

**KÄVELYNOPEUDEN JA POIKKEAMIEN MUUTOKSET  
MONITASOKIRURGIAPOTILAILLA**  
**Liikuntatieteellinen tiedekunta**

Tom Thiel

Biomekaniikan pro gradu -tutkielma  
Liikuntatieteellinen tiedekunta  
Jyväskylän yliopisto  
Syksy 2021

## TIIVISTELMÄ

Thiel, Tom. 2021. Nopeuden ja askelluspoikkeamien muutokset monitasokirurgiapotilailla. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, biomekaniikan pro gradu -tutkielma, 51 s., 2 liitettä.

Tässä opinnäytetyössä tarkasteltiin monitasokirurgisten toimenpiteiden (SEMLS, Single-Event Multilevel Surgery) vaikutuksia spastisten CP-potilaiden kävelynopeuteen ja askelluspoikkeamien määrään. Työ oli retrospektiivinen analyysi 33 potilaan kohorttiin, joka koottiin Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiiriin (HUS) liikelaboratoriossa toteutetuista kliinisistä 3-D kävelyanalyysituloksista.

Potilaiden askellusta oli mitattu 3D-liikeanalyysillä osana leikkausarviota ennen toimenpidettä (pre) ja seurantamittauksissa vuosi (post1), kaksi vuotta (post2) ja viisi vuotta (post5) toimenpiteen jälkeen. Liikeanalyysistä saatuja tietoja hyödynnettiin kävelynopeuden analysointiin ja kahden askelluspoikkeaman määrää kuvaavan indeksin laskentaan. Gait Deviation Index (GDI) kokoaa yhteen kävelyn kinemaattisia muuttujia ja kuvaa poikkeaman määrän suhteessa normaaliin askellukseen. Plantar Flexion, Knee Extension -indeksi (PFKE, nilkan koukitus – polven ojennus) puolestaan kuvaa sagittaalitasoon poikkeamaa normaalista, polven ja nilkan osalta, keskitukivaiheen ajalta. PFKE-indeksistä saatuja arvoja hyödynnettiin myös potilaiden automaattisessa, Roddan -mallin mukaisessa luokittelussa.

Keskeisenä tuloksena havaittiin, että alaraajan pituuteen suhteutettu kävelynopeus laski pre- ja post1- tilanteen välillä keskimäärin 26 % ( $p < 0,05$ ), eikä tilastollisesti merkitsevää nousua tapahtunut post2 ja post5 mittauksiin. Kävelyn kokonaispoikkeamaa kuvaava GDI puolestaan parani 14 % ( $p < 0,001$ ) pre ja post1 tilanteen välillä, eikä siinä havaittu muutosta post2 ja post5 tilanteissa. Toimenpiteiden myötä PFKE-indeksillä mitattu nilkan ja polven poikkeamien kokonaismäärä laski 39 % ( $p < 0,001$ ). Nilkan ja polven poikkeamilla pystyttiin selittämään 81 % GDI-arvojen muutoksesta ( $p < 0,001$ ).

Tämän tutkimuksen yhteenvedona voidaan todeta, että monitasokirurgian jälkeen CP-vammaisten lasten kävely on keskimäärin normaalimpaa, mutta hitaampaa. Tutkimus oli myös ensimmäinen, jossa PFKE-indeksin ja GDI-arvoja verrattiin ja niiden välillä havaittiin olevan selkeä yhteys. Muutokset kävelyn nopeudessa ja poikkeavuudessa eivät olleet ennustettavissa leikkausta edeltävällä iällä, painoindeksillä, kävelynopeudella tai GDI-arvolla.

Asiasanat: liikeanalyysi, CP-vamma, leikkaushoito, kävelynopeus, askelluspoikkeama, kuntoutuksen seuranta

## ABSTRACT

Thiel, Tom. 2021. Changes in gait speed and deviations on SEMLS-patients. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's Thesis in Biomechanics. 51 pp, 2 appendices.

Purpose of this study was to conduct a retrospective analysis on the effects of orthopedic single-event multilevel surgery (SEMLS) in children with spastic cerebral palsy (CP). The aim was to calculate changes in walking speed and gait deviations for a cohort of 33 patients that underwent through three-dimensional gait analysis that is commonly used to assess gait parameters preoperatively and in follow-up sessions after the surgery.

The dataset contained measurements of preoperative (pre) and follow-up sessions with of 1 (post1), 2 (post2) and 5 (post5) years after surgery. Data was collected in Motion Analysis Laboratory of Helsinki University Hospital. Walking speed was scaled to leg length and kinematics was used to calculate two indices. Gait Deviation Index (GDI) measures the subject's gait deviation from a reference, normative data using 15 different kinematic features. Plantar Flexion - Knee Extension (PFKE) Index calculates the distance of the patient's ankle and knee kinematics in mid-stance from normative data. From the ankle and knee deviations, an automatic sagittal gait pattern classification was created for the cohort.

The walking speed decreased significantly between pre and post1 conditions 26 % ( $p < 0.05$ ). There were no significant changes in speed for post2 and post5 measurements. GDI increased by 14 % ( $p < 0.001$ ) between then pre and post1 and the patients maintained the new level of gait quality for post2 and post5 measurements. A decrease of 39 % ( $p < 0,001$ ) was calculated for knee and ankle deviations (PKFE) after the surgery. Deviations in PFKE negatively correlated with GDI ( $r = -0.81$ ,  $p < 0,001$ ). The changes in walking speed or GDI could not be predicted with preoperative age, BMI, GDI or walking speed.

Emerging evidence suggest that on average SEMLS procedures has effect in increasing GDI but decreasing walking speed. This study was also first to compare GDI and PFKE values. A clear connection between the values was detected in both pre and post conditions.

Key words: motion analysis, cerebral palsy, SEMLS, walking speed, GDI, PFKE

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

## ABSTRACT

1	JOHDANTO.....	1
2	CP-VAMMA .....	2
2.1	Etiologinen luokittelu .....	2
2.2	Topografinen luokittelu .....	3
2.3	Toiminnallinen luokittelu .....	4
3	KÄVELYN BIOMEKANIikka JA SEN MITTAAMINEN .....	6
3.1	Kävelyn vaiheet .....	6
3.2	Kävelyn biomekaniikka.....	7
3.2.1	Aika ja etäisyys.....	8
3.2.2	Kinematikka .....	12
3.2.3	Kinetikka .....	13
4	3D-KÄVELYANALYYSI.....	15
4.1	Datan keruu.....	15
4.2	Datan käsittely .....	16
4.2.1	Syklien määrittäminen.....	16
4.2.2	Ajallinen normalisointi .....	17
4.3	Tulkinta.....	18
5	LUOKITTELU MALLIT .....	20
5.1	Asiantuntijamenetelmät .....	21
5.1.1	WGH-luokittelumalli.....	23
5.1.2	Roddan luokittelumalli .....	24
5.2	Indeksit .....	25

5.2.1 Askelluspoikkeama - GDI .....	26
5.2.2 Nilkan ja polven kinematiikka – PFKE.....	28
6 LEIKKAUSTEN VAIKUTUKSET TOIMINTAKYKYYN .....	31
7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	34
8 MENETELMÄT.....	35
8.1 Aineiston keruu .....	35
8.2 Aineiston kuvaus .....	35
8.3 Tilastolliset analyysit.....	37
9 TULOKSET .....	39
9.1 GDI ja kävelynopeus .....	39
9.2 PFKE-luokat .....	44
10 POHDINTA.....	47
LÄHTEET .....	52
LIITE 1. NOPEUDEN JA GDI JAKAUMAT .....	60
LIITE 2. KLUSTEREIDEN INERTIA .....	61

# 1 JOHDANTO

CP-vamma aiheutuu hapenpuutteesta aivoissa sikiökaudella, synnytyksen aikana tai varhaislapsuudessa. Se aiheuttaa ihmiselle motoriikan haasteita, jotka vaikuttavat muun muassa pystyasennon hallintaan ja normaalin askelluksen oppimiseen. Kävely on ihmisen yleisin liikkumismuoto ja sillä on merkittävä rooli ihmisen elämänlaadun ja itsenäisyyden kannalta. Kävelyn tutkiminen on tärkeä osa motoristen poikkeamien ja toimintakyvyn arviointia. Askelluksen 3D-analysoinnista on muodostunut korvaamaton työkalu kliiniseen käyttöön. Mittaukseen yhdistetään usein myös tietoa kehoon kohdistuvista voimista ja lihasaktivaatiosta. Näin voidaan määrittää potilaan vamman haitta-aste kävelyn osalta ja suunnitella hoidon tarvetta.

Liikeanalyysissä syntyy kuitenkin paljon tietoa, josta olennaisen löytäminen voi olla haastavaa. Askellusindeksit ovatkin luotettava menetelmä kuvata askelluksessa esiintyvän kokonaispoikkeaman määrää yhtenä lukuna. Indeksien on todettu olevan sekä hyödyllisiä että luotettavia, esimerkiksi leikkausten ennen-jälkeen-seurannassa.

Tallennettuja liiketietoja pystytään vertaamaan eri potilaiden ja ryhmien välillä. CP-vamman aiheuttamat askelluspoikkeamat on askelluspiirteiden osalta pyritty asettamaan yhdenmukaisiin luokkiin. Luokittelujärjestelmien on todettu helpottavan vertailua eri askellusten välillä, nopeuttavan kliinistä päätöksentekoa ja kehittävän kommunikaatiota moniammatillisten tiimien sisällä. Eräs etu askelluskuvioiden valmiille luokille on, että ne vähentävät kliinikoiden tarvetta kirjoittaa pitkiä yksityiskohtaisia selostuksia jokaisen potilaan askelluksesta erikseen. Luokituksia on tehty aiemmin havainnoinnin ja kliinisten tietojen pohjalta, mutta 3D-liikeanalyysi tekee tiedonkäsittelystä objektiivisempää mahdollistaessaan automaattisen luokittelun, päätöksenteon tueksi.

Tämän pro gradu -tutkielman aiheena oli retrospektiivinen analyysi kävelynopeuden ja -poikkeaman määrän yhteyksistä. Vertailua tehtiin viiden vuoden seuranta-aineistolla CP-potilaista, joille oli suoritettu monitasokirurginen toimenpide. Lisäksi aineiston potilaista tehtiin automaattinen luokittelu pohjautuen nilkka- ja polvinivelen poikkeamiin.

## 2 CP-VAMMA

CP-vammaisuus (Cerebral Palsy) on aivoperäinen liikuntakykyä heikentävä vamma. Se aiheutuu ennen syntymää, syntymässä tai varhaislapsuudessa. Vaikka neurologinen vamma on luonteeltaan pysyvä, oirekuva muuttuu usein kasvun myötä. CP-vamma on suurin lapsuusajan vakavien fyysisten toimintarajoitteiden aiheuttaja (Sellier ym. 2016) ja sen oirekuvaan kuuluu koordinaation, lihasjäykkyyden ja voimantuoton häiriöitä. Suurin osa potilaista pystyy liikkumaan itsenäisesti (Ahlin ym. 2016), mutta CP-oireista kärsivät tarvitsevat usein moniammatillista kuntoutusta läpi elämän. Ortopedista kirurgiaa hyödynnetään, jos konservatiivinen terapia ei tuota toivottuja tuloksia ja muusta hoidosta huolimatta niveliin kohdistuvat jäykistymät uhkaavat aiheuttaa epämuodostumia sekä sijoiltaan menoja ja vaikeuttaa kävelyä (Lieber & Fridén 2019). Aktiivinen fysio-, toiminta- ja liikuntaterapia ovat leikkausten jälkeen välttämättömiä. CP-vamman kirjo hyvin laaja, joten sen potilaiden luokitteluun on luotu erilaisia järjestelmiä etiologian (syntyperän), topografian (sijainnin) ja motorisen toiminnan perusteella.

### 2.1 Etiologinen luokittelu

Noin kaksi tuhannesta lapsesta syntyy CP-vamman kanssa (Graham 2003). Suomessa syntyy vuosittain noin 100–120 lasta, jotka saavat CP-diagnoosin. Yhteensä Suomessa CP-vamman kanssa eläviä lapsia on noin 2500 (Vuori ym. 2005).

CP-vamma on hyvin heterogeeninen. Oirekuvastoon kuuluu, että aivoissa syntyvän kertaluonteisen vamman seurauksena potilaalla ilmenee motorisia poikkeamia. Vamma syntyy hapenpuutteesta tietyllä aivoalueella, mutta usein vamman syy jää epäselväksi. CP-diagnoosia onkin pitkään pidetty enemmänkin lääketieteellisenä kuvauksena kuin etiologisena diagnoosina. Lääketieteessä varhaisen vaiheen diagnooseille tarvitaan yleensä kliinisiä biomarkkereita, joita CP-vammasta on ollut toistaiseksi vaikea löytää. (te Velde ym. 2019.) Useat lapset länsimaissa diagnosoidaan vasta 12–24 kuukauden iässä (Novak 2017). Toistaiseksi vamman estämiseksi tai poistamiseksi ei ole olemassa keinoja, mutta taudin

varhainen havaitseminen, noin 3–6 kuukauden iässä, antaa mahdollisuuden varhaisen vaiheen motoriseen ja kognitiiviseen kuntoutukseen (te Velde ym. 2019).

Aivoissa syntynyt vamma lisää lihastonusta, mikä vaikuttaa lihasten tahdonalaiseen hallintaan, koordinaatioon ja tasapainon ylläpitoon. Jäykät lihakset heikentävät liikkuvuutta ja ajan myötä lihaksiin saattaa kehittyä jäykistymiä, jotka rajoittavat myös nivelten liikeratoja. Alaraajoissa lihasten epätasapaino ja toispuoleinen kuormitus aiheuttavat usein sekundaarisia vammoja, kuten luuston epämuodostumia tai nivelrikkoa. Luuston epämuodostumat heikentävät edelleen motorista toimintakykyä. (Theologis 2003.) Taudin hoidossa onkin olennaista erottaa, käsitelläänkö primaareja vai sekundaarisia komplikaatioita. Yleensä askelluspoikkeamien hoito keskittyy vähentämään sekundaarisia komplikaatioita, säilyttämään lihasvoimaa sekä korjaamaan alaraajan asentoa ja vipuvarsimekaniikkaa (Armand ym. 2016). Lisäksi vamma tuo usein mukanaan kehityshäiriöitä aistitoimintoihin, kognitioon, kommunikaatioon ja käytökseen. Myös epilepsia on yleinen liittämissairaus. (Levine ym. 2012.)

