



Miia Pakkanen

# Toimintamalli diabeetikoiden plantaaristen paineiden mittaamiseen

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Jalkaterapia

Jalkaterapian tutkinto-ohjelma

Opinnäytetyö

20.12.2021

Tekijä	Miia Pakkanen
Otsikko	Toimintamalli diabeetikoiden plantaaristen paineiden mittaamiseen
Sivumäärä	48 sivua + 2 liitettä
Aika	20.12.2021
Tutkinto	Jalkaterapeutti
Tutkinto-ohjelma	Jalkaterapian tutkinto- ohjelma
Ohjaajat	Matti Kantola, Jalkaterapian lehtori Anu Valtonen, Fysioterapian yliopettaja
<p>Diabeteksen aineenvaihdunnalliset vaikutukset johtavat usein jalkaterän plantaarisen kuorituksen epätasaisuuteen. Yhdessä aineenvaihdunnan häiriöiden kanssa seurauksena on usein haavaumia, joita pyritään estämään plantaarista painetta tasaavilla, yksilöllisillä jalkineratkaisuilla. Opinnäytetyön tarkoituksena oli luoda toimintamalli diabeetikoiden plantaaristen paineiden mittaamiseen jalkineen sisään asetettavilla, sensorisilla pohjallisilla. Opinnäytetyö on monimuotoinen kehittämistyö. Tavoitteena oli toimintamallin avulla mahdollistaa diabeetikkojen yksilöllisten jalkineratkaisujen ominaisuuksien objektiivinen arviointi ja optimointi. Opinnäytetyön yhteistyökumppanina oli Respecta Oy.</p> <p>Kehittämistyön teoreettinen viitekehys koostuu tutkimuksista, joissa jalkapohjan paineja-kaumaa lukevaa laitteistoa käytettiin luotettavasti diabeetikoiden plantaarisen paineja-kauman arvioinnissa, sekä tutkimuksista, joiden tuloksilla varmistettiin toimintamallin osalualueiden luotettavuus. Katsauksessa keskityttiin siis, sekä substanssi- että, menetelmäkirjallisuuteen. Sisällönanalyysi tehtiin aineistolähtöisesti.</p> <p>Opinnäytetyön tuotoksena syntyi plantaarisen paineen mittaamisen toimintamalli. Toimintamallissa määritellään muun muassa tilavaatimukset, kävelyradan ominaisuudet ja -pituus, kävelyn protokolla ja kävelynopeus. Lisäksi yleisimmät mitattavat määreet käsitellään. Kävelynopeuden ja askelpituuden monitorointi vaativat mittaajalta eniten reaaliaikaista huomiota mittauksen aikana. Asiakkaan askelpituudesta riippuen kävelyradan pituutta saatetaan joutua muuttamaan toimintamallissa vaaditun askelmääreen mukaisesti. Mittaajan on etukäteen tarpeellista perehtyä yksityiskohtaisesti käytetyn välineistön ominaisuuksiin ja toimintaan.</p> <p>Opinnäytetyön pohjalta laaditun toimintamallin myötä alan toimijoiden on mahdollista sisällyttää jalkineratkaisujen arviointiin ja valmistukseen luotettava, numeerinen varmistus, sekä kevennysratkaisujen vaikutusten ja pysyvyyden seuranta. Toimintamallissa käytetyn lineaarisen kävelyradan rinnalle olisi jatkossa suotavaa pilotoida kahdeksikon muotoinen kävelyrata helpottamaan tilavaatimuksia mittauksille. Tulevaisuudessa olisi mahdollista keskittyä tarkastelemaan tehtyjen jalkineratkaisujen mittaustulosten arviointia, sekä vertailemaan käytettyjen materiaalien ja kevennysratkaisujen vaikutuksia plantaarisiin paineisiin.</p>	
Avainsanat	plantaarinen paine, diabetes, yksilölliset jalkineratkaisut

Author	Miia Pakkanen
Title	Protocol for measuring plantar pressures on diabetic patients
Number of Pages	48 pages + 2 appendices
Date	20 December 2021
Degree	Podiatrist
Degree Programme	Bachelor of health care (Podiatry)
Instructors	Matti Kantola, Senior Lecturer Anu Valtonen, Principal Lecturer
<p>The aim of this thesis was to create a common protocol for measuring plantar foot pressures on diabetic patients using a wireless plantar foot pressure measuring equipment. Metabolic changes in diabetic patients often result in imbalances in the plantar pressures of the foot. Together with the metabolic effect, this often results in foot ulcers. These changes are prevented with the use of custom- made, pressure relieving orthoses and footwear. The purpose was to gather information about the benefits of measuring plantar pressures on diabetic patients and, also examine how these measurements should be carried out in relation to their accuracy and reliability. The aim of the protocol was to enable the objective evaluation and optimization of customized footwear and orthoses for diabetic patients. This thesis was commissioned by Respecta Oy.</p> <p>The theoretical reference framework consists of studies on which plantar foot pressure measurements were reliably utilized in the assessment of plantar foot loading. In addition, the results of other studies were used to ensure the reliability of the protocol. The literature review consists of substance- and method literature. The content analysis was data driven.</p> <p>The protocol for plantar foot pressure measuring was created based on this thesis. The protocol defines e.g., the space requirements for the measuring process, the special features of the walkway and its length, walking protocols and walking speed. Specification for the most commonly used measurement values were given. Monitoring of the walking speed and step length demand the most real- time observation and modification during measuring. Due to the client's step length, it might be required to modify the walkway length in accordance with the required number of steps. The measurers should familiarize themselves with the attributes and function of the used equipment beforehand.</p> <p>With the protocol it is possible for the professionals to include plantar foot pressure measurements as a reliable and numerical tool in manufacturing and evaluating individual footwear and orthoses regarding their pressure reduction rate and stability. In the future it would be favorable to pilot and compare a figure eight- shaped walkway with the linear walkway, mainly to ease the space requirements caused by the linear walkway. The next step in plantar foot pressure measurements would be focusing on the interpretation of the obtained results as well as comparing different material impacts on the obtained pressures.</p>	
Keywords	plantar pressure, diabetes, custom- made footwear

## Sisällys

1	Johdanto	1
2	Opinnäytetyön tavoite, tarkoitus ja tehtävät	2
2.1	Aineistonkeruu ja -analyysi	2
2.2	Kehittämistyön eettisyys ja luotettavuus	3
3	Plantaarisen paineen mittaaminen	4
3.1	Käsitteistö	6
3.2	Plantaarisen paineen mittaukset, dynaamisella välineistöllä	8
3.3	Medilogic- dynaaminen plantaaripaineen mittausjärjestelmä	17
3.3.1	Mittausvälineistön luotettavuus, sekä tulosten vertailtavuus suhteessa muihin dynaamisen plantaarisen paineen mittausjärjestelmiin	18
3.3.2	Resistiivisen sensorijärjestelmän sudenkuopat mittaamisessa	19
3.3.3	Masking eli aluejako	20
3.3.4	Staattinen vai dynaaminen paine	20
4	Plantaaripainemittauksen toimintamalli	21
4.1	Kontraindikaatiot plantaaripaineen mittaukselle	21
4.2	Turvallisuus	21
4.3	Mitattava matka ja tilavaatimukset	22
4.4	Mitattava matka ja askelmittausprotokolla	24
4.5	Kävelynopeus mittauksissa	26
4.5.1	Tutkittavalle ominainen vai valittu nopeus?	27
4.5.2	Asiakas mittaustilanteessa	28
4.6	Kävelyn laatu diabeetikoilla	29
4.7	Jalkine- ja sukkavalinta	29
4.8	Kehon painon vaikutus tuloksiin	30
4.9	Mitä mitataan	30
4.9.1	Kynnysarvot, riittävät kevennysprosentit	32
4.9.2	Viereisten kudosten kuormitus	35
4.10	Kirjaaminen	36
5	Pohdinta	37
	Lähteet	41
	Plantaaripaineiden mittaamisen toimintamalli	1
	Esimerkkilomake kirjaamiseen	1
	Liitteet	

Liite 1. Plantaaripaineiden mittaamisen toimintamalli

Liite 2. Esimerkkilomake kirjaamiseen

# 1 Johdanto

Diabetes sairautena kasvattaa merkittävästi alaraajakomplikaatioiden esiintyvyyttä ja 34 prosentilla diabeetikoista esiintyy alaraajakomplikaatioita, kuten neuropatiaa, haavauma tai amputaatio (Zhang & Lazzarini & McPhail & van Netten & Armstrong & Pacella 2020: 965). Neuropatian aiheuttamien muutosten jalkaterän asennossa ja sensoriikassa, tiedetään johtavan jalkaterän painejakauman epätasaisuuteen (Payne & Turner & Miller 2002: 280).

Diabeetikoiden alaraajakomplikaatioiden ehkäisemiseen ja haavautumien uusiutumisen estämiseen suositellaan erikoisjalkineiden tai yksilöllisten tukipohjallisten käyttöä, joiden riittävä plantaariaineita keventävä vaikutus on todettu dynaamisilla mittauksilla (Bus & Lavery & Monteiro Soares & Rasmussen & Raspovic & Sacco & van Netten 2020: 7). Diabeettisen neuropatian vaikutus jalkaterän suojatuntoon luo haasteita yksilöllisten tukipohjallisten vaikutusten arviointiin, johtuen diabeetikon kyvyttömyydestä tuntea epä-mukavuutta tai kipua, tai aistia jalkaterän asentoa. Täten, myös jalkapohjaan kohdistuvien paineiden aistiminen vaikeutuu ja muuttuu epäluotettavaksi. (Bus & Haspels & Busch- Westbroek 2011: 1595.)

Plantaaristen paineiden mittauksella yksilöllisten tukipohjallisten valmistuksessa saavutetaan ajallista, laadullista ja taloudellista hyötyä, sekä vähennetään alaraajakomplikaatioiden riskiä diabeetikoilla (Bus 2011:1597). Mittaukset tarjoavat objektiivista ja välitöntä palautetta, sekä pohjallisen valmistajalle, että asiakkaalle.

Opinnäytetyön tarkoituksena on luoda toimintamalli yksilöllisten tukipohjallisten vaikutusten arviointiin käyttäen dynaamista plantaariainemittauslaitteistoa. Tavoitteena on tarjota yksilöllisiä tukipohjallisia valmistaville ammattilaisille toistettavissa oleva ja vertailukelpoisia tuloksia tarjoavan toimintamallin kautta väline yksilöllisten tukipohjallisten tarkoituksenmukaisuuden arviointiin suhteessa haluttuihin ominaisuuksiin ja jalkaterän plantaarista painetta tasaavaan vaikutukseen varsinkin asiakkailta, joille tukipohjallisten oma- arviointi tuottaa hankaluuksia. Aktiivinen, pohjallisprosessiin integroitu plantaari-painemittaus tarjoaisi tietoa myös jalkine- ja pohjallisvalmistajille (Bus 2011: 1595). Kootun toimintamallin käytettävyys arvioidaan yhteistyökumppanin toimesta.

## 2 Opinnäytetyön tavoite, tarkoitus ja tehtävät

Opinnäytetyön tarkoituksena on luoda toimintamalli plantaaristen paineiden mittaamiseen dynaamista plantaaripaineen mittaustaitteistoa hyödyntäen. Opinnäytetyön toimintamallissa tarkasteltavaksi välineistöksi valittiin Medilogic, mutta opinnäytetyön sisältö tarkastelee plantaarisen paineen mittaamisen toimintamallin osa-alueita soveltuen mille tahansa välineistölle. Opinnäytetyö on monimuotoinen kehittämistyö. Kehittämistyön tehtävänä on kartoittaa plantaarisen painemittauksen hyötyjä diabeetikoilla sekä selvittää, miten mittaukset tulee suorittaa, jotta saadut tulokset ovat luotettavia. Kehittämistyössä hyödynnetään aiempia tutkimuksia, joissa jalkapohjan paineja-kaumaa lukevaa taitteistoa on käytetty luotettavasti diabeetikoiden plantaarisen painejakauman arvioinnissa, sekä tutkimuksia, joiden tuloksilla varmistetaan toimintamallin luotettavuus. Tavoitteena on tarjota yksilöllisiä tukipohjallisia valmistaville ammattilaisille toistettavissa oleva ja vertailukelpoisia tuloksia tarjoavan toimintamallin kautta väline yksilöllisten tukipohjallisten tarkoituksenmukaisuuden arviointiin suhteessa haluttuihin ominaisuuksiin ja jalkaterän plantaarista painetta tasaavaan vaikutukseen varsinkin asiakkailta, joille tukipohjallisten oma-arviointi tuottaa hankaluuksia.

Kehittävän tutkimustyön yhteistyökumppani on Respecta Oy. Respecta on Suomen suurin apuvälinepalveluita ja -ratkaisuja tarjoava yritys ja on osa maailmanlaajuisia Ottobock HealthCare- verkostoa. Respectan valikoimaan kuuluu lääkinällisen kuntoutuksen apuvälineitä ja muita yksilöllisiä apuvälineratkaisuja, joiden tarkoituksena on tukea ihmisten toimintakykyä ja ylläpitää hyvää elämänlaatua. Respectan palveluita käytetään laajalti terveydenhuollossa ja kuntoutusaloilla. (Respecta Oy: yritysesittely.n.d.) Opinnäytetyönä tehtyä, kehitystyön tuotosta on tarkoitus hyödyntää diabeetikoiden pohjallisarvioinnissa, sekä pohjallisten kevennysratkaisujen yksilöidyssä optimoinnissa.

### 2.1 Aineistonkeruu ja -analyysi

Toimintamallin luomiseen tehtiin systemaattinen kirjallisuuskatsaus. Kirjallisuuskatsauksessa keskityttiin toimintamallin tarpeellisuuden perusteluihin (subtanssi), sekä tehtyihin tutkimuksiin plantaaripainemittauksista diabeetikoiden pohjallisten valmistuksessa ja/tai arvioinnissa. Kirjallisuuskatsauksessa aineiston keruuseen käytettiin tunnettuja, kansainvälisiä tietokantoja, kuten Cinahl, Pubmed ja ScienceDirect. Hakusanat olivat "plantar pressure diabetic"/ "diabetes", "diabetic neuropathy", " walking

speed”, ” in- shoe plantar pressure”, ”measurement systems”, ”shear stress”, ”adherence”. Kirjallisuuskatsauksessa keskityttiin, sekä subtanssikirjallisuuteen, että menetelmäkirjallisuuteen. Sisällönanalyysi tehtiin aineistolähtöisesti.

Tutkimuksista hyödynnettiin tutkimusten protokollaan liittyviä tekijöitä (menetelmät). Hyödynnettyjen plantaaripaineen mittaukseen keskittyneiden tutkimusten tuli olla tuloksiltaan myönteisiä (vaikuttavuudeltaan parempia kuin perinteinen menetelmä), keskittyä diabeetikoihin ja tarjota hyväksyttäviä, mielellään tutkimuksilla vahvennettuja toimintamalleja plantaarimittausten suorittamiseen. Valituissa tutkimuksissa mittausten tuli olla dynaamisia ja siten myös käytetyn mittauslaitteiston oli oltava langaton tai painelaatalla tehty. Protokollan rakentamisen kannalta epäselvissä tai keskenään ristiriitaisissa tutkimustuloksissa pyrittiin soveltamaan sen tuloksia pohdinnan ja käytettävyyden kautta. Tutkimuksille ei varsinaisesti asetettu ikäkriteerejä. Ilmiöön soveltuvien tutkimusten havaittiin kuitenkin keskittyvän keskimäärin viimeisen kahdenkymmenen vuoden ajalle. Pyrkimys oli kuitenkin käyttää viimeisimpiä tutkimuksia ja niiden tuloksia plantaarisen mittaamisen teknillisen kehityksen vuoksi. Valittujen tutkimusten tarkoituksena oli vastata kysymyksiin:

1. Mikä on plantaaripainemittausten hyöty?
2. Mitä tiedetään plantaaripainemittauksen luotettavuudesta? Mitkä tekijät vaikuttavat plantaarisiin paineisiin, joihin vaikuttamalla saadaan mittauksista luotettavia? Mitkä tekijät laitteistossa itsessään vaikuttavat saatujen painetulosten luotettavuuteen?
3. Millainen on kehitetyn toimintamallin käytettävyys?
4. Kuinka koottua toimintamallia tulee kehittää, jotta sen käytettävyys paranisi, ilman luotettavuuden heikkenemistä?

## 2.2 Kehittämistyön eettisyys ja luotettavuus

Opinnäytetyö ei edellytä eettistä lupaa, sillä kehittävässä tutkimustyössä ei käsitellä henkilötietoja, eikä se edellytä tutkittavia henkilöitä (Tutkimuseettisen neuvottelukunnan julkaisuja 2019: 18.) Kehittävän tutkimustyön tuotoksena syntyvää toimintamallia hyödynnetään käytännössä työelämäyhteistyökumppanin toimesta. Aineistolähtöiseen kir-



jallisuuskatsaukseen valikoituneiden tutkimusten tuli olla julkaistu luotettavassa tietoportaalissa. Tutkimusartikkeleista tuli saada selville tutkimusasetelma, eettinen ennakkoarviointi, tutkimusmenetelmät ja tulosten arvioinnin menetelmät.

### 3 Plantaarisen paineen mittaaminen

Diabeettiset haavaumat ovat monisyisiä ja sisältävät usein, sekä sisäisen, että ulkoisen tekijän. Diabeetikoilla on useimmiten kyse polyneuropatian aiheuttamista hermonjohtumismuutoksista, joiden seurauksena esiintyy puutteita jalkaterien tuntoreseptoinnissa, sekä lihasatrofiaa ja niveljäykkyyksiä (Andersen 2012: 89). Näiden tekijöiden vaikutuksesta jalkaterien asentomuutokset ovat yleisiä, diabeetikko on kykenemätön hallitsemaan jalkateriensä asentoa ja painerasitus kohdistuu vain murto-osalle koko plantaarisesta alueesta (Payne 2002: 281). Haavautumariskin arvioinnissa tulee huomioida yksilön jalkineet, sekä liikkumisen taso, -laatu ja -määrä (Guldmond & Leffers & Sanders & Schaper & Nieman & Walenkamp 2007: 208).

Diabeettisten haavautumapotilaiden varpaiden ja jalkaterän kaaren alueen maksimi plantaaripaineiden ja paineen keston integraaliarvot on todettu suuremmiksi verrattuna terveiden ja haavautumattomien diabeetikkojen plantaaripainearvoihin (Fernando & Crowther & Lazzarini & Sangla & Wearing & Buttner & Golledge 2016: 4–5). Tutkimustulokset ovat osoittaneet korkeiden painearvojen yhteyden haavautuman syntyyn diabeetikoilla (Dechamps & Matricali & Desmet & Roosen & Keijsers & Nobels & Bruyninckx & Staes 2016: 174). Tutkimustulokset paineen keventämisestä diabeetikoiden haavautumien ehkäisyssä ovat osittain ristiriitaisia johtuen luultavasti haavautumien riskitekijöiden moninaisuudesta ja potilaiden hoitoon sitoutumisen asteesta (Bus & Waajiman & Arts & Haart & Busch- Westbroek & Baal & Nollet 2013: 4114). Plantaarisen paineen keventämisellä on kuitenkin tunnustettu rooli diabeetikoiden haavautumariskin vähentämisessä ja se on tekijä, johon voidaan vaikuttaa (Bus 2020: 8). Ulbrecht & Hurley & Mager & Cavanagh tutkimuksessaan vuodelta 2014 tutkivat yksilöllisten ja plantaaripaine- mittauksilla optimoitujen, keventävien tukipohjallisten vaikutusta, päkiän plantaaristen haavautumien uusiutumisen ehkäisemisessä neuropaattisilla diabeetikoilla. Optimoitujen, yksilöllisten pohjallisten tuloksia verrattiin perinteisesti valmistettuihin pohjallisiin suhteessa niiden kykyyn keventää päkiän alueen plantaarisia paineita. Hyödyntämällä pohjallisprosessissa plantaaripainemittausarvoja saavutettiin perinteistä pohjallistekoprosessia parempia tuloksia haavautumien ennaltaehkäisyssä ja varsinkin

jalkaterän etuosan keventämisessä. (Ullbrecht & Hurley & Mauger & Cavanagh 2014: 1986.)

