

KARELIA-AMMATTIKORKEAKOULU
Fysioterapeuttikoulutus

Juuso Pikkarainen

KÄVELYN VOIMANTUOTTOVASTEET TERVEELLÄ AIKUISELLA

Opinnäytetyö
Syyskuu 2019



OPINNÄYTETYÖ
Syyskuu 2019
Fysioterapeuttikoulutus

Tikkarinne 9
80220 JOENSUU
p. 050 405 4816

Tekijä
Juuso Pikkarainen

Nimike
Kävelyn voimantuottovasteet terveellä aikuisella

Toimeksiantaja
SENDoc-hanke

Tiivistelmä

Ihmisen kävelyä on tutkittu jo monien vuosikymmenien ajan, ja siitä saadaan edelleen uutta tietoa teknologiaa hyödyntäen. Teknologian avulla kävelystä ja sen syklistä voidaan erottaa puolierojen lisäksi useita eri muuttujia esimerkiksi askelnopeus, -leveys, -pituus ja -kulma. Yleisin kävelystä mitattava parametri on kävelynopeus. Myös kävelyyhyn liittyviä reaktiivoimia tutkitaan paljon.

Ihmiselle kertyy vuodessa noin 2–5 miljoonaa askelta, joten se on tuki- ja liikuntaelimistölle jatkuva kuormittava tekijä. Fysioterapeutin vastaanotolla kävelyä tutkittaessa tulee ottaa huomioon sekä biomekaaniset muuttujat että kineettiset ketjut. Kävelyn havainnointi ja analysointi on haastavaa, koska kävellessä kehossa tapahtuu yhtä aikaa paljon erilaisia toimintoja.

Tämä opinnäytetyö toteutettiin yhdessä SENDoc-hankkeen kanssa. Kävelytutkimuksessa tutkittiin Karelia-ammattikorkeakoulun 33 fysioterapiaopiskelijaa, joilla ei ollut akuutteja alaraajavammoja. Koehenkilöiden kävelyä tutkittiin Kistler-voimalevyjen avulla ja tuloksista analysoitiin tarkemmin kävelyn voimantuottovasteita.

Opinnäytetyön tavoitteena oli tutkia Kistler 9260AA -voimalevyjen avulla kävelynopeuden muutoksen vaikutusta kävelyn reaktiivoimiin sekä reaktiivoimien ja kävelijän painon suhdetta. Tutkimuksessa kävelyn reaktiivoimat nousivat keskimäärin 22 %, kun kävelynopeus nousi kullekin henkilölle ominaisesta maksimaaliseen nopeuteen.

Tätä opinnäytetyötä voivat hyödyntää opiskelijat ja valmiit fysioterapeutit. Jatkokehitys-ideana työlle on analysoida ja tutkia tuloksia niin, että koehenkilöt kävelevät pidemmän matkan.

Kieli
suomi

Sivuja 47
Liitteet 1
Liitesivumäärä 1

Asiasanat

biomekaniikka, kävely, kävelyn analysointi, voimalevy



THESIS
September 2019
Degree Programme in Physiotherapy

Tikkarinne 9
80220 JOENSUU
FINLAND
Tel. +358 13 260 600

Author
Juuso Pikkarainen

Title
Walking Power Generation Responses in a Healthy Adults

Commissioned by
SENDoc projekt

Abstract

Human walking has been researched for many decades and it will continue to be obtained to get new information is obtained by technology. Technology helps to distinguish between walking and its cycles in addition to half differences, such as a walking rate, width, length, and angle. The most common parameter which can be measured in walking is the walking rate. Also walking ground reaction forces are investigated extensively.

A human accumulates 2–5 million steps in a year so there is a constant burden on the musculoskeletal system. At a physiotherapy appointment when walking is investigated, biomechanical variables and kinetic chains must be taken into consideration. It is challenging to observe and analyse walking because while walking many various functions occur simultaneously in the body.

This thesis was implemented in collaboration with the SENDoc project. The study on walking was conducted at Karelia University of Applied Sciences among 33 physiotherapy students with no acute lower limb injuries. The gait in subjects was investigated with Kistler force plate and the results yielded from walking power generation responses were analysed more closely.

The aim of this thesis was to explore, by using the Kistler 9260AA force plate, how change in walking speed affects ground reaction forces and how reaction forces are related to body weight. In this study, ground reaction forces increased on average 22 % when subjects changed from personal to maximal walking speed.

This thesis can be used by students and physiotherapists. A further development idea is to analyse and investigate the results so that the subjects walk a longer distance.

Language

Finnish

Pages 47

Appendices 1

Pages of Appendices 1

Keywords

biomechanics, walking, gait analysis, force plate

Sisältö

Tiivistelmä

Abstract

1	Johdanto	5
2	Kävelyn biomekaniikka	6
2.1	Kävely toimintakyvyn osana.....	8
2.2	Kävelyn vaiheet	9
2.2.1	Kantaiskuvaihe.....	9
2.2.2	Keskitukivaihe	11
2.2.3	Kannankohotusvaihe.....	12
2.2.4	Varvastyöntövaihe.....	12
2.2.5	Heilahdusvaihe	13
2.3	Kävelyn analysointi	14
2.4	Kävelyssä mitattavat parametrit.....	16
3	Poikkeava kävely	18
3.1	Yleisimmät poikkeavuudet kävelysyklissä	19
3.1.1	Lateraalinen lantiokorin putoaminen	19
3.1.2	Lantiosta eteen tai taakse nojaaminen	19
3.1.3	Korostunut lannerangan lordoosi	20
3.1.4	Toiminnallinen jalkojen pituusero	20
3.1.5	Muita poikkeavuuksia.....	21
3.2	Poikkeavan kävelyn syitä.....	22
3.3	Kävely ja ikääntyminen	23
4	Kistler-voimalevy.....	25
5	Opinnäytetyön tarkoitus, tavoite ja tutkimuskysymykset	26
6	Määrällisen opinnäytetyön toteuttaminen.....	27
6.1	Opinnäytetyöprosessi	28
6.2	Mittausprotokolla.....	29
7	Tutkimustulokset	31
8	Pohdinta.....	35
8.1	Tuotoksen tarkastelu	35
8.2	Opinnäytetyön luotettavuus	38
8.3	Opinnäytetyön eettisyys.....	41
8.4	Ammatillinen kasvu.....	42
8.5	Opinnäytetyön hyödynnettävyys ja jatkokehitysideat.....	44
	Lähteet.....	45

Liite 1 Toimeksiantosopimus

1 Johdanto

Perusliikkumisen havainnoinnissa, toteuttamisessa ja avustamisessa biomekaniikka on keskeinen käsite. Kehon painopisteen hahmottaminen eri asennoissa ja sen muutokset asennonvaihdoksien yhteydessä on äärimmäisen tärkeää. Ihmisen perusliikkumista voidaan helpottaa merkittävästi pienillä painopisteen ja liikkeen alkuasentojen muutoksilla. (Kauranen & Nurkka 2010, 25–26.) Kävely kuuluu ihmisen normaaleihin päivittäisiin toimiin ja perusterve ihminen ottaa aktiivisuutensa mukaan keskimäärin 5000–15 000 askelta päivittäin. Tällöin vuodessa askelia kertyy noin 2–5 miljoonaa. Tämä tekee kävelystä tuki- ja liikuntaelimistöä toistuvasti ja yksipuoleisesti kuormittavan tekijän. (Kauranen 2017, 329–330.) Käveleminen kahdella jalalla on ihmiselle tunnusomainen ominaisuus, johon ei normaalisti tarvitse kiinnittää huomiota ja lisäksi se on jokaisella ihmisellä persoonallinen. Normaalissa kävelyssä alaraajat ovat hieman erillään, vartalo sekä pää suorassa ja vartalon myötäliikkeet tallessa. Kävelyn nopeus ja suunta ovat helposti säädeltävissä, ja liikkeet sekä mahdolliset käännökset symmetrisiä ja joustavia. Kävely koostuu askelsykleistä. Yksi sykli pitää sisällään yhden askeleen vasemmalla jalalla otettuna ja yhden askeleen oikealla jalalla otettuna. Askelsyklistä voidaan erottaa tukivaihe, jossa alaraaja on kontaktissa alustaan, sekä heilahdusvaihe. Kävelyssä tarvitaan tasapainoa sekä liikettä ja sen suorittamiseen tarvitaan elinjärjestelmiä, kuten aisteja, lihaksistoa, verenkiertojärjestelmää, luustoa sekä hengitystä. Aikuisen ihmisen keskimääräinen kävelynopeus on noin 1,4 m/s, mutta siihen vaikuttavat ikä sekä sukupuoli. (Kaakkola 2018, 1017.)

Voimalevyjen käyttö on yleistä, kun tutkitaan tarkemmin kävelyä ja juoksua sekä niiden muuttujia. Niiden avulla on mahdollista saada selville kokonaisvoimat, jotka siirtyvät maahan askeleen aikana. Useimmat levyt mittaavat voimaa kolmiulotteisesti, eli voimat saadaan selville niin pysty-, sivu-, kuin etu-takasuunnassakin. Yleisimmin tutkitaan kuitenkin pystysuuntaista voimaa. Askellus eroaa yksilöllisesti paljon, etenkin kävelysyklin alkukontaktissa. Osa rullaa askeleen pehmeästi kantapäältä päkiälle, kun toisilla on havaittavissa alkukontaktissa selkeä iskupiikki. (Kosonen 2015, 16–17.)

2 Kävelyn biomekaniikka

Biomekaniikka on tieteenala, joka tutkii elävien voimien alaisena olevien elinjärjestelmien, makro- ja mikrokappaleiden sekä kudoksien fysiikkaa. Siinä tarkastellaan elimistöön tai sen osiin vaikuttavia ja kohdistuvia voimia mekaniikan lakien ja fysiikan suureiden avulla, eli se on biologisten tapahtumien mekaanisen puolen tutkimusta. Biomekaniikan keskeisiä sisältöjä ovat liikkeen neuraalisen säätelyn kuvaaminen ja hermo-lihastoiminnan tarkastelu. Lisäksi se integroi anatomian ja fysiologian ymmärrettäväksi kokonaisuudeksi eri liikkeissä mittalaitteilla tehtyjen havaintojen sekä tulosten perusteella. Esimerkkinä biomekaniikan tutkimuskohteesta voidaan pitää alaraajan lihasten aktivoitumisjärjestyksen tutkimista kävelyn aikana. Biomekaanisia muuttujia tulee arvioida fysioterapiassa päivittäin erilaisten liikehoitojen ja fyysisten suorituskymmittausten yhteydessä. Epäergonomisten ja toistuvien liikesuoritusten on todettu lisäävän tuki- ja liikuntaelimistön rasitusvammoja sekä loukkaantumisriskiä, minkä vuoksi fysioterapeutteja on kiinnostanut biomekaniikka jo pitkään. Tuki- ja liikuntaelimistön sairauksien synnystä ja etiologiasta ymmärrystä lisää työ- ja liikuntasuoritusten biomekaaninen tutkiminen. (Kauranen & Nurkka 2010, 9–11.)

Biomekaniikan tutkimus- ja toiminta-alueet voidaan jakaa kinematiikkaan, kineetiikkaan ja lisätekniiikkaan. Kinematiikassa tarkastellaan kehon tai sen eri osien paikkoja ja niiden liikkeitä. Siinä tutkitaan liikkeitä kaksi- tai kolmiulotteisissa koordinaatistoissa ottamatta huomioon kehon osiin vaikuttavia ulkopuolisia voimia tai kehon osien painopisteitä. Mittausvälineinä on usein liikeanalysointilaitte tai videokamera. Esimerkkinä voidaan ajatella polvinivelen eri liikesuuntien analysointia ja nopeuksien tarkastelua kävelyn tai juoksun aikana. Kun ollaan kiinnostuneita voimista ja niiden aiheuttamista liikkeistä, puhutaan kineetiikasta. Tutkimuksen kohteena ovat kehon rakenteet, mittasuhteet ja kehon koostumus eli antropometriset parametrit sekä eri segmenttien painopisteiden selvittäminen ja mittaaminen. Kehon liikkeitä lasketaan Newtonin lakien mukaan, ottamalla huomioon kehon tai sen osien paino ja niihin vaikuttavat voimat. Kineetiikassa ollaan erityisen kiinnostuneita voimien aiheuttamista vääntömomenteista sekä vaikutuskohdista eri niveliin ja kehon osiin. Esimerkkinä kineetiikan analyysistä on alaraajan tuotta-

mien reaktiivoimien suuntien ja suuruuksien tarkastelu kävelyanalyysin yhteydessä. Lisäteknikoissa ollaan kiinnostuneita lihasten aktivoitumisjärjestyksestä sekä aktivaatiomäärästä suoritusten aikana. Tutkitaan siis lihasten sähköistä aktiviteettia niiden väsyessä tai eri liikkeiden yhteydessä. (Kauranen & Nurkka 2010, 16–17.)

Kävelyssä on kyse kineettisestä ketjusta, joka alkaa alemmasta nilkkanivelestä ja jatkuu aina leukaniveeliin asti. Jos kineettisestä ketjusta löydetään poikkeamia, saattavat ne aiheuttaa koko kehon muuttuneen toimintamallin ja näin ollen edesauttaa altistumista erilaisille vaivojen syntymiselle. Kineettinen ketju voidaan jakaa avoimeen ja suljettuun ketjuun. Avoimessa ketjussa liikettä voi tapahtua yhdessä tai useammassa nivelessä kerrallaan, mutta ihmisen alaraaja ei ole tässä kuormitettuna. Suljetussa ketjussa alaraaja on kuormitettuna, kun jalkaterä on painettuna alustaan vasten. Sen toiminta perustuu mekaniikan lakeihin. Tämä tarkoittaa sitä, että alaraaja toimii koko sen ajan, kun se on alustaa vasten. Painovoima, reaktiivoima ja lihasvoima vaikuttavat suljetussa ketjussa nivelten toimintaan. (Väyrynen 2016.)

Kävely on ihmisen pääasiallinen liikkumisen ja etenemisen muoto, joka tapahtuu jalkojen varassa. Kävely tarjoaa etenemiselle jatkuvan tuen ja eteenpäin työntävän voiman. Kävelyn tarkoituksena on siirtyä paikasta toiseen mahdollisimman pienellä energiankulutuksella ja yksilöllisellä vakionopeudella. (Kauranen & Nurkka 2010, 380.) Kävelyssä on sen onnistumiseksi kolme perusedellytystä. Peruskävelyliikkeiden tulee tuottaa toivottuun suuntaan tapahtuvaa etenevää liikettä, kehon stabiliteetti tulee pystyä pitämään painovoima huomioon ottaen ja kävellessä tulee pystyä muokkautumaan ympäristön vaatimuksiin ja yksilön tavoitteisiin sopivaksi. Kävelyliikkeisiin liittyvät kiihdytys- ja jarrutusvoimat kuuluvat olennaisena osana ensimmäiseen perusedellytykseen. Toiseen perusedellytykseen liittyy henkilön kehon painopisteen paikan säätely. Kolmanteen perusedellytykseen kuuluu lihaksista, nivelistä sekä ihosta tulevien ärsykkeiden huomioiminen ja näkö-, kuulo- sekä tasapainoelintietojen käsittely. (Ahonen & Sandström 2011, 289.) Kävely on fysiologista toimintaa, johon osallistuu kehon tuki- ja liikuntaelimistö toimien jousen tavoin. Nivelsiteiden, jänteiden ja faskioiden joustavuus

mahdollistavat sen, että tukivaiheen aikana kerätty energia vapautetaan energia-tehokkaasti käytettäväksi heilahdusvaiheeseen. Kävelyssä fleksio ja ekstensio vuorottelevat rytmisesti eli kun ekstensioketju on aktiivisena, fleksioketju dominoi toisella puolella, mikä saa aikaan lantion sekä hartiaseudun vastakkaisen kierron. (Richter & Hebgen 2007, 44.)

