



Normaalin kävelyn viitemalli gyroskooppiin perustuvaan kävelyanalyysijärjestelmään

Mikko Salminen
Saku Suominen

OPINNÄYTETYÖ

Sosiaali- ja terveysalan ylempi AMK
Tekniikan ylempi AMK
Hyvinvointiteknologian tutkinto-ohjelma

TIIVISTELMÄ

Tampereen ammattikorkeakoulu
Hyvinvointiteknologian ylempi AMK tutkinto-ohjelma

Salminen, Mikko & Suominen, Saku:
Normaalin kävelyn viitemalli gyroskooppiin perustuvaan kävelyanalyysijärjestelmään

Opinnäytetyö 95 sivua, joista liitteitä 8 sivua
Maaliskuu 2021

Gyroskooppiin perustuvat kävelyanalyysijärjestelmät mittaavat alaraajan kolmiulotteista kulmanopeutta. Niiden etuna on kohtuullinen kustannustaso, helppo käyttöisyys ja tarkat mittaustulokset. Liikkeen hahmottaminen kulmanopeuden avulla on kuitenkin haastavaa, eikä tuloksille ole saatavilla vertailukohtaa. Opinnäytetyön tarkoituksena oli määritellä normaalin kävelyn viitemalli tällaisille järjestelmille sekä ottaa huomioon iän, pituuden, painon ja kävelynopeuden vaikutukset viitemalliin.

Opinnäytetyön tutkimukseen osallistui 60 tervettä koehenkilöä, joiden kävelyä mitattiin Fujitsun KIDUKU Walking Monitoring -kävelyanalyysijärjestelmällä. Mittaustulosten avulla muodostettiin normaalin kävelyn viitemalli. Yksilöllisten tekijöiden vaikutuksia tutkittaessa saatiin useita tilastollisesti erittäin merkitseviä tuloksia. Kävelynopeuden todettiin vaikuttavan mallin muotoon eniten. Sen vaikutus näkyi yleisesti kulmanopeuden lisääntymisenä syklin eri kohdissa. Pituudella ja painolla oli vastakkaissuuntainen vaikutus kulmanopeuteen. Kävelynopeus myös lisäsi heilahdusvaiheen suhteellista kestoa. Painoindeksiluvun vaikutus näkyi kaksoistukivaiheen osuuden lisääntymisenä. Nämä vaikutukset huomioitiin viitemallissa. Viitemallia testattiin vertaamalla siihen koehenkilöiden tuloksia. Myös symmetriaa mitattiin vertaamalla vasemman ja oikean alaraajan tuloksia toisiinsa. Analyysit antoivat tulokseksi viitearvot normaalin kävelyn varioinnin sekä epäsymmetrian keskimääräisestä tasosta.

Normaalin kävelyn malli toimii referenssinä vastaavalla mittausmenetelmällä toteutettaville tutkimuksille normaalista tai patologisesta kävelystä. Malli helpottaa terveydenhuollon ammattilaisia gyroskooppiin perustuvien kävelyanalyysijärjestelmien tulosten tulkinnassa. Jatkotutkimuksen avulla on tarpeellista lisätä vastaavalla mittaustavalla saatavaa tutkimusaineistoa, jolloin viitemallia voidaan edelleen tarkentaa ja vahvistaa sen kliinistä validiteettia.

ABSTRACT

Tampereen ammattikorkeakoulu
Tampere University of Applied Sciences
Master's Degree Programme in Wellbeing Technology

Salminen, Mikko & Suominen, Saku:
A Normal Gait Reference Model for a Gyroscope-Based Gait Analysis System
Master's thesis, pages 95, appendices 8 pages
March 2021

Gyroscope-based gait analysis systems measure three-dimensional lower limb angular velocity. Understanding the movement from angular velocity measurements is challenging and there is no reference base for the measurements. The purpose was to define a normal walking reference model for these kinds of systems and consider the effect of age, height, weight and walking velocity to the reference model.

Gait measurements for 60 healthy persons were conducted with Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring gait analysis system. A normal gait reference model was formed from the measurement results with linear length normalisation method. Statistical analysis was used to measure the correlation between the individual factors and key points of the reference model. Several very significant results were found. Walking velocity affected the most to the reference model shape. The effect of walking velocity, height and weight need to be considered in the normal gait reference model.

The presented normal gait model can be used as a reference in gait studies that are conducted with similar measuring method. The model helps the interpretation of gyroscope-based gait analysis system results. Further studies with more test subjects are needed to specify the effect of individual factors on the reference model.

Key words: gait analysis, system, gyroscope, model, individual

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	10
2	TYÖN TAVOITE, TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYKSET	12
3	FUJITSU KIDUKU WALKING MONITORING-JÄRJESTELMÄ.....	13
	3.1. Järjestelmän tuottama data	13
	3.2. KIDUKU Walking Monitoring-järjestelmän kliininen arviointi.....	16
4	KÄVELYANALYYSIN PERUSTEET	18
	4.1. Kävelyanalyysi	18
	4.2. Kävelyanalyysissa käytettävät mittausmenetelmät	19
	4.2.1 Kävelyanalyysin temporaaliset- ja spatiaaliset mittaustavat.....	21
	4.2.2 Kinematiikka	22
	4.2.3 Gyroskoopin käyttö kävelyanalyysissa	22
	4.2.4 Kävelyanalyysin ajallinen tasaus	23
5	KÄVELYN VAIHEET	26
	5.1. Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe	27
	5.2. Keskitukivaihe	30
	5.3. Päästötukivaihe.....	32
	5.4. Esiheilahdusvaihe	35
	5.5. Alkuheilahdusvaihe	37
	5.6. Keskiheilahdusvaihe	39
	5.7. Loppuheilahdusvaihe	40
6	NORMAALI KÄVELY	42
	6.1. Normaalin kävelyn tunnusmerkit	42
	6.2. Normaalin kävelyn yksilöllisyys	44
	6.2.1 Ikä ja sen vaikutus kävelymalliin.....	44
	6.2.2 Sukupuoli.....	45
	6.2.3 Pituus ja paino.....	46
	6.2.4 Kävelynopeus.....	47
	6.3. Kävelyn symmetria.....	48
7	OPINNÄYTETYÖN AINEISTO.....	51
	7.1. Tutkimusjoukko	51
	7.2. Tutkimuksen kulku	52
8	OPINNÄYTETYÖN AINEISTON ANALYSOINTIMENETELMÄT	54
	8.1. Opinnäytetyön aineiston käsittely.....	54
	8.2. Tilastolliset analyysit	55
9	OPINNÄYTETYÖN TULOKSET	57
	9.1. Normaalin kävelyn keskimääräinen malli WM-datakäyrillä.....	57

9.1.1 Transversiaalinen rotaatioakseli (X)	60
9.1.2 Sagittaalinen rotaatioakseli (Y)	62
9.1.3 Vertikaalinen rotaatioakseli (Z)	64
9.2. Yksilöllisten tekijöiden vaikutus kävelymalliin	65
9.3. Yksilöllisiin tekijöihin mukautuva normaalin kävelyn malli	68
9.4. Normaalin ja epänormaalin kävelymallin raja	70
9.5. Vasemman ja oikean alaraajan välinen symmetria	72
9.6. Normaalin kävelyn mallin kliinisen validiteetin arviointi.....	75
10 POHDINTA	77
10.1. Opinnäytetyön tulosten arviointia.....	77
10.2. Opinnäytetyön luotettavuus	79
10.3. Opinnäytetyön tutkimuksen eettisyys.....	80
10.4. Jatkotutkimusaiheet.....	81
11 JOHTOPÄÄTÖKSET	83
LÄHTEET	84
LIITTEET	88
Liite 1. Tiedote opinnäytetyön tutkimuksesta	88
Liite 2. Suostumuslomake opinnäytetyön tutkimukseen.....	92
Liite 3. Tutkimusprotokolla	94
Liite 4. Opinnäytetyön tutkimuksen intra-ilmoitus	95

KUVAT

Kuva 1. Gyroskooppi-sensorin rotaatioakselit WM-järjestelmässä.....	14
Kuva 2. WM-järjestelmän esittämä kävelyanalyysin mittaustulos	15
Kuva 3. KIDUKU Walking Engine-analytiikan toiminnot.....	16
Kuva 4. Kävelysyklin jakautuminen.....	26
Kuva 5. Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe	28
Kuva 6. Keskitukivaihe	31
Kuva 7. Pääöstukivaihe.....	33
Kuva 8. Esiheilahdusvaihe	36
Kuva 9. Alkuheilahdusvaihe	38
Kuva 10. Keskiheilahdusvaihe	39
Kuva 11. Loppuheilahdusvaihe	41
Kuva 12. Massakeskipisteen liike kävely- syklin aikana.....	43
Kuva 13. Lantion rotaatio kävely- syklin aikana	43
Kuva 14. Nilkan-, polven- ja lonkan nivelkulma kävelysyklin aikana.	44
Kuva 15. Kävelyn parametrien muutos iän mukana.....	45
Kuva 16. Kävelynopeuden vaikutus nivelkulmiin.....	47
Kuva 17. Symmetriaa syklin aikana kuvaava normalisoitu SI-indeksi.....	50
Kuva 18. Opinnäytetyön kävelytutkimuksen luokkatila.....	53
Kuva 19. Nilkkasensorin kiinnitys ja esimerkki koehenkilön kengistä.....	53
Kuva 20. Kohdepisteet merkittynä eri rotaatioakseleiden kuvaajiin.....	56
Kuva 20. Rotaatioakselien kulmanopeuden mediaanikäyrät.....	58
Kuva 22. Normaalin kävelyn kulmanopeus x-akselilla	60
Kuva 23. Alaraajan liike kävelysyklin aikana	60
Kuva 24. Normaalin kävelyn kulmanopeus y-akselilla	62
Kuva 25. Säären liike tukivaiheen aikana takaapäin	62
Kuva 26. Oikean jalan Z-rotaatioakselin mediaanikäyrä	64
Kuva 27. Havainnekuva alaraajan horisontaalitason rotaatioliikkeistä	64
Kuva 28. Kulmanopeuden muutos kävelynopeuden muuttuessa.....	68
Kuva 29. Pituuden ja kävelynopeuden suhteen mukautuva viitekäyrä.....	69
Kuva 30. Koehenkilökohtaisen aineiston ero keskimääräisiin arvoihin	71
Kuva 31. ID6:n x-, y- ja z-akselin kuvaajat	72
Kuva 32. ID25:n x-, y- ja z-akselin kuvaajat	72
Kuva 33. Symmetria.....	74

Kuva 34. Esimerkit suuresta ja pienestä epäsymmetriasta	74
---	----

TAULUKOT

Taulukko 1. Kliinisen arvioinnin validiteetin ja reliabiliteetin perusteet	17
Taulukko 2. Kävelyanalyysin näkökulmat ja mittausmenetelmät.....	20
Taulukko 3. Spatiaaliset ja temporaaliset kävelyn parametrit.....	21
Taulukko 4. Tutkimusjoukon ikä, pituus,painoindeksi ja kävelynopeus.....	52
Taulukko 5 Valittujen kohdepisteiden (POI) nimeäminen ja määrittely	56
Taulukko 6. Kohdepisteiden keskiarvot ja hajontaluvut.....	58
Taulukko 7. Temporaaliset ja spatiaaliset mittaustulokset	59
Taulukko 8. X-akselin tulostäyrän muodon kuvaus	61
Taulukko 9. Y-akselin tulostäyrän muodon kuvaus	63
Taulukko 10. Z-akselin tulostäyrän muodon kuvaus	65
Taulukko 11. Yksilöllisten tekijöiden vaikutus kävelymallin kohdepisteisiin.....	66
Taulukko 12. Kohdepisteiden kulmanopeuden kaavat ja selittävyysluvut	69

TERMIT

Kävelyn biomekaniikka

Sagittaalitaso	Havainnointi sivulta
Frontaalitaso	Havainnointi edestä ja takaa
Horisontaalitaso	Havainnointi ylhäältä ja peilin kautta alhaalta
Flexio	Koukistus
Ekstensio	Ojennus
Abduktio	Loitonnus
Adduktio	Lähennys
Rotaatio	Kierto
Inversio	Jalkaterän sisäreunan nosto
Eversio	Jalkaterän ulkoreunan nosto
Dorsifleksio	Jalkaterän ylös koukistus
Plantaarifleksio	Jalkaterän alas koukistus
Pronaatio	Nilkkanivelen liike, jossa nilkka kallistuu sisäänpäin
Supinaatio	Nilkkanivelen liike, jossa nilkka kallistuu ulospäin

Kävelyanalyysi

Temporaalinen	Jonkin asian kesto tai ajankohta
Spatiaalinen	Tilaa ja paikkaa mittaavat suureet
Kadenssi	Askeltiheys
Diskreetti	Erillinen tai epäjatkuva
MDD	Medical Device Directive. Lääkintälaitedirektiivi 98/79/EY, joka on tarkoitettu yhdenmukaistamaan lää- kintälaitteille asetettuja vaatimuksia Euroopan uni- onissa.
MDR	European Medical Device Regulation. EU:n tasoinen yh- denmukaistava säädösmuutos, jossa lääkinnällisiä lait- teita koskevasta lainsäädännöstä poistetaan kansalli- nen tulkinta

CE-merkintä	Conformité Européenne. Tuote täyttää tuotetta koskevien EU:n direktiivien ja asetusten olennaiset vaatimukset. Valmistaja vakuuttaa ja toteaa tuotteen täyttävän lainsäädännön kriteerit.
Kvartiili	Suuruusjärjestykseen lajitellun muuttujan jakauma neljään yhtä suureen osaan. Sisältää 25 % esiintyvistä arvopisteistä.
Kulmanopeus	Pyörivään tai kiertävään liikkeeseen liittyvä suure, joka ilmaisee kulman muutoksen aikayksikköä kohden. (astetta/s)
Gyroskooppi	Sensori, joka mittaa asennon muutosta. Mittaustulos ilmaistaan kulmanopeutena (astetta/s).
Magnetometri	Laite, jolla mitataan magneettikentän voimakkuutta tai magneettivuon tiheyttä
IMU-sensori	Inertial Measurement Unit. Sensori, joka sisältää gyroskoopin, kiihtyvyysanturin ja usein myös magnetometrin. IMU-sensoreilla mitataan liikkeen kiihtyvyyttä, kulmanopeutta ja suuntaa.
X-akseli	Vaakasuora rotaatioakseli eli vaakasuuntainen liike
Y-akseli	Pystysuora rotaatioakseli eli pystysuora liike
Z-akseli	Pyörimisakseli eli pyöriminen

1 JOHDANTO

Gyroskooppi-sensoreihin perustuvien kävelyanalyysijärjestelmien käyttö kasvaa tasaisesti. Niiden etuna on kohtuullinen kustannustaso, helppokäyttöisyys ja tarkat mittaustulokset. Järjestelmien tuottama kävelyn kolmiulotteinen kulmanopeus säären ulkoreunalta tai jalkaterästä mitattuna mahdollistaa objektiivisen tiedon keräämisen koko kävelysyklin ajalta. Mittausmenetelmä antaa täten yksityiskoh- taista tietoa alaraajojen liikkeistä.

Mittausmenetelmän tuloksia on kulmanopeuden muodossa vaikeaa tulkita, sillä menetelmää ei ole vielä avattu kävelyn analysointia tai biomekaniikkaa käsittelevässä kirjallisuudessa. Tämä heikentää menetelmän käytettävyyttä. Tulosten tulkin- nann helpottamiseksi menetelmälle tarvitaan myös normaalin kävelyn viitemalli, johon kävelyanalyysin tuloksia voidaan verrata. Näin voidaan havaita missä ja miten testatun henkilön kävely eroaa normaalista. Aiemmissa tutkimuksissa on osoitettu kävelyn vaikuttavan henkilön ikä (Schwesig ym. 2011; Senden ym. 2012.), pituus (Senden ym. 2012.), paino (Rosso ym. 2019.) ja käytetty kävelynopeus (Mentiplay ym. 2018.). Tämän perusteella oletimme, että edellä mainitut tekijät vaikuttavat myös säären kulmanopeuteen.

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli määritellä normaalin kävelyn viitemalli täl- laisille järjestelmille sekä ottaa huomioon iän, pituuden, painon ja kävelynopeu- den vaikutukset viitemalliin. Lisäksi tarkoituksena oli tukea tulosten tulkintaa kä- velyn biomekaniikan kirjallisuuden avulla. Tavoitteena opinnäytetyöllä on helpot- ta gyroskooppiin perustuvan kävelyanalyysijärjestelmän mittaustulosten tulkin- ta normaalin kävelyn viitemallin avulla.

Opinnäytetyön kävelytutkimusta alusti kirjallisuuskatsaus, jonka tuloksena pys- tyttiin hahmottamaan kävelyn monimuotoisuutta ja gyroskooppiin perustuvan kä- velyanalyysijärjestelmän käyttöön liittyviä keskeisiä kokonaisuuksia. Opinnäyte- työssä tehtiin kävelytutkimus 60 terveelle koehenkilölle loka-marraskuun 2020 ai- kana. Kävelytutkimuksen mittaukset tehtiin Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring -

järjestelmällä (WM-järjestelmä). Tutkimuksesta saatu aineisto analysoitiin monipuolisesti, jotta normaalin kävelyn viitemalli voitiin määritellä. Iän, pituuden, painon ja kävelynopeuden vaikutuksia mittaustuloksiin tutkittiin tilastollisen analyysin avulla. Lisäksi analysoitiin symmetriaa ja koehenkilöiden mittaustulosten eroa keskimääräiseen normaalin kävelyn malliin. Lopuksi arvioitiin esitellyn mallin kliinistä validiteettia. Työ rajattiin koskemaan vain normaalia kävelyä ja kyseistä mittausten menetelmää koskevia asioita.

Tällä opinnäytetyöllä haluamme edistää gyroskooppiin perustuvien kävelyanalyysijärjestelmien käytettävyyttä. Työn avulla haluamme luoda pohjaa laajempien tutkimusotantojen toteuttamiselle tulevaisuudessa tällaisilla järjestelmillä ja tukea siten järjestelmien tuotekehitystä. Lisäksi haluamme antaa tukea järjestelmän tulosten analysointiin terveydenhuollon ammattilaisille.

2 TYÖN TAVOITE, TARKOITUS JA TUTKIMUSKYSYMYKSET

Opinnäytetyön tavoite on helpottaa gyroskooppiin perustuvan kävelyanalyysijärjestelmän mittaustulosten tulkintaa normaalin kävelyn viitemallin avulla.

Opinnäytetyön tarkoituksena on määritellä normaalin kävelyn viitemalli gyroskooppiin perustuville kävelyanalyysijärjestelmille sekä ottaa huomioon iän, pituuden, painon, painoindeksin ja kävelynopeuden vaikutukset viitemalliin. Lisäksi tarkoituksena on tukea tulosten tulkintaa kävelyn biomekaniikan kirjallisuuden avulla.

Tutkimuskysymykset

Minkälaista on terveen aikuisen normaali kävely gyroskooppiin perustuvalla kävelyanalyysijärjestelmällä mitattuna?

Minkälaisia normaalin kävelyn kulmanopeuden raja-arvoja voidaan löytää gyroskooppiin perustuvan kävelyanalyysijärjestelmän avulla?

Miten iän, pituuden, painon, painoindeksin ja kävelynopeuden vaikutukset näkyvät gyroskooppiin perustuvan kävelyanalyysijärjestelmän tuloksissa?

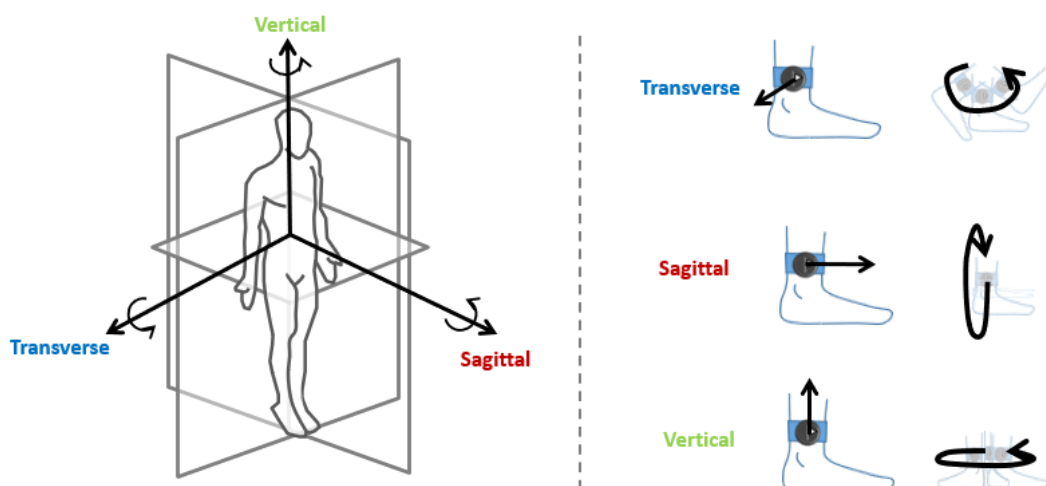
Mikä on tulokseksi saatavan normaalin kävelyn viitemallin kliininen validiteetti?

3 FUJITSU KIDUKU WALKING MONITORING-JÄRJESTELMÄ

WM-järjestelmä on tarkoitettu fysioterapeuttien ja muiden rekisteröityjen terveydenhuollon ammattilaisten käyttöön. Sen avulla analysoidaan kävelyn erilaisia ominaisuuksia ja mitataan muun muassa askelnopeutta sekä epäsymmetriaa. Laitteen on tarkoitus auttaa arvioimaan objektiivisesti potilaan kävelyä ja mahdollisia muutoksia kävelyssä eri ajankohtina toteutettujen mittausten välillä. Laitteen asiakaskohderyhmänä ovat terveydenhuollon ammattilaiset ja mittausten kohderyhmänä aikuiset, jotka pystyvät kävelemään ilman taukoja suoraa linjaa pitkin 10 metrin matkan. Tämä sisältää myös henkilöt, joilla on proteeseja jaloissa tai kävelyä avustavia välineitä. (Närvä & Sorsa 2019.)

3.1. Järjestelmän tuottama data

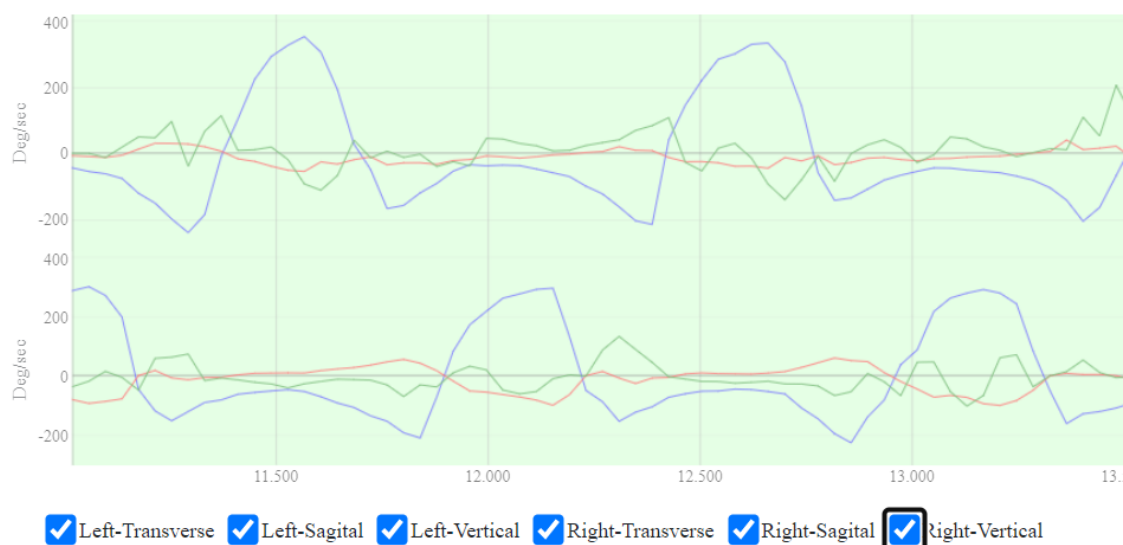
Mittaustulokset perustuvat lateraalisen kehräsluun yläpuolelle kiinnitettyjen antureiden tuottamaan, alaraajojen liikkeitä kuvaavaan dataan. Raakadata on kolmen akselin suuntainen kulmanopeus kullakin ajan hetkellä, joka mitataan rotaatioasteina sekuntia kohden. Gyroskooppi-sensorin liikesuuntaa kutsutaan kulmanopeutta mitattaessa rotaatioakseleiksi, kuten kuvassa 1 kuvataan WM-järjestelmän osalta (Sasamoto 2019.). X-akseli, eli transversiaalinen rotaatioakseli mittaa säären rotaatiota sivultapäin katsottuna. Y-akseli, eli sagittaalinen rotaatioakseli mittaa säären kallistusta edestä tai takaa katsottuna. Z-akseli, eli vertikaalinen rotaatioakseli mittaa säären rotaatiota ylhäältä päin katsottuna. Rotaatioakselit voivat helposti sekoittua liikkeen tarkasteluissa yleisimmin käytössä oleviin liiketasoihin (sagittaali-, frontaali- ja horisontaalitasot). Sensoreiden näytteenottotaajuus on 104 Hz. Raakadata prosessoidaan algoritmin avulla, jolloin saadaan kävelyä havainnollistavia arvoja ja kuvaajia. WM-järjestelmä sisältää pilvipalvelun ja mobiiliapplikaation Android-käyttöjärjestelmille. Applikaation tehtävänä on toteuttaa mittaus käyttäjän ohjaamana, käynnistää ja lopettaa sensorin toiminta mittauksen aikana ja siirtää saadut mittaustulokset pilvipalveluun automaattisesti. Järjestelmä hyödyntää Suunto Movesense-anturia, jonka sisältämä gyroskooppi tuottaa järjestelmän hyödyntämän raakadatan. (Närvä & Sorsa 2019.)



Kuva 1. Gyroskooppi-sensorin rotaatioakselit WM-järjestelmässä. (Sasamoto 2019.)

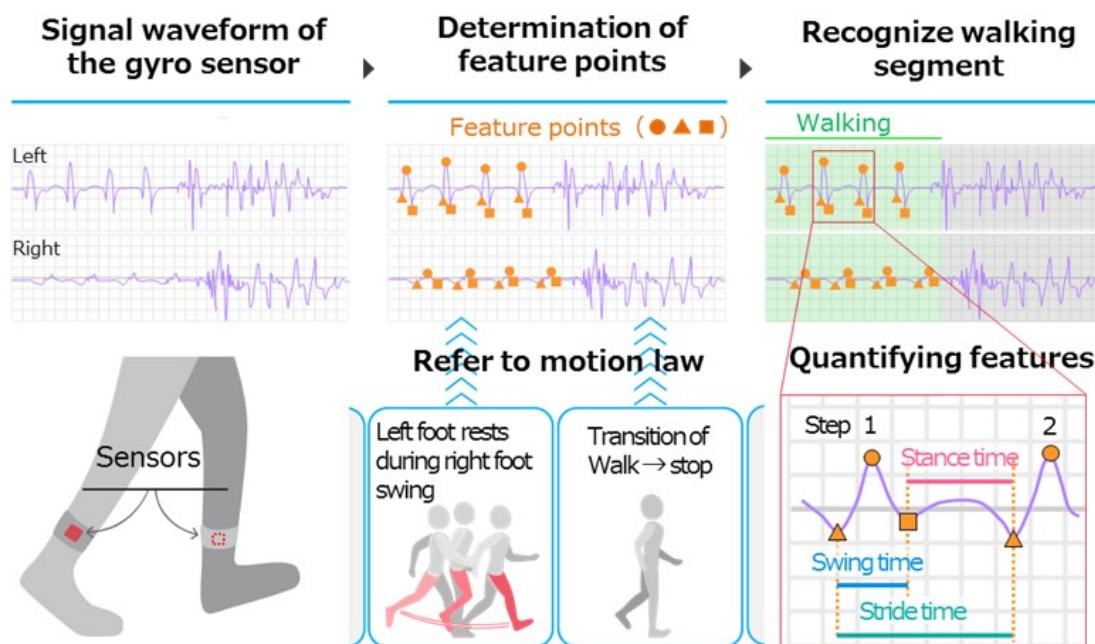
WM-järjestelmän web-käyttöliittymästä on mahdollista tarkastella mittaustuloksia eri liikeakseleita kuvaavina liikekäyrinä (kuva 2), tarkastella raajojen välisiä eroja tuki- ja heilahdusvaiheen kestoissa ja tarkastella saman henkilön eri mittausten välistä muutosta. Järjestelmän tausta-analytiikka tuottaa käyttöliittymässä näkyvien tietojen lisäksi mittauksen osalta temporaalisia tunnuslukuja tunnistamalla kävelyn tuki- ja heilahdusvaiheen alkamis- ja loppumishetket. Näitä ovat molempien raajojen osalta erikseen mitatut keskimääräiset tukivaiheen- ja heilahdusvaiheen keston, kaksoistukivaiheen keston ja koko syklin keston. (Närvä & Sorsa 2019.)

Sensor Data



Kuva 2. WM-järjestelmän esittämä kävelyanalyysin mittaustulos (Fujitsu Finland 2020.)

WM-järjestelmän tausta-analytiikkaa suorittaa Fujitsun kehittämä KIDUKU Walking Engine, joka edellä mainittujen toimintojen lisäksi pystyy tunnistamaan sille opetettuja poikkeavia kävelytyylejä mittaustuloksista. KIDUKU Engine toimintona on tunnistaa raakadatasta varsinaiset kävelyjaksot, kuten kävelysyklin tuki- ja heilahdusvaiheen erottavat osat ja erilaiset poikkeavuudet kävelystä (kuva 3.). (Hotta ym. 2017; Närvä & Sorsa 2019.)



Kuva 3. KIDUKU Walking Engine-analytiikan toiminnot (Inomata 2019)

3.2. KIDUKU Walking Monitoring-järjestelmän kliininen arviointi

Lääkinnällisen mittauslaitteen *kliininen arviointi* (eng. *Clinical evaluation*) pyrkii osoittamaan laitteen turvallisuuden, kliiniset hyödyt ja suorituskyvyn. Kliininen arviointi tarkoittaa jatkuvaa, järjestelmällistä prosessia, jolla tuotetaan, dokumentoidaan ja arvioidaan laitetta koskevia kliinisiä tietoja. Prosessin toteuttamisesta vastaa laitteen valmistaja ja kliinisen arvioinnin raportti on osa lääkitieteellisen laitteen teknistä dokumentaatiota. (MDR 2017, Artikla 2, kohta 44.)

Kliininen arviointi tuottaa *kliinistä tutkimusnäyttöä* (eng. *Clinical evidence*), jolla tarkoitetaan laitetta koskevia kliinisiä tietoja ja kliinisen arvioinnin tuloksia. Kliinisen tutkimusnäytön perusteella voidaan tehdä pätevä arvio siitä, onko laite turvallinen ja saavutetaanko laitteella suunniteltu kliininen hyöty (taulukko 1). Kliinisen arvioinnin tuloksena on arvio laitteen *kliinisen assosiaation validiteetista*, mikä tarkoittaa sitä tasoa, millä laitteen tuottama data arvioidaan olevan sen käyttötarkoituksenmukaisessa terveydenhuollon tilanteessa luotettavaa, asiaankuuluvaa ja laadukasta. (MDR 2017, Artikla 2, kohta 51; MDCG 2020.)

Taulukko 1. Kliinisen arvioinnin validiteetin ja reliabiliteetin perusteet (MDCG 2020)

Tietolähde	Esimerkit
<i>Vertaisarvioitu asiaan liittyvä tieteellinen kirjallisuus</i>	- Olemassaoleva data, joka on saatu tutkimuksista kyseisellä, tai verrattavissa olevalla laitteella
<i>Kliiniset tutkimukset/Kliiniset suorituskäytön tutkimukset</i>	- Tulevat tai menneet tutkimukset - Olemassaoleva valmistajan data - Data verrattavissa olevista laitteista - Data rekistereistä tai referenssidatan tietokannoista
<i>Kokemukset lääkinnällisen laitteen käytöstä tosielämässä</i>	- Tosielämän suorituskäytön data - PMPF/PMCF tahojen keräämä data

WM-järjestelmä on saanut EU:n MDD-asetuksen mukaisen lääkinnällisen mitauslaitteen CE-merkinnän vuoden 2019 lopussa. CE-merkintää varten tuote on käynyt läpi laajamittaisen kliinisen arviointiprosessin. Suorituskäytön osalta järjestelmää arvioitiin vertaamalla sen antamia tuloksia temporaalisista mittausavoista (syklin kesto, tukivaiheen kesto ja heilahdusvaiheen kesto) alan ”kultaan standardiin”, mikä oli GAITRite (CIR Systems Inc., New Jersey, USA) painesensorimatto (www.gaitrite.com). Mittaus toteutettiin sekä normaalin kävelyn että epänormaalin kävelyn osalta. Mittausten perusteella WM-järjestelmä suoriutui käyttötarkoituksestaan tarkoituksenmukaisesti. (Närvä & Sorsa 2019.)