## **2.2 Topografinen luokittelu**

CP-vammat voidaan jakaa lihasjänteiden mukaan. Vaurio voi ilmetä aivoissa joko kortikospinaaliradassa tai tyvitumakkeessa. Kortikospinaaliradan vaurio sijaitsee motorisen aivokuoren ja selkäytimen välissä. Tällöin puhutaan niin sanotusta spastisesta vammasta, joka aiheuttaa lihasten yliaktiivisuutta. Noin 85 % vammoista ilmenee spastisina. (Graham ym. 2003). Jos vaurio puolestaan on tyvitumakkeessa, talamuksessa tai pikkuaivoissa, ilmenee se dyskineettisenä (7 %) tai ataktisena (4 %). Ataktiset vammat johtavat usein nopeisiin ei-tahdonalaisiin motorisiin toimintoihin. (Levine ym. 2012.) Spastisuuteen liittyy usein kontratuureja, eli pitkäkestoisia tahdosta riippumattomia lihasten supistustiloja (Mathewson, & Lieber 2015). Spastisuus määritellään venytysrefleksiin liittyväksi (Tilton 2003), kun taas kontraktuura lihaksen pysyväksi tilaksi, joka aiheuttaa niveliin epänormaaleja asentoja ja liikerajoitteita (Gracies 2005, Pantzar-Castilla ym. 2021a).



Spastiset vammat jaetaan toispuoleisiin (unilateraalit) tai molemmin puolin kehoa vaikuttaviin (bilateraalit) vammoihin. Unilateraalien osuus on noin 40–60 % spastisista vammoista ja ne voidaan vielä tarkemmin jakaa ryhmiin, joissa vamma kohdistuu vain yhteen raajaan (monoplegia) tai sekä ylä- ja alaraajan (hemiplegia). Jos vamma kohdistuu molemmin puolin kehoa, mutta voimakkaammin alaraajoihin kuvataan tautia diplegiaksi (10–36 %). Kun vamma kohdistuu tasaisesti kaikkiin raajoihin ja torsoon käytetään nimitystä quadriplegia (24–31 %). (te Velde ym. 2019.)

- monoplegia (yhden raajan vammaisuus)
- hemiplegia (toisen puolen vammaisuus)
- diplegia (yleensä alaraajoihin painottuva vammaisuus)
- quadriplegia (kaikkien raajojen liikuntavamma)

### **2.3 Toiminnallinen luokittelu**

Taudin luokittelu on hyvin erilaista imeväisikäisillä ja lapsilla. HINE (The Hammersmith Infant Neurological Examination) on standardoitu testi, joka on tarkoitettu hemiplegian ja tavanomaisesti kehittyneiden imeväisikäisten jaotteluun eli pyrkii tuomaan esiin varhaisen kehityksen motorisia puolieroja (Hay ym. 2018). Testin tuloksia yhdistettynä kuvantamistutkimuksiin, voidaan pitää kohtuullisen hyvänä ennusteena potilaan tulevasta itsenäisen liikkumisen kyvystä. Alle 40 / 100 pisteen arvio tarkoittaa, että potilas ei todennäköisesti tule liikkumaan itsenäisesti ilman apuvälineitä. (te Velde ym. 2019.)

Gross Motor Function Classification System (GMFCS) on viisiportainen luokittelumalli, joka kuvastaa taudin vaikutusta karkeamotorisiin toimintoihin. Luokittelu on laajalti käytössä ja siinä eri ikäryhmille on luotu erilaisia määritelmiä (Palissano ym. 2008). Alkuperäinen GMFCS on tarkoitettu 1,5–6 vuoden ikäisille (Palissano ym. 1997). Tätä nuoremmilla testin tulokset eivät ole luotettavia (Gorter ym. 2009). GMFCS on paljon hyödynnetty malli ja 6–12-vuotiailla sen luokkien määrittelyt liittyvät askellukseen. 12–18-vuotiaille tehty malli on muuten hyvin vastaava, mutta antaa hieman lisää varaa askelluspoikkeamille, joita kehittyy myöhäislapsuudessa (Palissano ym. 2008).

TAULUKKO 1. Esimerkki 6–12-vuotiaille tarkoitettu askelluksen kautta määritellyistä itsenäisen motorisen toimintakyvyn luokista (Palisano ym. 1997).

Taso I	Kävelee esteettä. Rajoitteita vaativammissa motorisissa taidoissa.
Taso II	Kävelee ilman apuvälineitä; rajoitteita ulkona liikkumisessa
Taso III	Kävelee apuvälineiden kanssa; rajoitteita ulkona liikkumisessa
Taso IV	Oma liikuntakyky rajallinen; lapsia kuljetetaan tai he käyttävät voima-apuvälineitä
Taso V	Oma liikuntakyky erittäin rajallinen, vaikka käytössä olisi apuvälineitä.

GMFCS-luokittelun rajoituksena on, että se ei tarjoa hoitosuosituksia (Tsitlakidis ym. 2019). Askellusanalyysien avulla sen sijaan pystytään ottamaan paremmin kantaa poikkeamien hoitoon. Taulukosta 1 voidaan lukea, että askellusanalyysien soveltaminen on mielekästä tasojen I-III potilaille. Liikelaboratoriossa suoritettavia kävelyanalyyssejä tehdään usein potilaille osana leikkaushoidon tarvearvioita. Topografia vaikuttaa leikkausten hoitovasteeseen. Dyskineettisten vammojen leikkaushoidon tuloksia on usein vaikea ennakoida. Tämän takia suurin osa CP-vammaisista, joille leikkauksia suunnitellaan ja joiden kävelyä laboratorioissa analysoidaan, ovat spastisia. (Levine ym. 2012.)

Ylempänä esitelty luokittelut on tehty lasten arvioimiseksi, koska suurimmat muutokset askelluksessa tapahtuvat vartalon kasvaessa ja kehittyessä. On syytä kuitenkin muistaa, että vamma on elinikäinen ja jopa puolelle nuorista aikuisista kehittyä lisää kävelyä vaikeuttavia muutoksia (Day ym. 2007). Toiminnallisten potilasryhmien lisäksi CP-vammaisia on pyritty luokittelemaan kävelymallissa esiintyvien toistuvien kuvioden perusteella. Jotta näitä malleja pystyy paremmin tulkitsemaan, on syytä perehtyä ensin kävelyn biomekaniikan mittaamiseen.

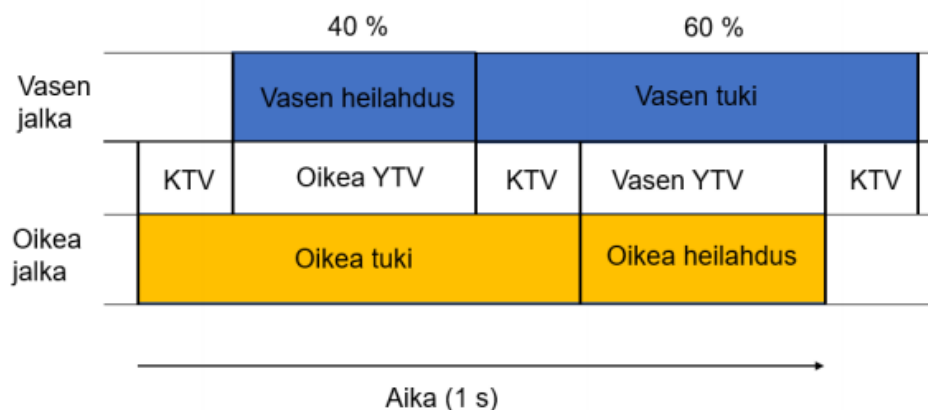
### 3 KÄVELYN BIOMEKANIikka JA SEN MITTAAMINEN

Kävelyä voidaan kuvailla liikkumisen muodoksi, jossa alaraajoja käytetään vuoron perään tuen ja työnnön tuottamiseen. Kävely on yksi ihmisen askellusmuodoista. Kävely on osittain automaattista, mutta myös päämäärätietoista ja tarkkaavaisuutta vaativaa toimintaa. Kaikki tahdonalainen liike, mukaan lukien kävely, on seurausta monimutkaisista prosesseista, joita säätelevät keskushermosto, ääreishermosto, lihakset, luut ja nivelet. Kävely on ennen kaikkea tapa liikkua, mutta sen avulla voidaan analysoida sekä tuki- ja liikuntaelimestön että hermoston toimintaa. Keräämällä tietoa kävelystä, voidaan etsiä viitteitä mahdollisista patologioista. CP-vammassa taudin kuva muuttuu vartalon kehittyessä. Tämän takia askelluksen arviointi on korvaamaton tapa analysoida poikkeamia. Lisäksi kävelystä kerättäviä tietoja voidaan hyödyntää kuntoutuksen edistymisen seurantaan. (Levine ym. 2012.) Kävelyä voidaan hyödyntää myös hoitomuotona itsessään (Lorentzen ym. 2020).

#### 3.1 Kävelyn vaiheet

Askelluksen kahden identtisen tapahtuman väliä kutsutaan askelsykliksi. Kävelyssä sykli on määritelty usein alkavaksi, kun oikean jalan kanta koskettaa maata, ja päättyvän, kun oikea kanta koskettaa maata seuraavan kerran (kuva 1). Kävelysykli kestää noin sekunnin ja siitä on erotettavissa kaksi päävaihetta: tukivaihe ja heilahdusvaihe. Tukivaiheessa jalka on maassa tuottaen tukea ja etenemissuuntaista työntövoimaa. Heilahdusvaiheessa jalka lentää takaa eteen. Yhden raajan osalta tukivaihe kestää noin 60 % ja heilahdusvaihe noin 40 % syklistä. Tukivaiheen ensimmäinen ja viimeinen 10 % koostuu kahden jalan tukivaiheesta (KTV). Yhden jalan tukivaiheen (YTV) aikana vastapuolen raaja on aina heilahdusvaiheessa. (Levine ym. 2012). Kävelysyklin päävaiheet voidaan jakaa vielä tarkemmin osiin, joko toiminnallisesti (Levine ym. 2012) tai mekaanisen tehon tuoton kannalta (Zelik ym. 2015). Toiminnallisesti tukivaiheen alku koostuu alkukontaktista (0–2 %) ja kuormitusvasteesta (3–12 %). Vaiheen tarkoituksena on vakauttaa raaja ja säilyttää kehon eteenpäin suuntautuva liike. Yhden jalan tuki alkaa keskitukivaiheella (12–31 %) ja päättyy päätöstukivaiheeseen (31–50 %). Näiden aikana kehon massakeskipiste siirtyy tukijalan takaa sen etupuolelle. Esiheilahdusvaiheessa (50–60 %) paino siirtyy eteenpäin ja kanta irtoaa alustasta. Loput

syklistä (60–100 %) ovat heilahdusta, jonka aikana jalka ehtii levätä ja valmistautua uuteen sykliin. (Levine ym. 2012.)



KUVA 1. Yhden kävelysyklin päävaiheet ajallisesti kuvattuna. KTV = Kahden jalan tukivaihe. YTV = Yhden jalan tukivaihe.

Ihmisen askelluksen automaattisten vaiheiden tulkitsemisen kannalta on olennaista pystyä erottamaan hetket, jolloin kanta osuu alustaan (Initial Contact, IC) ja varpaat irtoavat alustasta (Varvastyöntö, Toe Off, TO). Varvastyöntö päättää kahden jalan tukivaiheen.

### 3.2 Kävelyn biomekaniikka

Ihminen on biologinen järjestelmä, johon pätevät mekaniikan peruslait. Siksi askellusta on mielekästä tutkia biomekaniikan avulla. Tässä luvussa askelluksen biomekaniikka jaetaan kolmeen eri luokkaan: aika ja etäisyys -muuttujiin, kinematiikkaan ja kinetiikkaan. Tämän lisäksi askelluksen aikana voidaan mitata muita fysiologisia tietoja kuten lihasaktiivisuutta, sykettä ja energiankulutusta. (Richards 2018.)

Kävelyä on kuvattu hallituksi kaatumiseksi, jossa lantion keskellä sijaitsevaa massakeskipistettä siirretään pois tuen päältä ja toinen alaraaja ohjautuu uudeksi tueksi ottamaan massan vastaan. Oletusten mukaan hermosto arvioi massakeskipisteen sijainnin ja laskee sen liiketietojen perusteella tarvittavat motoriset toimenpiteet kaatumisen estämiseksi. (MacKinnon & Winter 1993.) Liikkeelle lähtö vaatii ohjausta motoriselta aivokuorelta, mutta

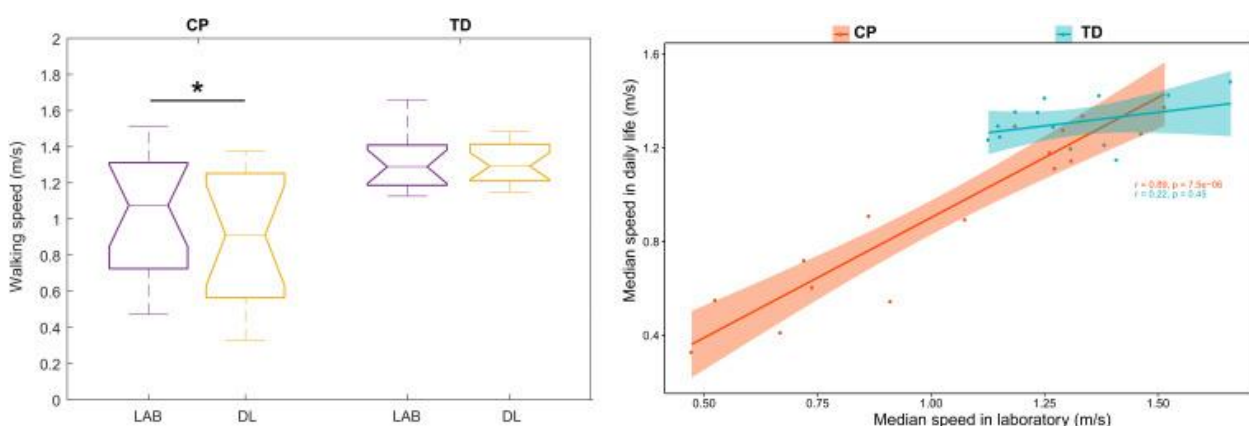
tämän jälkeen kävelyn ajatellaan perustuvan automatisoituneisiin liikemalleihin, joita tuotetaan mm. selkäydintason keskusgeneraattoreiden (Central Pattern Generator, CPG) avulla. Keskusgeneraattorit tuottavat koordinoitua rytmistä aktivaatiota eri lihaksille ja vaikuttavat myös syklin vaiheisiin fasilitoiden tai inhiboiden refleksejä. (Zehr & Duysens 2004). Fasilitaatiolla tarkoitetaan aktivaation kiihdyttämistä ja inhibitiolla sen estoa.