Diabeetikoiden pohjallishoidossa keskitytään liiallisen, plantaarisen kudospaineen siirtoon ja jakamiseen laajemmalle pinta- alalle (Ko & Hughes & Lewis 2010: 30). Pohjallisten vaikuttavuutta plantaariseen paineeseen diabeetikoilla on perinteisesti arvioitu vain pohjallisten käytön kautta. Jos pohjalliset eivät asiakkaan käytössä aiheuta painaumia tai ihorikkoa, niiden voidaan sanoa vähentäneen painetta alueella. (Bus 2011: 1595.) Arvioihin perustuvalla valmistusmetodilla ei kuitenkaan tiedetä, onko pohjallisten kevennysvaikutus riittävä, mihin suuntaan ja missä määrin paine siirtyy viereisille kudoksille tai kuinka suuren haavautumariskin asiakas ottaa testi- käyttäessään uusia pohjallisia. Asiakkaalle ei myöskään jää mitään konkreettista, numeerista vaikutinta, jolla parantaa hoitoon osallistumista ja parantaa hoitomyönteisyyttä. Yksilöllisyys tulisi ottaa huomioon pohjallisvalmistuksessa ja – arvioinnissa kahdella tavalla. Yksilöllisyys asiakkaissa, siten, vaikka asiakkailla olisi sama vaiva ja heille tehtäisiin identtiset kevennysratkaisut pohjallisiin, olisi niiden kevennysvaikutus silti yksilöllinen ja määrällään, sekä laajuudeltaan vaihteleva (Bus 2011: 1597). Toiseksi konservatiivinen, pelkkään ammattilaisen arvioon ja taitoihin perustuva valmistusmetodi vaikuttaa tukipohjallisten soveltuvuuteen ja kevennysvaikutuksiin tekijänsä ja tämän ammattitaidon kautta. Paineen jakautumisen silmämääräinen arviointi ei myöskään kykene havainnoimaan, joissain tapauksissa melko epärationaalisiaakin paineen kasautumia (Waajiman & Arts & Haspels & Busch- Westbroek & Nollet & Bus 2012:70). Pohjallisten kevennyksissä käytettävillä peloteilla voi, riippuen sijoituspaikastaan, jopa lisätä kevennettävän alueen plantaarista painetta (Hastings & Mueller & Pilgram & Lott & Commean & Johnson 2007: 84). Tutkimuksissa, keventävien lisäysten sijoittelussa optimaalisen kevennysvaikutuksen aikaansaamiseksi voidaan havaita merkittäviä eroavaisuuksia (Martinez- Santos & Preece & Nester 2019: 7). Tämä tukisi osaltaan plantaarisen paineen mittaustulosten hyödyntämistä keventävien lisäysten optimaalisessa sijoittamisessa. Tutkimusasetelmassa vuodelta 2008 saavutettiin vaikuttavuudeltaan parempia tuloksia plantaaripainelukemien avulla valmistetuilla jalkaterän etuosan keventämiseen tähdänneillä pohjallisilla kuin verrokkipohjallisilla, jotka tehtiin perinteisellä valmistusmetodilla (Owings & Woerner & Frampton & Cavanagh & Botek 2008: 840). Plantaaripainearvoilla täydennetyllä pohjallisten vaikuttavuuden arvioinnilla päästään todistetusti suurempiin kevennysvaikutuksiin, sekä voidaan pidentää saavutetun kevennysvaikutuksen kestoa pohjallisissa (Waajiman 2012: 1547–1548).

Plantaaripaine- mittausten käyttö pohjallisten arviointivälineenä vaatii kuten mikä tahansa muukin mittaustapa, tutkimusnäyttöön perustuvan mittaustoimintaohjeen,

jonka avulla taataan saatujen tulosten luotettavuus, sekä niiden keskinäinen vertailtavuus. Lisäksi toimintamallin pohjalta tehtyjen mittauksien arviointiin ja analysointiin tarvitaan näyttöön perustuvaa pohjatietoa diabeettisten haavautumien esiintymisen yhteydestä plantaarisiin paineisiin. Luotettavalla toimintamallilla plantaaristen paineiden mittauksesta saadaan totuudenmukaista ja käyttöturvallista tietoa tueksi hoidon vaikuttavuuden arviointiin. (Rogers & Morrison & Gorst & Paton & Freeman & Marsden & Cramp 2020: 2.)

Plantaaristen paineiden mittauksiin keskittyviä- tai niiden tuloksia hyödyntäviä tutkimuksia on viimeisen kahdenkymmenen vuoden aikana tehty kiihtyvään tahtiin. Kuitenkin erinäisten tutkimuksien tulosten keskinäinen vertailtavuus on vaikeaa, ellei mahdotonta erilaisten välineistöjen, protokollien ja variaabelien vuoksi. (Giacomozzi 2011: 260.) Yhdenäisen toimintamallin noudattaminen helpottaa saatujen tulosten arviointia, sekä antaa tarvittavat käyttötiedot niillekin käyttäjille, jotka eivät ole aiemmin kyseisiä välineistöjä käyttäneet.

### 3.1 Käsitteistö

*Yhden askeleen mittausprotokolla-* Askelmittausprotokolla, jossa mitataan ensimmäisen liikkeelle lähdön askel. Mitataan molemmilta jaloilta erikseen. (Bus & Lange 2005: 894.)

*Kahden askeleen mittausprotokolla-* Askelmittausprotokolla, jossa mitataan paikaltaan lähtevän toinen askel. Mitataan molemmilta jaloilta erikseen. (Bus & Lange 2005: 894.)

*Kolmen askeleen mittausprotokolla-* Askelmittausprotokolla, jossa mitataan tutkittavan kolmas askel. Mitataan molemmilta jaloilta erikseen. (Bus & Lange 2005: 894.)

*Midgate- kävelyprotokolla-* Keskikävelyn mittausprotokolla, jossa mittauksessa jätetään huomioimatta kävelyn kiihdytys ja jarrutusaskeleet. Muut, lineaarisen kävelyn askeleet mitataan. (Bus & Lange 2005: 892.)

Plantaarinen paine- Jalkapohjaan kohdistuva paine muodostuu pystysuoran, maan painovoiman vaikutuksesta maakontaktissa oleviin alueisiin/kudoksiin (Ko 2010: 30).

Centre of pressure- Kävelyn analysoinnin väline. Mittaa plantaarisen alueen paineen kehitystä, johon kontaktivoima (GRF) kohdistuu. Muodostaa lineaarin, kontaktivoiman etenemisestä jalkapohjassa keskikudokseen aikana. Paineen muutokset askelsyklissä

paljastavat paljon askelsyklin laadusta. (Giacomozzi & Caselli & Macellari & Giurato & Lardieri & Uccioli 2002: 1451.)

Maksimaalinen, plantaarinen paine (peak pressure) - Suurin, mittauksen aikana, yksittäisen sensorin mittaama painearvo jalkapohjassa. Ilmoitetaan kPa tai N/cm<sup>2</sup>. (Giacomozzi 2011: 261.)

Plantaarisen paineen keskiarvo (mean pressure) - Mittauksen aikana sensorien yksittäisten painelukemien keskiarvo. Keskiarvo voi olla koko mittauksen ajalta tai yksittäisen sensorin paineistuksen ajalta. (Giacomozzi 2011: 261.)

Force time integral (FTI) tai impulssi - Voiman integraali. Ilmaistaan Newtonina. Ilmaisee voimalle vaikuttuvan alueen ajallista kehitystä. Ilmaistaan paine (N) tai prosentuaalinen paine kertaa aika (s). Riippuvainen näytteenottotaajuudesta ja käytetyistä algoritmeista. (Giacomozzi 2011: 261.)

Pressure time integral (PTI) - Painearvojen vaihteluväli ja paineen ajallinen kesto yhden askeleen aikana, valitulla jalkaterän alueella. Ilmaistaan paine (kPa/N) kertaa aika (s). Riippuvainen näytteenottotaajuudesta ja käytetyistä algoritmeista. (Burnfield & Few & Mohamed & Perry 2004: 83; Giacomozzi 2011: 261.)

Kontakti- alue: Ilmoittaa alueen, joka on kontaktissa alustaan. Ilmoitetaan neliösenttimetreinä. Kontaktialueen kehitys ilmaistaan usein graafisina kuvioina. Riippuvainen näytteenottotaajuudesta, sensorikoosta ja välineistöille asetetuista kynnyksarvoista. (Giacomozzi 2011: 261.)

Mittausväli (pressure range) - Alin ja ylin ilmoitettu lukema, jonka välineistö pystyy luotettavasti mittaamaan. Suositeltu välineistön kykenemä kilopascalilukema kävelyn mittaamiseen on 1000kPa. (Razak & Zayegh & Begg & Wahab 2012: 9893.)

Mittausresoluutio- Sensorien tiheys, sensorin koko- Suositeltu: 2–3 mm. Alhainen resoluutio aliarvioi paineita, liian tiheä on tarkka, mutta aiheuttaa häiriöitä. (Giacomozzi 2011: 257.)

Mittautiheys (taajuus)- Ilmoitetaan hertseinä (Hz). Mitä tiheämmin otoksia otetaan, sitä tarkempaa saatu data on. Kävelyyn riittää harvempi mittausväli, kuin juoksuun. Plantaarimittauksiin pohjallisarvioinnissa riittää 60Hz. Juoksuun tarvitaan 200Hz. (Medilogic

pressure measurement manual 2018: 70–71; Razak & Zayegh & Begg & Wahab 2012: 9890–9891.)

F/R Ratio- jalkaterän etuosan suhde takaosaan. Lasketaan maksimaalisista plantaari-painearvoista. Jalkaterän takaosa on 1/3 jalkaterän takaosasta, etuosalla käsitetään jalkaterän varvasosa ja metatarsaalien päät. Lukeman kaksi tai yli kaksi on tutkittu enustavan haavautumariskin kasvua. (Caselli & Pham & Giurini & Armstrong & Veves 2002: 1067–1068.)

Hysteresis- Sensoripohjallisen vaihtelevan paineen alla tapahtuva reaktio mittaustuloksiin, joka ei ole identtinen paineen laskiessa tai noustessa. Vaikuttaa saatuihin mittaustuloksiin. (Razak 2012: 9889.)

”Creep”- Sensorin signaalin väärentymä, joka aikaansaadaan, kun sensori altistetaan paineelle ja /tai lämpötilan nousulle pitkäkestoisesti. Materiaalin ”kuoleentuminen”. (Razak & Zayegh & Begg & Wahab 2012: 9890–9891.)

Resistiivinen sensori- Toinen yleisimmistä, plantaaripainetta mittaavien järjestelmien käyttämistä sensorityypeistä. Perustuu tasaiseen sähkövirtaan, johon syntyy muutoksia, kun sensorit altistuvat paineelle. Paineen kasvu kasvattaa sähkövirtaa. (Giacomozzi 2011: 258; (Medilogic pressure measurement manual 2018: 72.)

Kapasitiivinen sensori- Toinen yleisimmistä, käytetyistä sensorityypeistä. Sähkövirran vaihtelut johtuvat paineen aiheuttamasta pintamateriaalikerrosten paksuuden vaihteluista. (Giacomozzi 2011: 258; Razak 2012: 9892.)

Kalibrointi- Laitteiston huoltotoimenpide, jolla taataan plantaarista painetta mittaavien sensoreiden luotettavuus (Medilogic pressure measurement manual 2018: 72).

### 3.2 Plantaarisen paineen mittaukset, dynaamisella välineistöllä

Käsitellyt tutkimukset on valittu niistä saatavien plantaari-paineen mittaamiskuvauksen ja -toimintamallien perusteella ja niistä kerrotaan vain toimintamalliin hyödynnettävissä olevat tekijät. Alkuasetelma ja lopputulema kerrotaan tutkimuksen uskottavuuden ja soveltuvuuden osoittamiseksi.

Tutkimuksessa vuodelta 2008 tutkittiin yksilöllisten tukipohjallisten kevennysvoimakkuudessa tapahtuvia muutoksia, kun pohjalliset valmistettiin lisäten perinteiseen valmistusmetodiin plantaaripainemittauksilla kerätty tieto jalkapohjaan vaikuttavista paineista. Tutkimuksessa oltiin erityisen kiinnostuneita metatarsaalialueen keventämisestä. Tutkimusasetelmasta, johtuen, plantaaripaineet mitattiin ennen pohjallisten valmistusta, sekä sen jälkeen, valmistetuilla pohjallisilla. Tutkimuksessa mitattiin 20 diabeetikon plantaaripaineita, joista kymmenellä oli sensorisia tuntopuutoksia jalkaterissä. Kaikilla tutkittavilla oli havaittuja, paineen kasautuma-alueita jalkapohjissaan. (Owings 2008: 839–840.)

Eksklusiokriteerejä olivat liian pieni tai suuri kengänkoko, itsenäiseen kävelyyn kykenemättömyys kymmenen metrin matkalla, sekä haavautuma. Tutkittavilta kerättiin kattavasti esitietoja: aiemmat amputaatiot ja haavautumat, jalkaterän asentomuutokset, kovettumat ja haavautuman alut, sekä ihon kunto. Lisäksi suojatunto testattiin 10 g monofilamenttitutkimuksella, jossa testattiin tunto seuraavilta alueilta: 1. varvas, 1. mtp, 5. mtp, lateraalinen kaari ja kantapää. Tutkittavia pyydettiin myös arvioimaan omaa liikku-  
misen määräänsä. (Owings 2008: 840.)

Tutkimuksen ensimmäiseen plantaaripainemittaukseen käytettiin painelevymittausta ja ainoastaan tutkittavan ensimmäinen askel otettiin mukaan aineistoon. Molemmista jaloista kerättiin yhden askeleen protokollalla viisi askelta levyille. Ensimmäisellä mittauskerralla tutkittavat kävelivät paljain jaloin ja toisella mittauskerralla heille annettiin ortopediset valmisjalkineet ja lisäksi plantaaripaineet mitattiin jäykkäpohjaisilla keinukengillä. Toiseen plantaaripaineiden mittaukseen hyödynnettiin langatonta, sensorista pohjallisjärjestelmää. Jokaisen tutkittavan plantaaripaineet mitattiin kolmella testipohjallisella, joista yksi pari oli tehty plantaaripainelukemia hyödyntäen. Pohjalliset olivat suorassa ihokontaktissa tutkittavaan. Tutkittavat kävelivät 20 metriä pitkää kävelyrataa niin kauan, että noin 30–40 askelta molemmista jaloista saatiin kerättyä. (Owings 2008: 840–841.)

Ennen plantaaripaineiden mittausta tutkimuksessa määritettiin jokaiselle tutkittavalle ominainen kävelyvauhti. Tämä tapahtui 20 metriä pitkällä kävelyradalla, jonka tutkittava käveli kolme kertaa. Plantaaripainemittauksissa tuloksen katsottiin olevan validi, jos tutkittavan kävelynopeus vaihteli korkeintaan 10 prosenttia ominaisesta kävelynopeudesta. (Owings 2008: 841.)

Kiinnostuksen kohteiden raja- arvoksi asetettiin 450 kPa paineen ylittävät alueet. Mittaustuloksista muodostettiin keskiarvo molemmalle jalalle. Jalkaterän alueet jaettiin algoritmin avulla tutkimusasetelman mukaisesti mtp- alueiksi 1, 2 ja 3–5, sekä keskijalkaterän alue. Jokaiselle alueelle laskettiin maksimi painearvo, sekä impulssin pituus (Owings 2008: 841.)

Plantaaripaineiden avustuksella tehdyissä pohjallisissa saavutettiin merkittävästi parempia kevennysvaikutuksia metatarsaalialueella, sekä määrällisesti, että ajallisesti verrokkipohjallisiin verrattuna. Myös kohdealueiden viereisten kudosten paineet pysyivät kohtuullisina. Paine siirtyi odotetusti jalkaterän keskiosalle. (Owings 2008: 843.)

2011 tehdyssä tutkimuksessa arvioitiin plantaaripainemittauksen käytettävyyttä ja hyötyä diabeetikoille tehtyjen, painetta keventävien yksilöllisten jalkineiden ja/tai pohjallisten arvioinnissa ja yksilöinnissä. Tutkimukseen valittiin 23 neuropatiaa sairastavaa, tyyppin yksi- ja kaksi- diabeetikkoa. Neuropatia oli testattu tutkittavilta 10 g monofilamentti-tutkimuksella yhdestä kuuteen plantaarisesta pisteestä. Kaikilla tutkittavilla oli ainakin yksi jalkaterän asentomuutos. Näitä olivat varvasdeformiteetit, hallux valgus, Charcot-jalka, niveljäykkyys ja pes planus/ cavus. 18 tutkittavista oli joskus ollut jalkaterän haavauma. (Bus 2011: 1595–1596.)

Tutkittavista 22 oli keskimäärin, noin kaksi kuukautta vanhat, yksilölliset ortopediset jalkineet ja yhdellä oli erikoisleveässä jalkineessa yksilölliset tukipohjalliset. Sukat olivat asiakkaiden omia, ohuita ja saumattomia. (Bus 2011: 1596.)

Plantaaripainemittauksissa käytettiin Pedar- x välineistöä. Pedarin sensoripohjalliset ovat 2 mm paksut ja niissä on 99 sensoria per pohjallinen. Pohjallisten mittaustiheys oli 50Hz. Sensoripohjallisten sensorit kalibroitiin valmistajan ohjeiden mukaan ennen tutkimuksen aloittamista. (Bus 2011: 1596.)

Tutkittavat kävelivät 12 metriä pitkää kävelyrataa edestakaisin, kunnes heiltä saatiin mittauksiin ainakin 15 keskikävelyn askelta. Askeleet kerättiin neljällä kävelykierroksella. Tutkittavat kävelivät ominaista kävelynopeuttaan, jota monitoroitiin. Kävelynopeuden vaihtelu ei saanut ylittää viittä prosenttia. (Bus 2011: 1596.)

Tutkittavien plantaaripaineet mitattiin ensin ei modifioituilla jalkineilla ja sitten modifioituilla jalkineilla. Ensimmäisen mittauksen aikana plantaaripaineen mittaustuloksien avulla määriteltiin lähtötilanne eli vertailuarvot, sekä kohdealueet (regions of interest),

joiden paine ylitti 200 kPa. Yhdestä jalasta valittiin kaikkiaan kolme kohdealuetta. Kohdealueiden keventämisen jälkeen suoritettiin toinen mittaus, jonka tuloksia käytettiin arvioimaan saavutettua kevennysvaikutusta. Tämän jälkeen jalkineita muokattiin mittaus-tulosten antamien parametrien mukaan korkeintaan kolme kertaa. (Bus 2011: 1596.)

Hyväksytyt plantaaripaineen kevennys oli keventänyt ensimmäisessä mittauksessa saatuja painelukemia kohdealueilta vähintään 25 prosenttia, tai alueen paine oli saatu alle 200 kPa:n. Ympäröivien kudosten plantaaripaineen jakamisen kautta mahdollisesti lisääntyvä paine ei saanut ylittää yli 25 Kpa:ta tai yli 25 prosenttia lähtötilanteen arvosta (Bus 2011: 1956–1597).

Jalkaterän aluejaossa hyödynnettiin Pedar- ohjelmiston (Novel) algoritmia, joka jakaa jalan pohjan kymmeneen alueeseen. Alueet ovat med/lat kantapää, med/lat. jalankaari, metatarsaali 1, metatarsaali 2/3, metatarsaali 4/5, sekä isovarvarvas ja varvasalueet 2/3 ja 4/5. Valmiin algoritmin asetusalueiden lisäksi tulosten analysoinnissa jokaiselle, määritellylle kohdealueelle laskettiin maksimi paineen- ja viipymisajan keskiarvo molemmalle jalalle. (Bus 2011:1596.)

Tutkimuksissa kevennettiin 35 kohdealuetta, joissa kaikissa paine saatiin laskemaan määritellyn, yli 25 prosenttia (16) tai alle 200 kPa:n (7) tai molemmat (12). Keskimäärin maksimipaineen kevennys oli 17,1–51,8 prosenttia ja viipymisajan 24,3 prosenttia. Kohdealueen kevennysratkaisujen paineen siirrossa kolmessa tapauksessa siirto aiheutti viereisten kudosten liiallisen paineen. (Bus 2011: 1957–1598.)

Tutkimuksen tulokset tukivat plantaaripaine- mittauksen hyödyntämistä pohjallisten kevennysvaikutusten arvioinnissa ja muokkaamisessa. Tulosten mukaan plantaaripainemittausten hyödyntäminen jalkineratkaisujen modifioinnissa keventää kohdealueiden painetta keskimäärin noin 30 prosentilla lähtötilanteesta. (Bus 2011: 1597.)

Vuonna 2012 julkaistussa tutkimuksessa oltiin kiinnostuneita plantaaripainemittausten hyödyistä yksilöllisten jalkineratkaisujen arvioinnissa ja optimoinnissa, sekä selvitettiin kevennysvaikutusten pysyvyyttä vuoden kestäneessä seurannassa. Tutkimukseen osallistuva koeryhmänä olivat 117 tyypin yksi ja kaksi diabeetikkoa, joilla oli todettu neuropatia (10 g monofilamenttitutkimus kolmen pisteen tai värinäntuntopuutos), jalkaterän alueen asentomuutoksia, sekä -osa- amputaatioita. Kaikilla osallistuvilla oli lisäksi ollut jalkaterän plantaarinen haavauma viimeisen puolentoista vuoden aikana. Tutkittavista kevennysvaikutuksen parantamista tutkivaan osioon suoritettiin mittaukset 85 dia-



beetikolta. Saavutetun kevennysvaikutuksen pysyvyyden tutkimukseen osallistui aiemmasta 85 tutkittavasta 32, sekä toiset 32 verrokkiryhmästä. Koeryhmän yksilöllisiä jalkineita ja – pohjallisia muokattiin plantaaripainemittausten antaman informaation perusteella, tarvittaessa jokaisella mittauskerralla. Kontrolliryhmän pohjallisia ei muokattu. (Waajiman 2012: 61–63.)

