

Opinnäytetyö (AMK)

Fysioterapian koulutusohjelma

2023

Retu Repo

Instrumentoidun juoksumaton datan hyödyntäminen askelanalyysissa

– pedobarografisten kuvien tulkintaopas
fysioterapeuteille



Opinnäytetyö (AMK) | Tiivistelmä

Turun ammattikorkeakoulu

Fysioterapian koulutusohjelma

2023 | 38 sivua, 29 liitesivua

Retu Repo

Instrumentoidun juoksumaton datan hyödyntäminen askelanalyysissa

- pedobarografisten kuvien tulkintaopas fysioterapeuteille

Askelanalyysi on yksi fysioterapeuttien yleisimmin käytetyistä menetelmistä arvioida tutkittavan henkilön kävelyä. Perinteisen, aistinvaraiseen havainnointiin perustuvan askelanalyysin rinnalle on uuden teknologian myötä tullut kävelyn parametrejä mittaavia laitteita, jolloin subjektiivisen tulkinnan tarve vähenee.

Tämä opinnäytetyö käsittelee instrumentoidun juoksumaton hyödyntämistä askelanalyysissa. Laitteisto koostaa tutkittavan henkilön askelluksen eri parametreista raportin, jonka perusteella ammattilainen saa tietoa askelluksen ominaisuuksista ja voi hyödyntää kerättyä dataa omassa päättelytyössään.

Opinnäytetyö tehtiin kehittämistyönä Turun ammattikorkeakoulun Liikunta- ja toimintakykylaboratorion (LiiLab) toimeksiannosta. Instrumentoidulla juoksumatolla tehty askelanalyysi on yksi LiiLabin myymistä palveluista, johon asiakas voi valmisraportin lisäksi ostaa henkilökohtaisen kirjallisen palautteen.

Opinnäytetyön tavoitteena oli auttaa LiiLabin henkilöstöä ja opiskelijoita tulkitsemaan askelanalyysilaitteistosta saatua dataa oman päättelynsä tueksi. Työn lopputuloksena LiiLabille luotiin opas, joka käsittelee laitteiston koostaman raportin sisällön ja auttaa päättelyssä asiakaspalautteen kirjoittamista varten.

Asiasanat:

Pedobarografia, instrumentoitu juoksumatto, askelanalyysi

Bachelor's Thesis | Abstract

Turku University of Applied Sciences

Degree Programme in Physiotherapy

2023 | 38 pages, 29 pages in appendices

Retu Repo

Exploiting data from an instrumented treadmill in gait analysis

- pedobarographic image interpretation guide for physiotherapists

Gait analysis is one of the most common means used by physiotherapists to assess gait. Along with the traditional gait analysis based on sensory perception, new technology has brought devices that measure walking parameters, reducing the need for subjective interpretation.

This thesis is about exploiting an instrumented treadmill in gait analysis. The equipment compiles a report on the parameters of the examined person's gait. This collected data can then be used by the professional to assess the gait.

The thesis was done as a development project requested by the Sports Performance Laboratory (LiiLab) of Turku University of Applied Sciences. Gait analysis performed on an instrumented treadmill is one of the services sold by LiiLab. In addition to the automatically generated report, the customer can buy personal written feedback.

The aim of the thesis was to help LiiLab's staff and students to interpret the data obtained from the gait analysis equipment to support their own reasoning. As a result of the work, a guide was made, which covers the contents of the automatically created report and helps to create the written customer feedback.

Keywords:

pedobarography, instrumented treadmill, gait analysis

Sisältö

Käytetyt lyhenteet tai sanasto	6
1 Johdanto	7
2 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite	9
3 Kehittämistyön malli ja toteutus	10
4 Ihmisen kävely	13
4.1 Kävelyn biomekaniikasta	14
4.1.1 Tukivaihe	15
4.1.2 Heilahdusvaihe	16
4.2 Askelanalyysi	17
4.2.1 Kävelyn kliininen arviointi	18
4.2.2 Kävelyn tieteellinen tutkimus	19
4.3 Kävelyn mitattavat parametrit	20
5 Teknologia kävelyn tutkimisen apuna	22
5.1 Pedobarografia	22
5.2 Instrumentoitu juoksumatto	24
5.2.1 Instrumentoidun juoksumaton luotettavuus kliinisessä arvioinnissa	24
5.2.2 Juoksumatto Turun ammattikorkeakoulun Liikunta- ja toimintakykylaboratoriolla	25
6 Oppaan rakenne	30
7 Pohdinta	33
7.1 Eettisyys ja luotettavuus	33
7.2 Jatkotutkimusehdotukset	34
Lähteet	36

Liitteet

Liite 1. Zebris-järjestelmän valmisraportti.

Liite 2. Datantulkintaopas askelanalyysin tekijälle

Kuvat

Kuva 1. Kehittämistoiminnan konstruktivistinen malli – esimerkkinä opinnäytetyö vaiheineen (Salonen 2012).	10
Kuva 2. Opinnäytetyöprosessin aikajana.	11
Kuva 3. Kävelyn osavaiheet (Kauranen 2021, 367).	14
Kuva 4. Pedobarografisia kuvaajia askelanalyysin raportista (Zebris Medical GmbH).	22
Kuva 5. Alaraajan alustaan kohdistamat reaktivoimat yhden kävelysyklin aikana (Kauranen 2021, 372).	23
Kuva 6. Instrumentoitu juoksumatto Liikunta- ja toimintakyklaboratoriolla.	27
Kuva 7. Juoksumaton reaaliaikainen painejakauma ja videokameroiden näkymä henkilön seistessä hihnalla.	28
Kuva 8. Esimerkki parametreista ilman viitearvoja ja viitearvojen kanssa. Viitearvoalue merkitty vihreällä taustavärillä. (Zebris Medical GmbH).	31
Kuva 9. Esimerkki Zebris-järjestelmän luomasta pedobarografisesta kuvasta (Zebris Medical GmbH).	31
Kuva 10. Terveen henkilön ja Parkinsonin tautia sairastavan henkilön painekeskipesteen liike kävelyn aikana (Shin & Ahn 2020).	32

Käytetyt lyhenteet tai sanasto

GRF	Ground reaction force, kontaktivoima (Jyväskylän yliopisto 2018).
LiiLab	Liikunta- ja toimintakykylaboratorio
m.	musculus, lihas
mm.	musculi, lihakset

1 Johdanto

Ihmisen liikkuminen on kiinnostanut tutkijoita aina antiikin ajoista lähtien (Sethi ym. 2022). Teknologian kehittymisen myötä myös ihmisen liikkumisen tutkimus on hyödyntänyt kunkin aikakauden apuvälineitä (Baker 2006). Nykyään ihmisen askellusta voidaan tutkia ennennäkemättömällä tarkkuudella tietokoneiden yleistymisen ja niiden tehokkuuden kasvun myötä. Kävelyn analysointi tietokoneavusteisesti on viime vuosien aikana lisääntynyt, ja sitä on yhä enenevässä määrin kyetty tekemään laboratorio-olosuhteiden lisäksi myös kliinisessä työssä. (Klöpfer-Kramer ym. 2019.)

Yksi kävelyn tutkimisen keino on askelanalyysi, jolla tarkoitetaan ammattilaisen tekemää askelluksen analysointia laadullisin ja määrällisin keinoin. Laadullinen eli kvalitatiivinen tutkiminen tarkoittaa aistinvaraisesti tehtävää havainnointia ja päättelyä, kun taas määrällisessä eli kvantitatiivisessa tutkimisessa käytetään apuna kävelyanalyysiin soveltuvaa teknologiaa. (Kauranen 2021, 370.)

Tämän opinnäytetyön aiheena on instrumentoitu juoksumatto askelanalyysin toteuttamisen välineenä. Opinnäytetyön lopputuotoksena on datantulkintaopas Turun ammattikorkeakoulun Liikunta- ja toimintakykylaboratoriolle (LiiLab), joka auttaa askelanalyysin tekijää kliinisessä päättelyssä ja palautteen antamisessa asiakkaalle.

LiiLab toimii osana Turun ammattikorkeakoulun Sun hyvä elämä - palvelukonseptia tuottaen palveluita maksaville asiakkaille (Turun ammattikorkeakoulu 2022). LiiLab jakaa tilansa Varsinais-Suomen hyvinvointialueen (Varha) kanssa. LiiLabissa työskentelee opetusfysioterapeutti, joka vastaa laboratorion päivittäisestä toiminnasta ja toimii opiskelijaohjaajana.

LiiLabin toimeksiannon perusteella oli aiheellista luoda opas raportin datan tulkitsemista varten, sillä laitteen käyttäjillä – eli pääosin ammatillista harjoitteluaan tekeillä opiskelijoilla – ei lähtökohtaisesti ennen harjoitteluaan ole riittävästi tietämystä kyseisen datan tulkitsemiseen ja sen hyödyntämiseen asiakaspalautteen teossa.

Tämän opinnäytetyön teoriapohja rakentuu ihmisen kävelyn vaiheiden sekä askelanalyysin kvantitatiivisen tutkimisen ja analysoinnin ympärille. Edellä mainittujen aiheiden pohjalta opinnäytetyön lopputuotoksena valmistui datantulkintaopas, jota askelanalyysin tekijä voi hyödyntää tulosten tulkinnassa ja asiakaspalautteen laatimisessa.

2 Opinnäytetyön tarkoitus ja tavoite

Askelanalyysi on yksi Liikunta- ja toimintakykylaboratorion (LiiLab) tarjoamista palveluista. Askelanalyysi tehdään juoksumatolla asiakkaan toiveiden mukaisesti kävellen tai juosten ja sen tarkoituksena on kartoittaa kävelyn tai juoksun peruselementtejä hyödyntäen juoksumattoon yhdistettyjä painelevyjä ja kameroita. LiiLabin palveluita tuottavat Turun ammattikorkeakoulun fysioterapeutti- ja toimintaterapeuttiopiskelijat. (Turun ammattikorkeakoulu 2022.)

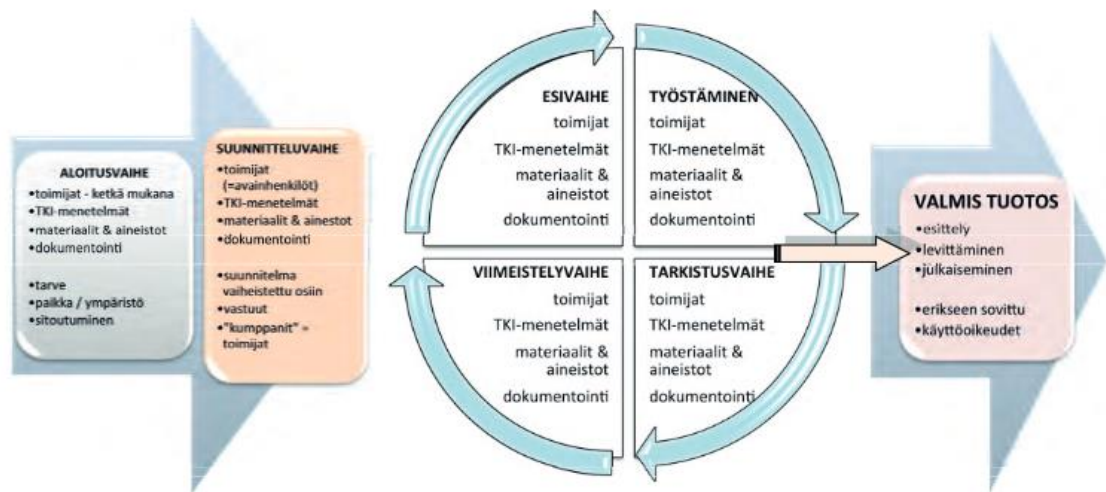
Opinnäytetyön tarkoitus on tuottaa LiiLabille opas, jonka avulla ammattilaiset ja ammatillista harjoitteluaan tekevät opiskelijat kykenevät tulkitsemaan instrumentoidun juoksumaton askelanalyysin yhteydessä tuottamaa dataa ja käyttämään sitä apuna kliinisessä päättelyssään. Tavoitteena on luoda selkeä ja helposti ymmärrettävä opas, joka hyödyttää askelanalyysin tekijää.

Opinnäytetyön lopputuotoksena tehtävän oppaan kannalta oli olennaista selvittää kuinka instrumentoitua juoksumattoa ja sen pedobarografista dataa voidaan hyödyntää fysioterapeuttisessa askelanalyysissä ja kliinisessä päättelyssä. Oleellista oli myös selvittää, millaista on tavanomainen askellus instrumentoidun juoksumaton tallentamien parametrien kontekstissa. Tarkoituksena oli selvittää kirjallisuuden avulla miltä normaali askellus näyttää pedobarografisissa kuvissa, ja millaiset numeeriset arvot ovat tyypillisiä, jotta askelanalyysin tekijä osaa havaita mahdolliset poikkeavuudet.

3 Kehittämistyön malli ja toteutus

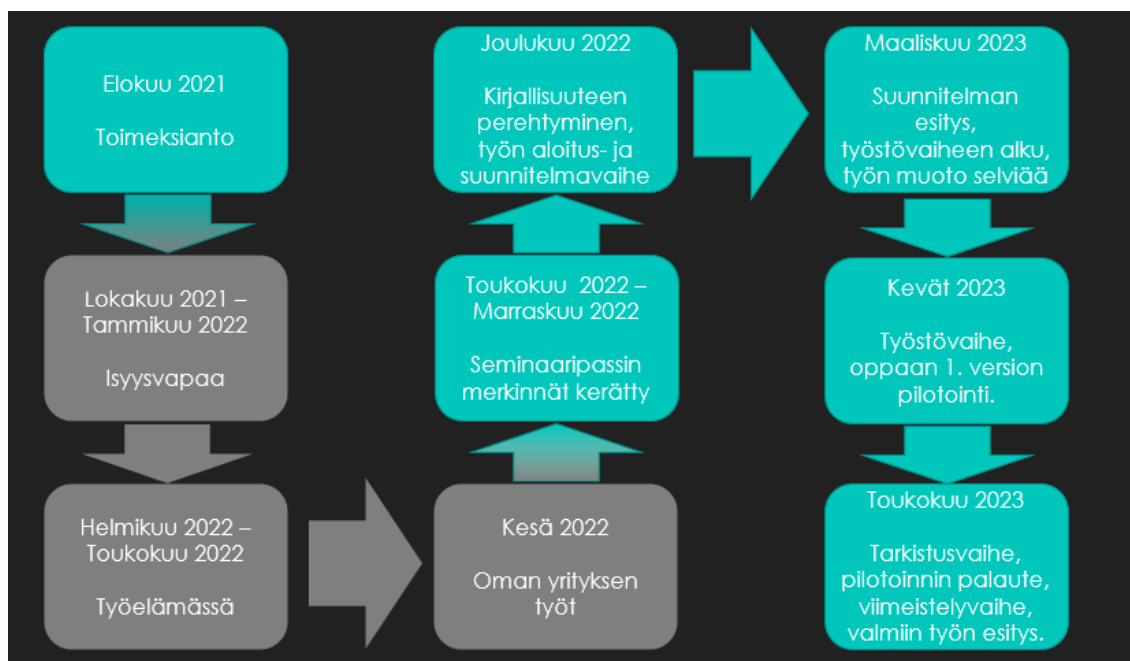
Salosen ym. (2017, 56) mukaan kehittämistyön toteuttamisen taustalla on muutostarpeen tunnistaminen, joka toimii alkusysäyksenä kehitystyön toteuttamiselle.

Tämä opinnäytetyö toteutettiin kehittämistyönä, ja se tehtiin konstruktivistisen kehittämistyön mallin mukaisesti. Konstruktivistisen mallin mukaisesti kehittämistyön tarve on tullut toimeksiantajalta, ja tämän pohjalta opinnäytetyötä lähdettiin ideoimaan ja suunnittelemaan. Konstruktivistisessa mallissa tarpeen tunnistamisen, idean luomisen ja suunnittelun jälkeen toteutusvaiheessa työn kulkua havainnoidaan ja reflektoidaan työn ollessa vielä käynnissä. (Salonen 2017, 20). Konstruktivistinen malli kaikkine vaiheineen esitellään kuvassa 1.