Vuonna 2021 EU-lainsäädäntö muuttuu MDR-asetuksen mukaiseksi, mikä aiheuttaa lisävaatimuksia tuleviin kliinisiin arviointiprosesseihin laajasti koko lääkinnällisten laitteiden alalla (MDR 2017). Tämän myötä myös WM-järjestelmän tuoteluokitus muuttuu luokasta I luokkaan IIa, mikä tiukentaa tulevia CE-prosesseja merkittävästi. Muutos vaatii täysimittaisen laadunhallintajärjestelmän käyttöä sekä ulkopuolisen, sertifioitun palveluntuottajan entistä tiiviimmän osallistamisen validointiprosessiin. (Sorsa 2021.)

4 KÄVELYANALYYSIN PERUSTEET

Kävelyn analysointi tarkoittaa kävelyn tarkkaa ja systemaattista tutkimista, jota voidaan toteuttaa ihmisen omilla aisteilla havainnoiden tai tietokonepohjaisilla kävelynanalysointilaitteilla (Kauranen & Nirkko, 2010, 380). Kävelyanalyysin perusta käyttäjälle on tunnistaa kävelyn eri vaiheet sekä tieto siitä, että mitä kehon eri osissa tapahtuu kävelyn vaiheiden aikana (Ahonen 2011, 322).

Kävelyn systemaattisella analyysillä voidaan ennustaa esimerkiksi asiakkaan kuntoutumisen edistymistä ja tulevaa toimintakyvyn tasoa. Lisäksi sen avulla voidaan suunnitella kuntoutusta tarkoituksenmukaiseksi ja arvioida kuntoutuksessa toteutuneen käytännön asioiden vaikuttavuutta (Ferrarello ym. 2013). Kävelyanalyysin tulokset toimivat myös erinomaisena motivaationa sekä asiakkaalle että fysioterapeutille asiakkaan kanssa työskentelyyn (Oksanen 2016, 34).

4.1. Kävelyanalyysi

Kävelyanalyysi ei ole potilaan diagnosointia tai kliinistä päätöksentekoa, vaan sen tarkoituksena on tuottaa korkealaatuista tietoa potilaan kävelystä diagnosoinnin ja päätöksenteon tueksi. Kävelyanalyysi perustuu laitteiden avulla tehtäviin mittauksiin sekä biomekaaniseen tulkintaan siitä, mitä mittauksen tulokset tarkoittavat. Kävelyanalyysin tekemisessä pyritään mahdollisimman pitkälle objektiiviseen menettelyyn. Kävelyanalyysin toteuttamisessa tarvitaan osaamista sekä luotettavien mittausten että mittaustuloksista tehtävien biomekaanisten johtopäätösten tekemiseen. Jos oletetaan saman työntekijän suorittavan myös kliinisen päätöksenteon ja potilashoidon, tulee yhden henkilön harteille suuret vaatimukset erityisosaamisen suhteen. (Baker 2013, 2–3.) Kävelyanalyysissa on huomioitava ihmisen käyttäytymisen muuttuminen, sillä mittaustilanteen myötä asiakas usein keskittyy ja kontrolloi normaalia enemmän kävelyään. On tärkeää, että asiakkaalle korostetaan kävelemään mahdollisimman luonnollisella tavalla. (Kauranen & Nirkko 2010, 387.)

Yleisimmin kävelyanalyysin tavoitteena on saada selville mitkä häiriötilat todennäköisimmin vaikuttavat potilaan kävelymalliin. Häiriötilana pidetään esimerkiksi lonkan koukistajan lyhentymistä ja keskimmäisen pakaralihaksen heikkoutta. Määrittelemällä kävelyanalyysi tällä tavoin, erottuu se selkeästi kliinisestä päätöksenteosta. Mikä tahansa kävelyanalyysin tekemisen tavoitteena onkaan, kliinisen kävelyanalyysin perustavanlaatuinen vaatimus on tuottaa korkealaatuista tietoa standardoiduilla ja tieteellisesti todennetuilla mittausmenetelmillä siitä, miten potilas kävelee. (Baker 2013, 3.)

4.2. Kävelyanalyysissa käytettävät mittausmenetelmät

Koska kävely on hyvin kokonaisvaltaista liikettä, voidaan sitä myös analysoida monesta eri näkökulmasta. Kävelyssä alaraajat, niiden nivelet ja raajojen eri osat liikkuvat rytmikkäästi ja kolmiulotteisesti kuljettaen kehoa eteenpäin. Alaraajoja liikuttavat lihasten supistumisesta syntyvät voimat yhdessä maan vetovoiman ja alustan vastavoiman kanssa. Kävelyanalyysissä kävelyn aiheuttamaa liikettä ja siihen liittyviä voimia mitataan biomekaanisin keinoin ja mekaniikan lakien mukaisesti. (Kauranen 2017, 336–337.)

Näkökulmia ja mittausmenetelmiä kävelyanalyysin toteuttamiseksi on useita (taulukko 2). Osa mittausmenetelmistä luo hyvin yksityiskohtaisia tuloksia esimerkiksi yksittäisten lihasten tai nivelten toiminnasta (EMG-mittarit, nivelmomentin mittarit), kun joillain menetelmillä pystyy mittaamaan koko kehon kinematiikkaa ja kävelyn parametreja yhdellä mittauksella. Oma näkökulmansa mittalaitteistoihin on se, voidaanko niitä käyttää helposti eri ympäristöissä, vai onko niiden käyttö sidottu enemmän kiinteisiin tutkimuslaboratorioihin. Myös mittaustulosten tarkkuudessa syntyy eroja. Tärkeimmät erot mittauslaitteissa on kuitenkin siinä, että ne mittaavat kävelyn eri ominaisuuksia. Oikean mittalaitteen valitseminen kussakin tilanteessa vaatii mittaajalta ammattitaitoa. (Kauranen 2017, 336–338.)

Taulukko 2. Kävelyanalyysin näkökulmat ja mittausmenetelmät (Whittle 2007, 77–82, 136–173; Kauranen & Nurkka 2010; Baker 2013, 15.)

Kävelyanalyysin näkökulma	Kuvaus	Mittausmenetelmät
Spatiaaliset ja temporaalet mittaukset	Spatiaaliset, eli tilaa tai paikkaa mittaavat suuret sekä temporaalet, eli jonkin asian kestoa tai ajankohtaa mittaavat menetelmät ovat perinteisiä ja eniten käytettyjä kävelyanalyysin tapoja. Spatiaalisiin mittareihin kuuluvat muun muassa askelpituus ja leveys sekä kävelysyklin pituus. Temporaalet perusmittareita taas ovat kävelynopeus, kadenssi sekä tuki- ja heilahdusvaiheen kestot.	- Painematot - Erikoispohjalliset - Optiset kuvantamismenetelmät - IMU-sensorit - Muut aikaa ja/tai paikkaa mittaavat menetelmät
Kinematikka	Kinematikka kuvaa sitä, miten keho ja sen osat liikkuvat. Ihmisen anatomia on äärimmäisen monimutkainen kokonaisuus, Tämän vuoksi kinematikkaa tutkitaan yksinkertaistettuna niin, että keho on jaettu erilaisiin segmentteihin, joiden liikettä mitataan ja analysoidaan. Kinematikan kokonaisuuteen kuuluvat olennaisesti nivelkulkien muutokset, sekä yleisesti kehon segmenttien liikeratojen analysointi.	- Optiset kuvantamismenetelmät - IMU-sensorit
Nivelkulkmat	Nivelkulkmia mitataan kävelytutkimuksissa lähinnä lonkka-, polvi- ja nilkkanivelen koukistus- ja ojennussuuntien osalta.	- Mekaaniset goniometrit - Elektroniset goniometrit - Optiset kuvantamismenetelmät
Kinetikka	Liikettä aikaansaavat voimat, kuten ulkoiset alustan reaktiovoimat tai sisäiset lihasten aikaansaamat voimat kuuluvat kinetiikan kokonaisuuteen.	Kts. alla.
Nivelmomentit	Nivelten momentteihin vaikuttavat ulkoiset ja sisäiset voimat. Ulkoisia voimia ovat kehon ja kehonosien inertia, eli kappaleen taipumus jatkaa tasaisessa liikeillassaan sekä alustan reaktiovoima. Sisäiseksi voimaksi luetaan lihasten supistumisella aikaansaavat voimat.	- Nivelmomenttien mittaaminen tapahtuu laskemalla edellä mainittujen sisäisten ja ulkoisten voimien vaikutukset yhteen. Mitattavat kohteet ovat nilkka, polvi- ja lonkkanivel
Alustan reaktiovoima	Maan reaktiovoima tarkoittaa sitä vastavoimaa, joka on saman suuruinen, mutta vastakkaisen suuntainen, kuin minkä jalka aiheuttaa tukivaiheen aikana alustaan.	- Reaktiovoimaa mitataan voimalevyantureiden avulla.
Askellus / Jalkapohjan paine jakauma	Jalkapohjan kontaktipinta ja siihen kohdistuvan voiman suuruus muuttuvat tukivaiheen edetessä. Tätä mittaamalla on mahdollista analysoida kävelyä. Askelluksesta saadaan selville painon siirtymisen rytmiä ja jakaantuuko paino jalkapohjassa oikein.	- Painematot - Erikoispohjalliset
Lihastoiminta	Normaalin kävelyn lihasaktivaatioiden kuvaajista ei ole yhtä normaalia mallia, sillä lihasten käyttö vaihtelee suuresti yksilöittäin. Lisäksi EMG-mittausten tuloksissa ilmenee runsaasti variaatioita. Tämä ei sinällään vaikuta kävelymallien variointiin, sillä kävelyssä saman liikkeen voi saada aikaan erilaisella lihasten käytöllä. Lihasten aktivaatio varioi sekä yksilökohtaisesti, että kävelynopeuden ja väsymyksen mukaan.	- Lihasaktivaatiota kävelyn aikana mitataan EMG-mittareilla.

4.2.1 Kävelyanalyysin temporaaliset- ja spatiaaliset mittaustavat

Spatiaaliset eli tilaa tai paikkaa mittaavat menetelmät sekä temporaaliset eli jonkin asian kestoa tai ajankohtaa mittaavat menetelmät ovat perinteisiä ja eniten käytettyjä kävelyanalyysin tapoja. Spatiaalisia mitattavissa olevia parametreja (taulukko 3) ovat esimerkiksi askelpituus ja -leveys sekä kävelysyklin pituus. Temporaalisia mitattavissa olevia parametreja ovat kävelynopeus, askeltiheys sekä tuki- ja heilahdusvaiheen kestot. (Kauranen 2017, 339–340.)

Taulukko 3. Spatiaaliset ja temporaaliset kävelyn parametrit. (Whittle 2007, 54, 59; Kauranen & Nurkka 2010, 382; Ahonen 2011, 298.)

Mittaustapa	Määritelmä	Kuvaus
Kävelynopeus (Eng. Gait velocity, walking velocity)	Kävelynopeus = matka/aika, eli mittauspisteiden välinen matka jaetaan siirtymiseen käytetyllä ajalla.	Kävelynopeus on yleisin kävelystä mitattava parametri.
Askelsyklin kesto (Eng. Stride time)	Askelsyklin kesto on kahden peräkkäisen saman alaraajan kantauskun välinen aika.	Kävelyn olennainen termi on askelsykli, mikä tarkoittaa yhden askeleen aikana tapahtuvia liikkeitä. Keskimäärin askelsykli kestää noin 1 sekunnin.
Askelpituus (Eng. Step length)	Askelpituus normaalissa kävelyssä on etäisyys (cm) jalan kantapäästä toisen jalan kantapäähän.	Askelpituus on yksilöllinen jokaisella ihmisellä. Siihen vaikuttavat ikä, ihmisen alaraajojen ja lantion mittasuhteet sekä niveltien ja lihasten toiminnot, luuston rakenteesta hermostoon. Mikäli askelpituus muuttuu, aiheuttaa se suoraan muutoksia koko kävelyyn. Askelpituus voi eri alaraajojen välillä erota toisistaan. Aikuisella keskimääräinen askelpituus on Ahosen (2011) mukaan noin 75 cm.
Askelsyklin pituus (Eng. Stride length)	Askelsyklin pituus tarkoittaa saman jalan kahden peräkkäisen kantauskun etäisyyttä toisistaan.	Myös askelsyklin pituus on yksilöllinen jokaisella ihmisellä. Se vaihtelee Whittlen (2007) mukaan noin 100–160 cm välillä. (Vrt. askelpituus) Lähtökohtaisesti toisen jalan askelpituuden on oltava sama kuin toisen jalan. Muuten ihminen ei kävele suoraan.
Askelleveys (Eng. Step width, walking base)	Askelleveys tarkoittaa kantapäiden sisäreunojen TAI keskikohtien etäisyyttä toisistaan. Kolmiulotteisessa analysoinnissa mittapisteet ovat nilkkanivelen keskipisteet.	Normaali askelleveys on noin 10–15 cm. Joidenkin kirjojen ja tutkimuksien mukaan askelleveys voidaan määritellä kantapäiden keskikohtien väliltä tai nilkkanivelen keskiosasta. Alaraajojen linjaukset ja sen myötä kehon toiminta voi muuttua, mikäli askelleveys kaventuu tai levenee.
Askelkulma (Eng. Angle of gait)	Askelkulma tarkoittaa jalkaterän pitkittäisen akselin kulmaa suhteessa menosuuntaan	Jalkaterät ovat hyvin usein kävelyssä noin 5–10 asteen ulkokierrossa. Askelkulmaa määriteltäessä, ilmaistaan jalkaterän ulkokierto + merkillä ja sisäkierto – merkillä.
Askeltiheys (Eng. Cadence)	Askeltiheys tarkoittaa askeleiden määrää tietyssä ajassa. Useimmiten luku ilmaistaan askeleet/min.	Askeltiheyden ja pituuden avulla voidaan laskea ihmisen kävelynopeus. Aikuisen ihmisen keskiarvo on noin 115 askelta/min.

4.2.2 Kinematiikka

Kinematiikka kuvaa sitä, miten keho ja sen osat liikkuvat. Ihmisen anatomia on äärimmäisen monimutkainen kokonaisuus, minkä vuoksi kaiken kattavaa kuvausta siitä, miten ihmiskeho liikkuu, on vaikea tehdä. Tämän vuoksi kinematiikkaa tutkitaan yksinkertaistettuna niin, että keho on jaettu erilaisiin segmentteihin, joiden liikettä mitataan ja analysoidaan. Näitä ovat pää, kädet, keskivartalo, lantio, reisi, sääri ja jalkaterä. Kinematiikan kokonaisuuteen kuuluvat olennaisesti nivelkulmien muutokset kävelyn aikana sekä yleisesti kehon segmenttien liikera-
tojen analysointi. (Baker 2013, 15.)

Kävelyn kinemaattisia ominaisuuksia tutkitaan ensisijaisesti liikeanalysointijärjestelmien avulla. Ne voivat olla käytettävissä olevien kameroiden määrän mukaan 2D- tai 3D-järjestelmiä. Perinteisesti liikeanalysointijärjestelmissä käytetään kehon mittauspisteitä ilmaisevia markkereita, jotka kuvantamisjärjestelmä havaitsee ja muuttaa liikkeen datapisteiksi. (Kauranen & Nurkka 2010, 16–17.) Nykyään on saatavilla luotettavasti toimivia järjestelmiä, joissa kehon liikkeet ja nivelkulmat pystytään havainnoimaan ilman markkereitakin (Tamura ym. 2020). Kinematiikkaa voidaan tämän lisäksi tutkia liikettä havainnoivilla IMU-sensoreilla. (Kauranen & Nurkka 2010, 16–17)

4.2.3 Gyroskoopin käyttö kävelyanalyysissa

Inertiamittausyksikköihin (eng. Inertial measurement unit, IMU) perustuvien sensoreiden avulla voidaan mitata tarkasti liikettä. IMU-sensorien toiminta perustuu joko kiihtyvyysantureihin, gyroskooppeihin, magnetometreihin tai niiden kombinaatioihin. Kiihtyvyysanturit mittaavat sensorin kiihtyvyyttä eri liikeakseleilla ja pystyvät siten kuvaamaan objektin liikettä. Gyroskooppi kuvaa liikkeen kulmanopeutta ja pystyy siten myös kuvaamaan objektin liikerataa, kun nivelten kiertymistä pystytään havainnoimaan. Gyroskoopin etuna on kiihtyvyysanturia vähäisempi alttius kohinalle, mikä tekee mittaustuloksista luotettavampia. (Caldas ym. 2017.)

Fujitsun Japanin Laboratorion tukeman tutkimusartikkelin Taylor ym. (2015) artikkelissa tuodaan esiin kolme tapaustutkimusta, joiden tarkoituksena on tuoda esiin gyroskooppi-sensorin avulla toimivan WM-kävelyanalyysilaitteen mahdollista kliinistä arvoa. Tutkimuksen kohderyhmänä olivat ikääntyneet henkilöt, joilla oli ollut taustalla kaatumisia arkielämässä. Ikääntyneitä seurattiin seitsemän päivän ajan heidän kotiympäristöissään. Tutkittavilla oli käytössä kummassakin alaraajassa kävelyä mittaavat anturit (WM-järjestelmä) sekä videokamera kaulalle ripustettuna. Tutkimus osoittaa sen, että kävelyn objektiivisella mittaamisella on hyötyä tutkittaville, sillä ne antavat tarkkaa tietoa päivittäisestä liikkumisesta. Terveystieteiden ammattihenkilöt pystyvät hyödyntämään mittausdataa tarkempaan liikkumisen arviointiin sekä antamaan tutkittaville yksilöllisempää hoitoa. Tämä mittausdatan hyödyntäminen auttaa tekemään yksilöllisempiä hoitosuunnitelmia esimerkiksi kotihoidon- ja kuntoutuksen piirissä oleville asiakkaille. (Taylor ym. 2015.)

Sugiarto ym. (2017) ovat tutkineet IMU-sensorin luotettavuutta kävelyparametrien arvioimisessa verraten sensoria 3D liikkeentallennusjärjestelmään. Tutkimuksessa verrattiin 19 kävelyparametria ja tulokset osoittivat IMU-sensoreilla mittauksen olevan luotettavaa. Ero liiketallennusjärjestelmään oli keskimääräisesti absoluuttisen pieni. Suurin absoluuttisen eron arvo oli 0,01 sekuntia. (Sugiarto ym. 2017.)

Zhou ym. (2020) ovat osoittaneet tutkimuksessaan kaksoisintegraatioon perustuvan algoritmin toimivuuden, mikä tuo esiin IMU-sensoreiden luotettavuutta Optogait-järjestelmällä. Tutkimus osoitti, että järjestelmän algoritmin arvioimalla kävelyn temporaalisia parametreja, tarkkuus on erittäin luotettava. Arvioitu IMU-algoritmi on toimiva tapa analysoida kävelyn yksittäisiä vaihteluja ja sopii kävelyn seurantaan jokapäiväisessä elämässä. (Zhou ym. 2020.)

4.2.4 Kävelyanalyysin ajallinen tasaus

Kävelyanalyysin tuloksia analysoitaessa on huomioitava mittauksien (data) ajallinen tasaaminen. Askelsyklin havainnollistamiseksi on olemassa useita eri

tapoja, joista kliiniseen ja biomekaaniseen käyttöön on vakiintunut esitystapa kävelyn syklistä prosentteina (0–100 %). Yleisimmät käytössä olevat menetelmät mittaustulosten normalisointiin ovat pakkaus tai venytys jokaisen mitatun askelsyklin aika-akselin kohdalla, niin että lopussa jokainen askelsykli on saman pituinen visuaalista esitystä varten. Tästä menetelmästä käytetään nimeä Linear Length Normalization (LLN). Menetelmän haasteet ovat, että yksittäiseen askelsykliin verrattuna normalisoidun syklin nivelkulmien kuvaajien huiput ja pohjat ovat leveämpiä ja tasapäisempiä. Toisena yleisenä tapana normalisoida mittaustulokset on käyttää Dynamic Time Warping -menetelmää (DTW). DTW-menetelmän avulla pyritään säilyttämään kuvaajien intensiteetti. Tämän menetelmän haasteet ovat mittaustuloksien askelsykliden väliset suuret systemaattiset erot, jolloin ajallisen skaalauksen tarkkuus heikentyy. (Helwig ym. 2011.)

Ajalliseen tasaukseen voisi toimia ratkaisuna myös segmentointimalli, jossa jokainen askelsykli ositetaan pienimpiin jaksoihin. Tämä on mahdollista hyödyntämällä mittaustuloksista merkityksellisiä kohdepisteitä (eng. Point of interest, POI). Kohdepisteitä voidaan hyödyntää kinemaattisesti merkittävien askelsyklin tapahtumien yhteyteen, kuten varvastyöntöön tai alkukontaktiin. Analysoinnissa seurattava liikerata voidaan tasata ajallisesti näiden kohdepisteiden mukaisesti. (Helwig ym. 2011.)

Helwig ym. (2011) ovat tutkimuksessaan vertailleet ajallisen tasauksen menetelmiä. Tutkimuksen tulokset osoittivat, että eri menetelmät voivat tuottaa hyvinkin erilaisia tuloksia, jotka saattavat johtaa erilaisiin tulkintoihin mittaustuloksista. Tulokset osoittavat myös, että kohdepisteisiin perustuvat menetelmät Piecewise Linear Length Normalization (PLNN) ja Piecewise Dynamic Time Warping (PDTW) toimivat tavanomaisissa biomekaniisissa ja kliinisissä järjestelmissä paremmin kuin perinteiset menetelmät LNN sekä DTW. Tähän syynä on se, että kohdepistemenetelmät pystyvät ylläpitämään sekä liikeradan intensiteetin, että ajalliset erot koko askelsyklin ajan. (Helwig ym. 2011.)

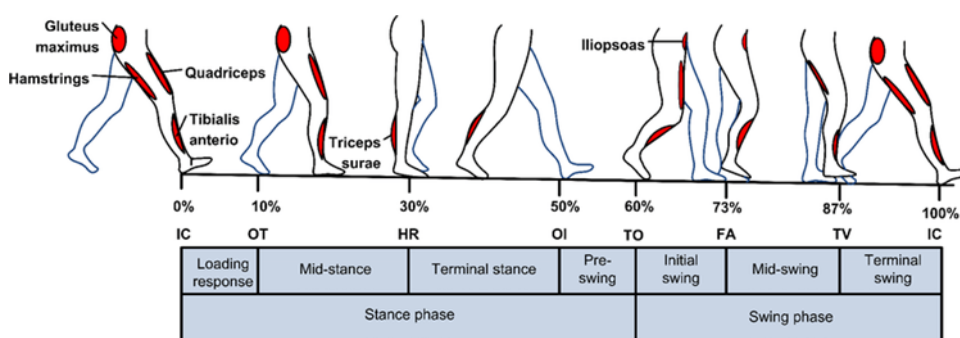
Mittaustulosten tulkitsija valitsee itse kohdepisteet ennen ajallista tasausta. Pääkomponenttianalyysia voidaan hyödyntää segmentointimallin kohdepisteiden erotteluun. Tämä parantaa mittaustulosten luonteenpiirteiden kuvaamista, jonka

avulla esimerkiksi liikkeestä voidaan erotella mittaustulosten keskeisiä ongelmakohtia. Mittaustulosten normalisointiin voidaan käyttää tässä luvussa kuvattuja kohdepisteiden käyttömenetelmiä. Sen jälkeen mittaustulokset voidaan luokitella. (Phinyomark ym. 2018.)

5 KÄVELYN VAIHEET

Kävelysykli jaetaan yleisesti seitsemään vaiheeseen, joita myös Whittle (2007), Baker (2013) ja Ahonen (2011) teoksissa kuvataan. Askeleen ensimmäinen vaihe on alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe, jota seuraa keskitukivaihe-, päätöstukivaihe-, ja varvastyöntövaihe. Nämä ensimmäiset neljä vaihetta muodostavat tukivaiheen. Tämän jälkeen askellus jatkuu heilahdusvaiheeseen, mikä muodostuu alku-, keski- ja loppuheilahdusvaiheesta. (Whittle 2007, 52–53; Baker 2013, 10–12.)

Tarkemmin kävelyn sykli voidaan määritellä kävelyn vaiheiden ajoituksen mukaisesti, käyttäen prosenttijakoa 0–100 % (kuva 4). Normaalissa kävelyssä tukivaihe kestää noin 60 % ja heilahdusvaihe 40 %. Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe kävelyn sykliin käytetystä ajasta on noin 0–10 %, keskitukivaihe 10–30 %, päätöstukivaihe 30–50 %, esiheilahdusvaihe 50–60 %, alkuheilahdusvaihe 60–73 %, keskiheilahdusvaihe 73–87 % ja loppuheilahdusvaihe 87–100 %. Alkukontakti aloittaa kaksoistukivaiheen ja keskitukivaihe aloittaa yhden jalan tukivaiheen. Päätöstukivaiheen lopussa tapahtuu ponnistusliike ja loppuheilahdusvaihe päättyy kaksoistukivaiheeseen. (Whittle 2007 54, 59; Baker 2013 216–217; Ahonen 2011, 298.)



Kuva 4. Kävelysyklin jakautuminen (Hayder F.N ym. 2019).

5.1. Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe

Kävelysyklin ensimmäinen vaihe (kuva 5) sisältää alkukontaktin (eng. initial contact, heel kick, heel contact) sekä kuormitusvastevaiheen (eng. loading response, foot flat, weight acceptance). Alkukontaktilla kuvataan hetkeä, jolloin heilahdusvaiheen päättävä jalka osuu maahan. Tätä hetkeä pidetään yleisesti kävelysyklin alkupisteenä. Alkukontaktista kävely etenee kuormitusvastevaiheeseen, jossa jalka ottaa vastaan kehon painon. Alkukontakti tapahtuu normaalissa kävelyssä yleensä 0–2 % kohdalla kävelysykliä. Jalkaterä laskeutuu kokonaan maahan noin 8 % kohdalla sykliä ja kuormitusvastevaiheen lasketaan yleisimmin päättyvän hetkeen, kun vastakkaisen alaraajan varvastyöntö tapahtuu juuri ennen jalan irtaamista maasta. Tämä tapahtuu noin 10 % kohdalla kävelysykliä. (Whittle 2007, 57–71; Ahonen 2011, 297–299.)

Ennen kantaiskua takareiden lihakset aktivoituvat pysäyttääkseen säären heilahduksen eteen ja estääkseen polven yliojentumisen. Myös iso pakaralihas ja reiden lähentäjät aktivoituvat painamaan takareiden lihasten kanssa jalkaa maahan ja taaksepäin. Alkukontakti luo nilkkaan ulkoisen plantaariflexiomomentin, jota vastustamaan aktivoituvat nilkan koukistamiseen osallistuvat lihakset. Alkukontaktivaiheessa käsien heilahdusliike on ääripäässään ja vartalo, rintakehä ja erityisesti lantio ovat kiertyneenä. (Perry 1992, 61–62; Whittle 2007, 57–71; Ahonen 2011, 297–299.)

Kontakti alustaan tapahtuu normaalissa kävelyssä kantapään kautta. Kantapään iskun voima varioi huomattavasti yksilöiden välillä. Toiset iskevät kantapäänsä kovemmin maahan ja joillain on enemmän liukuvan alkukontaktin tyyli. Alustan reaktiovoiman suuruus ja suunta on alkukontaktissa eteen ja ylös, mutta se siirtyy hyvin nopeasti taaksepäin ja kasvaa voimakkuudeltaan kuormitusvastevaiheen edetessä. (Whittle 2007, 57–71; Ahonen 2011, 297–299.)

Alkukontaktia seuraava kuormitusvastevaihe vaatii kävelyssä suurinta lihasten aktivoitumista, kun liikettä täytyy hallita kaikilla kolmella tasolla. Vaiheen päätarkoitus on pehmentää kuorman vastaanottamista tukipuolen raajan päälle. Kuor-

mitusta vastaanotettaessa on kävelyn tehokkuuden ja niveliin kohdistuvan voiman näkökulmasta kannattavaa ikään kuin kiirehtiä alaraajan päälle, kun alustan reaktiovoima voimistuu. Tämä onnistuu parhaiten, kun keho saadaan etenemään hyvin jouston aikana kuorman vastaanottavan alaraajan vetäessä alaraajaa taaksepäin lonkan ojentajalihaksilla. (Perry 1992, 150; Ahonen 2011, 299–301.)



Kuva 5. Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe (Ahonen 2011, 297.)

Alkukontaktin hetkellä *sagittaalitasolla* tarkasteltuna nilkka on neutraalissa asennossa, polvi ojentuneena ja lonkka koukistuneena noin 30 astetta. Kontaktissa syntyy äkillinen alustan reaktiovoima, jonka suuruus vaihtelee kävelytyylin mukaan. Polvi on passiivisesti stabiloituna, kun alustan reaktiovoima on nivelen etupuolella. Sagittaalitasoon liike jatkuu kantakeinulla. Kehonpaino siirtyy tukiraajan päälle, jolloin kantapään ollessa ainut kontaktialue jalkaterä painuu keinuliikkeen lopuksi alustaan. Tässä yhteydessä nilkka kiertyy plantaariflexioon. Nilkan liike,

jonka avulla sääriluun liikettä saadaan laskettua hallitusti, on myös osa kuormitusvastevaiheen iskunvaimennusmekanismia. Liike tuottaa aiemman jalkaterän kontaktin alustaan, joka puolestaan vähentää polven koukistumisen tarvetta. (Perry 1992, 149–150; Ahonen 2011, 299–301.)

Kun kantakeinu avaa polven liikkeen, takareiden lihasten kevyt aktivaatio auttaa koukistumista etenemään. Lonkan koukistunut asento lisää polven koukistumista, kun kehonpainon voima työntää reisiluuta toisesta päästä. Polven liike rajoittuu normaalisti 15 asteeseen etureiden nopean aktivoitumisen takia. Tuloksena on riittävä polven koukistuminen iskunvaimennusta varten samalla kun vakaaseen painon vastaanottoon tarvittava stabiliteetti pystytään säilyttämään. (Perry 1992, 150; Ahonen 2011, 299–301.)

Lonkkaan, joka on alkukontaktin hetkellä koukistunut lähelle ääriasentoa, kohdistuu koukistusmomentti alustan reaktiovoimavektorin ollessa nivelen etupuolella. Ison pakaralihaksen, reiden ison lähentäjän ja takareiden lihasten voima estää lonkan koukistumisen. Jalkaterän laskeutumisessa kokonaan maahan lonkka on hieman ojentunut ääriasennostaan. (Perry 1992, 122; Ahonen 2011, 299–301.)

Alkukontaktin hetkellä *frontaalitasolla* tarkasteltuna kantapää on yleensä hiukan sisäänpäin kääntynyt ja jalka supinoitunut. Useimmilla ilmenee kengissä kulua kantapään kohdan lateraalisella puolella. Jalkaterän ja nilkan alueella tapahtuu kuormitusvastevaiheessa alemman nilkanivelen valgus, mikä kääntää kantaluuta ulospäin. Tämä on yksi lisä iskunvaimennukseen, kun talus tippuu lievästi alaspäin. Tippumista säätelee säären lihasten toiminta. (Perry 1992, 61–62; Whittle 2007, 57–71; Ahonen 2011, 299–301.)