Kaikilla mitattavilla oli uudehkot yksilölliset tukipohjalliset ja ortopediset, yksilölliset jalkineet. Jalkineratkaisujen tekijöillä oli kaikilla yli neljän vuoden kokemus alalta. Useimmissa jalkineissa oli keinuratkaisu. Mitattaville annettiin saumattomat, ohuet sukat käytettäväksi mittausten ajaksi (Waajiman 2012: 63.)

Mittausvälineistö oli Pedar- x- plantaarisen paineen mittausjärjestelmä, jossa sensorinen mittauspohjallinen asetetaan mitattavan kenkään. Sensoripohjallisessa on 99 sensoria ja sen mittaustiheys on 50Hz. Välineistön kalibrointi suoritettiin valmistajan ohjeistuksen mukaan. Tutkimuksessa sensoripohjallinen asetettiin tutkittavan sukan ja tukipohjallisen väliin. Sukkana mittauksessa käytettiin ohutta, saumatonta sukkaa. (Waajiman 2012: 64.)

Kävelyradan pituus oli 10 metriä. Vähintään 20 keskikävelyn askelta molemmilta jaloilta kerättiin tutkittavalle ominaisella kävelynopeudella. Kävelynopeutta monitoroitiin tarkasti. Yli viiden prosentin muutos mitattavan kävelynopeudessa johti mittauskierroksen hylkäämiseen. (Waajiman 2012: 64.)

Kohdealueet jalkaterästä valittiin lähtötasomittauksissa selvitettyjen maksimipaineen keskiarvon perusteella. Kohdealueita tutkimuksessa olivat edellisen haavautuman alue, sekä maksimissaan kaksi, jalkaterän etu- tai keskiosassa olevaa aluetta, joiden painelukema ylitti 200 kPa. (Waajiman 2012: 64.)

Kynnysarvoina paineen keventämisen onnistumisen arvioinnissa pidettiin lähtötason paineen keventymistä kohdealueella yli 25 prosentilla tai alle 200 kPa. Jalkineratkaisuja muokattiin onnistuneen kevennysvaikutuksen saavuttamiseksi korkeintaan kaksi kertaa. Plantaaripaineet mitattiin tutkittavilta kolmen kuukauden välein, tällöin modifiointeja tehtiin, jos optimoinnit eivät lähtötason muokkauksessa yltäneet kynnyksarvojen alapuolelle, tai jos plantaaripaine arvot olivat nousseet edellisestä yli/tai viisi prosenttia. (Waajiman 2012: 64–65.)

Tutkimuksessa laskettiin jalkaterän aluejakokohtaisen maksimaalipaineiden keskiarvo. Aluejakoon käytettiin Pedarin ohjelmiston algoritmia. Alueet olivat: lateraalinen- ja mediaalinen kantapää, lateraalinen- ja mediaalinen kaaren alue, isovarvas, 2/3 varpaat, 4/5 varpaat sekä metatarsaalit 1, 2/3 ja 4/5. Kohdealueiden viereisten kudosten kuormittumista arvioitiin ja kynnyksarvoina liialliseen paineen siirtoon pidettiin yli 200 kPa:n arvoa, yli 25 kPa lisäystä tai yli 25 prosentin lisäystä lähtöarvoon verrattuna. (Waajiman 2012: 65.)

Edellisen haavautuma-alueen kevennyksessä yli 200 kPa arvoja saatiin laskettua keskimäärin noin 23 prosenttia ja korkeimman paineen alueella kevennystä saavutettiin lähtötilanteesta 21 prosenttia. Jos aiemman haavautuman alueen paine oli jo alle 200 kPa:n, ei mainittavaa lisävaikutusta saavutettu. Viereisten kudosten paineiden nousua yli asetettujen kynnyksarvojen havaittiin kahdella prosentilla. Alle 200 kPa:n paineiden tavoitteiden mukainen kevennys saavutettiin 64 prosentissa kohdealueista ensimmäisen kolmen kuukauden aikana ja 81 prosentissa vuoden aikana. Kevennysvaikutukset paranivat siten tiheiden käyntivälien myötä ja tutkimuksessa korostetaankin kolmen kuukauden kontrollikäyntien tärkeyttä kevennysvaikutusten ylläpidossa. (Waajiman 2012: 65–69.)

Vuonna 2014 vertailtiin kolmenlaisen tukipohjallismallin vaikutuksia plantaaripainearvoihin neuropatiaa sairastavilla diabeetikoilla ja diabeetikoilla, joilla ei ollut todettua neuropatiaa. Pohjallisista kaksi oli yksilöllisesti valmistettuja ja yksi tehdasvalmisteinen. Tutkittavia oli yhteensä 114. Tutkimus kesti kaksi vuotta, jonka aikana seurattiin painearvojen muuttumista suhteessa aikaan ja tehtyihin muutoksiin, sekä tutkittiin tutkittavien hoitomyönteisyyttä ja sitoutuneisuutta pohjallishoitoon. Seuranta ajan mittaukset suoritettiin noin puolivuositain. (Hellstrand Tang & Zugner & Lisovskaja & Karlsson & Hagberg & Tranberg 2014: 121–122.)

Plantaaripainemittaukset suoritettiin F- scan, dynaamisen mittaamisen välineistöllä, joissa mittapohjallisten sensoritiheys oli 4 sensoria neliösenttimetriä kohden ja mittaus-tiheys 50Hz. Jalkaterän plantaarinen pinta- ala jaettiin F-scanin ohjelmiston valmisalgoritmilla seitsemään kohdealueeseen. Plantaaripainearvoista mitattiin kohdealueen maksimipaine, kohdealueiden välinen maksimipaine, sekä paineen viipymisajan integraali. (Hellstrand Tang 2014: 125–126.)

Tutkittavat kävelivät 10 metriä kuusi kertaa ominaisella kävelynopeudellaan. Kierrok-sista yksi valittiin sattumanvaraisuudella analysoitavaksi. Yksi kävely kierros sisälsi 4–8

askelta. Mittausaskelista eliminoitiin kiihdytys ja jarrutusaskel. (Hellstrand Tang 2014: 123–124.)

Tutkimuksen tuloksista todetaan, että kaikkien testattujen pohjallismallien plantaaripainelukemat pysyivät 200 kPa:n tuntumassa, paineen ollen alle 200kPa kahdessa yksilöllisesti valmistetussa pohjallismallissa. Selkeät erot paineissa olivat nähtävissä ainoastaan kantapään alueella, jossa yksilöllisten pohjallismallien paineet olivat tehdasmallia alhaisemmat. Kuudella tutkittavalla havaittiin yli 500kPa ylittäviä plantaarisia painearvoja, joissa tarkempi tutkimus osoitti yhteyden kovettumien, rasvapatjan siirtymisen tai muun jalan deformeetin yhteyden kohonneisiin painelukemiin. Pohjallisten kulumisella todettiin olevan vaikutusta kevennysvaikutukseen kantapään alueella, joka heikkeni ajan myötä. (Hellstrand Tang 2014: 128–130.)

Vuonna 2012 julkaistussa tutkimuksessa tarkasteltiin yksilöllisten ja tehdasvalmisteisten pohjallisten ominaisuuksia plantaaristen paineiden mittauksilla. Kohderyhmä tutkimuksessa olivat neuropaattiset diabeetikot (119) ja tarkoituksena oli selvittää yleisesti alalla käytössä olevien kevennysratkaisujen ja -metodien vaikutusta plantaariisiin paineisiin ja tarkemmin selvittää, mihin ja miten paineen aiheuttajiin pohjallisilla voidaan vaikuttaa. Tutkimus oli satunnaistettu, kaksois-sokkoutettu, kontrolloitu tutkimus. (Paton & Stenhouse & Bruce & Zahra & Jones 2012: 1–2.)

Valitut tutkittavat koostuivat tyypeistä yksi ja kaksi ja heillä oli todettu eri vakavuusasteista neuropatiaa. Tutkittavien tuli olla kykeneväisiä itsenäiseen liikkumiseen vähintään kymmenen metriä, sekä ymmärtämään annettuja ohjeita ja noudattamaan niitä. Heillä ei saanut olla haavautumia tutkimuksen aikana tai puoli vuotta ennen sitä tai jalkaterän vakavia deformaatioita. (Paton 2012: 2.)

Tutkimuksen mittausvälineistönä käytettiin F- scan, dynaamisen plantaaripaineen mittausjärjestelmää, jonka sensorien kalibrointi tehtiin ennen mittauksia ja mittausten aikana erittäin tarkasti. Tutkittavat kävelivät kahden tuolin väliin jäävää 10 metrin matkaa, joka toistettiin paljain jaloin, sekä tutkittavalla pohjallisella kolme kertaa. Kolmesta kävelystä, kahdesta jälkimmäisestä mitattiin arvot. Kävelyt tehtiin keskikävelyn mittauksena. Kävelynopeutta vakioitiin ajanotolla. Tutkittavien jalkineet olivat tehdasvalmisteisiä erityisjalkineita ja kaikilla oli mittauksien aikana jalassaan 20 denierin sukat. (Paton 2012: 3.)

Tutkittavia arvoja olivat plantaarinen maksimipaine, plantaarisen pinta-alan määrä, jalkaterän etuosan paineen viipymisajan integraali ja -kohdistuvan paineen määrä, sekä

alueellisen maksimipaineen viipymisaika. Tekscan- ohjelmiston algoritmeilla jaetut alueet olivat: isovarvas, metatarsaalit 1, 2, 3–4 ja 5, sekä kantapää ja jalkaterän kaarien alue. (Paton 2012: 4)

Tutkimustulokset osoittivat, ettei yksilöllisten- ja tehdasvalmisteisten pohjallisten välillä havaittu merkittäviä eroja paineen keventämisessä. Molemmat mallit vähensivät plantaarisia paineita huomattavasti. Hyvien paineen tasaustulosten uskottiin johtuvan jalkapohjan kontaktialueen lisäämisestä pohjallisilla. Merkillistä kyllä, tutkimuksessa todetaan, kontaktipinta- alan vähentyneen puolella puolen vuoden seurannan jälkeen, mutta vähentyminen ei kuitenkaan odotetusti nostanutkaan maksimaalisia painearvoja. Tutkimus ei hyödyntänyt plantaarisia painearvoja yksilöllisten pohjallisten valmistuksessa tai kevennysratkaisujen optimoinnissa, joka on muissa tutkimuksissa aikaansaanut tavallista valmistusmetodia paremman kevennysvaikutuksen. (Paton 2012: 7.)

2020 tehdyssä tutkimuksessa oltiin kiinnostuneita plantaaripaineiden mittaamisprorokollan luotettavuudesta. Tutkimuksen kohderyhmä koostui 21 aivohalvauksen saaneesta kuntoutujasta, joista neljältätoista saatiin kerättyä kaikki mittaustulokset. Tutkimuksessa luetelluista aivohalvauksen vaikutuksista kehon toimintaan, moni pätee myös diabeetikoihin, kuten sensoriaan- ja proprioseptiikan häiriöt, nivelten liikerajoitukset ja jalkaongelmat, sekä lihasheikkoudet. (Rogers 2020: 1–2.)

Tutkittavien tuli kyetä kävelemään kymmenen metrin matka itsenäisesti ilman apuvälinettä tai sen kanssa. Halvaantumisesta piti olla aikaa kolme kuukautta tai enemmän, eikä heillä saanut olla neurologisia sairauksia tai muita jalkojen asentoon vaikuttavia sairauksia. (Rogers 2020: 2.)

Testaustilanteet pyrittiin säilyttämään eri mittaustekijöiden osalta identtisinä. Mittaava tutkija, jolla oli yli kolmen vuoden kokemus työskentelystä halvaantuneiden kanssa, teki mittaukset molemmilla kerroilla. Tutkittavien plantaaripaineet mitattiin paljain jaloin. Mittauslaitteistona oli Tekscanin painelaatta. Laatan sensoriväli oli 4/cm. Koko laatalta oli 8448 sensoria. Mittaustiheys oli 50 Hz. Ennen mittausta laatta kalibroitiin jokaisen tutkittavan painon mukaisesti. (Rogers 2020: 2–3.)

Testiprotokolla luotiin kokeillen tutkimustilanteen aikana ja sen luotettavuutta testattiin toistamalla mittaukset samoilla tutkittavilla, noin kaksi viikkoa ensimmäisten mittausten jälkeen. Tutkimustilanteessa kokeiltiin paineiden mittaamista, sekä keskikävelyn protokollalla, että kahden- askeleen protokollalla. Kahden askeleen protokolla valikoitui mittauksiin tutkimuksen kohderyhmän liikkumisvaikeuksien vuoksi. (Rogers 2020: 3–4.)

Mittauksissa tutkittavat ohjattiin kävelemään itselle ominaisella kävelynopeudella. Kävelynopeutta ei vakioitu tutkimuksessa. Hyväksytyt mittaus vaati jalkaterän täydellisen osumisen painelaatalle askeleen aikana. Keskimäärin tutkittavat kävelivät 7 kierrosta. Heille annettiin lepoaikaa kierrosten välissä. Kolme täydellistä laatan päälle astumista otettiin mukaan mittauksiin. Keskimäärin mittaukseen per tutkittava meni yli 15 minuuttia. (Rogers 2020: 3–4.)

Mitatut arvot olivat: maksimaalinen plantaaripaine alueittain ja kontakti- pinta alan määrä. Määritellyt jalkaterän alueet olivat jalkaterän takaosa, kaaren alue, jalkaterän etuosa ja varpaat. Tulokset osoittivat tutkimuksen mittausprotokollan luotettavuuden molemmilla mitatuilla arvoilla kaikilla muilla jalkaterän alueilla paitsi varpaissa. (Rogers 2020: 3–4.)

Vuonna 2009 tutkimuksessa keskityttiin jalkaterän etuosaa keventävien hoitojalkineiden keventämisasteen voimakkuuteen. Plantaarisen paineen mittaukset suoritettiin 24 neuropaattiselle diabeetikolle, kuudella eri hoitojalkineella. Kuudesta hoitojalkineesta neljässä mallissa oli keinupohja lisäämään sujuvaa painon etenemistä askeleella ja kiilamainen pohja, joka asetti jalkaterän metatarsaalien tasolta lähtien hieman ylempäs kuin jalkaterän takaosan, jolloin painopiste säilyi proksimaalisemmin. Kaksi muuta testattua mallia olivat perushoitojalkine malli Pulman ja Mabal kipsikenkä. Mittaukset suoritettiin dynaamisilla, plantaaripainetta mittaavilla sensoripohjallisilla (pedar, 50 Hz). Pohjallinen asetettiin sukan ja jalkineen pohjallisen väliin. (Bus & vanDeursen & Kanade & Wissink & Manning & vanBaal & Harding 2009: 618–19.)

Mittauksissa tutkittavien tuli ohjeistetusti kävellä ominaista vauhtiaan ja -tyyliään 18 metriä pitkällä kävelyradalla. Mitattava askelmäärä oli 20 keskikävelyn askelta molemmilta jaloilta. Tarvittavat askeleet kerättiin kolmella kierrosotolla. Tutkittavat saivat harjoitella hoitokengällä kävelyä ennen mittauksia. Hoitokenkää pidettiin vain oikeassa jalassa. Tutkittavien kävelynopeuden muutoksia monitoroitiin sekuntikellolla, eikä yli kymmenen prosentin vaihtelua hyväksytyt. Monitorointi suoritettiin joka kenkämallilla erikseen, mutta nopeuksia ei vakioitu eri kenkämallien välillä. (Bus 2009:618–19.)

Mittaustulosten analysoinnissa hyödynnettiin ohjelmiston anatomista, alueellista jakoa. Alueet olivat: kantapää, kaaren alue, metatarsaalit 1 ja 2–5, sekä varpaissa jako isovarpaaseen ja varpasiin 2–5. Arvot maksimaalinen paine, paineajan integraali ja paineen viipymisaika laskettiin jokaiselle alueelle. (Bus 2009: 619–620.)

Tutkimuksessa selvisi, että keventävien hoitajalkineiden kevennyskyky oli merkittävästi parempi kuin kontrollikenkä Pulmannin tai Mabal kipsikengän, mutta huonompi kuin keventävän kävelykipsin tai walkerin. Etuosaa keventävien hoitajalkineiden havaittiin siirtävän painetta tehokkaasti pois jalkaterän etuosasta jalkaterän keskiosiin. (Bus 2009: 621.)

2014 tutkittiin diabeettisten haavaumien riskitekijöitä 171 potilaalla, joilla oli lähiaikoina ollut plantaarinen jalkahaava ja siihen tehdyt jalkineratkaisut. Tarkoituksena oli selvittää plantaaristen haavaumien syitä ja löytää keinoja estää niitä. (Waajiman & Haart & Arts & Wever & Verlow & Nollet & Bus 2014:1697–98.)

Tutkittavia arvioitiin kolmen kuukauden välein yhteensä 18 kuukautta tai, kunnes heillä oli jalkahaava. Plantaariset lähtöarvot ja -tiedot kerättiin. Tutkittavat saivat yksilölliset tukipohjalliset ja -jalkineet tai terveysjalkineet. Jalkineratkaisut uusittiin tutkimuksen aikana kerran. Jalkineratkaisujen käyttöä monitoroitiin tutkimuksen keston ajan. (Waajiman 2014:1698.)

Plantaaripaineet paljasjaloin kerättiin Emed X- painelaatalla 2- askelprotokollalla. Dynaamiset plantaari paineet kerättiin jalkineratkaisujen kanssa, joka kolmas kuukausi Pedar- X välineistöllä. Pedar X resoluutio on 1 sensori/cm<sup>2</sup>. Käytetty mittaustiheys oli 50Hz. Tutkittavat kävelivät kymmenen metriä pitkää kävelyrataa pitkin ja vähintään 12 keskikävelyn askelta kerättiin per jalka. Alueellista jakoa hyödyntäen plantaarisista arvoista laskettiin maksimipaineen keskiarvo ja paineen integraali. Nämä yhdistettiin tutkittavien askelmäärän ja jalkineratkaisujen käyttöprosentin mukaan. (Waajiman 2014: 1698–99.)

71 tutkittavalla haavauma uusiutui keskimäärin viiden kuukauden aikana tutkimuksen alkamisesta. Tutkimuksessa todetaan, että haavautumariskiä vähensivät alle 200Kpa:n plantaarinen paine ja yli 80 prosentin jalkineratkaisujen käyttö. (Waajiman 2014: 1700.)

### 3.3 Medilogic- dynaaminen plantaaripaineen mittausjärjestelmä

Medilogic on jalkaterän plantaarisen paineen mittaukseen kehitetty välineistö, joka koostuu painetta mittaavista sensoripohjallisista, sekä tietokoneeseen asennettavasta sensoristen pohjallisten tuottaman tiedon analysoivasta ohjelmistosta. Laitteistolla saadaan tarkkaa, eriteltyä ja monipuolista tietoa staattisista tai dynaamisista paineista, jota voidaan käyttää diagnostiikassa, hoidon suunnittelussa, sekä hoidon vaikuttavuuden

arviointivälineenä. Lisäksi optimoitujen, yksilöityjen ratkaisujen valmistusprosessit helpottuvat. (Medilogic wlan insole 2017.)

Sensoripohjallisissa on maksimissaan 240 pintaresistiivistä SSR- sensoria per pohjallinen, riippuen pohjallisen koosta. Medilogicin mittausväli on maksimissaan 100N/ cm<sup>2</sup>, mutta tehdasasetus on 64N/ Cm<sup>2</sup>. Maksimipaine- altistus välineistölle on 200N/cm<sup>2</sup>. Medilogicin mittaustiheys on 50–100 Hz. Medilogic langattoman mittausvälineistön kantama on sisätiloissa noin 25 metriä ja ulkona noin 100 metriä. Laskettu mittausvirheväli on viisi prosenttia. (Medilogic pressure measurement manual 2018: 76.)