Kuva 1. Kehittämistoiminnan konstruktivistinen malli – esimerkkinä opinnäytetyö vaiheineen (Salonen 2012).

Alkuperäinen toimeksianto ja idea kehittämistyöstä tuotiin ilmi kesällä 2021, mutta varsinaisesti työn aloitus- ja suunnitteluvaihe toteutui aikavälillä joulukuu 2022 – alkuvuosi 2023. Koko opinnäytetyön prosessi aikajanalla esitellään kuvassa 2.



Kuva 2. Opinnäytetyöprosessin aikajana.

Aloitusvaiheella tarkoitetaan projektin vaihetta, jossa osallistuvat tahot keskustelevat ja tunnistavat kehittämistarpeen ja alustavasti käyvät läpi työn raamit. Suunnitteluvaiheessa aloitusvaiheen ideaa jalostetaan pidemmälle, ja esimerkiksi työn tavoitteet, vaiheet ja menetelmät valmistellaan niin hyvin kuin tässä vaiheessa on mahdollista. On kuitenkin huomattava, että tässä vaiheessa työtä kaikkia käytännön asioita ei vielä tiedetä (Salonen 2013, 17.)

Työn suunnitelma esiteltiin suunnitelmaseminaarissa maaliskuussa 2023. Työn esivaihe, työstäminen, tarkistusvaihe ja viimeistelyvaihe toteutuivat kevään 2023 aikana ja valmis tuotos esiteltiin valmiiden töiden loppuseminaarissa toukokuussa 2023.

Prosessin työstövaiheen aikana toimeksiantajalta pyydettiin mielipidettä työn kehittymisen suunnasta, jotta tarvittavia muutoksia kyettiin tekemään prosessin aikana ennen lopullista tuotosta ja työn julkaisua. Näin tekemällä varmistuttiin, että työstä saatiin halutun kaltainen ja kaikkia osapuolia tyydyttävä. Maaliskuun lopussa toimeksiantajan kanssa tehtiin päätös, että opas keskittyy erityisesti pedobarografiaan ja Zebris-järjestelmän tuottamien kuvien tulkintaan.

Oppaan ensimmäinen versio lähetettiin huhtikuun lopulla toimeksiantajan ehdotuksesta Liikunta- ja toimintakykylaboratorion fysioterapiaharjoittelijoille koekäyttöä varten. Opas koettiin pääosin hyödyllisenä mutta yksittäisiin kohtiin toivottiin tarkennusta, esimerkiksi luettelonumerointien ja diagrammien tulkinnan osalta. Salonen (2013, 18) kutsuu tätä vaihetta tarkistusvaiheeksi, jossa prosessissa mukana olevat tahot yhdessä arvioivat tuotosta, jotta siihen voidaan tarvittaessa tehdä vielä muutoksia ennen viimeistelyvaihetta.

Tarkistusvaihetta seuraa Salosen (2013, 18) mukaan viimeistelyvaihe. Koekäytöstä saadun palautteen perusteella oppaaseen tehtiin muutoksia ja lisäyksiä, jotta käyttäjäkokemus olisi entistä parempi. Tässä vaiheessa oppaaseen tehtiin vielä visuaalisia ja rakenteellisia parannuksia ennen sen toimittamista toimeksiantajalle.

Kaikkien työvaiheiden jälkeen konstruktivistisen mallin lopussa on konkreettinen valmis tuotos, kuten esite, opas tai ohjeistus, palautejärjestelmä, kurssi tai koulutus. (Salonen 2013, 18). Tämän prosessin myötä syntyi 23-sivuinen datantulkintaopas Liikunta- ja toimintakykylaboratoriolle, jonka esittämiselle varattiin aika Turun ammattikorkeakoulun opinnäytetöiden suunnitelmaseminaarista toukokuussa 2023.

4 Ihmisen kävely

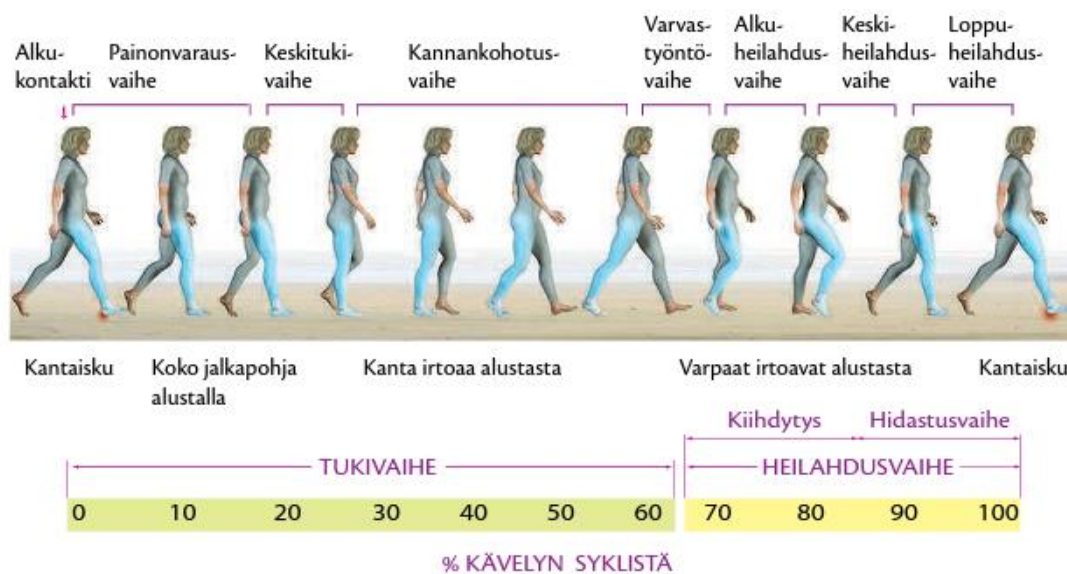
Kun ihminen liikkuu, yleisin tapa edetä on kävely. Kävelyllä tarkoitetaan ihmisen tapauksessa kahden alaraajan avulla tapahtuvaa yhtäjaksoista liikkumista.

Kävely on ihmiselle energiatehokas tapa edetä, ja ihminen ottaa arkielämässään päivittäin noin 5000–15 000 askelta. (Kauranen 2021, 362.)

Yksityiskohtaisemmin kuvailtuna kävely on ihmisen pystyasennossa tapahtuvaa liikettä, jossa vartalo on vuorotellen kummankin alaraajan varassa. Kun vartalo liikkuu tukijalan yli, toinen alaraaja heilahtaa eteen valmistautuakseen tulevaan tukivaiheeseen. Kävelyssä vähintään yksi jalka on koko ajan maassa, ja kun vartalon tuki siirtyy takimmaiselta alaraajalta eteen heilahtaneen alaraajan päälle, kävelysyklissä on vaihe, jolloin molemmat jalat ovat maassa yhtäaikaisesti. (Inman ym. 2005, 2.)

Jotta kävely olisi mahdollista, tulee kolmen perusedellytyksen täytyä: kävelyliikkeiden tuottama eteneminen, kehon tasapainon säilyttäminen sekä kävelyn mukauttaminen ympäristön mukaan (Sandström & Ahonen 2011, 289).

Kävelysyklillä tarkoitetaan yhtä askelparia eli yhtä askelta kummallakin jalalla. Kävelysykli voidaan tarkempaa tarkastelua varten jakaa tuki- ja heilahdusvaiheisiin ja nämä edelleen osavaiheisiin. Tukivaihe voidaan yleisen tavan mukaan jakaa seuraaviin vaiheisiin: alkukontakti (kantaisku), painonvaraus (kuormitusvaste), keskituki, kannankohotus ja varvastyöntö. Myös heilahdusvaihe voidaan jakaa edelleen pienempiin vaiheisiin, joita ovat alkuheilahdus, keskiheilahdus ja loppuheilahdus. (Kauranen 2021, 367; Sandström & Ahonen 2011, 297.) Kävelysykli osavaiheineen on esitelty kuvassa 3.



Kuva 3. Kävelyn osavaiheet (Kauranen 2021, 367).

Tavanomainen kävely on ihmiselle rytmikästä ja vaivatonta ja virtaavaa. Asento on pysty ja alaraajat heilahtelevat vapaasti. Normaaliin kävelyyn kuuluu myös liikettä päässä, vartalossa ja yläraajoissa. (Pirker & Katzenschlager 2016.) On kuitenkin huomioitava, että kävelyn määrittäminen normaaliksi ei ole täysin yksinkertaista. Esimerkiksi lapsilla kävely muuttuu kasvun ja kehityksen myötä, ja vaikka kävelyn vaiheet ovat hyvin kehittyneet 3–4 ikävuoteen mennessä, kävelyssä tapahtuu jatkuvaa muutosta ihmisen kasvaessa ja kehon mittasuhteiden muuttuessa (Inman ym. 2005, 42). Ikäihmiset taas tapaavat lisätä alaraajojen ulkokiertoa tietoisesti kohentaakseen tasapainoaan (Kauranen 2021, 366). Yksilön kävelytapaan vaikuttavat myös sellaiset seikat kuten mieliala, persoonallisuus ja sosiokulttuuriset tekijät (Pirker & Katzenschlager 2016). Kauranen (2021, 375) huomauttaa, että kävelyn symmetriaa ja puolieroja tutkiessa on muistettava, että eroja on lähes kaikilla, ja tämä on normaalia.

4.1 Kävelyn biomekaniikasta

Yksinkertaisimmillaan kävelysykli voidaan jakaa tukivaiheeseen, joka kattaa noin 60 prosenttia syklin kestosta sekä heilahdusvaiheeseen, jonka osuus on noin 40 prosenttia. Limittäin näiden vaiheiden kanssa esiintyy kaksoistukivaihe,

jolloin molemmat jalat ovat maassa yhtäaikaisesti, ja tämä vaihe käsittää kävelysykleistä noin 20 prosenttia. (Kauranen 2021, 366.)

4.1.1 Tukivaihe

Kävelyn tukivaihe alkaa alkukontaktista, eli hetkestä, jolloin kantapää osuu alustaan. Kävelyn kantaiskuvaiheessa lonkkanivel on tyypillisesti noin 30 asteen fleksiassa, ja polvinivel lähes suorana. Nilkkanivel on noin 90 asteen neutraalissa asennossa ja hiukan inversiossa, minkä takia kantapään ulkosyrjä on ensimmäisenä alustaan osuva kohta. (Kauranen 2021, 366.)

Alkukontaktivaiheessa lihastyötä tekevät muun muassa takareiden hamstring-lihakset estäen polven liiallisen ekstensoitumisen, m. gluteus maximus; hamstring-lihakset sekä m. adductor magnus työntävät jalan alustaa vasten ja taaksepäin. Säären lihakset (mm. tibialis anterior, extensor digitorum longus, extensor hallucis longus & peroneus tertius) pitävät nilkkaniveltä dorsifleksiassa estäen jalkaterän putoamisen maahan. (Sandström & Ahonen 2011, 298; Kauranen 2021, 252.)

Kantaiskua seuraa kuormitusvastevaihe, jolloin tapahtunutta iskua lievitetään nivelten joustolla iskunvaimentimen tapaan, kun etummainen alaraaja valmistautuu ottamaan kehonpainon päällensä. Koko jalkaterä laskeutuu maahan ja nilkassa tapahtuu joustoa alemmassa ja ylemmässä nilkkanivelessä. Koko muukin alaraaja osallistuu iskunvaimennukseen: joustoa tapahtuu myös polvessa sekä lonkassa. Lonkan loitontajat työskentelevät eksentrisesti jarruttaakseen liiallista joustoa sivuttaissuunnassa. Kuormitusvastevaihe päättää kaksoistukivaiheen, kun taaempi jalka irtoaa alustasta. Mainittavaa lihastyötä tässä vaiheessa tekevät m. quadriceps femoris estäen polven liiallista fleksiota, hamstring-lihakset; m. adductor magnus ja m. gluteus maximus jarruttaen lonkkanivelen liiallista joustoa, minkä lisäksi sivuttaissuuntaista liiallista joustoa rajoittavat mm. gluteus maximus, gluteus medius, gluteus minimus, tensor fascia latae & piriformis. (Sandström & Ahonen 2011, 300.)

Seuraavana vuorossa on keskitukivaihe, jossa paino siirtyy kokonaisuudessaan etummaisesta alaraajan päälle. Keskitukivaihe aloittaa yhden jalan tukivaiheen. Tässä vaiheessa koko jalkaterä on alustaa vasten, alaraaja on suorana ja vartalo rullaa sen yli eteenpäin siihen asti, että kantapää nousee alustasta. Massakeskipisteen ohitettua tasapainoalueen keskilinjan ihminen alkaa kaatumaan painovoiman vaikutuksesta eteenpäin. Tässä vaiheessa pohkeessa m. triceps surae tekee eksentristä lihastyötä keräten elastista energiaa tulevaa varvastyöntöä varten. Lonkan loitontajat työskentelevät aktiivisesti tasapainon säilyttämiseksi. (Sandström & Ahonen 2011, 301–303.)

Seuraavaa vaihetta kutsutaan kannankohotusvaiheeksi tai päätöstukivaiheeksi. Tässä askelsyklin vaiheessa lonkkanivelen ojennus jatkuu, ja polvinivel on suorimmillaan. Kantapää nousee alustasta ensin passiivisesti, ja vaiheen lopussa pohjelihakset tekevät voimakasta lihastyötä konsentrisesti tehden nilkan plantaarifleksion avulla loppuponnistuksen. Ponnistus suuntaa massakeskipistettä vastakkaiselle puolelle. (Kauranen 2021, 367; Sandström & Ahonen 2011, 304.) Tukivaiheen lopussa voidaan vielä erottaa varvastyöntövaihe, jossa päkiä ja varpaat irtoavat alustasta. Nilkkanivelessä on plantaarifleksion huippuarvo varvastyöntövaiheen lopussa, ja se alkaa dorsifleksoitumaan välittömästi alustasta irtoamisen jälkeen. (Kauranen 2021, 368.)

Päätöstukivaiheen merkittäviä työskenteleviä lihaksia ovat etenkin pohkeessa m. triceps surae tehden loppuvaiheen ponnistuksen nilkan plantaarifleksioilla (Sandström & Ahonen 2011, 304).

4.1.2 Heilahdusvaihe

Tukivaihetta seuraa heilahdusvaihe. Ensimmäistä vaihetta kutsutaan alkuheilahdukseksi, jolloin fleksoitumista tapahtuu sekä lonkka-, polvi- että nilkkanivelessä. (Kauranen 2021, 368.) Sandström ja Ahonen (2011, 305–306) määrittelevät ensimmäiseksi vaiheeksi esiheilahdusvaiheen, joka on käytännössä sama asia kuin varvastyöntövaihe, jolloin ponnistava jalka ei ole vielä irronnut alustalta. Lonkkanivelen koukistuminen alkaa venytysrefleksin

seurauksena esiheilahdusvaiheessa, vaikka ponnistanut jalka on yhä kiinni alustassa. Paino on kuitenkin siirtynyt jo toiselle alaraajalle. Varpaiden irrotessa alustasta esiheilahdusvaihe päättyy ja askelsyklissä siirrytään alkuheilahdukseen, jossa alaraaja pääsee heilurinomaisesti heilahtamaan vapaasti. Alkuheilahdusvaiheessa mainittavaa lihastyötä tekee m. biceps femoris koukistaen polviniveltä. (Sandström & Ahonen 2011, 305–306.)

Keskiheilahdusvaiheessa lonkka- ja polvinivel ovat noin 30 asteen fleksiossa. Kehon painopiste alkaa siirtyä takaisin heilahtavan alaraajan puolelle. (Kauranen 2021, 368.) Alkuheilahdusvaihe päättyy, kun sääri on kohtisuorassa linjassa alustaan nähden. Oleellista lihastyötä tekevät m. quadriceps femoris ojentaen polviniveltä sekä säären etuosan lihakset vieden nilkkaa dorsifleksioon. (Sandström & Ahonen 2011, 307.)