Kuormitusvastevaiheen frontaalitason liikkeet lonkassa ja polvessa liittyvät vahvaan loitonnumomenttiin, jonka aiheuttaa painon nopea siirtyminen raajalta toiselle. Polvi menee alkukontaktin ja kuormitusvastevaiheen aikana kävelysyklin aikaiseen abduktiohuippuunsa, noin 8 asteeseen. Momenttiin vaikuttaa pääasiassa vastakkaisen puolen lantion tippuminen. Nämä vaikutukset jatkuvat koko tukivaiheen ajan. Lonkassa vastakkaisen lantion puolen pudotus rajoittuu 5 as-

teeseen lonkan loitontajien ja erityisesti keskimmäisen pakaralihaksen voimakaan aktivoitumisen avulla. Lähennysmomentti polvessa hallitaan pitkälti polven ulkosivulla sijaitsevan IT-jänteen (tractus iliotibialis) avulla. Tätä voivat avustaa aktivoitumalla iso pakaralihas (gluteus maximus) ja leveän peitinkalvon jännittäjälihas (tensor fascia latae), jotka liittyvät IT-jänteeseen lihaskalvojen välityksellä. (Perry 1992, 100, 122; Ahonen 2011, 299–301.)

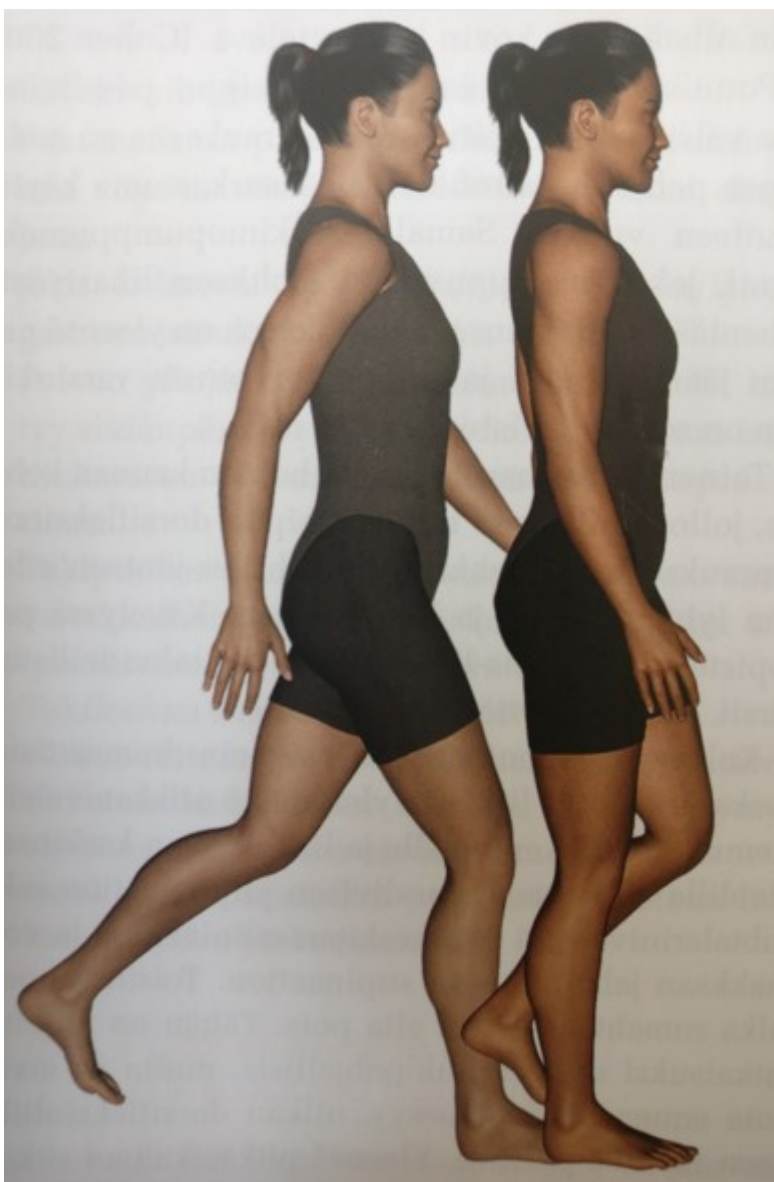
Horisontaalitason rotaatioita aiheuttavat tapahtumat sekä jalkaterän alueella ja lonkassa. Alemman nilkkanivelen, eli subtalaarinivelen kääntyminen ulospäin (7 astetta) aiheuttaa telaluun (talus) sisäänpäin kiertymistä. Kun nilkkanivel seuraa telaluun liikettä, se samalla kiertyy parempaan asentoon etenemissuuntaan nähden. Tätä seuraava säären sisärotaatio aiheuttaa polveen sisäänpäin kiertävän momentin. Tätä vastustavat IT-jänteen jännitys ja kaksipäisen reisilihaksen pitkän päänn aktivaatio. Horisontaalitason poikittainen rotaatio lonkassa määritellään usein lantion eteenpäin kiertymiseksi. Polvessa säären sisäänpäin kiertyneisyyttä aiheuttavat alemman nilkkanivelen kääntyminen ulospäin (valgus) ja takareiden puolikalvoisen lihaksen (semimembranosus) aktivaatio. (Perry 1992, 151; Ahonen 2011, 299–301.)

5.2. Keskitukivaihe

Keskitukivaiheen (eng. mid stance) kesto kävelysykleistä on noin 20 %. Kävelysyklissä se ajoittuu 10–30 % kohdalle. Keskitukivaihe ja sitä seuraava päätöstukivaihe ovat tasapainon kannalta kävelyn haastavimmat vaiheet, sillä ne ovat molemmat yhden jalan tukivaiheita. Keskitukivaihe alkaa vastakkaisen jalan noustessa alustasta ja päättyy, kun tukijalan kantapää alkaa nousta alustasta (kuva 6). Koko etenevä liike tapahtuu ilman suurempaa vauhtia lisäävää lihastyötä ylemmän nilkkanivelen yli ikään kuin kaatuva puu. (Perry 1992, 153–154; Ahonen 2011, 301–303.)

Keskitukivaiheessa on kolme kriittistä toimintoa. Pohjelihaksen tehtävänä on hillitä nilkan kaatumista eteenpäin, jolloin polvi stabiloituu. Samalla pohje kerää itseensä elastista energiaa seuraavaa vaihetta varten. Polven ojentumisen avulla

jalan passiivinen kantokyky parantuu ja lihasaktivaation tarve vähenee. Lisäksi lonkan hallinta frontaalitasolla on tärkeää, kun paino on kokonaan toisen jalan varassa. Keskitukivaihe jaetaan varhaiseen ja myöhäiseen keskitukivaiheeseen. Alkuvaiheessa jalan päällä on täysi kuormitus ja paino on enemmän ulomman pitkittäiskaaren puolella, mutta massakeskipisteen siirtyessä eteenpäin ja painonsiirtoon valmistautumisen alettua paine alkaa siirtyä kohti sisäreunaa. (Perry 1992, 153–154; Ahonen 2011, 301–303.)



Kuva 6. Keskitukivaihe (Ahonen 2011, 301.)

Keskitukivaiheen alkuvaiheessa alustan reaktiovoima alkaa liikkua eteenpäin aiheuttaen lonkka-, polvi- ja nilkkanivelissä momentin pienentymisen ja lopulta vas-

takkaissuuntaisuuden. Lonkka ojentuu koko keskitukivaiheen ajan, kun jalka pyörii nilkkakeinin yli. Polven koukistuminen keskitukivaiheen alkuvaiheessa saavuttaa kaksoistukivaiheen huippunsa (18 astetta) noin 15 % kohdalla kävelysykliä, minkä jälkeen polvi alkaa ojentua aluksi nelipäisen reisilihaksen avustuksella ja myöhäiseen keskitukivaiheeseen siirryttäessä passiivisesti. Nilkkanivel taipuu keskitukivaiheen lopussa ennen kannan kohotusta noin 10 astetta dorsiflexioon. Jos tämä liike on rajoittunut, seurauksena voi olla erilaisia huonoja kompensaatioita. (Perry 1992,154; Ahonen 2011,301–303.)

Keskitukivaiheen suurimmat haasteet ovat frontaali- ja horisontaalitasoilla. Frontaalitasolla keskitukivaiheessa tapahtuu paljon. Kriittisenä asiana keskitukivaiheessa on painonsiirto toiselle jalalle. Yhden jalan varaan astuminen käynnistää sivusuuntaisen tasapainon hallinnan. Tällöin lantiota pitää lähes suorassa lonkan loitontajat, erityisesti keskimmäinen pakaralihas (gluteus medius). Vaiheessa olisi tärkeää saada paino pysymään tukijalan keskellä koko vaiheen ajan ilman, että se siirtyisi liiaksi ulko- tai sisäsyrjälle. (Perry 1992,154; Ahonen 2011,301–303.)

Jalan sisäreuna joustaa alkuvaiheessa alemman nilkkanivelen ja jalan keskiosan pronaation seurauksena. Myöhäisessä vaiheessa pronaatio alkaa vähentyä ja alkaa ns. resupinaation vaihe. Kantaluun eversio, joka oli joustopronaatiossa 6–7 astetta, vaihtuu supinaatiosuuntaiseksi liikkeeksi. Samalla sääri alkaa kiertyä ulospäin, mikä jatkuu varvastyöntöön asti. Kantaluun on alustasta kohotessaan pystysuorassa. Vaiheessa, jossa pronaatio kääntyy supinaatioksi, tapahtuu liikeriitymissä hyvin suuri osa askelvirheistä. (Perry 1992,154; Ahonen 2011,301–303.)

5.3. Pääöstukivaihe

Pääöstukivaiheen (eng. terminal stance) kesto on noin 20 % kävelysyklistä. Se sijoittuu 30–50 % kohdalle sykliä, mutta tämä varioi huomattavasti yksilöllisten ominaisuuksien ja kävelyn nopeuden mukaan. Vaihe alkaa, kun kantapää alkaa nousta maasta ja päättyy, kun vastakkaisen jalan kantapää koskettaa alustaa

(kuva 7). Päättöstukivaiheessa keskeisiä tapahtumia ovat kantapään kohottaminen ja kehon eteenpäin kaatuminen. (Perry 1992,154; Ahonen 2011, 303–305.)

Vartalon eteneminen siirtää reaktiovoimavektorin sen taaimmaiseen asentoon ja raajan asento mahdollistaa massakeskipisteen laskemisen kiihtyvään tahtiin, mikä lisää pystysuoraa alustan reaktiovoimaa. Tästä seuraa suuri nilkan dorsifleksiovoima, mikä vaatii vahvaa pohjelihasta (m. gastrocnemius ja m. soleus) aktivoitumaan ja stabiloimaan säären sekä nilkan kulman. (Perry 1992,154; Ahonen 2011, 303–305.)



Kuva 7. Päättöstukivaihe (Ahonen 2011, 304.)

Kantapään kohottaminen tapahtuu aluksi passiivisesti luonnollisena jatkeena keskitukivaiheen liikkeelle. Nilkan plantaariflexiota tekevät lihakset ovat eksentrisessä jännityksessä ja kannan kohoaminen on maltillista. Heilahtava jalka ja koko kehon massakeskipiste siirtyy pidemmälle tukijalan eteen ja eteneminen on vauhdikasta. Nilkan dorsiflexion huippu (10 astetta) saavutetaan kannankohoamisen aikoihin. Vaiheen lopussa tapahtuu selkeä ponnistus eteenpäin, kun pohjelihas supistuu ja ojentaa nilkkaa plantaariflexioon samalla alkaen koukistaa polvea. Samalla ponnistus ohjaa kehon massakeskipistettä kohti vastakkaista puolta. (Perry 1992,154; Ahonen 2011, 303–305.)

Taaemman jalan lonkassa tapahtuu selkeä ojentuminen ja kantapään kohotessa lonkka on noin 10–15 asteen kulmassa. Ulkoinen ojennusmomentti jatkuu ja sitä vastustavat eksentrisesti lonkan koukistajat. Lonkka saavuttaa maksimaalisen ojennuksensa kannankohotuksen ja varvastyönnön välissä. Polven ojentumisen huippu sijoittuu lähelle kannankohottamista. Tällöin polvikulma on 0–2 astetta. Pääötukivaiheen lopussa jalkaterän ja nilkan kokonaisuuden eteneminen päkiäkeinussa vie eteenpäin polven keskiosaa vektorin kohdalle ja hieman sen ylikin. Tämä avaa polven lukituksen ja sen koukistuminen alkaa. (Perry 1992,154; Ahonen 2011, 303–305.)

Frontaali- ja horisontaalitasoilla tapahtuu pääötukivaiheessa vähemmän liikettä. Kantapään noustessa jalkaterä liikkuu supinaatioon. Sääri ja polvi jatkavat ulospäin suuntautuvaa kuormitusvastevaiheen jälkeen alkanutta kiertoliikettään. Pääötukivaiheen edetessä ponnistusvaiheeseen, kuormitus on tulevan painon siirron vuoksi enemmän päkiän sisäreunalla. Tässä yhteydessä nilkka siirtyy supinaatioon, mikä saa aikaan säären ja koko alaraajan kiertymisen ulkokiertoon. Lonkkaniveleen ulottuva ulkokierto antaa hyvän tuen lantiolle altapäin. (Perry 1992,154–155; Ahonen 2011, 303–305.)

5.4. Esiheilahdusvaihe

Heilahdusvaiheen (eng. Swing phase) kesto koko kävelysykleistä on noin 40 %. Kävelysykleissä se ajoittuu noin 60–100 % välille. Tämä vaihe on selvästi tukivaihetta passiivisempi, sitä voidaan kutsua jalan lepovaiheena kävelyn syklin aikana. Heilahdusvaihe jakautuu neljään vaiheeseen ja sen tehtävänä on siirtää alaraaja uuteen tukivaiheeseen. Esiheilahdus- ja alkuheilahdusvaiheen aikana reisiluun heilahtaa eteenpäin lonkkanivelen ollessa liikeakselina. Keski- ja loppuheilahdusvaiheessa sääriluun heilahtaa eteen polvinivelen ollessa liikeakselina. (Perry 1992,13–14; Ahonen 2011,305–307.)

Esiheilahdusvaihe (eng. Toe-off, pre-swing) tapahtuu kävelysyklin aikana noin 50–60 % kohdalla. Sen kesto koko kävelysyklin ajasta on noin 10 %. Esiheilahdusvaihe erottaa jalan tuki- ja heilahdusvaiheen toisistaan. Tämä vaihe aloittaa kaksoistukivaiheen, kun vastapuolen jalka asettautuu alustalle. Esiheilahdusvaihe alkaa vastakkaisen jalan alkukontaktin aikaan ja vaihtuu alkuheilahdusvaiheeseen, kun isovarvas irtoaa maasta (kuva 8). Normaalilla kävelynopeudella varpaan irtoaminen maasta tapahtuu keskimäärin 62 % kohdalla sykliä. (Perry 1992, 5; Ahonen 2011, 305–307.)

Esiheilahdusvaiheen aikana alaraaja etenee päkiäkeinun yli ja lopuksi varpaat ja siten koko jalkaterä irtoaa alustasta. Kehonpaino siirtyy vastakkaiselle alaraajalle. Tässä vaiheessa reaktiivoimien resultanttivektori on selkeästi menosuuntaan kohdistunut, jolloin kävelyn eteenpäin vievä vaihe on voimakkainta. Myös vartalon kierrot ääriasennoista alkavat palautua kohti vartalon normaalia keskiasentoa. (Perry 1992,155; Ahonen 2011, 305–307.)

Heilahtavan puolen lantio kiertää eteenpäin horisontaalitasolla ja posterioriseen rotaatioon sagittaalitasolla. Tämä saa aikaan venytyksen lonkan koukistajissa, joihin kertyy joustavaa elastista energiaa. Normaalissa kävelyssä tämä energia saa aikaan suurimman heilahdusliikkeen aloitukseen tarvittavan voiman ja alaraaja lähtee liikkeelle, kun lonkkanivelen koukistajalihasten venytys on riittävä. Reisiluun heilahduksen käynnistyminen nopeasti on erittäin tärkeä vaihe kävelyssä. Sen luoman liike-energian avulla polvi koukistuu oikein alkuheilahduksen

aikana. Esiheilahdus on suljettu heiluriliike, sillä jalka koskettaa silloin edelleen alustaa. (Perry 1992,155; Ahonen 2011,305–307.)

Kävely näyttäytyy kankeana, mikäli esiheilahdusvaiheessa takareiden lihakset toimivat liian aktiivisesti. Tämä hidastaa heilahtavan alaraajan liikettä ja johtaa kankeaan kävelyyn. Rento heilahduksen alku on tärkeä vaihe, sillä sen toteutuksessa polven liike toteutuu normaalisti ja alaraajan heilahduksen perussääntö täyttyy. Polven on johdettava heilahtavaa raajaa, kunnes sääri ojentuu lopussa ohi polven. (Perry 1992,155; Ahonen 2011,305–307.)



Kuva 8. Esiheilahdusvaihe (Ahonen 2011, 306)

Alaraajan nivelissä *sagittaalitasolla* lonkkanivelen ojennus saavuttaa huippunsa (10 asteen ojentuminen) vastakkaisen jalan alkukontaktin aikaan ja alkaa koukistumaan esiheilahdusvaiheen edetessä saavuttaen neutraaliasennon isovarpaan irrotessa maasta. Polvinivel koukistuu ja varpaiden irtoamisvaiheessa polvinivelen koukistus on noin 40 astetta ja jatkaa koukistumistaan. Nilkkanivelen plantaarifleksio on varvastyöntövaiheessa 25 astetta ja välittömästi varpaiden irrottua alustasta nilkkanivel dorsifleksoituu. (Perry 1992,155; Ahonen 2011,305–307.)

Horisontaalitasolla jalkaterässä ilmenee sisäkiertoa, viimeinen työntö tapahtuu isovarpaan ja päkiän sisäsyryllä. Tästä alkaa alaraajan sisäkierron vaihe, joka kestää kuormitusvastevaiheeseen saakka. (Perry 1992,155; Ahonen 2011, 305–307.)

Frontaalitason liike lähennysloitonnuksen suuntaan tulkitaan esiheilahdusvaiheessa kävelyn poikkeamaksi. Yleisimpiä esiheilahdusvaiheen poikkeamia on esimerkiksi alaraajan kääntyminen abduktioon eli loitonnuksen ja rullauksen tapahtuminen alaraajan sisäreunan kautta. Toisena esimerkkinä alaraajan kääntyminen lähennykseen eli addukktioon ja rullaus tapahtuu alaraajan ulkoreunan kautta. (Perry 1992,155; Ahonen 2011,305–307.)

5.5. Alkuheilahdusvaihe

Alkuheilahdusvaihe (eng. Initial Swing) kesto kävelysyklusistä on noin 13–15 %. Kävelysyklusissä se ajoittuu 60–73 % kohdalle. Tässä vaiheessa nilkka-, polvi- ja lonkkanivel koukistuvat *sagittaalitasolla* (kuva 9). Lonkkanivel koukistuu alaraajojen ollessa vierekkäin noin 20 asteeseen lonkan koukistajalihasten avulla. Vartalon kierrot *horisontaalitasolla* nollaantuvat. Tämän tarkoituksena on mahdollistaa lonkkanivelen nopea vienti koukistukseen ja polven koukistus ensisijaisesti oman liike-energiensa avulla. Polvi koukistuu noin 350 astetta/s ja saavuttaa kävelysyklin aikaisen huippunsa ollen koukistuneena parhaimmillaan noin 60–70 astetta. Lantio kallistuu *frontaalitasolla* noin 4–5 astetta heilahtavan alaraajan puolelle. (Perry 1992,156; Ahonen 2011, 306–307.)



Kuva 9. Alkuheilahdusvaihe (Ahonen 2011, 307.)

Nivelten koukistumisen tarkoituksena on estää jalkaterän ja varpaiden osuminen alustaan heilahduksen aikana. Vartalo ei tässä vaiheessa juurikaan kierrä, yläraajat ovat asettuneet vartalon sivuille. Alkuheilahdusvaihe tulkitaan loppuneeksi, kun heilahtavan alaraajan varpaat ovat sivuttaissuunnassa samassa linjassa tukijalan kantapään kanssa. Alkuheilahdusvaiheessa alaraajan tulisi pysyä mahdollisimman hyvin keskilinjassa. Tässä vaiheessa yleisempänä poikkeavuutena voidaan pitää kompensoituja liikkeitä hitaan heilahduksen seurauksena. Esimerkiksi hitaan heilahduksen seurauksena alaraaja joutuu kiertämään ulkokautta eteen ja täten nilkka joutuu liian varhaiseen dorsifleksioon. Tämä estää säären etupuolen lihasten rentoutumisen ja hidastaa palautumista. (Perry 1992,156; Ahonen 2011, 306–307.)

Polvi palautuu heilahdusvaiheen aikana neutraaliin asentoon lonkkanivelen adduktion seurauksena. Varvastyönnön jälkeen alkava säären sisäinen rotaatio

jatkuu kuormitusvastevaiheeseen saakka. (Perry 1992, 156; Ahonen 2011, 306–307.)

5.6. Keskiheilahdusvaihe

Keskiheilahdusvaihe (eng. Mid-swing) kestää noin 14 % koko askelsyklistä. Se ajoittuu askelsykliissä 73–87 % kohdalle ja on ensimmäinen säären kahdesta heilahdusvaiheesta (kuva 10). Tässä vaiheessa sagittaalitasolla lonkkanivel saavuttaa koukistumisen huippunsa ja polvi on alkanut ojentua ollen vaiheen lopussa noin 30 asteen koukistuksessa. Nilkkanivel on asettunut neutraalin asentoonsa, noin 90 asteen kulmaan. Tämä on tärkeää, jotta jalka välttää kontaktin alustaan. (Perry 1992, 157; Ahonen 2011, 307.)

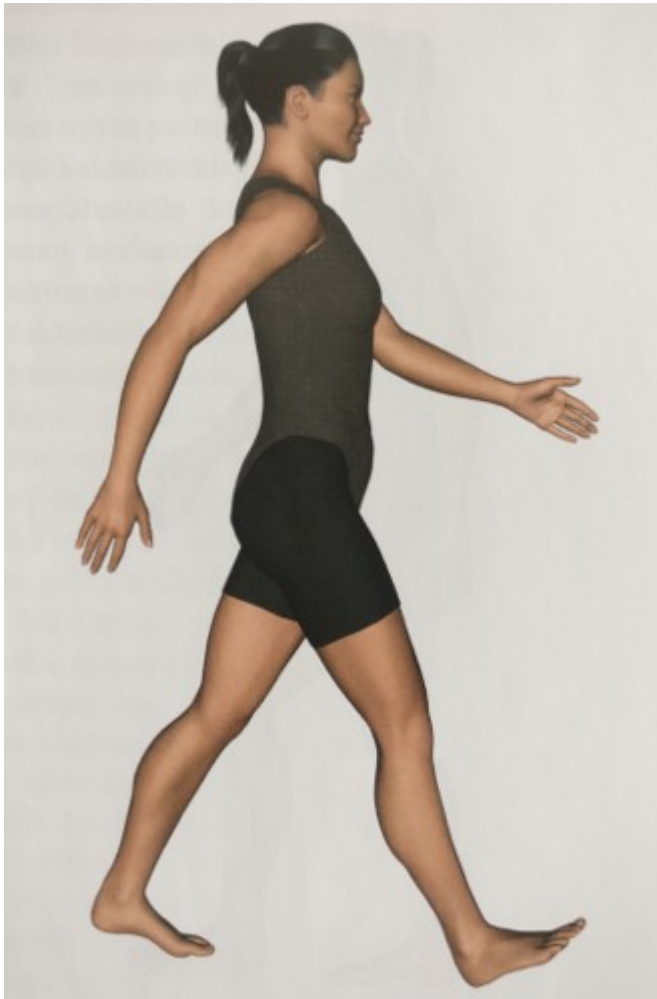


Kuva 10. Keskiheilahdusvaihe (Ahonen 2011, 307.)

Seuraavaksi painopiste alkaa siirtymään eteenpäin ja heilahtavan alaraajan puolelle. Lantio kiertyy eteenpäin horisontaalitasolla heilahtavan alaraajan suuntaan ja rintakehä taaksepäin heilahtavan yläaraajan suuntaan. Vaiheen loppuosassa hamstring-lihakset aktivoituvat ja valmistautuvat lonkan ojentamisen aloittamiseen ja maakontaktiin. Lisäksi sagittaalitasolla nilkkanivel koukistuu ja säären etuosan lihakset aktivoituvat. Keskiheilahdusvaihe tulkitaan loppuneeksi, kun heilahtavan alaraajan sääri tavoittaa pystysuoran asennon. Kävelysyykliin liittyen puhutaan keskiheilahdus- ja loppuheilahdusvaiheen välisestä ajasta, jolloin sääri tavoittaa pystysuoran asennon. (Perry 1992, 157; Ahonen 2011, 307.)

5.7. Loppuheilahdusvaihe

Loppuheilahdusvaiheen (eng. Terminal swing) kesto koko kävelysyyklistä on noin 13 %. Se ajoittuu kävelysyykliissä 87–100 % kohdalle. Reisi pysyy yhä tilaan nähdessä samassa kulmassa, mutta sääri jatkaa ojentumistaan *sagittaalitasolla* suoraksi asti polvinivelen kautta (kuva 11). Vartalon kierrot horisontaalitasolla tulevat päätöspisteeseen. Kävelyä johtavan alaraajan puolelta lantio kiertyy eteenpäin ja posterioriseen kiertoon sagittaalitasolla. Rintakehä kiertyy taaksepäin heilahtavan yläaraajan suuntaan. Lapaluut siirtyvät taakse ja yläaraaja päättää kävelyssä liikeratansa. Tässä vaiheessa polvinivelen koukistajalihakset ja lonkkanivelen ojentajalihakset tekevät jarruttavaa lihastyötä. Tämän tarkoituksena on valmistaa alaraajaa uuteen kantaiskuun. Lonkkanivelessä on silti yhä noin 30 asteen koukistus sagittaalitasolla, mutta se ojentuu hieman ennen kantaiskua. Polvinivel on taas ojentunut lähes suoraksi. Loppuheilahdusvaihe tulkitaan loppuneeksi, kun heilahtava alaraajan kantaisku toteutuu. Tämän jälkeen alkaa uusi kävelysyykli. (Perry 1992, 158; Ahonen 2011, 307–308.)



Kuva 11. Loppuheilahdusvaihe (Ahonen 2011, 308.)

Loppuheilahdusvaiheen yleisimpiä poikkeavaisuuksia ovat säären heilahduksen jääminen vajaaksi, säären heilahtaminen liian pitkälle ojennukseen ja alaraajan kääntyminen liian paljon ulospäin joko nilkan deviaation tai koko alaraajan ulko-kierron takia. Mikäli säären heilahdus jää vajaaksi, niin alaraaja tulee alustaan polven ollessa koukistettuna. Tämä kuormittaa polvi- ja nilkkaniveltä sekä vaikeuttaa tasapainon ylläpitämistä. Toisena esimerkkinä säären heilahtaessa liian pitkälle, polvi yliojentuu ennen kuin alaraaja osuu alustaan. (Ahonen 2011, 307–308.)

6 NORMAALI KÄVELY

Normaalin kävelyn määrittelyä mietittäessä kävelyä pitää tarkastella useasta näkökulmasta. Tässä luvussa normaalia kävelyä kuvataan teoriasta löytyvien kävelyn parametrien keskimääräisten arvojen avulla. Lisäksi kerrotaan, kuinka kävely muuttuu yksilöllisten tekijöiden vaikutuksesta. Lopuksi kuvataan normaalin kävelyn olennaisesti yhdistyvää kävelyn symmetriaa ja sitä, miten sitä voi mitata.

6.1. Normaalin kävelyn tunnusmerkit

Normaali kävelymalli muodostuu useasta biomekaanisesta tekijästä, joita ohjaa keskushermosto. Normaalisti kävely kuormittaa ihmisen tuki- ja liikuntaelimiä tasaisesti niin, ettei kävelytyyli vaikuta merkittävästi tuki- ja liikuntaelimistön sairauksien syntyyn. Normaali kävelytyyli on energiatehokasta, tasapainoista ja riittävän symmetristä. Normaalisessa kävelyssä tasapaino ja motorinen toiminta ovat hyvällä tasolla. (Kuo & Donelan 2009.) Inman ym. (2006) kuvaavat kävelyn kuusi determinanttia ovat perinteisesti määritelleet normaalin ja terveen kävelyn tavoitteet. Ne tähtäävät kehon keskipainopisteen liikkumisen minimointiin frontaalitasolla tarkasteltuna. Myöhemmin osan determinanteista on todistettu vaikuttavan enemmän kehon iskunvaimennusmekanismeihin, mikä myös on normaalin kävelyn tavoiteltava ominaisuus. (Rose & Gamble 2006, 1–21.)

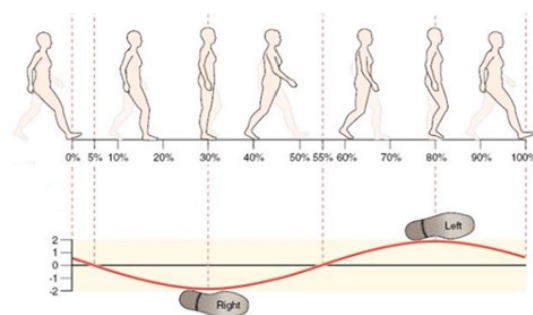
Terminä ”normaali kävely” sisältää molemmat sukupuolet, eri ikäryhmät, anatomisesti toisistaan poikkeavat ihmiset ja jokaisen ihmisen ainutlaatuisen kävelytyylin. Silti nämä ihmiset voivat täyttää normaalin kävelyn omaavat kriteerit. Yksilöllisyys on aina huomioitava ja heijastettava se yksilön tarpeisiin. Vaikka henkilön kävely eroaisi normaalista, ei kävelytyyliä välttämättä kannata alkaa muuttamaan. Monet kävelyn eroavaisuudet ovat kompensatioita, jotka ovat syntyneet henkilön muusta sairaudesta tai ongelmasta. Tällöin voi olla, että vaikka kävelyssä on eroavaisuutta, sillä on parantava vaikutus henkilön kävelyn. (Whittle 2007, 42, 49.)

Normaalia kävelyä voidaan kuvata lukuina parhaiten, kun tarkastellaan suurten massojen kävelyn mittaustulosten keskiarvoja. Schwesig ym. (2011) tutkivat suuren otannan ($n=1860$) avulla normaalin kävelyn keskimääräisiä viitearvoja spati-aalisten ja temporaalisten kävelyn parametrien suhteen (taulukko 3). Tutkimusotanta oli laaja ja hyvin jakautunut, minkä lisäksi tutkimustulokset olivat hyvin lähellä aiempien vastaavanlaisten tutkimusten tuloksia, mistä voidaan päätellä tulosten kuvaavan hyvin keskimääräisiä arvoja.

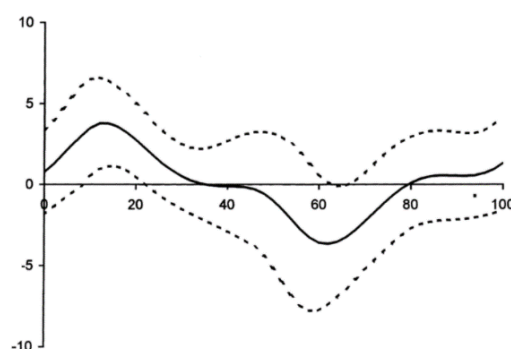
Taulukko 3. Normaalin kävelyn viitearvoja (Schwesig ym. 2011).