Kävelyn mahdollistaa aivorungossa ja selkäytimessä sijaitseva säätelymekanismi, jota kutsutaan liikemallien keskusgeneraattoriksi. Se ohjaa koordinoitusti hermoimpulssit lihaksiin ja sitä kautta nivelten liikkeeksi. Kävellessä lihakset, nivelet ja jalkojen iho lähettävät jatkuvasti palautetta, jonka mukaan ihminen pystyy muokkaamaan kävelyä tarpeen mukaan. (Levine ym. 2012, 19.)

Keskusgeneraattorin toiminnan käynnistää lihakseen tuleva tooninen eli jännitystä ylläpitävä venytysärsyke, jonka laukaisemaa hermoimpulssia selkäydin säätelee. Selkäytimen tehtävänä on myös huolehtia kävelyn rytmisistä, liikkeistä ja lihassynergioista. Samaa tehtävää tekevät myös pikkuaivot, jonka ansiosta esimerkiksi käsien liikkeet tai vartalon kierrot yhdistyvät alaraajojen liikkeisiin. Myös näköinformaation hyödyntäminen on kävelyn kannalta tärkeää. Sen avulla ihminen on tietoinen ympäristöstään ja pystyy muokkaamaan kävelyään ympäristön vaatimusten mukaisesti. (Kauranen 2016, 330–331.)

2.1 Kävely toimintakyvyn osana

ICF (International Classification of Functioning, Disability and Health) on kansainvälinen toimintakyvyn, toimintarajoitteiden ja terveyden luokitus. Siinä kuvataan moniulotteisesti sairauden tai vamman vaikutuksia yksilön elämään. ICF:n mukaan toimintakykyyn tai -rajoitteeseen vaikuttaa terveydentilan lisäksi sekä yksilö että ympäristötekijöiden yhteisvaikutus. (Terveyden ja hyvinvoinnin laitos 2016.) ICF-ideologiaa käyttämällä fysioterapeutti voi kuvata asiakkaan toimintakykyä kansainvälisesti ja yhtenäisesti sovitun kielen, termistön ja viitekehyksen mukaan. Luokituksen avulla toimintakykyä on mahdollista kuvata kokonaisvaltaisena ilmiönä. (Kauranen 2016, 27–29.)

ICF-luokitus jakautuu kahteen osaan, jotka ovat toimintakykyä ja toimintarajoitteita kuvaava osa sekä kontekstuaalisia tekijöitä kuvaava osa. Toimintakyky ja toiminnan rajoitteet jaetaan kehon toiminnat ja rakenteet osa-alueeseen sekä suoritukset ja osallistuminen osa-alueeseen. Kontekstuaalisiin tekijöihin kuuluvia osa-alueita ovat ympäristötekijät ja yksilötekijät. Kävely kuuluu suoritukset ja osallistuminen osa-alueeseen liikkuminen pääluokan alle. (Terveystieteiden tutkimuskeskus 2019.)

Kävelynopeuden hidastumisen tiedetään olevan vahvasti yhteydessä ikääntymiseen sekä toimintakyvyn heikkenemiseen. Alle 0,8 m/s nopeus on selkeä merkki haurastumisesta ja 0,6 m/s nopeudella on yhteys muun muassa toimintavajaukseen, muistisairauksiin ja pitkäaikaishoitoon joutumiseen. (Pitkälä, 2014.) Vertailun vuoksi pystyäkseen ylittämään liikennevaloristeyksen, tulisi ihmisen pystyä kävelemään 1,1 m/s yhtäjaksoisesti vähintään 13 metrin matkan (Turun yliopistollinen keskussairaala, 2016).

2.2 Kävelyn vaiheet

Kävelyn sykli voidaan jakaa seitsemään eri vaiheeseen. Kantaisku-, keskituki-, kannankohotus- ja varvastyöntövaihe ovat ensimmäiset neljä ja ne kuuluvat tukivaiheeseen. Loput kolme ovat alku-, keski- ja loppuheilahdusvaihe ja ne kuuluvat heilahdusvaiheeseen. (Kauranen & Nurkka 2010, 383.) Kantaisku- ja kuormitusvaihe kattaa kävelyn sykliin käytetystä ajasta 0–10 %, keskitukivaihe 10–30 %, päätöstukivaihe 30–50 %, esiheilahdusvaihe 50–60 %, alkuheilahdusvaihe 60–73 %, keskiheilahdusvaihe 74–87 % ja loppuheilahdusvaihe 87–100 %. Alkukontakti aloittaa kaksoistukivaiheen, keskitukivaihe aloittaa yhden jalan tukivaiheen, päätöstukivaiheen lopussa tapahtuu ponnistusliike ja loppuheilahdusvaihe päättyy kaksoistukivaiheeseen. (Ahonen & Sandström 2011, 298.)

2.2.1 Kantaiskuvaihe

Kantaiskuvaihe aloittaa kävelyn syklin tarkastelun, koska se on helposti erottuva vaihe, mutta joissakin tapauksissa tarkastelu voidaan aloittaa myös jostain

muusta syklin vaiheesta. Kantaisku on lyhyt tapahtuma ja sen osuus koko kävelyn syklistä on vain 0–5 %. Nimeä alkukontakti käytetään silloin, kun kantaiskuvaihe puuttuu kävelystä kokonaan. (Kauranen & Nurkka 2010, 383.) Kävelyn tutkijat ovat ottaneet käyttöön 1990-luvun alussa modernimman termistön, eli alkaneet kutsumaan kantaiskuvaihetta alkukontaktivaiheeksi, koska se kuvaa paremmin tapahtuvia liikkeitä ja niiden luonnetta. Kantaisku sanana esimerkiksi voisi saada ihmiset ajattelemaan, että kantapää pitäisi lyödä alustaan lujasti, vaikka nykyaikainen näkemys korostaa pehmeämpää tuloa jalan päälle. Lisäksi esimerkiksi voimistelussa, tanssissa ja pikajuoksussa pyritään kantaiskuvaihe ohittamaan kokonaan ja tekemään askel vain päkiän tai varpaiden kautta. (Ahonen & Sandström 2011, 297–298.)

Kantaiskuvaiheen alussa vastakkainen yläraaja on työntyneenä eteen sekä vartalo kiertyneenä seitsemännestä rintanikamasta ylöspäin astuvan alaraajan puolelle ja kahdeksannesta rintanikamasta alaspäin eteen heilahtavan käden puolelle. Sen alaraajan lonkassa, joka aloittaa kontaktin alustaan, on noin 30 asteen fleksio ja painon siirtyminen kyseiselle lonkkanivelelle on alkanut. Polvinivel on lähes suorana kontaktin alkaessa, mutta painon siirtyessä kyseisen alaraajan päälle, alkaa polvinivel koukistua. Nilkkanivelen tulisi olla neutraalissa 90 asteen kulmassa ja nilkan dorsifleksoreiden voimakkaan aktivaation seurauksena jalkaterä on kääntyneenä hieman inversioon. (Kauranen & Nurkka 2010, 383.)

Alkukontaktivaihe muuttuu ennen tulevaa keskitukivaihetta vielä sujuvasti kuormitusvasteen vaiheeksi. Tämä on tärkeä vaihe iskunvaimennuksen kannalta, jolloin kaikki kehon joustomekanismit tulee ottaa käyttöön. Jalka osuu alustalle kuormitettuna, sillä kehon massakeskipiste kiihtyy alaspäin, ja samalla alustalta välittyy yhtä suuri vastakkainen voima ylöspäin. Kehon tulisi olla linjassa jalan päällä silloin, kun alustan reaktiovoima osuu kehoon, ettei nivelistöön syntyisi turhia vääntäviä voimia. Haasteena keskitukivaiheessa on saada keho etenemään jouston aikana. Joustoliike alkaa aina alemmasta nilkkanivelestä, kun kantaluu kääntyy eversioon eli ulospäin. Seuraavaksi toisen alaraajan sääri lähestyy jalkaa, jolloin koko jalan ja säären välinen kulma pienenee. (Ahonen & Sandström 2011, 300.)

2.2.2 Keskitukivaihe

Keski- ja sitä seuraava kannankohotusvaihe eli päätöstukivaihe ovat tasapainon kannalta haastavimmat vaiheet, sillä niissä molemmissa ollaan yhden jalan varassa. Astuminen yhden jalan varaan käynnistää tasapainon hallinnan kehossa sivuttaissuunnassa. Kantaiskuvaiheessa alkanut painonsiirto jalalta toiselle saapuu keskitukivaiheessa perille ja paino tulee saada pysymään tukijalan keskellä koko vaiheen ajan. Jos painopiste ei pysy jalan keskellä, kehon paino voi olla jalkaterän ulkosyrjällä eli supinaatiossa tai sisäsyrjällä eli pronaatiossa. (Ahonen & Sandström 2011, 301–302.) Keskitukivaihe on osa kaksoistukivaihetta ja sen kesto koko kävelyn syklistä on noin 20 %. Sen aikana koko jalkaterä osuu alustalle ja suurin osa kehon painosta varataan alustaan osuvan alaraajan päälle. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.)

Keskitukivaiheessa askelta ottavan alaraajan vastakkainen yläraaja on edelleen työntyneenä eteenpäin, vartalo on vertikaalisuunnassa eli pystysuunnassa matalimmillaan ja nopeus on eteenpäin korkeimmillaan eli noin 10% koko kävelyn sykliä korkeammalla. Alaraajan, jonka kontakti alustaan lisääntyy, lonkkanivelessä on noin 35 asteen koukistus ja sen ojennusvaihe alkaa. Saman alaraajan polvinivelessä on noin 20 asteen koukistuskulma, jolloin se pystyy vaimentamaan kantaiskun aiheuttamaa iskua ylemmäs vartaloon. Tämän tapahtumaketjun aikana nilkkanivelessä tapahtuu plantaarifleksiota ja koko jalkaterä osuu kontaktiin alustan kanssa. Nilkassa olevat dorsifleksorit tekevät voimakasta eksentristä lihastyötä. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.)

Ahonen ja Sandström (2011, 302) kertovat kirjassaan, että keskitukivaiheen voi jakaa varhaiseen ja myöhäiseen osaan. Varhaisessa osassa alustaan kontaktia ottavan alaraajan päällä on täysi kuormitus, joka jakautuu jalkaterän etu- ja takaosan kesken. Sivusuunnassa painoa pitäisi tuntea hieman enemmän jalkaterän ulkosyrjällä, vaikka jalkaterän sisäreuna joustaa alemman nilkkanivelen sekä jalan keskiosan pronaation seurauksena. Biomekaniikan kannalta tärkeää on ymmärtää vaihe, kun pronaatio kääntyy supinaatioksi, koska suurin osa askelvirheistä syntyy tämän liikerytmin aikana tapahtuvista virheistä. Tämä vaihe tapahtuu keskitukivaiheen myöhäisessä osassa eli kun kehon massakeskipiste siirtyy

eteenpäin kävelyn edetessä, kuormitus siirtyy jalkaterän etuosaan, jolloin nilkkanivelen pronaatio alkaa vähentyä ja alkaa resupinaation vaihe. Samalla kantaan eversio vaihtuu supinaatiosuuntaiseksi liikkeeksi sen irrotessa alustasta, eikä siinä pitäisi olla enää pronaatiota.

2.2.3 Kannankohotusvaihe

Kannankohotusvaiheesta käytetään myös nimitystä päätöstukivaihe. Askelsyklistä se käsittää noin 30–50 %. Kannankohotusvaiheessa nimensä mukaisesti tukijalan kantapää irtaa alustalta ja aloittaa ponnistuksen. Tämä vaihe päättyy, kun heilahtavan jalan kantapää koskettaa jälleen alustaa. (Väyrynen 2016.) Kun kantapää irtaa alustalta, myös jalkaterä nousee alustalta ja valtaosa kehon painosta siirtyy toiselle alaraajalle. Kävelyssä tämä tarkoittaa eteenpäin vievää ja työntävää vaihetta. Yläraajat ovat vastakkaisissa vaiheissa, mutta samassa kohdassa vartalon vierellä. Polvinivelen ojennus on voimakkaimmillaan ja lonkkanivelen ojentautuminen jatkuu. Kun kantapää irtautuu alustasta, nilkkanivelessä tapahtuu plantaarifleksiota ja kolmipäisessä pohjelihaksessa sekä hoikassa kantalihaksessa tapahtuu voimakasta konsentrista lihastyötä. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.) Painon siirtyessä päkiän päällä, kehon massakeskipiste liikkuu ensimmäisen ja toisen jalkapöydänluun päiden väliin. Näin ollen paino kuormittaa voimakkaasti varpaita, joiden tyvinivelet ovat ekstensiossa. Jos varpaat koukistuisivat fleksioon tässä vaiheessa, olisi se merkinä askeltamisen virheestä, koska koukistajalihakset varpaissa olisivat yliaktiiviset. (Ahonen & Sandström 2011, 304.)

2.2.4 Varvastyöntövaihe

Varvastyöntövaihe aloittaa neljään osaan jaettavan heilahdusvaiheen. Varvastyöntövaihe on toiselta nimeltään esiheilahdusvaihe, jossa tapahtuu niin sanottu suljettu heiluri, koska heilahtava alaraaja on edelleen alustalla. Varvastyöntövaihe aloittaa kaksoistukivaiheen, kun vastakkainen alaraaja laskeutuu alustalle. (Ahonen & Sandström 2011, 305–306.) Varvastyöntövaiheen kesto on kävelyn

syklistä noin 10 %. Varvastyöntö erottaa jalan tuki- ja heilahdusvaiheet, sillä sen aikana päkiä ja varpaat irtoavat alustasta kokonaan ja kehon paino siirtyy vastakaiselle alaraajalle. Kävelyä eteenpäin vievä vaihe on voimakkaimmillaan ja vartalon kierto ääriasennoista alkaa palautumaan neutraaliksi keskiasentoon. (Kauranen & Nurkka 2010, 384.) Varvastyöntövaiheen alussa lonkkaan kohdistuu nopea siirtyminen ojennuksesta koukistumiseksi. Lonkka palautuu neutraaliin asentoon vaiheen lopussa varpaiden kohotessa irti alustasta. (Väyrynen 2016.)

2.2.5 Heilahdusvaihe

Heilahdusvaihe kestää askelsyklistä noin 40 %. Se alkaa, kun heilahtavan jalan varpaat irtoavat alustalta ja päättyy, kun heilahtavan jalan kantapää osuu takaisin alustaan. Heilahdusvaihe on niin sanotusti lepovaihe alaraajalle, sillä siinä ei heilahduksen aikana ole juurikaan aktiviteettiä lihaksissa. (Väyrynen 2016.) **Alkuheilahdusvaihe** aloittaa vapaan heilahduksen vaiheen ja se jakautuu kolmeen yhtä pitkään jaksoon. Ensimmäinen vaihe alkaa, kun alaraaja irtoaa alustalta ja päättyy, kun se ohittaa tukijalan nilkan. Toinen vaihe on nimeltään **keskiheilahdusvaihe** ja se alkaa, kun heilahdus jatkuu tukijalan nilkan viereltä ja päättyy, kun heilahtavan alaraajan sääri on pystysuorassa asennossa. Kolmas vapaan heilahduksen vaiheista on **loppuheilahdusvaihe** ja se alkaa, kun heilahtavan jalan sääri jatkaa ojentumistaan ja päättyy, kun alaraaja osuu takaisin alustalle, jolloin se myös päättää kyseisen askelsyklin. (Ahonen & Sandström 2011, 306–308.)