### **3.2.1 Aika ja etäisyys**

Luontaisen kävelynopeuden mittaaminen on helppo tapa arvioida kävelykykyä. Luontaiseen kävelynopeuteen vaikuttaa muun muassa ikä, sukupuoli, pituus ja terveydentila. Vapaasti valituilla nopeuksilla, tavanomaisesti kehittyneillä lapsilla, kävelynopeus vaihtelee (95 % luottamusväli) 6 vuoden iässä välillä 0,75–1,43 m / s ja 12 vuoden iässä välillä 0,88–1,6 m / s. (Sutherland ym. 1998.) Normaalin keskiarvoa tai vaihteluväliä on mahdollista hyödyntää esimerkiksi ikäryhmien referenssinopeutena kliinisissä kokeissa tai tieteellisessä tutkimuksessa.

Luontaista kävelynopeutta voidaan pitää toiminnallisena vitaaliparametrina, sillä siitä voidaan arvioida ja ennustaa useita yleisterveyteen liittyviä asioita (Middleton 2016). Vitaaliparametreilla tarkoitetaan ihmisestä mitattavia, akuutisti terveyteen vaikuttavia arvoja, kuten syke, verenpaine, kehonlämpö ja hengitystiheys (Kelleton ym. 2017). Myös maksimaalinen kävelynopeus on hyvä kliininen mittari. CP-vammasta kärsivillä potilailla kävelynopeus usein hidastuu kasvun myötä ja askellukseen muodostuu lisääntyneitä puolieroja. Kohdennetun kävelyharjoittelun myötä nopeus saattaa kasvaa, energiatehokkuus parantua ja puolierot vähentyä. (Lorentzen ym. 2020.) Yleensä kasvun myötä tapatun kävelynopeuden hidastumisen katsotaan johtuvan ainakin lisääntyneestä kehon painosta, heikentyneestä suhteellisesta voimantuotosta ja liikelaajuuksista, kontraktuurista, tasapaino-ongelmista ja sosiaalisesta ympäristöstä (Johnson ja Damiano 1997). Toisaalta myös terveillä tavanomaisesti kehittyvillä lapsilla jalan pituuteen suhteutettu kävelynopeus laskee kehityksen myötä (Lythgo ym. 2009).

Kävelynopeus on eniten seurattu muuttuja kävelyä parantavien interventioiden tuloksia arvioitaessa (Bjornson ja Lennon 2017). Viimeaikaiset tutkimukset ovat osoittaneet, että laboratorioissa suoritettujen kävelymittausten nopeus vastaa korkeimpia arjessa valittuja nopeuksia terveillä vanhuksilla (Takayanagi ym. 2019). CP-potilaiden osalta on todettu, että yli 60 % heidän ilman valvontaa mitatusta päivittäisestä liikeaktiivisuudesta tapahtuu matalammalla tasolla kuin laboratorioissa mitattuna (Carcreff ym. 2020a). Kuva 2 havainnollistaa tätä eroa. Näistä syistä lyhyet laboratorioissa suoritettavat kävelymittaukset eivät välttämättä täysin kuvaa päivittäisen liikkumisen suorituskykyä.



KUVA 2. Kävelynopeuden vertailu (vasen) ja yhteys (oikea) laboratorioissa ja päivittäisympäristössä (Carcreff ym. 2020a). Lyhenteet: LAB, laboratorio; DL, päivittäiselämä; CP: Cerebral Palsy; TD, tavanomaisesti kehittyneet.

Kävelynopeuden arvoa voidaan käyttää absoluuttisena mittana tai suhteutettuna erilaisiin kehon antropometriin mittoihin. Jotta kävelynopeutta voidaan seurata lapsilla, joilla pituuskasvu on vielä kesken, voidaan mitattu nopeus suhteuttaa alaraajan pituuteen ja gravitaation aiheuttamaan kiihtyvyyteen. Tällöin nopeudesta rakentuu niin sanottu ei-dimensionaalinen muuttuja eli Frouden luku, ja sen vertailtavuus säilyy eri kokoisin ihmisiin (Hof, 1996).

Nopeuden lisäksi askellukseen on liitettävissä muita etäisyyksiä ja aikaa mittaavia arvoja, joita kutsutaan aika-matkamuuttujiksi. Aikaa ja etäisyyttä mitattaessa yleisimmin käytettyjä parametreja ovat askelpituus askelparin pituus ja askeltiheys (Taulukko 2). Muita askellusanalyseissä esiintyviä aikaa ja matkaa mittaavia muuttujia ovat kahden jalan

tukiaika, yhden jalan tukiaika, askelleveys, askelkulma ja jalan lentonopeus. Myös askelluksen vaiheet kuuluvat näihin aikaa ja matkaa mittaaviin muuttujiin. (Levine ym. 2012.)

TAULUKKO 2. Kävelyn aikaan ja matkaan liittyviä muuttujia (Levine ym. 2012).

Osa-arvo	Liikkeen kuvaus
Nopeus (m / s)	Kuljettu matka suhteessa aikaan
Askelpituus (m)	Jalkojen kantakontaktien välinen etäisyys sagittaalitasolla
Askelparin pituus (m)	Saman jalan kantakontaktien välinen etäisyys sagittaalitasolla
Syklin kesto (s)	Saman jalan askelkontaktien välinen ajallinen kesto
Askelleveys (m)	Nilkkanivelten kohtisuora medio-lateraalinen etäisyys
Tukivaiheen kesto (s)	Jalan ensikontaktin ja varvastyönnön välinen aika
Tukivaiheen osuus (%)	Tukivaiheen osuus askelsyklistä
Heilahdusvaiheen kesto (s)	Varvastyönnön ja seuraavan alustakontaktin välinen aika
Heilahdusvaiheen osuus (%)	Heilahdusvaiheen osuus askelsyklistä
Askelkesto (s)	Jalkojen maakontaktien välinen ajallinen kesto
Kadenssi (askelta / min)	Askeleiden määrä minuutissa
Askelkulma (deg)	Jalkapohjan kulma suhteessa kulkusuuntaan

Askeltiheydellä tarkoitetaan yleensä askelten määrää minuutissa. Useissa muissa muuttujissa askel suhteutetaan askelsykliin, mutta askeltiheyteen lasketaan mukaan jokainen askel eli puolikas askelsykli. Askelmuuttujat liittyvät toisiinsa. Nopeus on askeltiheyden ja -pituuden tulo: Nopeus 1,3 m / s = kadenssi 120 askelta / min \* askelpituus 0,65 m

Aikaan ja matkaan liittyvien arvojen on todettu muuttuvan lineaarisesti kävelynopeuden mukaan (Kirtley ym. 1985). Vapaasti valitulla nopeudella 6–12-vuotiailla askelpituus on keskimäärin 55–73 cm ja askeltiheys 114–140 askelta / minuutti. Hitaasti kävellessä vastaavat luvut ovat 47–63 cm ja 100–122 askelta / minuutti. Iän myötä lapsilla askelpituus kasvaa, mutta askeltiheys pienenee. (Lythgo ym. 2011.)

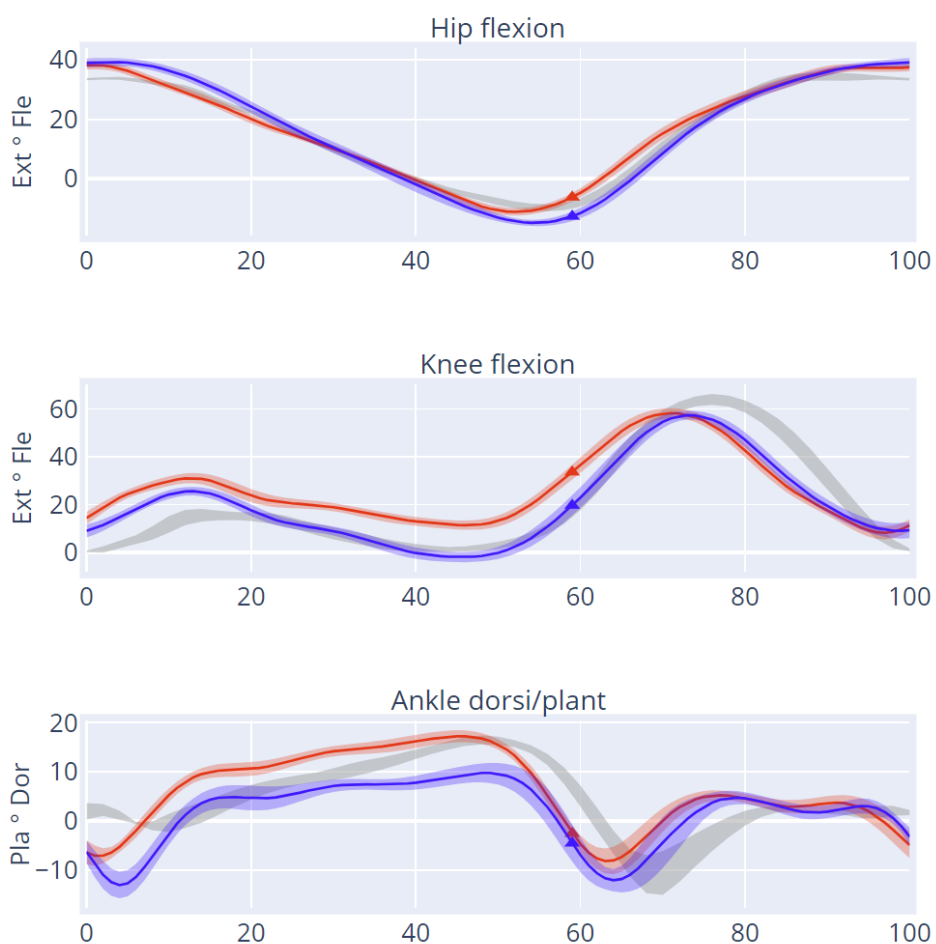
Tavanomaisesti kehittyneillä lapsilla askelluksen symmetriassa ei ole havaittu tapahtuvan muutoksia iän myötä tai nopeuden lisääntyessä (Lythgo ym. 2011). Sen sijaan CP-potilailla aika- ja etäisyysmuuttujien arvot vaihtelevat ja niissä esiintyy enemmän epäsymmetriaa. Nopeuden kasvaessa askelpituuden epäsymmetrian on todettu lisääntyvän, etenkin hemiplegiapotilailla, joilla vamma on vain toispuoleinen. (Carcreff ym. 2020b.)

Aika- ja etäisyysmuuttujien perusteella ihmisen askellusta voidaan jakaa erilaisiin liikkumisstrategioihin. Moissenet ym. (2019) mukaan kävely tapahtuu nopeusalueella 0,5–1,75 m / s (tai Frouden lukuna ilmaistuna alueella 0,2–0,5). Jos nopeus nousee suuremmaksi kuin 1,75 m / s, motorinen ohjaus pyrkii muuttamaan askelluksen juoksuksi. Jos taas nopeus tippuu alle 0,5 m / s, eivät selkäydintason keskusgeneraattorit pysty enää tuottamaan sopivaa kävelymallin mukaista rytmistä liikettä, johon liittyvät tietyt lihasaktiivisuuden amplitudit (Hof ym. 2002), kaksoistukivaiheen kesto (Smith ym. 2018), heilahdusvaiheen lentokaari (Den Otter ym. 2007), lihaspituudet ja refleksit (Feldman ym. 2019). Näiden tekijöiden muuttuessa, voidaan sanoa, että kävely ei ole enää dynaamisesti etenevää liikettä, vaan enemmänkin jatkumo perättäisiä asentoja, joissa tasapainon ylläpito on korostuneessa roolissa. Kävelynopeus onkin suurin yksittäinen tekijä, jonka on todettu ennustavan kävelyssä alaraajojen sagittaalitasoon kinematiikkaa. Muita tärkeitä ennustetekijöitä ovat ikä, sukupuoli ja painoindeksi (Body Mass Index, BMI). (Moissenet ym. 2019.)



### 3.2.2 Kinematiikka

Kinematiikalla tarkoitetaan raajojen siirtymiä, kiihtyvyyksiä ja rotaatioita. Askelanalyysien yhteydessä keskitytään yleensä pelkästään alaraajojen kinematiikkaan. Askelluskinematiikkaa käsitellään kolmella anatomisella tasolla. Nivelkulmia mitataan sagittaali- ja frontaalitasoilla ja rotaatiot tapahtuvat transversaalitasossa akselin ympäri. Suurimmat liikkeet tapahtuvat etenemissuuntaan eli sagittaalitasolla. (Richards 2018.) Kuva 3 havainnollistaa vasemman (punainen) ja oikean (sininen) jalan kymmenestä askelsyklistä keskiarvotettuja lonkka-, polvi- ja nilkanivelen sagittaalitasoon kulmamuuutoksia suhteessa normaalikäyrään (harmaalla).



KUVA 3. Esimerkkidata askelsykliin normalisoiduista sagittaalitasoon kulmamuuutoksista. Harmaalla esitetty normaalidata (HUS liikelaboratorio lasten normatiivinen data). Käyrille asetetut nuolet merkitsevät tukivaiheen päättymistä.

Kulmamittausten ymmärtämiseksi on olennaista tietää, miten kulmat on määritelty. Alaraajojen suurimmat nivelet ovat lonkka, polvi ja nilkka. Polvinivelen kulman määrittäminen on näistä helpointa: kulma määräytyy säären ja reiden mukaan. Polven koukistuessa puhutaan fleksiosta ja ojentuessa ekstensiosta. Nilkka ja sääri taas ovat luonnostaan yleensä noin 90 asteen kulmassa, joten se on hyvä määritellä nollassaoksi. Näin nilkan ojennusta (plantaarifleksio) ja koukistusta (dorsifleksio) voidaan tarkastella positiivisilla ja negatiivisilla suunnilla. Dorsifleksiossa varpaat nousevat lähemmäs polvea, joten sitä käytetään yleensä positiivisena suuntana. Lonkan nollassa määritellään suorasta seisoma-asennosta ja kulma suhteutetaan lantion ja reiden välille. Lantion eteenpäin taivuttaminen lasketaan lonkan koukistumiseksi. (Kabada ym. 1990.)