Parametri	Naiset	Miehet
Kävelynopeus	1.33 m/s	1.30 m/s
Askelsyklin kesto	1.01 s	1.07 s
Askelpituus	0.71 m	0.73 m
Askelsyklin pituus	1.42 m	1.47 m
Askeltiheys	119 askelta/min	113 askelta/min

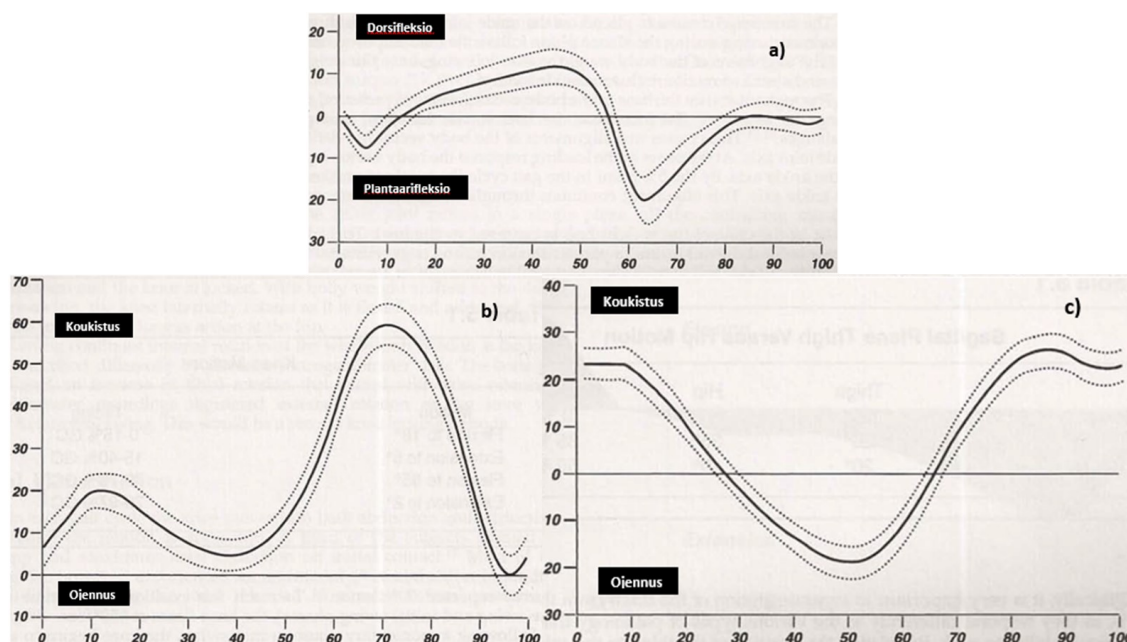
Diskreettien arvojen lisäksi normaalia keskimääräistä kävelyä voidaan kuvata jatkuvilla arvoilla, yleisimmin jonkin mittaustuloksen muutoksella syklin aikana. Alla on esitetty keskeisiä alaraajojen kinematiikkaa kuvaavia normaalin kävelyn kuvaajia. Esimerkiksi massakeskipisteen liike (kuva 12) ja lantion rotaatioliike (kuva 13) kuuluvat kävelyn keskeisiin elementteihin. Alaraajan liike sagittaalitasolla tarkasteltuna koostuu nilkka-, polvi- ja lonkkanivelen liikkeestä (kuva 14). (Perry 1992, 53, 91, 113.)



Kuva 12. Massakeskipisteen liike kävelysyklin aikana (Neumann 2010)



Kuva 13. Lantion rotaatio kävelysyklin aikana (Whittle ym. 1998)



Kuva 14. Kuvissa a) nilkan-, b) polven- ja c) lonkan nivelkulma kävelysyklin aikana (Perry 1992, 53, 91, 113.).

Kuvasta 14 voidaan havaita, että suurin kulmanopeus on nähtävissä, kun polvi- ja lonkanivel ojentuu koukistuksesta loppuheilahdusvaiheen aikana. Nilkka- ja lonkkanivelen osalta suurin kulmanopeus tavoitetaan varvastyöntövaiheen aikana, kun lonkkanivel koukistuu ja nilkkanivel työntyy plantaarifleksioon eli nilkka koukistuu valmistautuessaan nousemaan alustasta kohti heilahdusvaihetta. (Perry 1992, 53, 91, 113; Mentiplay ym. 2018.)

6.2. Normaalien kävelyn yksilöllisyys

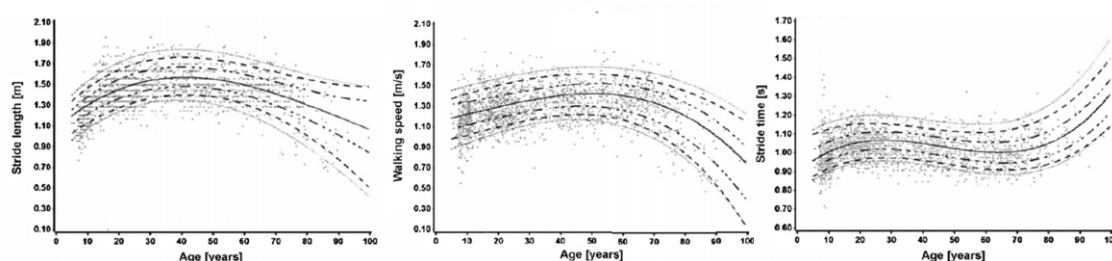
Kävely on hyvin yksilöllistä ja siihen vaikuttavat useat ihmisen ominaisuudet. Esi- merkkejä kävelyn vaikuttavista tekijöistä ovat fyysiset ominaisuudet, kuten pi- tuus ja paino, ikä ja sukupuoli. Ihmiset myös luontaisesti kävelevät eri nopeudella, mikä vaikuttaa kävelyanalyysissä saataviin mittaustuloksiin merkittävästi. (Whittle 2007, 42, 49.)

6.2.1 Ikä ja sen vaikutus kävelymalliin

Ihmisen vanhetessa fyysinen toimintakyky ja samalla kävelyn liittyvät toiminnot alkavat heikentyä. Vanhenemiseen liittyvä toimintakyvyn alentuminen on hyvin

yksilöllistä ja siihen vaikuttavat muun muassa henkilön fyysinen aktiivisuus ja muu yleinen terveys. Ikääntymisen seurauksena askelten määrä vähenee noin 25–30 %. Eniten kävelevät lapset ja nuoret aikuiset, noin 10–19-vuotiaat. (Kauranen 2017.)

Yksittäiset tekijät vaikuttavat kuitenkin kävelymalliin. Iän on osoitettu vaikuttavan kävelymalliin esimerkiksi siten, että iän lisääntyessä askelpituus, kävelynopeus, askeltiheys ja massakeskipisteen pystysuuntainen siirtymä laskevat. Kävelyn epäsäännöllisyys lisääntyy ikääntymisen myötä. (Schwesig ym. 2011; Senden ym. 2012.)



Kuva 15. Normaalin kävelyn askelparin pituuden, kävelynopeuden ja syklin kestön muutos iän mukana (Schwesig ym. 2011).

6.2.2 Sukupuoli

Sukupuolen vaikutus kävelyyn on nähtävissä siten, että naiset kävelevät lyhyemmillä askelilla kuin miehet. Naisilla askeltiheys on suurempi mutta kävelynopeus hitaampi kuin miehillä. Sukupuolen vaikutus kävelymalliin liittyy miesten ja naisten eroavaisuuteen. Miehet ovat esimerkiksi keskimäärin huomattavasti pidempiä kuin naiset. (Senden ym. 2012.)

Kävelytutkimuksen aikaisemmasta historiasta on nähtävissä myös nuorilla ihmisillä sukupuolen vaikutus kävelytapoihin. Kun nuori ihminen kävelee luonnollisella kävelynopeudella, niin nähtävissä on, että nuorilla terveillä naisilla on yleensä lyhyempi askelpituus ja hitaampi kävelynopeus kuin nuorilla miehillä. Eroavaisuus johtuu pääosin siitä, että naiset ovat keskimääräisesti miehiä lyhyempiä. (Kerrigan ym. 1998.)

Öberg ym. (1993) ovat muodostaneet tutkimuksensa perusteella 10–79-vuotiaiden kävelyn viitearvoja pohjautuen perinteisiin kävelystä mitattaviin parametreihin, kuten kävelynopeus ja askelpituus. Tutkimuksen tulokset osoittavat sukupuolen vaikuttavan erityisesti siten, että naisilla kävelynopeus ja askelpituus ovat alhaisempia kuin miehillä. Naisilla havaittiin olevan myös suurempi askeltiheys miehiin verrattuna. (Öberg ym. 1993.)

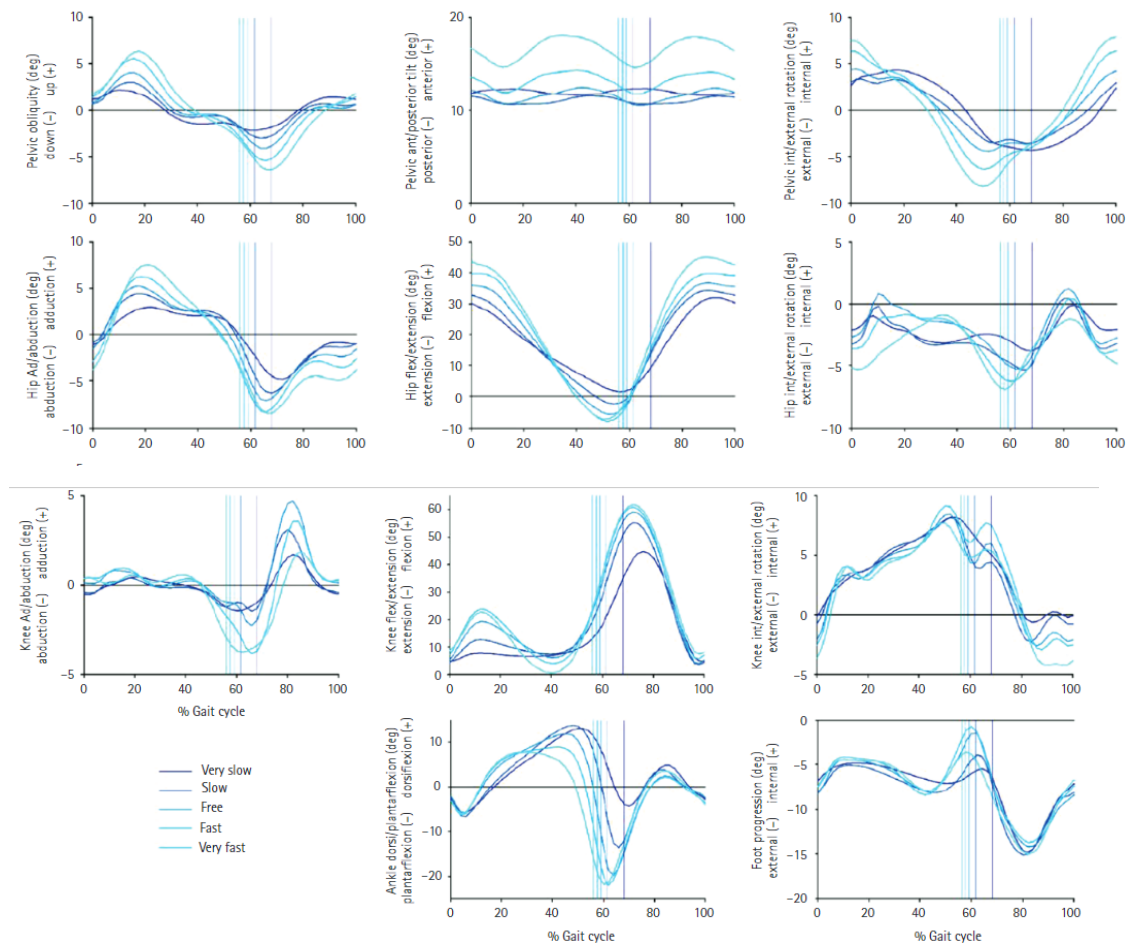
6.2.3 Pituus ja paino

Rosso ym. (2019) ovat tutkineet *ylipainon* vaikutusta kävelyominaisuuksiin nuorilla aikuisilla. Tutkimuksen päätarkoituksena oli tunnistaa, onko nuorten aikuisten painoindeksillä (BMI) ja kävelyominaisuuksien välillä suhdetta. Tutkimukseen osallistui 12 normaalipainoista ja 10 ylipainoista nuorta aikuista, ikäjakaumalla 26 \pm 1,8 vuotta. Tutkimus toteutettiin kolmiulotteisella kävelyanalyysillä H-gait (Development Code, Laboratory of Biomechanical Design, Hokkaido University, Sapporo, Japan) järjestelmällä ja tutkimuksen 14-metrin kävelymatka tapahtui omalla luonnollisella kävelynopeudella. Kävelystä analysoitiin kävelynopeus, spatio-temporaaliset arvot ja nivelten kinematiikka kolmidimensionaalisesti. Tavanomaiset spatio-temporaaliset parametrit eivät osoittaneet tilastollisia merkitseviä eroja normaalipainoisten ja ylipainoisten välillä. Niveltasoilta löytyi kuitenkin tilastollisesti merkitseviä eroja. Tutkimustulokset osoittavat, että ylipainoisilla nuorilla aikuisilla lonkan nivelkulmat ovat suurempia niin frontaalitasolla kuin transversaalitasoilla. Käytännössä tämä näkyy askelluksessa polven avautumisessa keskilinjasta ulospäin voimakkaammin ja nilkan sekä polven lyhyempänä liikeratana. Tulokset osoittavat BMI:n vaikutuksen nuorten aikuisten kävelyominaisuuksiin, jota tulisi tarkastella esimerkiksi nivelrikon ennaltaehkäisyn näkökulmasta. (Rosso ym. 2019.)

Pituus vaikutti kävelyssä siten, että pidemmällä henkilöillä oli nähtävissä pidempi askelpituus ja alhaisempi askeltiheys. *Painon* ei todettu vaikuttavan kävelyparametreihin, mikä voi johtua siitä, että tutkimushenkilöiden välillä ei ollut suuria painoeroja. (Senden ym. 2012.)

6.2.4 Kävelynopeus

Kävelynopeuden on todettu vaikuttavan tuki- ja heilahdusvaiheiden suhteellisiin osuuksiin kävelysyklin aikana. Myös kävelyn eri vaiheiden aika lyhenee nopeuden kasvaessa ja liikeradat laajenevat aiheuttaen sykлинаikaisten maksiminivelkulmien kasvun. Kävelynopeuden kasvaessa tukivaiheen osuus syklistä pienee ja heilahdusvaiheen kasvaa. Kun vauhti kasvaa riittävästi, kaksoistukivaihe poistuu syklistä ja liikkuminen muuttuu juoksuksi. (Perry 1992, 5; Baker 2013, 10.)



Kuva 16. Kävelynopeuden vaikutus nivelkulmiin. (Schwartz ym. 2008.)

Mentiplay ym. (2018) ovat todenneet tutkimuksessaan, että nivelkulma ja kulmanopeus on yhdenmukainen kävelynopeuteen nähden. Kävelynopeuden kasvaessa kasvavat myös nivelten huippukulmat ja kulmanopeudet nilkka, polvi ja

lonkkanivelissä. Kuvassa 16 (Schwartz ym. 2008) on esitelty liikkeen laajuuden muutosta lantion, lonkan, polven ja nilkan osalta kävelynopeuden muuttuessa. Kuvaajista voidaan havaita, että kävelynopeuden muutos vaikuttaa huomattavasti sekä nivelkulmien liikelaajuuteen, että liikkeen ajoitukseen syklin aikana, kun tukivaiheen suhteellinen osuus syklistä pienenee kävelynopeuden kasvaessa. Aiemmin kuvattujen nilkan, polven ja lonkan sagittaalitasoon nivelkulmien osalta voidaan havaita, että kävelynopeuden muutoksen vaikutukset käyrään ovat hyvin merkittäviä.

6.3. Kävelyn symmetria

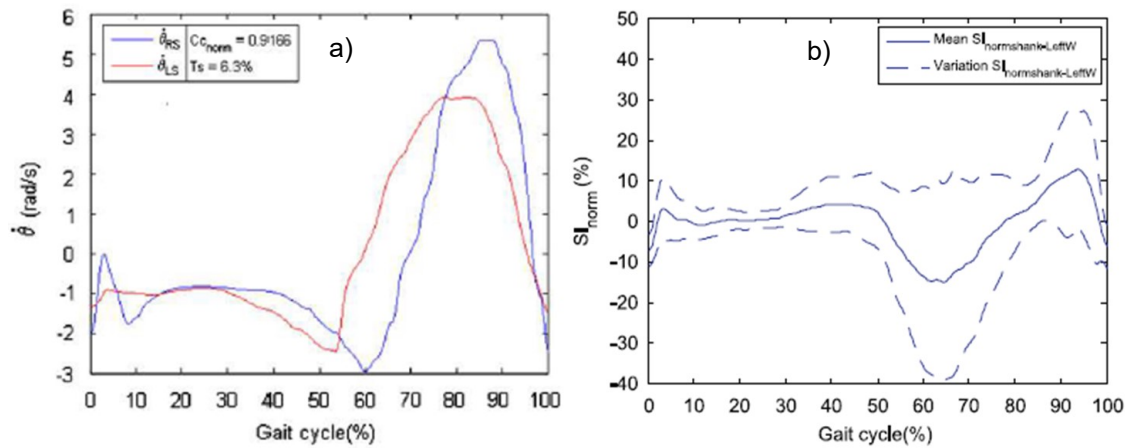
Kävelyn symmetrialla tarkoitetaan jalkojen liikeratojen sekä muiden kävelyanalyysin temporaalisten ja spatiaalisten parametrien eroja alaraajojen välillä. Epäsymmetrialla kuvataan vasemman ja oikean puolen välisen poikkeavuuden määrää. Epäsymmetrian todentamiseksi on mitattava myös alaraajan liikkeen oma sisäinen variaatio. Jotta epäsymmetria jalkojen välillä on merkittävää, on sen oltava suurempaa kuin yksittäisen jalan liikkeen variointi (Giakas & Baltzopoulos 1997). Merkittävä epäsymmetria alaraajoissa ja niiden toiminnassa yhdistyy useimmiten patologiseen kävelyyn. Tämän takia symmetriaa pidetään merkittävänä näkökulmana normaalin ja patologisen kävelyn diagnosoinnissa. (Viteckova ym. 2018.)

Normaali kävely on symmetristä, mutta sisältää käytännössä aina jonkin verran poikkeavuutta vasemman ja oikean puolen välillä. (Sadeghi ym. 2000.) Yksiselitteisiä rajoja siitä, kuinka suurta tai millaista epäsymmetriaa voidaan pitää kuuluvan normaaliin kävelyyn, ei ole olemassa. Merkkejä epäsymmetrian patologisuudesta on kuitenkin löydetty useita. Epäsymmetrinen kävely nostaa liikkeen kuormittavuutta ja lisää siten hapenkulutusta ja liikkeen energian käyttöä. Pitkällä aikavälillä epäsymmetrian aiheuttama raajojen epätasainen kuormitus voi aiheuttaa vähemmän kuormittuvassa jalassa esimerkiksi luun tiheyden pienenemistä ja osteoporoosia. Vastaavasti suuremmalla kuormituksella olevassa jalassa ilmaantuu herkemmin nivelkulumia ja -rikkoa sekä muita tuki- ja liikuntaelimistön

vammoja. Näiden syiden takia on tärkeää tunnistaa, esiintyykö kävelyssä epäsymmetriaa, missä kävelyn lukuisista parametreista ja missä määrin. (Viteckova ym. 2018.)

Tutkimuksissa toteutetut symmetrian mittaukset voidaan jakaa (1) diskreettien suureiden analyysiin sekä (2) kokonaisen kävelysyklin ajalta mitattujen jatkuvien arvojen analyysiin. Diskreetteihin arvoihin, kuten spatio-temporaalisiin suureisiin perustuvat menetelmät, ovat perinteisiä tapoja kävelyanalyysissä samoin kuin symmetrian mittauksessa. Näistä suureista on muodostettu erilaisia indeksejä, joiden avulla on päätelty epäsymmetrian määrää. Viime vuosikymmeninä teknologian kehitys on mahdollistanut jatkuvien, koko kävelysykliä mittaavien menetelmien käyttöönoton yhä laajemmin. Jatkuvilla menetelmillä pystytään mittaamaan sykliin liittyviä muuttujia, kuten nivelkulmien tai raajan liikkeen kulmanopeuksien muutosta koko syklin ajalta. IMU-sensorien tuottamat mittaustulokset lukeutuvat jatkuviin mittaustapoihin. Tulokseksi saatavaa jatkuvaa kolmiulotteista kulmanopeusdataa voidaan käyttää monipuolisesti symmetrian arviointiin. (Viteckova ym. 2018.)

Zhang ym. (2018) analysoivat tutkimuksessaan kävelyn symmetriaa tämän tyyppisestä datasta käyttäen symmetrian arvioinnissa kahta eri tilastollista menetelmää, Pearsonin korrelaatiokerrointa ja normalisoitua mittauseron etäisyyttä signaalien välillä. Gouwanda & Senanayake (2011) puolestaan käyttivät vastaavallisessa tutkimuksessaan normalisoitua ristikorrelaatiota ja normalisoitua symmetria indeksi -menetelmää. Näistä ensin mainittu on datasta muodostettu yksittäinen arvo, joka kuvaa alaraajojen datakäyrien korrelaatiota yleistasolla. Jälkimmäisen avulla taas pystyi havaitsemaan epäsymmetrian kohdan ja voimakkuuden kävelysyklin sisällä (kuva 17).



Kuva 17. a) Vasemman ja oikean jalan kulmanopeus ja b) symmetriaa syklin aikana kuvaava normalisoitu SI-indeksi (Gouwanda & Senayake 2011).

Diskreetit arvot (esim. askelen pituus) kuvaavat kävelysykliä yhdellä arvolla. Ne eivät siten pysty kuvaamaan raajan liikkeen kompleksisuutta, eivätkä aina havaitsemaan epäsymmetriaa. Diskreettien indeksien etuna on kuitenkin niiden yksinkertaisuus ja tulkinnan helppous. Yksi luku auttaa havainnoimaan ja motivoimaan esimerkiksi reaaliaikaista palautetta annettaessa. Jatkuvat, kävelysykliä kokonaisuudessaan kuvaavat mittaustavat, vastaavat monimutkaisuuden kuvaamiseen paremmin ja niiden avulla on mahdollista havaita pienemmätkin eroavaisuudet alaraajojen liikkeen välillä. Tällaisia datamalleja ja niiden avulla laskettuja parametreja on kuitenkin vaikeampi tulkita ja ymmärtää. (Cabral ym. 2015.)

7 OPINNÄYTETYÖN AINEISTO

Opinnäytetyön aineisto koostui 60 koehenkilöstä, joka oli myös tutkimusjoukon määrällinen tavoite tutkimuksen alkuvaiheessa. Suurin osa koehenkilöistä osallistui kävelymittauksiin Tampereen Ammattikorkeakoululla. Yksittäisiä kävelymittauksia tehtiin Tampereen ulkopuolella. Näiden kävelymittausten osalta paikkakuntina olivat Jyväskylä, Joensuu, Oulu ja Helsinki. Koehenkilöitä etsittiin intra-ilmoituksella Tampereen Ammattikorkeakoulun internetsivujen kautta (liite 4). Lisäksi samalla ilmoituksella etsittiin koehenkilöitä sosiaalisen median avulla, Facebook- ja LinkedIn-sivustojen kautta. Ilmoitus sisälsi tiedotteen tutkimukseen osallistuvalla koehenkilöllä (liite 1).

Tutkimukseen etsittiin terveitä täysi-ikäisiä aikuisia, joilla ei ole kävelyyä vaikuttavia perussairauksia tai alaraajojen tuki- ja liikuntaelimistön vammoja. Aineisto kerättiin 17.10–30.11.2020 välisenä aikana, huomioiden kansalliset Covid-19 poikkeustilan tapahtumajärjestämiseen ja hygieniatoimiin liittyvät ohjeistukset. Tarkemmin aineistoa ja tutkimuksen kulkua kuvataan luvuissa 7.1-7.2.

7.1. Tutkimusjoukko

Tutkimusjoukko koostui 18–75 vuotiaista aikuisista naisista ja miehistä, joiden oletettiin esitietojen perusteella olevan terveitä (liite 2 suostumus opinnäytetyön tutkimukseen). Koehenkilöltä kysyttiin liitteen 2 mukaisesti, onko koehenkilöllä terveydellisiä tekijöitä, jotka voivat vaikuttaa kävelyyä. Tarkempia kuvauksia tai diagnooseja terveystiedoista ei esitiedoissa pyydetty, TAMK:n tietosujoaohjeistuksen mukaisesti. Tutkimuksen osallistujista 24 oli naisia ja 36 miehiä. Alla olevassa taulukossa 4 on tiedot opinnäytetyön kävelytutkimuksen tutkimusjoukon jakautumisesta iän, pituuden, painon, painoindeksin ja kävelynopeuden osalta.

Taulukko 4. Opinnäytetyön kävelytutkimuksen tutkimusjoukon ikä-,pituus-,painoindeksi-ja kävelynopeusjakaumat

	Keskiarvo	Minimi	Maksimi
Ikä (vuodet)	40.6	19	75
Pituus (m)	1.76	1.56	1.98
Paino (kg)	79.6	48	142
Painoindeksi	25.3	18.7	36.2
Kävelynopeus (m/s)	1.30	0.90	1.61

7.2. Tutkimuksen kulku

Kävelymittaukset toteutuivat WM-järjestelmän ohjeiden mukaisesti. Jokainen koehenkilö käveli kolme kertaa kymmenen metrin matkan suoralla tasaisella alustalla, omalla luonnollisella kävelynopeudellaan, kengät jalassa. Kävelymittaus toteutettiin sisätilassa, josta esimerkki nähtävissä kuvassa 18.

Koehenkilölle kerrottiin kävelymittaukseen saapuessaan tutkimuksen sisältö ja koehenkilön oikeudet. Koehenkilön osallistuminen opinnäytetyön tutkimukseen oli vapaaehtoista ja koehenkilön tietoja käsiteltiin Tampereen ammattikorkeakoululta saadun tietosuojaohjeistusten mukaisesti. Ensimmäiseksi koehenkilölle kerrottiin opinnäytetyön tavoite ja miksi kävelytutkimus tehdään sekä mihin siitä saatuja tuloksia hyödynnetään. Toiseksi tehtiin koehenkilön tietojen mittaus ja kirjaaaminen, Koehenkilön osalta kirjattiin nimi, sukupuoli, ikä ja sähköpostiosoite liitteeseen 2. Lisäksi mitattiin henkilön pituus ja paino. Kolmanneksi tehtiin koehenkilön lyhyt haastattelu täytettävän ”Suostumus opinnäytetyön tutkimukseen” lomakkeen (liite 2) sisältöä mukaillen. Lomakkeen yhteydessä pyydettiin ilmoittamaan, esiintyykö koehenkilöllä terveydellisiä tekijöitä, jotka voivat vaikuttaa kävelyyn. Näihin tietoihin pyydettiin vastaamaan lyhyesti ”kyllä” tai ”ei” sen mukaan, esiintyykö terveydellisiä tekijöitä. Tietojen tarkoituksena oli arvioida, kuuluuko henkilö tutkimusjoukkoon, eli oletettavasti terveisiin ja normaalisti käveleviin koehenkilöihin. Neljänneksi ohjeistettiin koehenkilölle demokävelyn avulla kävelymittaus, jonka jälkeen koehenkilölle tehtiin kävelymittaus. Kävelymittauksen jälkeen tarkistettiin mittauksen onnistuminen, kirjattiin havainnot kävelystä ja informoitiin

koehenkilön henkilökohtaisen palautteen saamisesta sähköpostitse opinnäytetyön valmistuttua.



Kuva 18. Opinnäytetyön kävelytutkimuksen luokkatila Tampereen Ammattikorkeakoulu

Kävelytutkimuksen jokaiselta koehenkilöltä valokuvattiin nilkkasensorin asento sääressä ja kävelymittauksessa koehenkilön käyttämät kengät (kuva 19). Nilkkasensorin asento on riippuvainen koehenkilön alaraajojen asennosta. Sensori tulee asettaa ohjeiden mukaisesti 1–2 cm kehräsluun yläpuolelle, säären (pohjeluun) ulkoreunalle. On tärkeää asettaa sensori tasaiseen sääriluun kohtaan säären ulkoreunalle, jotta tarkka Suunto Movesense-sensori toimii mittauksessa oikein. Tärkeää on myös huomioida sensorin oikea asentohuomioiden jalkaterän ja varpaiden suunta keskilinjasta, koehenkilön seisoessa paikoillaan. Nämä edellä mainitut toimenpiteet lisäävät mittauksen luotettavuutta ja toistettavuutta.



Kuva 19. Nilkkasensorin kiinnitys ja esimerkki koehenkilön käyttämistä kengistä

8 OPINNÄYTETYÖN AINEISTON ANALYSOINTIMENETELMÄT

Opinnäytetyön aineisto hankittiin edellisessä luvussa kuvatun tutkimuksen avulla. Tutkimuksen tuloksena saatiin sensorin sijainnista, säären lateraaliselta puolelta mittaustapahtuman aikaista kulmanopeusdataa 104 Hz:n taajuudella. Tämän lisäksi aineistoon kuului koehenkilöistä tutkimuksen aikana kerätyt tiedot sekä KIDUKU Engine -analytiikan tuottamia kävelyn spatio-temporaalisia tietoja, jotka pohjautuivat tutkimuksessa mitattuun kulmanopeusdataan.

8.1. Opinnäytetyön aineiston käsittely

Koehenkilöiden kävelymittausten kulmanopeuden raakadata kolmelta rotaatioakselilta esikäsiteltiin Excel-ohjelmistolla (Microsoft Excel, Microsoft Ltd, Seattle, USA. Versio 2101). Esikäsittelyn tarkoituksena oli määrittää jokaisen tutkittavan henkilön kummankin alaraajan osalta kävelymittauksen datasta 8 tasalaatuista askelta ja määrittää manuaalisesti näiden askelsyklien alkupisteet. Alkukontaktin hetkeksi määritettiin x-akselilta heilahdusvaiheen jälkeinen ensimmäinen mitauspiste, jota seuraava mitauspiste oli edellistä suurempi. Tämän jälkeen datapisteet suhteutettiin askelsykliden kokonaiskestoan, jolloin ne saivat syklin kohtaa kuvaavat aikamäärät 0–100 %. Käsittelyn avulla valittujen kahdeksan askeleen mittaustuloksista saatiin muodostettua koehenkilökohtaiset keskimääräiset kävelymallit laskemalla mittaustulosten mediaaniarvot kävelysyklin ajalle. Mediaania käytettiin keskiarvon sijaan, jotta yksittäisten, muista poikkeavien askelten vaikutus keskimääräiseen kävelymalliin jäisi pienemmäksi.

Esikäsittelyä jatkettiin Tableau Prep-ohjelmistolla (Tableau Prep, Salesforce. San Francisco, USA. Versio 2020.3). Ohjelmistolla koehenkilökohtainen esikäsitelty aineisto yhdistettiin yhdeksi tietolähteeksi kokonaisanalyysin mahdollistamiseksi. Tietolähteeseen liitettiin koehenkilökohtaisia tietoja KIDUKU Enginen analytiikasta, kuten kävelysyklin keskimääräinen kesto ja askelten määrä kullakin 10 metrin matkalla. Näitä tietoja käytettiin kävelynopeuden määrittämiseen yhdessä

tarkasti mitatun kävelymatkan pituuden kanssa. Lisäksi ohjelmiston avulla tietoihin tuotiin koehenkilöiden esitiedoista ikä, sukupuoli, pituus, paino ja painoindeksi, jotta niiden vaikutusta kävelymalliin voitiin analysoida. Näiden tekijöiden oli teoriakatsauksen perusteella todettu vaikuttavan kävelyyyn.

Aineiston analysoinnissa käytettiin Tableau Desktop-ohjelmistoa (Tableau Desktop, Salesforce. San Francisco, USA. Versio 2020.3), Excel- ja SPSS-statistics -ohjelmistoa (SPSS-statistics, IBM, New York, USA. Versio 27). Tableau Desktop on datan analysointiin ja erityisesti visualisointiin erikoistunut ohjelmisto. Tässä tutkimuksessa sitä käytettiin erityisesti visualisointiin. SPSS-ohjelmisto on erikoistunut erityisesti tilastolliseen analyysiin, johon sitä myös tässä työssä käytettiin. Excel sopi joustavuutensa ja monipuolisuutensa puolesta yksittäisiin ja erikoisempiin aineiston käsittelyä vaativiin tehtäviin. Aineistosta tehtyjä analyysejä ja niiden tuloksia käsitellään tarkemmin tulosten raportoinnin yhteydessä.