Alkuheilahdusvaiheen aikana lonkka-, polvi- ja nilkkanivelessä tapahtuu koukistumista, että alaraaja pystyy liikkumaan eteenpäin eivätkä jalkaterä tai varpaat osu alustaan heilahduksen aikana. Vartalossa ei alkuheilahdusvaiheen aikana ole juurikaan kiertoliikettä ja yläraajat ovat vartalon vierellä samassa linjassa. (Kauranen & Nurkka 2010, 385.) Tarkoituksena on, että heilahtava alaraaja pystyisi heilahtamaan oman liike-energian ansiosta ja polvi koukistuisi vauhdin myötä. Lonkan ojentajien tulee rentoutua, jotta raaja voi heilahtaa nopeasti eteen. Keskiheilahdusvaiheen aikana lantio kiertyy eteenpäin heilahtavan alaraajan suuntaan ja rintakehä kiertyy taaksepäin heilahtavan yläraajan suuntaan. Näin

ollen vartalon kiertoliikkeet jälleen kasvavat. Reisiluun kulma suhteessa lonkkaniveleen pysyy tämän vaiheen aikana samana, mutta sääri liikkuu eteenpäin. Nilkka aloittaa jälleen koukistumisen ja säären etuosan lihakset aktivoituvat. (Ahonen & Sandström 2011, 307.) Loppuheilahdusvaiheen aikana lonkkanivelessä on edelleen noin 30 asteen koukistus, mutta polvinivel on kerennyt ojentua melkein suoraksi. Lonkan ojentajalihakset ja polven koukistajalihakset tekevät lihastyötä, joka jarruttaa jalan heilahdusta eteen ja valmistaa alaraaja uuteen tulevaan kantaiskuun. (Kauranen & Nurkka 2010, 385.)

2.3 Kävelyn analysointi

Kävelyn analysointi ja havainnointi on haastavaa, koska kävellessä tapahtuu yhtä aikaa niin paljon. Hyvälle analysoinnille perusedellytys on, että tunnistetaan kaikki kävelyn eri vaiheet. Aluksi analyysin helpottamiseksi on hyvä luoda yleiskäsitys kehon asennoista kävelyn aikana. Analysoinnin helpottamiseksi tarkastelijan olisi hyvä aloittaa tarkastelemalla ensin vain joko oikeaa tai vasenta puolta kehosta ja siirtyä sitten toiseen puoleen. (Ahonen & Sandström 2011, 322–323.) Kävelyn analysointi voidaan jakaa kahteen kategoriaan, kävelyn kliiniseen arviointiin ja tieteelliseen tutkimukseen. Kliinisellä arvioinnilla pyritään auttamaan asiakasta välittömästi ja kliinisellä tutkimuksella lisäämään kävelyn tietämystä. Tarkemman analysoinnin painopiste ja tarkoitus vaihtelevat aina sen mukaan, minkä tarkoituksen mukaan sitä analysoidaan. Yleisimpiä syitä analysointiin ovat esimerkiksi poikkeavuuksien etsiminen normaalikävelystä, diagnosointi ja sen varmennus, fysioterapiatarpeen sekä apuvälinetarpeen määrittäminen ja terapian tuloksellisuuden arviointi. Lähtökohdasta ja käytettävästä laitetasosta riippuen voidaan tarkkailussa painottaa observoitavia, esimerkiksi kävelynopeus, ja anturiteknologian avulla mitattavia, esimerkiksi lihasten EMG-aktivaatio, biomekaanisia ominaisuuksia tai fysiologisia tekijöitä eli esimerkiksi hapenkulutusta. Kävelyn analysointia tekevät fysioterapeutit tai lääkärit tai siihen erikoistuneet asiantuntijat. Yleensä kävelyn analysointia tehdään neurologisille potilaille, cp-vammaisille, erityisesti lapsille, alaraaja-amputoiduille henkilöille sekä reuma- tai nivelrikkopotilaille. (Kauranen & Nurkka 2010, 380.)

Kliinisessä kävelyn tutkimuksessa keskitytään neurologiseen, kardiovaskulaariin sekä ortopediseen statukseen. Lisäksi on hyvä arvioida asiakkaan mielialaa ja kognitiivista tilannetta. Vastaanottotilanteessa normaaliin kävelyn tutkimiseen liittyy asiakkaan kävelyn asennon ja ryhdin tarkastelu edestä, sivulta ja takaa. Usein kliininen arviointi aloitetaan jo silloin, kun asiakasta noudetaan vastaanottoaulasta. Kliinisessä tutkimuksessa oikein tehtynä päästään usein melko tarkkaan tulokseen kävelyvaikeuksien syistä, jonka perusteella voidaan tehdä jatko-tutkimuksia. (Kaakkola 2018, 1017–1018.)

Newtonin III lain mukaan kappaleen vaikuttaessa toiseen kappaleeseen jollakin voimalla täytyy tasapainossa olevaan kappaleeseen kohdistua yhtä suuri, mutta suunnaltaan vastakkainen voima. Kävelyssä alaraajan kautta henkilöön kohdistuu yhtä suuret voimat, kuin mitä kehon segmenttien eli peräkkäisten nivelten välisten ruumiinosien välityksellä kohdistuu alustaan. Tukivaiheen aikana alustaa vasten kävelijä tuottaa voimia sekä pysty- että vaakasuunnassa. Näitä kutsutaan kehon tuottamiksi reaktiovoimiksi ja niitä voidaan tutkia voimalevyillä, jotka mitaavat voimaa ajan funktiona pysty- ja vaakasuunnissa. Reaktiovoima syntyy kaikkien kehon segmenttien massojen ja kiihtyvyyksien muodostamasta summa-voimasta. Tätä kutsutaan resultanttivoimaksi ja sitä kuvataan usein voimavektorilla. (Avela, Perttunen & Järvinen 2012, 47.)

Kävelyn analysoinnissa pystysuuntaisessa reaktiovoimasignaalisissa nähdään kaksi huippua, joista ensimmäinen syntyy, kun kehon painopisteen laskua jarrutetaan ja toinen huippu syntyy tukivaiheen lopussa, varvastyöntövaiheessa. Molemmat pystyvoimapiikit ylittävät kehon oman painon ollen keskimäärin noin 120 % kehon painosta ja näin ollen pystysuuntainen reaktiovoima on selvästi suurempi kuin vaakasuuntaiset voimat. Joskus vertikaalisessa reaktiovoimassa voidaan nähdä kolmas voimapiikki, joka syntyy voimakkaasta kantauskusta, mutta tämä voima on hyvin lyhytkestoinen, mutta voi olla suuruudeltaan suurempi kuin kehon paino. Eteen-taakse -suuntautuvan vaakareaktiovoiman mukaan kontakti alustaan voidaan jakaa jarrutus- ja työntövaiheeseen ja tämä vaakareaktiovoima on suuruudeltaan 25 % kehon painosta. Jarrutusvaiheessa eteen-taakse -suuntautuva reaktiovoima on vastakkainen kävelysuuntaan nähden, joten tämä voima jarruttaa kehon eteenpäin suuntautuvaa liikettä. Varvastyöntövaiheessa tämä

voima on positiivinen, jolloin se työntää kävelijää eteenpäin. Sivusuuntaiset (mediaali-lateraali) reaktiovoimat, jotka liittyvät kävelyn tasapainoisuuteen, ovat suuruudeltaan noin 10 % kehon painosta. Lähes koko tukivaiheen ajan ne suuntautuvat mediaalisesti, jolla pyritään ehkäisemään painopisteen ulospäin suuntautuvaa liikettä. Kävelynopeuden kasvaessa myös alustaan kohdistuvat reaktiovoimat kasvavat. Jarrutusvaiheen pystyvoimat kasvavat erityisesti nopeuden lisääntyessä, mutta työntövaiheessa vaikutukset ovat pienempiä. Jos ihminen kävelee avojaloin, pystyvoimat ovat suurempia, kuin kengät jalassa käveltäessä, mutta vaakavoimat pienenevät. (Avela, Perttunen & Järvinen 2012, 47.) Tässä opinnäytetyössä keskitytään erityisesti näiden edellä mainittujen kävelyn reaktiovoimien tutkimiseen.

2.4 Kävelyssä mitattavat parametrit

Yleisin kävelystä analysoitava parametri on **kävelynopeus**. Kävelynopeutta laskeissa lasketaan kävelynopeus = matka/aika, eli mittauspisteiden välien matka jaetaan siirtymiseen käytetyllä ajalla. Yksiköt, joita kävelynopeuden määrittämiseksi käytetään, ovat m/s ja km/h. Lisäksi kävelynopeutta voidaan määrittää askelparin pituuden ja askeltiheyden avulla. Yleensä merkitään näin: kävelynopeus (m/s) = askelparin pituus (m) ja askeltiheys (askelta/min) /120. Toinen malli määrittää kävelynopeutta on askelparin pituuden ja kävelynsykliin käytetyn ajan perusteella eli kävelynopeus (m/s) = askelparin pituus (m)/kävelynsykliin käytetty aika (s). (Kauranen & Nurkka 2010, 382.) Muita parametreja ovat askelsykli, -pituus, -leveys, -kulma ja -tiheys. Jokaisella ihmisellä on oma yksilöllinen kävelynopeus, joka vaihtelee ympäristön ja tilanteen mukaan. Levine, Richards & Whittle (2012, 59) mukaan aikuisten keskimääräinen kävelynopeus on naisilla 1,30 metriä sekunnissa ja miehillä 1,46 metriä sekunnissa.

Erilaisten tutkimusten mukaan esimerkiksi ulkona kävellään nopeammin kuin sisällä, ja esimerkiksi kävelyradan pituus, huoneen koko, kävely kengät jalassa tai avojaloin vaikuttavat kävelynopeuteen. Lisäämällä askeltiheyttä tai askelparin pituutta tai molempia kävelynopeus kasvaa. Silloin, kun kävelynopeus kasvaa, tukivaihe ja kaksoistukivaiheen kesto lyhenevät, ja kun kaksoistukivaihe häviää, kävely muuttuu juoksuksi. Kävelynopeus on aina tutkittava kävelyä tutkittaessa,

koska se vaikuttaa moniin kävelyn osatekijöihin ja niiden muutoksiin. Henkilökohmainen kävelynopeus pysyy kohtuullisen samana 70. ikävuoteen asti, jonka jälkeen se pienenee noin 15 % vuosikymmenessä. Kävelynopeuden lasku johtuu pääsääntöisesti askelparin lyhenemisestä. (Avela ym. 2012, 46–47.) Hollman, McDade ja Petersen (2011, 1–4) tutkivat yli 70 -vuotiaiden kävelyn muuttujia. Tutkimuksessa miesten keskimääräinen kävelynopeus oli 1,15 metriä sekunnissa ja naisten 1,08 metriä sekunnissa.

Askelsykliksi eli gait cycle kutsutaan kahden peräkkäisen saman jalan kantaiskujen välistä aikaa. Sykli jaetaan tuki- ja heilahdusvaiheisiin. Tukivaiheesta voidaan tarkemmin eritellä myös yhden jalan tukivaihe ja kaksoistukivaihe. Ajallisesti kävelysykli kestää noin yhden sekunnin. (Liikavainio 2010, 16.) Yleensä askelsykliä tarkastellaan jommankumman alaraajan toiminnan kautta. Tukivaihe kestää noin 60 % ja heilahdusvaihe noin 40 % koko syklistä. (Ahonen & Sandström 2011, 297.)

Askelpituus eli step lenght on jokaisella ihmisellä ominainen. Se riippuu ihmisen luiden rakenteista, hermoston sekä nivelten ja lihasten toiminnosta. Jos askelpituutta muuttaa, aiheuttaa se automaattisesti muutoksia koko kävelyyn. (Väyrynen 2016.) Askelpituus vaihtelee iästä ja sukupuolesta riippuen. Aikuisella keskimääräinen askelpituus on 50–80 senttimetrin välillä. (Kauranen & Nurkka 2010, 382.) Ihmisen alaraajojen ja lantion mittasuhteet sekä kehon koko vaikuttavat askelpituuteen (Ahonen & Sandström 2011, 295).

Askelleveys eli step width mitataan kantapäiden sisäreunojen etäisyytenä toisistaan. Normaalisti kävelyssä askelleveys on noin 10–15 senttimetriä. Jos ihmisen askelleveys levenee tai kaventuu, saattaa se vaikuttaa alaraajalinjauksiin ja sen myötä koko kehon toimintaan. (Väyrynen 2016.) Askelleveyttä voidaan määritellä joidenkin kirjallisuuksien ja tutkimuksien mukaan joko etäisyydestä kantapäiden välillä tai nilkkanivelen keskeltä (Kauranen & Nurkka 2010, 382).

Askelkulma eli angle of gait tarkoittaa jalkaterän pitkittäisen akselin kulmaa suhteessa menosuuntaan. Jalkaterien toiminta toteutuu parhaiten, jos ihminen pys-

tyy pitämään kävellessä jalkaterät mahdollisimman suoraan eteenpäin. (Väyrynen 2016.) Hyvin usein ihmisellä jalkaterät ovat kuitenkin noin 5–10 asteen ulkokierrossa. Kun askelkulmaa eli aurasukulmaa halutaan määrittää, ilmaistaan jalkaterän ulkokierto +-merkillä ja sisäkierto –merkillä. (Kauranen & Nurkka 2010, 382.)

Askeltiheys eli cadence tarkoittaa otettujen askeleiden määrää annetussa ajassa, usein ajanmääreeksi annetaan yksi minuutti. Askeltiheyden ja -pituuden avulla voidaan laskea ihmisen kävelynopeutta. (Levine ym. 2012.) Askeltiheys ilmoitetaan yksikössä askelta/min ja aikuisella ihmisellä keskiarvo on noin 115 askelta/min (Kauranen & Nurkka 2010, 382).

3 Poikkeava kävely

Ennen kuin voidaan tehdä kävelyharjoitteita, tulee asiakkaalla olla kävelyn vaatimat edellytykset, joita kuvattiin tarkemmin luvussa kaksi. Päätekijä kävelyn kannalta on alaraajojen riittävä lihasvoima, sillä ne kannattelevat koko kehon painoa. Tarkemmin kävellessä työskentelevät siis alaraajojen antigravitaatiolihakset. Istumasta seisomaannousu vaatii reisi- ja pakaralihaksilta kävelyä enemmän voimaa ja sen onnistuessa itsenäisesti riittävät voimat yleensä myös kävelyy. Kävelyn eri vaiheet vaativat niin staattista kuin dynaamistakin tasapainoa. Mikäli edellä mainitut edellytykset eivät täyty, tulee ennen kävelyharjoitusten aloittamista harjoitella lihasvoimaa ja tasapainoa. Kävelyharjoitteissa kannattaa harjoitella koko kävelyn sykliä, sillä syklin jakaminen osiin voi häiritä kokonaisuuden oppimista. Harjoittelua kannattaa muunnella esimerkiksi kävelyn nopeutta hidastamalla tai rytmittämällä. Rytmitys voidaan hoitaa verbaalisesti tai esimerkiksi marssimusiikin tai metronomin avulla. (Kauranen 2016, 341–342.)

Kävelysykli on monen neuromuskulaarisen ja rakenteellisen liikuntaelimistön tekijän summa. Epänormaalin kävelysyklin voi aiheuttaa mikä tahansa tämän järjestelmän väärin toimiva osa. Näitä ovat aivot, selkäydin, hermot, lihakset, nivelet ja luut. Myös kipu voi olla epänormaalin kävelysyklin aiheuttaja, vaikka henkilöllä muuten olisikin valmiudet kävellä normaalisti. Tällöin epänormaali kävelysykli on

hänelle mukavampi tai kivuttomampi tapa liikkua. Yleisesti erilaisista epänormaalista kävelysykleistä on käytetty termiä ontua. (Levine, Richards & Whittle 2012, 65–66.)

3.1 Yleisimmät poikkeavuudet kävelysyklissä

Poikkeavan kävelyn erottaminen normaalista voi olla haastavaa. Kävely voi huonontua esimerkiksi näkökyvyn heikkenemisen, ylipainon tai masennuksen seurauksena. Myös useiden sydämen ja keuhkojen sairauksien takia potilaat väsyvät helpommin ja joutuvat hidastamaan kävelynopeuttaan. (Kaakkola 2018, 1018.)

3.1.1 Lateraalinen lantiokorin putoaminen

Kävelyn tukivaiheessa lantion ”putoamista” suhteessa kannattelevaan jalkaan kutsutaan yleisimmin Trendeleburgin kävelyksi. Oireen tarkoituksena on useimmiten vähentää voimia, jotka kohdistuvat lonkan loitontajalihaksiin sekä lonkkaniveleen tukivaiheen aikana. Tämä voi tapahtua unilateraalisti tai bilateraalisesti, jolloin lantio keinuu puolelta toiselle. Oireelle altistavat esimerkiksi varausvaiheessa ilmenevä kipu tai lonkan loitontajien heikko lihasvoima. (Levine ym. 2012, 66.)