Loppuheilahdusvaihe päättää heilahdusvaiheen. Tässä vaiheessa heilahtava alaraaja valmistautuu uuteen alkukontaktiin: lonkkanivel on edelleen noin 30 asteen fleksiossa, mutta polvinivel on jo lähes täysin suora. Heilahdusvaihe päättyy alkukontaktiin. (Kauranen 2021, 368.) Olennaisista lihaksista työskentelevät m. quadriceps femoris ojentaen polvinivelen suoraksi asti, ja hamstring-lihakset estävät polvinivelen yliojentumisen. M. gluteus maximus ja hamstring-lihakset painavat alaraajan maahan, ja säären lihakset pitävät nilkan edelleen dorsifleksiossa tulevaa kontaktia varten. (Sandström & Ahonen 2011, 308.)

4.2 Askelanalyysi

Ensimmäiset ihmisen liikkumista käsittelevät tekstit liitetään Aristoteleeseen (384–322 eaa.) (Sethi ym. 2022). Kuitenkin vasta vuosisatojen päästä ihmisen askelluksen tutkimuksessa otettiin tieteellisiä edistysaskelia. Giovanni Borrelli (1608–1679) toteutti ensimmäisiä askelanalyysiksi mielletäviä kokeita. 1800-luvulla ranskalainen fysiologi Étienne-Jules Marey kehitti kronofotografiana tunnetun valokuvaustyylin, jossa yhdellä kameralla saatiin kuvattua useita valokuvia liikkuvasta kohteesta. (Baker 2006.) Parantunut ymmärrys kinetiikasta

eli liikeopista ja voimalevyjen kehittäminen mahdollistivat 1900-luvun alussa aihealueen tutkimuksen merkittävimmät edistysaskeleet ennen tietokoneiden aikaa (Sethi ym. 2022).

Askelanalyysilla tai kävelyanalyysilla (eng. gait analysis) tarkoitetaan askelluksen tarkastelua laadullisin ja/tai määrällisin keinoin. Ensin mainitulla tarkoitetaan aistinvaraista tulkintaa ja jälkimmäisellä mittalaitteiston ja tietokoneen avulla kerätyn datan analysointia. (Kauranen 2021, 370.)

Askelanalyysissa voidaan hyödyntää nykyään erilaisia teknologioita, joissa on omat hyvät ja huonot puolensa. Esimerkiksi päälle puettavat liikettä mittaavat sensorit ovat nykyään kevyitä ja mahdollistavat aineiston keräämisen laboratorio-olosuhteiden ulkopuolella, mutta ovat usein epätarkkoja. Tarkkoja mittaustuloksia antavat laitteet ovat tyypillisesti kalliita ja vaativat koulutetun ammattilaisen apua käyttöön ja datan tulkintaan. (Klöpfer-Kramer ym. 2019.)

Nykyään askelanalyysia hyödynnetään muun muassa urheilulääketieteessä, biomekaniikassa ja kuntoutuksessa. Tietokoneiden ja sensortechnologian yleistymisen myötä askelanalyysia voidaan hyödyntää tutkimuksen lisäksi kliinisessä työssä. (Klöpfer-Kramer ym. 2019.) Askelanalyysi on oleellinen työkalu esimerkiksi neurologien ja fysioterapeuttien työssä ihmisen terveyden määrittämiseen, sillä epätyypillinen askellus voi viitata poikkeavaan terveydentilaan tai kipuun (Sethi ym. 2022).

4.2.1 Kävelyn kliininen arviointi

Fysioterapeutin tekemä kliininen ja visuaalinen kävelyn havainnointi on yleisin menetelmä kävelyä analysoitaessa. Tällaisessa ilman teknisiä apuvälineitä tapahtuvassa kävelyn tutkimisessa kyse on pääosin laadullisesta havainnoinnista, jossa fysioterapeutti käyttää ammatillista tietämystään tehdessään johtopäätöksiä. (Kauranen 2021, 370.)

Pirker ja Katzenschlager (2016) toteavat, että askelluksen kliininen tarkastelu tarjoaa nopean, kokoavan yleiskatsauksen kävelyn eri osien toiminnasta.

Kliininen analysointi mahdollistaa välittömän palautteen ja suorituksen korjaamisen välittömästi (Kauranen 2021). Mahdollisuuksien salliessa kävely tulisi suorittaa paljain jaloin ja siinä tulee tarkastella koko ihmistä sekä edestä, sivuilta että takaa siten, että tämä kävelee esteettä vähintäänkin useiden metrien matkan (Pirker & Katzenschlager 2016).

Wearing (2012) toteaa, että instrumentoitujen kävelyalustojen yleistyminen on mahdollistanut kävelyn määrällisten muuttujien tarkastelun enenevässä määrin myös kliinisessä ympäristössä.

Klöpfer-Kramer ym. (2020) kirjoittavat, että terveydenhuollossa ollaan entistä enemmän siirtymässä apuvälinein mitatun datan hyödyntämiseen, sillä se mahdollistaa terveydenhuollon nousevien kustannusten aikana päätöksenteon tarkan datan perusteella. He kuitenkin huomauttavat, että potilaan yksilöllinen kohtaaminen muutenkin tulisi aina ottaa huomioon, ja että datan hyödyntäminen tulisi olla vain yksi osa hoitosuunnitelmaa.

4.2.2 Kävelyn tieteellinen tutkimus

Kävelyn kliinisen tutkimuksen keskittyessä yksittäisen ihmisen kävelyn analysointiin kävelyn tieteellinen tutkimus tutkii kävelyä yleisemmällä tasolla (Kauranen 2021, 370). Perinteisesti kävelyn tieteellinen tutkimus on ollut subjektiivista, eli ammattilaisen havaintoihin perustuvaa kävelyn tarkastelua. Teknologian kehityksen myötä tutkimus on muuttunut entistä objektiivisemmaksi, eli ihmisen aistinvaraisen tulkinnan tarve on vähentynyt, minkä myötä virhemarginaalit ovat pienentyneet. (Sethi ym. 2022.)

Objektiivisen kävelytutkimuksen alle Sethi ym. (2022) listaavat askelluksen spatiotemporaalisten eli paikkaan ja aikaan liittyvien parametrien (muuttujien) mittaamisen. Näihin muuttujiin he laskevat kuuluviksi kävelyn nopeuden, askelpituuden, askelparin pituuden, yhden jalan tukivaiheen keston, heilahdusvaiheen keston, askeltiheyden, askelparin keston sekä askelleveyden. Myös kontaktivoiman (ground reaction force, GRF) mittaaminen apuvälineillä kuuluu objektiivisen tutkimuksen alle. Kontaktivoimaa pystytään mittaamaan

esimerkiksi lattialle asetettavin voimalevyin tai kengänsisäisin sensorein. (Sethi ym. 2022.)

Klöpfer-Kramer ym. (2020) listaavat esimerkkinä nykyaikaisesta kävelytutkimuksesta markkeriavusteisen kävelyanalyysin, jossa valoa heijastavia palloja, eli markkereita, kiinnitetään tiettyihin kehonosiin, ja näiden avulla luodaan liikkeen 3D-mallinnus käyttäen apuna vähintään kahta videokameraa.

Sethin ym. (2022) vertailun mukaan subjektiivisen analyysin hyödyt tulevat ilmi ammattilaisen ollessa kokenut ja ammattitaitoinen. Subjektiivinen tarkastelu altistaa kuitenkin epätarkkuuksiin ja vaikuttaa tutkimuksen toistettavuuteen. Objektiivisen tutkimuksen hyödyiksi he lukevat tarkat mittaustulokset mutta haittapuoleksi taasen korkeat kustannukset.

4.3 Kävelyn mitattavat parametrit

Sethi ym. (2022) sekä Kauranen (2021) listaavat tyypillisiksi kävelystä mitattaviksi parametreiksi muun muassa seuraavat muuttujat:

- Kävelynopeus. Kävelynopeudella tarkoitetaan ihmisen kävelemää välimatkaa tietyssä ajassa, ja tämä ilmaistaan tyypillisimmin metreinä sekunnissa (Sethi 2022). Naisten normaali kävelynopeus on n. 0,9–1,7 m/s ja miehillä n. 1,0–1,8 m/s (Kauranen 2021, 373).
- Askelpituus. Etäisyys kantapään osumakohdasta vastakkaisen puolen kantapään osumakohtaan. Optimaalisesti etäisyys on yhtä pitkä kummallakin puolella, ja puolierot viittaavat kävelyn epänormaaliuteen. (Sethi ym. 2022.) Aikuisen normaali askelpituus on n. 50–80 cm, joskin askelpituus lyhenee vanhetessa (Kauranen 2021, 375).
- Askelparin pituus. Etäisyys kantapään osumakohdasta saman puolen seuraavaan kantapään osumakohtaan. Optimaalisesti askelparin pituus on kaksi kertaa askelpituus, jolloin molemmat askeleet ovat yhtä pitkiä. (Sethi ym. 2022.) Naisilla askelparin pituus on n. 1,0–1,6 m ja miehillä n. 1,1–1,9 m (Kauranen 2021, 373).

- Yhden jalan tukivaiheen kesto. Prosentuaalinen osuus koko kävelysykyistä, jossa tutkittava on ainoastaan yhden jalan varassa (Sethi ym. 2022). Normaali yhden jalan tukivaihe kestää n. 30–40 % kävelysykyistä (Kauranen 2021, 375).
- Askelparin kesto. Aika, joka kuluu kantaiskusta seuraavaan saman puolen kantaiskuun (Sethi ym. 2022). Tyypillinen askelparin kesto naisilla on n. 0,9–1,3 sekuntia ja miehillä n. 0,9–1,5 sekuntia (Kauranen 2021, 373).
- Askeltiheys. Askelten määrä tietyssä ajassa (Sethi ym. 2022). Tyypillisesti naisilla askeltiheys on n. 95–150 askelta minuutissa ja miehillä n. 80–150 askelta minuutissa (Kauranen 2021, 373).
- Askelleveys. Jalkojen välinen etäisyys sivusuunnassa (Sethi ym. 2022). Normaali askelleveys on n. 5–15 cm, kun mitta otetaan kantapäiden sisimmästä kohdasta (Kauranen 2021, 375).
- Jalan rotaatio. Kävellessä normaali ulkokierto aikuisella on n. 5–10 astetta (Kauranen 2021, 375).

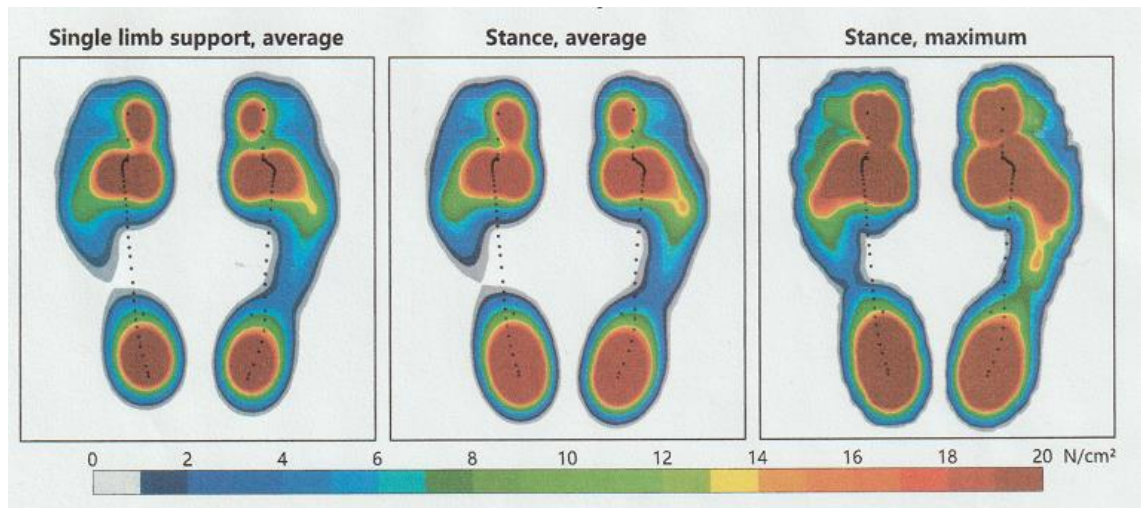
5 Teknologia kävelyn tutkimisen apuna

Tässä kappaleessa käsitellään opinnäytetyön kannalta oleellisia teknologioita ja apuvälineitä. Käsiteltävät teknologiat mahdollistavat kävelyn objektiivisen tarkastelun ja analysoinnin, sillä ne tuottavat tietokoneavusteisesti mitattua dataa, jota voidaan tarkastella itse kävelysuorituksen jälkeen.

5.1 Pedobarografia

Pedobarografialla tarkoitetaan jalan ja alustan välistä paineen mittaamista. Pedobarografian avulla on mahdollista saada hyödyllistä tietoa kävelyn eri vaiheissa tapahtuvasta jalan kuormituksesta. (Skopljak ym. 2014.)

Pedobarografia on ei-kajoava tutkimus, jolla saadaan sekä kvalitatiivista että kvantitatiivista tietoa jalkapohjan paineen jakautumisesta seistessä ja kävellessä. Pedobarografian avulla kerätyt arvot voidaan esittää graafisessa muodossa (Lorkowski ym. 2021.) Esimerkki pedobarografisesta kuvasta esitellään kuvassa 4.

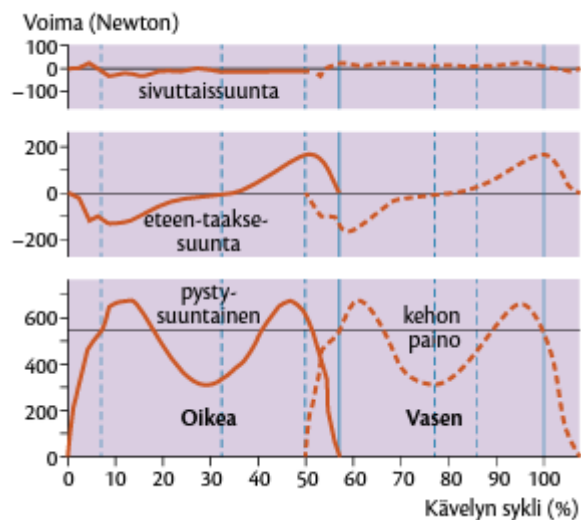


Kuva 4. Pedobarografisia kuvia askelanalyysin raportista (Zebris Medical GmbH).

Pedobarografian historia juontuu 1960-luvulle asti, mistä lähtien sitä on parannettu tietotekniikan kehittymisen myötä. Nykyään pedobarografiaa käytetään kliinisessä työssä, ja sen avulla saadaan mittatuloksia sekä staattisesta että dynaamisesta paineenjakautumisesta biomekaanisten testien aikana. (Choi ym. 2014.) Kuvassa 5 esitellään esimerkkikuvaajat yhden kävelysyklin aikaisista reaktiovoimista.

Pedobarografiaa voidaan käyttää apuna useilla aloilla. Esimerkiksi jalkapohjan paineen huippuarvojen tarkasteleminen voi olla hyödyksi urheilussa sekä rasitusvammojen ennaltaehkäisyssä. Tämän lisäksi pedobarografiaa voidaan hyödyntää esimerkiksi diabeteksen hoidossa tai jalkavammojen jälkeen. (Klöpfer-Kramer ym. 2019.)

Kauranen (2021, 372) jakaa jalkapohjan painejakaumaa mittaavat, numeerista dataa muodostavat laitteet kahteen osaan: voimalevyihin ja pohjallissysteemeihin eli kengän pohjalliseen asennettuihin antureihin.



Kuva 5. Alaraajan alustaan kohdistamat reaktiovoimat yhden kävelysyklin aikana (Kauranen 2021, 372).

5.2 Instrumentoitu juoksumatto

Instrumentoidulla juoksumatolla tarkoitetaan juoksumattoa, johon on asennettu askelluksen parametrejä mittaavia apuvälineitä (Wearing ym. 2013).

Historiallisesti jalan alustaan luomaa painetta askelluksen aikana on mitattu joko kengän sisään asennettujen sensorien tai lattiaan kiinteästi kiinnitetyn painealustan avulla. Instrumentoitu juoksumatto yhdistää näiden mittausmenetelmien ominaisuudet mahdollistaen datan keräämisen useampien askeleiden ajalta vakioituilla nopeuksilla. (Van Alsenoy ym. 2019.)