### 3.3.1 Mittausvälineistön luotettavuus, sekä tulosten vertailtavuus suhteessa muihin dynaamisen plantaarisen paineen mittausjärjestelmiin

Objektiivisia tuloksia antavan mittausvälineistön käyttö asiakkaan hoitopolulla tarjoaa tarkkuutta ja optimaalisia, yksilöllisiä hoitoratkaisuja. Mittausjärjestelmän antamien tulosten luotettavuuteen vaikuttaa mittausprotokollan noudattamisen lisäksi, luonnollisesti, myös käytetyn plantaarisen mittausjärjestelmän tekniset ominaisuudet ja niiden soveltuvuus mittauksen aiheeseen (Razak 2012: 9888). Luotavan protokollan tarkoitus on sitä noudatettaessa saavuttaa luotettavia mittaustuloksia plantaarisista paineista. Jotta tämä saavutettaisiin, on tarkasteltava myös laitteistojen teknillisiä ominaisuuksia ja niiden vaikutuksia saataviin mittaustuloksiin. Esimerkkinä käytetään Medilogic- välineistöä. Osiossa mainitut ominaisuudet pätevät muihinkin sensorisiin mittausjärjestelmiin.

Mittausten luotettavuudelle tärkeimmät ominaisuudet käytetyn välineistön osalta ovat mittaustarkkuus eli resoluutio, mittaustiheys (Hz), herkkyys, kalibrointi ja tulosten paikansa pitävyys (Razak 2012: 9885). Medilogic suosittaa välineistön kalibrointia valmistajan toimesta kerran vuodessa tai 5000 mitatun askeleen jälkeen (Medilogic pressure measurement manual 2018:72). Kalibrointi suoritetaan valmistajan toimesta.

Taulukko 1. Hyvän sensorin ominaisuudet (Razak & Zayegh & Begg & Wahab 2012: 9890–9891; Medilogic pressure measurement manual 2018: 70–71; Giacomozzi 2011: 257).

<b>LINEAARISUUS</b>	Painevasteen tulisi olla mahdollisimman lineaarinen.
---------------------	--

<b>LÄMPÖTILAHERKKYYS</b>	Sensorin tulisi toimia luotettavasti 20–37 asteen välisissä lämpötilamuutoksissa.
<b>MITTAUSVÄLI- pressure range</b>	Millä painevälillä (alin/ ylin) sensorit toimivat luotettavasti.
<b>SENSORIN KOKO- mittaustiheys- spatial resolution</b>	Resoluutio vaikuttaa mittausten tuloksiin, alhainen resoluutio aliarvioi paineita, liian tiheä on tarkka, mutta aiheuttaa häiriötä. Sensoritiheyden ihannekoko min. 2–5 mm
<b>MITTAUSTIHEYS (TAAJUUS)</b>	Mitä suurempi taajuus (Hz) sitä tarkempaa, tiheämpää tietoa. 200Hz on riittävä mittaustiheys juoksun ja kävelyn mittaamiseen. Kävelyn mittaamiseen 60Hz on riittävä tarkkuus.
<b>”CREEP”</b>	Materiaalin ”kuoleentuminen” jatkuvan, pitkäaikaisen, staattisen paineen ja lämpörasituksen alla. Sensorin tulee kestää painekuormitusta ilman vaikutusta tuloksiin.

Mittaajan tulee tutustua ja arvioida valitsemassaan välineistössä käytettyjen sensorien ominaisuuksista niiden lineaarisuuteen, hystereesiin, mittausrésoluutioon, mittausväliin ja lämpötilaherkkyyteen (Razak 2012: 9889). Taulukossa 1: Hyvän sensorin ominaisuudet läpikäydään kyseisten ominaisuuksien suosituksia.

### 3.3.2 Resisttiivisen sensorijärjestelmän sudenkuopat mittaamisessa

Medilogic käyttää resisttiivisiä sensoreja pohjallisissaan. Resisttiivisten sensorien tiedetään toimivan huonosti pitkäaikaisen, staattisen paineen alla. Tämä aiheuttaa sensorin saaman signaalin viivettä (ns. hysteresis) ja väärentää tuloksia. Resisttiiviset sensorit ovat lisäksi alttiimpia kuoleentumiselle (”creep”), jolla tarkoitetaan materiaalin tai sensorien kokemaa vaikeutta palautua esimerkiksi lämpötila- tai painealtistuksen jälkeen. (Price & Parker & Nester 2016: 8–9; Giacomozzi 2011: 253.) Medilogicin valmistaja opastaakin manuaalissaan, ettei mittausrésoluutiota ole suunniteltu yhtäjaksoiseen, pitkäaikaiseen käyttöön (Medilogic pressure measurement manual 2018: 21).



Pricen, Parkerin ja Nesterin tutkimuksessa 2016 he vertailivat kolmen eri valmistajan dynaamisia plantaaripaineen mittausrakenteiden validiutta ja luotettavuutta. Tulosten perusteella tutkijat päätyivät suosittamaan resistiivisiä sensoreita hyödyntäviä laitteistoja käytettäessä käyttämään alueellisia arvoja maksimaalisten, yksittäisten painearvojen sijasta. Näin vähentäen mittausvirheitä. (Price 2016: 8–9.)

### 3.3.3 Masking eli aluejako

Masking perustuu joko geometriseen tai anatomiseen jalkaterän plantaaripuolen jakoon. Geometrisessä mallissa jalkaterä jaetaan etu-, taka- ja keskiosaan. Anatomisessa jaossa jalanpohja jaetaan, joko manuaalisesti tai ohjelmiston avulla. (Ellis & Stoecklein & Yu & Syrkin & Hillstrom & Deland 2011 57.)

Aluejaon avulla plantaarisia paineita uskotaan voitavan tarkastella perusteellisemmin ja selkeämmin. Alueelliseen jakamiseen liittyy kuitenkin luotettavuusongelmia, jotka tulee ottaa huomioon sitä käytettäessä. Alueellisen jaon käytön on havaittu vääristävän saatuja, maksimaalisia painearvoja keskimäärin 10 prosenttia. Saatut maksimipaineet olivat usein kyseisen alueen reunoilla, jolloin pienetkin aluerajan muutokset vaikuttivat saatuihin arvoihin. (Pataky & Caravaggi & Savage & Crompton 2008: 2774–2775.) Deformitaatioiden tai jalkaterän muuten poikkeuksellisten tai äärimmäisten asentojen myötä automaattisten aluejakojen käyttö ei välttämättä ole ollenkaan mahdollista (Ellis & Stoecklein & Yu & Syrkin & Hillstrom & Deland 2011: 61). Aluejako ja välineistöjen erilaiset algoritmit vaikuttavat saatuihin arvoihin, joten eri välineistöjen tuloksia ei voi vertailla keskenään (Kejsers & Stolwijk & Pataky 2010: 141–142). Käytetyt aluejaot ja niiden menetelmät tulee aina raportoida mittaus- selontekoon (Giacomozzi 2011: 263).

### 3.3.4 Staattinen vai dynaaminen paine

Plantaarisen paineen staattisesti keräätyihin arvoihin tulisi suhtautua varauksella. Staattisesti kehoon välittyvät voimat eivät vastaa lähellekään liikkeessä tapahtuvia voimansiirtoja eivätkä täten kerro mitään plantaarialueelle todellisesti kohdistuvista voimista.

Medilogicin resistiivisten sensorien suhteen staattisen asennon luomat olosuhteet ovat ongelmallisia. Tästä enemmän luvussa: 3.3.2 Resisttiivisen sensorijärjestelmän sudenkuopat mittaamisessa.

## 4 Plantaaripainemittauksen toimintamalli

Toimintamalli plantaaripaineiden mittaukseen on luotu soveltaen systemaattisen kirjallisuuskatsauksen tutkimuksia aiheesta. Tarkemmat plantaarimittausten parametrit on mahdollisuuksien mukaan kerätty aihetta koskevista tutkimuksista, joissa kyseisen parametrin käytöstä on saatu sen käyttöä tukevaa näyttöä. Toimintamalliin on myös hyödynnetty Medilogic paineenmittausjärjestelmän manuaalia. Kehittämistyön pohjalta syntynyt toimintamalli kerätään erilliseksi mittausoppaaksi (liite1).

### 4.1 Kontraindikaatiot plantaaripaineen mittaukselle

Dynaamiseen plantaaripaineiden mittaukseen soveltuvien henkilöiden tulee kyetä liikumaan itsenäisesti ilman kaatumisen vaaraa, sekä omata riittävä kestävyyskunto toistuvaa kävelyä varten. Plantaaristen paineiden mittaamista käsitellään kuitenkin opinnäytetyössä jonkin verran, tilanteissa, joissa tutkittavan on hankalaa tai jopa vaarallista kävellä pidempiä matkoja ilman tukea tai lepotaukoa kappaleessa: 4.4 Mitattava matka ja askelmittausprotokolla.

Mitattavien henkilöiden jalan koko tulee olla kengännumeroista 37–46, johtuen välineistön mukana tulevien sensoripohjallisten kokovalikoimasta. Väärän kokoisella sensoripohjallisella saadaan epäluotettavia mittaustuloksia (Price 2016: 3). Medilogic suositaa, että asiakkaan kengän koon tulisi olla mahdollisimman lähellä sensoripohjallisen kokoa, jotta mittaustulos olisi luotettava. Sensoripohjallinen asetetaan kengän sisään, tutkittavan jalkaterän alle. (Medilogic pressure measurement manual 2018: 72.)

Tutkittavan tulee olla kognitiivisilta kyvyiltään tasolla, jossa hän ymmärtää annettuja ohjeita ja pystyy noudattamaan niitä.

### 4.2 Turvallisuus

Sensoristen pohjallisten tulee olla pinnaltaan ehjät ja ne tulee desinfioida jokaisen käyttäjän välillä, soveltuvalla aineella. Pohjallisia ei tule koskaan käyttää paljasta ihoa vasten. Kaikki välineistössä olevat remmit tulee kiinnittää asianmukaisesti ja siten, että mitattavan on turvallista ja helppoa liikkua niiden kanssa. (Medilogic pressure measurement manual 2018: 21.)

### 4.3 Mitattava matka ja tilavaatimukset

Ihanteellisessa mittaustilassa, mitattavan on mahdollista kävellä suoraan mahdollisimman vähäisillä käänöksillä, mittausolosuhteissa mahdollisesti, tapahtuvien muutosten takia (Arts & Bus 2011: 884). Mittaus tulisi suorittaa keskikävelyn (midgate steps) askelprotokollalla, jossa mittauksessa jätetään huomioimatta kiihdyttävät- ja jarruttavat askeleet. Kiihdyttävien ja jarruttavien askelten vaikutuksista kävelyyhin puhutaan enemmän luvussa: 4.4: Mitattava matka ja askelmittausprotokolla. Kävelynopeuteen vaikuttavien protokollamuutosten takia, olisi suotavaa kerätä askeleet eri mittauskerroilla täysin samoilla metodeilla. (Arts & Bus 2011: 884.)

Teoreettisen viitekehyksen, plantaarisen paineen tutkimuksissa on ilmoitettu kävelyradan pituus. Kävelyradan pituuteen vaikuttavat mittaustilan asettamat rajoitteet ja tarvittavan askelmäärän keräämiseksi vaadittu kävelyn pituus. Yleisin kävelyradan pituus teoreettisen viitekehyksen dynaamisen mittauksen tutkimuksissa on 10 metriä, mutta myös 12-, 18- ja 20 metrin ratoja on käytetty. Kyseiset tutkimukset eivät eritelleet tarkemmin, kuinka vaadittava askelmäärä on kerätty. Keskikävelyn mittauksissa luotettavien mittausarvojen saavuttamiseksi tarvitaan vähintään 12 askelta per jalka (Arts & Bus 2011: 881). Tätä ei pystytä keräämään ilman käänöksiä, yhdellä otolla, kymmenen metrin radalla. Medilogic välineistöllä eri mittauskerroilla kerättyjä arvoja ei pysty yhdistämään, joten tarvittava askelmäärä on otettava yhdellä otolla.

Tarkastellaan siten, kuinka tällä tavoin kerätty keskikävelyn mittaus olisi mahdollinen, sekä tarkastellaan, mahdollisesti tilavaatimusten takia tarvittavien käänösten vaikutusta saatujen tulosten luotettavuuteen. Tilavaatimus suoralle kävelyradalle, tarvittavaan 24 askeleeseen, olisi keskimäärin 70 senttimetrin askelpituudella laskettuna 16,8 metriä. Tähän pituuteen tulisi vielä lisätä kiihdytys ja jarrutusaskeleet (2+2), joita ei mitattaisi. Nämä askeleet voidaan kävellä myös ei-lineaarisesti, koska niitä ei sisällytetä mittaukseen.

Kävelyn aloitus ja lopetus tulee suunnitella etukäteen ja valittua tapaa toistetaan jatkomittauksissa kävelynopeudessa muutoin tapahtuvien muutosten takia (Krumpoch & Lindemann & Rappl & Sieber & Freiberg 2021: 143–144). Asiakkaan, tulee siis aloittaa kävely jo ennen varsinaiselle kävelysuoralle astumistaan tai lähteä kävelemään ennalta sovitusta paikasta. Kävelyssä voi pysähtyä kävelyradan päähän tai jatkaa kävelyä radan päätyttyä. Plantaaristen paineiden mittaus kuitenkin lopetetaan aiemmin kävelyradalla, kun tarvittava askelmäärä on täynnä. Kiihdyttäviä ja jarruttavia askeleita ei tällöinkään mitata.

Sensorista neuropatiaa sairastavien diabeetikkojen ja vanhempien ihmisten askelpituiden lyhentyminen on todettu ilmiö. Tällöin lyhyempikin kävelyrata voi olla riittävä tarvittavan 24 askeleen keräämiseksi. Ennen mittauksen aloittamista olisi tarpeellista joko: määrittää asiakkaan askelpituus tai, laskea ennen varsinaisen plantaaripaineen mittauksen aloittamista, kuinka monta askelta asiakkaan on mahdollista määritellyllä kävelyradalla ottaa. Tämä olisi mahdollista huomioida samalla, kun asiakas kävelisi niin sa-  
nottuja harjoituskiertoja rataa pitkin.

Mittaukseen tulisi käyttää kahdeksikon muotoista kävelyrataa eli niin kutsuttua 8-rataa silloin, kun lineaarista kävelyrataa ei ole mahdollista toteuttaa (Medilogic pressure measurement manual 2018: 29–30). Godi & Turcato & Schieppati & Nardone tutkivat 2014 plantaarimittausten luotettavuutta verraten lineaarista mittaustapaa kahteen, kaarevalla kävelyradalla toteutettuun mittaukseen. Tuloksena todettiin kaarevan mittausradan kävelyn antavan luotettavia tuloksia, kun plantaarinen alue oli jaettu, ja kerätty askelmäärä oli tarpeeksi suuri. Vaihtelu jalkapohjan alueiden luotettaviin tuloksiin tarvittavissa askelmäärissä oli suurta, mitattavasta arvosta riippuen. Plantaarisen paineen perusarvot vaativat 25–50 mitattua askelta. Tutkimuksessa lineaarisen ja kaarevien kävelykierrosten välillä havaittiin kuitenkin huomattava ero kävelynopeuksien välillä. Lineaarisen kävelyn mitatut nopeudet olivat tutkittavilla suuremmat kuin kaarevilla kierroksilla. Nopeusmuutokset eivät kuitenkaan ylittäneet 12 prosenttia. (Godi & Turcato & Schieppati & Nardone 2014: 7.) Guldemon & Leffers & Sander & Schaper & Nieman & Walenkamp arvelivat kävelyn aikaisten käännosten hidastavan kävelynopeutta, tutkies-  
saan eri aktiviteettien vaikutuksia jalkaterän etuosan maksimi plantaaripaineeseen vuonna 2007. Tutkimusryhmä koostui diabeetikoista. Tulokset osoittivat maksimi paineiden olevan suuremmat lineaarisen kävelyn aikana ja kävelyssä tehtävien käännosten pienentävän jalkaterän etuosan plantaarisia painearvoja. (Guldemon & Leffers & Sanders & Schaper & Nieman & Walenkamp 2007: 207–208.) Maluf & kumppanit tote-  
sivat tutkimuksessaan vuonna 2003 painearvojen lineaarisesti ja ympyrällä mitattuina, olleen keskenään yhteneväisiä (Maluf & Morley & Richter & Klaesner & Mueller 2004: 255).

Kahdeksikon muotoisen kävelyradan käyttäminen soveltuu hyvin henkilöille, joilla ei ole hankaluuksia tasapainon ja liikkumiskyvyn, tai kestävyuden kanssa. Vanhemmille tai muuten huonokuntoisemmille tulisi harkita lineaarista kävelyrataa monella otolla, tai yhden- tai kahden askeleen protokollan käyttämistä sovelletusti. (Hess & Brach & Piva & vanSwearingen 2010: 90.) Kaarevan radan voisi ajatella kuvaavan realistisemmin arjen liikkumista ja antavan siten todenmukaisempia plantaarisia painearvoja. Toisaalta yksittäiset painepiikit mittauksen aikana vääristävät kerättyjä, maksimipaineen keskiarvoja.

Läpikäytyjen tutkimusten valossa näyttäisi kuitenkin siltä, että pelkästään lineaarisella radalla käveltyjen mittausten perusteella kerätyt arvot saattavat olla korkeampia kuin tutkittavan arkielämän koetut paineet ovat. Näin ollen asiakkaan liikkumisen taso olisi hyvä kartoittaa ja huomioida, verrattaessa saatuja plantaarisia painearvoja todelliseen haavautumariskiin yksilöllä (Guldmond 2007: 208).

Ei- lineaarisesti kerätyn kävelyn arvojen vertailu lineaarisella radalla kerättyjen mittausten arvoihin on kyseenalaista pelkästään kaarteiden puoleisen jalan painemuutosten vuoksi. Toiseksi tutkittavien on havaittu kävelevän nopeammin suoralla kävelyradalla kuin kaarevalla (Godi 2014: 4). Lisäksi kävelyradan pituudella tiedetään olevan vaikutusta tutkittavan kävelynopeuteen (Krumppoch 2021: 4).

#### 4.4 Mitattava matka ja askelmittausprotokolla

Mitattavan matkan keräämisprotokollasta ja tarvittavasta askelmäärästä suhteessa luotettaviin plantaarisen paineen mittaustuloksiin on tehty vuosien varrella lukuisia tutkimuksia. Tutkimukset on kuitenkin suoritettu painetta mittaavan laatan avulla, eivätkä sinällään ole täysin vertailukelpoisia painetta mittaavalla sensoripohjallisella tehtävien mittausten kanssa. Suurin osa tutkimuksista on lisäksi suoritettu terveille ihmisille, joilla ei ole sensorisia tuntopuutoksia. Bus & Lange toteavat kuitenkin vuonna 2005 tutkimuksessaan, etteivät havainneet eroavaisuuksia terveiden ja neuropatiaa sairastavien diabeetikkojen tulosten välillä siinä, montako mittauskierrosta tarvittiin luotettavan plantaaripaine- mittauksen suorittamiseen (Bus & Lange 2005: 897).

Bus & Langen tutkimuksessa vertailtiin yhden askeleen protokollalla ja kahden askeleen- protokollalla saatuja arvoja kolmen- askeleen mittausprotokollan tuloksiin, sekä selvitettiin tarvittavien testikierrosten määrä suhteessa luotettaviin plantaaripaine- arvoihin. Tutkittavat kävelivät paljain jaloin ja tutkimuksessa käytettiin painelaattaa. Kolmen askeleen mittausprotokollaa käsiteltiin tutkimuksessa keskikävelyn- mittaukseen verrattavana protokollana. Mitattavat arvot olivat maksimaalinen paine ja paineen viipymisajan integraali. Tulosten mukaan myös yhden ja kahden- askeleen mittausprotokollalla saadaan vertailukelpoisia tuloksia. Tällöin yhden- askeleen protokollalla tulee maksimipaineen ja paineen viipymisajan integraalin laskemiseksi kävellä seitsemän kertaa ensimmäinen askel. Kahden askeleen protokollalla tulee kävellä neljä kertaa, joista aina toinen askel mitataan. Kolmen askeleen protokollalla, jota siis tutkimuksessa pidettiin keskikävelyn protokollaa vastaavana, tuli kerätä 5 askelta. (Bus & Lange 2005: 894–895.) Määrät on ilmoitettu yhdeltä jalalta. Tarvittavat askelmäärät on tiivistetty tau-

lukkoon 2: Tarvittavat askelmäärät per askelprotokolla per mitattava arvo Bus & Langen mukaan. McPoil & kumppanit totesivat myös vuonna 1999 tutkimuksessaan, että kummallakin mittausprotokollalla (kaksi- askel tai keskikävely) saadaan luotettavaa tietoa tutkittavan plantaarisesta painejakaumasta. Mittaajan tulee kuitenkin toistuvissa mittauksissa suorittaa mittaukset eri mittauskerroilla samalla askelprotokollalla. (McPoil & Cornwall & Dupuis & Cornwell 1999: 495.)