3.1.2 Lantiosta eteen tai taakse nojaaminen

Etusuuntaisessa kiertymisessä henkilö nojaa lantiostaan eteenpäin tukivaiheen alussa. Mikäli poikkeavuus on vain toispuolista, lantio ojentuu samaan aikaan, kun vastakkaisen puolen kantaisku tapahtuu. Molemminpuolinen poikkeavuus voi sen sijaan pitää lantion eteenpäin kiertyneenä koko kävelysyklin ajan. Takasuuntaisessa kiertymisessä tukivaiheen alussa lantio kiertyy taaksepäin. Yleisimmin tämä tapahtuu kompensaationa inaktiivisten tai heikkojen lonkankoukistajien takia. (Levine ym. 2012, 69–70.)

3.1.3 Korostunut lannerangan lordoosi

Monilla ihmisillä on korostunut lannerangan lordoosi. Kävelysyklin epänormaaliksi tekijäksi se lasketaan vain silloin, kun lordoosin avulla pyritään helpottamaan kävelyä jollain tavalla. Tässä tapauksessa lordoosin suuruus vaihtelee kävelysyklin vaiheen mukaan. Yleisimmin lordoosi on suurimmillaan aivan tukivaiheen lopussa. Yleisin kävelysyklissä korostuneen lordoosin aiheuttaja on lonkan koukistussuunnan kontraktuura ja toiseksi yleisin tekijä on lonkan niveljäykistymä. (Levine ym. 2012, 70.)

3.1.4 Toiminnallinen jalkojen pituusero

Toiminnallinen jalkojen pituusero tarkoittaa sitä, etteivät jalat ole anatomisesti välttämättä eri pituiset, vaan toinen tai kumpikaan jaloista ei kykene ”säätymään” oikean pituisiksi tiettyihin kävelysyklin vaiheisiin. Jotta normaali kävely pystyy tapahtumaan, toiminnallisesti tukivaiheen jalan tulisi olla pitempi kuin heilahdusvaiheen jalan. Mikäli näin ei ole, heilahdusvaiheessa oleva jalka ei mahdu heilahtamaan tukijalan ohi, vaan törmää maahan. Toiminnallisesti tukivaiheen jalasta tulee ojentaa lonkkaa, polvea ja nilkkaa ja heilahdusvaiheen jalasta puolestaan koukistaa niitä. Mikäli näitä koukistuksia ja ojennuksia ei tapahdu, johtaa se toiminnalliseen jalkojen pituuseroon ja siten johonkin epänormaaliuteen syklissä. Tämä johtuu yleisimmin jostain neurologisesta syystä. Spastisiteetti ojentajalihaksissa tai heikkous koukistajalihaksissa tekee jalasta liian pitkän heilahdusvaiheeseen ja vastaavasti heikot ojentajalihakset ja spastiset koukistajat tekevät jalasta liian lyhyen tukivaiheeseen. Kompensaationa jalkojen toiminnalliselle pituuserolle ovat jalan heilahtaminen ulkokautta, lantion nostaminen heilahtavan jalan puoleen, heilahtavan jalan koukistaminen tai tukijalalla varvistaminen. (Levine ym. 2012, 70–72.)

3.1.5 Muita poikkeavuuksia

Levine ym. (2012) käy teoksessa Whittles Gait Analysis läpi myös muita poikkeavuuksia, jotka liittyvät kävelyyn vaikuttavien nivelten sekä lihasten vääränlaisiin toimintamalleihin. **Epänormaali lonkan kierto** aiheutuu, kun polvi ja nilkka eivät pysty kompensoimaan lonkan kiertymistä ja koko jalka kiertyy lonkan suuntaisesti. Epänormaaliutta voi olla niin sisä- kuin ulkokiertoonkin. Epänormaaliuden kolme yleisintä syytä ovat lonkan rotaatiolihashasten ongelmat, vääränlainen kantauskuvaihe kävelysyklissä tai kompensatorinen liike jonkin muun ongelman takia. **Liiallinen polven ojennus** syntyy, kun tukivaiheen normaali polven fleksio häviää ja polveen syntyy ojennus tai yliojennus, jossa polvi taipuu taaksepäin. Liiallisen polven ojennuksen syynä voi olla heikko quadriceps-lihashasten voima, jalan ulkokierto tai molemmat yhdessä. Quadriceps-lihashasten heikkoutta kompensoidaan polven ojennuksella käyttäen apuna lantiosta eteenpäin nojaamista. **Liialliseen polven koukistukseen** vaikuttavia tekijöitä ovat polven ojennussuuntaiset liikerajoitteet. Myös lonkan ojennussuuntainen liikerajoite voi aiheuttaa liiallista polven koukistusta, jos lonkka ei pääse ojentumaan tukivaiheen lopussa. **Dorsifleksion huono hallinta** voi aiheuttaa kävelysykliin muutoksen kahdessa eri vaiheessa. Nilkan dorsifleksoreiden ollessa heikot, niiden kantauskun aikainen aktivoituminen on huonoa ja jalka helposti läpsähtää alustaan. Dorsifleksiota tarvitaan myös heilahdusvaiheessa, kun niiden tehtävä on irrottaa jalka maasta. Mikäli tässä vaiheessa ilmenee heikkoutta, jäävät varpaat helposti raahaamaan maahan heilahdusvaiheessa. Normaalisti kävellessä jalkaterä suuntautuu linjassa kävelyn suuntaan, yleisimmin muutaman asteen ulospäin. **Epänormaali jalan kiertyminen** voi aiheutua lonkan liiallisesta ulko- tai sisäkierrrosta, reisi- tai sääriluun kiertymisestä tai jalan alueen epämuodostumasta. Kun jalka on kiertynyt epänormaalisti, vaikuttavat askeleesta aiheutuvat reaktiovoimat eri tavalla, kuin niiden normaalisti pitäisi. Ongelmat akillesjänteen tai triceps surae -lihasryhmän alueella voivat aiheuttaa **puutteellisen varvastyönnön**, jolloin kunnollinen painon päkiälle varaaminen estyy. Akillesjänteen repeämä tai kaksoiskantalihaksen ja leveän kantalihaksen heikkous ovat tyypillisiä syitä puutteelliseen varvastyöntöön. Tällöin jalka nostetaan alustasta ylös, kun paino on vielä kantapäällä ja koko jalkaterä irrotetaan samanaikaisesti. Puutteellisen varvastyönnön voi aiheuttaa myös jalkaterän epämuodostuma. Kävelysyklin virheiksi voidaan laskea

myös esimerkiksi loitonnuksessa olevasta lonkasta, valgus-asentoisesta polvesta tai kaatumisen pelosta johtuva **epänormaali askelleveys**, sekä erilaiset **rytmin häiriöt** kävelysylissä.

3.2 Poikkeavan kävelyn syitä

Neumann (2012, 664) jakaa poikkeavan kävelyn syyt kolmeen pääryhmään: kipu, neurologiset sairaudet ja tuki- ja liikuntaelinperäiset syyt. Monesti kävelyongelmien taustalla on useita syitä, etenkin ikääntyneillä (Kaakkola 2018, 1018). Kipu voi aiheuttaa poikkeavaa kävelyä ja tällöin käytetään antalgisen kävelyn termiä. Yleisoreena on kipeälle raajalle painonsiirron välttäminen, joka lyhentää askelpitua ja kipeän raajan tukivaiheen aikaa (Neumann 2012, 664). Kauranen (2016, 340–341) käyttää antalgisesta kävelystä kipukävely termiä. Aiemmin nimettyjen oireiden lisäksi kävely on epäsymmetristä, terveen raajan heilahdusvaihe on lyhentynyt ja kävelynopeus hidastunut.

Neurologisista syistä yleisiä ovat CP-vamma, Parkinsonin tauti sekä aivoverenkierron häiriöt sekä erilaiset lihassairaudet. **CP-vamman** aiheuttama aivovaurio voi vaikuttaa hermoston toimintaan monella tapaa. Noin 85 %:lla CP-potilaista suurin kävelyä haittaava tekijä on lihasten spastisiteetti, joka lisää lihasten tonusta. (Levine ym. 2012, 125–126.) Atetoottiselle oiremuodolle on tyypillistä vähentynyt lihastonus, joka vaikeuttaa kävelyasennon ylläpitoa. Ataktinen muoto taas aiheuttaa vapinaa, joka heikentää yläraajojen hienomotoriikkaa ja tekee kävelystä epävakaata. Niin sanottu spastisiteettikävely on yleisin CP-oireyhtymän yhteydessä ilmenevä kävelyn poikkeama. Siinä lonkat ovat koukistuksessa, lähennyksessä ja sisäkierrossa, polvet koukistuneena kiinni toisissaan sekä nilkat eversiossa. Askeleesta puuttuu kantaisku ja kävely tapahtuukin päkiöillä. (Kauranen 2016, 370–377; Levine ym. 2012, 126–135.)

Parkinson taudin tunnetuimpia oireita ovat lihasjäykkyys, lepovapina, liikkeiden hitaus ja vaikeus aloittaa tahdonalainen liike (Kauranen 2016, 366). Parkinson taudin alkuvaiheessa toisen alaraajan askelpituus ja liikkuvuus vähenevät ja saman puolen käden myötäliikkeet loppuvat. Taudin edetessä ryhti muuttuu kuma-

raisemmaksi, kummankin jalan askelpituus lyhenee ja niiden irrottaminen alustasta hankaloituu. Myös tasapaino heikkenee. Yläraajoista ei tule myötäliikkeitä eikä vartalo kierry käännytessä. Osalla potilaista saattaa esiintyä kävelyn jäähmettymistä. (Kaakkola 2018, 1021.)

Aivoverenkierron häiriön jälkeinen kävely on yleensä hidasta ja epäsymmetristä. Kaksoistukivaihe on yleensä pidentynyt, kuten myös pareesittoman puolen askelpituus. Muita yleisiä muutoksia ovat pareesipuolen jalan askelpituuden lyheneminen, askelleveyden kasvaminen, sekä jalkaterien ulospäin kiertyminen. (Levine ym. 2012, 136.)

Tuki- ja liikuntaelimistön vaivat, esimerkiksi nivelten liiallinen tai liian vähäinen liike sekä alentunut lihasvoima voivat aiheuttaa monenlaisia muutoksia kävelysykliissä. Yleisimmin nivelen epänormaali liikelaajuus aiheuttaa jonkinasteista kompensatiota yhdessä tai useammassa ympäröivässä nivelessä. Alentuneen lihasvoiman voi aiheuttaa lihaksen käyttämättömyys vamman jälkeen tai se voi olla merkki hermojen toimintahäiriöstä. Olipa syy mikä tahansa, aiheuttaa alentunut lihasvoima erilaisia kävelyn muutoksia. (Neumann 2012, 665.) Myös lihastaudit aiheuttavat kävelymuutoksia lihasten heikkenemisen kautta. Lantion ja alaraajojen proksimaalilihasten ollessa heikot kävelystä tulee vaappuvaa, lantio heiluu puolelta toiselle ja lordoosi korostuu. Oiretta kutsutaan ankkakävelyksi tai jo aiemmin kuvatuksi Trendeleburgin kävelyksi. (Kaakkola 2018, 1021.) Lisäksi muutoksia kävelysykliin aiheuttavat esimerkiksi nivelrikko, amputaatio sekä erilaiset ortoosit (Levine ym. 2012, 125). LaRoche, Millet & Kralian (2011) tutkivat alaraajojen lihasvoiman yhteyttä kävelyn muuttujiin 65–80 vuotiailla naisilla. Tutkimuksen mukaan heikko alaraajojen lihasvoima oli yhteydessä heikentyneisiin askeleen reaktiovoimiin sekä heikompaan kävelykykyyn.

3.3 Kävely ja ikääntyminen

Pystyasennon hallitsemista tasapainoisesti voidaan pitää edellytyksenä liikkumiselle. Ihmisen ikääntyessä hänen pystyasennossaan tapahtuu muutoksia, esimerkiksi nikamien ja välilevyjen rappeutumisen takia. Passiivinen elämäntyyli on altistavana tekijänä rintarangan kyfoosin lisääntymiselle, lannerangan lordoosin

vähene miselle sekä lonkan alueen lihasten kiristymiselle. Kaikki nämä tekijät osaltaan lisäävät tasapaino-ongelmia ja ikääntyneen ryhti onkin yleensä etukumarainen, jossa polvet ja lonkat ovat aavistuksen koukistuneina. Kävelyvaikeudet lisääntyvät iän myötä alkaen yleisesti 60 ja 70 ikävuoden välillä. Yli 65-vuotiaista 15 %:lla ja yli 75-vuotiaista 25 %:lla on ongelmia, jotka liittyvät kävel yyn. Kävelykykyyn vaikuttavat monet eri tekijät ja usein ikääntyneiden kävelyongelmien taustalla onkin useita tekijöitä. Tällaisia ovat muun muassa tasapaino, lihasvoima, näkökyky, ääreistunto ja reaktioaika. Lisäksi monet sairaudet voivat vaikuttaa kävelykyvyn heikkenemiseen. Kävel yvauhti sekä liikkeelle lähtö hidastuvat vanhe tessa. Vauhdin hidastumiseen vaikuttavat askelpituuden lyheneminen, minuutissa otettujen askelten lukumäärän väheneminen sekä askelleveyden kasvaminen. Myös sairaudet sekä fyysisen aktiivisuuden väheneminen ovat yhteydessä kävel ynopeuden hidastumiseen. Heikentynyt tasapaino, lihasvoiman väheneminen, nivelliikkuvuuksien aleneminen sekä lihaskireydet puolestaan vaikuttavat askelpituuden lyhenemiseen. Nopeuttaessaan kävel yä ei ikääntynyt lisää askelpituutta, vaan askeltiheyttä. (Kruus-Niemelä & Saarikoski 2011, 585–586.)

Vuosittain 28–35 % yli 65-vuotiaista kaatuu ja määrä kasvaa iän lisääntyessä. Määrä on hoitokodeissa vielä suurempi, niissä noin 50 % ikääntyneistä kaatuu vuosittain. Kaatumiset voivat vaikuttaa merkittävästi yksilön terveyteen ja elämänlaatuun. Yli 50 % yli 65-vuotiaiden sairaalahoitoa vaativista tapaturmista johtuu kaatumisesta, kuten myös 98 % lonkkamurtumista. Kaatumiset ovat myös suuri liikkumattomuuden ja aikaisen hoitokotiin joutumisen syy. Yhdelle kolmasosalle kaatuneista syntyy pelkotiloja kaatumista kohtaan, mikä vaikuttaa alentavasti tasapainoon, kävel ysykliin ja kognitiiviseen toimintakykyyn sekä vähentää liikkumisen määrää. Kaatumiset aiheuttavat myös kuolleisuutta. Kaatumisriskin on todettu olevan suurempi niillä henkilöillä, jotka ovat kaatuneet aiemminkin. Kaatumiset ovat yleensä useamman eri riskitekijän summa. Kaatumisen riskitekijät voidaan jakaa sisäisiin ja ulkoisiin tekijöihin. Sisäisiä riskitekijöitä ovat epänormaali kävel ysykli, tasapainoelinten häiriöt, sairaudet, lääkitys, kognitiivinen rajoitus, näköongelmat, heikko lihasvoima sekä kaatumisen pelko. Ulkoisia tekijöitä sen sijaan ovat ympäristön esteet sekä huonot kengät. (Similä 2017, 18–23.)