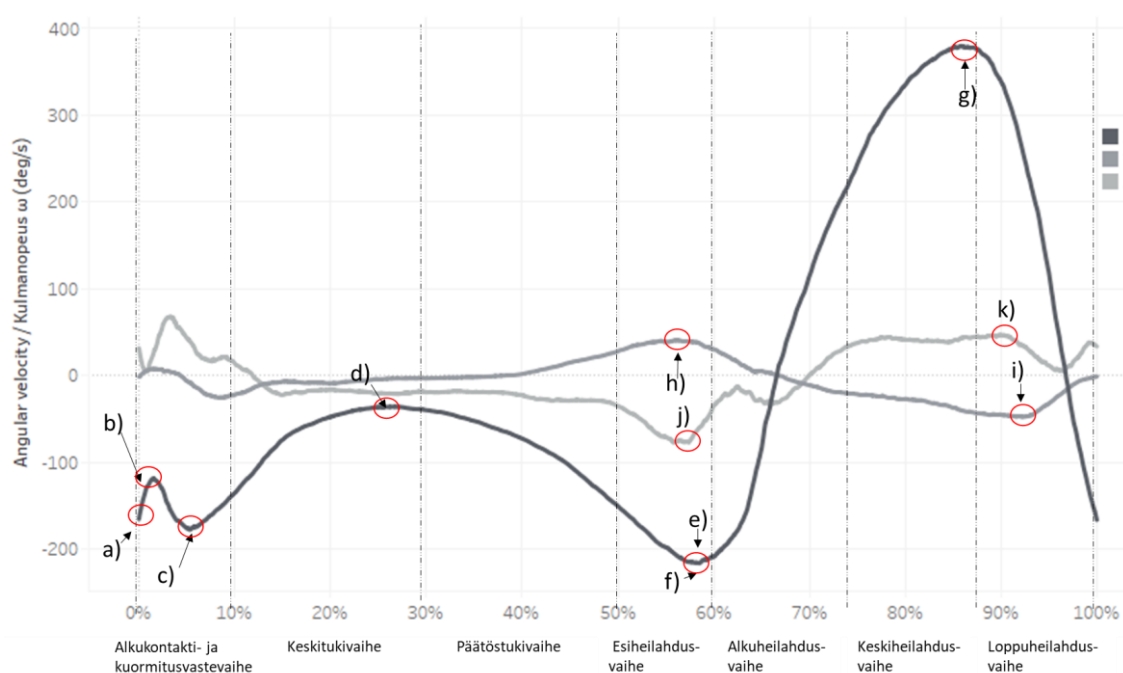
8.2. Tilastolliset analyysit

Tutkimuksen tilastolliset analyysit tehtiin SPSS-ohjelmistolla. Tilastolliset analyysit koskivat iän, pituuden, painon, painoindeksin ja kävelynopeuden vaikutusta kävelymallin kohdepisteisiin (eng. Points of Interest, POI). Kohdepisteillä tarkoitetaan mittaustuloksena saaduilta käyriä valittuja, yleisesti määriteltävissä olevia pisteitä, joiden avulla eri mittaustuloksia voidaan verrata toisiinsa (Phinyomark 2018).

X-akselilta kohdepisteitä valittiin useita (alkukontakti, kuormitusvastevaiheen maksimi ja -minimi, tukivaiheen maksimi, esiheilahdusvaiheen minimi sekä heilahdusvaiheen maksimi), sillä tulokäyrän muoto oli sillä yhteneväisempi ja selkeämpi. Y- ja z-akseleilta kohdepisteiksi valittiin selkeimmät, käyrän voimakkuutta parhaiten kuvaavat esiheilahdusvaiheessa ja heilahdusvaiheessa esiintyvät minimi tai maksimiarvot. Täydellinen listaus kohdepisteistä sekä niiden tarkemmat määritelmät löytyvät taulukosta 5. Alla olevassa kuvassa 20 on myös esitetty rotaatioakseleilta valitut tärkeät kohdepisteet akseleiden kuvaajiin merkittynä.

Taulukko 5 Valittujen kohdepisteiden (POI) nimeäminen ja määrittely

Rotaatioakseli	Kohdepiste (POI)	Määritelmä
Transversaalinen rotaatioakseli (X)	a) Alkukontakti 0%	Kävelysyklin alkupiste. Piste, jolloin kulmanopeus ensimmäisen kerran kohenee kantapään osuessa alustaan heilahdusvaiheen jälkeen.
	b) Alkukontakti/kuormitusvastevaihe max	Alkukontaktin aiheuttaman piikin korkein kulmanopeusarvo. Suurin kulmanopeusarvo alkukontakti- ja kuormitusvastevaiheen aikana.
	c) Kuormitusvastevaihe min	Kuormitusvastevaiheen alhaisin kulmanopeusarvo.
	d) Keskitukivaihe max	Keskitukivaiheen korkein kulmanopeusarvo.
	e) Esiheiladusvaihe min	Esiheiladusvaiheen alhaisin kulmanopeusarvo.
	f) Esiheiladusvaihe min sk	Esiheiladusvaiheen alhaisimman kulmanopeusarvon kohta sykissä (%).
	g) Heilahdusvaihe max	Heilahdusvaiheen korkein kulmanopeusarvo
Sagittaalinen rotaatioakseli (Y)	h) Esiheiladusvaihe max	Esiheiladusvaiheen korkein kulmanopeusarvo
	i) Heilahdusvaihe min	Heilahdusvaiheen alhaisin kulmanopeusarvo
Vertikaalinen rotaatioakseli (Z)	j) Esiheiladusvaihe min/max (V/O)	Esiheiladusvaiheen alhaisin kulmanopeusarvo oikealle alaraajalle ja korkein arvo vasemmalle alaraajalle.
	k) Heilahdusvaihe min/max (V/O)	Heilahdusvaiheen alhaisin kulmanopeusarvo vasemmalle alaraajalle ja korkein arvo oikealle alaraajalle.



Kuva 20. Kohdepisteet merkittynä eri rotaatioakseleiden kuvaajiin

Kohdepisteiden ja yksilöllisten tekijöiden välistä riippuvuutta tutkittiin kahden muuttujan lineaarisen regression avulla, joka Taanilan (2012) mukaan soveltuu kahden muuttujan välisen riippuvuuden analysointiin. Tuloksista haettiin erityisesti tilastollisesti erittäin merkitseviä riippuvuuksia, joiden p-arvo oli alle 0.001. Myös muut tulokset, joiden p-arvo oli alle 0.05, nostettiin esille.

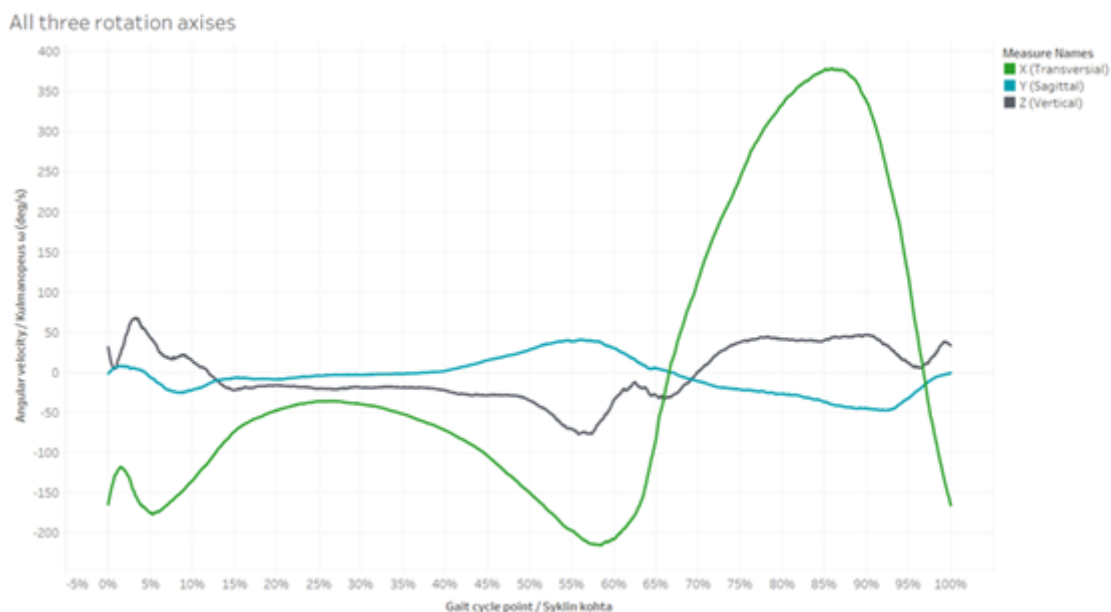
9 OPINNÄYTETYÖN TULOKSET

Tutkimustuloksissa esitellään tämän tutkimuksen tuloksena saadut normaalin kävelymallin kuvaajat. Kuvaajien muoto ja siihen johtavat syyt on tämän jälkeen avattu luvussa 5 käsitellyn kävelyn biomekaniikan teorian avulla. Tulokseksi saatua keskimääräistä kävelymallia luonnehditaan myös sitä kuvaavien tunnuslukujen avulla. Toiseksi tuloksissa kuvataan tässä tutkimuksessa havaittuja iän, pituuden, painon ja kävelynopeuden vaikutuksia kävelyn malliin. Vaikutuksia havainnollistetaan toteuttamallamme kävelynopeuden ja pituuden vaikutusten mukaan sopeutuvalla viitekäyrällä. Viimeiseksi kuvataan tulokset epäsymmetrian tasosta ja keskimääräisestä eroavaisuudesta tulokseksi saatuu viitekäyrään nähden.

9.1. Normaalin kävelyn keskimääräinen malli WM-datakäyrillä

Tässä luvussa havainnollistetaan tutkimuksen tuloksena saatua normaalin kävelyn keskimääräistä mallia. Alla olevassa kuvassa 20 on nähtävissä keskimääräinen tulostkäyrä x-, y- ja z-rotaatioakseleilta. Kuva havainnollistaa eri rotaatioakseleilla tapahtuvan liikkeen määrän suhteessa toisiinsa. Kävelyn aikana liikettä tapahtuu selvästi eniten x-akselilla. Y- ja z-akseleilla kulmanopeudet ovat huomattavasti pienempiä ja varioivat enemmän.

Taulukko 6 kuvaa valittujen kohdepisteiden keskimääräiset kulmanopeuden arvot sekä niiden hajontaluvut. X-akselin alkukontaktin hetkellä kulmanopeus on -166 astetta/s, vähentyen hetkellisesti alkukontaktin aiheuttaman tärähdyksen voimasta -80 asteeseen/s. Kuormitusvastevaiheessa kulmanopeus kiihtyy -206 asteeseen/s hidastuen loivasti kohti tukivaiheen minimiä (-30 astetta/s). Esiheilahdusvaiheen minimikulmanopeus sijaitsee keskimäärin 58–59 % kohdalla sykliä,



Kuva 21. Rotaatioakselien kulmanopeuden mediaanikäyrät

mutta se liikkuu yksilöllisten tekijöiden vaikutuksesta eteen tai taaksepäin. Minimikulmanopeuden arvo on tuolloin -240 astetta/s. Heilahdusvaiheessa kulmanopeus kääntyy positiiviseksi ja saa maksimiarvonsa 392 astetta/s keski- ja loppuheilahdusvaiheen taitteessa. Y- akselilla liike on pienempää. Esiheilahdusvaiheessa kulmanopeus saavuttaa maksimiarvonsa 63 astetta/s ja heilahdusvaiheessa miniminsä -80 astetta/s

Taulukko 6. Kohdepisteiden keskiarvot ja hajontaluvut

Rotaatioakseli	Kohdepisteet (POI)	Keskiarvo	Keskihajonta	Varianssi
Transversaalinen rotaatioakseli (X)	Alkukontakti 0%	-166	33	1097
	Kuormitusvastevaihe max	-80	38	1478
	Kuormitusvastevaihe min	-206	39	1553
	Keskitukivaihe max	-31	11	111
	Esiheilahdusvaihe min (sk)	58.7 %	2.1 %	0.000
	Esiheilahdusvaihe min	-240	35	1221
	Heilahdusvaihe max	392	41	1687
Sagittaalinen rotaatioakseli (Y)	Esiheilahdusvaihe max	63	31	945
	Heilahdusvaihe min	-80	41	1707
Vertikaalinen rotaatioaskeli (Z)	Esiheilahdusvaihe max (V)	131	40	1620
	Esiheilahdusvaihe min (O)	-140	47	2172
	Heilahdusvaihe min (V)	-86	46	2151
	Heilahdusvaihe max (O)	78	44	1912

Z-akselilla kulmanopeuskäyrät ovat vasemman ja oikean alaraajan tuloksissa vastakkaissuuntaiset. Tuloksena saadut esiheilahdusvaiheen suurimmat kulmanopeudet olivat vasemmassa raajassa 131 astetta/s ja oikeassa -140 astetta/s. Heilahdusvaiheen suurimmat arvot olivat -86 astetta/s vasemmalla ja 78 astetta/s oikealla.

Tutkimuksessa mitattujen temporaalisten ja spatiaalisten parametrien keskimääräiset arvot näkyvät taulukossa 7. Kun tuloksia verrattiin aiemmissa tutkimuksissa saatuihin tuloksiin, havaittiin niiden olevan hyvin yhteneväisiä. Keskimääräinen kävelynopeus (1.30 m/s), syklin kesto (1,08 s) ja askelparin pituus (1.41 m) ovat hyvin lähellä Schwesig ym. (2011) esittämiä viitearvoja (taulukko 3).

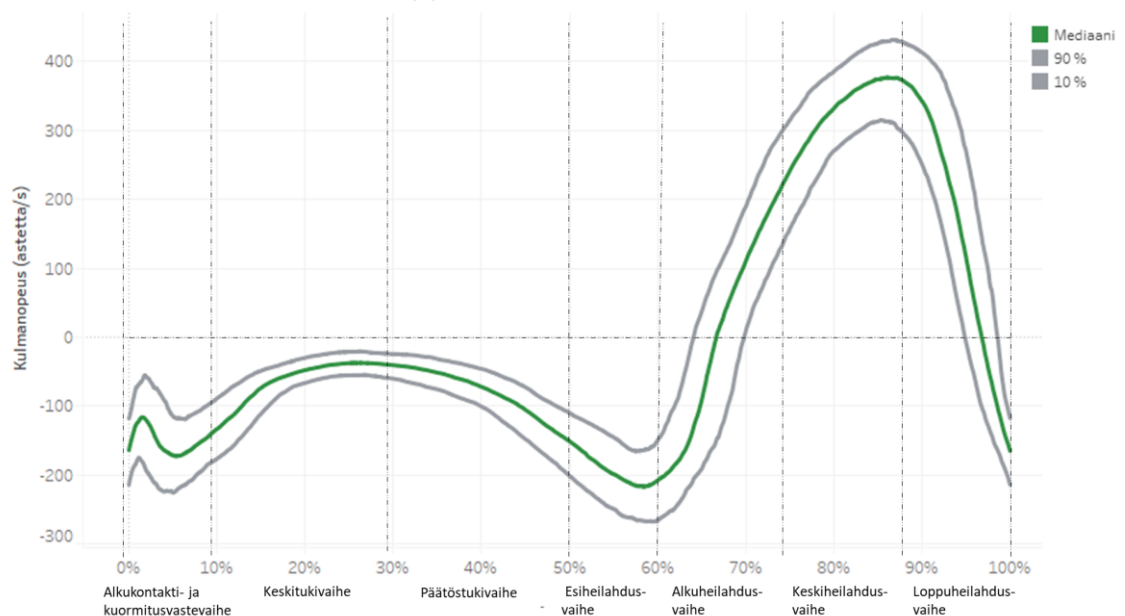
Taulukko 7. Temporaaliset ja spatiaaliset mittaustulokset

Mitattava tekijä	<i>Keskiarvo</i>	<i>Keskihajonta</i>	<i>Varianssi</i>
Syklin kesto (s)	1.08	0.08	0.006
Tukivaiheen kesto (s)	0.67	0.07	0.004
Heilahdusvaiheen kesto (s)	0.41	0.03	0.001
Vastakkaisen jalan alkukontaktin kohta syklissä	49.3 %	2.1 %	0.0004
Askelpituus (m)	1.41	0.12	0.015
Kävelynopeus (m/s)	1.30	0.16	0.025

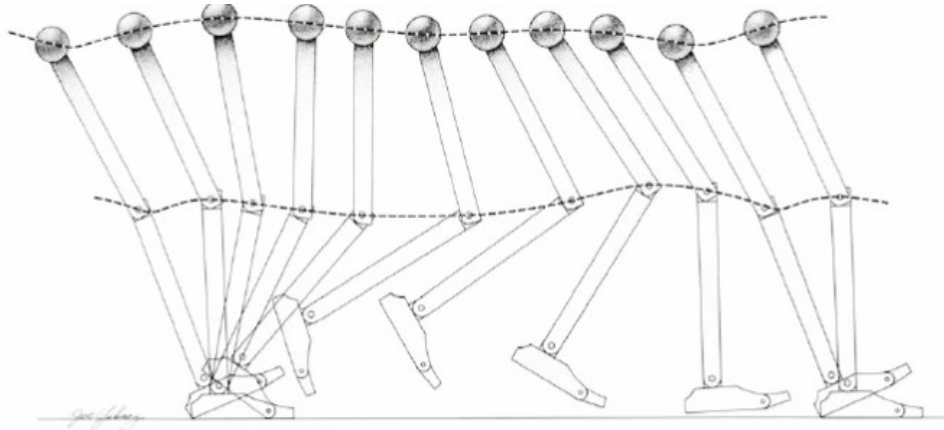
9.1.1 Transversiaalinen rotaatioakseli (X)

Transversiaalisen rotaatioakselin (x) kuvaaja kuvassa 22 sisältää tulosten medianikäyrän sekä vaihteluväliä kuvaamaan asetetut 10 % ja 90 % rajat, joiden väliin jää 80 % havainnoista. Kuva 23 havainnollistaa alaraajan liikettä kävelysyklin aikana x-akselilla ja konkretisoi siten kuvan 22 tulostäyrää. Kuvasta 23 on nähtävissä nivelkulmien liike ja säären kulma kävelysyklin edetessä. Taulukossa 8 on esitetty kirjallisuudesta (luku 5) kerätyn tiedon avulla kuvaajan muotoon vaikuttavia kävelyn biomekaniikan tekijöitä. Säären kulmanopeusdataan x-akselilla vaikuttavat eniten nilkka-, polvi- ja lonkkanivelten kulmien muutokset (kuva 14), sekä kanta- ja päkiäkeinojen liike.

Transversiaalinen rotaatioakseli (x)



Kuva 22. Normaalin kävelyn kulmanopeus x-akselilla



Kuva 23. Alaraajan liike kävelysyklin aikana (Inman ym. 2006, 9).

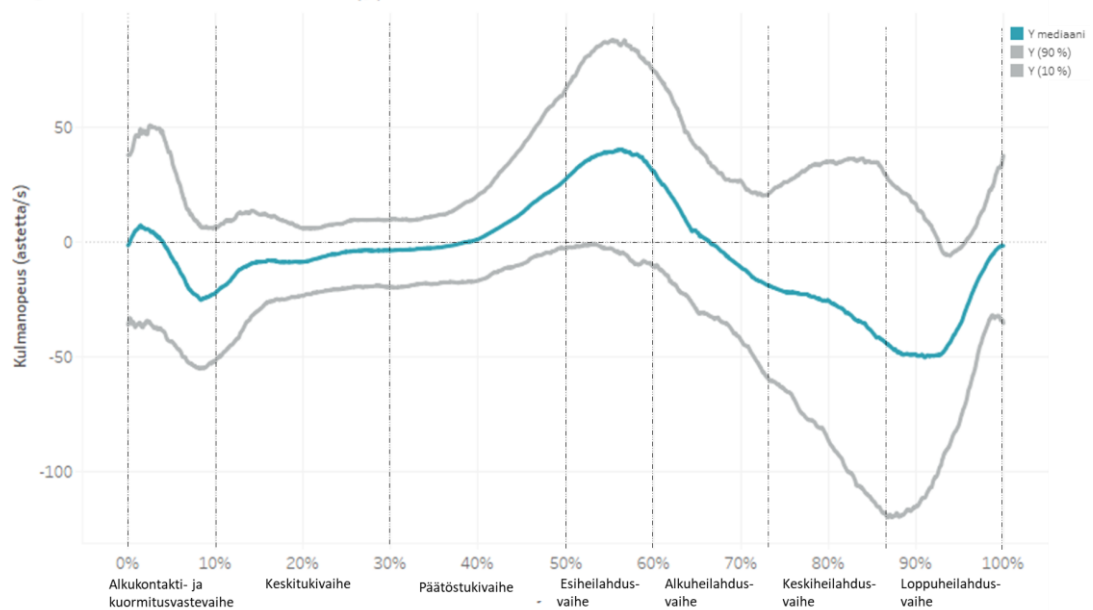
Taulukko 8. X-akselin tulostäyrän muodon kuvaus

Vaihe	X-akseli: Tulostäyrän muodon kuvaus
Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe	<p>Alkukontaktin hetkellä (0 %) kantapää osuu maahan. Kontaktissa syntyy äkillinen alustan reaktivoima, jonka suuruus vaihtelee kävelytyylin mukaan. Voiman seurauksena jalan negatiivinen kulmanopeus äkillisesti pienenee, mikä näytetty datassa piikkinä 0–2 % kohdalla syklistä.</p> <p>Alkukontaktin jälkeen jalkaterä etenee kantakeinun kautta alustaan noin 5 % kohdalla sykliä ja kehonpaino siirtyy koko alaraajan päälle. Tässä yhteydessä nilkkanivel kiertyy 10–15 asteen plantaariflexioon ja polvinivel koukistuu, jolloin se toimii jousen tavoin tasoittaen painon varausta alaraajan päälle. Alaraajan päälle kiirehtiminen alkukontaktin jälkeen lisää säären negatiivista kulmanopeutta, mikä näkyy datassa piikin jälkeisenä laskuna noin 3–6 % kohdalla sykliä. Polvinivelen liike rajoittuu normaalisti 15 asteeseen noin 10–15 % kohdalla sykliä etureiden nopean aktivoitumisen takia. Liikkeen rajoittuminen näkyy datassa noin 6 % kohdasta eteenpäin negatiivisen kulmanopeuden nopeahkona vähentymisenä. Polvinivelen kulmanopeuden väheneminen tapahtuu "pehmeästi", minkä vuoksi datan kuvaaja muodostaa alkukontaktin jälkeen piikin sijasta kuopan (3–7 % syklistä).</p>
Keskittövaihe	<p>Vaikka polvinivelen liike pysähtyy kuormitusvastevaiheen päätteeksi, jatkaa keho etenemistään ja alaraaja siirtymistään nilkkakeinun ympäri keskittövaiheessa (10–30 %). Täten negatiivinen kulmanopeus vähenee edelleen koko nilkkakeinun ajan. Kulmanopeutta hidastaa erityisesti pohjelihaksen aktivaatio ja polvinivelen ojentuminen 15 % jälkeen. Keho liikkuu eteenpäin tässä vaiheessa myös lantion horisontaalisen rotaatioliikkeen avulla. Jalkaterän ollessa kokonaan maassa voi kulmanopeutta verrata suoraan nilkan nivelkulman muutokseen. Nilkkanivelessä pitäisi tapahtua noin 10 asteen dorsifleksio keskittövaiheen lopussa (25–30 %). Nilkan liikkeen rajoittuneisuuden seurauksena voi näkyä erilaisia huonoja kävelyn kompensatioita.</p>
Päätösvaihe	<p>Noin 30 % kohdalla sykliä kantapää alkaa nousta alustasta ja liike etenee päkiäkeinuun. Heilahtava alaraaja ja koko kehon massakeskipiste siirtyy pidemmälle tukijalan eteen, jolloin päkiäkeinuun yli eteneminen kiihtyy ja tuottaa kävelyä pääasiallisesti eteenpäin vievän voiman. Tämä näkyy myös säären kulmanopeudessa negatiivisen kulmanopeuden lisääntymisenä. Lonkan ojentuminen vastaa aluksi suurimmasta eteenpäin vievästä liikkeestä. Polvi alkaa koukistumaan vaiheen puolivälin jälkeen, mutta nopeammin vasta vaiheen lopussa vastakkaisen alaraajan alkukontaktin aikaan, mikä kiihdyttää negatiivista kulmanopeutta huomattavasti. Lonkan liike puolestaan tasaantuu hyvissä ajoin ennen sen 50 % kohdalla tulevaa ääriasentoa. Päätösvaiheen voimakkaan lihasaktivaation pääasiallinen tehtävä on ponnistuksen sijaan tukea nilkkaa päkiäkeinuun ylittämisen aikana.</p>
Esiheilaidusvaihe	<p>Esiheilaidusvaiheen aikana lonkkanivelen koukistajiin kerääntynyt potentiaalienergia saa aikaan lonkkanivelen koukistusliikkeen aloitukseen tarvittavan voiman, jolloin lonkkanivel koukistuu ja reisiluu heilahtaa eteenpäin. Koska jalka ei ole vielä irronnut maasta, suljettu heiluriliike koukistaa polviniveltä erittäin nopeasti, mikä luo dataan negatiivisen kulmanopeuden kuopan (noin 50–64 %). Nilkkanivelen plantaarifleksio pitää jalan maassa, mikä auttaa tasapainon ylläpitämistä painon siirtyessä toiselle alaraajalle. Lonkan koukistuminen alkaa esiheilaidusvaiheen alussa ja kiihtyy vaiheen loppua kohden. Se vähentää säären negatiivista kulmanopeutta ja kääntää käyrän lopuksi nousuun. Vaiheen edetessä alaraaja etenee päkiäkeinuun yli ja lopuksi varpaat ja siten koko jalkaterä irtaantuu alustasta keskimäärin 62 % kohdalla sykliä, jolloin säären kulmanopeus on jo lievässä nousussa.</p>
Alkuheilaidusvaihe	<p>Alkuheilaidusvaiheessa nilkka-, polvi- ja lonkkanivel koukistuvat, mikä estää jalkaterän ja varpaiden osumisen alustaan heilaidusliikkeen aikana. Lonkan koukistuminen jatkuu alkuheilaidusvaiheessa ja on nopeinta 58–78 % kohdalla sykliä, mikä edelleen jatkaa säären kulmanopeuden kasvua. Polven koukistumisnopeus hidastuu noin 64 % jälkeen nopeasti, jonka jälkeen säären kulmanopeus muuttuu positiiviseksi (66–67 %). Polven liike muuttuu ojennussuuntaan noin 71 % kohdalla, mikä jatkaa säären kulmanopeuden lisääntymistä.</p>
Keskiheilaidusvaihe	<p>Keskiheilaidusvaihe on ensimmäinen säären kahdesta heilaidusvaiheesta. Polven ojennusliike kiihtyy nopeasti lonkan liikkeen hidastuessa noin 78 % kohdan jälkeen. Säären kulmanopeus jatkaa tasaista kasvuaan saumattomasti ensisijaisen liikeakselin vaihtuessa lonkkanivelestä polviniveleen. Lonkka saavuttaa täyden koukistuksen noin 82 % kohdalla. Säären kulmanopeus on suurimmillaan keskiheilaidusvaiheen ja loppuheilaidusvaiheen taitteessa.</p>
Loppuheilaidusvaihe	<p>Loppuheilaidusvaiheessa polvinivelen koukistajalihakset ja lonkkanivelen ojentajalihakset tekevät jarruttavaa lihastyötä, mikä tarkoituksena on estää polven yliojennusta ja valmistaa alaraajaa uuteen kantaan. Reisi pysyy yhä tilaan nähden samassa kulmassa, mutta sääri jatkaa ojentumistaan suoraksi asti polvinivelen kautta. Lonkka suoristuu hieman 90 % jälkeen ja pysyy kantaan valmistautuessaan melko stabiilina. Polven ojentuminen ja samalla säären kulmanopeus hidastuu koko loppuheilaidusvaiheen, kunnes polvi on täydessä ojennuksessa noin 97 % kohdalla sykliä.</p> <p>Tämän jälkeen polvi koukistuu hieman alkukontaktiin valmistautuessaan, mikä saa myös säären kulmanopeuden painumaan negatiiviseksi ennen uuden syklin alkua.</p>

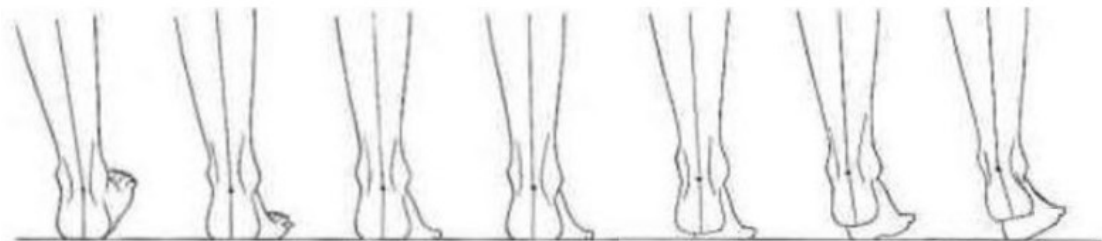
9.1.2 Sagittaalinen rotaatioakseli (Y)

Sagittaalisella rotaatioakselilla (y) kulmanopeudet ovat huomattavasti pienempiä kuin x-akselilla. Tämä aiheuttaa sen, että sensorin mittaustulos on suhteessa epätarkempaa ja variaatio suurempaa kuin x-akselilla. Y-akseli kuvaa alaraajan lähennys- ja loitonnuksliikettä. WM-järjestelmän sensorin ollessa kiinni kummankin alaraajan sääressä, voidaan puhua lähennyksen ja loitonnuksen yhteydessä säären kallistuksesta. Y-akselin kuvaaja kuvassa 24 sisältää tulosten mediaanikäyrän sekä vaihteluväliä kuvaamaan asetetut 10 % ja 90 % rajat, joiden väliin jää 80 % havainnoista. Kuva 25 havainnollistaa säären liikettä tukivaiheen aikana y-akselilla ja konkretisoi siten kuvan 24 tulostähtä. Taulukossa 9 on esitetty kirjallisuudesta (luku 5) kerätyn tiedon avulla y-akselin kuvaajan muotoon vaikuttavien kävelyn biomekaniikan tekijöitä.