Taulukko 2. Tarvittavat askelmäärät per askelprotokolla per mitattava arvo Bus & Langen mukaan (Bus & Lange 2005).

	1 askel	2- askel	3- askel (keskikävely)
<b>ptj</b>	7 askelta per jalka	4 askelta per jalka	5 askelta per jalka
<b>pp</b>	<b>4askelta per jalka</b>	<b>3 askelta per jalka</b>	<b>4 askelta per jalka</b>

Keskikävelyn mittauksessa ihanteellinen askelmäärä luotettavan ja vertailukelpoisen tuloksen saamiseksi, plantaaripaineiden mittauksessa, neuropatiaa sairastavilla diabeetikoilla, jalkineiden kanssa, on 12 askelta per jalka (Arts & Bus 2011: 882). Mittauksissa ei huomioida kiihdytys- ja jarrutusaskeleita (Arts & Bus 2011: 881). Tämä tarkoittaisi yhteensä 24 askeleen mittaamista, yhdellä otolla ja suoralla kävelyradalla. Tätä mittaustilaaan kohdistuvaa vaatimusta käsitellään tarkemmin luvussa: 4.3 Mitattava matka ja tilavaatimukset.

Koska toimintamalli plantaaristen paineiden määrittämiseksi hyödyntää katkeamattomasti painetta mittaavaa välineistöä, on kyseisten, painelaatalla tehtyjen tulosten hyödyntäminen toimintamallin rakentamisessa vaikeaa. Soveltaen, voisi niiden kuitenkin antavan hyväksynnän tilanteille, joissa asiakkaan ei ole mahdollista kävellä pitkiä etäisyyksiä lepotauotta. Tällöin, asiakas voisi esimerkiksi kävellä lyhyen matkan tuolilta tuolille, jonka aikana tarvittavat 12 keskikävelyn askelta per jalka mitattaisiin. Niin kutsutun Up & Go testin kanssa mitatuissa plantaaripaineen maksimin keskiarvossa ei havaittu korkeampia arvoja lineaarisesti kerättyihin arvoihin verrattuna (Guldmond 2007: 207). Up & Go testissä tutkittava nousi tuolilta, käveli kolmen metrin matkan, teki käännöksen pylvään ympäri ja käveli takaisin tuolille (Guldmond 2007: 205). Kenkään sijo-

tettavan mittausvälineistön, yhdessä ensimmäisen tai toisen askeleen mittausprotokollan kanssa voidaan kuitenkin todeta käytettävyydeltään huonoksi johtuen mittausvälin ajastuksen tuomiin ongelmiin.

Lyhyissä mittausmatkoissa tulee huomioida sen hidastava vaikutus tutkittavan kävelynopeuteen. Lyhyessäkään mittausmatkassa kiihdytys ja jarrutusaskelia ei tulisi mitata. Ihmisen kävelyvauhdin ja -vakauden on tutkittu tasaantuvan vasta noin kolmannen askeleen aikana, jonka vuoksi kiihdyttävistä askelista mitatut arvot eivät ole luotettavia (Wearing & Urry & Smeathers & Battistutta 1999: 256). Keskimäärin ihminen tarvitsee noin kahden ja puolen metrin matkan saavuttaakseen vakaan kävelyn (Lindemann & Najafi & Zijlstra & Hauer & Muche & Becker & Aminian 2008: 94). Kävelyn jarrutukseen ja sitä kautta pysähdykseen ihminen tarvitsee tutkimuksien mukaan yksi- tai kaksi askelta, riippuen kävelynopeudesta ja yksilön kehollisista ominaisuuksista. Myös pysähtymisen yllättävyydellä, sekä yksilön iällä on vaikutusta pysähdykseen tarvittavaan askelmäärään, mutta keskimäärin ihminen tarvitsee siihen kaksi askelta. (Sparrow & Tirosh 2005: 362–371.) Kävelyn jarrutusvaiheessa pysähtyminen lisää jarruttavia voimia ja vähentävää viimeisen otetun askeleen työntövoimaa (Jaeger & Vanitchatchavan 1992: 1235).

#### 4.5 Kävelynopeus mittauksissa

Kävelynopeuden vaikutusta plantaaripaineen mitattaviin arvoihin ei tule aliarvioida. Tutkittavan kävelynopeuden vakiointi on yksi tärkeimmistä protokollan osista kun tuloksista halutaan luotettavia. Kävelynopeudella on merkittäviä vaikutuksia kävelyn biomekaniikkaan. Nopeuden muutoksen on havaittu muuttavan ajallisesti kävelyn parametreja. (Fukuchi & Fukuchi & Duarte 2019: 4–5, 8.) Terveillä ihmisillä, varsinkin nuoremmilla ikäryhmillä, kävelynopeuden nousun on havaittu kohottavan koettuja kontaktivoimia (GRF), ja hidastetun kävelynopeuden pienentävän niitä (Fukuchi 2019: 9).

Plantaarisen maksimipaineen määrän on todettu olevan verrannollinen kävelynopeuteen terveillä aikuisilla. Kävelynopeus vaikutti huippupaineeseen nostavasti varsinkin isovarpaan ja kantapään alueella. Päkiän alueen paineet nousivat mediaali ja keskialueella, mutta tasoittuivat nopeuden noustessa. (Segal & Rohr & Orendurff & Shofer & O'Brien & Sangeorzan 2004.) Kävelynopeuden, on muissakin tutkimuksissa todettu vaikuttavan, varsinkin jalkaterän etu- ja takaosan plantaarisiin maksimipainelukemiin. Jalkaterän kaaren alueen plantaaristen painearvojen ei ole tutkimuksissa kuitenkaan havaittu kasvavan kävelynopeuden vaikutuksesta, kuten muualla jalkaterän alueella, vaan jopa laskevan. (Taylor & Menz & Keenan 2003:51–52; Burnfield 2004:81; Warren

& Maher & Higbie 2004: 97–98.) Tämän arvellaan johtuvan askelsykliin liittyvistä, biomekaanisista tekijöistä (Pataky 2008: 1987–1988). Kävelynopeus ei kuitenkaan korreloi kasvavasti kaikkien, mitattavien painearvojen kanssa. Kävelynopeuden kasvun on havaittu pienentävän aika- sidonnaisia arvoja, kuten paineen- ja voiman integraaliarvoja, sekä kontakti- aikaa. Saatujen painearvojen ei myöskään voi olettaa kasvavan tasaisessa suhteessa kävelynopeuden lisäämiseen. (Taylor 2003: 51–53)

Hitaammat kävelynopeudet pienentävät terveillä aikuisilla plantaarisia maksimipainearvoja, mutta neuropaattisten diabeetikkojen kohdalla tällaista seurausta ei ole havaittu (Ko 2010: 30; Fernando 2016:5; Yavuz & Tajaddini & Botek & Davis 2008: 557). Tällöin plantaariset painekertymät syntyvät muiden paineen jakautumiseen vaikuttavien, sairauteen liittyvien ilmiöiden vuoksi. Diabeetikoiden kävelyn laatu ja siihen liittyvät muutokset käsitellään tarkemmin luvussa: 4.6 Kävelyn laatu.

#### 4.5.1 Tutkittavalle ominainen vai valittu nopeus?

Plantaarista painetta tutkittaessa mitattavan kävelynopeuden tulisi olla mahdollisimman lähellä asiakkaalle ominaista kävelyn nopeutta. Ominaisen kävelynopeuden käyttö tutkimuksissa antaa parhaiten tietoa arkielämässä jalkapohjiin kohdistuvasta paineesta ja mitattu kävely pysyy laadultaan tasaisena ja luonnollisena. Ominaisen kävelynopeuden käytössä tulee kuitenkin huomioida, että nopeuden tulisi pysyä yhtenäisenä, jokaisella tutkimuskerralla. Muutokset tutkittavan kestävyyskunnossa ja kuntoutuminen saattavat potentiaalisesti muuttaa henkilölle ominaista kävelynopeutta, joten kävelynopeus tulisi kirjata muistiin ja ottaa huomioon toistuvissa plantaaripaineen mittauksissa. (Warren 2004: 92.) Koska on osoitettu, etteivät eri testaaajien suorittamat kävelynopeuden vakioinnit ole keskenään yhtenäisiä, tulisi tutkimuksissa käyttää joko aina samaa kävelynopeuden ajanottajaa tai suosia koneellista ajanottoa (Warden & Kemp & Liu & Moe 2019: 85).

Opinnäytetyön teoreettisessa viitekehysessä käsitellyissä, plantaarista painetta mitaavissa tutkimuksissa kävelynopeuden vakioinnissa käytettiin hyväksyttynä nopeusvaihteluna viittä tai kymmentä prosenttia. Pataky & kumppanit ilmoittavat 2008 tehdystä tutkimuksestaan tutkittaviensa keskimääräisen, normaalin kävelynopeuden olleen 1,44 metriä sekunnissa. Hitaan ja nopean, tutkimuksessa käytetyn kävelyn vauhtien keskimääräinen ero laskettuun keskinopeuteen oli 0,45 metriä sekunnissa. Keskimääräinen nopeuden vaihtelu verrattuna normaaliin kävelynopeuteen oli siis reilusti yli 20 prosentin. (Pataky 2008:1989.) Segalin & kumppaneiden tekemässä tutkimuksessa mitatut nopeudet olivat 0,75–1.75 metriä sekunnissa. Mittausväleiltään nopeudet olivat



noin 0,25 metriä sekunnissa. Kävelynopeuden muutos oli tässä tutkimuksessa keskimäärin 24 prosenttia. Kävelynopeuden nousun havaittiin vaikuttavan mitattuihin painoarvoihin niitä lisäävästi. Vaikutus oli kuitenkin pienempi tai osin olematon, kun kävelynopeudet olivat hitaita. Alle 1,25 metriä sekunnissa olevalla kävelynopeudella ei ole todettu olevan vaikutusta plantaarisiin paineisiin siten, jotta ne nousisivat yli kynnyksarvon 200 kPa. Tutkimuksessa tutkittiin terveitä aikuisia. (Segal 2004.) Näin ollen, kävelynopeuden vaihteluvälin rajaaminen korkeintaan alle kymmeneen prosenttiin tuntuu perustellulta. Olennaisinta vaihteluvälin asettamisessa on sen noudattaminen.

Yhteenvetona tutkittavan kävelynopeuden vakioinnista ja sen vaikutuksesta mittaustuloksiin voidaan todeta, että nopeuden vaikutus paineisiin on jossain määrin yksilöllinen, jalkaterän patologiin muutoksiin kytkeytyvä, ei suoraan ennustettavissa oleva ja vaikuttaa eri tavoin jalkaterän eri osissa. Näistä syistä johtuen tutkittavan kävelynopeuden tulee pysyä yhdenmukaisena samalla tutkimuskerralla, mutta myös jatkotutkimusotoissa.

#### 4.5.2 Asiakas mittaustilanteessa

Ominaista kävelynopeutta käytettäessä tulisi tutkimusasetelmassa ottaa huomioon mittaustilanteen mahdollinen vaikutus kävelyyn. Tulisi varmistaa, että asiakkaan on tilanteessa mahdollista rentoutua, jotta hänelle ominaisen kävelynopeuden ja -tyylin tallentaminen/ saavuttaminen on mahdollista. Asiakkaille tulisi antaa mahdollisuus kävellä tutkimusrataa pitkin muutaman kerran ennen varsinaisen mittaamisen aloittamista (Medilogic pressure measurement manual 2018: 29). Tutkimusrataan tutustuminen ehkäisee mahdollisen jännittämisen vaikutusta kävelyyn ja sen nopeuteen. Tietoisuus kävelyn nauhoittamisesta ja testitilanteen aiheuttaman jännityksen on havaittu johtavan kävelynopeuden kasvuun (Hutchinson & Brown & Deluzio & DeAsha 2019: 79). Kävelynopeuden on havaittu muuttuvan merkittävästi nopeammaksi verrattaessa tutkimustilanteessa mitattua nopeutta arkielämän kävelynopeuksiin (Van Ancum & Schooten & Jonkman & Huijben & Lummel & Meskers & Maier & Pijnappels 2019: 30–31). Lisäksi on havaittu, että kävelyprotokollan lähtö- ja päätösvalinnalla on vaikutusta kävelynopeuteen. Jos asiakas aloittaa ja lopettaa kävelyn mittaussmatkan dynaamisesti, on kävelynopeus todettu nopeammaksi kuin staattisesti alkavassa mittaussmatkassa, jossa asiakas lähtee paikaltaan seisoen kävelemään ja pysähtyy mitattavan matkan päähän. Jotta kävelynopeuden erot jäisivät mittauksissa mahdollisimman vähäisiksi tulisi mittaussprotokollan toistuvuuteen samanlaisena kiinnittää erityisesti huomiota. (Sustakoski & Perena & vanSwearingen & Studenski & Brach 2015: 331; Krumpoch 2021: 143.)

## 4.6 Kävelyn laatu diabeetikoilla

Neuropaatisten diabeetikkojen kävelyn on havaittu poikkeavan laadultaan terveiden ihmisten kävelystä. Polyneuropatia ja niveljäykkyydet, sekä lihasatrofiat muuttavat kävelyn mallia ja muutokset kävelymallissa johtavat plantaarisen paineen jakautumisen- ja alueellisten viipymisaikojen muutoksiin. (Giacomozzi 2002: 1455–1456.) Perifeeristä neuropatiaa sairastavien diabeetikkojen kävelynopeus on todettu merkittävästi hitaammaksi ja kävely laadultaan epävarmemmaksi verrattuna ikäsopivaan kontrolliryhmään (Ko 2010: 32). Varovaisuus johtuu luultavasti lihasheikkouksien, niveljäykkyyksien ja proprioseptiikan heikentymisen aikaansaamista muutoksista yksilön tasapainoon, liikkumiseen ja liikkumisen varmuuden tunteeseen. Onkin osoitettu, että kävelynopeus korreloi yksilön iän ja pituuden lisäksi lihasvoiman kanssa (Bohannon 1997: 16).

## 4.7 Jalkine- ja sukkavalinta

Plantaaripaineiden mittaus tulisi suorittaa niissä jalkineissa, joita asiakas arjessaan käyttää (Owings 2008: 843). Plantaaripaineiden mittaus paljasjaloin, neuropatiaa sairastavilla diabeetikoilla ei ole suositeltavaa ilmeisten, suojatunnon puuttumiseen liittyvien riskien takia (Owings & Apelqvist & Stenström & Becker & Bus & Kalpen & Ulbrecht & Cavanagh 2009: 1141). Plantaaripainemittaus paljasjaloin ei liioin palvele tarkoitustaan arvioida diabeetikoiden plantaarisen alueen todellista kudostasitusta, sillä heidän tulisi ohjeistetusti välttää paljasjaloin kävelyä. Keventävien tekijöiden vaikutusta koettuun paineeseen ei myöskään tulisi verrata paljasjaloin mitattuihin plantaaripainearvoihin, sillä plantaarisen paineen arvojen on todettu olevan korkeammat paljainjaloin kuin sopivalla jalkineella (Burnfield 2004: 82). Ihmiset myös kävelevät hitaammin paljasjaloin kuin jalkineilla (Lythgo & Wilson & Galea 2009: 503–504). Jalkineella on vaikutusta plantaarisiin paineisiin, joten ne tulisivat ottaa mukaan jokaiseen mittaukseen (Owings 2009: 1145.) Asiakkaan jalkineen tulisi kuitenkin olla jalkaterveyttä edistävä jalkine, kuten yksilöllisillä mitoilla valmistettu ortopedinen jalkine (Owings 2008: 843). Medilogic- välineistön valmistaja ei myöskään suosittele sensoripohjallisia käytettäväksi paljasta ihoa vasten (Medilogic pressure measurement manual 2018: 21). Jalkineen kiinnitys mahdollisuuksiin tulee kiinnittää huomiota. Jalkine tulee olla kiinnitettynä tiukasti mittauksissa, sillä löysästi kiinnitetty jalkine vaikuttaa saatuihin painearvoihin. (Fiedler & Stuijzand & Harlaar 2011: 399.) Lisäksi tutkimuksessa käytetyllä sukalla on vaikutusta saatuihin painearvoihin. Nylonsukalla tehdyissä mittauksissa saavutettiin suurin painearvon vähentäminen, kun sukan materiaalin kitkakerroin oli sisäpinnaltaan pieni ja ulkopinnaltaan suuri. (Dai & Li & Zhang & Cheung 2006: 320.) Sukkamateriaali

mittauksissa voi olla myös asiakkaan oma sukka, jolloin saadut arvot luultavasti reflektoivat parhaiten arkielämän plantaarisia painearvoja. Tällöin on kuitenkin tärkeää huolehtia, että sukkamateriaali ja niiden paksuus pysyvät samana eri mittauskertojen välillä.

#### 4.8 Kehon painon vaikutus tuloksiin

Painon vaikutusta plantaariin paineisiin on tutkittu paljon. Jos kuitenkin halutaan todennukaista tietoa ylipainon vaikutuksesta paineisiin, tulee tutkittavien olla ylipainoisia. On tehty paljon tutkimuksia, joissa normaalipainoisten tutkittavien ylipaino on simuloitu painoliiveillä. Tämä ei kuitenkaan anna totuudenmukaista tietoa, kuinka alaraaja ja varsinkin jalkaterä mukautuu ylipainoon ja kuinka se ajan myötä vaikuttaa jalkaterän toimintaan ja asentoon. Painoliiveillä tehtyjen tutkimusten tuloksia ei siten ole huomioitu tätä osiota kirjoitettaessa.

Ihmisen kehon painolla on vaikutusta plantaaristen paineiden suuruuteen. Painon lisääntyminen nostaa jalkaterän mediaalisen ja lateraalisen kaaren alueen, kantapään, sekä metatarsaalialueen maksimipainelukemia. Lisääntyvän painon vaikutus kaaren laskeutumiseen lisää kyseisen alueen plantaarista painetta. Ylipainoisten ihmisten päkiän alue on myös todettu leveämmäksi kuin normaalipainoisten. Kantapään alueen lisääntyneiden painelukemien uskotaan johtuvan jalkaterän toiminnallisista muutoksista liittyen lisääntyneeseen painoon ja kaaren alueen laskeutumiseen. (Walsh & Butterworth & Urquhart & Cicuttini & Landorf & Wluka & Shanahan & Menz 2017: 3–6; Hills & Hennig & McDonald 2001: 1676.)

#### 4.9 Mitä mitataan

Mitattavien arvojen valinnassa tulee ottaa huomioon kyseisen mittauksen tavoite ja mitkä arvot tarjoavat siihen eniten informaatiota, sekä käytettävissä olevan laitteiston soveltuvuus ja validius kyseisten arvojen mittaukseen. Mittaajan tulee myös ymmärtää varsinkin johdettujen arvojen kohdalla kyseisen arvon mittaustapa ja suositellusti kirjata tämä laskutapa ylös jatkotutkimuksia ajatellen. Mittaajan tulee myös ymmärtää, että eri välineistöillä on omat algoritminsa johdettujen arvojen laskemiseen ja näin ollen niiden toimintaan tulisi perehtyä tarkemmin. Eri ohjelmistojen saamien tulosten vertailuun tulisi siksi suhtautua varauksella. (Giacomozzi 2011: 252–253.)

Diabeetikoiden asiakasryhmässä ollaan useimmiten kiinnostuneita yksilön haavautumariskistä ja lähtötilanteessa ilmenevistä plantaarisista paineista omalla jalkineella kuvantaen mahdollisimman tarkasti arjessa esiintyvää painekuormaa, sekä plantaarisista paineista painekuormitusta tasaavalla pohjallisella ja/tai jalkineella.

Mietittäessä mitä arvoja plantaarisista paineista diabeetikon haavautumariskin kartoittamiseksi tarvitaan, täytyy tietää, millaisella paineella on merkitystä haavautuman synnyssä. Kansainvälisestäkin merkityksellisenä tekijänä pidetään maksimaalista painearvoa (Bus 2020:7–8). Maksimaalisen plantaarisen paineen mittaaminen on mahdollista kaikilla yleisimmillä dynaamisen mittaamisen välineistöillä, joskin tulosten vertailemisessa keskenään tulee edetä varovaisesti. Muita merkitykseltään vielä tutkimusvaiheessa olevia, vertikaalisten voimien lisäksi vaikuttavia voimia ovat erilaiset hankaavat ja poikittaisesti kudokseen vaikuttavat, leikkaavat voimat. Näiden voimien tiedetään olevan merkittävä ihorikkojen, kovettumien ja kudonvaurioiden aiheuttaja ja ovat siten vaikuttamassa haavautumien syntyyn. Joidenkin tutkijoiden mielestä shear stress-voimat ovat jopa merkityksellisempiä diabeettisten haavautumien aiheuttajia kuin vertikaaliset voimat. Mittaamisteknologian puolelta ei kuitenkaan toistaiseksi ole tarjolla kaupallista, yleiskäyttöön sopivaa mittaustekniikkaa mittaamaan näitä voimia. (Yavuz 2014: 223–225.)