4 Kistler-voimalevy

Kehon liikuttamiseen sopivan voimamäärän tuottaminen on hermoston säätelemää. Se ohjaa tahdonalaisia ja tahdosta riippumattomia tekijöitä. Tahdonalaisia tekijöitä ovat esimerkiksi ihmisen motivaatio ja tahdosta riippumattomia tekijöitä esimerkiksi asento- ja liikeaisti eli proprioceptio. (Robbins & Zeinstra 2016, 46.) Voimalevyanturit on pääasiallisesti kehitetty, jotta pystyttäisiin mittaamaan jalkapohjien alustaan tuottamia ja välittämiä reaktiovoimia. Fysiikassa vastavaikutusta ja vastavoimaa kuvataan reaktiolla, joka perustuu Newtonin III lakiin. Vetovoima vaikuttaa maan pinnalla kaikkeen ihmisen tekemiseen. Sen avulla maahan säilyy kontakti, jossa ihmiskeho on alustan kanssa yhteydessä sekä kontaktissa toisiinsa vaikuttaen ja tuottaen voimia toisiinsa nähden. Newtonin III lain mukaan nämä voimat ovat yhtä suuret, mutta vastakkaiset. Näitä ihmiskehon ja alustan välisiä voimia voidaan mitata voimalevyanturin avulla. Mittaustekniikoita on erilaisissa voimalevyantureissa monenlaisia, mutta kaikkein yleisimpiä ovat venymäliuska-anturit tai pietsosähköisyyteen perustuvat anturit. Venymäliuska-antureiden toiminta perustuu materiaalien venymisen mittaamiseen, kun taas pietsosähköanturi käyttää hyväkseen kiteisten aineiden polarisoitumista sähköisesti. (Kauranen & Nurkka 2010, 298.)

Voimalevyillä mitataan alaraajojen ja jalkaterien reaktiovoimia alustaan erilaisten liikuntasuoristusten, esimerkiksi kävelyn, juoksemisen ja hyppäämisen aikana. Tilanteesta riippuen, voidaan molempien raajojen tuottamat reaktiovoimat mitata yhdellä voimalevyllä tai oikean sekä vasemman jalan tuottamat voimat erillisille levyille ja tutkia niitä erikseen. Esimerkiksi golf-lyönnissä ja painonnostossa yhdellä alustalla voidaan mitata paremmin vaikuttavia kokonaisvoimia sekä paine-keskipisteen liikkumista jalkojen välillä. Kävelyssä ja juoksussa sen sijaan halutaan yleensä tutkia vasemman ja oikean jalan voimia erillisillä levyillä puolierojen ja suorituksen symmetrisyyden vuoksi. Analysointiohjelmilla saadaan numeerista tietoa voimista, kontakti- ja lentoajoista, vääntömomenteista, paine-keskipisteistä, sekä kitkavoimista- ja kertoimista. Lisäksi ohjelmien avulla on mahdollista saada erilaisia graafisia esityksiä. Suurin osa mittareista kykenee mittauksiin kolmessa eri dimensiossa, joten tulostusmahdollisuuksia on saatavilla monipuolisesti. Ongelmana on kuitenkin ollut useat erilaiset käytössä olevat koordinaatistot, jotka

saattavat aiheuttaa joissain tapauksissa sekaannusta. (Kauranen & Nurkka 2010, 300.)

Kistler Group on sveitsiläinen dynaamiseen mittaamiseen keskittynyt yritys, jonka tuotteilla voidaan mitata painetta, voimaa, vääntömomenttia sekä kiihtyvyyttä. Yrityksen tuotteita on käytössä useilla eri aloilla, esimerkiksi autojen kehityksessä ja automaatioteollisuudessa (Kistler 2019a). Voimalevyllä kävelyn analysointi saadaan tehtyä tarkasti ja luotettavasti ja sen käyttöä voidaan soveltaa niin kilpaurheilussa, kuntoutuksessa kuin proteesien sopivuuden testaamisessakin. Voima-antureilla pystytään havaitsemaan pienimmätkin muutokset kävelyssä. (Kistler 2019b.)

5 Opinnäytetyön tarkoitus, tavoite ja tutkimuskysymykset

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on lisätä ymmärrystä kävelyn liittyvien voimien ja muuttujien vaikutuksista. Opinnäytetyön tavoitteena on tutkia Kistler 9260AA -voimalevyjen avulla kävelynopeuden muutoksen vaikutusta kävelyn reaktiovoimiin sekä reaktiovoimien ja kävelijän painon suhdetta.

Tämän opinnäytetyön tutkimuskysymykset ovat:

1. Kuinka kävelynopeuden muutos vaikuttaa askeleen pystysuuntaisiin reaktiovoimiin?
2. Kuinka suurella osalla koehenkilöistä askeleen suurin pystysuuntainen reaktiovoima oli kantauskussa ja kuinka monella varvastyönnössä?
3. Kuinka suurina olivat askeleen reaktiovoimat suhteessa koehenkilöiden painoon ja kuinka kävelynopeuden muutos niihin vaikutti?

6 Määrällisen opinnäytetyön toteuttaminen

Ammattikorkeakoulussa voi tehdä joko toiminnallisen tai tutkimuksellisen opinnäytetyön. Tutkimukselliset opinnäytetyöt jaetaan määrälliseen eli kvantitatiiviseen ja laadulliseen eli kvalitatiiviseen tutkimukseen. Tämä opinnäytetyö on laadultaan määrällinen tutkimus ja aineistonkeruumenetelmänä on käytetty systemaattista havainnointia. Systemaattinen havainnointi tarkoittaa sitä, että ihmisen toiminnasta saadaan tietoa esimerkiksi automaattisilla havainnointilaitteilla. Pelkän havainnoinnin perusteella ei voida tehdä minkäänlaisia tulkintoja siitä, mitä tietoa tai kokemusta ihmisellä tutkittavasta toiminnasta on. Havainnoinnin tulee aina olla järjestelmällistä ja suuntautua niihin asioihin, joita tutkimussuunnitelmassa on päätetty tutkia. (Vilka 2015, 96–97.) Systemaattiselle havainnoinnille olennaista on, että se toteutetaan tarkasti rajatuissa tiloissa, esimerkiksi tutkimuhuoneissa (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2009, 215). Määrällisessä tutkimuksessa ominaista on esittää tutkimustuloksia tekstin lisäksi myös kuviaina ja taulukkoina. Kuviot ja taulukot numeroidaan ja otsikoidaan. Selosteteksteissä käsitellään vain olennaiset kohdat ja ne sijoitetaan kuvion alapuolelle ja taulukon yläpuolelle. Kuvioiden ja taulukoiden tulee aina olla tekstin välittömässä läheisyydessä, jossa siihen on viitattu. (Karelia-ammattikorkeakoulu 2018, 18.) Hyvässä opinnäytetyössä on mieluummin rajaukseltaan suppea ja syvälinen kuin laaja ja pinnallinen aihepiiri (Heikkilä 2014, 23).

Jokaisessa tutkimuksessa tulee aina olla tarkoitus ja tehtävä. Tutkimuksen tarkoituksella on olemassa neljä erityispiirrettä: kartoittava, selittävä, kuvaileva ja ennustava. Tutkimus voi sisältää enemmän kuin yhden tarkoituksen ja tutkimuksen edetessä tarkoitus voi muuttua. Määrällistä tutkimusta voidaan nimetä hypoteettisdeduktiiviseksi, eksperimentaaliseksi ja positiiviseksi tutkimukseksi. Keskeistä määrälliselle tutkimukselle ovat aiemmat teoriat, johtopäätökset muista aikaisemmista tutkimuksista, käsitteiden tarkka määrittely ja hypoteesien esittäminen. Lisäksi keskeisiä asioita on koehenkilöiden tai tutkittavien henkilöiden valinta, koejärjestelyjen sekä aineiston keruun tarkat suunnitelmat, muuttujien muodostaminen taulukkoon, joista ne siirretään tilastollisesti käytettävään muotoon ja päätelmien teko tilastolliseen analysointiin perustuen. (Hirsjärvi ym. 2009, 135–140.)

Kirjoitusprosessiin kuuluu ideointi- ja suunnitteluvaihe, kirjallisen toteuttamisen vaihe, tekstiversioiden luettaminen ja tarkasteluvaihe. Vaikka prosessista on eroteltavissa eri vaiheita, sulautuvat ne käytännössä toisiinsa. Ideointi- ja suunnitteluvaiheessa haravoidaan mielessä olevat ajatukset aiheesta ja hankitaan niiden pohjalta lisää tietoa muun muassa kirjallisuuteen perehtyen. Saatua tietoa jäsenetään sekä rajataan niin, että lopulta aineisto hahmottuu selkeäksi. Kirjallisen toteuttamisen vaiheessa luonnostellaan aihetta yhtenäiseksi tekstiksi. Tässä vaiheessa on usein monta eri versiota. Tekstiversioita on hyvä luettaa ulkopuolisilla henkilöillä palautteen saamiseksi, sillä tutkija urautuu nopeasti omiin näkökulmiin. Tarkasteluvaiheessa tekstiä muokataan ja korjataan niin, että siitä tulee johdonmukainen ja kiinteä. Lopuksi tulee muistaa tarkistaa kieliasu julkistamista varten. Tämä ei kuitenkaan ole ainut tapa toteuttaa kirjoitusprosessia, vaan jokaisella on oma yksilöllinen tapa tehdä sitä. Tärkeää on kuitenkin muistaa hyvä työsuunnitelma ja aikataulu, hyvän lopputuloksen saamiseksi. (Hirsjärvi ym. 2009, 32–33.)

6.1 Opinnäytetyöprosessi

Tämän opinnäytetyön opinnäytetyöprosessi alkoi elo-syyskuussa 2018. Tuolloin koulun puolesta tuli sähköposti, jossa kerrottiin mahdollisuudesta tehdä opinnäytetyö Kistler-voimalevystä ja sen antamista tuloksista kävelyyn liittyen. Aihe kiinnosti, joten olin yhteydessä sähköpostitse opinnäytetyön ohjaajaan. Alkusuunnitteluvaiheessa ohjaajan kanssa sovittiin, kuka tekee kävelymittaukset voimalevyllä ja missä ne tehdään. Lisäksi pohdittiin koeryhmä mittauksiin. Mittaukset suoritettiin Karelia-ammattikorkeakoulun tiloissa joulukuussa 2018. Kävelymittaukset oli tarkoitus suorittaa opinnäytetyön tekijän toimesta, mutta hänen terveydellisistä syistensä johtuen se ei onnistunut. Sovittiin, että toimeksiantaja tekee mittaukset ja antaa tekijälle tulokset käyttöön. Tekijä kuitenkin kävi kävelemässä testiprotokollan läpi, jotta testitilanne ja tila tulivat hänelle tutuiksi. Opinnäytetyön aihepiiriä rajattiin yhdessä ohjaajan kanssa, jotta työlle tuli selkeät raamit. Tavoitteet työlle olivat alusta loppuun asti selkeät ja niiden pohjalta opinnäytetyön prosessi eteni halutussa ajassa eteenpäin. Opinnäytetyön tutkimusraportista selviää tarkemmin selvitykset kenttätystä, kohderyhmästä sekä analysointimenetelmistä.

Tietoperustan laatiminen alkoi tammikuussa 2019, jolloin lopullinen näkökulma työlle syntyi. Lähteiden löytäminen aiheeseen liittyen oli helppoa, sillä aiheesta löytyi paljon tutkimustietoa ja menetelmäkirjallisuutta. Kansainvälisiä lähteitä aiheeseen löytyi myös, mutta kaikkia löydettyjä lähteitä ei voitu käyttää niiden maksullisuuden vuoksi. Tietoperustan kirjoittamiseen sekä sopivien lähteiden etsimiseen käytettiin aikaa noin puoli vuotta. Voimalevyjen mittaustulokset saatiin analysoitavaksi maaliskuussa 2019 ja tulosten analysointiin aikaa käytettiin muutamia kuukausia. Toimeksiantosopimus (Liite 1) allekirjoitettiin toimeksiantajan kanssa toukokuussa 2019.

6.2 Mittausprotokolla

Mittaukset tehtiin Karelia-ammattikorkeakoulun tiloissa joulukuussa 2018. Koehenkilöitä haettiin opiskelijoille lähetettävällä sähköpostilla ja mittauksiin osallistuminen oli vapaaehtoista. Osallistumiskriteerinä oli, ettei osallistujalla saanut olla akuuttia alaraajavammaa. Mittauksiin osallistui 33 fysioterapiaopiskelijaa. Tutkimuksessa opiskelijat kävelivät Kistler 9260AA -voimalevyjen yli neljä kertaa. Tulokset kerättiin Kistlerin Bio Ware-ohjelmalla. Kaksi kävelyä tehtiin kullekin koehenkilölle ominaisella kävelynopeudella ja kaksi kunkin henkilön maksimaalisella kävelynopeudella. Näin ollen mitattavien kävelyiden kokonaismääräksi tuli 132. Koehenkilön nro 22 kävelyitä ei kuitenkaan voitu käyttää tutkimuksessa mittausvirheen takia, joten tuloksia pystyttiin hyödyntämään 128:sta kävelystä. Voimalevyt olivat aseteltu niin, että toinen levyistä mittasi oikeaa ja toinen vasenta jalkaa. Koehenkilöiden kävelynopeus mitattiin valokennoilla, jotka oli sijoitettu neljän metrin päähän toisistaan. Kennot mittasivat neljän metrin kävelyn kuluneen ajan. Koko kävelyalue oli yhdeksän metriä pitkä. Voimalevyt olivat alueen keskelle niin, että koehenkilöt ehtivät kiihdyttää kävelynsä tarvittavalle tasolle ennen levyille astumista. Lisäksi levyjen jälkeen kävelyä oli mahdollista jatkaa hidastamatta. Näin mittaustuloksista saatiin mahdollisimman todenmukaiset. Jokaisen henkilön kohdalla määritettiin kokeilemalla kävelyn aloitusetäisyys, jotta askeleet saatiin osumaan voimalevyille.

Mittaukset olivat osa SENDoc-hankkeen validaatiotutkimusta, jossa validoitiin MOVESOLE-älypohjallisia. Kukin koehenkilö puki ylleen älypohjalliset sekä ohutpohjaiset painikengät, joilla varmistettiin pohjallisten pysyminen paikallaan. Pohjalliset oltiin myös kalibroitu kyseiselle painikengälle, jotta pohjan mahdollinen iskua vaimentava vaikutus huomioitiin.



Kuva 1. Testitila ja välineistö (Kuva: Juuso Pikkarainen).



Kuva 2. Älypohjalliset ja painikengät (Kuva: Juuso Pikkarainen).

7 Tutkimustulokset

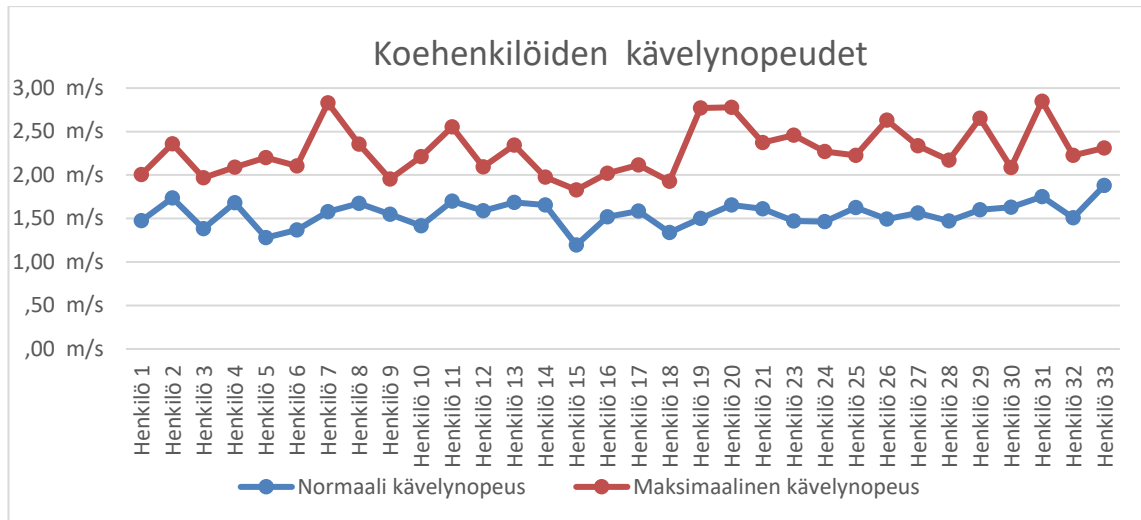
Tutkimuksessa mitattuja muuttujia olivat koehenkilön sukupuoli, paino, pohjallisen koko, kummankin jalan pysty-, sivu- ja vaakasuuntaiset voimat, kävelynopeus ja suurimman pystysuuntaisen voiman esiintymisaika. Tulosten analysoimiseen käytettiin Microsoft Excel -taulukkolaskentaohjelmaa.