Sagittaalinen rotaatioakseli (y)



Kuva 24. Normaalien kävelyn kulmanopeus y-akselilla



Kuva 25. Säären liike tukivaiheen aikana takaapäin (Noreils 2014) (muokattu)

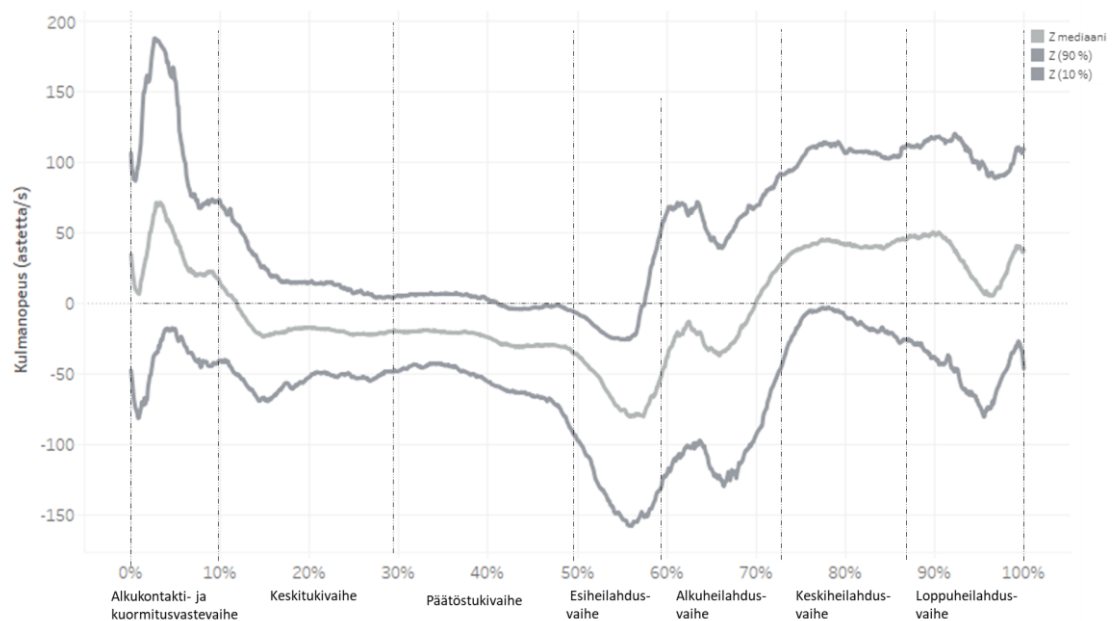
Taulukko 9. Y-akselin tulostuskäyrän muodon kuvaus

Vaihe	Y-akseli: Tulostuskäyrän muodon kuvaus
Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe	<p>Alkukontaktin hetkellä 0–2% kohdalla myös y-akselilla näkyy tärähdyksen aiheuttamaa hajontaa. Tärähdyksen vaikutukset vaihtelevat samoin kuin kulmanopeuden arvo 0% kohdalla. Syklin alkupisteen arvoon vaikuttaa heilahdusvaiheen lopun liikkeen suunta ja voimakkuus. Tärähdys useimmin luo syklin alkuun positiivisen kulmanopeuden piikin. Painon vastaanotto aiheuttaa alarajaan vahvan loitonnumomentin, jonka seurauksesta polvi taipuu sisäänpäin keskimäärin 8 astetta. Myös nilkassa tapahtuu joustoa ja kantaluu kallistuu sisäänpäin liikuttaen samalla säären alaosa. Joustojen vaikutukset näkyvät heti alkukontaktin jälkeen sisäkallistuksena noin 1–5% kohdalla sykliä</p> <p>Jalkaterän laskeuduttua alustaan, alaraajan vastaanottaessa kehonpainoa ja massakeskipisteen siirtyessä kohti vastaanottavaa alaraajan osalta sääri liikkuu ulkokallistukseen polvinivelen etenemissuuntaisen jouston yhteydessä (4–15%) Negatiivinen kulmanopeus kiihtyy keskimäärin 8–9% kohtaan asti, jonka jälkeen se alkaa vähenemään.</p>
Keskitukivaihe	<p>Keskitukivaihe jaetaan varhaiseen ja myöhäiseen keskitukivaiheeseen. Keskitukivaiheen alkuvaiheessa jalan päällä on täysi kuormitus ja paino on enemmän jalkaterän ulomman pitkästä osasta puolella, mutta massakeskipisteen siirtyessä eteenpäin ja painonsiirtoon valmistautumisen alettua paine alkaa siirtyä kohti jalkaterän sisäreunaa. Alussa massakeskipisteen siirtyminen kohti tukijalkaa näkyy edelleen säären ulkokallistuksen lisääntymisenä. Kun kehonpaino on vastaanotettu, säären kallistusliike ulospäin tasaantuu. Käyrässä tämä näkyy 10–30 % kohdalla negatiivisen kulmanopeuden vähenemisenä, kun alaraaja siirtyy loitonnukselta lähennykseen kohti päätösvaihetta.</p>
Päätösvaihe	<p>Päätösvaiheessa massakeskipisteen liike alkaa hiljalleen suuntaamaan kohti toista alaraajaa ja säären sisäänpäin kallistus alkaa voimistua, jolloin säären kulmanopeuskäyrä lähtee hiljalleen kiihtyvään positiiviseen nousuun. Vaiheen loppua kohden liike päkiäkeinin yli kiihtyy ja kantapää nousee ylemmäs.</p>
Esiheilahdusvaihe	<p>Kehonpainon liike kohti vastakkaista alaraajaa on esiheilahdusvaiheessa voimakasta, mikä lisää säären sisäkallistusta, kun heilahtava alaraaja on vielä kiinni maassa. Vartalon kierrot ääriasennoista alkavat palautua kohti vartalon normaalia keskiasentoa. Alaraaja kiertyy ulospäin esiheilahdusvaiheessa. Säären ulkorotaation ja sisäkallistuksen keskimääräiset maksimiarvot ovat samalla kohtaa kävelysykliä (56–57 %). Säären ulkorotaation yhteydessä säären ulkoreuna siirtyy hieman alaraajan taakse etenemissuuntaan nähden, jolloin sensori havaitsee säären kallistumista sisäänpäin.</p>
Alkuheilahdusvaihe	<p>Alaraajan irrottua maasta nivelten joustot palautuvat. Vapaasti liikkuvan alaraajan rotaatioliike muuttuu ulkorotaatiosta kohti sisärotaatiota. Kulmanopeuden suuruus lähtee tasaiseen laskuun ja säären sisäänpäin kallistuva liike kääntyy kohti ulkokallistusta alkuheilahdusvaiheen aikana.</p>
Keskiheilahdusvaihe	<p>Heilahdusvaiheen aikana y-akselin liikkeessä on huomattavaa hajontaa niin henkilöiden kuin vasemman ja oikean jalan välillä. Monesti keskiheilahdusvaiheen kallistusliike voi toisessa alaraajassa olla sisäänpäin kallistuva ja toisessa taas ulospäin kallistuva. Normaalisti negatiivinen kulmanopeus kiihtyy koko keskiheilahdusvaiheen ajan. Rotaation suunnan muutos sisäänpäin kiertäväksi vaikuttaa sensorin havaitsemaa kulmanopeutta vähentämällä, kunnes sääri on pystysuorassa alustaan nähden. Lantio alkaa siirtymään heilahtavan alaraajan puolelle 80% jälkeen, mikä jatkaa ulkokallistuksen etenemistä.</p>
Loppuheilahdusvaihe	<p>Lantion siirtymän ja raajan heilahdusliikkeen suunnan aikaansaama kallistusliike lisää säären y-akselin negatiivista kulmanopeutta aina loppuheilahdusvaiheeseen saakka. Vasta polven ojennuttua noin 93 % kohdalla ja painon vastaanottamiseen valmistautuvan alaraajan lihasten aktivoitumisen alettua ulkokallistuksen lisääntyminen alkaa nopeasti vähentyä kohti alkukontaktin 0 astetta/s.</p>

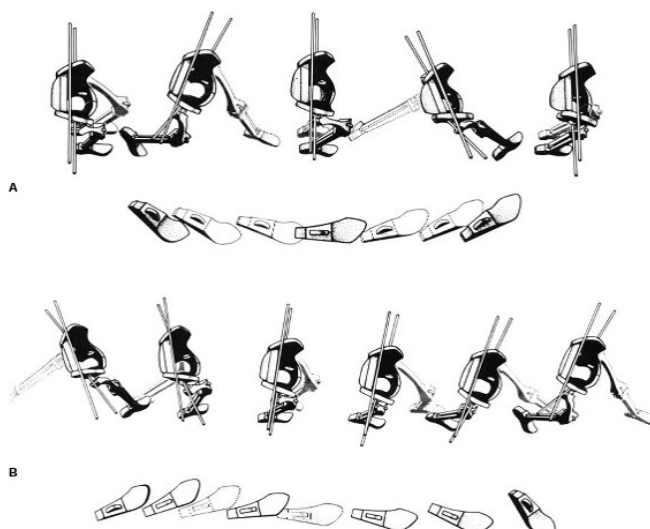
9.1.3 Vertikaalinen rotaatioakseli (Z)

Vertikaalisella rotaatioakselilla (Z) kulmanopeudet ovat huomattavasti pienempiä kuin x-akselilla. Tämä aiheuttaa sen, että sensorin mittausta on suhteessa epätarkempaa ja variaatio suurempaa kuin x-akselilla. Z-akselilla vasemman ja oikean alaraajan datat ovat peilikuvat toisistaan. Z-akselin kuvaaja kuvassa 26 sisältää tulosten mediaanikäyrän sekä vaihteluväliä kuvaamaan asetetut 10 % ja 90 % rajat, joiden väliin jää 80 % havainnoista. Kuva 27 havainnollistaa alaraajan liikettä kävelysyklin aikana z-akselilla ja konkretisoi siten kuvan 26 tulostäyryä. Taulukossa 10 on esitetty kirjallisuudesta (luku 5) kerätyn tiedon avulla kuvaajan muotoon vaikuttavien kävelyn biomekaniikan tekijöitä.

Vertikaalinen rotaatioakseli (z)



Kuva 26. Oikean jalan Z-rotaatioakselin mediaanikäyry



Kuva 27. Noin kolminkertaisesti liioiteltu havainnekuva lantion, alaraajan ja jalkaterän horisontaalitason rotaatioliikkeistä kävelysyklin aikana. A kuvaa heilaidusvaihetta ja B tukivaihetta. (Inman ym. 2006, 14.)

Taulukko 10. Z-akselin tulostäyrän muodon kuvaus

Vaihe	Z-akseli: Tulostäyrän muodon kuvaus
Alkukontakti- ja kuormitusvastevaihe	Ennen alkukontaktia alaraaja on sisäisen rotaation liikkeessä, jonka avulla jalkaterä saavuttaa oikean asennon tullessaan alustaan. Alkukontaktin törmäys näkyy kulmanopeudessa 0–2 % kohdalla. Painon äkillisesti lisääntyessä nilkan joustomekanismi kääntää kantaluuta sisäänpäin (eversio) frontaalitasolla, joka aiheuttaa säären sisäkierron lisääntymisen. Sisäkierto on voimakkainta heti alkukontaktin jälkeen (2–4 %), mutta jatkuu hidastuen kohti kuormitusvastevaiheen loppua.
Keskitukivaihe	Kantaluun eversio, joka oli joustopronaatiassa 6–7 astetta, vaihtuu keskitukivaiheessa supinaatiosuuntaiseksi liikkeeksi. Samalla sääri alkaa kiertyä ulospäin, mikä jatkuu varvastyöntöön asti. Keskitukivaiheen aikana sääri kiertyy lantion rotaation seurauksena hitaasti ulospäin. Supinaatio ja säären ulkokierto näkyy datakäyrässä ensin kulmanopeuden kasvamisena nopeasti noin 10–15 % kohdalla, jonka jälkeen sääri pysyy lievässä ja tasaisessa ulospäin kiertyvässä liikkeessä koko keskitukivaiheen ajan.
Päätöstukivaihe	Kantapään noustessa jalkaterä liikkuu supinaatioon. Sääri ja polvi jatkavat ulospäin suuntautuvaa kuormitusvastevaiheen jälkeen alkanutta kiertoliikettään. Päätöstukivaiheen edetessä ponnistusvaiheeseen, kuormitus on tulevan painonsiirron vuoksi enemmän päkiän sisäreunalla. Tässä yhteydessä nilkka siirtyy supinaatioon, mikä saa aikaan säären ja koko alaraajan kiertymisen ulkokiertoon. Lonkkaniveleen ulottuva ulkokierto antaa hyvän tuen lantiolle alaspäin. Datakäyrässä tämä näkyy 30–50 % kohdalla tasaisena kulmanopeuden lisääntymisenä, joka kiihtyy äkisti vaiheen lopussa jalan edetessä vauhdilla päkiäkeihin yli.
Esiheilahdusvaihe	Ponnistusvaiheessa alkanut alaraajan ja säären kiihtyvä ulkokierto jatkuu päkiätuen loppuun saakka ja näkyy monilla selkeästi ulkoisen rotaation piikkinä, eli kulmanopeuden nopeana lisääntymisenä keskimäärin 50–57 % kohdalla sykliä. Rotaation taustalla on lantion posteriorinen ja horisontaalinen rotaatio sekä massakeskipisteen nopea siirtyminen eteen ja kohti vastakkaista alaraajaa, kun jalkaterän etuosa on vielä kiinni alustassa. Ennen varsinaista varpaan irtoamista alustasta jalan kiertä tasaantuu nopeasti työnnön aikaisesta yli 100 astetta/s lähelle nollaa muodostaen kaksi vastakkaisuuntaista piikkiä dataan. Tämä näkyy datakäyrässä noin 57–62 % kohdalla.
Alkuheilahdusvaihe	Varpaan irrottua alustasta keskimäärin 62 % kohdalla sääreen ei kohdistu ulkoisia, liikettä rajoittavia voimia, vaan se siirtyy nopeasti luonnolliseen asentoon kiertymällä ulospäin. Nopea säären kiertyminen sisältä ulospäin näkyy datakäyrässä piikkinä noin 64–68 % kohdalla. Tämän jälkeen vapaasti heilahtavan alaraajan rotaatioliike muuttuu nopeasti ulkorotaatiosta kohti sisärotaatiota, joka näkyy datakäyrässä noin 68–73 % kohdalla.
Keskiheilahdusvaihe	Vapaassa heilahdusliikkeessä keskiheilahdusvaiheessa alaraajan rotaatio seuraa lantion liikettä ja sääri kiertyy sisäänpäin. Tämä näkyy datakäyrässä kulmanopeuden tasaantumisenä noin 73–80 % kohdalla.
Loppuheilahdusvaihe	Sääri on päätöstukivaiheen alussa heilahdusvaiheen tasaisessa sisärotaatioliikkeessä. Polvinivelen lähestyessä täyttä ojennustaan ja alaraajan lihasaktivaation lisääntyessä 92 % jälkeen myös säären kiertoliike hidastuu lähelle nollaa. Polven ojennuttua täysin noin 96–97 % kohdalla se aloittaa koukistumisen lihasaktivaation avulla valmistautuessaan alkukontaktiin. Samaan aikaan säären sisärotaatio kiihtyy uudelleen.

9.2. Yksilöllisten tekijöiden vaikutus kävelymalliin

Tutkimusaineistosta tehtiin tilastollista analyysiä koehenkilöiden ominaisuuksien vaikutuksesta kävelyn datamalliin. Iän, pituuden, painon, painoindeksiluvun ja kävelynopeuden korrelointia tulostäyrien kohdepisteiden kanssa tutkittiin kahden

muuttujan lineaarisen regression avulla. Analyysistä saatiin useita tilastollisesti erittäin merkitseviä tuloksia (taulukko 11).

Taulukko 11. Yksilöllisten tekijöiden vaikutus kävelymallin kohdepisteisiin.

Akseli	Kohdepisteet (POI)	Ikä		Pituus		Paino		Painoindeksi		Kävelynopeus	
		Korr. (r)	P-arvo	Korr. (r)	P-arvo	Korr. (r)	P-arvo	Korr. (r)	P-arvo	Korr. (r)	P-arvo
X	a) Alkukontakti 0%	0.19	0.038	0.115	0.21	0.102	0.266	0.050	0.588	-0.46	<0.001*
	b) Kuormitusvastevaihe max	0.019	0.833	-0.198	0.03	-0.163	0.074	-0.106	0.247	-0.137	0.136
	c) Kuormitusvastevaihe min	0.04	0.661	0.286	0.002	0.304	<0.001*	0.239	0.008	-0.602	<0.001*
	d) Keskitukivaihe max	-0.006	0.947	0.210	0.021	0.222	0.015	0.166	0.070	-0.247	0.007
	e) Esiheilahdusvaihe min (sk)	0.058	0.532	0.211	0.021	0.419	<0.001*	0.464	<0.001*	-0.297	0.001
	f) Esiheilahdusvaihe min	-0.003	0.971	0.329	<0.001*	0.243	0.007	0.111	0.227	-0.550	<0.001*
	g) Heilahdusvaihe max	-0.015	0.871	-0.386	<0.001*	-0.261	0.004	-0.102	0.269	0.570	<0.001*
Y	h) Esiheilahdusvaihe max	-0.055	0.551	-0.092	0.316	-0.104	0.257	-0.099	0.282	0.240	0.008
	i) Heilahdusvaihe min	-0.03	0.741	0.063	0.494	0.006	0.948	-0.030	0.742	-0.137	0.135
Z	j) Esiheilahdusvaihe max (V)	-0.106	0.418	0.045	0.733	-0.035	0.790	-0.103	0.433	0.132	0.313
	j) Esiheilahdusvaihe min (O)	-0.051	0.701	0.042	0.748	0.136	0.299	0.163	0.214	-0.188	0.150
	k) Heilahdusvaihe min (V)	0.123	0.350	0.078	0.553	0.179	0.171	0.219	0.093	-0.435	0.001
	k) Heilahdusvaihe max (O)	-0.215	0.099	-0.150	0.254	-0.171	0.191	-0.158	0.227	0.256	0.049

Taulukon 11 tilastoanalyysistä voidaan todeta, että kävelymallin kohdepisteisiin vaikuttavat eniten x-akselilla tutkitavan henkilön pituus ja kävelynopeus. Kävelynopeus vaikuttaa analyysin perusteella kaikkiin muihin kohdepisteisiin, paitsi alkukontakti- ja kuormitusvastevaiheen maksimikulmanopeuteen. Vaikutus on erittäin merkitsevä ($p<0.001$) alkukontaktin kulmanopeuteen, kuormitusvastevaiheen minimiin ja heilahdusvaiheen maksimiin. Kävelynopeuden lisääntymisen vaikutuksesta kohdepisteiden kulmanopeusarvot voimistuvat niin, että negatiiviset kulmanopeudet laskevat ja positiiviset arvot kasvavat. Tämän lisäksi on huomattava kävelynopeuden vaikutus esiheilahdusvaiheen minimiarvon lateraaliin siirtymään ($p=0.001$). Kävelynopeuden kasvaessa heilahdusvaiheen suhteellinen osuus kävelysyklistä kasvaa ja varvas irtaantuu alustasta aikaisemmassa vaiheessa kävelysykliä.

Pituuden vaikutuksesta kohdepisteisiin saatiin x-akselilta tilastollisesti erittäin merkitseviä tuloksia ($p<0.001$) esiheilahdusvaiheen minimiarvoon ja heilahdusvaiheen maksimiarvoon. Tilastollisesti merkitseviä tuloksia saatiin myös kuormitusvastevaiheen minimin osalta ($p=0.002$). Pituuden vaikutus kohdepisteisiin on vastakkaissuuntainen kävelynopeuteen verrattuna. Tämä voi johtua siitä, että pituuden lisääntyminen kasvattaa suhteessa alaraajan pituutta, jolloin samaan kävelynopeuteen yltääkseen säären kulmanopeuksien ei tarvitse olla niin suuria.

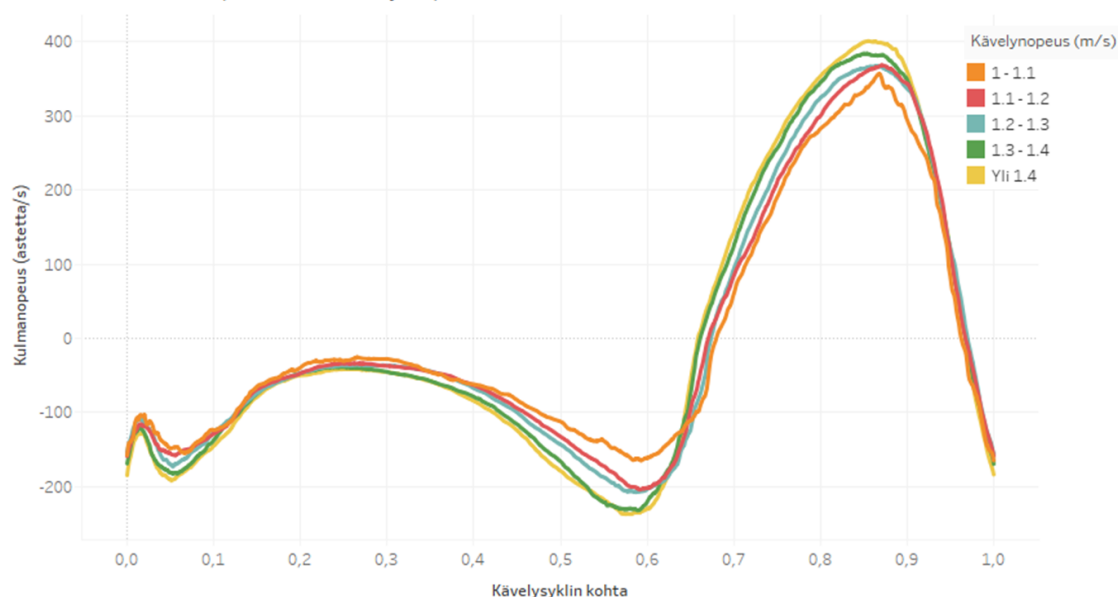
Kävelynopeuden vaikutukset kohdepisteisiin ovat pituuden vaikutuksia suurempia.

Tulosten mukaan myös paino vaikuttaa kävelymalliin. Erityisesti sen vaikutus näkyy kuormitusvastevaiheen minimikulmanopeuden kohdalla, jossa painon kasvu keskimäärin lisää negatiivista kulmanopeutta ($p < 0.001$). Paino vaikutti erittäin merkitsevästi myös esiheilahdusvaiheen minimikulmanopeuden kohtaan sykliä ($p < 0.001$). Myös painoindeksiluku vaikutti tähän kohdepisteeseen ($p < 0.001$) painoa suuremmalla korrelaatiokertoimella ($r = 0.464$). Painoindeksiluvun kasvaessa kohdepiste siirtyi myöhemmäksi, mikä tarkoittaa tukivaiheen keston suhteellista lisääntymistä heilahdusvaiheeseen nähden.

Y- ja z-rotaatioakseleilla kulmanopeudet olivat pienempiä ja varioivat enemmän, minkä vuoksi yksilöllisten tekijöiden vaikutuksia kohdepisteisiin oli vaikeampi havaita. Tilastollisessa analyysissä saatiin näiden osalta merkitsevät tulokset vain kävelynopeuden vaikutuksesta y-akselin esiheilahdusvaiheen maksimiarvoon ($p = 0.008$) ja z-akselin vasemman jalan heilahdusvaiheen minimiarvoon ($p = 0.001$). Pituuden, painon, painoindeksiluvun ja kävelynopeuden vaikutusta y- ja z-rotaatioakseleiden kohdepisteisiin ei tällä aineistolla siten voitu todentaa. Myöskään iän ja sukupuolen vaikutusta kävelyn mittaustulosten kohdepisteisiin ei pystytty havaitsemaan, sillä tutkimusjoukko oli liian pieni tilastollisen analyysin luotettavaan tekemiseen.

Kuvasta 28 on nähtävissä esimerkkinä eri kävelynopeusryhmien keskimääräiset kulmanopeuskäyrät x-akselilla. Kuvasta voidaan havaita kävelynopeuden vaikutus kulmanopeuskäyrän aaltomuotoihin. Kävelynopeuden kasvaessa tuki- ja heilahdusvaiheen kulmanopeudet kasvavat. Esimerkiksi verrattaessa kävelynopeusryhmiä 1,0–1,1 m/s ja 1,3–1,4 m/s on nähtävissä huomattava ero esiheilahdusvaiheen kulmanopeuden minimiarvon sekä sen syklin kohdan suhteen. Samoin myös ero on nähtävissä heilahdusvaiheen aaltomuodosta.

X-akselin kulmanopeus eri kävelynopeudella



Kuva 28. X-akselin kulmanopeuden kuvaajan aaltomuodon muutos kävelynopeuden muuttuessa

9.3. Yksilöllisiin tekijöihin mukautuva normaalin kävelyn malli

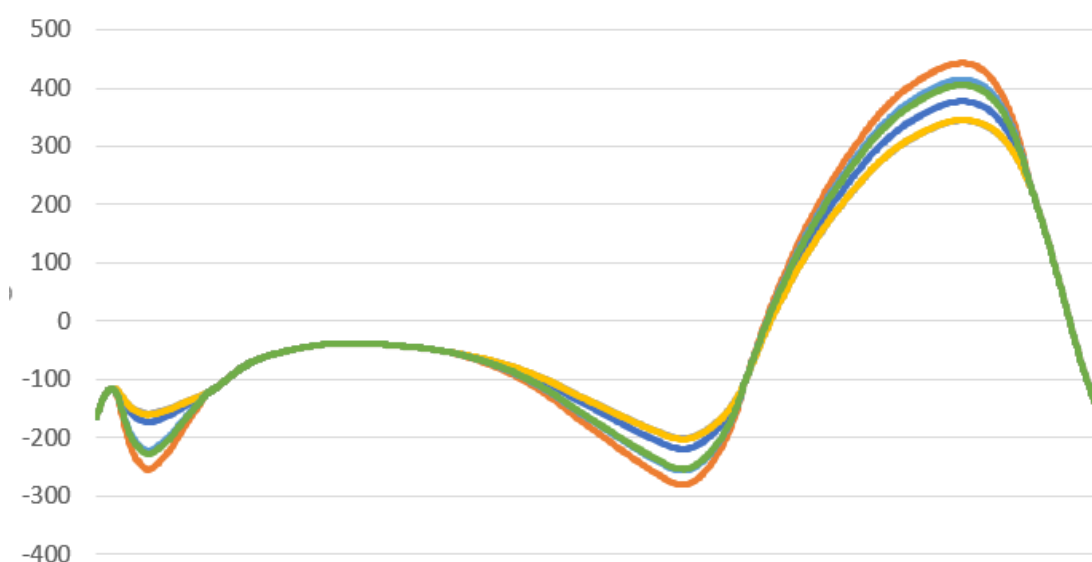
Tässä luvussa esitellään opinnäytetyön tutkimuksessa luotu esimerkki referenssimallista, joka mukautuu yksinkertaistamisen vuoksi vain pituuden ja kävelynopeuden mukaan. Malli tehtiin vain x-akselille, sillä muihin akseleihin ei löytynyt yhtä paljon tilastollisesti merkitseviä vaikuttimia (luku 9.2). Mallin validiteetti ei ole vielä riittävä kliiniseen käyttöön, sillä se mukautuu vain kolmen kohdepisteen ympärille ja, kuten edellä todettiin, vain pituuden ja kävelynopeuden vaikutusten mukaan. Sitä voidaan kuitenkin käyttää esimerkiksi gyroskooppiin perustuvien kävelyanalyysijärjestelmien tuotekehityksessä ennen kuin mallin validiteetti saadaan riittävälle tasolle. Tämä vaatii lisää tilastollisesti merkitseviä tuloksia yksilöllisten tekijöiden vaikutuksesta kohdepisteisiin ja useamman kohdepisteen sisällyttämisen malliin. Tässä tutkimuksessa tätä yksinkertaistettua mallia käytetään vertailukohtana analyysissä, jossa mitataan koehenkilöaineiston eroavaisuutta mitatusta keskimääräisestä kävelymallista.

Referenssimalli luotiin suhteuttamalla heilahdusvaiheen maksimi-, esiheilaidusvaiheen minimi- ja kuormitusvastevaiheen minimiarvoja ja niiden ympärillä olevia kulmanopeusarvoja pituuden ja kävelynopeuden kyseisiin pisteisiin aiheuttamien muutosten verran. Alla olevassa taulukossa 12 on kaavat, jotka on saatu usean muuttujan lineaarisen regression avulla SPSS-ohjelmistolla. Taulukossa ilmaistaan myös kunkin kaavan selittävyysluku (R^2), joka näissä kolmessa pisteessä on hyvin merkittävä.

Taulukko 12. Kohdepisteiden kulmanopeuden kaavat ja selittävyysluvut. Muuttujina v =kävelynopeus ja l =pituus.

Syklin kohta (POI)	Kaava	R^2
Alkukontakti (0%)	$(-96.38)v - 40.4$	0.211
Alkukontaktin maksimi	$(-29.51)l + (-72.55)v + 86.63$	0.054
Tukivaiheen maksimi	$(24.49)l - (17.70)v - 51.56$	0.114
Kuormitusvastevaiheen minimi	$(133.51)l - (157.1)v - 237.95$	0.476
Esiheilaidusvaiheen minimi	$(132.08)l - (128.45)v - 306.44$	0.444
Heilahdusvaiheen maksimi	$(-179.58)l + (157.45)v + 503.79$	0.514

Kuva 29 havainnollistaa käyrän muodon mukautumista pituuden ja kävelynopeuden muutoksiin. Eri väristen käyrien lähtötietoihin on laitettu eri pituuksia ja kävelynopeuksia, jolloin muutos on mahdollista havaita paremmin.

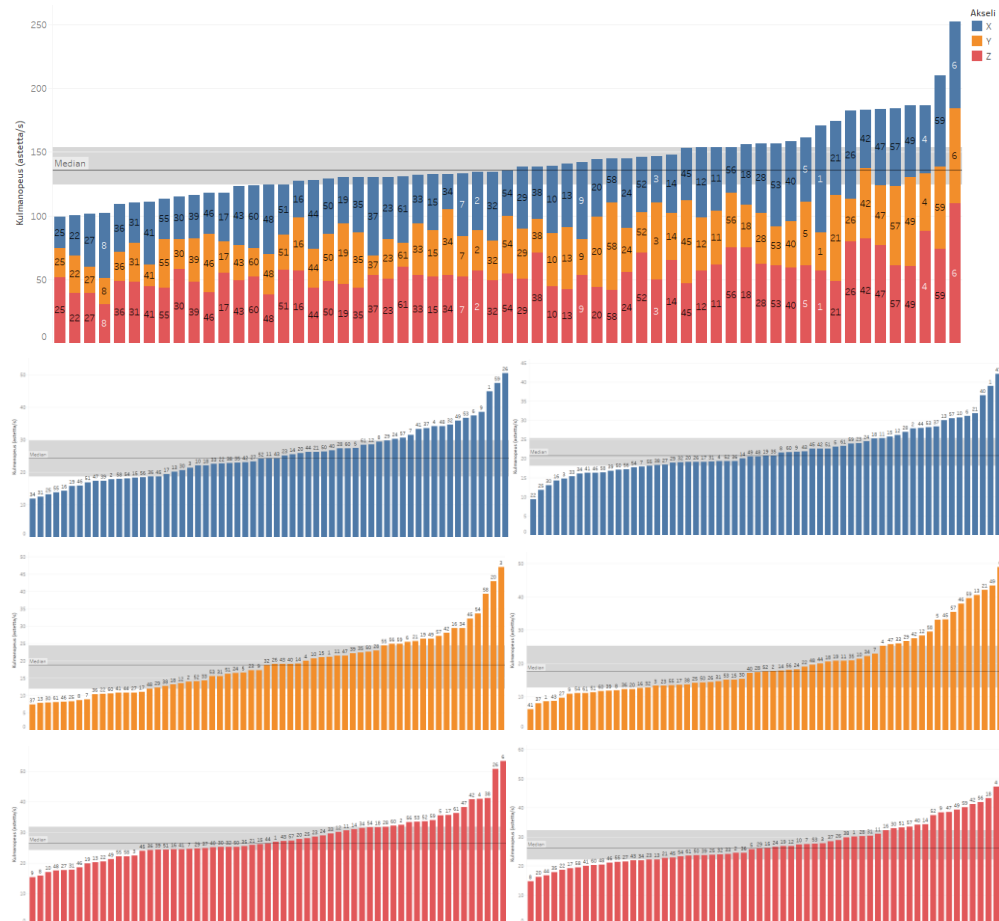


Kuva 29. Pituuden ja kävelynopeuden suhteen mukautuva viitekäyrä. Kuvassa on havainnollistettu eri värisillä käyrillä, jotka sisältävät pituuden ja kävelynopeuden eri lähtötietoja, miten viitekäyrä muuttuu kolmen kohdepisteen ympärillä.

9.4. Normaalin ja epänormaalin kävelymallin raja

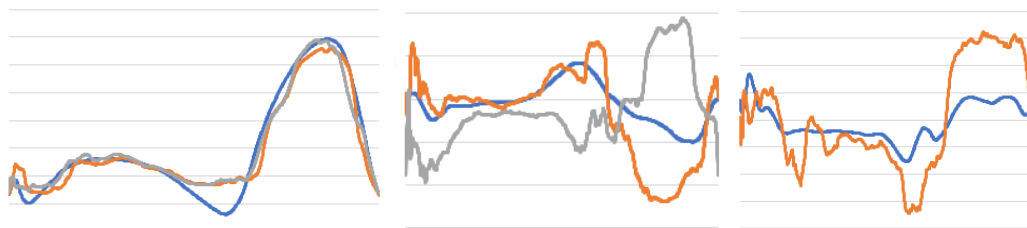
Tässä luvussa esitellään tuloksia analyysistä, jossa verrattiin tutkimusjoukon koehenkilöiden aineistoa edellisessä luvussa (9.3) esiteltyyn normaalin kävelyn viitekäyrään. Analyysi perustuu Zhang ym. (2018) käyttämään symmetrian mittausmenetelmään. Analyysin tarkoituksena oli auttaa hahmottamaan eroa normaalin ja epänormaalin kävelymallin välillä. Rajan tarkka vetäminen ei ole yksiselitteistä, sillä normaalin kävelyn tarkkaa määritelmää ei ole olemassa. Opinnäytetyön tuloksia voi kuitenkin pitää indikaattorina tutkimusaineiston koehenkilöiden normaaliudesta, koska se mittaa miten lähellä kävelyn liike on mitattua keskimääräistä mallia. Tulosten perusteella tiedetään, mistä eroavaisuuksia keskimääräiseen malliin kannattaa etsiä. Eroavaisuudet voivat lisätutkimuksen avulla tuoda esiin häiriöitä kävelyssä. Häiriöiden syyt ja seuraukset voivat olla henkilön nykyisen tai tulevan terveyden kannalta merkittäviä esimerkiksi tuki- ja liikuntaelimsien vaivojen suhteen.