Plantaaristen paineiden yleisimmin mitattuja, vertikaalisia arvoja ovat maksimaalinen plantaarinen paine (maximum peak pressure), sekä paineen keskiarvo ja paineen integraali eli paineen viipymisaika (pressure-time integral). Nämä arvot toistuvat tutkimuksissa joko yhdessä tai erikseen.

Tutkimustulokset plantaaristen paineiden luotettavaan arviointiin tarvittavista variaabeleista vaihtelevat suuresti. Maksimaalisen paineen tiedetään olevan vaikuttava tekijä diabeettisen haavautuman synnyssä ja kyseisen arvon mittaaminen on siten perusteltua. Haasteeksi maksimaalisen paineen käytössä muodostuu luotettavan kynnysarvon määrittäminen sille, milloin paine ylittää kudonkestävyyden rajan (Waldecker 2012: 42). Kynnysarvoista laajemmin luvussa: 4.9.1 Kynnysarvot, riittävät kevennysprosentit. Maksimaalisen paineen vaikutukset haavautuman syntyyn myös vaihtelevat jalkaterän eri alueilla. Haavautumariskin on havaittu toteutuvan maksimaalisten painearvojen kasvaessa jalkaterän metatarsaalien alueella, mutta ei esimerkiksi kantapään alueella (Ledoux & Shofer & Cowley & Ahroni & Cohen & Boyko 2013: 623).

Paineen viipymisen integraaliarvo (pressure time integral) määrittää koetun maksimipaineen ajallista kestoa tietyllä plantaarialueella ja siten antaa tietoa todellisesta, kyseiselle alueelle kohdistuvasta kudostasituksen määrästä. (Melai & Ijzerman & Schaper & Lange & Willems & Meijer & Lieverse & Savelberg 2011: 380.) Maksimipaineen integraaliarvon mittaamisen tarpeellisuudesta on vastakkaisia tutkimustuloksia. Waajiman & Bus toteavat vuoden 2012 maksimipainearvoa ja maksimi paineen integraalia vertailevassa tutkimuksessaan kyseisten arvojen olevan keskenään yhteneväisiä ja toisistaan riippuvaisia. He esittivät tuloksissaan, ettei maksimaalisen paineen integraaliarvosta olisi mainittavaa hyötyä plantaari-paineiden arvioinnissa. (Waajiman & Bus 2012: 2–3.) Waldecker tutki vuonna 2012 julkaistussa tutkimuksessaan samojen arvojen soveltuvuutta haavautumariskin määrittämiseen ja tulokset kertoivat maksimipaineen integraalin olleen merkittävästi korkeampi diabeetikkojen kuin terveiden verrokkien ryhmässä. Tutkimus painotti maksimipaineen integraaliarvon tulkittavuutta verrattuna maksimipainearvoon. (Waldecker 2012: 46–48.) Ledoux ja kumppanit totesivat, ettei PTI ilmaissut haavautumariskiä (Ledoux 2013: 623). Melai & kumppanit toivat esille plantaarista painetta mittaavan laitteiston (Novel) avulla lasketun maksimipaineen integraalin virheellisyyden ja sisällyttivät omaan laskentakaavaansa force time integraalin eli paineen viipymisajan. Tällä tavoin laskettuna PTI korreloi vähemmän maksimaalisten arvojen kanssa ja tarjoaa jatkotutkimuksissa ehkä sittenkin hyödyllisen työkalun haavautumariskin arviointiin. (Melai 2011: 380–381.) Keijsers, Stolwijk ja Pataky toteavat 2010 tutkimusartikkelissaan kolmen suosituimman mitatun arvon olevan lineaarisesti riippuvaisia toisistaan ja siten niiden kaikkien määrittämisen olevan tarpeetonta (Keijsers 2010: 141). Hsi & Chai & Lai totesivat 2002 tutkimuksessaan pressure time integraalin olevan hyvä työkalu yksilöllisten jalkineratkaisujen arvioinnissa (Hsi & Chai & Lai 2002:824).

#### 4.9.1 Kynnysarvot, riittävät kevennysprosentit

Suojatunnon puuttumisen vuoksi, diabeetikoiden plantaaristen paineiden arviointiin tarvitaan paineen keventämisen kynnysarvo. Kynnysarvon ylittämisen voitaisiin suurella todennäköisyydellä sanoa johtavan kudostavaurioon ja siten haavautumaan jalkaterän plantaarialueella. Erilaisia tutkimuksia paineen kynnysarvon määrittelyyn on tehty, mutta tutkimuksien tuloksista saadut arvot eroavat jonkin verran toisistaan, johtuen luultavasti tutkimusasetelmien ja -välineistön eroavaisuuksista. (Fawzy & Arafa & El Wakeel & Abdul Kareem 2014: 37.) Kynnysarvon määrittely on tutkimuksissa kohdistunut pääasiassa maksimaalisen, plantaarisen paineen arvoon. Jalkineella mitattu, maksimaalinen plantaari-paine on ainoa mitattava painearvo, jonka on tutkimuksissa osoitettu korreloivan haavautumariskin kanssa (Patry & Belley & Cote & Chateau- Degat

2013:322). Neuropatian ja sen vaikeutumisen on todettu vaikuttavan, varsinkin jalkaterän etuosan plantaarisiin paineisiin lisäävästi (Caselli 2002: 1068). Arvioitaessa plantaaripaineita, on tärkeää huomioida kaikki muutkin haavautumariskiä vaikuttavat tekijät. Asiakkaan aktiviteettitaso, tarjottujen jalkine ratkaisujen käyttökuuliaisuus ja yleinen diabeteshoidon tasapaino vaikuttavat kaikki osaltaan lopputulemaan. (Owings 2009: 1145.) Mitä kauemmin yksilö on diabetesta sairastanut, sokeroitumisen aiheuttamat nivel- ja lihasmuutokset, sekä tutkittavan elämäntapoihin liittyvät tekijät, kuten tupakointi vaikuttavat välillisesti sekä kudoksiin, että plantaarisiin paineisiin (Fawzy 2014: 38; Caselli 2002: 1068). Pelkän maksimaalisen paineen kynnyсарvon määrittämisen lisäksi on tärkeää kartoittaa paineen kestoon ja toistuvuuteen liittyvät lukemat (Lavery & Armstrong & Wunderlich & Tredwell & Boulton 2003: 1071–1072).

Osan näistä tekijöistä pystyy sisällyttämään plantaaripainemittauksiin. Asiakkaan aktiviteettitaso esimerkiksi tulisi huomioida mittauksia tehdessä mittaamalla plantaaripaineet asiakkaan aktiivisuuden mukaan, sekä siten, että mittaukset suoritetaan kuvaamaan mahdollisimman realistisesti arkielämän liikkumisessa syntyviä paineita. Asiakkaan jalkine- ja pohjallismyöntyväisyys tulisi kartoittaa, jotta tehdyt plantaaripainemittaukset kuvaisivat arkielämän todellisuutta (Patry 2013: 325). Asiakkaan motivaatiosta riippumatta, mittauksen suorittaminen paljain jaloin on kuitenkin turhaa, jos tarkoituksena on todentaa juuri tukipohjallisten keventämisen tasoa. Lisäksi, kuten aiemmin on todettu, ei neuropaatikoiden paljain jaloin liikkuminen ole suotavaa.

Yksittäisen kohdealueen mitattu, maksimaalinen paine ei saa ylittää 200 kPa kevennyksen kanssa mitattuna, sillä sen ylittävän paineen voidaan päätellä kasvattavan haavautumariskiä diabeetikoilla (Owings 2009: 1143–1145). Päätelmään johtaneen tutkimuksen kohteena olivat diabeetikot, joilla oli joskus ollut plantaarinen jalkahaava. Kynnyсарvo määriteltiin mittauksilla, jotka suoritettiin Pedar- plantaaripaineen mittaussysteemillä. Pedar- pohjallisissa on 99 kapasitiivista sensoria per pohjallinen (Novel 2021). Owingsin tutkimuksesta saatua plantaarisen paineen kynnyсарvoa ei välttämättä tule vertailla erilaisilla sensoreilla saatuihin arvoihin (Price 2016: 9–11). Tutkimus painottaa kynnyсарvon olevan pätevä Pedar- välineistölle (Owings 2009: 1145). Esimerkiksi Medilogicin käyttöön ei kuitenkaan ole tutkimuksilla erikseen määriteltyä kynnyсарvoa. Lisäksi Owingsin tutkimuksessa hyödynnettiin aluejakoa eli maskingia (Owings 2009: 1143). Medilogicilla ei tällä hetkellä ole käytössä masking- ominaisuutta, joten 200 kPa kynnyсарvo tulee arvioida sensorikohtaisista, maksimaalisen paineen arvoista.

Waajiman ja kumppanien tutkimuksessa 2012 todetaan että, jos kohdealueen paine oli lähtöarvoiltaan alle 200 kPa:n, oli sen lisäkeventäminen haastavaa, josta tutkijatiimin

mielestä voitiin päätellä, että noin 200 kPa on niin sanottu paineen optimiarvo, jonka alittaminen ei ehkä ole enää edes mahdollista (Waajiman 2012: 1547). Haavautuman uusiutumisen riskin on todettu pienentyneen huomattavasti, kun maksimaaliset paineet jalkineilla mitattuna, eivät ylittäneet 200 kPa ja mittauksissa käytettyjen jalkineiden käyttöaste asiakkaan arjessa oli yli 80 prosenttia. Tutkimuksessa hyödynnettiin aluejakoa. (Waajiman 2014: 1700.) Nämä huomiot tukevat vahvasti kynnyksiarvon 200 kPa valitusta haavautumariskin ennakoijana.

Owingsin & kumppaneiden tutkimuskohderyhmän tulokset eivät ehkä ole yleistettävissä sellaisiin diabeetikoihin, joilla ei ole ollut jalkahaavaa. Haavautumilla ja niiden taustalla vaikuttaneella kudostasituksella ja -muutoksilla voi olla pitkäaikaisia kudosten kestävyysvaikutuksia. (Maluf 2004: 573.) Huomionarvoista suhteessa haavautumariskiin on myös diabeetikon liikkumisen määrä. Diabeetikoiden liikkumisen määrää tutkittaessa on havaittu, että diabeetikot ja diabeetikot, joilla oli plantaarinen haavauma liikkuivat merkittävästi vähemmän arjessaan kuin terveet verrokot (Maluf 2004: 572). Diabeetikon kudosten kestävyyttä tai plantaarisia arvoja ei siis tule verrata terveeseen yksilöön, eikä johdopäätöksiä haavautumariskin suuruuteen tule tehdä suhteessa diabeetikon liikkumisen määrään.

Fawzy ja kumppanit määrittivät tutkimuksessaan vuonna 2014 egyptiläisistä diabeetikoista koostuvalla otannalla, plantaarisissa paineissa havainnoitujen eroavaisuuksien kautta, maksimaalisen paineen kynnyksiarvot jalkaterän etu- ja takaosalle, mutta myös muita haavautumariskin kanssa korreloivia arvoja. Tutkimuksessa saadut haavautumariskin maksimaalisen paineen kynnyksiarvot ovat jalkaterän etuosalle 335 kPa ja – takaosalle 245 kPa. (Fawzy 2014: 33.) Tutkimuksen mittaukset suoritettiin paljasjaloin, joka voi osaltaan selittää korkeammat kynnyksiarvot verrattuna muiden tutkimusten jalkineilla tehtyjen mittausten saamiin tuloksiin.

Monissa tarkastelluissa, plantaaripainetta mittaavissa tutkimuksissa oli käytössä lisäksi muitakin paineen kynnyksiarvoja, joita tosin luultavasti hyödynnettiin, jos saatu lähtöpainelukema oli jo alle optimiarvon 200 kPa. Onnistuneen kevennyksen kriteereinä on käytetty myös yli 25 prosentin kevennystä kohdealueen paineeseen lähtöarvosta laskettuna. (Waajiman 2012: 1546.)

Maksimaalisen paineen kynnyksiarvon lisäksi on olemassa muitakin haavautumariskin kanssa korreloivia variaabeleita, joiden luotettavuuden arviointi on kuitenkin osaksi kesken. Nämä lisävariaabelit ovat kuitenkin johdannaisia maksimaalisista painearvoista. Lupaavia tuloksia on olemassa jalkaterän etu- ja takaosan suhteesta, pressure- time

integraalista ja maksimaalisen paineen nousukäyrästä. (Patry 2013: 326–327.) Jalkaterän etuosan ja takaosan plantaaristen maksimaalipaineiden keskinäisellä suhteella on havaittu olevan korrelaatio haavautumariskin kasvuun. Tämä painesuhde kertoo epätasapainoisesta painejakaumasta, jota esiintyy vakavasti neuropaattisissa jaloissa. Tällöin pelkkä korkea paine ei sellaisenaan vielä ennustaisi tarkasti haavautumariskiä, vaan korkean paineen sijoittumisella olisi suuri merkitys. Etuosan ja takaosan välisen, yli kahden tai kahden ( $\geq 2$ ) suhdeluvun on todettu ennustavan diabeetikon haavautumariskiä, jopa hieman tarkemmin kuin maksimaalisen painearvojen ollessa yli/ 6 kg/cm<sup>2</sup>. (Caselli 2002: 1068.)

Diabeetikoiden lähtöpainearvoissa on paljon eroavaisuuksia yksilöiden kesken ja kynnyksarvon ja sitä kautta haavautumisriskin määrittäminen tulisi tehdä kokonaiskuvan mukaan. On muistettava, että paineen määrä jalkaterässä ei ole pysyvä vaan vaihtelee yksilöittäin ja yksilön elämän aikana. Diabeetikoilla plantaaristen paineiden on havaittu kasvavan iän ja neuropatian vakavoitumisen myötä, ja ne ovat korkeammat kuin terveillä ihmisillä huolimatta hitaammasta kävelynopeudesta. Korkea, yksittäinen plantaarinen painelukema ei vielä välttämättä aiheuta painehaavaa, joten paineen viipymisajalla on merkitystä. Jalkaterän etu- ja takaosan suhde saattaa olla tärkeä haavautumariskin ennustaja. Saavutetut kevennysvaikutukset, optimitkaan, eivät ole pysyvä olo-tila. Saavutettu paineen kevennys vaatii säännöllistä seurantaa olosuhdemuutosten ja materiaaleissa tapahtuvan kulumisen vuoksi.

#### 4.9.2 Viereisten kudosten kuormitus

Plantaaripainemittauksen tuloksia tarkastellessa on tärkeää huomioida myös kevennetävän alueen viereiset kudokset. Siirtäessä painetta laajemmalle alueelle täytyy varmistaa, ettei alkuperäisen painealueen kokema liiallinen painekuormitus vain siirry toisaalle tai kuormita jaettunakin liikaa viereisiä kudoksia. (Owings 2008: 841–842.)

Kohdealueen viereisten kudosten paineen nousu on määritelty olevan liiallinen noustessa yli 25 prosenttia alkumittauksen lukemasta tai nousun ollessa yli 25 kPa. Arviointi suoritettiin plantaarisen paineen mittauksista, joissa kohdealueet oli kevennetty. (Bus 2011: 1597.)

Tutkimuksessa vuonna 2012 käytettiin samoja arvoja: nousu 25 prosenttia tai 25kPa, lisäksi arviointiin kynnyksarvon 200kPa, jota paineen siirto ei saanut ylittää. Viereisten kudosten paineet laskettiin alueellisena keskiarvona lähtöarvoja ja viimeisen mittauskerran arvoja verraten. (Waajiman 2012: 1546.)



#### 4.10 Kirjaaminen

Mittauksessa on suositeltavaa käyttää kirjaamislomaketta, jolla voidaan varmistaa eri mittauskertojen yhteneväisyys, sekä helpottaa hoitoratkaisujen vaikuttavuuden arvioinnin seuranta. Kirjauksesta tulisi ilmetä ainakin seuraavat esimerkkilomakkeessa mainitut asiat: kävelynopeudet, kävelyradan ominaisuudet, asiakkaan pituus, paino ja kengän koko, käytettyjen sensoristen pohjallisten koko, välineistön kalibroinnista kulunut aika, tutkittavan mielentila ja kävelyn arviointi, käytetyt jalkineratkaisut, jalkineratkaisujen käyttöaste ja asiakkaan aktiivisuustaso, sukkamateriaali, sekä välineistön asetukset mittauksessa. (Liite2). Giacomozzi suositaa mittausympäristön ominaisuuksien raportoinnin kaikessa laajuudessaan käsittäen niin valaistuksen kuin kävelyalustan materiaalin. Kävelyistä hän ohjeistaa kirjaamaan kävelyn- ja askelkohtaisen laadun, sekä mitatun askelmäärän. hyödyllistä on myös todeta mitä mittauksilla halutaan todentaa. (Giazomozzi 2011: 264–265.) Lisäksi kirjataan muut huomion arvoiset tekijät, jotka mittauksissa nousevat esille. Näitä ovat esimerkiksi muutokset asiakkaan liikkumisessa, apuvälineiden tarve kävelyssä tai alaraajan tai jalkaterän asennossa tapahtuneet muutokset. Lisäksi kirjauksiin liitetään saadut tulokset ja niistä johdetut, keskeiset huomiot. Käytettyjen aluejakometodien raportointi on tärkeää (Giacomozzi 2011: 263).

## 5 Pohdinta

Opinnäytetyön tarkoituksena oli luoda toimintamalli plantaarisin paineen dynaamiseen mittaamiseen diabeetikoilla. Tavoitteena oli tarjota yksilöllisiä tukipohjallisia valmistaville ammattilaisille objektiivinen väline yksilöllisten tukipohjallisten tarkoituksenmukaisuuden arviointiin suhteessa haluttuihin, keventäviin ominaisuuksiin ja jalkaterän plantaarista painetta tasaavaan vaikutukseen. Toimintamallin käytettävyyden arvioi yhteistyökumppani omilla asiakkaillaan. Vaihtelevia toimintamalleja plantaaristen paineiden mittaamiseen tutkimuksissa on käytetty runsaasti. Tutkimuksia toimintamallien eri osa-alueiden vaikutuksista saatuihin tuloksiin ja määreistä on viime vuosikymmeninä tehty myös paljon. Yleisen toimintamallin ohjeistusta ei kuitenkaan ole. Identtisen toimintamallin käyttö tutkimuksissa mahdollistaisi tutkimustulosten keskinäisen vertailun (Giacomozzi 2011:260). Yksittäisiä tutkimuksia tutkijoiden laatimien toimintamallien toistettavuudesta on tehty painelaatalle, mutta nämä toimintamallit eivät täysin vastaa dynaamisen välineistön käytössä syntyviin vaatimuksiin. Dynaamisen välineistön toistettavuuteen liittyvät tutkimukset keskittyvät enimmäkseen käytetyn välineistön teknillisiin ominaisuuksiin, eikä itse toimintamalliin liittyviä tekijöitä tuoda ilmi. Täten pohdinta keskittyy arvioimaan toimintamallin käytettävyyttä yleisellä tasolla.

Toimintamalli on koottu opinnäytetyön teoreettiseen viitekehykseen nostetuista plantaarisen paineen tutkimuksista, sekä tutkimuksista, joilla on määritelty toimintamallin eri osa-alueiden ja määreiden luotettavuutta. Kirjallisuuskatsauksessa keskityttiin, sekä subtanssikirjallisuuteen, että menetelmäkirjallisuuteen. Sisällönanalyysi tehtiin aineistolähtöisesti. Toimintamallin rakentamisen kannalta epäselvissä tai keskenään ristiriitaisissa tutkimustuloksissa pyrittiin soveltamaan sen tuloksia pohdinnan ja käytettävyyden kautta. Tutkimusten lisäksi toimintamalliin hyödynnettiin Medilogic- välineistön manuaalia.

Koottu toimintamalli suosittaa kävelynopeuden sallituksi vaihteluväliksi kymmentä prosenttia. Tutkimuksissa on myös hyödynnetty kävelynopeuden vaihteluvälinä 10 prosenttia (Owings 2008: 841). Tämä vaikuttaa arvioiden armollisemmalta asiakkaalle kuin toinen tutkimuksissa käytetyin, viiden prosentin vaihteluväli. Diabeetikoiden ekseessiivinen kävelyttäminen mittaustilanteessa luo mahdollisen haavautumariskin ja vain viiden prosentin vaihteluvälillä uusintakierrosten määrä kasvaa. Tutkimusten valossa näyttäisi siltä, että ainakin yli kahdenkymmenen prosentin vaihtelu kävelynopeuksissa on riski mittaustulosten luotettavuudelle. Hitailta nopeuksilla tapahtuvat kävelynopeu-

den muutokset vaikuttivat kuitenkin mitattuihin paineisiin vähemmän, jos ollenkaan verrattuna suuremmilla nopeuksilla tapahtuviin muutoksiin. (Segal 2004.) Ominaisen kävelyn nopeuden vaihteluvälin rajaamisprosentti oli melko haastava perusteltava, koska tarkkaa tutkimusta siitä, minkä prosentin nopeusmuutoksella on vaikutusta laskettuihin arvoihin ei ole tehty. Vaikka asiakas kävelisi mittauksissa nopeammin, oleellisinta on, että tämä nopeus pysyy vaihteluvälin sisällä. Lisäksi diabeetikkojen kohdalla on havaittu, ettei kävelynopeutta hidastamalla saavuteta samanlaista, painearvoja vähentävää vaikutusta kuin terveillä verrokeilla. (Ko 2010: 30; Fernando 2016: 5; Yavuz 2008: 557).