Instrumentoitujen juoksumattojen yleistymisen on mahdollistanut niiden käyttämisen kliinisessä toimintaympäristössä, ja ne tarjoavat ammattilaiselle nopeita mittaustuloksia askelluksen spatiaalisista (tilaan ja paikkaan liittyvistä) ja temporaalisista (aikaan ja keston liittyvistä) arvoista. Tämä mahdollistaa ammattilaisille suhteellisen yksinkertaisen keinon seurata harjoittelun etenemistä (Wearing ym. 2013.)

5.2.1 Instrumentoidun juoksumaton luotettavuus kliinisessä arvioinnissa

Van Alsenoy ym. (2019) tarkastelivat Zebris FDM-THQ-juoksumaton reliabiliteettia ja validiteettia tutkimalla juoksevia kohdehenkilöitä. Kohdehenkilöiltä mitattiin juoksunaikaisia maksimikontaktivoimia sekä aikaa, jonka jalat olivat maassa ja ilmassa. Tulosten perusteella Zebris-juoksumatolla saatiin hyvästä erinomaiseksi luokiteltavia tuloksia luotettavuuden osalta, kun mitattiin jalan aikaa alustalla ja ilmassa, ja hyväksyttävä tulos, kun mitattiin maksimikontaktivoimia. Validiteetin osalta Van Alsenoy ym. (2019) totesivat lisätutkimusta tarvittavan, sillä mitatut vertikaalisen kontaktivoiman maksimiarvot poikkesivat merkittävästi vertailuna käytetyn, kengän sisään asennetun ja aiemmissa tutkimuksissa erinomaisen validiteetin osoittaneen Pedar-X-järjestelmän kanssa. Mahdollisena syynä he pitivät sitä, että Pedar-X-järjestelmä, joka on asennettu kengän sisään, pysyy jalkapohjan kanssa samansuuntaisena, ja täten mittaustuloksia kerätään paineen kohdistuessa

kohtisuoraan antureita vasten. Vastaavasti, kun askel otetaan juoksumatolle, johon on asennettu kiinteä painelevy, jalkaterä ei laskeudu alustalle kohtisuoraan paineantureihin nähden vaan kulmassa, jolloin mitattu paine on pienempi. (Van Alsenoy ym. 2019.)

Wearing ym. (2013) vertailivat instrumentoidulla juoksumatolla sekä kiinteällä kävelymatolla tapahtuvaa kävelyä. Tutkijat havaitsivat pieniä mutta merkityksellisiä eroja kävelyn parametreissa. Vaikka kävelynopeus kummallakin alustalla oli sama, havaittiin, että juoksumatolla kävellessä askeltiheys oli suurempi, askelten pituus oli lyhyempi ja tukivaihe kesti vähemmän aikaa. Tutkimus antoi viitteitä siitä, että instrumentoidulla juoksumatolla mitattuja kävelyn spatiotemporaalisia parametreja ei tule verrata tutkimuksiin, joissa mittaukset on tehty kiinteällä alustalla kävellessä.

Hutchinsonin ym. (2021) tutkimuksessa vertailtiin painekeskipisteen liikettä ja kontaktivoiman suuruutta kohdehenkilöiden kävellessä instrumentoidulla juoksumatolla ja kiinteällä painelevyllä. Tutkimuksessa havaittiin merkittäviä eroja painekeskipisteen liikkeen nopeudessa sen liikkuessa taaksepäin ja sivusuunnassa näiden ollessa suurempia juoksumatolla kävellessä. Merkittävä ero havaittiin myös työntävässä kontaktivoimassa: se oli merkittävästi alentunut verrattuna kiinteällä alustalla tapahtuvaan kävelyyn. Tämänkin tutkimuksen löydökset viittaavat siihen, ettei juoksumatolla tehtyjä mittauksia tule verrata suoraan kiinteällä alustalla mitattuihin tuloksiin.

5.2.2 Juoksumatto Turun ammattikorkeakoulun Liikunta- ja toimintakykylaboratoriolla

Tämän opinnäytetyön toimeksiantajana toimivalla Liikunta- ja toimintakykylaboratoriolla (Turun ammattikorkeakoulu) on käytössään h/p cosmos -merkinen Pulsar-juoksumatto, johon on asennettu Zebris FDM-THP-M-3i-painelevyjärjestelmä (Kuva 6). Laitteisto käsittää juoksumaton alle asennetun painesensorilevyn sekä kaksi videokameraa. Juoksuhihnan alla olevissa painelevyissä on $192 \times 64 = 12\,288$ painesensoria, ja sen resoluutio on

1,4 sensoria/cm². Järjestelmä kykenee mittaamaan painedataa 300 hertsin taajuudella (Zebris Medical GmbH 2019, 20.) Juoksumattoon on asennettu myös RehaWalk-projektori, jonka avulla pystytään heijastamaan esimerkiksi jalanjäljen kuvia juoksumaton hihnalle terapeuttista harjoittelua varten. Datan keräämistä ja käsittelyä varten tarvitaan tietokoneelle asennettu Zebris FDM-ohjelmisto.



Kuva 6. Instrumentoitu juoksumatto Liikunta- ja toimintakykylaboratoriolla.

Liikunta- ja toimintakykylaboratorion askelanalyysissä tutkittava henkilö kävelee tai juoksee instrumentoidulla juoksumatolla halutun ajan, jonka jälkeen laitteen

ohjelmisto analysoi kerätyn datan ja koostaa siitä raportin käyttäjän nähtäväksi ja tulostettavaksi. Tulostettu raportti on laajuudeltaan kuusi A4-paperia sisältäen noin 50 eri parametrein kerättyä tulosta, jotka on esitetty numeraalisten arvojen lisäksi visuaalisesti painekarttojen, diagrammien ja graafien avulla. Zebris-järjestelmän askelanalyysiraportti on esitetty kokonaisuudessaan liitteessä 1.

Kävelyn aikana videokameran kuvat sekä reaaliaikainen painekartta näkyvät tietokoneen näytöllä, ja ne voidaan asettaa näkyville myös juoksumaton edessä olevaan televisioon (Kuva 7). Tyypillisesti kuitenkin, jotta kävely olisi mahdollisimman luonnollista, televisio on pois päältä askelanalyysin aikana. Televisiota voidaan käyttää hyödyksi myös esimerkiksi juoksumatolla pelattavien kuntouttavissa peleissä.



Kuva 7. Juoksumaton reaaliaikainen painejakauma ja videokameroiden näkymä henkilön seistessä hihnalla.

Tietokoneohjelmisto mahdollistaa tallennetun askelanalyysin katsomisen myös jälkikäteen sekä videokameroilla kuvatuilta videoilta että kronologisesti tallennetulta painekartalta. Tämä tarkoittaa, että askelanalyysin tekijä kykenee kelaamaan videota tai pysäyttämään sen kyeten samalla tarkastelemaan

kulloistakin pedobarografista kuvaa. Askelanalyysi voidaan tallentaa järjestelmään myöhempää tarkastelua varten. Esimerkiksi kuntoutuksessa kyetään seuraamaan asiakkaan edistymistä vertaamalla hänen kävelyään ja aiemmin mitattuja parametrejä uusiin tuloksiin.

6 Oppaan rakenne

Tämä opinnäytetyö tehtiin kehittämistyönä, ja sen lopputuloksena tuotettiin opas Liikunta- ja toimintakykylaboratoriolle (LiiLab).

Toimeksiantajan alkuperäisen idean ja prosessin aikana käytyjen keskustelujen perusteella opas muovautui lopullisen kaltaiseksi. Oppaan pääteemaksi päätettiin ottaa pedobarografisten kuvien ja käyrien tulkinta. Oppaan käyttäjälle pyrittiin malliesimerkkien avulla luomaan edellytykset tunnistaa ns. normaalit pedobarografiset kuvat, jotta asiakkaan tulosten tulkinta helpottuu. Esimerkki tavanomaisesta pedobarografisesta kuvaajasta esitellään kuvassa 9.

Zebri-järjestelmän valmisraportissa on pedobarografisten kuvien ja käyrien lisäksi myös runsaasti numeerista dataa, joka kuvataan pylväsdiagrammeihin. Suuressa osassa näitä kuvaajia järjestelmä on luonut karkeat viitearvot, joista analyysin tekijä voi huomata poikkeavuuksia helposti (Kuva 8).

Oppaan rakenne muodostui seuraavaksi:

- Johdanto
- Valmisraportin parametrit
- Graafisten kuvaajien tulkinta
- Loppusanat

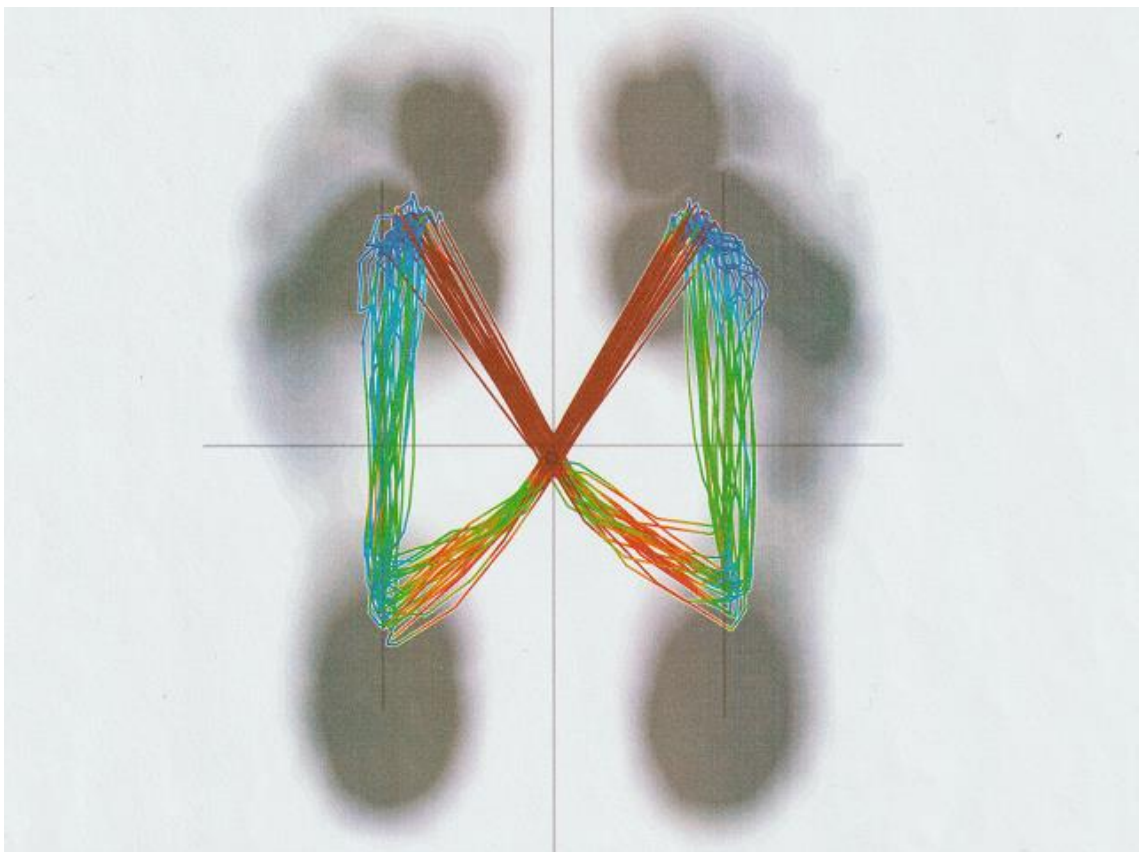
Johdanto-osa käsittelee lyhyesti LiiLabin välineet, joilla askelanalyysi suoritetaan, ja kuvaa oppaan sisällön.

Seuraavassa osiossa käsitellään lyhyesti kaikki askelanalyysiraportin parametrit kohta kohdalta. Tämä osio perustuu Zebris-juoksumaton saksankieliseen käyttöohjekirjaan, jossa parametrien merkitykset on lyhyesti kuvattu. Kyseiset kohdat on käännetty suomenkielisiksi, eikä niiden tulkintaan ole annettu ohjeita jalan rotaation määrää kuvaavaa diagrammia lukuun ottamatta.

Pedobarografisten kuvien ja käyrien kohdalla käännöksen lisäksi on merkintä ”Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.”

Geometry					
Foot rotation, degree	L	8.2±3.4	-13°		-13°
	R	6.8±2.4			
Step length, cm	L	75±3			160 cm
	R	73±3			
Stride length, cm		147±2			160 cm
Step width, cm		17±2			

Kuva 8. Esimerkki parametreista ilman viitearvoja ja viitearvojen kanssa. Viitearvoalue merkitty vihreällä taustavärillä. (Zebris Medical GmbH).

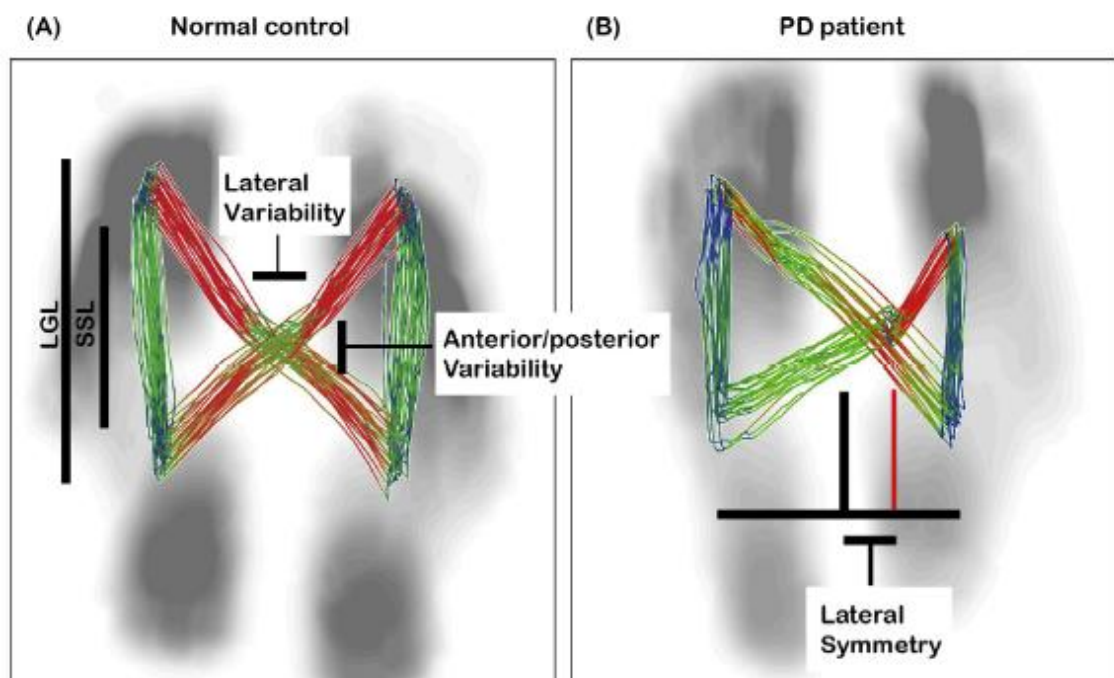


Kuva 9. Esimerkki Zebris-järjestelmän luomasta pedobarografisesta kuvasta (Zebris Medical GmbH).

Graafisten kuvaajien tulkintaan keskittyvä osio alkaa katsauksella siihen, millaiset tekijät vaikuttavat kuvien niin kutsuttuun normaaliuteen. Tämä on olennaista, sillä esimerkiksi tutkittavan ikä, kengät tai kengättömyys, etenemistapa, vammat, kehonkoostumus ja yksilölliset erot vaikuttavat mitattaviin arvoihin. Käytännöllisyyden vuoksi oppaassa päädyttiin

käsittämään tervettä aikuista ihmistä (ei ikääntynyttä), joka kävelee paljain jaloin.

