessa mittaukset toistettiin kaksi kertaa samojen tulosten varmistamiseksi. Videotallenteisiin oli mahdollisuus palata ja tarkistaa nivelkulmat uudemman kerran tarvittaessa. Tulosten merkitseminen taulukoihin vaati huolellisuutta ja tarkkuutta, minkä vuoksi oikeat luvut tarkistettiin uudelleen näppäilyvirheiden varalta. Tulokset olivat saatavilla ja tarkistettavissa koko opinnäytetyöprosessin ajan.

Luotettavuuteen vaikuttaa tutkimuksen validiteetti, joka tarkoittaa mittareiden valintaa suhteessa siihen, mitä halutaan mitata. Niiden tulee mitata oikeaa asiaa ja niiden tulee olla todettu toimiviksi sekä luotettaviksi. (Kananen 2015, 349.) 10 metrin kävelytestiä pidetään käyttökelpoisena ja suositeltavana mittarina kävelynopeuden mittaamiseen, koska se on luotettava, herkkä, validi, yksinkertainen ja mittaa olennaista. Paltamaan (2019) mukaan mittarin yksinkertaisuus osoittaa sen toistettavuutta eri testikertojen välillä. Reliabiliteetti tarkoittaa koko tutkimuksen toistettavuutta. Sama tutkimus on mahdollista toistaa yksinkertaisten ja helposti toistettavien mittareiden avulla samankaltaisilla AVH-kuntoutujilla sekä hyödyntäen tapaustutkimuksessa käytettyä L300go -laitetta.

Tapaustutkimuksen videointi toteutettiin yhdellä kameralla. Tapaa voidaan luotettavasti ja tarkasti käyttää sagittaalitaso nivelkulmien mittaukseen (Levine ym. 2012, 250). Onnistuneen videoliikeanalyysin toteutus vaatii paljon etukäteissuunnittelua sekä valmistelua, sillä suorituksen kuvaamiseen käytetty aika on lyhyt. Kameran sijainnin suhteen käytettiin tarkkaa harkintaa ja toteutus onnistui annettujen määritelmien mukaan, mikä lisää videoliikeanalysoinnin luotettavuutta. Testien tulokset antavat numeerista dataa, jolloin tuloksien käsittely on objektiivista. Kaurasen ja Nurkan (2010) mukaan fysioterapiassa yleinen biomekaniikan mittaustilaite on ajanottolaite, jonka helppokäyttöisyys on sekä edullista että nopeaa. Ajanottolanteissa on kuitenkin tilaa virheellisille mittaustuloksille, jos kyseessä on silmämääräisesti käynnistetty ja pysäytetty ajanotto. Valoportin avulla on mahdollista saada erittäin tarkkaa dataa suoritukseen käytetystä ajasta. (Kauranen & Nurkka 2010, 18.)

## 8.4 Johtopäätökset ja kehittämisehdotukset

Toiminnallisen sähköstimulaation aiheuttamat muutokset kävelynopeudessa ja biomekaniikassa olivat vaihtelevia koehenkilöiden välillä. Yhdellä koehenkilöllä kävelynopeus nopeutui ja muilla hidastui. Kaikkien koehenkilöiden kohdalla tapahtui kuitenkin muutoksia kävelynopeudessa ja kävelyn biomekaniikassa toiminnallisen sähköstimulaation avulla tehdyissä testeissä, mikä kertoo siitä, että sähköstimulaatio aiheuttaa välittömiä muutoksia kävelyssä. Kaupunkialueilla turvallinen liikkuminen vaatii 1,4 m/s ja koehenkilöt eivät saavuttaneet kyseistä kävelynopeutta toiminnallisen sähköstimulaation avulla. Yhdellä koehenkilöllä kävelynopeus ilman toiminnallista sähköstimulaatiota tehdyssä kävelytestissä oli 1,33 m/s, joka on todella lähellä vaadittavaa nopeutta kaupunkialueilla. Kävelynopeuksia tarkastelemalla ja tuloksen vertailu kävelyn teoriaan kertoo siitä, että aivoverenkiertohäiriö on vaikuttanut kävelynopeuteen hidastavasti. Keskustassa liikkuminen, reagointi ulkopuolisiin tekijöihin kuten ohikulkijoihin sekä suojatienylitys riittävän nopeasti on heikentynyt huomattavasti. Kävelynopeuden hidastumisen myötä myös tasapaino heikentyy, jonka vuoksi kaatumisriski kasvaa ja samalla myös pelko kaatumisesta. Pelolla on myös suuri merkitys yksilön aktiivisuuteen arjessa ja pelon lisääntyessä aktiivisuus vähenee. Siksi olisikin tärkeä saada lisättyä kävelynopeutta ja sen onnistuminen vaatii paljon harjoittelua, joista yksi keino voisi olla harjoittelu toiminnallisen sähköstimulaation avulla. Toiminnallinen sähköstimulaatio ei suoraan vaikuta siihen, että yksilö voi kävellä nopeammin, vaan sen aktivoi alaraajan lihaksia, jonka avulla lihakset saavuttavat suurempia nivelkulmia ja lihakset toimivat optimaalisemmin, jotta kävelynopeus voisi kasvaa.