Analyysin tulokset on esitetty kuvassa 30 rotaatioakseli- ja alaraajakohtaisina kuvaajina. Keskimääräiseksi eroksi viitemalliin saatiin x-akselin vasemmassa alaraajassa 24 astetta/s ja ylimmän kvartiiliin (25 % tuloksista) rajaksi 30 astetta/s. Oikealla alaraajalla vastaavat arvot olivat 21 ja 25 astetta/s. Y-akselin vasemman alaraajan tulokset olivat 19 ja 24 astetta/s ja oikealla 18 ja 25 astetta/s. Z-akselin sekä vasemmalla että oikealla vastaavat arvot olivat 26 ja 32 astetta/s. Eri koehenkilöiden välillä tuloksissa voidaan havaita selkeitä eroja erityisesti alaraajoittain ja rotaatioakseleittain tarkasteltuna. Normaalin ja epänormaalin kävelymallin rajaa ei tästäkään analyysistä voi tarkasti löytää, mutta mitattu ero viitekäyrään nähden kasvaa pienellä joukolla huomattavasti. Tulosten perusteella huomio kävelyn häiriöiden löytämiseksi kannattaakin kiinnittää kuvaajissa suurimmat mittausarvot saaneisiin henkilöihin. Lähemmin tarkasteltavia henkilöitä voisivat olla ylimpään kvartiiliin kuuluvat mittaustulokset, jotka näkyvät kuvaajissa harmaan alueen yläpuolella.

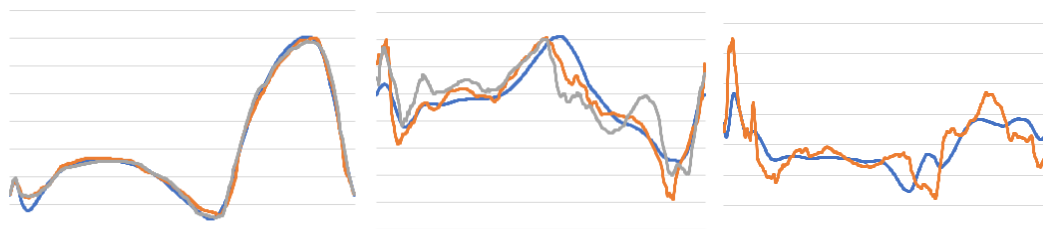


Kuva 30. Kuvassa tutkimushenkilökohtaisen aineiston ero mitattuihin keskimääräisiin arvoihin. Kuvissa myös mediaani ja kvartiilirajat. Ylhäällä kolmen rotaatioakselin ja molempien jalkojen liike yhdistettynä yhteen kuvaan. Alapuolella vasemman (vasemmalla) ja oikean (oikealla) alaraajan aineiston analyysit eriteltynä. X = sininen, Y = Oranssi ja Z = punainen.

Esimerkkinä mittarin relevanssista on alla esitetty kokonaistuloksissa eniten ja vähiten eroa keskimääräisiin mittaustuloksiin saaneiden koehenkilöiden ID6 ja ID25 tulostykäyrät. Kuvaajista voidaan nähdä, että menetelmän tuloksena suurimman eron normaalin saaneen koehenkilön kuvassa 31 esitettyjen tulostykäyrien muoto ja voimakkuus eri kohdissa kävelysyksiä poikkeaa viitekäyrästä huomattavasti. Pienimmän eron normaaliin saaneen koehenkilön tulostykäyrät kuvassa 32 taas ovat hyvin samanlaisia viitekäyrään nähden.



Kuva 31. Kokonaisvertailussa eniten eroa viitekäyrään sisältäneen ID6:n X-, Y- ja Z-akselin vasemman (harmaa) ja oikean (oranssi) alaraajan kuvaajat tässä järjestyksessä, sekä aineiston viitearvot (sininen).



Kuva 32. Kokonaisvertailussa vähiten eroa viitekäyrään sisältäneen ID25:n X-, Y- ja Z-akselin vasemman (harmaa) ja oikean (oranssi) alaraajan kuvaajat tässä järjestyksessä, sekä aineiston viitearvot (sininen).

9.5. Vasemman ja oikean alaraajan välinen symmetria

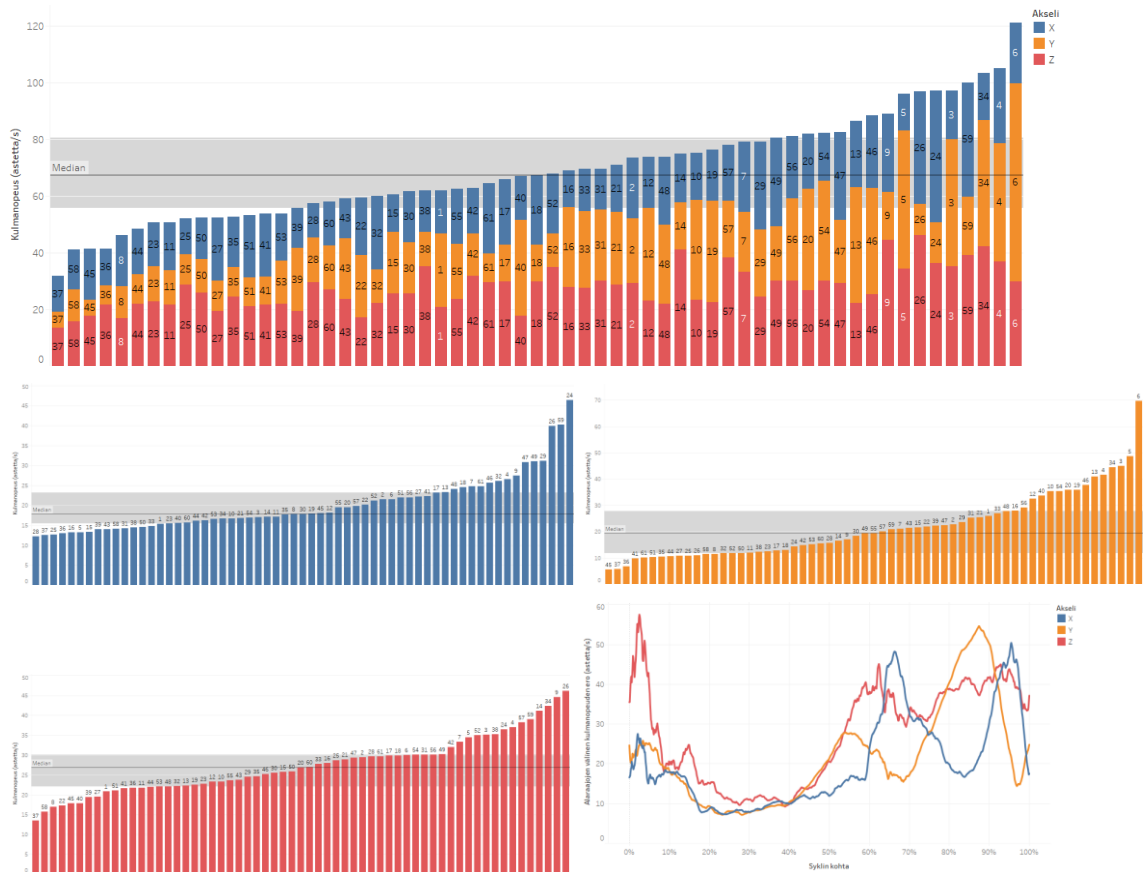
Tässä luvussa esitellään tuloksia tutkimusjoukon vasemman ja oikean alaraajan liikeratojen epäsymmetrian mittauksesta. Alaraajojen välistä kulmanopeuden eroa voi käyttää indikaattorina symmetrian tasosta. Jos lukema on korkea, esiintyy kävelyssä todennäköisemmin normaalia enemmän epäsymmetriaa. Analyysi tehtiin samalla mallilla kuin edellisessä luvussa esitetty keskimääräinen eroavaisuus viitekäyrästä. Epäsymmetrian tason selvittämiseksi mittaustuloksia verrattiin viitekäyrän sijaan vastakkaisen alaraajan tuloksiin. Tämän lisäksi tehtiin analyysi siitä, minkä verran kävelysyklin eri vaiheissa epäsymmetriaa keskimäärin esiintyy.

Tuloksista voidaan nähdä, että epäsymmetriaa esiintyy kaikilla (kuva 33). Epäsymmetrian määrän normaalia tasoa voidaan hahmotella kuvaajien avulla. X-akselilla kulmanopeutena ilmaistu keskimääräinen symmetriaero oli 18 astetta/s ja ylimmän kvartiiliin (25 % tuloksista) raja 23 astetta/s. Y-akselilla vastaavat arvot olivat 19 ja 28 astetta/s sekä z-akselilla 27 ja 30 astetta/s. Tuloksista voidaan

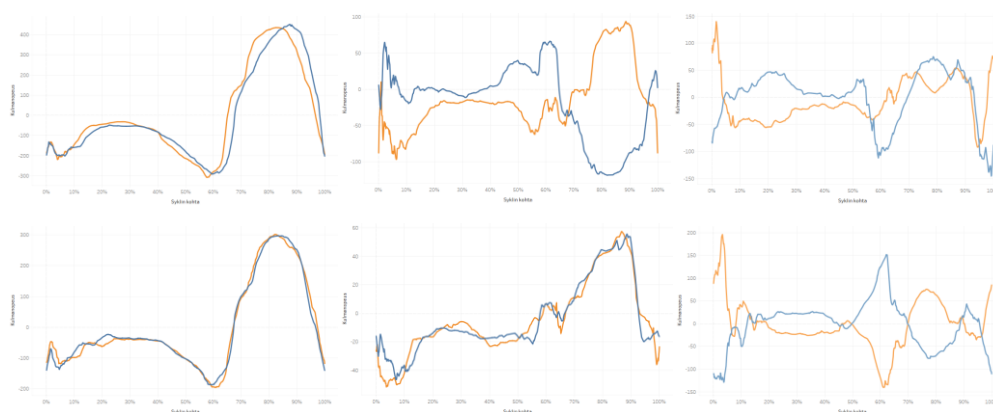
havaita, että vaikka x-akselilla kulmanopeudet ovat huomattavasti muita rotaatioakseleita suurempia, ovat symmetriaerot sillä keskimäärin pienimpiä. Tuloksista näkyy myös, että varsinkin ylimmässä kvartilissa (harmaan alueen yläpuolella) epäsymmetrian taso nousee selkeästi korkeammaksi verrattuna keskiarvoon. Korkea epäsymmetrian taso ei kuulu normaalin kävelyn määritelmään ja näissä tapauksissa on syytä tutkia epäsymmetrian luonnetta ja sen aiheuttajia tarkemmin.

Kuvan 33 oikeassa alakulmassa on esitetty kuvaaja epäsymmetrian keskimääräisestä tasosta eri kohdissa sykliä. Kuvaajan perusteella voidaan todeta, että mittausmenetelmä indikoi x-akselilla eniten epäsymmetriaa tukivaiheen alkuvaiheessa sekä heilahdusvaiheen alku- ja loppuosassa. Y-akselilla epäsymmetriaa havaittiin eniten tukivaiheen alussa, esiheilahdusvaiheessa ja heilahdusvaiheen keskiosassa. Z-akselilla epäsymmetriaa mitattiin erityisen paljon alkukontakti- ja kuormitusvastevaiheessa sekä esiheilahdusvaiheesta lähtien läpi heilahdusvaiheen.

Esimerkkinä mittarin relevanssista on kuvassa 34 esitetty eniten ja vähiten epäsymmetriaa menetelmän tulosten perusteella omaavien koehenkilöiden tulostkäyrät x-, y- ja z-akseleilta. Kuvaajista voidaan havaita, että menetelmän perusteella vähiten epäsymmetriaa x-, y- ja z-akseleilla mitattujen koehenkilöiden vasemman ja oikean alaraajan tulostkäyrät ovat hyvin lähellä toisiaan. Vastaavasti paljon epäsymmetriaa menetelmän perusteella omaavien koehenkilöiden vasemman ja oikean alaraajan tulostkäyrät ovat hyvin erilaisia varsinkin y- ja z-akselilla.



Kuva 33. Symmetria. Kuvassa tutkimushenkilökohtaisen aineiston alaraajojen välinen keskimääräinen ero syklin aikana. Kuvissa myös mediaani ja kvartiilirajat. Ylhäällä kolmen rotaatioakselin tulokset yhdistettynä yhteen kuvaan. Alapuolella aineiston akselikohtaiset analyysit eriteltynä. X = sininen, Y = Oranssi ja Z = punainen. Oikealla alhaalla oleva kuvaaja esittää jalkojen välisen keskimääräisen eron syklin aikana.



Kuva 34. Esimerkit mittausmenetelmän ilmaisemista suuresta ja pienestä epäsymmetriasta eri rotaatioakseleilla. Yllä suurimmat mittausarvot ja alla pienimmät mittausarvot saaneet aineistot X-, Y- ja Z-akseleilla. Z-akselin vasemman ja oikean raajan käyrät ovat ideaalitulanteessa toistensa peilikuvia, kun X- ja Y-akseleilla ne ovat ideaalisesti identtisiä.

9.6. Normaalin kävelyn mallin klinisen validiteetin arviointi

Luvussa 3.2 käsitellyn klinisen validoinnin ohjeistuksen mukaan WM-järjestelmään vietävän normaalikävelyn viitemallin validiteettia voi perustella ensisijaisesti kolmenlaisilla eri tietolähteillä. Ensimmäinen näistä on ”vertaisarvioitu asiaan liittyvä tieteellinen kirjallisuus”. Tämän työn teoriaosuudessa on käyty läpi aiheesta löytynyttä kirjallisuutta laajasti. Katsauksesta käy ilmi, että vastaavanlaisista kävelyn mittaustuloksista ei ole yleisesti hyväksyttyä viitemallia vielä tehty. Kävelyn biomekaniikasta ja esimerkiksi mittaustapaan olennaisesti liittyvistä nivelten liikkeistä kävelysyklin aikana sen sijaan on tiedeyhteisön laajasti hyväksymää teoriaa olemassa, jota tässä työssä on käytetty kuvaamaan ja perustelemaan tutkimuksen tuloksena saatua normaalikävelyn mallia.

Toinen mahdollinen tietolähde klinisen validiteetin perusteluun on aiemmin toteutetut kliniset tutkimukset. Kliinisiä tutkimuksia vastaavalla tavalla toteutetuista mittauksista ei ole katsauksemme perusteella tähän mennessä tehty. Vastaavalla mittaustekniikalla toteutettuja aineistoja on kuitenkin avoimessa tietokannassa saatavilla (Loose ym. 2020). Näitä voitaisiin käyttää klinisen tutkimusaineiston kasvattamiseksi. Jos vastaavia aineistoja löydettäisiin riittävä määrä, tutkimustulosten validiteettia saataisiin kasvatettua merkittävästi, sillä validiteetin todentamisen kannalta olisi suotavaa, että useampi toisistaan riippumaton taho tekisi riittäviä otantoja vastaavalla, säären ulkoreunasta kulmanopeutta mittaavalla kävelyanalyysijärjestelmällä.

Kolmantena mahdollisena tietolähteenä validiteetin todentamiseksi ohjeistus mainitsee ”kokemukset lääkinällisen laitteen käytöstä tosielämässä”. WM-järjestelmän osalta kokemuksiin perustuvaa tietoa ei ole vielä saatu. Vastaavanlaista mittaustapaa käyttäviä CE-merkittyjä laitteita ei tullut tutkimuksen aikana esille. Tulevaisuudessa laitteen käytön lisääntymisen kautta saatavat mittaustulokset voisivat mahdollistaa klinisen validiteetin todentamisen.

Tuloksena saadun normaalin kävelyn mallin klinisen validiteetin todistusaineistoa tarvitsee näkemyksemme mukaan kasvattaa, jotta malli hyväksytään CE-prosessissa. Tässä työssä esitetyt tulokset olivat yhdenmukaisia kävelyn biomekaniikan teorian kanssa. Muuta todistusaineistoa on kuitenkin melko niukasti ja erityisesti vertailtavia keskimääräisen normaalin kävelyn mallin viitekäyriä muista tutkimuksista kaivattaisiin lisää. Validiteettia voidaan kasvattaa myös hankkimalla lisääaineistoa joko avoimista tietokannoista tai uusilla tutkimusotannoilla.

Schwesig ym. (2011) toteuttivat IMU-sensoripohjaisen, spatio-temporaalisia mittauksia tekevän kävelyanalyysijärjestelmän kliniseen validointiin tähtäävän tutkimuksen, jossa otannan koko oli 1860 henkilöä. Suuren otannan avulla myös tunnistettiin riippuvuuksia yksilön ominaisuuksien ja kävelyn spatio-temporaalisten mittaustulosten välillä. Myös WM-järjestelmän viitemallin validointi vaatii riittävät tiedot yksilön ominaisuuksien ja kävelynopeuden vaikutuksesta normaalin kävelyn viitemalliin, mikä kasvattaa aineiston koon tarvetta merkittävästi.

10 POHDINTA

Opinnäytetyömme onnistui mielestämme erinomaisesti. Työn tulokset ovat näkemysmme mukaan uraauurtavia, sillä tämän tyyppistä tietoa ei ole aiemmin ollut kävelystä saatavilla. Tässä kappaleessa arvioidaan tulosten laatua, niiden luotettavuutta sekä tutkimuksen eettisyyttä. Lopuksi käydään läpi tutkimuksesta heränneet jatkotutkimusaiheet.

10.1. Opinnäytetyön tulosten arviointia

Opinnäytetyön keskeisimmät tulokset olivat normaalin kävelyn kulmanopeuden viitekäyrät x-, y- ja z-rotaatioakseleille. Yksilöllisten tekijöiden vaikutus viitekäyrän muotoon havaittiin olevan merkittävä. Tulosten perusteella viitemallin tulee muokautua testattavan henkilön kävelynopeuden, pituuden, painon ja painoindeksiluvun mukaan. Tulos saa tukea Schwartz ym. (2008) tutkimuksesta, jossa nivelkulmien syklin aikaiset kuvaajat muuttuivat merkittävästi kävelynopeuden vaikutuksesta. Myös painon ja pituuden vaikutus kävelyn parametreihin oli todennettu aiemmin (Senden ym. 2012; Rosso ym. 2019). Opinnäytetyössämme näitä vaikutuksia kuvattiin alaraajan kulmanopeutta mittaamalla, mikä on uusi näkökulma asiaan.

Tutkimuksen tuloksena saadut viitekäyrät kuvaavat keskimääräistä normaalia kävelyä hyvin. X-akselilla kuvaajan muoto oli koehenkilöillä hyvin samanlainen, minkä vuoksi tulosten mediaanikäyrän muoto vakiintui hyvin tällä aineistolla. Y- ja z-akseleilla kulmanopeudet olivat huomattavasti pienempiä ja kuvaajien variointi oli suurempaa. Tulosten mediaanikäyrät näiden osalta hakivat lopullista muotoaan analysoinnin edetessä. Lisäksi y- ja z-akselin vasemman ja oikean alaraajan tulosten mediaanikäyristä havaittiin erityisesti kulmanopeushuippujen välillä vielä eroa. Havaintojen perusteella on syytä olettaa, että y- ja z-akseleilta saadut viitekäyrät ovat lähellä lopullisia normaalin kävelyn viitekäyriä, mutta ne tulevat suuremman aineiston avulla vielä tarkentumaan.

Mielestämme toteutettu pituuden ja kävelynopeuden suhteen mukautuva normaalin kävelyn viitemalli x-akselille on ensimmäinen askel kohti tavoiteltavaa, yksilöllisiin tekijöihin kattavasti mukautuvaa viitemallia. Malli yksinkertaistettiin koskemaan vain x-akselin viitekäyrää ja mukautumaan kolmen merkittävimmän kohdepisteen ympärille. Toteutuksen laajuus rajattiin näihin tekijöihin, sillä niiden osalta vaikutukset ja muutokset olivat selkeimpiä. Jatkossa näkisimme, että viitemallia on mahdollista tarkentaa. Suurempien aineistojen myötä vaikutuksista saataisiin todennäköisesti lisää tilastollisesti merkitseviä tuloksia. Tällöin myös välillisten vaikutusten merkitys, esimerkiksi pituus lisää painoa, sekä iän ja sukupuolen vaikutuksia olisi mahdollista todentaa. Mukautuva malli voitaisiin tämän jälkeen toteuttaa myös y- ja z-akseleille, joissa regressioanalyysi ei tällä aineistolla osoittanut tilastollisesti riittävän merkitseviä tuloksia.

Tutkimuksessa toteutettujen ”eroavaisuus normaalin kävelyn viitemalliin”- ja symmetria-analyysien tuloksista voidaan havaita, että normaali kävely varioi. Havainto on yhteneväinen aiempien tutkimusten kanssa (Viteckova ym. 2018). Analyysin tuloksena saatiin molemmilla menetelmillä indikaatiivinen arvo, jonka ylittäminen viittaa tarpeeseen tutkia henkilön kävelyä tarkemmin. Kummassakin menetelmässä havaittiin analyysin jälkeen kehityskohteita. Käytetty symmetria-analyysi ei huomioi kävelynopeuden lisäyksestä aiheutuvaa kulmanopeuden kasvua, jolloin nopeuden lisääntyessä menetelmä indikoi korkeampaa epäsymmetrian tasoa. Vertaaminen normaalin kävelyn viitemalliin taas vaatisi viitemallin kehittämistä niin, että viitekäyrät mukautuisivat useamman kohdepisteen suhteen yksilöllisten tekijöiden vaikutuksiin.

Vaikka tutkimuksen tuloksena saatu normaalin kävelyn viitemalli kuvaa keskimääräistä kävelyä hyvin, ei sen kliiniselle validiteetille ole olemassa vielä riittävää todistusaineistoa. WM-järjestelmän CE-prosessin läpäisemiseksi malli vaatii lisää tutkimusaineistoa vastaavalla tavalla toteutetuista tutkimuksista. Avoimissa tietokannoissa on saatavilla joitain samalla tavalla toteutettuja mittaustuloksia, joiden avulla todistusaineistoa olisi mahdollista lisätä (Loose ym. 2020). Näkemyksemme mukaan riittävä aineiston koko olisi vähintään joitain satoja ja korkeintaan muutama tuhat koehenkilöä.

Tutkimuksemme kliinisesti merkittävin tulos on normaalin kävelyn kulmanopeuden viitemalli, jota voidaan käyttää helpottamaan säären kulmanopeutta mittavien kävelyanalyysijärjestelmien tulosten tulkintaa. Ymmärrystä lisää myös kävelyn biomekaniikan kirjallisuuden avulla tekemämme kuvaus siitä, mitä käyrillä tapahtuu ja miksi ne ovat sen muotoiset. Tutkimuksessa tehdyn katsauksen perusteella käytetylle mittaustavalle ei aiemmin ole tehty normaalin kävelyn viitemallia, joten tutkimuksen tulokset ovat hyödyllinen vertailukohta vastaavalla mittaustekniikalla tehtäville kävelytutkimuksille.

10.2. Opinnäytetyön luotettavuus

Opinnäytetyön tutkimus toteutettiin eksploratiivisena kvantitatiivisena tutkimuksena. Opinnäytetyön tutkimuksen luotettavuutta lisäävät huolellinen kävelymittauksen protokolla ja toistettavissa oleva mittaustapa, jotka perustuvat WM-järjestelmän ohjeistukseen (Fujitsu 2020; Närvä & Sorsa 2019). Erityistä huomiota kiinnitettiin mittaustavien oikeaan asettamiseen ohjeistuksen mukaan lateraalisen kehräsluun yläpuolelle huomioiden asiakkaan alaraajojen asento seisossa, jotta mittaustulos olisi mahdollisimman tarkka jokaisen koehenkilön osalta. Dokumentoidun ohjeistuksen mukainen toimintatapa auttaa tutkimuksen toistettavuuden parantamisessa, samoin kuin tarkasti dokumentoitu tutkimusprotokolla (liite 3). Opinnäytetyössä käytettiin aiemmin laadukkaiksi todennettuja analysointimenetelmiä, jotka lisäävät tulosten luotettavuutta.

Tutkimukseen osallistuneilla henkilöillä ei ollut kipuja, eikä muita akuutteja kävelyn vaikuttavia vaivoja. Lähes kaikki pystyivät kuitenkin nimeämään joitain kävelynsä ominaisuuksia tai vanhoja vammoja, joita kävelystä mahdollisesti pystyi huomaamaan. Tästä huolimatta päädyimme ottamaan kaikki tutkimukseen osallistuneet henkilöt mukaan analyysiin, sillä normaali kävely varioi. Tutkimusjoukon jakauma oli kohtuullinen pituuden, painon ja sukupuolen osalta. Ikäjakaumassa korostuivat nuorehko aikuiset (26–42-vuotiaat, $n=34$) ja eläkeikää lähestyvien joukko (53–68-vuotiaat, $n=15$). Luotettavuuden lisäämiseksi jatkossa tutkimusjoukon ikäjakaumaa tulisi monipuolistaa, jotta malli kattaa kaikenikäisten normaalin kävelyn erityispiirteet. Tutkimusjoukon kävelyn parametrien keskiarvot olivat

hyvin lähellä aiempien tutkimusten viitearvoja. Keskimääräinen kävelynopeus oli 1,30 m/s, askelpituus 71 cm ja kävelysyklin kesto 1,08 s. Vertailuarvoina käytettiin Schwesig ym. (2011) tekemän tutkimuksen (n=1860) arvoja, jotka olivat vastaavasti 1,31 m/s, 72 cm ja 1,04 s. Tämä osoittaa, että tutkimusjoukko edustaa normaalien kävelijöiden kohderyhmää hyvin. Opinnäytetyön luotettavuuden kannalta 60 koehenkilöä on laaja tutkimusotanta. Toisaalta tarkasteltaessa tutkimusotannan määrää CE-merkityn lääkinnällisen mittauslaitteen tuotekehityksen näkökulmasta, tutkimusotanta on pieni.

Opinnäytetyössä käytetyt analysointimenetelmät, kuten aineiston ajallisessa taauksessa käytetty LLN-menetelmä (Helwig ym. 2011) ja merkityksellisten kohdepisteiden (POI) käyttö tilastollisessa analyysissä (Helwig ym. 2011; Phinyomark ym. 2018) perustuivat aiemmissa tiedejulkaisuissa esiteltyihin menetelmiin. Tilastollisessa analyysissä toimittiin luotettavien aineistoanalyysimenetelmien mukaisesti (Taanila 2012).

10.3. Opinnäytetyön tutkimuksen eettisyys

Sosiaali- ja terveysalalla on huomioitava aina ihmisarvon ja ihmisen kunnioittaminen. Tämä perustuu sosiaali- ja terveysalan ammattietiikkaan. Näihin sisältyvät esimerkiksi ihmisen vapaus valita sekä perus-, ihmis- ja itsemääräämisoikeus. Ihmisellä on itsellään oikeus päättää omasta terveydestään parhaaksi kokemallaan tavalla. (Tutkimuseettinen lautakunta 2020, 7–14.)

Opinnäytetyön tutkimusta tehtäessä on huomioitava useita asioita, jotta asiakkaan oikeudet tulevat huomioiduksi. Asiakkaalta on oltava tutkimukseen osallistumiseen suostumus ja hänelle on tuotava esiin tarkasti tutkimuksen tavoite, kulku sekä sisältö. Erityisen tarkka tulee olla siinä, että asiakas tietää mitä tietoja hänestä käytetään tutkimuksessa. (Tutkimuseettinen lautakunta 2020, 7–14.)

Henkilötietojen käsittely tässä tutkimuksessa perustuu asianmukaiseen tutkimussuunnitelmaan perustuen Euroopan Unionin tietosuojailmoitukseen 679/2016 ar-

tikloihin 13,14 ja 30. Tutkimuksessa kerättyjä tietoja ja tutkimustuloksia käsitellään luottamuksellisesti tietosuojalainsäädännön edellyttämällä tavalla. Henkilötietoja käytetään vain tieteellistä tutkimusta varten sekä muutoinkin toimitaan niin, että tutkittavia koskevat tiedot eivät paljastu ulkopuolisille. Tutkimusraporteissa tulokset esitetään ryhmätasolla tilastollisina lukuina, kuten keskiarvoina tai prosenttilukuina siten, ettei yksilöitä voida tunnistaa. (Tietosuojailmoitus EU (679/2016) 13, 14, 30 artikla).

Tutkittavia informoitiin kävelytutkimuksesta ja tuotiin ilmi osallistumisen vapaaehtoisuus. Tutkittaville kerrottiin myös, että he voivat peruttaa tai keskeyttää osallistumisen omasta tahdostaan. Kaikki tutkittavat allekirjoittivat opinnäytetyön tutkimuksen suostumuksen (Liite 2) ennen kävelymittauksen alkamista. Tutkittaville lähetettiin tutkimuksen valmistuttua oman kävelyanalyysinsä tulokset ja kohde-ryhmän keskimääräiset tulokset.

10.4. Jatkotutkimusaiheet

Tämän tutkimuksen perusteella keskeisin jatkotutkimuksen kohde olisi toteuttaa vastaavanlainen tutkimus suuremmalla, satojen tai jopa tuhansien henkilöiden otannalla lähitulevaisuudessa. Suuremman otannan avulla normaalin kävelyn mallia voidaan tarkentaa edelleen ja sen kliininen validiteetti pystytään perustelemaan. Tässä tutkimuksessa käytetty tutkimusprotokolla, tehdyt analyysit ja havaitut luotettavuutta parantavat tekijät toimivat hyvänä pohjana suuremman otannan toteuttamiselle. Myös erillisten otantojen tuottamia mittaustuloksia kannattaa ottaa osaksi jatkoa, sillä useamman tahon tekemät otannat parantavat tutkimuksen luotettavuutta.

Tutkimuksessa hyödynnetyt kuvaajien kohdepisteet (POI) toivat erinomaisen lisän aineiston analyysiin. Kohdepisteiden hyödyntämistä voitaisiin kehittää edelleen ja tutkia tarkemmin, ovatko käytetyt pisteet kaikkein hyödyllisimmät ja erityisesti mitä muita pisteitä y- ja z-akseleilta kannattaisi valita tarkasteluun. Kohdepisteiden mukautuvuutta ihmisen ominaisuuksiin kannattaa ajatella myös toisin-

päin: Mikä osa kävelystä on sellaista, mikä pysyy samanlaisena fyysisten ominaisuuksien tai kävelynopeuden muuttuessa? Tämä ajattelutapa voi olla hyödyllinen erityisesti etsittäessä kävelystä normaalista poikkeavia asioita.

Jatkotutkimusta voisi tehdä myös normaalisti kävelevien henkilöiden kävelytyyliin osalta. Tuloksia analysoitaessa havaittiin eri koehenkilöiden tuloksissa samanlaisia, hieman keskimääräisestä mallista poikkeavia muotoja. Mittaustuloksista olisi mielenkiintoista yrittää muodostaa klusteroivan tekoälyn avulla erilaisia kävelytyylejä, kuten Jauhiainen ym. (2020) tekivät juoksua tutkiessaan.

Normaalin kävelyn mallin avulla on myös mahdollista lähteä tutkimaan epänormaaleja kävelymalleja. Mittausmenetelmää voitaisiin hyödyntää yhtenä työkaluna kävelykuntoutuksessa esimerkiksi tuki- ja liikuntaelimestön vaivoista kärsivien asiakkaiden fysioterapiassa sekä leikkauspotilaiden pre- ja postoperatiivisen fysioterapian ohjauksessa. Eri sairaudet sekä tuki- ja liikuntaelimestön ongelmat vaikuttavat kävelyn omilla tavoillaan. Tällaisten kävelymallien tunnistaminen voi auttaa niiden varhaisessa tunnistamisessa ja ennaltaehkäisyssä tulevaisuudessa.

Epänormaaliuden ja kävelyn häiriöiden tunnistaminen yksittäisillä henkilöillä vaatii laajempaa tutkimusaineistoa, kuten suurella otannalla tehty normaalin kävelyn keskimääräinen malli. Yksityiskohtia tutkittaessa olisikin mielestämme tärkeää, että WM-järjestelmän mittaustulosten lisäksi voitaisiin tuoda saataville kävelyn videoaineistoa kävelyanalyysiä varten sekä mahdollisesti analyysiä täydentäviä mittausjärjestelmiä, kuten painematto spatiaalisten mittaustulosten saamiseksi.

11 JOHTOPÄÄTÖKSET

Esitelty normaalin kävelyn viitemalli helpottaa gyroskooppiin perustuvien kävely-analyysijärjestelmien tulosten tulkintaa. Viitemalliin vaikuttavat henkilön kävelynopeus, pituus, paino ja painoindeksi. Viitemallin tulee mukautua näiden tekijöiden mukaan. Tutkimuksen tulokset toimivat referenssinä vastaavalla tavalla tehtävän kävelyanalyysin tutkimukselle niin normaalin kuin patologisten kävelymallien tutkimuksessa.