Oppaaseen lisättiin kunkin osion loppuun avainsanalista, joiden avulla oppaan käyttäjä voi tarpeen vaatiessa hakea lisätietoa. Tämän lisäksi oppaaseen lisättiin esimerkkitapauksia alan tutkimuksista, joista saadut tulokset poikkeavat normaaleista tuloksista (Kuva 10). Näiden esimerkkien avulla lukija saa käsityksen millä tavoin kukin kuvaaja saattaa näyttää poikkeavalta.



Kuva 10. Terveen henkilön ja Parkinsonin tautia sairastavan henkilön painekeskisteen liike kävelyn aikana (Shin & Ahn 2020).

Loppusanoissa viitataan opinnäytetyöhön kokonaisuudessaan ja tuodaan lukijalle ilmi, että ohjelmiston tulevien päivitysten myötä oppaassa kuvattu raportin rakenne ja sisältö saattavat muuttua.

7 Pohdinta

Oppaan tekeminen tuntui mielekkäältä, sillä askelanalyysistä saatava valmispalaute on kokemattomalle askelanalyysin tekijälle hyvin haastava kokonaisuus tulkittavaksi. Kun valmispalaute käsittää useita paperiarkkeja graafista ja numeerista dataa ja noin 50 erilaista mitattua parametria, voi analysointi ja palautteen kirjoittaminen tuntua liian haastavalta.

Tietokoneavusteinen pedobarografia on tutkimusalana varsin uusi, etenkin kliinisessä työssä, joten oppaasta on varmasti hyötyä kokeneemmillekin ammattilaisille.

Oppaan sisällön rajaaminen osoittautui haasteelliseksi. Yhdessä oppaassa ei ole käytännössä mahdollista käsitellä kaikenlaisia tutkittavien henkilöiden ominaisuuksien kombinaatioita, joilla askelanalyysi voidaan suorittaa.

Esimerkiksi jaottelemalla tutkittavat iän mukaan lapsiin, aikuisiin ja ikäihmisiin; etenemistapa kävelyyn, hölkkään ja nopeaan juoksuun; sekä etenemiseen kengittä tai kengillä, saadaan jo $3 \times 3 \times 2 = 18$ erilaista kombinaatiota, joissa kaikissa olisi omat tyypilliset mittaustulosten piirteensä. Toimeksiantajalta sain kuitenkin hyvin liikkumavaraa viedä työtä haluamaani suuntaan.

Koska on kuitenkin tarkoituksenmukaista, että oppaan lukijalla on jokin käsitys niin kutsutuista normaaleista arvoista ja kuvaajista, on perusteltua, että oppaassa on ainakin yksi viiteryhmä, johon mitattuja tuloksia voidaan verrata. Käytännöllisistä syistä tulin siihen lopputulokseen, että oppaassa käsiteltiin mallihenkilönä tervettä aikuista ihmistä, joka suorittaa askelanalyysin paljain jaloin ja kävellen. Tällä tavalla pystytään eliminoimaan ainakin erilaisten kenkien luomat erot, kasvuvaiheessa olevien lasten erot sekä selvästi liikkumiseen vaikuttavien terveydellisten seikkojen luomat erot.

7.1 Eettisyys ja luotettavuus

Opinnäytetyö tehtiin noudattaen Tutkimuseettisen neuvottelukunnan oppaan ”Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa”

ohjeita. Opinnäytetyön toteutuksessa noudatettiin hyvää tieteellistä käytäntöä, johon kuuluu tutkimustyön huolellisuus ja tarkkuus. Muiden tutkijoiden työhön viitataan asianmukaisella tavalla. Opinnäytetyöhön ei haettu ulkopuolista rahoitusta eikä tekijällä ole sidonnaisuuksia. Opinnäytetyö julkaistaan Theseuksessa, joten se on tiedeyhteisön saavutettavissa. (Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2012.)

Opinnäytetyössä lähteinä käytettiin luotettavia tieteellisiä julkaisuja sekä opinnäytetyöhön liittyvien yritysten omia julkaisuja, muun muassa kotisivuja ja käyttöohjeita.

Oppaaseen valittiin malliesimerkiksi aikuinen terve ihminen kuvaamaan niin sanottua normaalia kävelyä. Pedobarografiasta löytyi kohtuullisesti tutkimustietoa sekä terveillä henkilöillä tehtynä että eri sairauksien ja vammojen kuntoutuksesta ja tutkimuksesta, joissa tyypillisesti oli käytetty vertailuryhmänä terveitä aikuisia, joten kyseisestä kohderyhmästä on kertynyt jo tieteellistä dataa. Kuitenkin haasteelliseksi muodostui löytää tietoa kävelyn eri parametrien mittauksista ja pedobarografisista tuloksista nimenomaisesti instrumentoidun juoksumaton kontekstissa. Juoksumattoon integroidut voimalevyt ovat verrattain uusi innovaatio, ja usein tutkimustietoa löytyikin ainoastaan lattialle kiinteästi asennetuista voimalevyistä tai pohjallisiin kiinnitetyistä sensoreista mitatuista tuloksista. Koska oppaassa käytettyjä tutkimuksia on toteutettu erilaisin pedobarografisin menetelmin, on huomioitava, että niin sanotun ”normaalin askelluksen” määrittely tulkintaoppaan kontekstissa oli vaikeaa. Esimerkiksi käytössä olleen Zebris-järjestelmän tuottaman raportin kuvaajat ovat erilaisia kuin muiden valmistajien vastaavat.

7.2 Jatkotutkimusehdotukset

Pedobarografia, etenkin instrumentoidulla juoksumatolla tehtynä, on tuore tutkimusala, ja tutkimustietoa kertyy jatkuvasti lisää laitteiston yleistyessä. Tulevissa kehittämistöissä voitaisiin laajentaa tämän työn luomaa pohjaa ja

keskittyä esimerkiksi juosten tehtyyn askelanalyysiin, ja sen tyypillisiin mittaustuloksiin.

Lähteet

Ardhianto, P.; Subiakto, R.; Lin, C.; Jan, Y.; Liay, B.; Tsai, J.; Akbari, V. & Lung, C. 2022. A Deep Learning Method for Foot Progression Angle Detection in Plantar Pressure Images. *Sensors* 2022, 22, 2786 Viitattu 24.4.2023 <https://doi.org/10.3390/s22072786>

Baker, R. 2006. The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait & Posture* 26 (2007), 331–342. Viitattu 4.5.2023 <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.014>

Choi, Y.; Lee, H.; Kim, D.; Lee, D.; Kim, J. & Ahn, J. 2014. The diagnostic value of pedobarography. *Orthopedics*. Slack Incorporated. Viitattu 1.3.2023. <https://doi.org/10.3928/01477447-20141124-52>

Dulai, S.; Ramadi, A.; Lewicke, J.; Watkins, B.; Prowse, M. & Vette, A. 2021. Functional characterization of plantar pressure patterns in gait of typically developing children using dynamic pedobarography. *Gait & Posture* 84 (2021) 267-272 Viitattu 24.4.2023. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.12.018>

Hutchinson, L.; De Asha, A.; Rainbow, M.; Dickinson, A. & Deluzio, K. 2021. A comparison of centre of pressure behaviour and ground reaction force magnitudes when individuals walk overground and on an instrumented treadmill. *Gait & Posture* 83 (2021) 174-176 Viitattu 4.5.2023. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.10.025>

Inman, V.; Ralston, H. & Todd, F. 2006. *Human Locomotion*. Teoksessa Rose, J. & Gamble, J. (toim.) *Human Walking*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2–21.

Kauranen, K. 2021. *Fysioterapeutin käsikirja*. Helsinki: Sanoma Pro Oy. Jyväskylän yliopisto 2018. Liikuntabiologian sanasto. Viitattu 4.5.2023. <https://www.jyu.fi/sport/fi/opiskelu/opiskelijan-ohjeet/opiskelun-tueksi/liikuntabiologian-sanasto>

Keller, T.; Weisberger, A.; Ray, J.; Hasan, S.; Shiavi, R. & Spengler, D. 1996. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Mechanics* Vol 11, No 5. 253-259. Viitattu 4.5.2023. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00068-2](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00068-2)

Klöpfer-Kramer, I.; Brand, A.; Wackerle, H.; Müßig, J.; Kröger, I. & Augat, P. 2019. Gait analysis – Available platforms for outcome assessment. *Injury* 51 S2 (2020), 90–96. Viitattu 4.5.2023. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.11.011>

Lorkowski, J.; Gawronska, K. & Pokorski, M. 2021. Pedobarography: A Review on Methods and Practical Use in Foot Disorders. *Applied Sciences* 11 (22). Viitattu 1.3.2023. <https://doi.org/10.3390/app112211020>

- Martino, G.; Ivanenko, Y.; Serrao, M.; Ranavolo, A.; d'Avella, A.; Draicchio, F.; Conte, C.; Casali, C. & Lacquaniti, F. 2014. Locomotor patterns in cerebellar ataxia. *J Neurophysiol* 112: 2810–2821. Viitattu 5.5.2023.
<https://doi.org/10.1152/jn.00275.2014>
- Nilsson, J. & Thorstensson, A. 1989. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica* 136 (2) 217-227. Viitattu 4.5.2022. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>
- Pirker, W. & Katzenschlager, R. 2016. Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. *Wiener klinische Wochenschrift* (2017) 129:91–95 Viitattu 17.4.2023. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>
- Salonen, K. 2013. Näkökulmia tutkimukselliseen ja toiminnalliseen opinnäytetyöhön - Opas opiskelijoille, opettajille ja TKI-henkilöstölle. Tampere: Suomen yliopistopaino – Juvenes Print oy.
- Salonen, K.; Eloranta, S.; Hautala, T. & Kinos, S. 2017. Kehittämistoiminta ja kehittämisen menetelmiä ammatillisessa korkeakoulutuksessa. Turun ammattikorkeakoulun oppimateriaaleja 108. Viitattu 29.4.2023.
<https://julkaisut.turkuamk.fi/isbn9789522166494.pdf>
- Sandström, M. & Ahonen, J. 2011. Liikkuva ihminen – aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Lahti: VK-Kustannus Oy.
- Seber, S.; Hazer, B; Göktürk, E.; Günal, I. & Turgut, A. 2000. Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: computerized tomographic examination of 50 male adults. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* volume 120, 255–258 (2000) Viitattu 24.4.2023.
<https://doi.org/10.1007/s004020050459>
- Sethi, D.; Bharti, S. & Prakash, C. 2022. A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work. *Artificial Intelligence in Medicine* 129. Viitattu 26.2.2023.
<https://doi.org/10.1016/J.ARTMED.2022.102314>
- Shin, C. & Ahn, T. 2020. Asymmetric dynamic center-of-pressure in Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences* 408 (2020). Viitattu 5.5.2023.
<https://doi.org/10.1016/j.jns.2019.116559>
- Shumway-Cook, A & Woollacott, M. 2017. Motor control : translating research into clinical practice Fifth edition (eBook) Philadelphia: Wolters Kluwer
- Skopljak, A.; Muftic, M.; Sukalo, A.; Masic, I. & Zunic, L. 2014. Pedobarography in diagnosis and clinical application. *Acta Informatica Medica*. Avicena Publishing, 22(6), 374–378. Viitattu 26.2.2023.
<https://doi.org/10.5455/aim.2014.22.374-378>

Turun ammattikorkeakoulu 2022. Liikunta- ja toimintakykylaboratorio, LiiLab. Viitattu 8.10.2022. <https://www.turkuamk.fi/fi/tyoelamapalvelut/palvelut/liikunta-ja-toimintakykylaboratorio-liilab/>

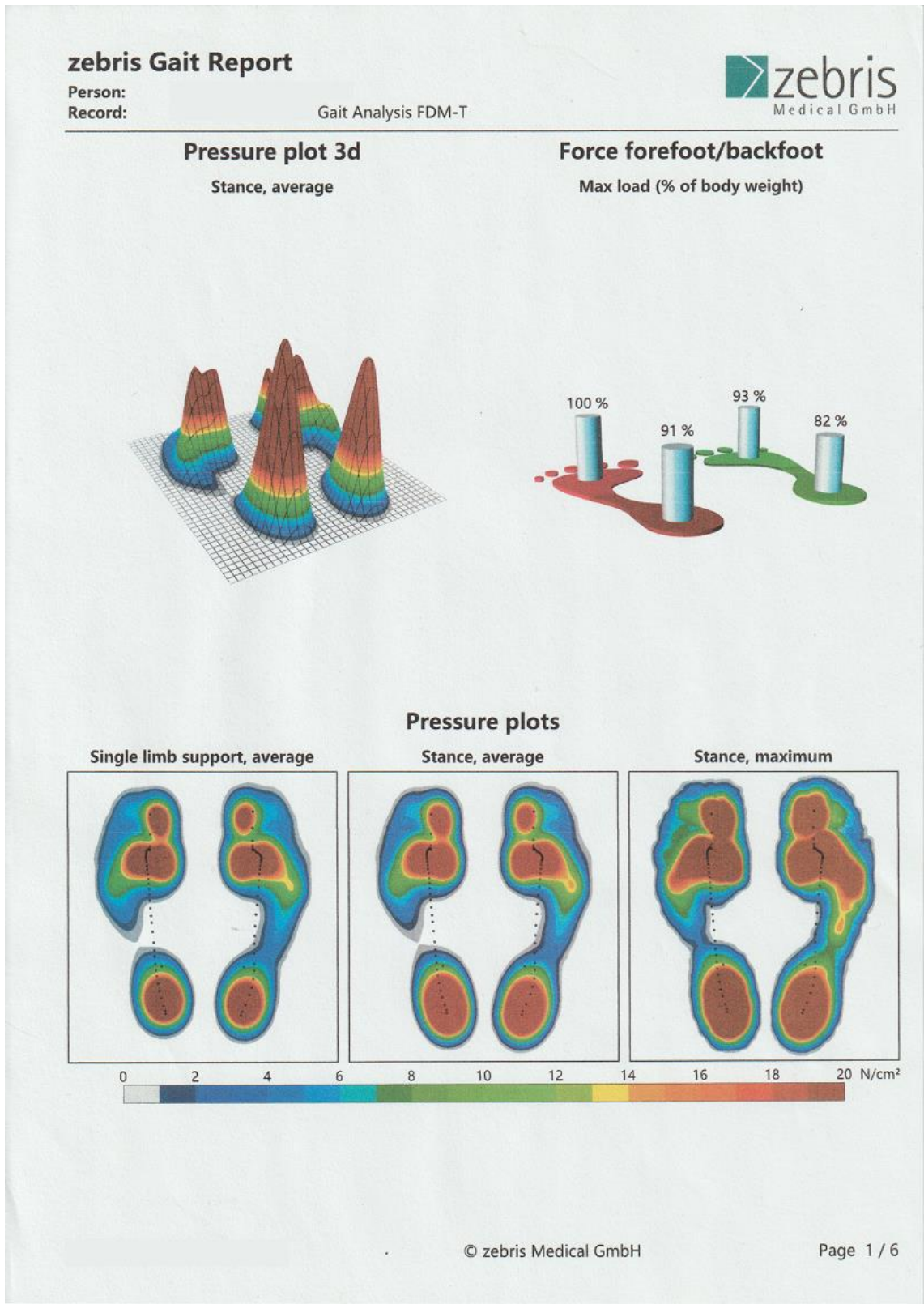
Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2012. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. Viitattu 26.4.2023. https://tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf

Van Alsenoy, K.; Thomson, A. & Burnett, A. 2018. Reliability and validity of the Zebris FDM-THQ instrumented treadmill during running trials. Sports Biomechanics 18 (5), 501-514. Viitattu 1.3.2023. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1452966>

Wearing, S. C.; Reed, L. F. & Urry, S. R. 2013. Agreement between temporal and spatial gait parameters from an instrumented walkway and treadmill system at matched walking speed. Gait and Posture, 38(3), 380–384. Viitattu 26.2.2023. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.12.017>

Zebris Medical GmbH 2019. Specifications and Operating Instructions FDM-T System. Viitattu 18.4.2023. https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Hardware/Alte_Versionen/FDM-T_Hardware-Manual_190823_en.pdf