Videotallenteiden laadullinen analysointi olisi antanut ehkä paljon enemmän informaatiota kuin tilastollinen numeraalinen analysointi. Markkereiden sijainnit saattoivat vaihdella koehenkilöiden kesken ja löysempi paita muutti markkerin paikkaa, joka muuttaa videoliikeanalyysisovelluksen avulla laskettua nivelkulmaa. Tulokset eivät siis vastaa täysin todellisuutta, jonka vuoksi nivelkulmien tarkka numeraalinen vertailu ei välttämättä anna täysin luotettavaa tietoa nivelten toiminnasta. Laadullisessa menetelmässä olisi voinut tarkastella videotallenteita kokonaisvaltaisemmin myös yläraajojen osalta ja havainnoida silmämääräisesti kävelyn muuttumista kävelytestien välillä. Koehenkilöiden pareettisen puolen yläraajassa tapahtui kävelyn aikana lihastonuksen kohoamista ja toiminnallisen sähköstimulaation avulla yläraaja selkeästi ojentui ja rentoutui, jonka vuoksi olisi tärkeää analysoida kävelyä laadullisesti. Jatkossa olisikin olennaista ja perusteltua tutkia kävelyssä tapahtuvia muutoksia sekä laadullisesti, että määrällisesti.

Tämä tapaustutkimuksena toteutettu opinnäytetyö toi mieleen ideoita, joilla tutkimusta voisi kehittää tai jatkaa. Tulevaisuudessa L300 go -laitteen vaikutuksia voisi seurata useamman viikon ajan toteuttamalla alku-, loppu- ja seurantamittaukset. Koehenkilöt ehtivät totutella sähköstimulaatioon vain muutamien minuuttien ajan, mikä ei vielä vaikuta hermo- tai lihaskudoksen adaptaatioon. Keskushermoston hermoyhteyksissä tapahtuu harjoittelun seurauksena rakenteellisia muutoksia eli adaptaatiota, jonka avulla harjoiteltu taito kehittyy. (Kauranen & Nurkka 2010, 148–172.) Ensimmäiset 10 viikkoa adaptaatiota tapahtuu hermostossa ja sitten lihaskudoksessa, minkä vuoksi olisi perusteltua seurata sähköstimulaation vaikutuksia pidemmältä ajalta. Tämän tapaustutkimuksen resurssit ja tiukka aikataulu kuitenkin ohjasivat tekemään testaukset yhden päivän aikana.

10 metrin kävelytestin sijaan mittarina voisi käyttää 6 minuutin kävelytestiä. Testi mittaa fyysistä sekä yleistä toimintakykyä, kun koehenkilö kävelee kuuden minuutin ajan suoralla ja tasaisella alustalla (Peurala & Paltamaa 2019). Mittarin avulla voidaan seurata sähköstimulaatiokuntoutuksen vaikutuksia kävelynopeuteen ja kestävyYTEEN mittaamalla testin aikana käveltyä matkaa. Tarkempia tuloksia on mahdollista toteuttaa 10 metrin kävelytestiajan mittaaminen valoportilla sekä nivelkulmien mittaukset monimutkaisemmalla teknologialla. Tarkempaa liikeanalyysia ja nivelkulmien mittausta kävelystä saadaan kuvaamalla vähintään kahdella kameralla, joka mahdollistaa kolmiulotteisen analyysin liikkeestä monesta eri suunnasta. (Kauranen & Nurkka 2010, 21.) Monimutkaisemmalla liikeanalysointilaitteiston avulla on mahdollista saada tarkkaa tietoa nivelkulmista ja niiden keskiarvoista kävelyn aikana, sillä monissa laitteissa liikkeitä analysoidaan iholle kiinnitettyjen heijastinmarkkereiden avulla (Kauranen & Nurkka 2010, 370–379).