### **3.2.3 Kinetiikka**

Kinetiikan avulla tutkitaan kappaleeseen vaikuttavia voimia ja niiden aiheuttamaa liikettä. Voimat voivat olla lineaarisia eli suoraa, tai ne voivat olla momentteja, joilla on kiertävä (vääntävä) vaikuttavuus. Voimia mitataan newtoneina (N), ja ne pystyvät tuottamaan yksittäiseen pisteeseen vääntävän vaikutuksen vipuvarren avulla, jonka yksikkö on metri (m). Niinpä väännön yksikkö on newtonmetri (Nm). Sekä voimien että momenttien mittaaminen ja tulkinta on 3D-kävelyanalyysin kannalta olennaista. (Richards 2018.)

Newtonin kolmannen lain mukaan voimalla on aina vastavoima. Askeltaessa ihmisen lihakset ja gravitaatio kohdistavat alustaan voiman, ja tämän vastakkaisuuntaista voimaa kutsutaan alustareaktivoimaksi. Henkilön seisoessa paikallaan on hänen alustaan tuottama reaktivoima yhtä suuri kuin hänen massansa. Liikkuessa alustaan ja kehoomme kohdistuvat voimat muuttuvat monimutkaisemmiksi, sillä massakeskipisteemme heiluu ja sen tukivoimiin liittyy jarruttavia, kiihdyttäviä ja tasapainoa ylläpitäviä osatekijöitä. Alustavoimat kuormittavat jalkoja ja muuta liikunta- ja tukielimistöä samalla voimalla kuin jalat kuormittavat alustaa. Alustareaktivoimat ovat jaettavissa kolmeen komponenttiin: vertikaaliseen, medio-lateraaliseen ja anterioris-posterioriseen. Vertikaalinen komponentti on näistä suurin, kävellessä noin 90 %, juostessa jopa yli 95 %. Niinpä usein mittaamisessa ja arvioinnissa keskitytään vertikaalisen komponentin tarkasteluun. (Richards 2018.) Alustan

reaktiovoimien avulla on mielenkiintoista tarkastella raajoihin kohdistuvia rasituksia. Vaikka alustan ja askeltajan toisiinsa kohdistamat voimat ovat yhtä suuret, ei reaktiovoimista voida suoraan päätellä millainen voima elimistön eri kudoksiin kohdistuu. Alustareaktiovoimien mittauksesta saadaankin huomattavasti enemmän irti samanaikaisesti havainnoimalla nivelkulmia, nivelen rotaatioita, kulmanopeuksia ja -kiihtyvyyksiä. Näin voidaan esimerkiksi löytää epäsuotuisasti liikkuvia niveliä tai määrittää vamma-aste kävelyn osalta. Alustareaktiovoimia mitataan yleensä voimalevyantureilla, jotka ovat lattiaan kiinteästi asennettuja levyjä. Anturilta luettavat tiedot mahdollistavat ihmisen rakenteisiin kohdistuvien kuormitusten tarkastelun. Levyjä voi olla yksi tai useampi. Jonoon asetettujen levyjen avulla pystytään mittaamaan perättäisten askelten tuottamia voimia. Levyt rekisteröivät alustaan tuotettua kokonaisvoimaa kolmella eri akselilla. Käänteisellä dynamiikalla voidaan arvioida alaraajojen niveliin kohdistuvia voimia ja momenteja. Laskentaan vaaditaan tiedot kehonosien inertiaista, kinematiikasta ja ulkoisista voimista. Kehonosien inertiatietoihin (massan hitaus) tarvitaan henkilöstä seuraavat antropometriset mitat: pituus, massa ja segmenttien massakeskipisteet. Kinematiikan avulla saadaan selville nivelpisteiden koordinaatit ja ulkoiset voimat luetaan voimalevyanturilta. Käänteisen dynamiikan avulla voidaan arvioida myös, mitkä lihasryhmät ovat aktiivisia ja kuinka paljon voimaa ne tuottavat. (Richards 2018.)

Momenttien mittaaminen ja tulkitseminen on olennaista askelluksen ymmärtämisessä. Kehossa esiintyviä momenteja on kahden tyyppisiä: ulkoisia ja sisäisiä. Ulkoiset momentit johtuvat ulkoisista voimista ja kehonosien inertiaista. Sisäiset aktiiviset momentit syntyvät lihasten supistuessa. Kehon luisten rakenteiden voimista ja pehmytkudosten jännitteistä syntyy myös tukevia ja kitkaa aiheuttavia passiivisia sisäisiä momenteja, mutta niiden vaikutus on niin pieni, että ne jätetään huomioimatta kävelyä tarkasteltaessa. Analyysiä tehdessä sisäiset ja ulkoiset momentit summataan ja määritetään jokaiselle alaraajan nivelpisteelle erikseen. (Richards 2018.) Nivelten teho ilmoitetaan newtonmetreinä sekunnissa ( $\text{Nm} / \text{s}$ ) ja lasketaan yhdistämällä nivelmomentti nivelen kulmakihtyvyyteen. Teho välittyy niveleen joko ympäröivien lihasten tuottamasta supistuvasta tai venyvistä työstä, tai varastoituvasta ja vapautuvasta pehmytkudosten energiasta. (Levine ym. 2012.)

## 4 3D-KÄVELYANALYYSI

Kliinisen 3D-kävelyanalyysin toteuttaminen on monivaiheinen prosessi. Sen päämääränä on tuottaa tietoa hoitopäätösten tekemiseen tai toimenpiteiden jälkeiseen seurantaan. Ensimmäinen vaihe on kerätä askeldataa laboratoriossa suoritettavien kävelymittausten avulla. Tiedonkeruuvaiheessa potilas osallistuu usein myös erillisiin voima- ja liikkuvuusmittauksiin. Toinen vaihe on datan käsittely. Siinä muodostetaan askelsykli, joiden avulla määritetään kaikki muut askellukseen liittyvät muuttujat. Tulkintaa varten askeltiedot yhdistetään aiempaan potilashistoriaan ja sairausluokitukseen. Lopulta olemassa olevan datan pohjalta tehdään hoitopäätöksiä. (Levine ym. 2012.)

### 4.1 Datan keruu

Havainnointi on käytännössä yleisin ja monipuolisin tapa analysoida ihmisen kävelyä. Toinen yleinen tapa tallentaa askellustietoja on video- tai suurnopeuskameroiden hyödyntäminen. Nämä optisiin eli näkyvän valon tallennukseen perustuvat menetelmät tarjoavat käytännöllisen ja jopa osittain objektiivisen tavan tallentaa askeltietoja analysointia varten ja niitä hyödynnetään usein kehittyneempien tekniikoiden rinnalla. Tieteellisessä ja kliinisessä tutkimuksessa askellusanalyysien standardina pidetään kuitenkin laboratoriossa tehtävää 3D-liikemittausta. Liike tuotetaan biomekaanisiin malleihin heijastinmarkkereiden ja optoelektronisten infrapunakameroiden avulla. Etuna tällaisessa mittauksessa on, että kerätty tieto on objektiivista ja mahdollistaa tarkastelun sadoista erillisistä askelmuuttujista. Toisaalta tietoa saattaa kertyä niin paljon, että olennaisen erottaminen muodostuu haasteeksi. (Phinyomark ym. 2017.) Kehittynyttä analytiikkaa voidaan hyödyntää kriittisten askeltahtumien objektiiviseen rekisteröintiin (Osis ym. 2017) sekä kerätyn tiedon jälkikäsitteilyyn (Phinyomark ym. 2017).

Vicon (Vicon Motion Systems, Oxford, Iso-Britannia) on 3D-liikeanalyysijärjestelmien johtava laite- ja ohjelmistotoimittaja. Yrityksen Nexus -ohjelmistoa ja siihen yhdistettävää Plug-in Gait -kävelymallia voidaankin pitää standardina kliinisen ja tieteellisen tutkimuksen saralla. Plug-in Gait on Viconin oma toteutus yleisestä Conventional Gait Modelista, johon

voidaan taltioida koko kehon nivelpistevastineiden liikkeitä ja mitatut voimatiedot. Etuna standardiohjelmien ja yhdenmukaisten mallien käytössä on muun muassa se, että eri laboratorioissa tehdyt mittaukset ovat ainakin periaatteessa verrannollisia keskenään (Leboeuf 2019). Kerättyä dataa voidaan vaihtaa mittauspaikkojen välillä eli toisaalla kerättyä ikäryhmän mukaista normaalidataa voidaan yhdistää paikallisesti mitattuun potilasdataan. Tämä koskee vain laboratorioita, jota käyttävät Conventional Gait Modelia, sillä eri mallit hyödyntävät toisistaan poikkeavia markkerisettejä. Mallien tuottamat kinemaattiset askelparametrit ovat sagittaalitasolla melko yhdenmukaisia, mutta erot ovat huomattavia transversaali- ja frontaalitason liikkeissä, lähinnä johtuen heijastinmarkkerien asetteluista sekä matemaattisesta laskutavasta, jolla nivelkeskipisteet ja segmentit määritetään. (Flux ym. 2020.)

## **4.2 Datan käsittely**

Kriittinen vaihe luotettavan askellusanalyysin kohdalla on datan käsittely. Sen aikana erilliset nivelpistevastineiden tiedot yhdistetään malliin, jossa niiden aaltomaisia siirtymiä voidaan tarkastella kolmiulotteisessa koordinaatistossa. Datan käsittelyssä sekä aikaan ja etäisyyteen liittyvät, että jatkuvat muuttujat jaksotetaan askelsykliden mukaisesti.

### **4.2.1 Sykliden määrittäminen**

Askellustapahtumien tarkka ja yhdenmukainen havaitseminen on analyyseissä tärkeää (Zeni ym. 2008). Yleensä perättäisiä askeleita tallennetaan useita, joten askeltapahtumien automaattinen tunnistus on oleellista. Ensinnäkin se säästää klinikoilta huomattavasti aikaa datan käsittelyssä ja toiseksi tarjoaa objektiivisen ja luotettavan tavan jaksottaa sykliä (Bruening ja Ridge 2014). Alkukontaktin ja varvastyönön määrittäminen ovat edellytyksiä kävelymittauksen jakamiselle sykleihin, jotka muodostuvat tuki- ja heilahdusvaiheista. Vaiheiden tunnistaminen antaa mahdollisuuden laskea spatio-temporaalisia parametreja. Se on myös edellytys nivelkulmien, voimien ja momenttien keskiarvottamiselle ja vertailulle (Zeni ym. 2008). Analyyseissä vasemman ja oikean puolen askeldataa tarkastellaan usein suhteuttamalla ne toisiinsa.

Erilaiset askellustyyliä ja patologiat vaikuttavat olennaisesti syklien arviointiin. Tämän takia onkin olennaista tietää, minkälaisista askelluksista ollaan mittaamassa, koska yksi ja sama algoritmi ei pysty luotettavasti jaksottamaan askellusta. Eräs paljon käytetty tapa jaksottaa askellusta on sagittaalitasolla nilkkanivelen kiihtyvyyden muutokset (Zeni ym. 2008). Tosin drop foot -potilailla, joilla säären etuosan lihaksiston hermotus on heikentynyt, heilahdusvaiheen aikana jalka ei nouse riittävän korkealle maasta, jolloin kiihtyvyyteen tai nivelkulmiin perustuva mittaus ei ole välttämättä optimaalinen tapa määrittää kontaktivaiheen alkua. Arvioivat mallit ovat myös riippuvaisia siitä, millaisella laitteella koordinaattitietoja tuotetaan. Osis ym. (2017) ovat rakentaneet pääkomponenttianalyysiin pohjautuvan mallin, jossa nivelten sagittaalitasoon kulmakiihtyvyyksistä pystytään ennustamaan tukivaiheen alku ja loppu niin kävelyssä kuin erilaisissa juoksuaskelluksissa. Malli ennustaa tapahtumat  $\pm 20$  ms tarkkuudella 95 prosentissa tapauksista. Vastaaviin ennustustarkkuuksiin on päästy myös perinteisin laskennallisin menetelmin, mutta tämän mallin etu on, että se toimii sekä kävely, että juoksuaskeleelle ja sitä voidaan hyödyntää kaikissa nivelkulmia mittaavissa laitteistoissa.

#### **4.2.2 Ajallinen normalisointi**

Ennen kuin kinemaattisia aikasarjatietoja päästään vertailemaan, tulee askelsykliä tasata yhdenmukaiseksi eli normalisoida. Askelsyklin havainnollistamista varten olemassa useita erilaisia menetelmiä, joista biomekaaniseen ja kliiniseen käyttöön on vakiintunut tapa esittää askelsykli prosentteina (0–100 %). Perinteinen menetelmä datan normalisointiin on pakata tai venyttää jokaisen mitatun syklin aika-akseli niin, että lopulta jokainen sykli on saman mittainen visuaalista esitystä varten. Menetelmästä käytetään nimeä Linear Length Normalization (LLN). Heikkoutena tässä menetelmässä on, että yksittäiseen sykliin verrattuna normalisoidun syklin nivelkulmien käyrien huiput ja pohjat ovat leveämpiä ja tasapäisempiä. Toinen yleinen menetelmä, Dynamic Time Warping (DTW) pyrkii säilyttämään käyrien intensiteetin. Tässä menetelmässä kuitenkin ongelmana on, että jos datassa on syklien välillä suuria systemaattisia eroja, kärsii ajallisen skaalauksen tarkkuus. Ratkaisuna on tarjottu segmentointimallia, jossa jokainen askelsykli jaetaan pienempiin jaksoihin. Kohdepisteet (Point of Interest, POI) voidaan määrittää esimerkiksi kinemaattisesti merkittävien tapahtumien yhteyteen, kuten fleksion huippukohtiin tai alkukontaktiin ja varvastyöntöön.

Seurattavana oleva liikerata voidaan tasata ajallisesti näiden kohdepisteiden mukaan. (Helwig ym. 2011.)

Helwig ym. vertailivat askelsyklin erilaisia ajallisia tasausmenetelmiä. He totesivat, että eri menetelmät voivat tuottaa hyvinkin erilaisia tuloksia, jotka saattavat potentiaalisesti tuottaa erilaisia tulkintoja datasta. He osoittivat myös, että kinemaattisiin kohdepisteisiin sidotut tasausmenetelmät suoriutuvat tavanomaisissa biomekaanisissa ja kliinisissä sovelluksissa paremmin kuin perinteiset (LNN, DTW), koska pystyvät ylläpitämään sekä liikeradan intensiteetin että ajalliset erot läpi koko askelsyklin. Yksittäisen nivelen lentorataan merkatut tapahtumat pystyvät myös tuomaan esiin tarkasteltavasta ilmiöstä yksityiskohtaisempia määrittelyjä ja luonnehdintoja. (Helwig ym. 2011.)