Zebris-järjestelmän valmisraportti



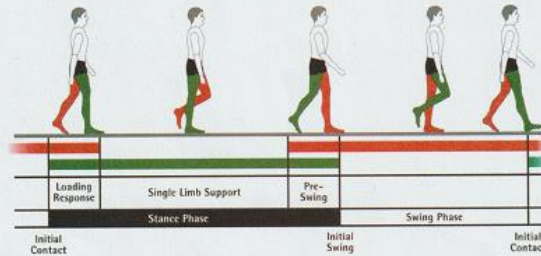
zebris Gait Report

Person:
Record:

Gait Analysis FDM-T



Gait parameters



Geometry

Foot rotation, degree	L	8.2±3.4	-13°		13°
	R	6.8±2.4			
Step length, cm	L	75±3			160 cm
	R	73±3			
Stride length, cm		147±2			149 cm
Step width, cm		17±2			

Phases

Stance phase, %	L	60.7±1.1			100 %
	R	59.3±1.2			
Load response, %	L	10.2±0.9			
	R	9.8±1.2			
Single limb support, %	L	40.7±1.2			
	R	39.3±1.3			
Pre-Swing, %	L	9.8±1.2			
	R	10.2±0.9			
Swing phase, %	L	39.3±1.1			
	R	40.7±1.2			
Double stance phase, %		20.1±1.3			

Timing

Step time, sec	L	0.55±0.01			1.2 sec
	R	0.57±0.01			
Stride time, sec		1.12±0.02			1.2 sec
Cadence, steps/min		107±1			120 steps/min
Velocity, km/h		4.7±0.1			6 km/h

zebris Gait Report

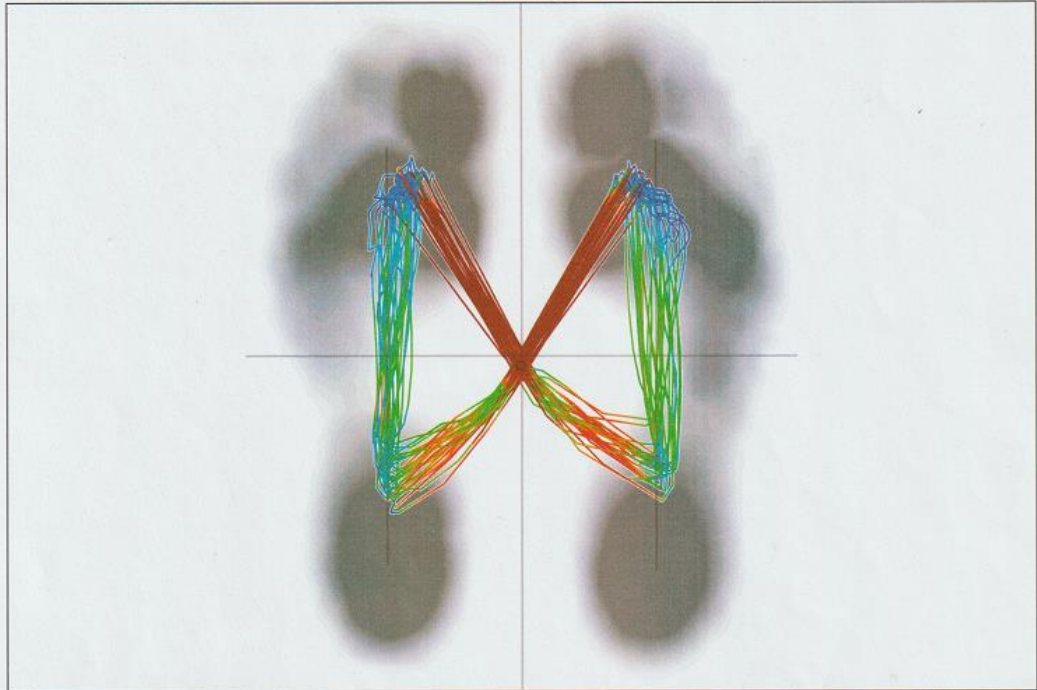
Person:
Record:

Gait Analysis FDM-T



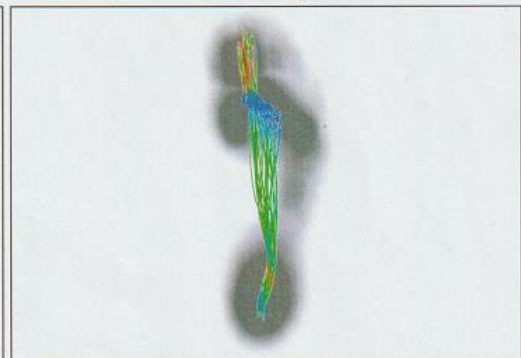
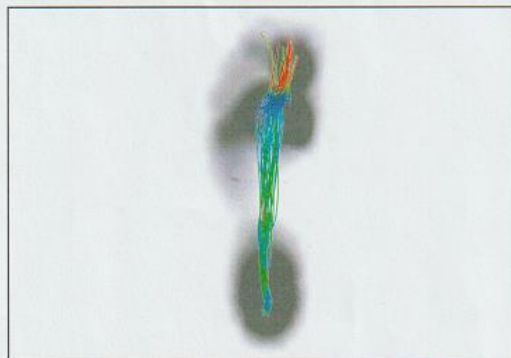
COP analysis

Butterfly



Gait line left

Gait line right



Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	228.4 ± 17.8		300 mm
	R	232.9 ± 22.8		
Single limb support line, mm	L	135.1 ± 13.8		
	R	128.4 ± 12.8		
Ant/post position, mm		-4.7 ± 2.8		-150 mm
Lateral symmetry, mm		-0.6 ± 1.8		21 mm
Max gait line velocity, cm/sec		205.2		

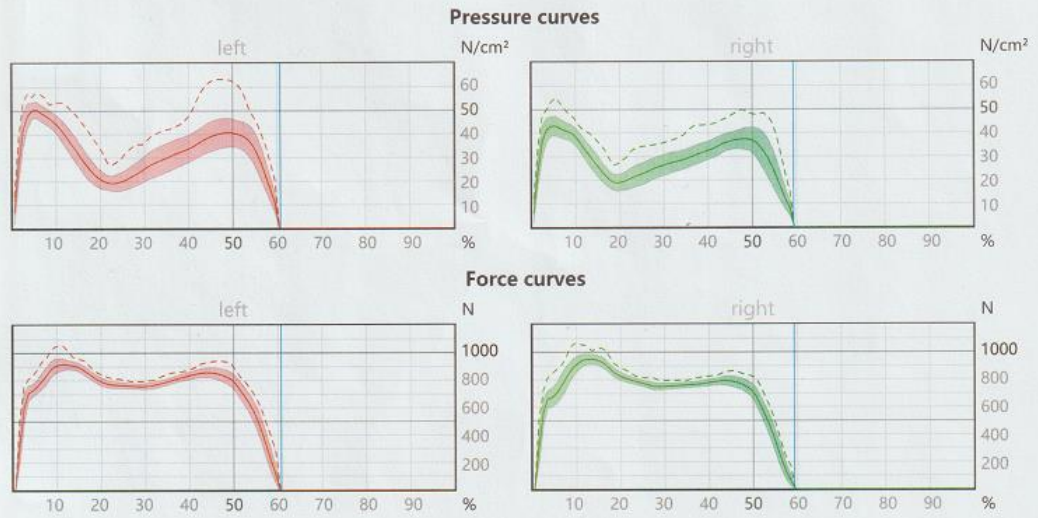
zebris Gait Report

Person:
Record:

Gait Analysis FDM-T

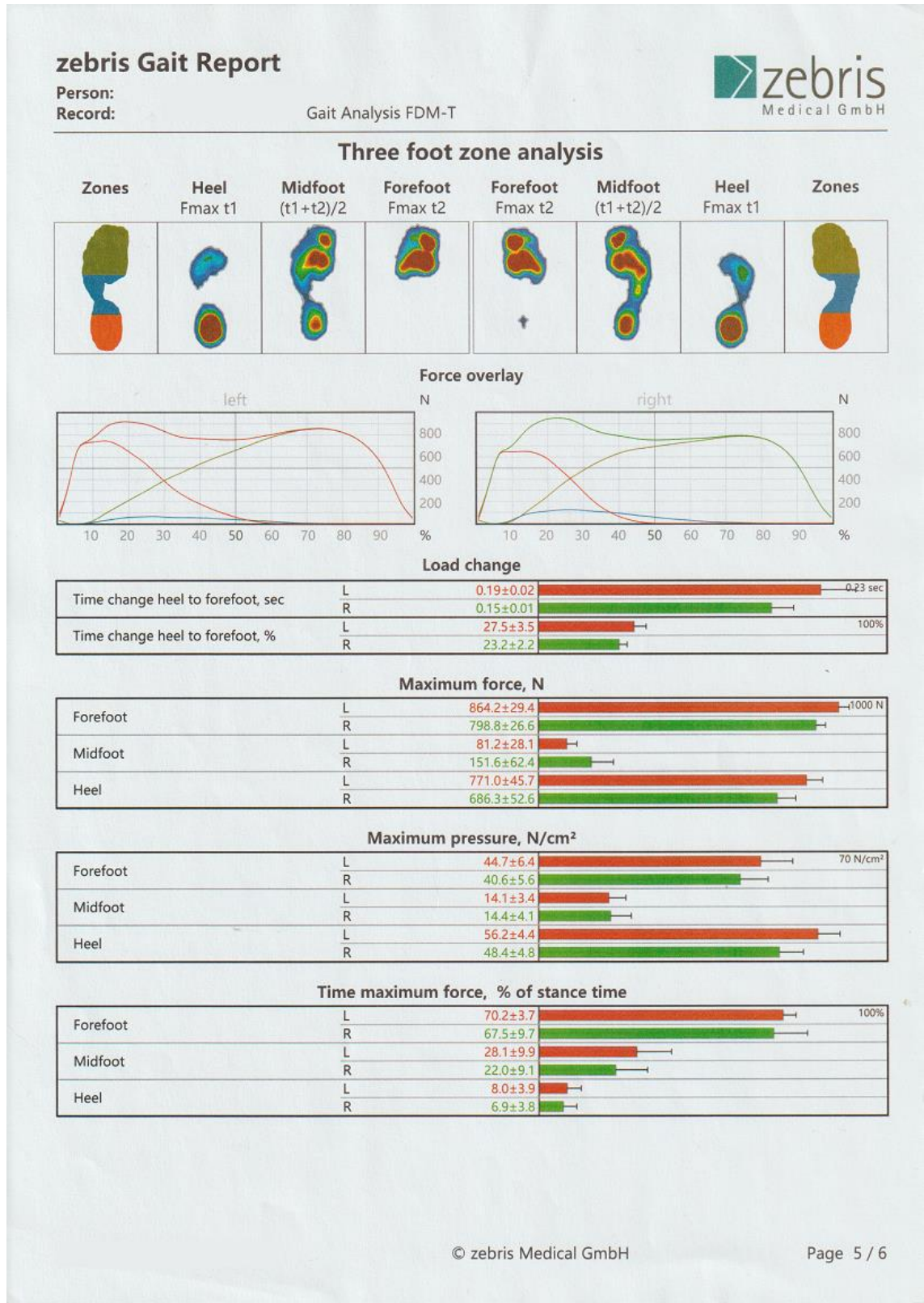


Force and pressure



Force parameters

Maximum force1, N	L	917.2		1200 N
	R	948.4		
Time maximum force1, %	L	11		100%
	R	13		
Maximum force2, N	L	856.6		1200 N
	R	791.6		
Time maximum force2, %	L	44		100%
	R	43		



zebris Gait Report

Person:

Record:

Gait Analysis FDM-T

**Contact time, % of stance time**

Forefoot	L	88.8±1.6		100%
	R	89.5±1.4		
Midfoot	L	74.1±8.0		
	R	75.4±7.0		
Heel	L	50.8±5.1		
	R	41.2±3.2		



DATANTULKINTAOPAS ASKELANALYYSIN TEKIJÄLLE

INSTRUMENTOITU JUOKSUMATTO ZEBRIS FDM-THP-M-31

Retu Repo
Turun ammattikorkeakoulu
Fysioterapian koulutusohjelma 2023



SISÄLLYSLUETTELO

Johdanto	3
1. Valmisraportin parametrit	4
2. Graafisten kuvaajien tulkinta	13
3. Lopuksi	22
Lähteet	23

JOHDANTO

Tämän oppaan tarkoituksena on avustaa Turun ammattikorkeakoulun Liikunta- ja toimintakykylaboratorion (LiiLab) ammattilaisia ja työharjoitteluaan tekeviä opiskelijoita tulkitsemaan ja analysoimaan instrumentoidun juoksumaton avulla askelanalyysistä kerättyä valmisdataa. LiiLabilla on käytössä instrumentoitu juoksumatto h/p cosmos pulsar / Zebris FDM-THP-M-3i. Oppaan teon hetkellä käytössä ollut tietokoneohjelmistoversio on Zebris FDM 1.18.44.

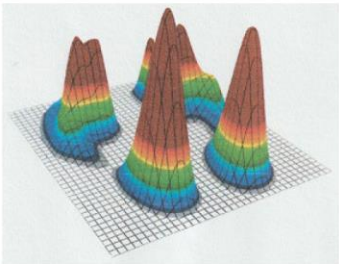
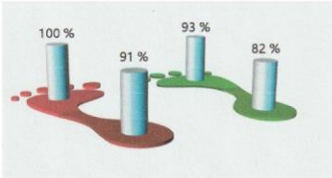
Liikuntalaboratorion askelanalyysissä tutkittava henkilö kävelee tai juoksee instrumentoidulla juoksumatolla halutun ajan, jonka jälkeen laitteen ohjelmisto analysoi kerätyn datan ja koostaa siitä raportin käyttäjän nähtäväksi ja tulostettavaksi. Tulostettu raportti on laajuudeltaan kuusi A4-paperia sisältäen noin 50 eri parametrein kerättyä tulosta, jotka on esitetty numeraalisten arvojen lisäksi visuaalisesti painekarttojen, diagrammien ja graafien avulla.

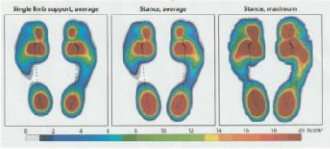
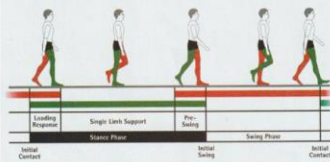
Tämä opas keskittyy erityisesti painekarttakuviin ja -diagrammeihin sekä käyräkuvaajiin sekä niiden tulkintaan. Valmisraportissa on myös runsaasti numeerista dataa, joka esitetään myös pylväsdiagrammein. Viimeksi mainituissa on useissa kohdissa asiakkaan esitietoihin perustuen automaattisesti lasketut karkeat viitearvoalueet valmiina, joten poikkeamien havaitseminen on helppoa.

Tämän oppaan mallihenkilönä on käytännön syistä käytetty tervettä aikuista, joka suorittaa askelanalyysin paljain jaloin kävellen.

1. VALMISRAPORTIN PARAMETRIT

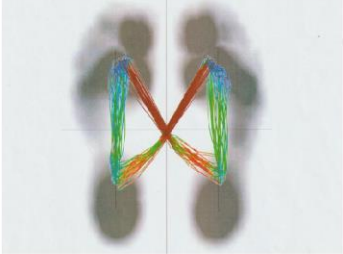
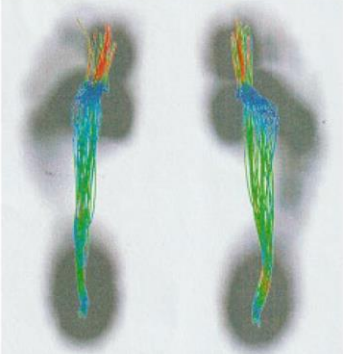
Tässä luvussa käydään lyhyesti läpi mitä kussakin valmisraportin parametrissa mitataan. Kuvien ja käyrien tulkinnasta enemmän luvussa 2.