Tutkimukseen osallistui 33 henkilöä joista 32:n kävelyitä pystytettiin käyttämään. Koehenkilöistä 19 oli naisia ja 13 miehiä. Heidän keskimääräinen painonsa oli 70,3 kiloa (vaihteluväli 50–110 kiloa). Koehenkilöiden keskimääräinen ikä oli 23 vuotta (vaihteluväli 19–34 vuotta).

Tulosten keskiarvojen laskemiseksi on käytetty kaavaa:

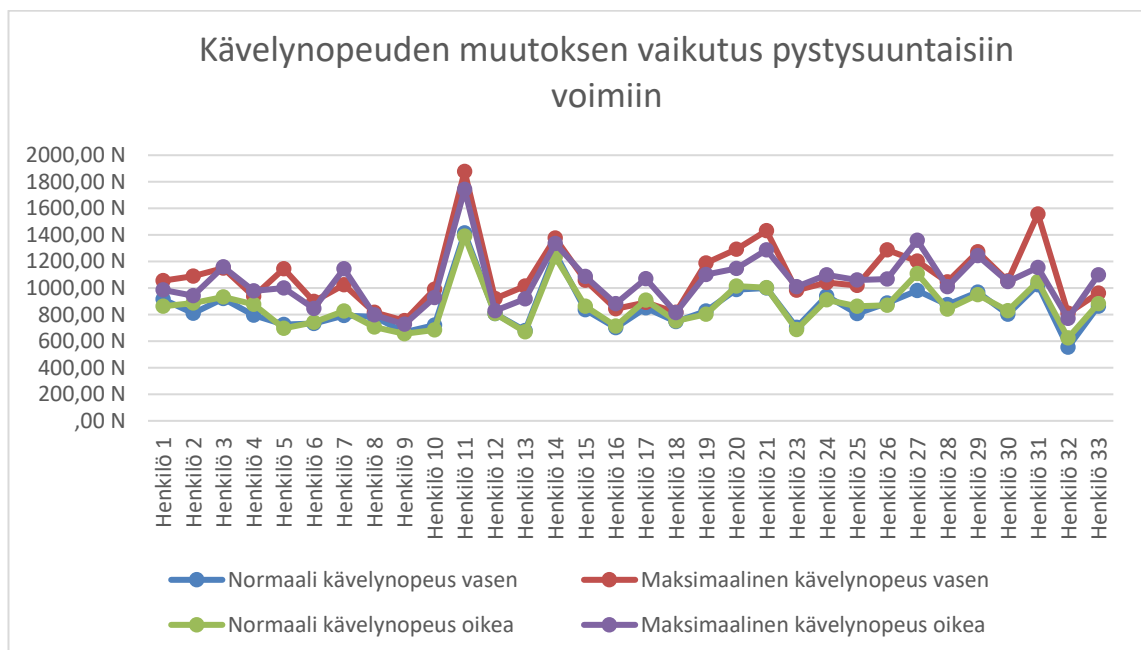
$$Keskiarvo = \left(\frac{(H1K1 + H1K2)}{2} + \frac{(H2K1 + H2K2)}{2} + \dots + \frac{(H32K1 + H32K2)}{2} \right) : KL$$

jossa Hn*	Henkilö
n	Henkilön numero
K1	1.n kävelyn tulos
K2	2.n kävelyn tulos
KL	Koehenkilöiden lukumäärä



Kuvio 1. Koehenkilöiden kävelynopeudet.

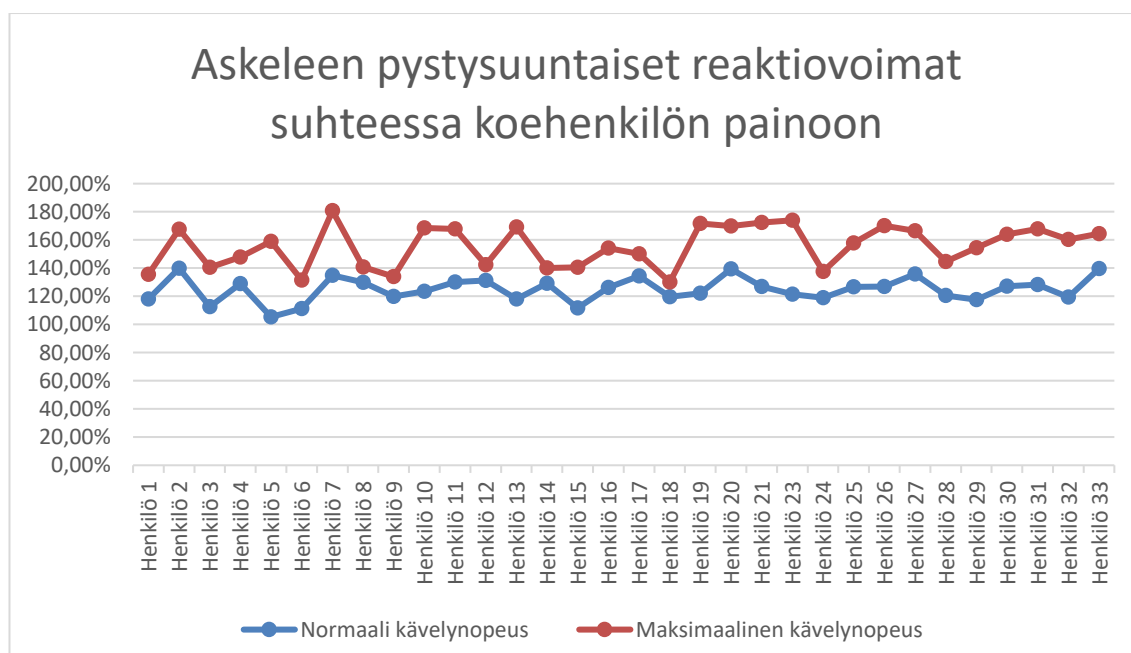
Tutkimuksen mukaan koehenkilöiden vapaasti valitun kävelynopeuden keskiarvo oli 1,55 m/s (vaihteluväli 1,20–1,88 m/s) ja maksimaalisen kävelynopeuden keskiarvo 2,28 m/s (vaihteluväli 1,83–2,85 m/s) (Kuvio 2). Kävelynopeudet on laskettu neljän metrin kävelymatkan avulla jakamalla matka (4m) siihen käytetyllä ajalla.



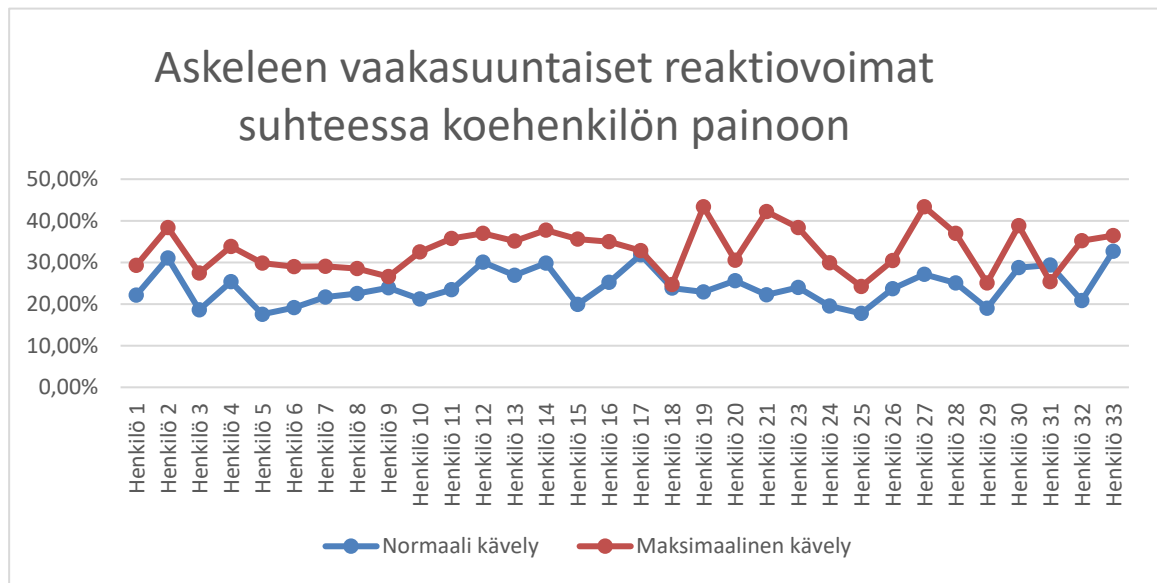
Kuvio 2. Kävelynopeuden muutoksen vaikutus pystysuuntaisiin reaktiivoimiin.

Tuloksista käy ilmi, että koehenkilöiden keskimäärinen pystysuuntainen voima kasvoi vasemmalla jalalla 27,41 % (vaihteluväli 3,89–53,37 %) ja oikealla jalalla 21,72 % (vaihteluväli 2,70–47,12 %).

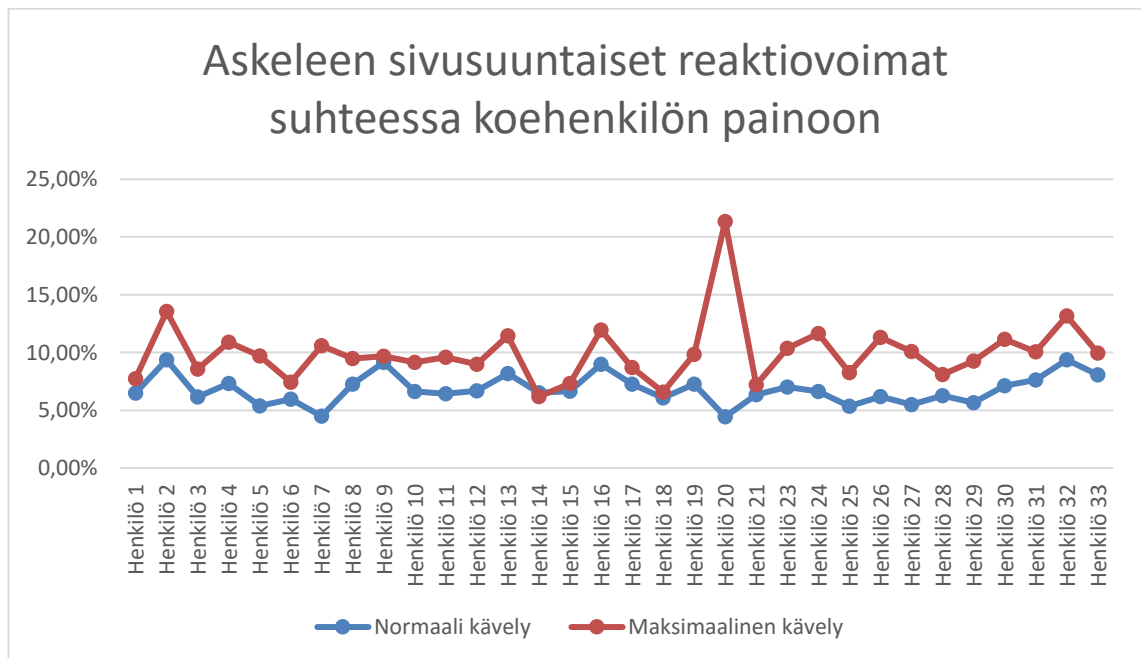
Suhteessa koehenkilöiden painoon, kävelyaskeleen suurin pystysuuntainen voima oli vapaasti valitulla kävelyllä keskimäärin 125 % (vaihteluväli 105–140 %) ja maksimaalisella kävelynopeudella 155,5 % (vaihteluväli 130–181%) kehon painosta (Kuvio 3). Koehenkilöiden askeleen vaakasuuntaiset voimat olivat kullekin henkilölle ominaisella kävelynopeudella keskimäärin 27,4 % (vaihteluväli 22,2–32,7 %) kehonpainosta. Maksimaalisella kävelynopeudella vastaava arvo oli 32,9 % (vaihteluväli 24,2–43,4 %) (Kuvio 4). Koehenkilöiden askeleen sivusuuntaiset voimat olivat keskimäärin ominaisella kävelynopeudella 7,3 % (vaihteluväli 4,5–9,4 %) kehonpainosta ja maksimaalisella kävelynopeudella 8,9 % (vaihteluväli 6,2–21,3 %) (Kuvio 5).



Kuvio 3. Askeleen pystysuuntaiset reaktivoimat suhteessa koehenkilön painoon.



Kuvio 4. Askeleen vaakasuuntaiset reaktiovoimat suhteessa koehenkilön painoon.



Kuvio 5. Askeleen sivusuuntaiset reaktiovoimat suhteessa koehenkilön painoon.

Tässä tutkimuksessa 81 % (26 henkilöä) koehenkilöistä oli suurimmat pystysuuntaiset reaktiovoimat kaikissa kävelyissä kantauskussa. 9 %:lla (3 henkilöä) yhdessä kävelyssä suurin vertikaalinen voima oli varvastyönössä. 6 %:lla (2 henkilöä) kummassakin hitaassa kävelyssä suurin pystysuuntainen reaktiovoima oli varvastyönössä. Yhdellä henkilöllä kaikkien kävelyiden suurimmat pystysuuntaiset reaktiovoimat olivat varvastyönössä.

8 Pohdinta

Pohdinnassa tarkoituksena on tarkastella opinnäytetyön sisältöä ja tuloksia suhteessa työn tavoitteisiin. Pohdinnassa voidaan käsitellä myös tekijän oppimisprosessia opinnäytetyön aikana sekä ammatillista kasvua. Työssä käytettyjä menetelmiä sekä lähestymistapaa tulee arvioida kriittisesti, lisäksi pohdinnassa tulee käsitellä opinnäytetyön luotettavuutta ja eettisyyttä. (Karelia-ammattikorkeakoulu 2018, 18.) Tutkimustulokset tulee suhteuttaa kirjallisuuteen, jota työssä on käytetty ja arvioida tulosten merkitystä, käytettävyyttä sekä luotettavuutta. Pohdinnassa mietitään, kuinka tutkimuskysymyksiin muodostui vastauksia, ja kuinka tutkimus keräsi lisää tietoa kyseisestä aiheesta. Lisäksi tulee pohtia asioita, mitä olisi voinut tehdä toisella tavalla. (Hirsjärvi ym. 2009, 263–264.) Yleensä pohdinta lopetetaan jatkotutkimus- ja kehittämisideoihin ja laajempaan ammatilliseen kontekstiin. (Karelia-ammattikorkeakoulu 2018, 18.)

8.1 Tuotoksen tarkastelu

Opinnäytetyön tulee sisältää empiirisen eli kokemuseräisen tutkimusosan lisäksi tutkimusongelmaan liittyviä teoreettisia tarkasteluja sekä teoriapohjan ja tutkimustulosten välisten yhteyden osoittamisen (Heikkilä 2014, 71). Usein tuotoksen tarkastelu olisi hyvä aloittaa viittaamalla tutkimuksen päätarkoitukseen tai mahdollisiin hypoteeseihin, minkä jälkeen kerrotaan tutkimuksen päätulokset koavasti. Tulosten ja tarkoituksen toteaminen heti alkuun auttaa kiireistä lukijaa, sillä monet lukijat haluavat otsikon ja sisällön nähtyään tarkistaa, onko tämä tut-

kimus muuttanut tai vahvistanut vanhaa tutkimustietoa. Jos tutkimuksessa on esitetty hypoteeseja, tulee niiden toteamisen lisäksi selvittää, tukivatko saadut tulokset hypoteeseja vai eivät. Lisäksi tuotoksen tarkasteluvaiheessa tulisi pohtia saattujen tulosten yhdenmukaisuutta aikaisempien tutkimustulosten kanssa. (Hirsjärvi ym. 2009, 264.)