Tulevissa tutkimuksissa olisi hyödyllistä lisätä vastaavaa tutkimusaineistoa, jotta y- ja z-akselien viitekäyriä saadaan edelleen tarkennettua. Suuremman aineiston avulla tulee myös tarkentaa yksilöllisten tekijöiden vaikutusta viitekäyrien muotoon. Tarkempaa analyysiä varten aineiston kokoa tulee kasvattaa. Näin yksilöllisten kävelyyn vaikuttavien tekijöiden seurannaisvaikutukset, esimerkiksi pituus lisää painoa, voitaisiin sulkea pois. Riittävän aineiston avulla voitaisiin todentaa myös iän ja sukupuolen vaikutuksia normaalin kävelyn viitemalliin.

LÄHTEET

- Ahonen, J. 2011. Sovellettu biomekaniikka. Teoksessa Sandström, M & Ahonen, J. 2011. Liikkuva ihminen – aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. 1. painos. VK-kustannus.
- Baker, R. 2013. Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis. Mac Keith Press, 6 Market Road, London.
- Cabral, S., Resende, R., Clansey, A., Deluzio, K., Selbie, W. & Veloso, A. 2015. A Global Gait Asymmetry Index. Journal of applied biomechanics.
- Caldas, R., Mundt, M., Potthast, W., Lima Neto, F. & Markert, B. 2017. A systematic review of gait analysis methods based on inertial sensors and adaptive algorithms. Gait & Posture. 57. 204-210. 10.1016/j.gaitpost.2017.06.019.
- Ferrarello, F., Bianchi, V., Baccini, M., Rubbieri, G., Mossello, E., Cavallini, M., Marchionni, N. & Di Bari, M. 2013. Tools for Observational Gait Analysis in 41 Patient with Stroke: A Systematic Review. Physical Therapy. WWW-dokumentti. Viitattu 19.9.2020. Saatavissa: <https://academic.oup.com/ptj/article/93/12/1673/2735378?searchresult=1>
- Fujitsu 2019. Fujitsun verkkotiedote. Fujitsu Develops Digitization Technology to Quantify Various Walking Characteristics Resulting from Diseases. Viitattu 20.8.2020. Viitattu 20.9.2020. Saatavissa: <https://www.fujitsu.com/global/about/resources/news/press-releases/2019/0918-01.html>
- Fujitsu. 2020. Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring -järjestelmän käyttöohje. Viitattu 8.8.2020. Saatavissa: Pyydettyäessä Fujitsu Finland Oy:ltä.
- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. 1997. Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. Gait Posture, 33 (2011), pp. 673-678
- Gouwanda, D & Senanayake, A. 2011. Identifying gait asymmetry using gyroscopes - A cross-correlation and Normalized Symmetry Index approach. Journal of Biomechanics, Volume 44, Issue 5. 972-978.
- Helwig, N., Hong, S., Hsiao-Wecksler, E & Polk, J. 2011. Methods to temporally align gait cycle data. Journal of Biomechanics. 44. 561-6.
- Hotta, S., Inomata, A., Sasamoto, Y., Washizawa, S. & Caulfield, B., 2017. *Unsupervised gait detection using biomechanical restrictions*. United States: IEEE Service Center.
- Inman, V.T., Ralston, H.J. & Todd, F. 2006. Human locomotion. Luku 1 teoksessa Rose, J. & Gamble J.G. 2006. Human Walking. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 234 p.

Inomata, A. 2019. Henkilön tuottama kuva ”KIDUKU Walking Engine-analytiikan toiminnot”. Käytetty luvalla.

Jauhiainen, S., Pohl, A., Äyrämö, S., Kauppi, J-P. & Ferber, R. 2020. A hierarchical cluster analysis to determine whether injured runners exhibit similar kinematic gait patterns. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 30. 10.1111/sms.13624.

Karadsheh, M. 2017. Alaraajojen lihasten aktiivisuus kävelysyklin aikana. *Gait Cycle*. WWW-dokumentti. Viitattu 20.5.2020. Saatavissa: <https://www.orthobullets>

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

Kauranen, K. 2017. Fysioterapeutin käsikirja. 1. painos. 2017. S.333–334

Kerrigan, D., Della Croce, U., Marciello, M. & Riley, P. 2000. A refined view of the determinants of gait: Significance of heel rise. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 81. 1077-80.

Kuo, A. & Donelan, M. 2009. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical therapy*. 90. 157–74.

Loose, H., Tetzlaff, L. & Bolmgren, J. 2020. A Public Dataset of Overground and Treadmill Walking in Healthy Individuals Captured by Wearable IMU and sEMG Sensors. 164-171. 10.5220/0008879501640171.

MDCG 2020. Guidance on Clinical Evaluation (MDR) / Performance Evaluation (IVDR) of Medical Device Software. Medical Device Coordination Group (MDCG). Viitattu 21.9.2020. Saatavissa: <https://ec.europa.eu/docsroom/documents/40323>

MDR 2017. Euroopan parlamentin ja neuvoston asetus (EU) 2017/745. Saatavissa: <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/FI/TXT/?uri=CE-LEX%3A32017R0745>

Mentiplay, B.F., Banky, M., Clark, R.A., Kahn, M.B. & Williams G. 2018. Lower limb angular velocity during walking at various speeds. *Gait Posture*. 2018 Sep;65:190-196.

Neumann, D. 2010. Kinesiology of the musculoskeletal system. 2010. 2nd edition.

Noreils, F. 2014. A study of the human gait cycle in order to design a biped robot. Viitattu 17.2.2021. Saatavissa: <https://sme-chinoises-euronext.typepad.fr/art-bot/2014/09/a-study-of-walking-in-order-to-design-a-biped-robot.html/>

Närvä, A. & Sorsa, H. 2019. WM – Clinical evaluation report: Evidence supporting intended use and performance evaluation. Version 1.0. Approved 13.12.2019. Fujitsu Finland Oy.

Oksanen A. 2016. Toimintakyvyn Mittarit. TO-MI 2016. VSSHP & TYKS. Luettu 19.9.2020. Saatavana: <https://hoito-ohjeet.fi/OhjepankkiVSSHP/Toimintakyvyn%20mittarit.pdf>

Perry, J. 1992. Gait Analysis – Normal and pathological function. SLACK incorporated. 524 p

Phinyomark, A., Giovanni, P., Ibanez-Marcelo., Osis, S & Ferber, R. 2018. Analysis of Big Data in Gait Biomechanics: Current Trends and Future Directions. Journal of Medical and Biological Engineering. Luettu 12.12.2020. Saatavissa: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29670502/>

Rose, J. & Gamble J.G. 2006. Human Walking. 3rd edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 234 p.

Rosso, V., Agostini, V., Takeda, R., Tadano, S. & Gastaldi, L. 2019. Influence of BMI on Gait Characteristics of Young Adults: 3D Evaluation Using Inertial Sensors. Sensors 2019.

Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F. & Labelle, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. Gait & posture. 2000 Sep; Vol. 12 (1), pp. 34-45.

Sasamoto, Y. 2019. Henkilön tuottama kuvio ”Rotaatioakselien liikkeen kuvaus”. Käytetty luvalla.

Schwartz, M.H., Rozumalski, A. & Trost, J.P. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. J Biomech, 2008, 41:1639–1650.

Schwesig, R., Leuchte, S., Fischer, D., Ullmann, R. & Kluttig A. 2011. Inertial sensor -based reference gait data for healthy subjects. Gait Posture. 2011 Apr;33(4):673-8.

Senden, R., Meijer, K., Heyligers, I.C., Savelberg, H.H.C.M. & Grimm, B. 2012. Importance of correcting for individual differences in the clinical diagnosis of Gait disorders. Science of direct. Physiotherapy 98.

Sorsa, H. Terveystuottajan myynti- ja kehitysjohdaja, Fujitsu Finland Oy. 2021. Haastattelu. 2.2.2021. Haastattelijat Mikko Salminen ja Saku Suominen.

Sprager, S. & Juric, M.B. 2015. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. Sensors. 15. 22089-22127.

Sugiarto, T., Lin, Y., Chang, C. & Hsu, W. 2017. Gait Analysis Based On An Inertial Measurement Unit Sensor: Validation of Spatiotemporal Parameters Calculation in Healthy Young and Older Adults. IEEE/SICE Taiwan.

Taanila, A. 2012. Akin menetelmäblogi. Viitattu 15.12.2020. Saatavissa: <https://tilastoapu.wordpress.com/>

Tamura, H., Tanaka, R. & Kawanishi, H. 2020. Reliability of a markerless motion capture system to measure the trunk, hip and knee angle during walking on a flatland and a treadmill. *Journal of biomechanics*, [s. l.], v. 109, p. 109929, 2020.

Taylor, K., Reginatto, B., Patterson, M., Power, D., Komaba, Y., Maeda, K., Inomata, A. & Caulfield, B. 2015. Context Focused Older Adult Mobility and Gait Assessment. 2015. 10.1109/EMBC.2015.7319989.

Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2020. Ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettiset periaatteet ja ihmistieteiden eettinen ennakoarviointi Suomessa. Tutkimuseettisen neuvottelukunnan ohjeet. Luettu 11.11.2020. Saatavissa: https://tenk.fi/sites/default/files/2021-01/Ihmistieteiden_eettisen_ennakoarviointin_ohje_2020.pdf

Viteckova, S., Kutilek, P., Svoboda, Z., Krupicka, R., Kauler, J. & Szabo, Z. 2018. Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods. *Biomedical Signal Processing and Control*. 42. 89–100.

Whittle, M.W., Levine, D., & Burke, M. 1998. Three-dimensional motion of the lumbar spine during normal gait. *Gait & Posture - GAIT POSTURE*. 7. 153-153. 10.1016/S0966-6362(98)90217-X.

Whittle, M.W. 2007. *Gait analysis – An introduction*. 4th edition. Butterworth-Heinemann. 244 s.

Zhang, W., Smuck, M., Legault, C., Ith, M.A., Muaremi, A. & Aminian, K. 2018. Simple Gait Symmetry Measures Based on Foot Angular Velocity: Analysis in Post Stroke Patients. *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Honolulu, HI, 2018, pp. 5442-5445

Zhou, L., Tunca, C., Fischer, E., Brahms, C.M., Ersoy, C., Granacher, U. & Arnrich, B. 2020. Validation of an IMU Gait Analysis Algorithm for Gait Monitoring in Daily Life. *IEEE*.

LIITTEET

Liite 1. Tiedote opinnäytetyön tutkimuksesta

TIEDOTE TUTKIMUKSEEN OSALLISTUVILLE HENKILÖILLE

Tutkimus: Normaalin kävelyn viitemalli gyroskooppiin perustuvaan kävelyanalyysoijajärjestelmään Hyvinvointiteknologian ylemmän AMK-tutkinnon opinnäytetyö. 2020. TAMK.

Opinnäytetyön toimeksiantaja: Fujitsu Finland Oy

REKISTERINPITÄJÄ JA TUTKIJOIDEN YHTEYSTIEDOT

Tutkimusrekisterinpitäjä on Mikko Salminen

Vastuulliset tutkijat

Mikko Salminen, tutkija/opinnäytetyöntekijä, Diplomi-insinööri, TAMK,
mikko.v.salminen@tuni.fi

Saku Suominen, tutkija/opinnäytetyöntekijä, Fysioterapeutti, TAMK,
saku.m.suominen@tuni.fi

Opinnäytetyön ohjaaja

Lea Saarni, Hyvinvointi- ja terveysteknologian yliopettaja, opinnäytetyön ohjaaja. TAMK.
lea.saarni@tuni.fi

1 Tutkimuksen kuvaus

Opinnäytetyön tavoitteena on luoda tutkimusotannan avulla normaalin kävelyn datamalli Fujitsun KI-DUKU Walking Monitoring -järjestelmällä. Järjestelmä on CE-merkitty, eli terveyden huollon ammattilaisten käyttöön hyväksytty laite, jota käytetään kävelyanalyysoinnin tekemiseen.

Normaalin kävelyn mallia tarvitaan, jotta kävelystä pystytään tunnistamaan poikkeavuuksia. Poikkeavuudet voivat paljastaa mm. kävelyn omalla tavallaan vaikuttavia alkavia sairauksia, jalkojen välistä epäsymmetriaa tai muita tuki- ja liikuntaelimestön riskitekijöitä. Tällä hetkellä yleisesti käytettyä normaalin kävelyn vertailukohtaa ei tässä muodossa ole saatavilla. Järjestelmän käyttämät liikettä havainnoivat sensorit ovat tiedeyhteisössä suurten toiveiden kohteena tulevaisuuden teknologiaksi kävelyn vaikuttavien vammojen kuntoutuksen apuvälineenä.

Normaalin kävelyn malli luodaan tutkimusotannan avulla mittaamalla terveiden henkilöiden luonnollista kävelyä ja yhdistämällä mittaustulokset. Saatua mittaustuloksia tulkitaan kävelyn biomekaniikan teorian avulla ja vertaillaan tuloksia saatavilla oleviin normaalin kävelyn viitearvoihin. Näin saatua normaalin kävelyn mallia on mahdollista käyttää vertailukohtana potilaiden kävelyanalyysoinnin tehtäessä.

Tutkimus toteutetaan yhteistyössä Fujitsu Finland Oy:n ja Tampereen Ammattikorkeakoulun kanssa. Tähän tutkimukseen pyritään saamaan mukaan vähintään 30 ja enintään 60 henkilöä. Mittaukset tehdään syksyn 2020 aikana Tampereella. Mittaukseen kuuluu esitieto- ja suostumuslomakkeen täyttäminen

sekä lyhyt kävelyn mittaustapahtuma, jossa kävellään 10m + 10m + 10m sekä kengät jalassa että ilman kenkiä. Tämä tiedote kuvaa tutkimusta ja siihen osallistumista. Liitteessä on kerrottu henkilötietojen käsittelystä.

2 Tutkittavien oikeudet

Tutkimukseen osallistuminen on täysin vapaaehtoista. Osallistuvalla henkilöllä on tutkimuksen aikana oikeus kieltäytyä mittauksista tai vastaamasta kyselyn kysymyksiin ja keskeyttää tutkimukseen osallistumisen missä vaiheessa tahansa syytä ilmoittamatta ja ilman, että siitä aiheutuu hänelle mitään seuraamuksia. Tutkimuksen järjestelyt, tulosten käsittely ja raportointi ovat luottamuksellisia. Tutkimuksesta saatavat henkilötiedot tulevat ainoastaan tutkijoiden käyttöön ja ne tuhotaan tutkimuksen valmistuttua. Tulokset julkaistaan tutkimusraportissa siten, ettei yksittäistä tutkittavaa voi tunnistaa. Tutkimushenkilöllä on oikeus saada lisätietoa tutkimuksesta tutkimusryhmän jäseniltä missä vaiheessa tahansa.

3 Tutkimuksen kulku

Tietoa tutkittavan henkilön taustatiedoista kerätään ensin kyselylomakkeella, jossa pyydetään henkilön tiedot. Henkilöä pyydetään ilmoittamaan, esiintyykö hänellä kävelyn poikkeavuutena ilmentyviä terveydellisiä tekijöitä (kyllä/ei). Tämän jälkeen tutkittavalle suoritetaan kävelyn mittaus. Kävelyä tutkitaan viisaalisesti mittauksen aikana selkeiden kävelyn poikkeavuuksien tunnistamista varten.

Tutkimukseen osallistuvaa henkilöä koskevat tutkimuksen menetelmät:

1. Henkilön tietojen mittaus ja kirjaaminen
 - a. Mitataan tutkimushenkilön pituus ja paino
2. Henkilön lyhyt haastattelu esitietolomakkeen täyttämisen yhteydessä
 - a. Esiintyykö henkilöllä terveydellisiä tekijöitä, jotka voivat vaikuttaa kävelyyn? (Kyllä tai ei)
3. Henkilön kävelyn mittaus tutkimuksessa käytettävällä järjestelmällä

Kävelyn mittausmenetelmä on kuvattu tarkemmin alla.

- 1) Henkilön tietojen mittaus ja kirjaaminen.** Henkilön tiedoista kirjataan nimi, sukupuoli, ikä ja sähköpostiosoite. Lisäksi mitataan henkilön pituus ja paino, jotka kirjataan myös henkilötietoihin.

Ennen kyselylomakkeen täyttämistä henkilölle tiedotetaan tutkimuksen tarkoituksesta, tutkimuksen etenemisestä ja menetelmistä sekä tutkittavan henkilön oikeuksista. Henkilöllä on tässä tilanteessa mahdollisuus kysyä tutkimukseen liittyviä kysymyksiä.

- 2) Henkilön lyhyt haastattelu/kysely täytettävän tietolomakkeen osana.** Osana henkilötietojen kyselylomaketta pyydetään henkilöä ilmoittamaan, esiintyykö hänellä terveydellisiä tekijöitä, jotka voivat vaikuttaa hänen kävelyynsä. Näitä ovat esim. loukkaantumiset ja sairaushistoria tai subjektiiviset tuntemukset kuten kivut tai muut kävelyssä ilmenevät epänormaali tuntemukset. Näihin tietoihin pyydetään vastaamaan joko kyllä tai sen mukaan, esiintyykö näitä tekijöitä. Tietojen tarkoituksena on arvioida, kuuluuko henkilö tutkimuksen perusjoukkoon, eli terveisiin ja oletettavasti normaalisti käveleviin henkilöihin.

- 3) Suoritetaan henkilön kävelyn mittaus tutkimuksessa käytettävällä järjestelmällä. Henkilön kävelyn liikeratoja mitataan tutkimuksessa käytettävällä Fujitsun KIDUKU Walking Monitoring -järjestelmällä. (Kuvattu tarkemmin alla) Mittausta varten henkilö kävelee kaksi kertaa 10m + 10m + 10 m matkan. Molemmat kävelysuoritukset mitataan.

Tutkija kiinnittää järjestelmän sensorit tutkimushenkilön nilkan yläpuolelle, säären ulkoreunalle. Mittaus suoritetaan ensin kengät jalassa ja sen jälkeen uudestaan ilman kenkiä. Tutkija antaa henkilölle merkin, kun mittaus voi alkaa ja henkilö voi aloittaa kävelyn. Henkilöltä otetaan 2 erillistä mittausta, jotka kumpikin koostuvat 10m + 10m + 10m pituisesta matkasta. Toisen mittauksen päätyttyä tutkija ottaa valokuvan sensorien asennosta nilkassa niin, että kuvassa näkyy vain sensori ja nilkka. Tämän jälkeen sensorit otetaan pois nilkoista ja mittaustapahtuma on ohi.

Tutkimustapahtuman yhteydessä noudatetaan huolellisesti varotoimenpiteitä valloilla olevan viruspandemian suhteen viranomaissuosituksen (THL ja opetus- ja kulttuuriministeriö) mukaisesti.

Mittausjärjestelmä (Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring)

Mittauksessa käytettävä järjestelmä Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring mittaa nilkkaan asennettavien sensorien (kuva 1) avulla jalan kolmiulotteista liikettä kävelyn aikana. Se mittaa kulmanopeuden muutosta kolmella liikeakselilla. Esimerkki mittauksen tuloksena saatavasta datasta löytyy kuvasta 2.



Kuva 35. Sensorit asennetaan molempien nilkkojen yläpuolelle



Kuva 36. Esimerkki mittauslaitteen tuottamasta datasta kävelyn aikana

Lisätietoa laitteesta löytyy: <https://www.fujitsu.com/fi/solutions/julkishallinto/terveydenhuolto/walking-monitoring/index.html>

4 Tutkimukseen liittyvät mahdolliset haitat ja epämukavuudet tutkittaville ja vakuutukset

Mittaustilanteessa koehenkilön nilkkaan asetetaan elastisella kiinnitysnauhalla muovikoteloitu pieni sensori. Mittaustilanne on lyhyt ja sensori on kiinnitettynä jalkaan joitain minuutteja. Tämän vuoksi sensorista tai sen kiinnityshihnasta ei oleteta koituvan suurta epämukavuutta tai haittaa tutkittavalle.

Koehenkilö kävelee mittauksen aikana selkeässä ja tasaisessa ympäristössä luonnollista vauhtia lyhyen matkan. Tutkimukseen haetaan oletettavasti terveitä henkilöitä, joten lyhyen kävelymatkan suorittamisen ei odoteta tässä tapauksessa aiheuttavan epämukavuutta tai vaaratilanteita.

TAMK:n opiskelijat ja henkilöstö on vakuutettu TAMK:n puolesta. Organisaation ulkopuolelta tulevat henkilöt osallistuvat tutkimukseen omalla vastuulla tai oman vakuutuksen turvaamana.

5 Tutkimustuloksista tiedottaminen ja tutkimustulokset

Tutkimuksen jälkeen koehenkilö saa lyhyen suullisen palautteen kävelyn mittauksen onnistumisesta. Opinnäytetyön tulosten valmistuessa toimitetaan haluttaessa sähköpostitse palaute, jossa on tutkimus-henkilön mittauksesta saatu tulos sekä koko tutkimusotannan keskimääräinen tulos, joita voi verrata keskenään. Tulosten arvioitu valmistumisaika on tammikuu 2021. Tutkimuksen tuloksista valmistuu raportti (opinnäytetyö), jossa kuvataan tutkimusotannasta saatuja tuloksia kokonaisuutena ja peilataan saatuja tuloksia kävelyn teoriaan. Opinnäytetyö on suomenkielinen ja kaikkien saatavilla Theseuksesta.

Lisätietoja tutkimuksesta:

Saku Suominen saku.m.suominen@tuni.fi

Mikko Salminen mikko.v.salminen@tuni.fi

Liite 2. Suostumuslomake opinnäytetyön tutkimukseen

KOEHENKILÖN SUOSTUMUS OSALLISTUMISESTA OPINNÄYTETYÖN TUTKIMUKSEEN

” Normaalin kävelyn viitemalli gyroskooppiin perustuvaan kävelyanalyysijärjestelmään”

Tutkimuksen tarkoitus on mitata koehenkilöiden kävelyä tasaisella alustalla 10m + 10m + 10 m kävelymatkalla Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring-järjestelmällä Tampereen Ammattikorkeakoulun sisätiloissa. Tutkimuksessa otetaan huomioon kansalliset Covid-19 hygieniaohteistukset sekä tapahtumien järjestämiseen liittyvät suositukset. Tutkimuspaikalla on tarjolla käsidesiä ja kertakäyttösuojaimia. Huomioithan Covid-ohjeistukset, etkä saavu oireisena paikalle tai jos olet altistunut koronavirukselle.

Tutkimukseen osallistuessa saat puolueetonta ja luotettavaa tietoa kävelystäsi. Autat myös tutkimuksen avulla kehittämään Walking Monitoring-järjestelmää, jonka avulla voidaan tulevaisuudessa tehostaa asiakkaiden hoitoprosesseja ja mahdollistaa yksilöllisempää hoitoa esimerkiksi fysioterapiassa. Kävely on hyvin keskeinen osa ihmisen toimintakykyä ja tähän tutkimukseen osallistumalla annat tärkeää tietoa lisää kävelyn biomekaniikan ja terveysteknologian tieteenalalle.

Tutkimuksen vastuuhenkilöt ovat perehtyneet Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring-järjestelmän turvalliseen ja huolelliseen käyttöön. Koehenkilö saa tarkan ohjeistuksen ennen kävelyanalyysin suorittamista. Ennen kävelyä koehenkilöltä kerätään henkilötiedot (nimi, ikä ja sukupuoli). Lisäksi mitataan pituus ja paino.

Tietoa koehenkilön kävelystä kerätään ensin kyselylomakkeella, jossa henkilöä pyydetään ilmoittamaan, esiintyykö hänellä kävelyyn vaikuttavia terveydellisiä tekijöitä (kyllä/ei). Kysymyksen tarkoituksena on arvioida, kuuluuko henkilö tutkimuksen perusjoukkoon, eli terveisiin ja oletettavasti normaalisti käveleviin henkilöihin.

TÄYTÄTHÄN YSTÄVÄLLISESTI PAPERIN TOISELLA PUOLELLA OLEVAN KYSELYLOMAKKEEN

KOEHENKILÖN HENKILÖTIEDOT

Nimi:

Sähköposti (jos haluat palautteen mittauksesta):

Ikä:

Sukupuoli: ☐ Nainen☐ Mies

Pituus (cm):

Paino (kg):

Onko sinulla terveydellisiä tekijöitä, jotka voisivat vaikuttaa kävelyysi? (Ei tarvitse mainita tarkkoja terveystietoja, tähän kysymykseen riittää vastaus KYLLÄ TAI EI)

Ei ☐☐ Kyllä

Suostun siihen, että kävelyanalyysini tuloksia käytetään opinnäytetyön tutkimuskäyttöön sekä anonymisoituna aineistona mahdolliseen muuhun tutkimuskäyttöön tietosuojailmoituksessa (liite) mainittujen ehtojen mukaisesti.

Suostun ☐En suostu ☐

Allekirjoituksella vahvistan, että osallistun tutkimukseen ja suostun vapaaehtoisesti tutkittavaksi sekä annan luvan edellä kerrottuihin asioihin

PäiväysKoehenkilön allekirjoitusKoehenkilön nimenselvennysPäiväysTutkijan allekirjoitusTutkijan nimenselvennys

Liite 3. Tutkimusprotokolla

Protokolla tutkimusotannan koehenkilöiden kävelymittauksille

Saku Suominen & Mikko Salminen Hyvinvointiteknologian koulutusohjelma (YAMK)

Normaalin kävelyn viitemalli gyroskooppiin perustuvaan kävelyanalyyysijärjestelmään

Tutkimuspaikka: Tampereen Ammattikorkeakoulu, Kuntokatu 3

Yhden koehenkilön tutkimusotanta kestää noin 15–20 minuuttia

Koehenkilön saapuminen:

1. Koehenkilö saapuu paikalle → Tutustuu ja täyttää etukäteen esitietolomakkeet (Tiedote & tietosuoja + henkilötiedot & terveydentila) luokkatilan ulkopuolella käytävällä = Suostumus tutkimukseen
2. Koehenkilön saapuessa luokkatilaan kerrotaan lyhyesti tutkimuksen aihe, tarkoitus ja tutkimusotannan perusteet sekä lyhyesti koehenkilön oikeudet. Henkilö voi kysyä tutkimukseen liittyviä kysymyksiä
3. Esitieto lomakkeet tarkistetaan → paino ja pituus mitataan luokkatilassa (digitaalinen mittaus)
4. Esitietojen ollessa valmiina → kiinnitetään sensorien nilkkaremmat valmiiksi koehenkilölle

Koehenkilön kävelytestin toteutus

1. Vastaavat tutkijat Saku tai Mikko ohjeistavat kävelytestin läpikulun koehenkilölle → mallikävely
2. Koehenkilö saa vapaasti harjoitella ennen kävelytestiä läpikulun
3. Ohjataan koehenkilö aloituspaikalle → Sensoreiden yhdistys puhelimeen
4. Sensorit yhdistetty puhelimeen → ohjeistetaan koehenkilö aloittamaan kävely
5. Koehenkilö suorittaa kävelytestin → koehenkilö suorittaa kävelytestin kengät jalassa
6. Koehenkilön säärestä ja sensoreiden asennosta otetaan kuva puhelimella testin lopussa koehenkilön pysähtymisen jälkeen. Otetaan kuva myös käytetystä kävelykengästä
7. Täytettyyn lomakkeeseen merkitään huomiot kävelystä sekä ajankohta, jolloin mittaus tehtiin. Tämän jälkeen kuvataan henkilötietolomake, jotta otetut kuvat pystytään yhdistämään koehenkilöön

Koehenkilön kävelytestin palaute ja lopetus

1. Annetaan lyhyt suullinen palaute koehenkilölle
2. Kerrotaan, että tuloksien valmistuessa lähetämme henkilökohtaisen kävelytestin tuloksen koehenkilölle, mikäli koehenkilö on jättänyt esitietolomakkeeseen sähköpostiosoitteen
3. Kiitos osallistumisesta

Liite 4. Opinnäytetyön tutkimuksen intra-ilmoitus

HAETAAN AIKUISIA KOEHENKILÖITÄ OPINNÄYTETYÖNÄ TEHTÄVÄÄN KÄVELYTUTKIMUKSEEN TAMPEREEN AMMATTIKORKEAKOULULLE 2-3.11.2020!

Opinnäytetyön nimi: Normaalin kävelyn viitemalli gyroskooppiin perustuvaan kävelyanalyysijärjestelmään

Opinnäytetyön tutkimuksen vastuhenkilöt: Mikko Salminen & Saku Suominen, Hyvinvointiteknologian ylempi tutkinto-ohjelma, Tampereen Ammattikorkeakoulu

Tutkimuspaikka: Tampereen Ammattikorkeakoulu, Pääkampus, Kuntokatu 3, luokkatila B4-25 (B-rakennus, 4 krs.)

Ajankohta: 2-3.11.2020 klo 08–20

Koehenkilöt, joita etsitään tutkimukseen: Aikuiset, jotka eivät koe itsellään olevan mitään terveydellisiä ongelmia tai ei ole diagnosoitu mitään sairautta, joka vaikuttaa kävelyyn.

Huomioitavaa: Tutkimuksessa otetaan huomioon kansalliset Covid-19 hygieniaoheistukset sekä tapahtumien järjestämiseen liittyvät suositukset. Koehenkilöiden tutkimukset aikataulutetaan 15–20 minuutin välein. Ilmoitathan ystävällisesti sähköpostitse osoitteeseen saku.m.suominen@tuni.fi osallistumisestasi ja aikatoiveesi tutkimukselle, niin varataan sinulle sopiva aika.

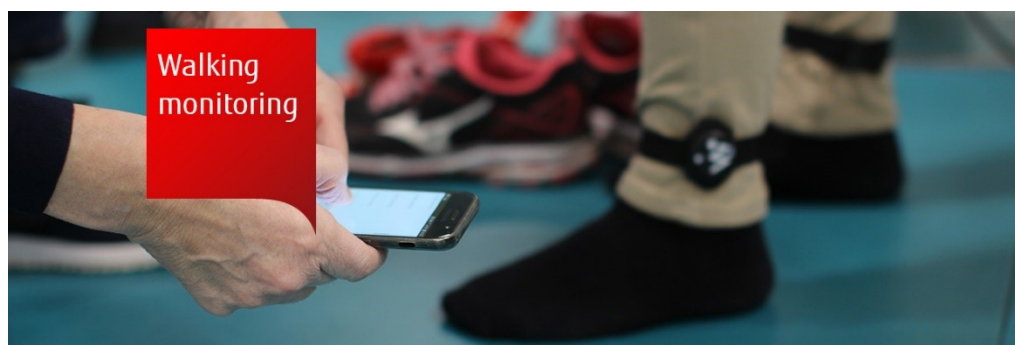
Tutkimuksessa testataan koehenkilöiden kävelyä tasaisella alustalla 10 + 10 + 10 metriä kävelymatkalla kengät jalassa sekä ilman kenkiä Fujitsu KIDUKU Walking Monitoring-järjestelmällä Tampereen Ammattikorkeakoulun sisätiloissa. Opinnäytetyön tutkimuksella haetaan tietoa siitä, miten terveet aikuiset ihmiset kävelevät. Tutkimukseen haetaan siksi erityisesti 18+ vuotiaita koehenkilöitä, joiden kävelyssä ei ole havaittavissa merkittäviä poikkeamia.

Mittaus suoritetaan kahdella nilkkoihin asetettavalla sensorilla. Ennen kävelyä koehenkilöltä kerätään henkilötiedot (nimi, syntymävuosi ja sukupuoli). Lisäksi mitataan pituus ja paino, sekä pyydetään ilmoittamaan, esiintyykö henkilöllä kävelyyn vaikuttavia terveydellisiä tekijöitä (kyllä/ei). Tarkkoja terveystietoja ei kerätä. Tutkimuksessa käytetään koehenkilön omia kävelyyä soveltuvia kenkiä (esim. tennarit, sisäpelikengät tms.) ja housuja, jotka eivät rajoita kävelyn liikeratoja mainittavasti.

Tutkimukseen osallistuessa saat puolueetonta ja luotettavaa tietoa kävelystäsi. Kävely on hyvin keskeinen osa ihmisen toimintakykyä ja tähän tutkimukseen osallistumalla tuot tärkeää tietoa lisää kävelyn biomekaniikan osalta sekä terveystieteiden- ja teknologian tieteenalalle.

Koehenkilöiden henkilötietoja ei tulla julkaisemaan missään julkisesti ja ne hävitetään tutkimuksen jälkeen. Lisätietoja tutkimuksesta sähköpostilla mikko.v.salminen@tuni.fi ja saku.m.suominen@tuni.fi.

Lämpimästi tervetuloa!



(Fujitsu Finland 2020.)