### **4.3 Tulkinta**

Tulkinta ja raportointi ovat viimeinen vaihe kliinistä kävelyanalyysiä. Sen aikana kliinikot luovat aluksi yleiskuvan lapsesta ja hänen kävelystään. Kliininen kävelyanalyysi ei itsessään kerro kuinka hoitaa CP-potilasta, mutta se tarjoaa objektiivista ja syventävää tietoa kävelyn poikkeamista. Tietoja käytetään leikkauksen suunnittelussa ja kuntoutuksen seurannassa. Voima- ja liikelaajuusmittaus tiedon yhdistäminen kävelyanalyysiin on olennaista. (Armand 2016). Esimerkiksi lonkan ojentajien voiman sekä tibialis posteriorin spastisuuden ja voiman on todettu olevan vahvasti yhteydessä vaikeisiin askelluspoikkeamiin. Heikentynyt lonkan tehontuotto saattaa häiritä tukea tukivaiheessa ja raajan etenemistä heilahdusvaiheessa. Tibialis posteriorin spastisuus taas heikentää nilkan normaalia liikelaajuutta ja voimantuottoa. (Sagawa ym. 2013.) Liikeanalyysiin liittyvänä tulkinnan haasteena voidaan pitää esimerkiksi sitä, että tukivaiheen aikainen lonkan koukistuminen ei välttämättä johdu lonkan koukistajien aktiivisuudesta, vaan ulkoisen voiman tuottamasta koukistusmomentista. Toisin sanoen, koukistus on tulos lonkan ojentajien heikentyneestä toiminnasta. Tällaisen johtopäätöksen tekemiseen tarvitaan tietoa kinematiikasta, kinetiikasta ja lihasaktiivisuudesta.

Nykyään kävelyanalyyseista saatua tietoa voidaan syöttää myös yksilöityihin (hermo)lihasmalleihin, joihin tietoa tuodaan myös kuvantamistutkimuksista ja muista

kliinisistä mittauksista. Näiden mallien avulla voidaan visualisoida erilaisten hoitotoimenpiteiden, kuten lihaksen pituuden lisäämisen tai luun epämuodostuman korjaamisen, vaikutuksia askellukseen. Näiden mallien rakentaminen ja validointi on kuitenkin työlästä. (Armand ym. 2016.)

Kävelyanalyysin aikana syntyneen tiedon tulkinta ei ole aina kovin helppoa. Tiedoista pitäisi pystyä päättämään mitkä poikkeamista ovat ensisijaisia ja mitkä kompensatioita. Lisäksi verrokkiryhmän valinta tulee tehdä harkiten. Schwartz kumppaneineen (2008b) ovat todenneet, että kävelynopeus vaikuttaa merkittävästi kaikkiin biomekaanisiin muuttujiin tavanomaisesti kehittyneiden lasten askelluksessa jopa enemmän kuin ikäryhmä. Fukuchi ym. (2019) puolestaan tutkivat meta-analyysissään kävelynopeuden vaikutusta askelluksen kinematiikkaan ja kinetiikkaan liittyviin arvoihin eri ikäryhmillä ja totesivat, että pääsääntöisesti nopeuden hidastuessa kyseisten muuttujien minimi ja maksimi amplitudit pienenevät ja nopeuden kasvaessa amplitudit suurenevät. Heidän mielestään tämä ilmiö tulee ottaa huomioon vertailtaessa patologista ja normaalia askellusta, sillä patologiat usein laskevat itsevalittua kävelynopeutta.



## 5 LUOKITTELUMALLIT

Tässä luvussa esitellään CP-vammaisten askellusluokittelujärjestelmiä (luokittelijoita) ja pyritään vastaamaan seuraaviin kysymyksiin. Mitä hyötyä luokittelijoista on? Millaisia menetelmiä askelluksen luokitteluun käytetään? Miten niiden luotettavuutta voidaan arvioida? Kuinka niitä voidaan hyödyntää osana kliinistä päätöksentekoa?

Askellusluokittelujärjestelmien avulla voidaan rakentaa alaryhmiä, joissa luokan sisällä olevat askelluspiirteet ovat yhdenmukaisia. Alaryhmien taustalla ovat yleensä tietyt, melko yhdenmukaiset, toiminnalliset rajoitteet ja niihin kohdistettavat hoitosuositukset. Luokittelujärjestelmien on todettu helpottavan vertailua eri askellusten välillä, parantavan kliinistä päätöksentekoa ja kehittävän kommunikaatiota moniammatillisten tiimien sisällä. (Papageorgiou ym. 2019.) Eräs syy askelluskuvioden valmiille luokille on, että ne vähentävät klinikoiden tarvetta kirjoittaa pitkiä yksityiskohtaisia selostuksia jokaisen potilaan askelluksesta erikseen (O'Byrne ym. 1998). Luokittelijoiden tarkoituksena on nopeuttaa ja parantaa hoitotuloksia. CP-vammaisten askelluksen luokitteluun on kehitetty lukuisia erilaisia menetelmiä. Järjestelmät eroavat toisistaan sen mukaan, mitä tietoja käsittelyyn tarvittavaan (esim. liikeanalyysi tai lihasaktiivisuustiedot), minkä parametrien pohjalta luokittelu tehdään ja millaisia menetelmiä tulosten analysointiin käytetään. (Papageorgiou ym. 2019.)

Teknologinen kehitys on parantanut mahdollisuuksia askelluksen objektiivisten luokittelujärjestelmiä kehittämiseksi. Vuonna 2007 (Dobson ym.) tarkastelivat kirjallisuuskatsauksessa systemaattisesti 18 erilaista spastisen CP-vamman luokitteluun kehitettyä järjestelmää. Vuonna 2019 toinen tutkimusryhmä (Papageorgious ym. 2019) arvioivat tilannetta uudestaan käyden läpi jopa 36 järjestelmää. Papageorgious ym. arvioivat järjestelmien luotettavuutta, toistettavuutta, yleistettävyyttä ja kliinistä hyödynnettävyyttä. Tutkimusryhmän mukaan askellusluokittelijoiden luotettavuutta pystytään vertaamaan kuudella eri tavalla:

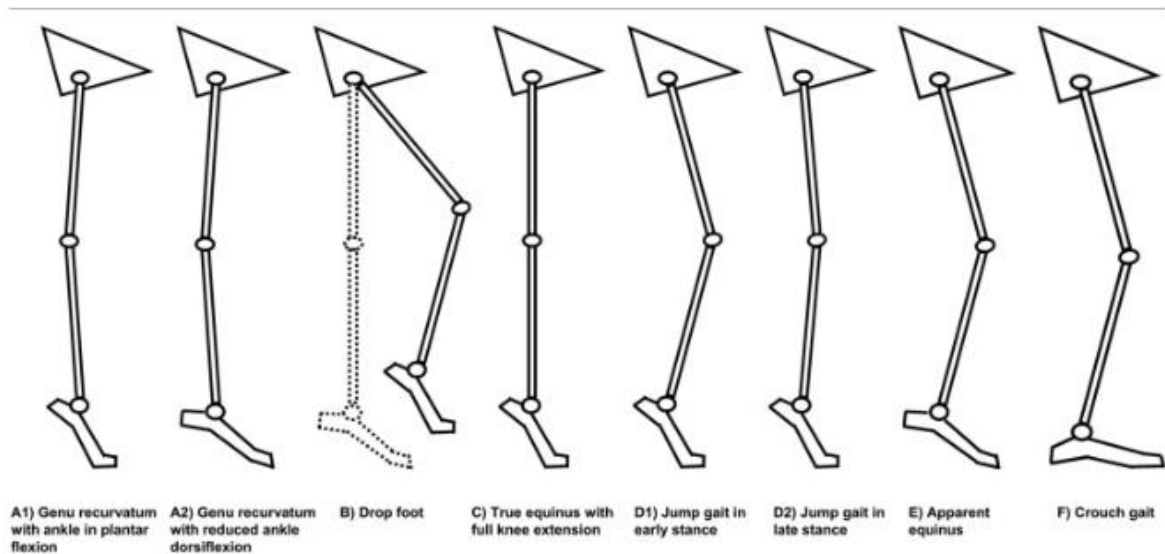
1. erilaista datasettiä vasten (toimivuus ennen näkemättömällä datalla)
2. asiantuntija-arvioita vasten

3. aiemmin rakennettua mallia vasten
4. vertailu videopohjaisiin kinemaattisten tietojen kategorioihin
5. kliinistä asteikkoa vasten
6. tarkastelemalla herkkyyttä eli kuinka hyvin luokittelija tunnistaa saman potilaan tiedoissa tapahtuneet muutokset ajan ja/tai intervention jälkeen

Tulevissa luvuissa pohjustetaan perinteisiä asiantuntijamenetelmiä luokittelun tekemiseksi. Lisäksi esitellään liikeanalyysitiedojen pohjalta rakennettavia objektiivisia luokittelijoita. Etenkin sagittaali- ja transversaalitasossa tapahtuvat poikkeamat ovat ilmeisiä, mutta myös koronaalitasossa tapahtuvien poikkeamien kliinisestä merkityksestä on Nieuwenhuys ym. (2016) mukaan olemassa konsensus.

## **5.1 Asiantuntijamenetelmät**

Asiantuntijamallit ovat kehitetty hyödyntäen kinemaattisia tapahtumia, jotka parhaiten kuvailevat CP-vammaisilla havaittuja kävelymalleja. Asiantuntijamallit ovat kuvailevia, eivätkä tarjoa suoria menetelmiä objektiiviseen luokitteluun. Kahden alkuperäisen tutkimuksen (Winters ym. 1998; Rodda ym. 2004) pohjalta on kuitenkin vakiintunut käyttöön kuusi sagittaalitasoon moninivelluokkaa spastisen hemiplegian ja diplegian jaotteluun. Kuva 4 esittää luokat järjestyksessä: genu recurvatum (polven yliojennus), drop foot (riippunilkka), true equinus (aito pystyjalka), jump gait (pomppukävely), apparent equinus (näennäispystyjalka) ja crouch gait (kyyrykävely). Alkuperäiset luokittelumallit ja niissä määritellyt alaryhmät esitellään tässä luvussa tarkemmin, koska ne ovat usean lähteen mukaan paljon käytössä (Levine 2012; Papageorgiou ym. 2019). Niitä on myös pyritty hyödyntämään kehittyneeseen analytiikkaan pohjautuvien mallien kouluttamisessa (Zhang ja Ma 2019; Darbandi ym. 2020).



KUVA 4. Yleisimmin käytössä olevat sagittaalitasen moninivelluokat (Papageorgiou ym. 2019).

Useat yllä kuvatuista ryhmistä pitävät sisällään sanan equinus eli pystyjalka. Termi tarkoittaa yksinkertaisesti ojentunutta nilkkaa ja toisaalta vajaata nilkkanivelen dorsifleksiota, mikä usein johtaa alaraajojen muihin kompensatioihin ja/tai patologioihin. (Stott 2015). Tarkemmin true equinus tarkoittaa, että nilkka on plantaarifleksiossa ja apparent equinus tarkoittaa, että kanta näyttää olevan irti maasta, mutta nilkka on neutraalissa asennossa suhteessa sääreen. True equinus estää tukivaiheen aikaisen normaalin dorsifleksion. Se voidaan lisäksi jakaa kahteen luokkaan. Dynaamisessa pohkeen aktiivisuus on ylivilkasta ja staattisessa pohjelihasten työ on jatkuvaa. Apparent equinukseen liittyvät muutokset kävelyssä näkyvät yleensä proksimaalisemmissä osissa, esimerkiksi liiallisena polven ja lonkan koukistumisena, joihin hoito tulisi myös kohdentaa. Apparent equinus ei ole este normaalille kantakävelyllä. (Rodda ym. 2004).

Asiantuntijamenetelmät perustuvat kvantitatiiviseen dataan, mutta itse luokittelu tehdään subjektiivisesti (Sangeux ym. 2015). Tämä tarkoittaa sitä, että luokitteluun voivat vaikuttaa henkilön ennakoasenteet ja näkemykset. Toinen haaste on se, että ajan myötä alkuperäisiin termeihin on tullut uudelleen määrittelyjä tai tarkennuksia. Kirjallisuudessakaan ei ole aina selvää, millä termillä viitataan mihinkin luokittelujärjestelmään. (Levine ym. 2012.)

Toistaiseksi kuitenkin asiantuntijoiden tekemiä arvioita pidetään luotettavina, etenkin jos arvio on useamman asiantuntijan yhteisymmärryksessä antama. Asiantuntijamenetelmät toimivat usein myös vertailukohtana kehittyneen analytiikan menetelmien tarkkuuden ja luotettavuuden arvioinnissa. (Papageorgiou ym. 2019; Zhang ja Ma 2019). Toisaalta kehittyntä analytiikkaa voidaan hyödyntää uusien, tarkempien, luokitteluiden muodostamiseen (Rozumalski & Schwartz 2009).

### **5.1.1 WGH-luokittelumalli**

Winters, Gage ja Hicks (1987) (lyhenne WGH) ovat ehdottaneet neljän kategorian luokittelumallia hemipleegikoille. Malli on kehitetty sekä aikuis- että lapsipotilaille ja se on rakennettu hyödyntäen sagittaalitason kinematiikkaa ja lihasaktiivisuusmittauksia. Tiedot mallin kehittämiseen on kerätty 46 potilaalta videokuvauksen ja pintaelektromyografian ja/tai lankaelektrodien avulla. Järjestelmässä kategorisointi tapahtuu neljään eri ryhmään.

- I: drop foot (riippunilkka)
- II: equinus / polven ojennus
- III: equinus / nilkan koukistus
- IV: equinus / heikentynyt polven ja lonkan liike

Ryhmää I voidaan parhaiten kuvailla heilahdusvaiheen aikaisesta liiallisesta plantaarifleksioista eli ns. ”riippunilkasta”. Kompensaationa heilahtavan jalan polvi joutuu hyperfleksoitumaan alkukontaktin aikana. Alkukontakti tapahtuu varpaat edellä, jolloin puhutaan pystyjalasta. Patologia johtuu todennäköisimmin säären puolen lihasten heikosta aktiivisuudesta suhteessa pohjelihaksiin. (Winters ym. 1998.)