<p>Pressure plot 3d Stance, average</p> 	<p>Kuvaa jalan keskimääräisen painekartan koko analyysi-intervallilta (askelanalyysin tallennetulta ajalta).</p> <p>Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.</p>
<p>Force forefoot/backfoot Max load (% of body weight)</p> 	<p>Kuvajaan on laskettu analyysi-intervallin kaikkien askeleiden maksimivoimien keskiarvo. Jokainen kontakti on jaettu jalan taka- ja etuosaan. Luku esitetään prosentteina kehon massasta.</p> <p>Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.</p>

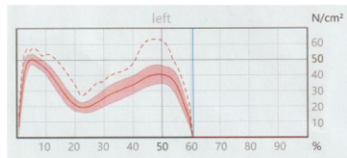
<p>Pressure plots</p>  <ol style="list-style-type: none"> 1) Single limb support, average 2) Stance, average 3) Stance, maximum 	<ol style="list-style-type: none"> 1) Kuvaa kaikkien analyysi-intervallin askeleiden yhden jalan tukivaiheen maksimivoimien keskiarvon. 2) Kuvaa kaikkien analyysi-intervallin askeleiden koko tukivaiheen maksimivoimien keskiarvon. 3) Kuvaa kaikkien analyysi-intervallin askeleiden koko tukivaiheen absoluuttiset mitatut maksimivoimat. <p>Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.</p>
<p>Gait parameters</p> 	<p>Kuvaa kävelyn vaiheet yleisesti. HUOM! Kuva on vakio, ei siis kooste tallennetusta analyysistä.</p> <p>Initial contact = alkukontakti</p> <p>Stance phase = tukivaihe (käsittää seuraavat kolme kohtaa)</p> <ul style="list-style-type: none"> Loading response = kuormitusvaste Single limb support = yhden jalan tukivaihe Pre-swing = esiheilahdus <p>Initial swing = alkuheilahdus</p> <p>Swing phase = heilahdusvaihe</p> <div style="border: 1px solid black; background-color: #e0f2f1; padding: 5px; margin-top: 10px;"> <p>HUOM! Heilahdusvaiheeseen kuuluu myös keskiheilahdus ja loppuheilahdus, joita tässä kuvassa ei erotella, koska heilahtava alaraaja ei tuota painedataa.</p> </div>

<p>Geometry</p> <ul style="list-style-type: none">1) Foot rotation2) Step length3) Stride length4) Step width	<p>1) Keskimääräinen jalkojen asento kulkusuuntaan nähden. Positiivinen arvo = ulospäin kääntynyt jalkaterä. Negatiivinen arvo = sisäänpäin kääntynyt jalkaterä. Rotaation määrä on hyvin yksilöllistä. Pienillä lapsilla toispuoleinen sisärotaatio ei ole tavatonta, aikuisilla se ei kuitenkaan ole normaalia (Seber ym. 2000, Ardhiyanto ym. 2022). Ikäihmisillä ulkorotaatio on tavanomaista (Shumway-Cook & Woollacott 2017) Sandström ja Ahonen (2011) antavat normaaliksi kulmaksi 0-10 astetta.</p> <p>2) Askeleiden keskimääräinen pituus kantapäästä toisen jalan kantapäähän.</p> <p>3) Askelsyklin keskimääräinen pituus kantapäästä saman puolen kantapäähän.</p> <p>4) Askeleen keskimääräinen leveys vasemman ja oikean jalkaterän välillä.</p> <p>Kohtiin 2–4 on järjestelmän luomat karkeat viitearvot (vihreä alue).</p>
---	---

<p>Phases</p> <p>1. Stance phase, %</p> <p>1.1. Load response, %</p> <p>1.2. Single limb support, %</p> <p>1.3. Pre-Swing, %</p> <p>2. Swing phase, %</p> <p>3. Double stance phase, %</p>	<p>Kaikki luvut ovat prosenttiosuuksia koko askelsyklin ajasta (100 %). Kaikille arvoille on järjestelmän luomat karkeat viitearvot (vihreä alue).</p> <p>1. Aika, jonka jalka on maassa.</p> <p>1.1. Aika alkukontaktista vastakkaisen puolen jalan irtoamiseen maasta.</p> <p>1.2. Aika vastakkaisen puolen jalan irtoamisesta vastakkaisen puolen alkukontaktiin.</p> <p>1.3. Aika vastakkaisen puolen alkukontaktista tarkastellun puolen jalan irtoamiseen maasta.</p> <p>2. Aika, jolloin jalka on heilahdusvaiheessa (ei koske maahan).</p> <p>3. Kuormitusvasteen ja esiheilahduksen aikojen summa (eli aika, jolloin molemmat jalat ovat maassa).</p>
<p>Timing</p> <p>1) Step time, sec</p> <p>2) Stride time, sec</p> <p>3) Cadence, steps/min</p> <p>4) Velocity, km/h</p>	<p>1) Keskimääräinen aika alkukontaktista toisen puolen alkukontaktiin.</p> <p>2) Keskimääräinen aika alkukontaktista saman puolen alkukontaktiin.</p> <p>3) Askelfrekvenssi (askeleita minuutissa).</p> <p>4) Keskimääräinen vauhti tallennuksen ajalta.</p>

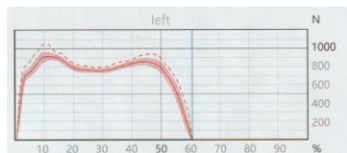
<p>COP analysis Butterfly</p>  A top-down view of a person's feet on a force plate. The center of pressure (COP) trajectory is overlaid on the feet, forming a butterfly shape. The trajectory is color-coded by speed: red for fast, green for average, and blue for slow.	<p>Kuvaa painekeskipesteen (COP, center of pressure) liikettä tallennuksen ajalta. Viivojen eri värit vastaavat painekeskipesteen liikkumisen nopeutta (punainen: nopea, vihreä, keskitaso, sininen: hidas).</p> <p>Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.</p>
<p>Gait line left/right</p>  Two side-by-side top-down views of a person's feet. The COP trajectory is overlaid on each foot, showing the path of the center of pressure during a step. The trajectory is color-coded by speed: red for fast, green for average, and blue for slow.	<p>Painekeskipesteen kulku askeleiden aikana. Värit kuvaavat nopeutta (ks. edellä).</p> <p>Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.</p>

Butterfly parameters							
1) Length of gait line, mm	1) Painekekipisteen liikkeen keskimääräinen pituus kaikilta tallennetuilta askelilta.						
2) Single limb support line, mm	2) Painekekipisteen liikkeen keskimääräinen pituus yhden jalan tukivaiheessa kaikilta tallennetuilta askelilta.						
3) Ant/post position, mm	3) Painekekipisteen leikkauspisteen keskimääräinen sijainti eteen-taakse-suunnassa. HUOM! Ohjekirjan mukaan nollakohta on takimmainen piste, jossa kantapää osuu alustaan, jolloin tulos olisi aina positiivinen (aikuisella n. 120–150 mm). Vihreä viitearvoalue on merkitty tämän mukaan. Näkyvillä kuitenkin pylväsdigrammi, jossa nollakohta on perhosdiagrammiin jalkojen puoliväliin piirretty vaakaviiva. Neg. arvo = painekekipiste viivan posteriorisella puolella ja pos. arvo anteriorisella puolella*						
4) Lateral symmetry, mm	4) Painekekipisteen leikkauspisteen keskimääräinen sijainti vasen-oikea-suunnassa. Neg. arvo = painekekipiste keskilinjan vasemmalla puolella ja pos. arvo oikealla puolella.						
5) Max gait line velocity, cm/sec	5) Painekekipisteen liikkeen maksiminopeus						
<p>*Järjestelmän luoma epäselvä kuvaaja (Ant/post). Nollakohta valittu eri tavalla pylväälle ja viitearvoalueelle.</p> <table border="1"> <tbody> <tr> <td>Ant/post position, mm</td> <td>-4.7 ± 2.8 -150 mm</td> <td>150 mm</td> </tr> <tr> <td>Lateral symmetry, mm</td> <td>-0.6 ± 1.8 -21 mm</td> <td>21 mm</td> </tr> </tbody> </table>		Ant/post position, mm	-4.7 ± 2.8 -150 mm	150 mm	Lateral symmetry, mm	-0.6 ± 1.8 -21 mm	21 mm
Ant/post position, mm	-4.7 ± 2.8 -150 mm	150 mm					
Lateral symmetry, mm	-0.6 ± 1.8 -21 mm	21 mm					

Force and pressure**Pressure curves**

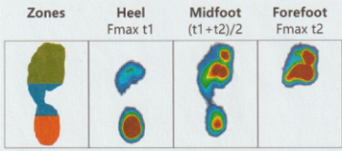
Askeleen aikainen painekäyrä. Yhtenäinen viiva kuvaa keskimääräistä askeleen painekäyrää, varjostettu alue kuvaa normaalivaihtelua ja katkoviiva kuvaa maksimaalisia mitattuja arvoja.

Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.

Force curves

Askeleen alustaan tuottama vertikaalinen voima. Yhtenäinen viiva kuvaa keskimääräistä voimaa, varjostettu alue kuvaa normaalivaihtelua ja katkoviiva kuvaa maksimaalisia mitattuja arvoja.

Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.

<p>Three foot zone analysis</p>  <p>1) Heel Fmax t1 2) Midfoot $(t1+t2)/2$ 3) Forefoot Fmax t2</p> <p>Force overlay</p> 	<p>Tässä kuvaajassa jalka on jaettu kolmeen osaan (zones): takaosaan (oranssi), keskiosaan (sininen) ja etuosaan (vihreä).</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Paine kartta jalan takaosan tuottaman maksimivoiman hetkellä. 2) Paine kartta jalan keskiosan tuottaman maksimivoiman hetkellä. 3) Paine kartta jalan etuosan tuottaman maksimivoiman hetkellä. <p>Voimakäyrässä on oranssi, sininen ja vihreä käyrä kuvaamassa edellä mainittuja jalan osia.</p> <p>Kuvaajasta tarkemmin luvussa 2.</p>
<p>Load change</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Time change heel to forefoot, sec 2) Time change heel to forefoot, % 	<ol style="list-style-type: none"> 1) Kuormituksen siirtymisen kesto kantapäältä jalan etuosalle. 2) Kuormituksen siirtymisen kesto kantapäältä jalan etuosalle prosentteina koko askeleen tukivaiheen kestosta.
<p>Maximum force, N</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) Forefoot 2) Midfoot 3) Heel 	<p>Askelten keskimääräinen maksimivoima newtoneina.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1) jalan etuosa 2) jalan keskiosa 3) jalan takaosa

Maximum pressure, N/cm² 1) Forefoot 2) Midfoot 3) Heel	Askelten keskimääräinen maksimipaine newtoneina neliösenttimetriä kohden. 1) jalan etuosa 2) jalan keskiosa 3) jalan takaosa
Time maximum force, % of stance time 1) Forefoot 2) Midfoot 3) Heel	Keskimääräinen hetki jalan tukivaiheen keston ajalta, jolloin suurin voima on mitattu jalan kustakin osasta. 1) jalan etuosa 2) jalan keskiosa 3) jalan takaosa

2. GRAAFISTEN KUVAAJIEN TULKINTA

Tässä osiossa perehdytään tarkemmin valmisraportin graafisiin kuvaajiin. Koska graafisissa kuvaajissa ei ole valmiina karkeitakaan viitearvoja, askelanalyysin tekijän on tiedettävä milta normaalit pedobarografiset* kuvat ja voimakäyrät näyttävät.

Huomionarvoista on, että kuvien “normaaliuteen” vaikuttavat useat tekijät. Vaikuttavia tekijöitä ovat ainakin seuraavat seikat:

- **Tutkittavan ikä**
Lapsilla, aikuisilla ja ikäihmisillä on erilainen fysiologia, joka näkyy eroina mittaustuloksissa.
- **Kengät vai paljaat jalat**
Pedobarografiset kuvat näyttävät kengät jalassa huomattavan erilaisilta verrattuna paljaisiin jalkoihin. Myös kenkien rakenteissa on keskenään suuria eroja, jotka vaikuttavat siihen millainen painekartta piirtyy (eli kuinka voima jalan alla jakautuu).
- **Kävely vai juoksu**
Kävelyn ja juoksun tekniikat ja tuotetut voimat eroavat toisistaan huomattavasti, joten luonnollisesti myös pedobarografisissa kuvissa ja voimakäyrissä on perustavanlaatuisia eroja. Juoksu itsessään voi olla myös esimerkiksi hölkkää, reipasta juoksua tai täyden vauhdin spurtti, jolloin kerätty data näyttää erilaiselta.

* Pedobarografia tutkii jalan alustaan luomaa painetta.

- **Vammat, sairaudet, kehonkoostumus, fyysinen kunto, raskaus ym.**

Erilaiset terveydentilaan ja fyysiseen toimintakykyyn vaikuttavat tekijät voivat vaikuttaa ihmisen liikkumiseen erittäin merkittävästi.

- **Yksilölliset erot, normaalivaihtelu**

Vaikka tutkittaisiin mahdollisimman homogeenista joukkoa identtisillä varusteilla ja identtisillä ohjein, vaihtelua tutkittavien välillä esiintyy silti. Myös saman tutkittavan henkilön tulokset voivat vaihdella eri mittauskerroilla. Esimerkiksi mielialalla on todettu olevan vaikutusta ihmisen kävelyyn.

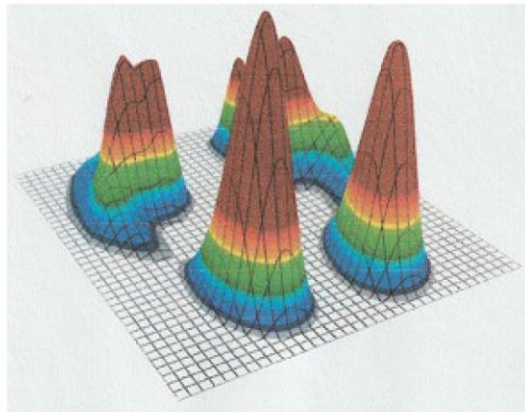
Edellä mainitut seikat huomioiden on syytä todeta, että varsinaista oikeaa "normaalista" ei ole mahdollista määrittellä. Sen sijaan askelanalyysin tekijän on oleellista huomata pedobarografisissa kuvissa ja painekartoissa esimerkiksi selviä poikkeavuuksia tai epäsymmetrioita, joiden pohjalta voi lähteä rakentamaan kliinistä päättelyä.

Tämän oppaan mallihenkilönä on **terve aikuinen (ei vanhus), joka suorittaa askelanalyysin paljain jaloin normaalilla kävelyvauhdillaan.** Koska oppaan oletuksena on em. kaltainen henkilö, voit joutua etsimään tietoa, jos asiakkaanasi on esimerkiksi pieni lapsi, tai askelanalyysi tehdään kengät jalassa juosten.

Kunkin kohdan alla on hyödyllisiä avainsanoja, joita voit käyttää hyödyksesi, kun lähdet etsimään lisätietoa. Joihinkin kohtiin on myös lisätty esimerkkejä erilaisista mittaustuloksista havainnollistamaan mahdollisia poikkeavuuksia.

Pressure plot 3d

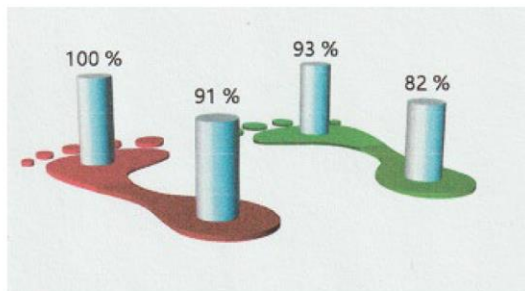
Stance, average



Optimaalisesti vasemman ja oikean jalan kuvaajat ovat symmetriset.

Huomioi, että kävellessä kantapään ja jalan etuosan 3d-mallinnus ovat karkeasti yhtä korkeat. Juostessa (ensikontaktin tapahtuessa päkiällä) jalan etuosan 3d-mallinnus on huomattavasti korkeampi.

Force forefoot/backfoot Max load (% of body weight)

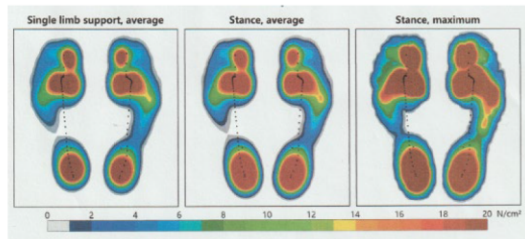


Optimaalisesti vasemman ja oikean jalan tuottamat lukemat ovat yhtä suuret.