Sähköstimulaation vaikutuksia lihasvoimaan ja sen kehitykseen on mahdollista seurata elektromyografian avulla eli lihassähkökäyrällä. Laitteiden avulla voidaan mitata lihasten aktiivisuutta suorituksen aikana (Arokoski & Salminen 2015). Tasapainon kehittymistä suurentuneen lihasaktivaation seurauksena olisi perusteltua mitata kaatumisriskien tunnistamiseksi. Tasapaino on yksi toimintakyvyn tärkeistä osa-alueista, jota voidaan mitata yksinkertaisella Bergin tasapainotestillä. Testiä käytetään tasapainon arvioinnissa sekä sen tulos ennustaa kaatumisenriskiä esimerkiksi neurologisia sairauksia sairastavilla henkilöillä (Paltamaa & Peurala 2019).

Olisi myös mielenkiintoista ja hyödyllistä selvittää koehenkilöiden subjektiivinen mielipide toiminnallisen sähköstimulaation vaikutuksista kävelykykyyn. Mitä muutoksia he itse huomaavat kävelykyvyssä ja kuinka paljon mahdolliset muutokset motivoivat heitä harjoittelemaan lisää ja intensiivisemmin. Onko kävelyn tullut lisää itsevarmuutta? Onko pelko kaatumisesta muuttunut johonkin suuntaan? Miltä laitteen käyttö ja harjoittelu tuntui? Vastauksia voisi kerätä joko testilomakkeella tai haastattelun yhteydessä. Käyttäjien omat positiiviset kokemukset ja tuntemukset edesauttavat kuntoutumista, jonka vuoksi myös heidän mielipiteillään on suuri merkitys.

## Lähteet

Ahonen, J. 2004. Kävely. Teoksessa Jalat ja Terveys. Toim. I. Liukkonen & R. Saarikoski. 1. painos. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. 137–149.

Aivoinfarkti ja TIA. 2020. Käypä hoito -suositus. Suomalainen lääkäriseura Duodecim. Julkaistu 20.1.2020. Viitattu 18.5.2021. <https://www.kaypahoito.fi/hoi50051>.

Ammattikorkeakoulujen opinnäytetöiden eettiset suositukset. 2020. Ammattikorkeakoulujen rehtorineuvosto Arene ry. PDF. Viitattu 10.11.2021. [https://www.arene.fi/wp-content/uploads/Raportit/2020/AMMATTIKORKEAKOULUJEN%20OPINN%20YTET%20EETTISET%20SUOSITUKSET%202020.pdf?\\_t=1578480382](https://www.arene.fi/wp-content/uploads/Raportit/2020/AMMATTIKORKEAKOULUJEN%20OPINN%20YTET%20EETTISET%20SUOSITUKSET%202020.pdf?_t=1578480382).

Arokoski, J., Heinonen, A. & Ylinen, J. 2015. Fysioterapia. Teoksessa Fysiatría. Toim. J. Arokoski, M. Mikkelsson, T. Pohjolainen & E. Viikari-Juntura. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Keuruu: Otava.

Arokoski, J. & Salminen, J. 2015. Kliininen tutkiminen. Teoksessa Fysiatría. Toim. J. Arokoski, M. Mikkelsson, T. Pohjolainen & E. Viikari-Juntura. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Keuruu: Otava.

Atula, S. 2019. Tietoa potilaalle: Halvaus. Lääkärikirja Duodecim. Terveyskirjasto. Julkaistu 7.2.2019. Viitattu 18.5.2021. <https://www.terveyskirjasto.fi/dlk00018>.