Opinnäytetyön tavoitteena oli tutkia Kistler 9260AA -voimalevyjen avulla kävelynopeuden muutoksen vaikutusta kävelyn reaktiovoimiin ja reaktiovoimien sekä kävelijän painon suhdetta. Koehenkilöiden vapaasti valittu kävelynopeus oli keskimäärin 1,55 m/s ja maksimaalinen kävelynopeus 2,28 m/s eli kävelynopeus kasvoi 47 %. Tutkimuksessa keskimääräinen kävelynopeus oli hieman nopeampi kuin Kaakkolan (2018, 1017) 1,4 m/s tai Levine ym. (2012, 59) mainitsema naisten 1,36 m/s ja miesten 1,46 m/s. Koehenkilöiden maksimaalinen kävelynopeus oli hieman hitaampi kuin Neumann (2010, 634) kuvaama 20–50 vuotiaan maksimaalinen kävelynopeus 2,4–2,5 m/s.

Tuloksista käy ilmi, että kävelynopeuden kasvaessa jokaisen koehenkilön askeleen vertikaalinen voima kasvoi, mutta kasvun määrässä oli suurta hajontaa. Vasemmalla jalalla voima kasvoi keskimäärin 27,41 % (vaihteluväli 3,89–53,37 %) ja oikealla 21,72 % (vaihteluväli 2,70–47,12 %).

Askeleen suurimman pystysuuntaisen reaktiovoiman esiintymisaikaa käytettiin hyväksi tutkimuksessa, kun tutkittiin, oliko kovin reaktiovoima kantauskassa vai varvastyönnössä. Levine ym. (2012, 61) mukaan keskimääräinen askelsykliin käytetty aika on 18–49 vuotiailla naisilla 0,87–1,22 sekuntia ja miehillä 0,89–1,32 sekuntia. Hollman (2010, 635) mukaan varvastyöntö alkaa noin 40 % kohdalla askelsyklin kokonaisajasta. Näiden tekijöiden takia suurimman pystysuuntaisen reaktiovoiman raja-arvoksi valittiin 300 millisekuntia. Koehenkilöistä suurimmalla osalla (81 %) reaktiovoima oli suurin kantauskassa kaikissa kävelyissä. 9 %:lla yhdessä kävelyssä suurin vertikaalinen voima oli varvastyönnössä. 6 %:lla kummassakin hitaassa kävelyssä suurin pystysuuntainen reaktiovoima oli varvastyönnössä. Yhdellä henkilöllä kaikkien kävelyiden suurimmat pystysuuntaiset reaktiovoimat olivat varvastyönnössä.

Suhteessa koehenkilöiden painoon vapaasti valitun kävelynopeuden askeleen pystysuuntaisen reaktiovoiman suuruus oli 125,0 %, vaakasuuntaisen reaktiovoiman 27,4 % ja sivusuuntaisen reaktiovoiman 7,3 %. Voimat ovat lähellä Avelan, Perttusen & Järvisen (2012, 47) kuvaamia voimia. Maksimaalisella kävelynopeudella pystysuuntainen reaktiovoima oli keskimäärin 155,5 % (vaihteluväli 130–181%) kehon painosta eli reaktiovoima nousi keskimäärin 24,4 %. Kaikilla koehenkilöillä pystysuuntainen reaktiovoima kasvoi kävelyvauhdin lisääntyessä.

Keskimäärin koehenkilöiden askeleen vaakasuuntaiset reaktiovoimat nousivat ominaisen kävelynopeuden 27,4 %:sta (vaihteluväli 22,2–32,7 %) maksimaalisen kävelynopeuden 32,9 %:iin (vaihteluväli 24,2–43,4 %) eli keskimääräinen vaakasuuntaisen reaktiovoiman nousu oli 20%. Lähes kaikilla vaakasuuntaiset reaktiovoimat olivat maksimaalisessa kävelyssä suuremmat, mutta koehenkilöllä 31 voimat laskivat 29,4 %:sta 25,4 %:iin. Henkilöillä 19, 21 ja 27 on havaittavissa selkeästi keskimääräistä suurempi vaakasuuntaisten reaktiovoimien nousu.

Koehenkilöiden askeleen sivusuuntaiset voimat olivat keskimäärin ominaisella kävelynopeudella 7,3 % (vaihteluväli 4,5–9,4 %) kehonpainosta ja maksimaalisella kävelynopeudella 8,9 % (vaihteluväli 6,2–21,3 %), joten keskimäärin sivusuuntainen reaktiovoima nousi 22 %. Suurimpana poikkeamana sivusuuntaisista voimista on havaittavissa henkilön 20 kävelyt maksimaalisella kävelynopeudella. Voimat nousivat 4,5 %:sta 21,3 %:iin. Mahdollisesti näin suurta eroa selittävä tekijä voi olla pieni horjahdus tai muu sivusuuntainen liike astuttaessa voimalevylle. Tulos on kuitenkin otettu huomioon keskiarvoja laskiessa.

Jokaisella ihmisellä on itselle ominainen kävelytyyli. Se voi joissain tapauksissa olla todella erikoinen ja normaalista poikkeava. (Kaakkola 2018, 1017.) Yksilöllisillä kävelyn eroavaisuuksilla voidaankin uskoa olevan vaikutusta myös reaktiovoimien suuruuteen.

8.2 Opinnäytetyön luotettavuus

Määrällisen opinnäytetyön luotettavuutta arvioidaan reliabiliteetin ja validiteetin näkökulmista (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2013, 205). Tutkimuksen reliabiliteetti eli tutkimuksen kyky antaa ei-sattumanvaraisia tutkimustuloksia ja validiteetti eli tutkimuksen kyky mitata sitä, mitä tutkimuksessa oli tarkoitus mitata, muodostavat yhdessä tutkimuksen kokonaisluotettavuuden. Kokonaisluotettavuus voidaan luokitella hyväksi, kun otos edustaa perusjoukkoa ja satunnaisvirheiden määrä mittaamisessa on mahdollisimman vähäinen. (Vilkkä 2015, 193–194.) Luotettavuutta arvioidessa tulee ottaa huomioon myös tutkimuksen ulkoinen validiteetti, mikä tarkoittaa sitä, kuinka hyvin ulkopuoliseen perusjoukkoon voidaan yleistää tutkimuksessa saadut tulokset (Kankkunen & Vehviläinen-Julkunen 2013, 189). Tutkimuksen luotettavuutta parantaa, jos tutkija kykenee kertomaan tarkasti ja yksityiskohtaisesti tutkimuksen toteuttamisesta. Tarkkuus koskee kaikkia tutkimuksen vaiheita. Tutkijan pitäisi pystyä esimerkiksi kertomaan tarkasti olosuhteet ja tutkimustilanne missä aineistoa kerättiin. (Hirsjärvi ym. 2009, 231.) Ulkopuolisilta ihmisiltä saadut kommentit ovat tärkeitä ja ne vähentävät tutkimuksen virheiden määrää. Hyviä kommentoijia ovat alan asiantuntijat, kollegat ja ohjaajat sekä vertaisryhmät. Kvantitatiivisen tutkimuksen kokonaisluotettavuuteen vaikuttaa alussa tutkimukselle asetettu vaatimustaso. Vaatimustason voidaan ajatella vastaavan kysymykseen, miten tutkimus tehdään. (Vilkkä 2007, 153–154.) Huolimattomuus tutkimuksen tekemisessä, raportoinnissa sekä tulosten kirjaamisessa voivat olla merkki tutkijan huonosta ammattitaidosta ja ne heikentävät tutkijan saamien tulosten luotettavuutta. Pahimmassa tapauksessa tutkimus voidaan jopa mitätöidä tämän vuoksi. (Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2019.)

Yksi osa opinnäytetyön luotettavuuden arviointia on pohtia todettujen virhelähteiden vaikutusta tuloksiin. Näitä ovat esimerkiksi suuri kato, otoksen vinous sukupuoleen, ikärakenteen tai jonkun muun taustamuuttujan suhteen, jotka eivät paljasta aineistoa käsitellessä, vaan ne selviävät myöhemmin ja näin ollen aiheuttavat tuloksiin virheitä. Tutkimuksen luonteesta riippuu se, kuinka paljon nämä tekijät vaikuttavat virheisiin. Luotettavuus, avoimuus ja rehellisyys edellyttää virhelähteiden pohtimista ja niiden esiin tuomista. Tämä tulee muistaa myös johtopäätöksiä tehtäessä. (Heikkilä 2014, 72.)

Opinnäytetyön tietoperustaa lähdettiin keräämään sekä kokoamaan tutkimalla työn aihepiiriä käsitteleviä tutkimuksia, kirjallisuutta, opinnäytetöitä ja pro gradu -tutkimuksia. Ennen kirjoitusprosessin alkua arvioitiin lähteiden luotettavuutta valitsemalla lähteiksi vain sellaiset aineistot, jotka on julkaistu viimeisen kymmen vuoden sisällä. Koko prosessin ajan kaikki opinnäytetyöhön liittyvät sähköpostiviestit tallennettiin ja kaikki kirjoitusversiot arkistoitii kirjoituspäivämäärän mukaan. Työn edetessä pidettiin päiväkirjaa prosessin eri vaiheista, jotta lopussa oli helpompaa kirjoittaa prosessin etenemisestä järjestelmällisesti. Kaikki opinnäytetyön ohjaajalta saadut korjausehdotukset kirjoitettiin ylös ja hyödynnettiin työssä. Tämän opinnäytetyön aihe oli valmis toimeksianto, eikä tekijä ollut aikaisemmin hyödyntänyt voimalevyä tai siitä saatuja tuloksia opintojen aikana tai harjoitteluissa.

Koko prosessin ajan löydetystä lähteistä pidettiin kirjaa ja sitä päivitettiin koko prosessin ajan. Aineistosta pyrittiin saamaan mahdollisimman kattava sekä luotettava, joten lähteinä on käytetty tutkimuskirjallisuutta, menetelmäkirjallisuutta, muutamaa oppikirjaa, pro gradu -tutkielmaa, väitöskirjaa, verkkolähteitä, tutkimusperäisiä artikkeleita Suomesta sekä ulkomailta ja kokoomateoksia. Oppikirjat lähteenä opinnäytetyössä heikentää työn luotettavuutta, mutta luotettavuutta arvioitiin kuitenkin kirjoittajan sekä hänen käyttämien lähteiden perusteella. Oppikirjoista sai paljon taustatietoa ja ymmärrystä aiheeseen liittyen, jolloin käytettyä aineistoa on ollut helpompi hyödyntää. Opinnäytetyön luotettavuutta olisivat lisänneet tuoreet tutkimusperäiset julkaisut ja lähteet Kistler-voimalevyn käytöstä ja sen terveyshyödyistä, mutta niitä ei löydetty. Suurin osa tämän opinnäytetyön lähteistä on kotimaisia, mutta työstä löytyy kattavasti myös kansainvälisiä lähteitä. Kansainvälisten lähteiden käyttö lisää työn luotettavuutta. Tieteellisiä artikkeleja sekä tutkimuksia etsiessä eri tietokannoista esiin nousi, että monet luotettavalta tuntuneet lähteet olivat maksullisia, joten kyseisiä lähteitä ei voitu käyttää. Tämän työn lähteitä etsiessä on käytetty hyväksi tietokantoja Finna, Medic, PubMed, Cinahal, ResearchGate, Google Scholar ja ScienceDirect.

Tutkijan tulee käyttää lähdekritiikkiä eli harkintaa kirjallisuuden valinnassa. Lähteitä valitessa ja niitä tutkiessa tulisi pyrkiä kriittisyyteen. Lisäksi lähteiden kirjoit-

tajaan ja hänen muihin teoksiinsa olisi hyvä tutustua laajemmin. Jos jokin kirjoittajanimi esiintyy useissa julkaisuissa tekijänä tai teosten lähdeviitteissä on oletettavaa, että tekijällä on arvovaltaa alalla. Aina olisi hyvä yrittää ottaa selville kirjoittajan taustoista ja julkaisemista teoksista. Lisäksi tutkijan tulisi aina käyttää mahdollisimman tuoreita lähteitä ja palata alkuperäisiin lähteisiin. Usein tutustuminen alkuperäisiin lähteisiin osoittaa sen, että tieto on usein muuttunut paljon moninkertaisissa lainaus- ja tulkintaketjuissa. Lähdeluettelon huolellinen laadinta edellyttää tutkijalta sen, että hän on tehnyt kirjallisuuteen perehtyessä tarkkoja muistiinpanoja. Lähdeluettelo tulee tehdä huolellisesti, sillä se antaa tarkat tiedot julkaisuista sekä lähteistä, joita tutkija on työssään käyttänyt. (Hirsjärvi ym. 2009, 113–115.)

Opinnäytetyön luotettavuutta lisää, että lähdeviittaukset ja -merkinnät kirjattiin ajankohtaisesti tekstiin. Lähdeluetteloä täydennettiin jatkuvasti kirjoittamisen yhteydessä, jolloin lähteet ovat koko prosessin ajan pysyneet ajan tasalla. Työtä näytettiin ulkopuolisille henkilöille ja he lukivat sitä säännöllisin väliajoin. Heiltä saatu palaute auttoi suuresti työn edetessä.

Tutkimuksen otos edustaa perusjoukkoa eli terveitä aikuisia hyvin. Koehenkilöinä oli sekä miehiä, että naisia, jotka olivat eri kokoisia. Koehenkilöt olivat fysioterapia opiskelijoita, mikä saattoi vaikuttaa kävelyiden tuloksiin, sillä todennäköisesti fysioterapia opiskelijoilla on tietämystä normaalista kävelystä keskipertaa enemmän. Alitajuntaisesti he ovat saattaneet ajatella omaa kävelyä enemmän kuin tavalliset ihmiset. Kenkävalinta saattoi osaltaan vaikuttaa tuloksiin. Jotta älypohjalaiset pysyivät paikallaan hyvin, tuli kengän olla varrellinen ja tiukka. Painikengän varren on tarkoitus tukea nilkkaa ja varrellinen kenkä onkin saattanut vähentää nilkan vaaka- tai sivusuuntaista liikettä askeleen aikana.

Tutkimustilanne ja mittausasetelma oli vakioitu hyvin ja se pysyi samanlaisena koko mittausprosessin ajan. Kullakin henkilöllä oli mittausprosessissa oma selkeästi määritelty tehtävänsä. Mittausprotokollaa myös suunniteltiin ja testattiin paljon ennen varsinaisten tutkimusten alkua, jotta tutkimustilanteessa kaikki sujui hyvin eikä silloin ilmaantuisi ongelmia. Tutkimustulokset tallennettiin havaintomatriisiin, jossa kunkin koehenkilön tuloksille oli oma paikkansa ja ne arkistoitiiin

selkeästi. Tutkimustulosten käsittely ja arviointi tehtiin mahdollisimman huolellisesti ja tulokset esitettiin rehellisesti ja vääristelemättä.

8.3 Opinnäytetyön eettisyys

Eettisesti tärkein asia tutkimuksessa on kirjoittamistapa. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa tutkimustuloksia ei saa kirjoittaa yksilöittäin sen vuoksi, ettei tunnistamisriskiä ole. Tutkimustulokset voivat pahimmillaan loukata tutkittavia, jonka vuoksi tutkijan tulee välttää tulosten kirjoittamistavassa ilmaisutyylejä, jotka ovat yksipuolisia, epäkunnioittavia, tyypitteleviä tai halventavia. Tutkijan tulee aina muistaa kirjoittaessa eettisyys ja se, että hän edustaa itseään ja kirjoittaa tutkijana. Hyvään tieteelliseen tapaan kuuluu, että toisen työn tuloksia tulee selostaa kunnioittavasti. (Vilka 2007, 164–166.) Tutkijan tulee noudattaa eettisesti kestäviä tutkimus- ja tiedonkeruumenetelmiä. Tämä tarkoittaa hyvää tieteellistä käytäntöä. Tiedonhankinnassa tämä tarkoittaa sitä, että tutkija käyttää tiedonhankinnassa oman alan tieteellistä kirjallisuutta ja tuntee sen sekä käyttää lisäksi apuna muita asianmukaisia tietolähteitä, esimerkiksi ammattikirjallisuutta. (Vilka 2015, 41–42.)