Mallikuvassa vasemman jalan takaosa on tuottanut keskimääräisesti suuruudeltaan 91 % kehonpainoa vastaavan voiman.

Huomioi, että voima voi olla yli 100 % kehonpainosta, etenkin juostessa.

Pressure plots



Huomioi, että alalaidan väripalkissa värit loppuvat tummanpunaiseen eli arvoon 20 newtonia senttimetriä kohden. Todelliset arvot löydet myöhemmin kohdasta Force and pressure.

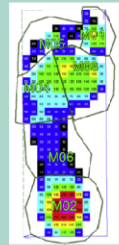
Optimaalisesti vasen ja oikea jalka tuottavat symmetriset kuvaajat. Mallikuvassa vasemmassa jalassa havaittavissa korkea holvikaari.

Aikuisella kantapään ja jalan etuosan kävelyssä tuottama paine on karkeasti ottaen samaa tasoa (eli tässä kuvaajassa tummanpunaista).

Esimerkki erilaisesta tuloksesta:

Dulai ym. (2021) tutkivat jalan alustaan tuottamia painekarttoja normaalisti kehittyvillä lapsilla. Tutkimuksessa he totesivat, että nuorilla lapsilla askel tuottaa voimakkaamman paineen jalan taka- ja keskiosaan verrattuna jalan etuosaan. Aikuisilla ero on pienempi tukivaiheen päättyessä voimakkaaseen varvastyöntöön.

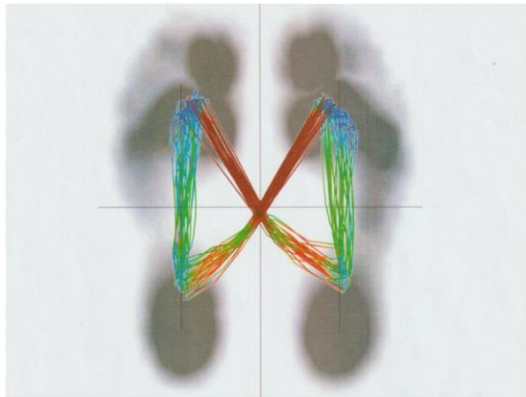
Kaksivuotiaan tytön kävely tuottaa huomattavasti suuremman paineen jalan takaosan alueelle verrattuna jalan etuosaan (Dulai ym. 2021).



Hyödyllisiä asiasanoja tämän osion tiedonhakuja varten: pedobarography, plantar pressure, dynamic plantar pressure, instrumented treadmill, gait asymmetry

COP analysis

Butterfly

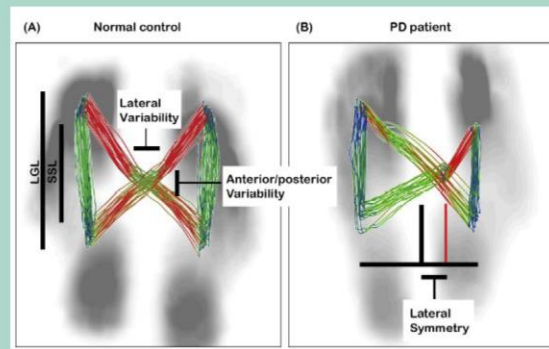


Normaalissa kävelyssä muodostuu mallikuvan kaltainen symmetrinen “perhosdiagrammi”, jossa painekeskipisteen liikkeen leikkauspiste on mediaali-lateraalisesti ja antero-posteriorisesti keskellä. Juoksussa, jossa kantaisku puuttuu, painekeskipiste on luonnollisesti anteriorisemmin

sijoittunut, jolloin “perhosen siivet” ovat antero-posteriorisesti lyhyemmät.

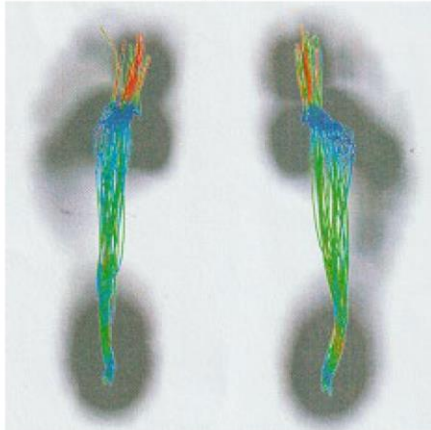
Esimerkki erilaisesta tuloksesta:

Shin ja Ahn (2020) tutkivat painekeskipisteen epäsymmetrisyyttä Parkinsonin tautia sairastavilla potilailla. Tutkimuksella osoitettiin painekeskipisteen epäsymmetrisyyden olevan tyypillistä Parkinson-potilaille.



Esimerkki painekeskipisteen liikkeestä perhosdiagrammin avulla. Vasemmalla kontrolliryhmän koehenkilö ja oikealla Parkinsonin tautia sairastava koehenkilö. (Shin & Ahn 2020.)

Gait line left/right

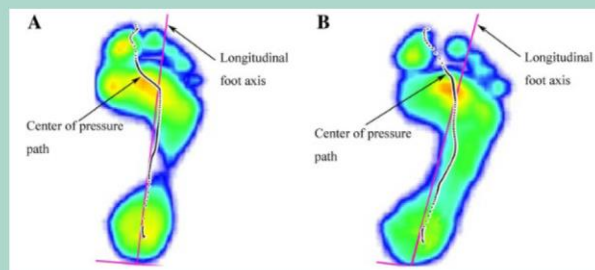


Normaalissa kävelyaskeleessa painekeskuste liikkuu kantapään keskikohdasta ensin lyhyesti jalan pitkittäisen akselin mediaalipuolelle ja vielä kantapään alueella takaisin lateraalipuolelle. Lateraalipuolella painekeskuste liikkuu päkiään asti, jonka kohdalla se siirtyy jalan pitkittäisen akselin mediaalipuolelle ja suuntautuu isovarpaaseen.

Mitä ohuempi viiva kuvaajaan piirtyy, sitä samankaltaisempia tallennetut askeleet ovat.

Esimerkki erilaisesta tuloksesta:

Lin ym. (2020) tutkimuksessa havaittiin, että korkeaholvisen jalan painekeskusteen reitti kulkee suurempana ja lähempänä jalan pitkittäistä akselia, tavallisen jalan painekeskusteen reitti kulkee lateraalisemmin.



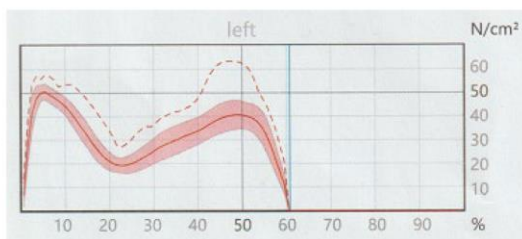
Esimerkki korkeaholvisen jalan (A) ja normaalin jalan (B) painekeskusteen reitistä (Li ym. 2020).

Hyödyllisiä asiasanoja tämän osion tiedonhakua varten: center of pressure (COP), COP trajectory, butterfly diagram, cyclogram, gait line, gait asymmetry

Force and pressure

Oheiset käyrät kuvaavat alustaan kohdistuvaa vertikaalista (pystysuuntaista) kontaktivoimaa (vertical ground reaction force, vGRF).

Pressure curves

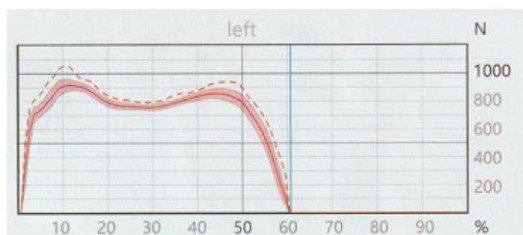


Normaalissa kävelyaskeleessa havaittavissa M-kirjaimen kaltainen käyrä, jossa huiput kantauskun ja varvastyönön kohdalla.

X-akselilla koko askelsyklin kesto.
Y-akselilla paineen määrä

newtoneina neliösenttimetriä kohden.

Force curves



Normaalissa kävelyaskeleessa havaittavissa M-kirjaimen kaltainen käyrä, jossa huiput kantauskun ja varvastyönön kohdalla.

X-akselilla koko askelsyklin kesto.
Y-akselilla voima newtoneina.

Normaalilla kävelyvauhdilla kävellessä odotettava maksimiarvo on n. 1,1–1,5 kertaa kehonpaino ja se tapahtuu tyypillisesti ensimmäisen huipun aikana. (Keller, ym. 1996). Samansuuntaiset tulokset (1,0–1,5 x kehonpaino) ilmenivät Nilssonin ja Thorstenssonin (1989) tutkimuksessa.

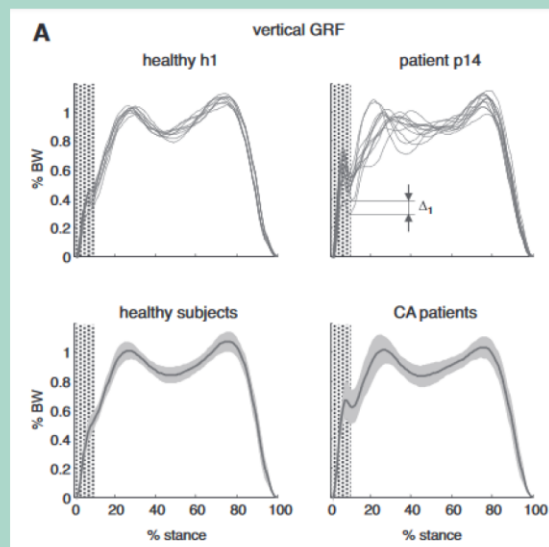
Huomaa, että kuvaaja ilmoittaa arvot newtoneina:

1 kg \approx 9,81 N

1 N \approx 0,10197 kg

Esimerkki erilaisesta tuloksesta:

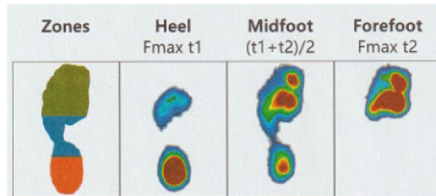
Martinon ym. (2014) tutkimuksessa tutkittiin pikkuaivoataksiaa sairastavien henkilöiden kävelyä. Tutkimuksessa havaittiin, että pikkuaivoataksiaa sairastavilla oli normaalista kontaktivoimakäyrästä poikkeava piikki kantaiskuvaiheessa. Myös yksittäiset askeleet poikkeavat toisistaan enemmän kontrolliryhmään verrattuna.



Vertikaalisen kontaktivoiman käyrät. Vasemmalla ylhäällä yksittäinen terve kontrolliryhmän koehenkilö, oikealla ylhäällä yksittäinen pikkuaivoataksiaa sairastava koehenkilö, vasemmalla alhaalla kaikkien kontrolliryhmän koehenkilöiden keskiarvo ja oikealla alhaalla kaikkien pikkuaivoataksiaa sairastavien koehenkilöiden keskiarvo. (Martino ym. 2014.)

Hyödyllisiä asiasanoja tämän osion tiedonhakuja varten: vertical ground reaction force (vGRF), pressure curve, force curve

Three foot zone analysis



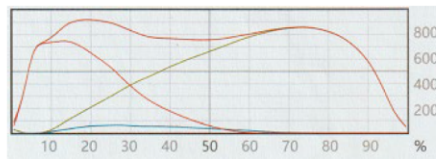
Ensimmäinen kuva (Zones) jakaa jalan kolmeen osaan eri värein. Vastaavat värit löytyvät alla olevasta käyrästä kunkin jalan osan tuottamina voimina.

Normaalissa kävelyaskeleessa jalan takaosan (Heel) tuottama maksimivoima tapahtuu askeleen alussa, jolloin jalan varpaat eivät ole vielä maassa.

Midfoot-kohdassa jalan keskikohdan tuottamassa kuvassa näkyy tyypillisesti painetta jonkin verran sekä etu- että takaosassa.

Forefoot eli jalan etuosaa tuottaa maksimivoiman askeleen lopussa, jolloin ainoastaan jalan etuosassa näkyy painetta (varvastyönön aikana kantapää on noussut jo ilmaan)

Force overlay



Ylin käyrä (vasemmalla jalalla punainen ja oikealla jalalla vihreä) kuvaa koko tuotettua voimaa kullakin tukivaiheen hetkellä (kuten aiemmassa kohdassa "Force curves"). Mallikuvassa näkyy

vasemman jalan voimakäyrät, joten ylin käyrä on punainen.

Oranssi, sininen ja vihreä käyrä vastaavat jalan takaosan, keskiosan ja etuosan tuottamia voimia kullakin hetkellä.

→ Millä tahansa hetkellä oranssi+sininen+vihreä käyrä = ylin käyrä.

X-akselilla koko askeleen kesto, Y-akselilla voima newtoneina.

Hyödyllisiä asiasanoja tämän osion tiedonhakuja varten: vertical ground reaction force (vGRF), force curve

3. LOPUKSI

Huomioi, että ohjelmistopäivitysten myötä tässä oppaassa esitetyt tiedot (valmisraportin rakenne, kuvaajien ulkoasu ym.) saattavat olla muuttuneet. Opas on valmistunut vuonna 2023, jolloin käytössä on ollut ohjelmistoversio Zebris FDM 1.18.44.

Tämä opas on toteutettu opinnäytetyönä Turun ammattikorkeakoulun fysioterapian koulutusohjelmassa. Opinnäytetyö kokonaisuudessaan löytyy Theseus-verkkopalvelusta nimellä ”Instrumentoidun juoksumaton datan hyödyntäminen askelanalyysissä – pedobarografisten kuvien tulkintaopas fysioterapeuteille”

LÄHTEET

- Ardhianto, P.; Subiakto, R.; Lin, C.; Jan, Y.; Liay, B.; Tsai, J.; Akbari, V. & Lung, C. 2022. A Deep Learning Method for Foot Progression Angle Detection in Plantar Pressure Images. Viitattu 24.4.2023 <https://doi.org/10.3390/s22072786>
- Dulai, S.; Ramadi, A.; Lewicke, J.; Watkins, B.; Prowse, M. & Vette, A. 2021. Functional characterization of plantar pressure patterns in gait of typically developing children using dynamic pedobarography. Viitattu 24.4.2023. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.12.018>
- Keller, T.; Weisberger, A.; Ray, J.; Hasan, S.; Shiavi, R. & Spengler, D. 1996. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Mechanics* Vol 11, No 5. 253-259. Viitattu 4.5.2023. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00068-2](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00068-2)
- Martino, G.; Ivanenko, Y.; Serrao, M.; Ranavolo, A.; d'Avella, A.; Draicchio, F.; Conte, C.; Casali, C. & Lacquaniti, F. 2014. Locomotor patterns in cerebellar ataxia. *J Neurophysiol* 112: 2810–2821. Viitattu 5.5.2023. <https://doi.org/10.1152/jn.00275.2014>
- Nilsson, J. & Thorstensson, A. 1989. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica* 136 (2) 217-227. Viitattu 4.5.2022. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>
- Sandström, M. & Ahonen, J. 2011. Liikkuva ihminen – aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka. Lahti: VK-Kustannus Oy.
- Seber, S.; Hazer, B; Göktürk, E.; Günal, I. & Turgut, A. 2000. Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: computerized tomographic examination of 50 male adults. Viitattu 24.4.2023. <https://doi.org/10.1007/s004020050459>
- Shin, C. & Ahn, T. 2020. Asymmetric dynamic center-of-pressure in Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences* 408 (2020). Viitattu 5.5.2023. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2019.116559>
- Shumway-Cook, A & Woollacott, M. 2017. Motor control : translating research into clinical practice Fifth edition (eBook) Philadelphia: Wolters Kluwer
- Zebris Medical GmbH 2019. Specifications and Operating Instructions FDM-T System. Viitattu 18.4.2023. https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Hardware/Alte_Versionen/FDM-T_Hardware-Manual_190823_en.pdf
-