Carr, J. & Shepherd, R. 2010. Neurological Rehabilitation. 2nd edition. Churchill Livingstone / Elsevier.

Cunha, M., Rech, K., Salazar, A. & Pagnussat, A. 2020. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis. Artikkelit PubMed. Viitattu 5.11.2021. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32376404/>.

Embrey, D., Holtz, S., Alon, G., Brandsma, B. & McCoy, S. 2009. Functional electrical stimulation to dorsiflexors and plantar flexors during gait to improve walking in adults with chronic hemiplegia. Viitattu 30.4.2021. [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(10\)00071-7/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(10)00071-7/fulltext).

Ewins, D. & Durham, S. 2008. Functional electrical stimulation. Teoksessa *Electrotherapy Evidence-based Practice*. 12th edition. Toim. T. Watson. Churchill Livingstone/ Elsevier Ltd.

Fukuchi, C., Fukuchi, R. & Duarte, M. 2019. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. Pubmed. Viitattu 17.11.2021. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6595586/>.

Howlett, O., Lannin, N., Ada, L. & Mckinstry, C. 2015. Functional electrical stimulation improves activity after stroke: a systematic review with meta-analysis. Pubmed. Viitattu 11.10.2021. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25634620/>.

Kahle, W. & Frotscher, M. *Nervous System and Sensory Organs. Color Atlas of Human Anatomy. Vol 3. 6th edition.* Stuttgart: Thieme.

Kananen, J. 2015. *Opinnäytetyön kirjoittajan opas: Näin kirjoitat opinnäytetyön tai pro gradun alusta loppuun.* Jyväskylä: Jyväskylän ammattikorkeakoulu.

Kaste, M., Hernesniemi, J., Juvela, S., Lindsberg, P., Palomäki, H., Rissanen, A., Roine, R., Sivenius, J. & Vikatmaa, P. 2015a. Aivoverenkiertohäiriöt; Johdanto. Teoksessa *Neurologia*. Toim S. Soinila & M. Kaste. Kustannus Oy Duodecim. Viitattu 31.5.2021. <http://www.oppiportti.fi>

Kaste, M., Hernesniemi, J., Juvela, S., Lindsberg, P., Palomäki, H., Rissanen, A., Roine, R., Sivenius, J. & Vikatmaa, P. 2015b. Aivoverenkiertohäiriöstä toipuminen ja kuntoutus. Teoksessa *Neurologia*. Toim. S. Soinila & M. Kaste. Kustannus Oy Duodecim. Viitattu 13.4.2018. <http://www.oppiportti.fi>.

Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille.* Liikuntatieteellisen Seuran julkaisu nro 166. Tampere: Tammerprint Oy.

Kauranen, K. 2018. *Fysioterapeutin käsikirja.* Helsinki: Sanoma Pro Oy.

Korpelainen, J., Leino, E., Sivenius, J. & Kallanranta, T. 2008. Aivoverenkiertohäiriöt. Teoksessa *Kuntoutus*. Toim. P. Rissanen, T. Kallanranta & A. Suikkanen. Duodecim. Keuruu: Otavan kirjapaino Oy. 251–271.

L300 go käyttöopas. 2017. Bioness. PDF. Viitattu 10.08.2021. [https://kuvasto.respecta.fi/media/attachments/8fd6e/User's%20Guide%20\(IFU\)%20647G2004%3DFI.pdf](https://kuvasto.respecta.fi/media/attachments/8fd6e/User's%20Guide%20(IFU)%20647G2004%3DFI.pdf).

Lamontagne, A. & Fung, J. 2004. Faster is better: implications for speed-intensive training after stroke. Viitattu 4.11.2021. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15472095/>.

Levine, D., Richards, J. & Whittle, W. 2012. Whittle's gait Analysis. 5. painos. Edinburgh: Churchill Livingstone / Elsevier.

Magee, J. 2014. Orthopedic physical assesment. Musculoskeletal rehabilitation series. Kanada: Elsevier.

Maple, F., Raymond, K. & Leonard, S. 2007. A pilot study of randomized clinical controlled trial of gait training in subacute stroke patients with partial body-weight support electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation: six-month follow up. Artikkelii Pubmed. Viitattu 14.8.2021. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18006861/>.