Eniten reaaliaikaista, mittausten keskellä tapahtuvaa seuranta ja uudelleenjärjestelyä vaatii luultavasti lineaarinen kävelyrata ja sen pituus. Ihmisten askelpituudet vaihtelevat huomattavasti toisistaan riippuen henkilön pituudesta ja terveydentilasta. Toimintamallin tarvittavan askelmäärän täytyminen vaatii, siis, joko huolellista etukäteissuunnittelua askelpituuden laskemisesta lähtien, tai vastaavasti reaaliaikaista kävelyradan ominaisuuksien muuntelua mittaustilanteen aikana. Tilavaatimuksena lineaarinen kävelyrata on hankala toteutettava, mutta yksinkertaisin ja varma mitata. Teoreettisen viitekehysten tutkimuksissa hyödynnettiin yleisimmin 10 metrin lineaarista kävelyrataa hyvin sekalaisilla askelmäärä vaatimuksilla. Pisin tutkimuksissa käytetty, lineaarinen rata oli 20 metriä pitkä. Tutkittavat kävelivät rataa, kunnes heiltä saatiin 30–40 askelta. (Owings 2008: 840–841.) Opinnäytetyön toimintamallissa tarvittava askelmäärä tulee kerätä yhdellä otolla teknillisten vaatimusten takia, mutta tutkimusasetelmissa kerätyt arvot on luultavasti ollut mahdollista yhdistää analysointia varten myöhemmin. Tämän vuoksi tutkimuksissa ei ole ollut tarpeellista pidentää lineaarista kävelyrataa riittäväksi, tarvittavalle askelmäärälle. Tutkimukset eivät selosta kuinka mittaukset on käytännössä tauotettu käynnösten osalta, mutta luultavasti mittauskertoja on ollut useampia. Tulevaisuudessa, kahdeksikon muotoisia kävelyratoja tulisi testata eriasteisilla kaarteilla. Tämän opinnäytetyön teorian pohjalta kaarteisen radan ei oletettaisi vaikuttavan liikaa saatuihin tuloksiin, mutta kaarteiden kaltevuus vaatii lisäselvityksiä.

Plantaarisen paineen tutkimuksissa plantaarisen alueen jakaminen alueittain on yleinen tulosarvioinnin metodi, jonka käyttöä suositellaan varsinkin resistiivisten sensorien kanssa (Price 2016:8–9). Aluejako mahdollistaa yksityiskohtaisemman paineen vaikutuksen ja kehityksen tarkastelun, mutta sen käyttö tulee arvioida asiakaskohtaisesti (Giacomozzi 2011:263). Plantaarisen paineen tutkimukset käyttivät alueellista jakoa tulkitessaan painejakautumia.

Diabeetikoiden haavautumariskin aktualisoitumisen rajaksi on toimintamallissa asetettu 200 kiloPascalia. Tämä kynnyksarvo on maksimaalisen paineen arvolukema, jalkineilla mitattuna. Tutkimuksissa 200 kPa on ehdottomasti käytetyin kevennysvaikutusten arvioinnin raja, jonka alittaminen johti hyviin tuloksiin. Joissain tapauksissa kyseistä arvoa ei pystytty enää lisäkeventämään, joka arvioitiin todistamaan arvon validiutta haavautumien synnyn estämisessä. (Bus 2011; Waajiman 2012; Waajiman 2014.)

Ei voida korostaa liiaksi, kuinka tärkeää on noudattaa mittauksen toimintamallia identtisesti ja siten, mittauksen kirjaamisen tulee olla perinpohjaista. Toimintamallin noudattaminen identtisesti, mitattaessa asiakasryhmiä, joilla mahdollisesti on liikkumisrajoitteita ja sairauden aiheuttamia, eteneviä kehon toiminnan muutoksia voi joissain tapauksissa olla haastavaa (Rogers 2020: 2). Tällöin yksityis- ja mittauskohtaisen selostuksen avulla on helpompaa arvioida saatuja tuloksia ja niissä mahdollisesti havaittuja muutoksia aiempaan.

Toimintamallin toistettavuuden suhteen huomio tulisi kiinnittää varsinkin asiakkaan kävely nopeuteen, kerätyn askelmäärän riittävyteen ja asiakkaan levollisuuteen mittaustilanteessa. Välineistössä merkittävää on sensoripohjallisen istuvuus jalkineeseen, sekä kalibrointi. Eri mittausvälineistöillä suoritettuja mittauksia ei tule vertailla keskenään. Tulosten arvioinnissa numeeriset arvot ovat objektiivisin ja vähiten virhetulkinnoille altis tapa kevennysvaikutusten arviointiin.

Plantaarisen paineen mittauksissa keskitytään saavuttamaan mahdollisimman totuudenmukaista tietoa yksilön jalkapohjan painekuormituksesta. Usein tämä tarkoittaa suoralla ja tasaisella kävelyradalla kävelyä, ominaisella nopeudella, ilman kiihdytyksiä ja jarrutuksia. Välineistön mittaamisessa keskiarvoistaminen palvelee tarkoitustaan, mutta mittaustulosten tulkinnassa asiakkaan kokonaistilanne ja päivittäinen arki, liikkumistottumuksineen tuo saatujen arvojen tulkintaan syvällisyyttä ja lisäarvoa.

Opinnäytetyön pohjalta koostetun toimintamallin plantaaristen paineiden mittaamiseen, primaarinen tarkoitus on helpottaa mittausten suorittamista ja toistettavuutta, sekä mahdollistaa saatujen tulosten keskinäinen vertailtavuus. Mittauksien toteutuksen taustatyötä voisi kuvaila kohtuullisen työlääksi ja monialaiseksi prosessiksi. Plantaarisen paineen mittausvälineistöt ja termistöt ovat monelle vieraita. Toimintamalli toivottavasti, madaltaa kynnystä plantaaristen paineiden mittauksen hyödyntämiseen osana kliinistä tutkimista, hoidon toteuttamista ja -arviointia. Asiakkaalle tämä tarkoittaa objektiivisesti todennettuja hoitoratkaisuja ja niiden seuranta. Plantaaristen mittaustulosten numeerinen palaute saattaa myös parantaa asiakkaiden hoitomyönteisyyttä. Tulevaisuudessa olisi

mahdollista keskittyä tarkastelemaan tehtyjen jalkineratkaisujen mittaustulosten arviointia, sekä vertailemaan käytettyjen materiaalien ja kevennysratkaisujen vaikutuksia plantaarisiiin paineisiin.

## Lähteet

Andersen, Henning 2012. Motor dysfunction in diabetes. Review article. *Diabetes metabolism. Research and reviews* 2012(28)1: 89–92. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/dmrr.2257>.

vanAncum, Jeanine & Schooten, Kimberley & Jonkman, Nini & Huijben, Bas & Lummel, Rob & Meskers, Garel & Maier, Andrea & Pijnappels, Mirjam 2019. Gait speed assessed by a 4- m walk test is not representative of daily life gait speed in community-dwelling adults. *Maturitas* 2019; 121(3): 28-34. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30704562/>>. Luettu 5.4.2021.

Arts, M.L.J & Bus, S.A 2011. Twelve steps per foot are recommended for valid and reliable in- shoe plantar pressure data in neuropathic diabetic patients wearing custom made footwear. *Research article. Clinical biomechanics* 2011; (26): 880- 884.< <https://www.sciencedirect.com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S0268003311001239>>.

Bohannon, Richard 1997. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20–79 years: reference values and determinants. *Age and Ageing* 1997; 26 (1): 15–19. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9143432/>. Luettu 3.4.2021.

Burnfield, Judith & Few, Courtney & Mohamed, Olfat & Perry, Jacquelin 2004. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical biomechanics* 2004; 19(1): 78-84. < <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0268003303002171>>. Luettu 1.4.2021.

Bus, Sicco & vanDeursen, Robert & Kanade, Rajani & Wissink, Marieke & Manning, Erik & vanBaal, Jeff & Harding, Keith 2009. Plantar pressure relief in the diabetic foot using forefoot offloading shoes. *Gait & posture* 2009; 29(4): 618-22. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19217785/>>. Luettu 20.5.2021

Bus, Sicco. A & Haspels, Rob & Busch- Westbroek, Tessa. E 2011. Evaluation and optimization of therapeutic footwear for neuropathic diabetic foot patients using in- shoe plantar pressure analysis. *Original article. Diabetes care* 2011(34): 1595–1600. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21610125/>.

Bus, Sicco & de Lange, Antony 2005. A comparison of the 1- step, 2- step and 3- step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Comparative study. Clinical biomechanics* 2005; 20 (9): 892–899. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15996799/>>. Luettu 16.3 2021.

Bus. Sicco. A & Lavery, Lawrence.A & Monteiro Soares, Matilde & Rasmussen, Anne & Raspovic, Anita & Sacco, Isabel. C.N & van Netten, Jaap.J 2020.Guidelines on the prevention of foot ulcers in persons with diabetes (IWGDF 2019 update) Supplement article. <https://iwgdfguidelines.org/prevention-guideline/>.

Bus, Sicco & Waajiman, Roelof & Arts, Mark & Haart, Mirjam & Busch- Westbroek, Tessa & van Baal, Jeff & Nollet, Frans 2013. Effect of custom- made footwear on foot

ulcer recurrence in diabetes: a multicenter randomized controlled trial. *Diabetes care* 2013; 36 (12): 4109–4116. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24130357/>. Luettu 22.3.2021.

Caselli, Antonella & Pham, Hau & Giurini, John & Armstrong, David & Veves, Aristidis 2002. The forefoot- to -rearfoot plantar pressure ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration. *Diabetes care* 2002; 25(6): 1066–1071. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12032116/>. Luettu 24.4.2021.

Dai, Xiao-Qun & Li, Yi & Zhang, Ming & Cheung, Tak-Man 2006. Effect of sock on bio-mechanical responses of foot during walking. *Clinical biomechanics* 2006; 21(3): 314-321. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16298465/>>. Luettu 6.4.2021.

Dechamps, Kevin & Matricali, Giovanni & Desmet, Dirk & Roosen, Philip & Keijsers, Noel & Nobels, Frank & Bruyninckx, Herman & Staes, Filip 2016. Efficacy measures associated to a plantar pressure based classification system in diabetic foot medicine. *Gait & posture* 2016; 49 (9): 168–175. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0966636216301461>. Luettu 23.3.2021.

Ellis, Scott & Stoecklein, Hill & Yu, Joseph & Syrkin, Grisha & Hillstrom, Howard & DeLand, Jonathan 2011. The accuracy of an automasking algorithm in plantar pressure measurements. *HSS-journal: The musculoskeletal journal of hospital for special surgery* 2011; 7(1): 57-63. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22294959/>>. Luettu 14.9.2021.

Fawcy, Olfat. A & Arafa, Asmaa. I & El Wakeel, Mervat. A & Kareem, Shaimaa. H Abdul 2014. Plantar pressure as a risk assessment tool for diabetic foot ulceration in egyptian patients with diabetes. *Original research. Clinical medical insights: endocrinology and diabetes* 2014; 7: 31–39. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25520564/>.

Fernando, Malindu & Crowther, Robert & Lazzarini, Peter & Sangla, Kunwarjit & Wearing, Scott & Buttner, Petra & Golledge, Jonathan 2016. Plantar pressures are higher in cases with diabetic foot ulcers compared to controls despite a longer stance phase duration. *BMC Endocrine disorders* 2016; 16:51. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5024422/>. Luettu 22.3.2021.

Fiedler, Karin & Stuijzand, Wijnand & Harlaar, Jaap 2011. The effect of shoe lacing on plantar pressure distribution and in-shoe displacement of the foot in healthy participants. *Gait & posture* 2011; 33(3): 396-400. < <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S0966636210004248>>. Luettu 6.4.2021.

Fukuchi, Claudiane Arakaki & Fukuchi, Reginaldo Kisho & Duarte, Marcos 2019. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic reviews*: 2019; (8): 153. Research. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31248456/>.

Giacomozzi, Claudia 2011. Potentialities and Criticalities of Plantar Pressure Measurements in the Study of Foot Biomechanics: Devices, Methodologies and Applications. *Biomechanics in Applications* 2011. <https://www.researchgate.net/publica->

tion/221916096\_Potentialities\_and\_Criticalities\_of\_Plantar\_Pressure\_Measurements\_in\_the\_Study\_of\_Foot\_Biomechanics\_Devices\_Methodologies\_and\_Applications. Luettu 2.9.2021.

Giacomozzi, Claudia & Caselli, Antonella & Macellari, Velio & Giurato, Laura & Lardieri, Lina & Uccioli, Luigi 2002. Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. *Diabetes care* 2002; 25 (8): 1451–1457. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12145249/>. Luettu 1.4.2021.

Godi, Marco & Turcato, Anna- Maria & Schieppati, Marco & Nardone, Antonio 2014. Test- retest reliability of an insole plantar pressure system to assess gait along linear and curved trajectories. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2014; 5(6): 11:95. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24903003/> >. Luettu 24.5.2021.

Guldmond, Nick & Leffers, Pieter & Sanders, Antal & Schaper, Nicolaas & Nieman, Fred & Walenkamp, Geert 2007. Daily- life activities and in- shoe forefoot plantar pressure in patients with diabetes. *Diabetes research and clinical practise* 2007; 77(2): 203–209. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17187891/>. Luettu 21.9.2021.

Hastings, Mary K. & Mueller, Michael J. & Pilgram, Thomas K. & Lott, Donovan J. & Commean, Paul K. & Johnson, Jeffrey E. 2007. Effect of metatarsal pad placement on plantar pressure in people with diabetes mellitus and peripheral neuropathy. *Foot & ankle international* 2007; 28 (1): 84–88. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17257544/>.

Hellstrand Tang, Ulla & Zügner, Roland & Lisovskaja, Vera & Karlsson; Jon & Hagberg, Kerstin & Tranberg, Roy 2014. Comparison of plantar pressure in three types of insole given to patients with diabetes at risk of developing foot ulcers- A two year, randomized trial. *Journal of clinical & translational endocrinology* 2014(1):121–132.

Hess, Rebecca & Brach, Jennifer & Piva, Sara & vanSwearingen, Jessie 2010. Walking skill can be assessed in older adults: validity of the figure- of- 8 walk test. *Research report American physical therapy association* 2010; 90(1) 89-99.< <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19959654/>>. Luettu 24.5.2021.

Hills, Andrew & Hennig, Ewald & McDonald, Michael 2001. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: A biomechanical analysis. *International journal of obesity* 2001; 25(11): 1674–1679. < [https://www.researchgate.net/publication/11603089\\_Plantar\\_pressure\\_differences\\_between\\_obese\\_and\\_non-obese\\_adults\\_A\\_biomechanical\\_analysis](https://www.researchgate.net/publication/11603089_Plantar_pressure_differences_between_obese_and_non-obese_adults_A_biomechanical_analysis)>. Luettu 22.9.2021.

Hsi, Wei- Li & Chai, Huei- Ming & Lai, Jin- Shin 2002. Comparison of pressure and time parameters in evaluating diabetic footwear. *American journal of physical medicine and rehailitation* 2002; 81(11): 822–829. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12394993/>. Luettu 24.9.2021.

Hutchinson, Laura & Brown, Marcus & Deluzio, Kevin & DeAsha, Alan 2019. Self-Selected walking speed increases when individuals are aware of being recorded. *Gait & Posture* 2019; 68(2): 78-80. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30465945/>>. Luettu 22.9.2021.



Jaeger, RJ & Vanichatchavan, P 1992. Ground reaction forces during termination of human gait. *Journal of biomechanics* 1992; 25(10): 1233–1236. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1400524/>. Luettu 6.4.2021.

Keijsers, N.L.W & Stolwijk, N.M & Pataky, T.C 2010. Linear dependence of peak, mean, and pressure-time integral values in plantar pressure images. *Gait & posture* 2010; 31(1): 140-142. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19800795/>>. Luettu 10.9.2021.

Ko, Mansoo & Hughes, Lynne & Lewis, Harriet 2012. Walking speed and peak plantar pressure distribution during barefoot walking in persons with diabetes. Research article. *Physiotherapy research international: the journal for researchers and clinicians in physical therapy* 2012; 17(1): 29–35. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21234990/>.

Krumpoch, Sebastian & Lindemann, Ulrich & Rappl, Anja & Becker, Clemens & Sieber, Cornel & Freiberg, Ellen 2021. The effect of different test protocols and walking distances on gait speed in older persons. *Aging clinical and experimental research* 2021; 33(1): 141–146. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32930990/>>. Luettu 6.4.2021.

Lavery, Lawrence & Armstrong, David & Wunderlich, Robert & Tredwell, Jeffrey & Boulton, Andrew 2003. Predictive value of foot pressure assessment as part of a population-based diabetes disease management program. *Diabetes care* 2003; 26(4): 1069–1073. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12663575/>>. Luettu 24.4.2021.

Ledoux, William & Shofer, Jane & Cowley, Matthew & Ahroni, Jessie & Cohen, Victoria & Boyko, Edward 2013. Diabetic foot ulcer incidence in relation to plantar pressure magnitude and measurement location. *Journal of diabetes and its complications* 2013;27(6):621–6. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24012295/>. Luettu 8.9.2021.

Lindemann, U & Najafi, B & Zijlstra, W & Hauer, K & Mucche, R & Becker, C & Aminian, K 2008. Distance to achieve steady state walking speed in frail elderly persons. *Gait and posture* 2008; 27(1): 91-96. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17383185/>>. Luettu 21.9.2021.

Lythgo, Noel & Wilson, Cameron & Galea, Mary 2009. Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & posture* 2009; 30(4): 502–506. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19692245/>>. Luettu 6.4.2021.

Maluf, Katrina & Morley, Robert & Richter, Edward & Klaesner, Joseph & Mueller, Michael 2003. Foot pressures during level walking are strongly associated with pressures during other ambulatory activities in subjects with diabetic neuropathy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85(2): 253–260. < [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(03\)00898-0/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(03)00898-0/fulltext)>. Luettu 21.9.2021.

Maluf, K.S & Mueller M.J 2003. Novel Award 2002. Comparison of physical activity and cumulative plantar tissue stress among subjects with and without diabetes mellitus and a history of recurrent plantar ulcers. *Clinical biomechanics* 2003; 18(7): 567–575. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12880704/>>. Luettu 10.9.2021.

Martinez- Santos, Ana & Preece, Steven & Nester, Christopher 2019. Evaluation of orthotic insoles for people with diabetes who are at- risk of first ulceration. *Journal of foot and ankle research* 2019; 12 (6): e- collection. <https://pub-med.ncbi.nlm.nih.gov/31244900/>. Luettu 23.3.2021.

McPoil, Thomas & Cornwall, Mark & Dupuis, Lisa & Cornwell, Michelle 1999. Variability of plantar pressure data. A comparison of the two-step and midgait methods *Journal of the American podiatric medical association* 1999; 89 (10): 495–501. <https://pub-med.ncbi.nlm.nih.gov/10546420/>. Luettu 28.3.2021.

Medilogic wlan insole 2017. Medilogic. Verkkosivu. <https://medilogic.com/en/medilogic-wlan-insole/>.

Medilogic pressure measurement manual 2018. Verkkosivu. <https://medilogic.com/en/faqs/downloads-en/>.

Melai, Tom & Ljzerman, Herman & Schaper, Nicolaas & Lange, Ton & Willems, Paul & Meijer, Kenneth & Lieverse, Aloysius & Savelberg, Hans 2011. Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait and posture* 2011; 34: 379–383. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21737281/>. Luettu 19.3.2021.

Novel 2021. Verkkosivu. pedar®: Dynamic pressure distribution inside the footwear. < <https://www.novel.de/products/pedar/>>. Luettu 15.3.2021.

Owings, Tammy & Apelqvist, J & Stenström, A & Becker, M & Bus, Sicco & Kalpen, A & Ulbrecht, Jan & Cavanagh, Peter 2009. Plantar pressures in diabetic patients with foot ulcers which have remained healed. *Diabetic medicine* 2009; 26 (11): 1141–1146. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19929993/>>. Luettu 15.3.2021.