Ryhmää II voidaan kuvailla siten, että nilkan liiallinen dynaaminen tai staattinen plantaarifleksio pakottaa polven yliojentumaan kontaktivaiheen lopussa. Tämä johtaa siihen, että vastapuolella askelpituus lyhenee. Tämä on WCG luokituksen mukaisesta poikkeavista askellustyyleistä yleisin. (Winters ym. 1998.)

Ryhmällä III alaraajan proksimaaliset lihakset ovat suuremmissa roolissa, kuin aiemmissa ryhmissä. Etu- ja takareisilihasten koordinaatio on heikentynyt, joka näkyy heilahdusvaiheessa polven rajoittuneena koukistumisena ja toisaalta tukivaiheessa polven yliojentumisena. Nilkan osalta heilahdusvaiheen lopussa esiintyy ylimääräistä plantaarifleksiota, joka ei kuulu yleensä tavanomaisesti kehittyneiden kävelytyyliin. (Winters ym. 1998.) Ryhmän III edustus on pienintä unilateraaleilla spastisilla potilailla (Tsilakidis 2019).

Ryhmän III ja IV olennaisin ero löytyy lonkan sagittaalitasoon liikeradasta. Ryhmällä IV lonkan koukistajien ja lähentäjien yliaktiivisuus rajoittaa nivelen ojennusta päätöstukivaiheessa. Ryhmää kuvaa myös ylikorostunut nilkan plantaarifleksio ja polven rajoittunut liikerata. Ryhmien III ja IV kävelynopeus on hitaampi kuin ryhmien I ja II. (Winters ym. 1998.)

Tsilakidis ym. (2019) ryhmittelivät unilateraaleja spastisia potilaita (GMFCS I ja II) WGH-luokkiin ja saivat tuloksen että 17 % potilaista ei asettunut yhteenkään yllä kuvatuista luokista, vaikka luokittelu on nimenomaan tehty hemiplegiapotilaille.

### **5.1.2 Roddan luokittelumalli**

Rodda ym. (2004) ovat jalostaneet WGH-luokittelua siten, että siinä huomioidaan myös spastisen diplegian aiheuttamia askelluspoikkeamia. Tässä luokittelumallissa potilaat pyrittiin jakamaan viiteen eri luokkaan 187 potilaan ryhmästä. Luokittelu tapahtuu päätöstukivaiheessa esiintyvien poikkeavien asentojen perusteella.

- Ryhmä I, true equinus. Nilkassa esiintyy liiallista plantaarifleksiota, polvi on täysin suorana tai yliojentuneena. Lonkan ojennus toimii normaalilla liikealueella tai saattaa olla hieman taipunut eteenpäin.
- Ryhmä II, jump gait. Nilkan liiallinen plantaarifleksio on huomattavaa päätöstukivaiheessa. Polvi ja lonkka ovat huomattavan koukistuneita alkutukivaiheen

aikana ja ojentuvat vaihtelevasti, mutta eivät normaaliin tapaan, kohti tukivaiheen loppua.

- Ryhmä III, apparent equinus. Nilkka toimii kävellessä normaalia enemmän plantaafleksiossa, vaikka liikelaajuusmittausten perusteella se saattaisi kääntyä myös dorsifleksioon. Polvessa ja lonkassa esiintyy liiallista koukistusta tukivaiheen läpi.
- Ryhmä IV, crouch gait. Nilkka, polvi ja lonkka toimivat kaikki koukistuneina koko tuki vaiheen ajan.
- Ryhmä V, epäsymmetrinen. Raajojen vamma-aste on epäsymmetrinen eli vasen raaja saattaa edustaa ryhmää II ja oikea raaja ryhmää III.

Ryhmittely on tehty askelluksessa toimivien päälihasuryhmien mukaan ja sen tarkoitus on helpottaa hoidon kohdentamista spastisiin tai jäykistyneisiin lihaksiin. Hoidon kohdentamiseen on otettu mukaan myös ehdotukset ortoosille eli kehon asentoa tukeville laitteille. (Rodda ym. 2004.)

## 5.2 Indeksit

Askellusindekseillä voidaan rakentaa tarkat raja-arvot eri luokkien välille. Indekseillä voidaan tehdä vertailua raajojen tai ryhmien välillä. Askelparametrien vertailu raajojen välillä auttaa puolierojen havaitsemisessa, kun taas vertailu eri ryhmiin helpottaa poikkeama-asteen ja luokan määrittämisessä. (Viteckova ym. 2018; Schwartz & Rozumalski 2008a.)

Kävelyn symmetrisyys vaikuttaa liikkumisen taloudellisuuteen ja energiankulutukseen. Terveillä henkilöillä puolierot vahvemman ja heikomman jalan välillä ovat pienehköjä. Suurta epäsymmetriaa voidaan pitää patologian mittarina, joskaan konsensusta tarkasta raja-arvosta alaraajojen puolierojen suuruudessa ei toistaiseksi ole. Joka tapauksessa, epäsymmetriat saattavat aiheuttaa luumassan katoa, osteoporoosia, suurempia dynaamisia voimia ja nivelrikon vaaraa. Tämän takia on olennaista pyrkiä löytämään askelluksen epäsymmetriat ja ymmärtää niiden laajuus, ennen kuin vauriot nivelissä, jänteissä ja lihaksissa pääsevät aiheuttamaan pitkäaikaisia rakenteellisia muutoksia. (Viteckova ym. 2018; Murphy 2009.)

Askellusepäsymmetrioiden arviointiin käytetään usein yleisiä kinemaattista ja spatio-temporaalista arvoja kuten askelpituutta ja -kestoa. Näitä tietoja hyödyntäen on pyritty rakentamaan erilaisia askellusta luokittelevia indeksejä. Tällaisilla yleisistä askeltiedoista johdetuilla arviointimenetelmillä voidaan kerätä tietoa epäsymmetrian määrästä, mutta ei päästä tarkastelemaan missä kohtaa askelsykliä epäsymmetrisyys tapahtuu. Askelsyklissä tapahtuvien erojen esittämiseksi on ehdotettu useita erilaisia ajallisia malleja. Niissä nivelille luodaan nivelkulmaa ja kulmanopeutta esittävät kuvaajat. Askelepäsymmetrioita voidaan arvioida vertaamalla valitun nivelen vasemman ja oikean puolen vastaavia käyriä. Eri mallit sopivat erilaisiin käyttötarkoituksiin, eri laitteille, erilaisille potilaille ja erilaisille datamäärille. Näitä malleja on vertailtu paljon ja lopputulema on, että jokaisessa niistä on tiettyjä ominaisuuksia, jotka pystyvät kuvaamaan tietynlaisia epäsymmetrioita, mutta mikään niistä ei sovellu kaikkiin käyttötarkoituksiin. (Viteckova ym. 2018.)

Yllä kuvatut tavat pyrkivät erottelemaan eroja kahden raajan välillä, mutta indeksejä voidaan hyödyntää myös eri ryhmien väliseen vertailuun. Indeksit soveltuvat esimerkiksi spastisen CP-vamman aiheuttamia askelluspoikkeamien luokitteluun. Yksi yksinkertainen tapa on tarkastella massakeskipisteen siirtymiä ja päätellä siitä, onko askellus normaalia vai patologista. Kidgell ym. jakoivat 168 lapsen askellustiedot diagnoosien mukaan viiteen eri ryhmään: hemiplegia, diplegia, ortopedia, muut sairaudet ja normaaliryhmä. Tutkimusryhmän mukaan Asymmetria Indeksillä voidaan luotettavasti arvioida, onko askellus patologista vai ei, mutta massakeskipisteen siirtymät eivät yksinään riitä erottelemaan erilaisia patologioita. (Kidgell ym. 2018.)

### **5.2.1 Askelluspoikkeama - GDI**

Toinen CP-vammaisten askellukseen hyödynnettävä menetelmä on Schwartzin ja Rozumalskin (2008a) ehdottama GDI (Gait Deviation Index). Indeksi laskee lonkan, polven, nilkan ja jalkaterän kinemaattisia piirteitä suhteessa tavanomaisesti kehittyneiden askellukseen. Tavanomaisesti kehittyneillä pisteytyksen arvo vaihtelee 73,9 ja 129,9 välillä ollen keskiarvoltaan 100. Niinpä jokainen sadasta vähennetty 10 pistettä vastaa keskihajontaa pois normaalista. (Schwartz & Rozumalski 2008a.) GDI sopii hyvin kliiniseen käyttöön, sillä

se pysty erottelemaan toiminnalliset (GMFCS) luokat toisistaan. (Molloy ym. 2010; Rutz 2013; Malt 2016). Koska GDI kuvaa useita potilaan askellukseen liittyviä piirteitä yhtenä lukuna, on sen käyttö sopivaa seurantamittauksiin esim. toimenpiteiden jälkeen. GDI hyödyntää 3D-liikeanalyysistä saatavia tietoja monipuolisesti ottaen mukaan myös rotaatioita. (Schwartz & Rozumalski 2008a.) GDI:n on osoitettu olevan toistettava ja luotettava sekä yksittäisten mittausten että mittauskertojen välillä (Molloy ym. 2010; Rasmussen 2015). Sen avulla on saatu näyttöä, että hemiplegiapotilailla myös terveen jalan kinematiikka eroaa noin yhden keskihajonnan normaalista, johtuen risteävistä kompensatioista. Toisaalta indeksiin avulla ei pystytä kuvaamaan yksittäisten piirteiden muutoksia seurannan aikana (Schwartz & Rozumalski 2008a).

Wilson ym. (2014) vertasivat spastisten CP-potilaiden GDI:tä suhteessa heidän päivittäiseen kävelyaktiivisuuteensa. He jakoivat spastiset CP-potilaat kahteen ryhmään ja mittasivat heidän kävelyaktiivisuuttaan arkiympäristössä vuorokauden ajan. Aktiivisuus oli jaettu kolmeen kategoriaan, matalaan (alle 15 askelta minuutissa), keskitasoon (15–42) ja korkeaan (yli 42). GDI:n ja päivittäisen kävelyaktiivisuuden matalan tason välillä ei löydetty korrelaatiota. Sen sijaan keskitason- ja korkean aktiivisuuden määrän välillä todettiin kohtalainen yhteys indeksiin.

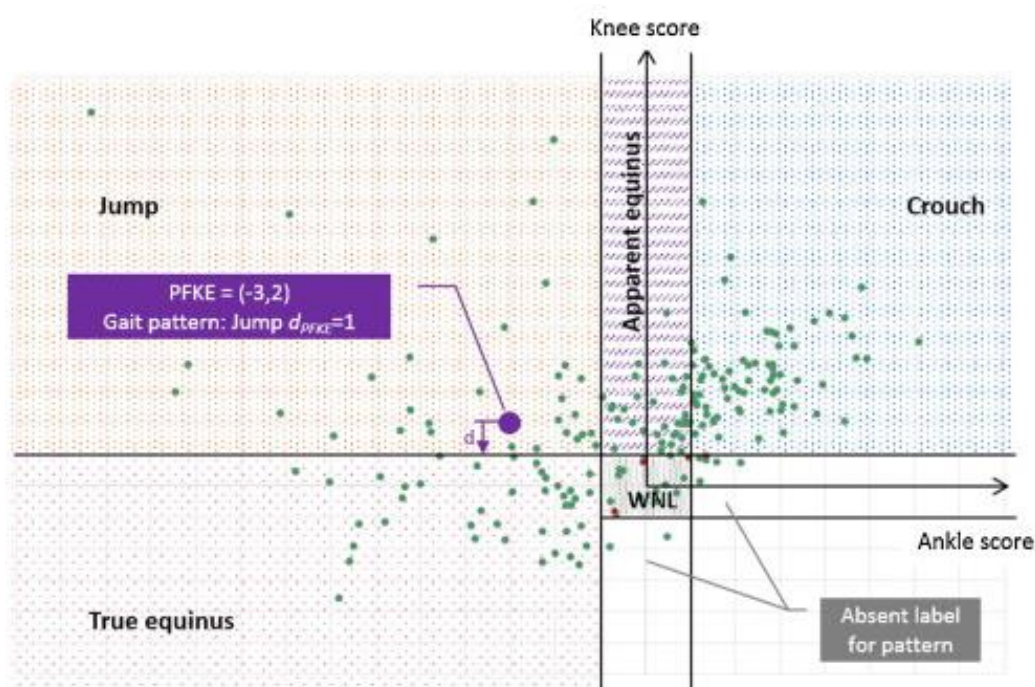
Ito ym. (2019) vertailivat GDI:n yhteyttä laboratoriossa mitattuun kävelynopeuteen ja toiminnalliseen testiin. He jakoivat spastiset CP-potilaat GMFCS luokkien mukaan ryhmiin 1 ja 2. Toiminnallisessa testissä potilasta ohjeistettiin nousemaan tuolilta ylös ja takaisin istumaan mahdollisimman nopeasti viisi kertaa, käyttämättä käsiä apunaan. Tulosten mukaan ryhmien välillä ei ollut eroa kävelynopeudessa. Yksilöitä vertailtaessa, he eivät löytäneet myöskään merkitsevää yhteyttä GDI:n ja kävelynopeuden välillä. Sen sijaan GDI:n ja toiminnallisen testin väliltä löytyi merkitsevä negatiivinen korrelaatio. Ryhmä tulkitsi tulosta siten, että GDI on selkeästi yhteydessä alaraajojen lihasvoimaan. Myös muissa tutkimuksissa (Eek ym. 2008; Goudriaan ym. 2018) on löydetty näyttöä siitä, että lihasvoimalla on suuri merkitys kävelyyn spastisilla CP-potilailla.



Vaikka Ito ja kumppanit, eivät löytäneet yhteyttä kävelynopeuden ja GDI:n väliltä, ovat Schreiber ym. (2018) ehdottaneet, että normatiivisten vertailuarvojen tulisi olla suhteutettu potilaiden valitsemaan kävelynopeuteen. Heidän saamien tulosten mukaan GDI:n laskentaan muodostuu virhettä, kun ero tavanomaisen ja patologisen kävelynopeuden välillä kasvaa. Tämä johtuu siitä, että kävelynopeudella on suuri vaikutus kinematiikkaan.