Hyvän tieteellisen käytännön keskeisiä asioita tutkimusetiikan näkökulmasta on, että tutkimuksessa noudatetaan huolellisuutta sekä tarkkuutta tutkimustyössä ja tulokset esitetään rehellisesti. Tutkimuksessa tulee toteuttaa avoimuutta sekä vastuullisuutta ja tarvittavat tutkimusluvut on hankittu. (Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2019.) Tutkimuksen ulkopuolisia lähteitä tulee käyttää asiallisesti ja merkitä niiden käyttö lähdeluetteloon sekä lähdeviittauksiin. Lähteiden asianmukainen merkitseminen kuuluu niin digitaalisessa muodossa esiintyviin lähteisiin, kuin manuaalisessa muodossa oleviin tuotoksiin. Jokaisella internetissä olevalla kuvalla on tekijänoikeus, joten eettisesti oikein ja tekijänoikeudellisesti helpoin keino on käyttää joko itse ottamia kuvia työssä. (Vilka 2007, 165.)

Vilppi tarkoittaa väärin tietojen tai tulosten esittämistä tutkimuksessa. Se jaetaan neljään kategoriaan, jotka ovat sepittäminen, havaintojen vääristäminen, plagiointi ja anastaminen. Sepittäminen tarkoittaa keksittyjen tulosten esittämistä tutkimusraportissa, havaintojen vääristäminen tarkoittaa alkuperäisten havaintojen

tarkoituksellista muuttamista tai esittämistä niin, että havaintoihin perustuva tulos vääristyy. Plagiointi tarkoittaa toisen ihmisen tekemän julkaisun tai tekstin esittämistä omana tekstinä ja anastaminen tarkoittaa toisen ihmisen tutkimusidean, -suunnitelman, -havaintojen, -tulosten tai -aineiston esittämistä tai käyttämistä omana. (Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2019.) Tutkijan piittaamattomuus ilmenee usein tiedon luvattomana lainaamisena, lähdeviitteiden puuttumisena tai väärin kirjoitettuna lähdeviitteenä (Hirsjärvi ym. 2009, 122).

Tässä opinnäytetyössä on pyritty kirjoittamaan lähteistä saatu tieto vääristelemättä sitä. Plagiointia tai vilppiä ei ole tehty, eli tekstiä ei ole lainattu suoraan mistään. Lähteet ovat merkitty lähdeluetteloon Karelia-ammattikorkeakoulun opinnäytetyö ohjeiden mukaisesti kuin myös lähdeviitteet. Mikäli jossain prosessin vaiheessa tekstiä poistettiin, poistettiin samalla käyttämättömät lähteet lähdeluettelosta. Mittauspäivään osallistuneet koehenkilöt osallistuivat tutkimukseen vapaaehtoisesti ja heitä informoitiin siitä, mihin saatuja tuloksia tullaan käyttämään. Heille kerrottiin, ettei heidän henkilötietoja tulla missään vaiheessa kertomaan julkisesti. Tutkimustuloksien purkamisessa ja niitä kirjoittaessa on pyritty ottamaan huomioon, ettei työssä ole käytetty epäkunnioittavia tai yksipuolisia ilmaisutyyliä, mitkä voisivat loukata koehenkilöitä. Tutkimustuloksia käsitellessä ei käytetty henkilötietoja, vaan koehenkilöt numeroitiin. Tutkimustulokset ovat esitetty rehellisesti täysin vääristelemättä. Toimeksiantajan kanssa on eettisten periaatteiden mukaisesti kirjoitettu toimeksiantosopimus, missä tulee ilmi molempien osapuolien tehtävät työtä kohden. Tekijänoikeudelliset seikat työssä on otettu huomioon sillä, että kaikki kuvat ovat tekijän ottamia.

8.4 Ammatillinen kasvu

Opinnäytetyö tehtiin yksilötyönä, jolloin tekijä pystyi aikatauluttamaan prosessin omien opintojensa mukaan joustavasti. Tämä toi prosessiin tietyllä tavalla vapautta, mutta toisaalta myös lisäsi henkilökohtaista vastuuta. Taitoa ottaa vastuuta ja johtaa omaa työtä tulee fysioterapian alalla tarvitsemaan tulevaisuudessa paljon, kun enenemissä määrin töitä tehdään ammatinharjoittajina.

Fysioterapiakoulutuksen aikana olleista tehtävistä suurin osa on vaadittu tekemään opinnäytetyömallin mukaan, jonka ansiosta opinnäytetyöprosessin aikana malli oli jo tullut tutuksi ja sen käyttö on ollut pääpiirteissään luontevaa sekä vai- vatonta. Kehitystä on tapahtunut asiatekstin kirjoittamisessa ja lähteiden kriitti- sessä etsimisessä. Erityisesti englanninkielisten lähteiden käyttöä ja kävelyyn liit- tyvää englanninkielistä ammattisanastoa pystyttiin kehittämään prosessin aikana paljon. Prosessin myötä tietotaito kävelyyn liittyen syventyi paljon ja opitusta on varmasti hyötyä työelämään siirryttäessä. Prosessi on opettanut kävelyn tutki- mista syvällisesti ja antanut siihen paljon uusia näkökulmia. Prosessin edetessä syntyi käsitys siitä, miten moneen osa-alueeseen kävely vaikuttaa ja kuinka pie- nillä korjauksilla voidaan edistää asiakkaan hyvinvointia. Ilman tätä opinnäyte- työtä ja sen aihetta, tulevaan työelämään ei olisi saatu näin paljoa valmiiksi työ- kaluja vastaanottokäyntejä varten.

Tutkimustuloksia analysoidessa tuli kerrattua ja opeteltua lisää Microsoft Excel- taulukkolaskentaohjelman käyttöä. Tulosten keskiarvojen ja vaihteluvälien laske- misesta, havainnollistavien taulukoiden tekemisestä ja ohjelman käytöstä ylipää- tänsä tuli varmempaa ja luontaisempaa opinnäytetyöprosessin edetessä. Näistä jo opituista taidoista tulee varmasti olemaan hyötyä ammatillisessa mielessä tu- levaisuudessa. Normaalia laajempi Microsoft Excelin käyttö voi aukaista monia uusia ovia jatkossa.

Opinnäytetyötä tehdessä tuli myös vaiheita, kun työ ei tahtonut edetä. Tämä on opettanut pitkäjänteisyyttä, kärsivällisyyttä ja ongelmanratkaisutaitoja. Pitkäjän- teisyyden kasvaminen on ollut hitaasti etenevä projekti eikä se ole vielä valmis, ei tuskin koskaan tule olemaan, mutta sitä tarvitaan ammatillisesti toimiessa. Kär- sivällisyyden lisääntyminen on tärkeä taito moniammatillisessa ympäristössä toi- miessa, sillä silloin on monella omia mielipiteitä ja täytyy pystyä luovimaan ja kek- simään se kaikista paras keino toimia yhdessä asiakkaan eduksi. Tähän opin- näytetyöhön se heijastuu niin, ettei voinut mennä niin sanotusti sieltä mistä aita on matalin, vaan tuli ajatella, mikä on jatkon kannalta, eettisesti ja työn luotetta- vuutta ajatellen paras keino edetä. Toisinaan oli hyvä ottaa etäisyyttä työn teosta. Sen avulla työhön sai uusia näkökulmia ja kun sitä alkoi jälleen tekemään, oli se huomattavasti helpompaa.

8.5 Opinnäytetyön hyödynnettävyys ja jatkokehitysideat

Tätä opinnäytetyötä ja sen tuloksia voidaan hyödyntää fysioterapian koulutusohjelmassa opetettaessa kävelyn analysointia. Lisäksi opiskelijat saavat tästä työstä helposti käyttöön kävelyn analysoinnin keskiarvoja eri muuttujille sekä reaktivoimille. Sama pätee myös valmiille fysioterapeuteille. Jatkokehitysideana työlle voisi olla mittausten suorittaminen pidemmällä kävelymatkalla. Tässä työssä tilana oli käytössä pieni laboratorio, joten koehenkilöt kävelivät suhteessa lyhyen matkan. Mielenkiintoista voisi olla tutkia, muuttuuko saadut tulokset, jos koehenkilöt kävelisivät esimerkiksi 200–400 metriä.

Lähteet

- Ahonen, J. & Sandström, M. 2011. Liikkuva ihminen – aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Lahti: VK-Kustannus Oy.
- Avela, J., Perttunen, J. & Järvinen, M. 2012. Tuki- ja liikuntaelimestön biomekaniikkaa. Teoksessa Kiviranta, I. & Järvinen M. (toim.). Ortopedia. Helsinki: Otava, 44–60.
- Heikkilä, T. 2014. Tilastollinen tutkimus. Helsinki: Edita.
- Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2009. Tutki ja kirjoita. Helsinki: Tammi.
- Hollman, J., McDade, E. & Petersen, C. 2011. Normative Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults. *Gait Posture* 2011 34 (1), 111–118.
- Kaakkola, S. 2018. Poikkeava kävely. Duodecim. <https://www.terveysportti.fi/xmedia/duo/duo14347.pdf>. 4.2.2019.
- Kankkunen, P. & Vehviläinen-Julkunen, K. 2013. Tutkimus hoitotieteessä. Helsinki: Sanoma Pro.
- Karttunen, A. 2011. Aivohalvauksuntoutujien kävelykuntoutusta täydentävä fysioterapia. Jyväskylän yliopisto. Liikunta- ja terveystieteiden tiedekunta. Pro gradu -tutkielma. <https://jyx.jyu.fi/bitstream/handle/123456789/36936/URN%3aNBN%3afi%3ajyu-2011111211676.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. 12.8.2019.
- Kauranen, K. 2017. Fysioterapeutin käsikirja. Helsinki: Sanoma Pro.
- Kauranen, K. & Nurkka, N. 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Helsinki: Liikuntatieteellinen Seura.
- Karelia-ammattikorkeakoulun opinnäytetyöryhmä. 2018. Opinnäytetyön ohje. Karelia-ammattikorkeakoulu. https://student.karelia.fi/fi/opinnot/oppari/opinnaytetyo_asiakirjakirjasto/Karelia_opinnaytetyon_ohje.pdf. 20.1.2019.
- Kistler. 2019a. Kistler Services - worldwide, fast and straightforward. <https://www.kistler.com/en/services/>. 3.3.2019.
- Kistler. 2019b. Gait Analysis with Kistler – When Force Measurement Makes All the Difference. <https://www.kistler.com/en/applications/sensor-technology/biomechanics-and-force-plate/gait-analysis/>. 3.3.2019.
- Kosonen, J. 2015. Yksilöllisesti muotoiltujen pohjallisten vaikutus kävelyn ja juoksun kinematiikkaan sekä kinetiikkaan ylipronatoivilla miehillä. Jyväskylän yliopisto. Liikuntabiologian laitos. Pro gradu -tutkielma. <https://jyx.jyu.fi/bitstream/handle/123456789/46198/URN%3aNBN%3afi%3ajyu-201506042189.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. 25.8.2019.
- Kruus-Niemelä, M. & Liukkonen, I. 2011. Liikkuminen ja vanhuus. Teoksessa Liukkonen, I. & Saarikoski, R. (toim.) Jalat ja terveys. Helsinki: Duodecim, 584–592.
- Käypä hoito. 2016. Aivoinfarkti ja TIA. Duodecim. <https://www.kaypa-hoito.fi/hoi50051#readmore>. 12.8.2019.
- LaRoche, D., Millet, E., Kralian, R. 2011. Low Strength is related to diminished reaction forces and walking performance in older woman. *Gait Posture* 2011; 33 668-672. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636211000725>. 28.8.2019.
- Levine, D., Richards, J. & Whittle, M. 2012. Whittle's Gait Analysis. Fifth edition. Churchill Livingstone: Elsevier Health Sciences.
- Liikavainio, T. 2010. Biomechanics of Gait and Physical Function in Patients with Knee Osteoarthritis. Thigh Muscle Properties and Joint Loading

- Assessment. Itä-Suomen yliopisto. Terveystieteiden tiedekunta. Väitöskirja. http://epublications.uef.fi/pub/urn_isbn_978-952-61-0119-4/urn_isbn_978-952-61-0119-4.pdf. 30.8.2019.
- Lythgo, N., Wilson, C. & Galea M. 2011. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults. II: Walking at slow, free and fast speed. *Gait & Posture* 2011; 33: 29–35. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636210002687>. 19.8.2019.
- Neumann, D. 2010. Kinesiology of the musculoskeletal system. Foundations for Rehabilitation. Second edition. Mosby: Elsevier Health Sciences.
- Peurala, S., Karttunen, A., Sjögren, T., Paltamaa, J. & Heinonen, A. 2014. Evidence for the effectiveness of walking training on walking and self-care after stroke: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of rehabilitation medicine* 2014 46, 387–399. <https://www.medicaljournals.se/jrm/content/html/10.2340/16501977-1805>. 17.3.2019.
- Pitkälä, K. 2014. Vanhuksen kävelynopeus on tärkeää mitata. Potilaan lääkäri-lehti. <https://www.potilaanlaakarilehti.fi/uutiset/vanhuksen-kavelynopeus-on-tarkeaa-mitata/> 16.9.2019.
- Richter, P. & Hebgen, E. 2007. Triggerpisteet ja lihastoimintaketjut osteopatiassa ja manuaalisessa terapiassa. Lahti: VK-Kustannus.
- Robbins, D. & Zeinstra, E. 2016. Lihastoiminta. Teoksessa Langinkoski, A. & Lappalainen, J. (toim.). Liikuntafysiologian perusteet. Lahti: Fitra, 39–47.
- Similä, H. 2017. Assessing fall risk of older adults using accelerometry- based methods. Oulun yliopisto. Tieto- ja sähkötekniikan tiedekunta. Väitöskirja. <https://www.vtt.fi/inf/pdf/science/2017/S163.pdf> 4.6.2019.
- Terveyden ja hyvinvoinnin laitos. 2016. ICF-luokitus. <https://thl.fi/fi/web/toimintakyky/icf-luokitus>. 5.9.2019.
- Terveyden ja hyvinvoinnin laitos. 2019. ICF-luokituksen rakenne. <https://thl.fi/fi/web/toimintakyky/icf-luokitus/icf-luokituksen-rakenne>. 5.9.2019.
- Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2019. HTK-loukkaukset. <https://www.tenk.fi/fi/htk-loukkaukset>. 26.1.2019.
- Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2019. Hyvä tieteellinen käytäntö (HTK). <https://www.tenk.fi/fi/hyva-tieteellinen-kaytanto>. 26.1.2019.
- Turun yliopistollinen keskussairaala. 2016. Toimintakyvyn mittarit. Varsinais-Suomen sairaanhoitopiiri. <https://hoito-ohjeet.fi/OhjepankkiVSSH/Toimintakyvyn%20mittarit.pdf> 16.9.2019.
- Vilkka, H. 2015. Tutki ja kehitä. Jyväskylä: PS-Kustannus.
- Vilkka, H. 2007. Tutki ja mittaa. Määrällisen tutkimuksen perusteet. Helsinki: Tammi.
- Väyrynen, P. 2016. Kineettinen ketju. Duodecim oppiportti. <https://www.oppiportti.fi/op/jtr00148/do>. 30.8.2019.
- Väyrynen, P. 2016. Kävelyn tuki- ja heilahdusvaihe. Duodecim oppiportti. <https://www.oppiportti.fi/op/jtr00168/do>. 30.8.2019.
- Väyrynen, P. 2016. Kävelyyn vaikuttavat tekijät ja kävelyä kuvaavat käsitteet. Duodecim oppiportti. <https://www.oppiportti.fi/op/jtr00167/do>. 30.8.2019.