Owings, Tammy.M & Woerner, Julie.L & Frampton, Jason. D & Cavanagh, Peter.R & Botek, Georgeanne 2008. Custom therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief. *Research article. Diabetes care* 2008 May;31(5):839-44. <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18252899/>>.

Pataky, Todd & Caravaggi, Paolo & Savage, Russell & Parker, Daniel & Goulermas, John & Sellers, William & Crompton, Robin 2008. New insights into the plantar pressure correlates of walking speed using pedobarographic statistical parametric mapping (pSPM). *Journal of biomechanics* 2008; 41(9): 1987–1994. <https://pub-med.ncbi.nlm.nih.gov/18501364/>. Luettu 31.3.2021.

Pataky, Todd & Caravaggi, Paolo & Savage, Russell & Crompton, Robin 2008. Regional peak plantar pressures are highly sensitive to region boundary definitions. *Journal of biomechanics* 2008; 41(12):2772–2775. < <https://pub-med.ncbi.nlm.nih.gov/18675421/>>. Luettu 14.9.2021.

Paton, Joanne & Stenhouse, Elisabeth & Bruce, Graham & Zahra, Daniel & Jones, Ray 2012. A comparison of customised and prefabricated insoles to reduce risk factors for neuropathic diabetic foot ulceration: a participant- blinded randomised controlled trial 2012; 12 (5): 31.<<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23216959/>>. Luettu 24.3.2021.

Patry, Jerome & Belley, Richard & Cote, Mario & Chateau- Degat, Marie- Ludivine 2013. Plantar pressures, plantar forces and their influence on the pathogenesis of diabetic foot ulcers. A review. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2013; 103 (4): 322–332. <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23878385/>>. Luettu 18.4.2021.

Payne, Graig & Turner, Deborah & Miller, Kathryn 2002. Determinants of plantar pressure in the diabetic foot. Research article. *Journal of Diabetes and its Complications* 2002(16): 277–283. <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S1056872701001878>.

Price, Carina & Parker, Daniel & Nester, Christopher 2016. Validity and repeatability of three in- shoe pressure measurement systems. *Gait & Posture* 2016;(4); 46:69–74. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27131180/>. Luettu 3.9.2021.

Razak, Abdul & Zayegh, Aladin & Begg, Rezaul & Wahab, Yufridin 2012. Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors* 2012; 12(7): 9884–9912. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23012576/>. Luettu 14.9.2021.

Respecta Oy. Verkkosivusto: yritys n.d. <https://www.respecta.fi/fi/yritys/>.

Rogers, A & Morrison, S & Gorst, T & Paton, J & Freeman, J & Marsden, J & Cramp, M. 2020. Repeatability of plantar pressure assessment during barefoot walking in people with stroke. *Journal of Foot and Ankle Research* 2020; 13 (1): 39. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32600388/>. Luettu 26.3.2021.

Segal, Ava & Rohr, Eric & Orendurff, Michael & Shofer, Jane & O'Brien, Matthew & Sangeorzan, Bruce 2004. The effect of walking speed on peak plantar pressures. *Foot and Ankle International* 2004;25(12): 926–933. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15680109/>>. Luettu 29.10.2021.

Sparrow, W & Tirosh, Oren 2005. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. *Gait & Posture* 2005;22(4): 362–371. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16274920/>. Luettu 21.9.2021

Sustakoski, Ashley & Perera, Subashan & vanSwearingen, Jessie & Studenski, Stephanie & Branch, Jennifer 2015. The impact of testing protocol on recorded gait speed. *Gait & Posture* 2015; 41(1): 329–331. <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.metropolia.fi/science/article/pii/S0966636214007462>. Luettu 5.4.2021.

Taylor, Amanda & Menz, Hylton & Keenan, Anne- Maree 2003. The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two- step gait initiation. *The Foot* 2003; 14(1): 49–55. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0958259203000737>. Luettu 1.4.2021.

Tutkimuseettisen neuvottelukunnan julkaisuja 2019. Ihmiseen kohdistuvan tutkimuksen eettiset periaatteet ja ihmistieteiden eettinen ennakoarviointi Suomessa. Tutkimuseettisen neuvottelukunnan ohje 2019. <https://tenk.fi/fi/eettinen-ennakoarviointi/ihmistieteiden-eettinen-ennakoarviointi>. Luettu 20.10.2021.

Ullbrecht, Jan & Hurley, Timothy & Mauger David & Cavanagh, Peter 2014. Prevention of recurrent foot ulcers with plantar pressure based in- shoe orthoses: The careful prevention multicenter randomized controlled trial. *Diabetes care* 2014; 37 (7): 1982–1989. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24760263/>. Luettu 26.3.2021.

Waajiman, Roelof & Arts, Mark & Haspels, Rob & Busch- Westbroek, Tessa & Nollet, Frans & Bus, Sicco 2012. Custom-made footwear in diabetes: Offloading, usability and ulcer recurrence. Chapter: 4 Pressure reduction and preservation in custom-made footwear of patients with diabetes and a history of plantar ulceration. University of Amsterdam: uVA- DARE 2012. Phd- thesis. < [https://dare.uva.nl/personal/pure/en/publications/custommade-footwear-in-diabetes-offloading-usability-and-ulcer-recurrence\(1f7315e7-9b45-49a8-a1da-b9062dadbafe\).html](https://dare.uva.nl/personal/pure/en/publications/custommade-footwear-in-diabetes-offloading-usability-and-ulcer-recurrence(1f7315e7-9b45-49a8-a1da-b9062dadbafe).html)>. Luettu 7.10.2021.

Waajiman, Roelof & Bus, Sicco 2012. The interdependency of peak pressure and peak pressure time integral in pressure studies on diabetic footwear: no need to report both parameters. *Gait & Posture* 2012; 35 (1): 1-5. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21944877/>>. Luettu 17.3.2021

Waajiman, Roelof & de Haart, Mirjam & Arts, Mark L.J & Wever, Daniel & Verlouw, Anke J.W.E & Nollet, Frans & Bus, Sicco.A 2014. Risk factors for plantar foot ulcer recurrence in neuropathic diabetic patients. Research article. *Diabetes care* 2014; 37 (6): 1697–1705. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24705610/>.

Waldecker, Ute 2012. Pedographic classification and ulcer detection in the diabetic foot. *Foot and ankle surgery* 2012; 18 (1): 42-49. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22326004/>>. Luettu 17.3 2021.

Walsh, Tom & Butterworth, Paul & Urquhart, Donna & Cicuttini, Flavia & Landorf, Karl & Wluka, Anita & Shanahan, Michael & Menz, Hylton 2017. Increase in body weight over a two-year period is associated with an increase in midfoot pressure and foot pain. *Journal of foot and ankle research* 2017;25(12): 10:31. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28770005/>. Luettu 22.9.2021

Warden, Stuart & Kemp, Allie & Liu, Ziyue & Moe, Sharon 2019. Tester and testing procedure influence clinically determined gait speed. *Gait & posture* 2019; 74 (10): 83.86. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31491564/>. Luettu 5.4.2021.

Warren, Gordon & Maher, Ruth & Digbie, Elisabeth 2004. Temporal patterns of plantar pressures and lower- leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait & posture* 2004; 19 (1): 91–100. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14741308/>. Luettu 31.3.2021.

Wearing, Scott & Urry, Stephen & Smeathers, James & Battistutta, Diana 1999. A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures. *Gait & posture* 1999; 10(12): 255–263. <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.metro-polia.fi/science/article/pii/S0966636299000399>. Luettu 6.4.2021.

Yavuz, Metin & Tajaddini, Azita & Botek, Georgeanne & Davis, Brian 2008. Temporal characteristics of plantar shear distribution: relevance to diabetic patients. *Journal of biomechanics* 2008; 41(3): 556–559. < <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18054025/>>. Luettu 7.10.2021.

Yavuz, Metin 2014. American society of biomechanics clinical biomechanics award 2012: Plantar shear stress distributions in diabetic patients with and without neuropathy. *Clinical biomechanics* 2014; 29(2): 223–229. < <https://pub-med.ncbi.nlm.nih.gov/24332719/>>. Luettu 10.9.2021.

Zhang, Yugi & Lazzarini, Peter. A & McPhail, Steven. P & van Netten, Jaap.J & Armstrong, David. G & Pacella, Rosana. E 2020. Global Disability Burdens of Diabetes-Related Lower-Extremity Complications in 1990 and 2016. *Diabetes Care* 2020 May; 43(5): 964–974. <https://care.diabetesjournals.org/content/43/5/964>.

## Plantaaripaineiden mittaamisen toimintamalli

<h1>Plantaaripaineiden mittaaminen</h1>	
Protokolla	
10/31/2021	<b>1</b>

<h1>TURVALLISUUS</h1>	TURVALLISUUS
<ul style="list-style-type: none"><li>• INDIKAATIOT MITTAUKSELLE</li><li>• Tutkittavan tulee olla kykenevä turvalliseen, itsenäiseen liikkumiseen</li><li>• Tutkittavan tulee kyetä ymmärtämään ohjeita ja noudattamaan niitä</li><li>• Tutkittavan kengän koko tulee olla 37-46</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• LAITTEISTO<ul style="list-style-type: none"><li>• Sensoristen pohjallisten tulee olla ehjät ja desinfioidut</li><li>• Remmit tulee kiinnittää asianmukaisesti</li></ul></li></ul>
10/31/2021	<b>2</b>

<h2>Asiakkaan perustutkimukset</h2>	TUTKITTAVA
<ul style="list-style-type: none"><li>• Tutkittavan <b>arkiliikunnan määrä, laatu ja taso</b></li><li>• Tutkittavan <b>hoitomyöntyväisyys ja sitoutuneisuus</b> annettujen jalkineratkaisujen käyttöön</li><li>• Asiakkaan tilanteen <b>kokonaiskuvan</b> hahmottaminen</li><li>• <b>Jalkaterveyden</b> ja yleisen terveydentilan selvittäminen</li></ul>	
10/31/2021	<b>3</b>

<h2>Välineistön luotettavuuden ja turvallisen käytön oleelliset asiat</h2>	TARKISTUKSET
<ul style="list-style-type: none"><li>• Sensoripohjallisen koon täytyy olla sopiva ja pohjallisen tulee istua jalkineeseen hyvin<ul style="list-style-type: none"><li>• Tarkista, että sensoripohjallinen saa dataa <b>koko</b> plantaariselta alueelta</li></ul></li><li>• Jalkineessa tai jalkaterässä ei saa olla mitään terävää mikä voisi vahingoittaa sensoripohjallisen pintaa</li><li>• Älä revi tai venytä sensoripohjallisia jalkineeseen laittaessa tai tutkittavan asettaessa jalkinetta jalkaan</li><li>• Pidä huoli, että välineistö on kalibroitu valmistajan toimesta kerran vuodessa tai 5000 kuormituskerran/askeleen jälkeen</li></ul>	
10/31/2021	<b>4</b>

## Askeleet & Kävelyrata

ASKELEET & KÄVELYRATA

- 12 keskikävelyn askelta per jalka
- Yhteensä vähintään 24 keskikävelyn askelta (nämä mitataan)
- Yhteensä 28 askelta, jossa 2 kiihdyttävää ja 2 jarruttavaa askelta
  - Kiihdyttäviä ja jarruttavia askeleita ei mitata
  - Kiihdyttävät ja jarruttavat askeleet ei tarvitse mahtua kävelyradalle
  - Kiihdyttäviä ja jarruttavia askeleita ei tarvitse kävellä lineaarisesti
  - Tutkittava aloittaa kävelyn ennen radalle astumista
  - Tutkittava ei pysähdy kävelyradan päässä

10/31/2021

5

## Mitattava matka

MITATTAVAT MATKAT

- Noin 16 metriä pitkä kävelyrata
  - Lineaarinen
  - Tasainen, ei nousuja tai laskuja
- Vaihtoehtoisesti kahdeksikon muotoinen kävelyrata
- **TÄRKEÄÄ!** Laske tutkittavan suoralle kävelyradalle mahtuvien askelten määrä, riittääkö rata 24 keskikävelyn askeleeseen? Tai laske etukäteen asiakkaan askelpituus.

10/31/2021

6



## Kävelynopeus

KÄVELYN OPEUS

- Tutkittava kävelee **ominaisella** kävelynopeudellaan
- Kävelynopeus monitoroidaan
  - Yli 10 prosentin vaihtelu ei sallittua
  - Ajanottajan tulee olla mittauskerroilla sama henkilö **tai**
  - Ajanotossa voidaan käyttää koneellista ajanottoa
  - Kävelynopeuden tulee olla vakioitu myös jatkomittauksissa
- Tutkittavan annetaan kävellä rataa muutama harjoittelukierros ennen mittausta kävelyn rentouttamiseksi
- Mitattavan nauhoituksen pituus: 60 sekuntia tai pidempi jos tutkittavan kävelynopeus tämän vaatii

10/31/2021

7

## Jalkineet ja sukat mittauksessa

JALKINEET & SUKAT

- Mittaukset suoritetaan aina **jalkineilla ja sukilla**
- **Lähtötason** mittauksissa tutkittava käyttää niitä jalkineita, joita hän arjessaan käyttää
- **Vertailevassa** mittauksessa käytetään tehtyjä jalkineratkaisuja
- **Jalkineratkaisujen vaikuttavuuden tutkiminen-** mittaukset suoritetaan tehdyillä ratkaisuilla
- Jalkine tulee olla kiinnitetty napakasti
- Paras sukka mittauksessa on **Nylon-** materiaalia
  - Kitkakerroin ulkopinnaltaan suuri
  - Kitkakerroin sisäpinnaltaan pieni
  - Käytetty sukkamateriaali tulee olla sama myös jatkomittauksissa

10/31/2021

8

## Mitattavat arvot

- **Maksimaalinen paine**
- **Maksimaalisen paineen keskiarvo**
  - Jokaisen, yksittäisen sensorin mittauksen aikana keräämien maksimipainearvojen keskiarvo
- **Maksimaalisen paineen viipymisaika** (Pressure time- integral- PTI)

10/31/2021

MITATTAVAT ARVOT

9

## Kynnysarvot

Maksimipaineen tulee olla **alle 200kPa**  
kevennyksellä mitattuna **TAI**

**Yli 25 %:n** kevennys lähtöarvoon

Haavautumariski:

Jalkaterän etu- ja takaosan maksimaalisten  
paine arvojen suhde  $\geq 2$

• Viereisten kudosten **liiallinen** kuormitus:  
(alueellinen maksimipaineen KA)

**Yli 25 %:n** nousu TAI

**Yli 25Kpa** nousu

10/31/2021

KYNNYSARVOT HAAVAUTUMARISKI

10

## Medilogic

- Mittausväli- 6-640 kPa (oletusarvo)
- Sensoritiheys- 0,79cm<sup>2</sup>
- Maksimaalinen sallittu paine- 2000kPa
- Mittaustiheys- 50-100Hz
- Pohjallisen paino: 125g
- Mittausetäisyys- 25m sisätila- 100m ulkotila
- Mittausvirhe- max. 5 %

10/31/2021

VÄLINEISTÖ

11

## TEKNISET ASETUKSET

- **Mittaustiheys-** 60-100Hz (kävely) 200Hz (juoksu) – (Option; "sample frequency")
- **Mittausaika-** 60s (option; "duration")
- **0 arvo (Threshold)-**
  - Säädettävät arvot vaikuttavat painearvoja ilmentävään väriasteikkoon
  - Alle jääviä painearvoja ei näytetä väriasteikossa
  - Muunneltavissa nauhoituksen jälkeen
- **Maksimi mitattava arvo-** Option; "automatically adjust maximum pressure"
  - Säädettävät arvot vaikuttavat painearvoja ilmentävään väriasteikkoon
  - Muunneltavissa nauhoituksen jälkeen
- **Keskiarvon laskeminen-** Option: „Method for Calculation of Averages” - kynnysarvo 20% maksimaali painearvoista

10/31/2021

TEKNISET ASETUKSET

12

## Medilogic- mitattavat arvot

NÄKYMÄ MEDIOLOGICISSA

- **Maksimaalinen plantaaripaine- hetkellinen paine**
  - **MAX- painike** Jokaisen sensorin yksittäinen, korkein maksimipainelukema koko mittauksen ajalta tai tarkastellulta ajanjaksolta
  - **Ø - painike** Jokaisen sensorin painearvojen keskiarvo koko mittauksen ajalta tai tarkastellulta ajanjaksolta
    - **KA- lukemaan** vaikuttaa, mikä on valittu kynnsarvo- onko kaikki arvot/ määritellyn kynnsarvon ylittävät arvot
    - **Kynnsarvon valintaan** vaikuttaa se mitä kävelystä ollaan tutkimassa
- **Paineen viipymisaika alueella (PTI)- pitkäaikainen painekuormitus**
  - **IMP- painike** Paineen ajallinen kesto alueittain. Sensorien paineen keskiarvon ajallinen kesto.

10/31/2021

13

## Painelukemien esitystavat

PAINELUKEMAT

### ISOBAARINEN

- **Paineiden esitys väriasteikolla**
  - Värien vaste tiettyyn paineeseen vaihtelee riippuen asetetuista kynnsarvoista
  - Välineistön algoritmi laskee sensorien välisiä painelukemia

### SENSORIKOHTAINEN

- **Paineiden esitys väriasteikolla**
  - Värien vaste tiettyyn paineeseen vaihtelee riippuen asetetuista kynnsarvoista
- **Numeerinen esitys**
  - Valitut kynnsarvot **ei vaikuta** esitettyihin painearvoihin

10/31/2021

14

<h2>Kontaktiprosentti</h2>	KONTAKTI
<ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Kontaktialueen suuruus</b> ilmoitetaan prosentteina<ul style="list-style-type: none"><li>• Riippuu annetusta min.kynnysarvosta (zero threshold)</li></ul></li><li>• Hyödyllinen arvioidessa plantaarisen paineen jakamisen pinta-alan kasvua</li></ul>	
10/31/2021	<b>15</b>

<h2>Mittausten vertailu</h2>	VERTAILU
<ul style="list-style-type: none"><li>• Voit vertailla mittauksia keskenään ohjelmiston avulla TAI manuaalisesti</li><li>• Väriasteikko<ul style="list-style-type: none"><li>• Vihreä- ei muutosta</li><li>• Keltainen/ Punainen- paineen lisäys alueella</li><li>• Sininen- paineen vähentyminen alueella</li></ul></li></ul>	
10/31/2021	<b>16</b>

## Kävelyn analyysi

- Kun matkan pituus on tarkka ja määritelty, seuraavien parametrien laskeminen on mahdollista:
  - Keskimääräinen askelpituus
  - Kävelynopeus

10/31/2021

17

## Alueellinen jako- ”Masking”

MASKING

- Resistiivisten sensorien välineistöllä, **aluejalla** saadaan luotettavampia mittausarvoja
- Medilogicilla ei tällä hetkellä aluejakoa käytössä
- Ohjelmistojen valmiiden aluejako- algoritmien kanssa tulee olla varovainen, **JOS**
  - Tutkittavalla on vakava jalkaterän deformiteetti **tai**
  - Muuten poikkeuksellinen jalkaterän asento

10/31/2021

18

## Esimerkkilomake kirjaamiseen

### PLANTAARISEN PAINEN MITTAUS

---

Päivämäärä:  
Kellonaika:

Asiakas:  
Pituus:  
Paino:  
Kengän koko:  
Sensoripohjallisen koko:  
Kävelynopeudet:

- 1.
- 2.

Askelmäärät:  
Tehtyjen jalkineratkaisujen käyttöaste:  
Muuta huomautettavaa:

Mittaja:  
Välineistö:  
Kalibrointi päivämäärä:

### ASIAKKAAN LÄHTÖTILANNE

---

Asiakkaan liikkumisen taso, kävelyn ominaisuudet, yleinen arki, jalkaterveyden tila ja tehtyjen jalkineratkaisujen kuvaaminen, sekä mihin niillä on haluttu vaikuttaa.

### MITTAUSTEN TULOKSET

---

Tulosten suullinen arviointi esimerkiksi alueittain. Ongelma- alueiden tilanteen kartoittaminen.

### JATKOSUUNNITELMA

---

Tulosarvioinnin perusteella tehtävä suunnitelma. Jatkoimenpiteet.

### SEURAAVA MITTAUSKERTA

---

Suunnitelman perusteella seuraavan mittauskerran tarkennus.

### TOIMINTAMALLIN KÄYTTÖARVO

---

Mittaustoimintamallin käytettävyyden onnistumisen arviointi asiakaskohtaisesti. Tähän tarken-  
teet mahdollisista muutoksista toimintamallissa.

### MITTAUSYMPÄRISTÖ

---

Käytetty tila, kävelyprotokolla, kävelyradan ominaisuudet, kävelyalustan kuvaus,

### MASKING

---

Käytettyjen aluejako metodien kuvaus