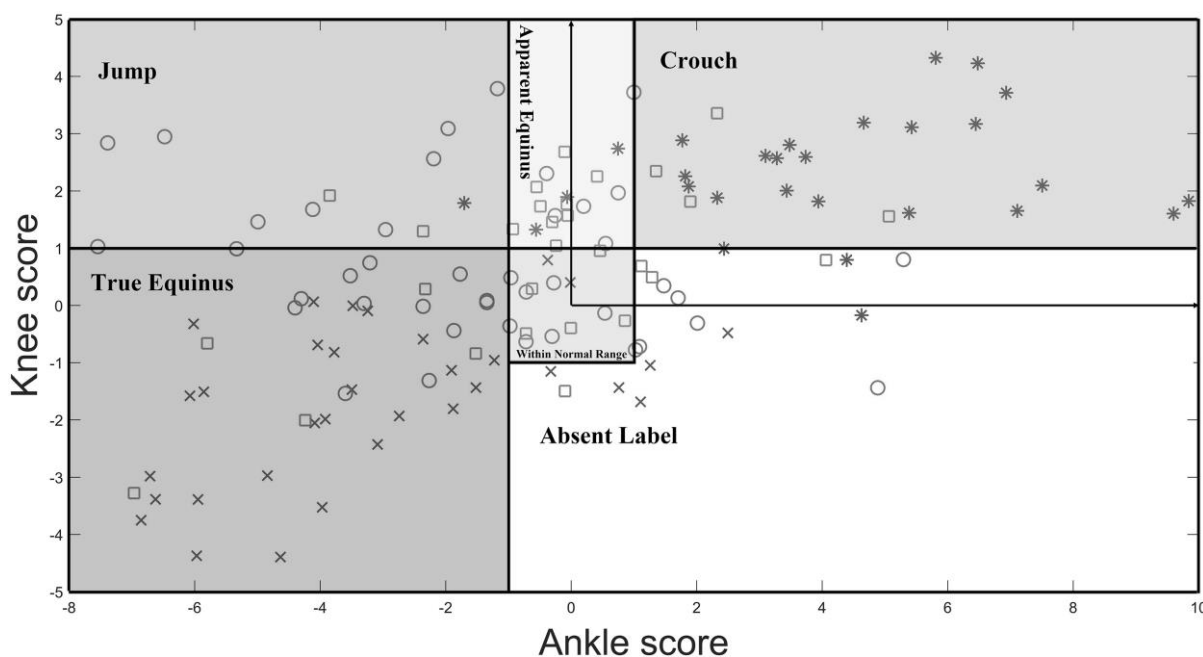
### 5.2.2 Nilkan ja polven kinematiikka – PFKE

Kolmas ehdotettu luokittelumalli CP-vammaisten askelluksen tilastolliseen luokitteluun on PFKE (Plantar Fleksion - Knee Extension, nilkan ojennus – polven koukistus) -indeksi, joka pyrkii luokittelemaan potilaan automaattisesti Roddan -mallin mukaan. Indeksissä lasketaan potilaan nilkan ja polven sagittaalitasoon kinematiikkaa keskitukivaiheen (20–45 %) aikana suhteessa ikäryhmän normaalidataan. PFKE-indeksin luokittelu tehdään arvojen +1 ja -1 välillä molempien nivelten osalta. Mallin etu on visuaalinen tarkastelu (kuva 5 ja kuva 6), jossa arvot asetetaan hajontakuviioon, josta voidaan tulkita potilaan luokitus ja potilasryhmän tilastollinen jakautuminen. (Sangeux ym. 2015.)



KUVA 5. PFKE-indeksin mukainen jaottelu viiteen eri ryhmään. WNL = Within Normal Limits. (Sangeux ym. 2015.)

Biomekaanisesti PFKE -indeksi perustuu keskitekivaiheen aikaiseen polven ojentajien ja nilkan ojentajien yhteistoimintaan eli PFKE-koplaukseen. Polven ojentajat hallitsevat polven ojennusta tukivaiheen alussa, kuormitusvasteen aikana, mutta niiden voimantuotto on suhteellisen heikko polven suoristuessa kohti keskitekivaihetta. Tässä vaiheessa nilkan ojentajat ottavat suuremman roolin polven ojentamisessa ja tukemisessa vetämällä tibiaa taakse päin. Toisaalta liian aktiivisesti toimivat nilkan ojentajat saattavat aiheuttaa jump gaitia (polven yliojentumista). Jos taas polvi ei pääse suoristumaan tukivaiheen alun jälkeen, aiheutuu siitä usein varvasaskellusta, joka heikentää kyseessä olevien lihasryhmien yhteistoimintaa ja tekee kävelystä epätaloudellista. Kävelymallissa polvet usein myös jäävät koukkuun koko tukivaiheen ajaksi, jota spastisten CP-potilaiden askelluokittelussa kutsutaan crouch gaitiksi. (Brunner ja Rutz 2013). Crouch gait on yleisin Roddan -mallin mukaisista luokista ja yli 50 % potilaista on todettu sopivan luokan piirteisiin (Wren ym. 2005). Polven koukistuminen on tärkein tekijä jaoteltaessa potilaita myös crouch gait -luokan sisällä, sillä lisääntyvä polven koukistuksen määrä vaikuttaa olennaisesti myös muiden nivelten toimintaan (Abbasi ym. 2021).



KUVA 6. 66 potilaan luokittelu käyttäen PFKE-indeksiä (Bardandi ym. 2020).

PFKE-indeksin malli on validoitu 100 CP-potilaan kliinisesti luokiteltua aineistoa vasten. Automaattista luokittelumallia kehitettäessä todettiin, että nilkan ja polven sagittaalitasoon liikkeet olivat vahvasti yhteydessä kliinisiin luokkiin ja sen tarkkuudeksi alkuperäisessä artikkelissa on saatu 98 % (Sangeux ym. 2015), mutta myöhemmin uutta datasettiä vasten validoituna vain 52 % (Darbandi ym. 2020). Huomionarvoista on, että alkuperäisessä artikkelissa mallin syötearvot ovat valittu keskitukivaiheen ajalta (20–45 %), mutta Darbandi ym. ovat käyttäneet huomattavasti lyhyempää jaksoa syklistä (25–40 %) ilman tarkempaa perustelua.

## 6 LEIKKAUSTEN VAIKUTUKSET TOIMINTAKYKYYN

Pitkittäistutkimuksissa on saatu näyttö siitä, että spastisten CP-potilaiden kävely- (Bell ym. 2002) ja toimintakyky (Hanna ym.) 2009 heikkenevät ajan myötä. Hoitotoimenpiteillä tavoitellaankin yleensä alaraajan asennon ja askelmekaniikan korjaamista kohti normaalin kävelyn viitearvoja. Koukussa kävelevien (crouch gait) CP-lasten osalta on havaittu, että monitasoleikkauksella saavutettu pystympi kävelyasento lisää kävelynopeutta ja liikkumisen taloudellisuutta (Ganjwala 2011). Hoitotoimenpiteiden valinta vaatii ymmärrystä anatomiasta, biomekaniikasta ja lihasten toiminnasta. Askellusta voidaan pyrkiä parantamaan fysioterapialla, ortooseilla, spastisuuden hoidolla (lääkehoito ja botuliini-injektiot) sekä ortopedisilla leikkausinterventiolla. Leikkaustoimenpiteiden tavoitteena on korjata alaraajan asentoa ja toimintaa kävelykyvyn ylläpitämiseksi tai parantamiseksi. Monitasokirurgian (Single Event Multi-Level Surgery, SEMLS) on todettu olevan tehokkain tapa korjata poikkeamia. (Narayanan 2012; Shuman ym. 2019; Schwartz ym. 2016). Määritelmän mukaan vähintään kahta anatomista tasoa operoidaan yhden toimenpiteen aikana. Toimenpiteessä yhdistellään eri tekniikoita, kuten luun virheasennon korjaus ja lihaksen/jänteen pidennys, vapautus tai siirto. Useampaan leikkauskertaan verrattuna menetelmän etuna on, että sairaalaja kuntoutusjaksoja tarvitaan vain yksi. (Lamberts ym. 2016; Lehtonen ym. 2014.)

Kliiniset kävelyanalyysit ovat korvaamaton työkalu potilaan hoidossa. Tyypillisesti laboratoriomittaus suoritetaan ennen (pre) hoitointerventiota, suunnittelun tueksi, ja sen jälkeen (post) hoitotulosten arviointia varten. Kävelyn biomekaniikan lisäksi arvioinnissa kiinnitetään huomiota kävelynopeuteen, koska se on yksi keskeisimpiä potilaan elämän laatuun vaikuttavia tekijöitä (Lamberts ym. 2016). Tyypillinen väli seurantamittauksille on 1 vuosi (post1), 2 vuotta (post2) ja 5 vuotta (post5). (Thomason ym. 2013; Lamberts ym. 2016). Mittauksia saatetaan tehdä myös vähemmän systemaattisesti (Min ym. 2020), mutta myös hyvin pitkällä aikavälillä (Švehlík ym. 2016; de Freitas Guardini ym. 2021).

Lamberts ym. (2016) tekivät 24 artikkelista kattavan kirjallisuuskatsauksen monitasokirurgisten toimenpiteiden vaikutuksista 3D-liikeanalyysissä mitattaviin muuttujiin. Katsauksessa tarkastellussa tutkimuksista vain kuudessa toimenpiteen vaikutus

kävelynopeuteen oli positiivinen ja yhdessä niistä nopeus ensimmäisen vuoden kohdalla post1 mittauksissa hetkellisesti heikkeni.

Thomason ym. (2013) vertailivat kävelyn laadussa tapahtuvia muutoksia seuraamalla GDI-arvoa pre, post1, post2, ja post5 -mittauksilla monitasokirurgisen toimenpiteen jälkeen. Huomionarvoista oli post1 -mittauksessa havaittu parantuminen GDI:ssä pre-tilanteeseen nähden. GDI:n post2 ja post5 arvojen välillä ei löydetty tilastollista merkitsevyyttä suhteessa post1 tulokseen. Tulos voidaan tulkita siten, että kävely korjaantuu leikkauksella normaalimpaan suuntaan ja vaikutus säilyy myös viiden vuoden kohdalla. Toisaalta Saraph ym. (2002) ovat havainneet, että monitasokirurgisen toimenpiteen jälkeen askellusmuuttujat saattavat kehittyä vielä kolmen vuoden jälkeen ja heidän mukaansa minimaiaika leikkaushoidon arviointiin on kolme vuotta.

Lyhyellä aikavälillä (1–2 vuotta) ei ole löydetty näyttöä siitä, että potilaan toimintakykyluokitus (GMFCS) vaikuttaisi leikkauksen lopputulokseen. (Bickley ym. 2017; Min ym. 2020). Pidemmän aikavälin seurannassa tulokset ovat ristiriitaisempia. Švehlík ym. (2016) tekemä kymmenen vuoden seuranta antaa näyttöä siitä, että GDI arvot kohoavat leikkauksen myötä kaikilla GMFCS tasoilla, vaikka GMFCS III potilailla toimenpiteitä ja leikattavia kudoksia on usein huomattavasti enemmän. Lisäksi heidän tulosten mukaan kävelyn GDI parani jo ensimmäisen vuoden kuntoutuksen jälkeen ja pysyi koko pitkän seurantajakson lähtötasoa parempana. Guardinin ym. (2021) mukaan taas korkeampi GMFCS taso taas on merkittävästi yhteydessä heikentyneeseen toimintakykyyn pitkän aikavälin seurannassa.

Iällä puolestaan vaikuttaa olevan merkitystä monitasokirurgisen toimenpiteen tulokseen. Švehlík ym. (2011 ja 2016) tekemissä tutkimuksissa seurattiin leikkauksen vaikutusta GDI-arvoon kymmenen vuoden ajan. He havaitsivat, että sukupuolella tai käsiteltyjen kudosten määrällä ei ollut vaikutusta pitkän aikavälin tuloksiin, Tutkimusryhmän laatiman lineaarisen ennustemallin mukaan, korkeampi ikä leikkaushetkellä on yhdistettävissä suurempaan GDI-arvoon seurantajakson päätteeksi. Ennustemalli on tulkittavissa siten, että parhaat pitkän aikavälin tulokset saadaan toteuttamalla toimenpide noin 10–12 vuoden iässä. Toisaalta on

huomioitava, että lapset, jotka tarvitsevat monitasokirurgisen toimenpiteen jo kuusivuotiaana eivät ole samalla lähtötasolla, kuin ne, joille toimenpide tehdään teini-iässä kasvupyrähdyksen jälkeen. (Švehlík ym. 2011; Švehlík ym. 2016.)

Bonnefoy-Mazure ym. (2020) vertailivat 28 potilaan kävelynopeutta ja GDI-arvoa viiden vuoden seurantavälillä. Potilaat oli jaettu kahteen ryhmään: monitasokirurgisesti operoidut ja ei-operoidut. Tulosten mukaan monitasokirurgiset potilaat paransivat merkittävästi GDI-arvoaan, eikä yhdenkään potilaan GDI-arvo laskenut yli yhtä keskihajontaa seurannan päätteeksi. Ei-operoitujen ryhmän toimintakyky pysyi muuttumattomana GDI:llä mitattuna. Sen sijaan kävelynopeudessa huomattiin selkeä lasku molemmilla ryhmillä. De Freitas Guardini ym. (2021) saivat yhdenmukaisia tuloksia tehdessään vastaavan analyysin 258 potilaan joukolle. Heidän aineistossaan alemmat GDI-arvot, suurempi lähtötason kävelynopeus ja alemmat GMFCS tasot olivat yhteydessä parempiin lopputuloksiin leikkauksen jälkeen.

Pantzar-Castilla ym. (2021b) tutkivat monitasokirurgisten toimenpiteiden vaikutuksia kävelynopeuteen ja kinematiikkaan 1–3 vuoden seurantajaksolla. Vertailu tehtiin 60 CP-potilaalle, joilla kaikilla preoperatiivisesti esiintyi tukivaiheen alussa ylimääräistä polven ojennusta. Potilaat jaettiin kahteen yhtä suureen ryhmään (30 + 30), joille kummallekin suoritettiin vastaavat toimenpiteet, mutta ensimmäisessä ryhmässä polven kontraktuurat olivat lievempiä ja toisessa vaikeampia. Tuloksena tutkimusryhmä totesi, että leikkaus paransi kummallakin ryhmällä huomattavasti GDI-arvoa, polven kinematiikkaa, askelpituutta ja hamstrings -lihaksryhmän spastisuutta. Toisaalta selkeitä parannuksia kävelynopeuteen tapahtui vain ryhmässä 2 eli niillä, joilla oli lähtötilanteessa vaikeampi polven kontraktuura.