Paltamaa, J. 2019. 10 metrin kävelytesti muistitoimintokellolla. TOIMIA-mittarit. Päivitetty 10.12.2019. Viitattu 18.5.2021. <https://www.terveysportti.fi/apps/dtk/tmi/article/tmm00156/search/10%20m>.

Peurala, S. & Paltamaa, J. 2019. 6-minuutin kävelytesti. TOIMIA-mittarit. Päivitetty 26.9.2019. Viitattu 25.10.2021. <https://www.terveysportti.fi/apps/dtk/tmi/article/tmm00148/search/6%20minuutin>.

Pirker, W. & Katzenschlager, R. 2017. Gait disorders in adults and the elderly: a clinical guide. Verkkoartikkeli. *Wienere klinische Wochenschrift* 129(3–4), 81–95. Viitattu 28.10.2021. [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5318488/pdf/508\\_2016\\_Article\\_1096.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5318488/pdf/508_2016_Article_1096.pdf).

Pohjolainen, T. & Saltychev, M. 2015. Toimintakyky. Teoksessa *Fysiatría*. Toim. J. Arokoski, M. Mikkelsson, T. Pohjolainen & E. Viikari-Juntura. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim. Keuruu: Otava.

Tutkimuseettinen neuvottelukunta (TENK). 2019. Ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettiset periaatteet ja ihmistieteiden eettinen ennakoarviointi Suomessa. Tutkimuseettisen neuvottelukunnan julkaisu 3. Helsinki: TENK.

To-Mi. 2006. Toimintakyvyn mittarit. Viitattu 4.11.2021. <https://hoito-ohjeet.fi/OhjepankkiVSSHP/Toimintakyvyn%20mittarit.pdf>.

Vilka, H., Saarela, M. & Eskola, J. 2018. Riittääkö yksi? Tapaustutkimus kuvaajana ja selittäjänä. Teoksessa Ikkunoita tutkimusmetodeihin 1. Metodien valinta ja aineistonkeruu: virikkeitä aloittelevalle tutkijalle. Toim. R. Valli. Viides, uudistettu painos. Jyväskylä: PS-kustannus, 190–201.

Watson, T. 2008. Electrotherapy Evidence-based Practice. 12th edition. Churchill Livingstone/ Elsevier Ltd.

## Liitteet

### Liite 1. Osallistumissopimus

## Osallistumissopimus

Minä, \_\_\_\_\_,

osallistun vapaaehtoisesti Jyväskylän ammattikorkeakoulun opiskelijan Eveliina Lammin toteuttamaan opinnäytetyön tapaustutkimukseen Helsingissä 11.5.2021. Tapaustutkimus sisältää 10 metrin kävelytestin kahdella eri kävelynopeudella toiminnallisen sähköstimulaatio L300 Go -järjestelmän avulla ja ilman sekä kävelyt kuvataan videoliikeanalyysisovelluksella. Testitilanteessa paikalla ovat opinnäytetyöni toimeksiantaja Ottobock'in edustaja Markus Ylikännö sekä Neurotiimin fysioterapeutit Maj-Britt Forsbom ja Kirsi Säynevirta. Neurotiimin fysioterapeutit ovat vastuussa testaustilanteen turvallisuudesta Neurotiimin tiloissa.

Opinnäytetyön aineisto sisältää numeeriset tiedot kävelynopeuksista sekä videomateriaalista analysoitavat tiedot kävelystä. Videomateriaali kuvataan opinnäytetyöntekijän puhelimella ja tallennetaan Jamkin tietojärjestelmään, jonne pääsee vain henkilökohtaisen salasanan kautta. Videomateriaali poistetaan laitteilta sekä tietojärjestelmästä, kun opinnäytetyö on valmistunut. Testien avulla saatuja tuloksia saa käyttää opinnäytetyössä. Henkilökohtaisia tietoja ei kerätä eikä tallenneta missään vaiheessa opinnäytetyöprojektia. Aineiston käsittelyssä käytetään osallistujien tunnistamisen avuksi numerointia.

**Helsingissä 11.5.2021**

Fysioterapeuttiopiskelija Eveliina Lammi \_\_\_\_\_

Osallistuja \_\_\_\_\_

Fysioterapeutti Neurotiimi