## 7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää monitasokirurgisen toimenpiteiden vaikutuksia spastisten CP-lasten kävelynopeuteen ja kävelyn kinematiikkaan. Lisäksi tarkoituksena oli selvittää millaisiin luokkiin potilaat jakautuvat Roddan ja PFKE-luokittelumallien mukaan ja muuttuiko tilanne toimenpiteen myötä. Lupa tutkimuksen toteuttamiseen saatiin Helsingin ja Uudenmaan sairaanhoitopiirin (HUS) myöntämällä toisiolain mukaisella tietoluvalla.

Tutkimuskysymykset:

1. Miten monitasokirurginen leikkaus vaikuttaa spastisten CP-potilaiden kävelynopeuteen ja GDI-arvoon? Mitkä lähtöarvot vaikuttavat mahdollisiin muutoksiin?
2. Miten potilaat jakautuvat PFKE-indeksin mukaan? Muuttuuko potilaiden luokka monitasokirurgisen leikkauksen myötä?

Hypoteesit:

Ensimmäiseen tutkimuskysymykseen liittyen, nollahypoteesiksi ( $H_0: \mu_n = \mu_m$ ) valittiin, että leikkaus ei aiheuta muutosta kävelynopeuteen. Vastaavasti GDI-arvolle asetettiin nollahypoteesi, että leikkaus ei aiheuta muutosta GDI-arvon. Kummankin nollahypoteesin hylkäysperusteeksi ( $H_1: \mu_n \neq \mu_m$ ) vaadittiin tilastollisesti merkitsevää ( $p < 0,05$ ) muutosta kumpaan tahansa suuntaan. Tilastollisesti testi on kuvattu tarkemmin seuraavassa luvussa.

## **8 MENETELMÄT**

### **8.1 Aineiston keruu**

Aineisto kerättiin HUS liikelaboratoriossa tehdyistä kliinisistä mittauksista vuosilta 2008–2021. Aineiston sisäänottokriteereinä olivat:

- potilaan yksilöivä laboratoriotunnus
- hemiplegia tai diplegia diagnoosi
- itsenäinen kävelykyky paljain jaloin (GMFCS I-III)
- potilaalle suoritettu leikkaustoimenpide
- preoperatiivinen kävelymittaus ja vähintään yksi seurantamittaus 1, 2 tai 5 vuotta toimenpiteen jälkeen

Mittaukset, joista ei ollut saatavilla kaikkia kinemaattisia tietoja, suljettiin pois.

### **8.2 Aineiston kuvaus**

Liiketietojen mittaukset oli toteutettu käyttäen Viconin optoelektronisia kameroita 100 Hz taajuudella. Voimatiedot oli kerätty voimalevyillä (AMTI, Watertown, MA, Yhdysvallat) 1000 Hz taajuudella ja suodatettu 4. asteen Butterworth ja 18 Hz alipäästösuodatuksella. Liike- ja voimatietojen tallennukseen ja käsittelyyn oli käytetty Viconin Plug-In Gait alaraajamallia. Voimalevytietoja oli hyödynnetty askelkontaktin alku ja päätösvaiheiden havaitsemiseen siten, että syklin alkoi vertikaalivoiman ylittäessä 10 N ja päättyi voiman tippuessa tämän alle. Askelsykli, jotka eivät alkaneet voimalevyn päältä, alku- ja loppu määritettiin kantamarkkerin nopeuksista. Nopeuksien raja-arvot saatiin saman mittauskerran askeleista, joissa oli puhdas voimalevykontakti.

Mittauksien tiedot oli tallennettu .c3d -tiedostomuotoon ja niiden nimiin oli kuvailtu potilaan laboratoriotunnus, mittauspäivämäärä, diagnoosi, käytetty ortoosi ja mittauskertatyyppi



(seuranta/pre/post1-5). Aineistosta ei ollut saatavilla valmista tietokantaa, vaan sen muodostamiseksi suoritettiin merkkijonopohjaisia hakuja HUS-verkkolevyille muutamassa eri vaiheessa.

Alkuperäisen aineiston koko oli jakautunut 680 000 tiedostoon yli 7000 eri kansiossa. Aineistoa lähdettiin rajaamaan merkkijonojen perusteella ensin diagnooseilla ja laboratoriotunnusten avulla, jonka jälkeen aineiston koko oli 11408 trialia 242 potilaalta. Trialilla tarkoitetaan tapahtumaa, jossa potilas kävelee kerran laboratorion mittausalueen läpi ja josta tallentuu useita askelsyklejä sisältävä tiedosto. Rajaamista jatkettiin, etsien preoperatiivisia (pre) ja postoperatiivisia (post) mittauskertoja. Viimeinen haku rajasi aineiston siten, että jäljelle jäi pelkästään potilaita, joilta löytyi vähintään yksi kumpaakin mittauskertatyyppeä. Jokaisesta mittauskerrasta oli merkitty kuusi edustavaa dynaamista trialia, joissa voimalevykontakti oli ollut puhdas. Pelkästään onnistuneiksi merkatut trialit otettiin mukaan. Lopullisen kohortin koko oli 33 potilasta (ikä  $12,67 \pm 3,34$  vuotta, paino  $41 \pm 15$  kg,  $148,3 \pm 15,7$  cm, 12 tyttöä, 25 diplegia), joille oli toteutettu 2126 mittausta.

Kohortin jokaiselle trialille laskettiin kummallekin raajalle GDI-arvot, jotka saatiin hyödyntämällä Nexuksen (v.2.12) sisäänrakennettua laskentamallia. Raajojen arvot keskiarvostettiin ensin mittauskohtaisesti ja mittauksista valittiin mediaani edustamaan mittauskertakohtaista GDI-arvoa. Kohortin mittauskertakohtaiset keskinopeudet laskettiin mittauksen mediaaneista. Samoin tehtiin myös kymmenen vuoden seurannassa (Bonney-Mazure ym. 2020)

Potilaita oli pyydetty kävelemään mittaustilanteessa itse valitsemallaan nopeudella. Kävelynopeus laskettiin keskiarvona sagittaalitasoon liikenopeudesta. Laskettu nopeus skaalattiin kehon kokoon käyttäen ei-dimensionaalista Frouden lukua (Hof, 1996). Menetelmässä kävelynopeus ( $m / s$ ) jaetaan gravitaation ( $9,81 m / s^2$ ) ja jalan pituuden ( $m$ ) tulon neliöjuurella. Jalkojen pituus oli mitattu mediaalisesta malleolista suoliluun etuharjuun. Jalkojen pituuksista käytettiin mittauskertakohtaisia keskiarvoja.

PFKE-indeksi rakennettiin käyttäen Pythonin NumPy (v 1.18) ja SciPy (v.1.7.0) -kirjastoja ja HUS liikelaboratoriossa kehitetyn gaitutils -paketin (Nurminen, n.d.) moduuleja. PFKE-indeksin laskennasta (kaava 1) saatiin erilliset indeksiluvut polven ja nilkan osalta, jotka kuvasivat nivelen keskimääräistä poikkeamaa keskitukivaiheen ajalta.

$$PFKE^c = \frac{1}{45-20+1} \sum_{i=20}^{45} \frac{k_i^c - \mu_i^c}{\sigma_i^c}$$

KAAVA 1. PFKE-indeksin laskenta (Sangeux ym. 2015).

Laskentaa varten tarvittiin tavanomaisesti kehittyneiden normaalidata, johon mittauskertakohtaisia nivelkulmamediaaneja verrattiin. Verrokkiaineistona oli 31 lapsen mittaustiedot ( $13.4 \pm 2.4$  vuotta,  $50.4 \pm 9.9$  kg,  $158 \pm 10$  cm, 9 tyttöä). Normaalidata tuotettiin verrokkiryhmästä kerätystä kinemaattisesta aineistosta, jossa askelsykli oli jaettu 50 datapisteeseen Vicon Polygon dataformaatin mukaisesti. Jotta normaalidata saatiin yhdenmukaiseen muotoon potilastietojen kanssa, sen arvot interpoloitiin 101 datapisteeseen (askelsykli 0–100 %) ja syklistä valittiin osuus 21–46 % väliltä kuvaamaan keskitukivaihetta. Potilasmittausten sagittaalitason nivelkäyrät tarkistettiin poikkeavien havaintojen osalta mediaanipohjaisella tilastollisella tarkastuksella (Nurminen 2020), joka vertasi mitattuja arvoja mittauskerran sisällä ja hylkäsi mittauspisteen, mikäli se ei kuulunut samaan normaalijakaumaan.

### 8.3 Tilastolliset analyysit

Kuvailevat analyysit tehtiin laskemalla keskiarvot ja keskihajonnat mittauskertakohtaisesti. Vertailu aloitettiin tarkastelemalla nopeus- ja GDI-arvojen muutoksia. Kliinisesti merkittäväksi muutoksen rajaksi asetettiin nopeuden osalta 10 % (Oeffinger ym. 2009) ja GDI:n osalta 10 pistettä (Schwartz ja Rozumalski 2008a).

Mittauskerroissa oli vaihteleva määrä näytteitä, joten niiden normaalius testattiin Shappiro-Wilkin-testillä ja verrattiin toisiinsa Studentin T-testeillä. Näytemäärien epätasapainon takia,

postoperatiiviset mittaukset keskiarvotettiin potilaskohtaisesti. Tällöin jokaiselle potilaalle saatiin vertailuluku ennen ja jälkeen tilanteille. Pre- ja postoperatiivisten tilanteiden eroja testattiin perättäisten toistomittausten varianssianalyysillä (ANOVA RM). Lähtötietojen vaikutusta leikkauksen postoperatiivisiin tuloksiin selvitettiin Pearsonin korrelaatiolla. Merkitsevyyden tasoksi asetettiin  $p < 0.05$ .

Analyysejä jatkettiin klusteroimalla ei-dimensionaalinen kävelynopeus ja GDI K-Means algoritmilla. Klustereita verrattiin potilaiden mittauskertoihin, josta pystyttiin päättämään, muuttuiko potilaan GDI-nopeusluokitus hoidon myötä.

Viimeisessä vaiheessa polven ja nilkan poikkeamia kuvaavan PFKE-indeksin tulokset asetettiin luokkiin Sangeoux ym. (2015) ehdottamien raja-arvojen mukaisesti. Rakennettuja luokkia ja kokonaispoikkeaman määrää verrattiin GDI-arvoihin Pearsonin korrelaatioilla.

## 9 TULOKSET

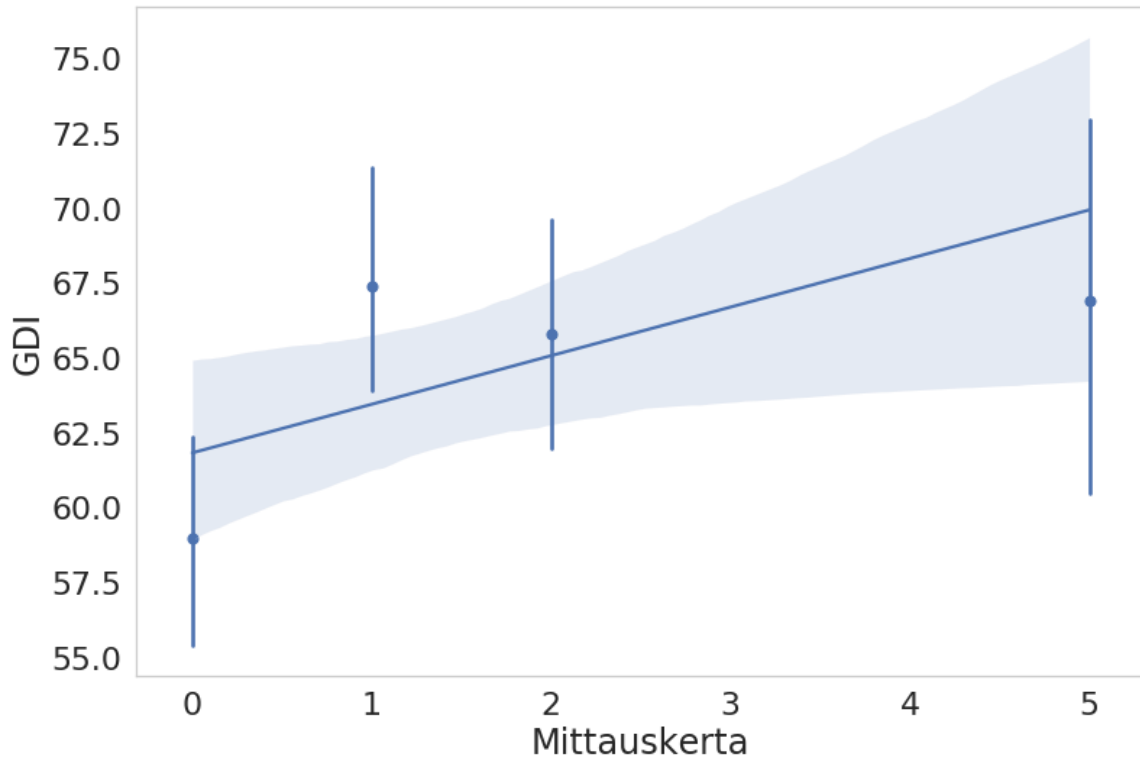
Tulokset koostuivat yhteensä 33 potilaan 89 mittauskerrasta ja ne jakautuivat taulukon 3 mukaisesti neljään mittauskertaan: preop, post1, post2 ja post5. Preop mittaus löytyi kaikilta potilailta, mutta seurantamittauksissa oli havaintoja vaihteleva määrä.

TAULUKKO 3. Mittauskertojen jakauma. Nopeus on ei-dimensionaalinen. N = potilasta per mittauskerta.

Mittauskerta	Ikä	GDI	Nopeus	BMI	N
0 (preop)	12,67 ± 3,34	58,97 ± 11	0,28 ± 0,13	18,56 ± 4,19	33
1 (post1)	13,85 ± 3,58	67,37 ± 9,95	0,20 ± 0,13	20,15 ± 4,93	27
2 (post2)	14,75 ± 2,86	65,78 ± 9,11	0,20 ± 0,13	20,62 ± 4,09	20
5 (post5)	16,33 ± 1,41	66,9 ± 10,31	0,24 ± 0,12	23,17 ± 5,73	9

### 9.1 GDI ja kävelynopeus

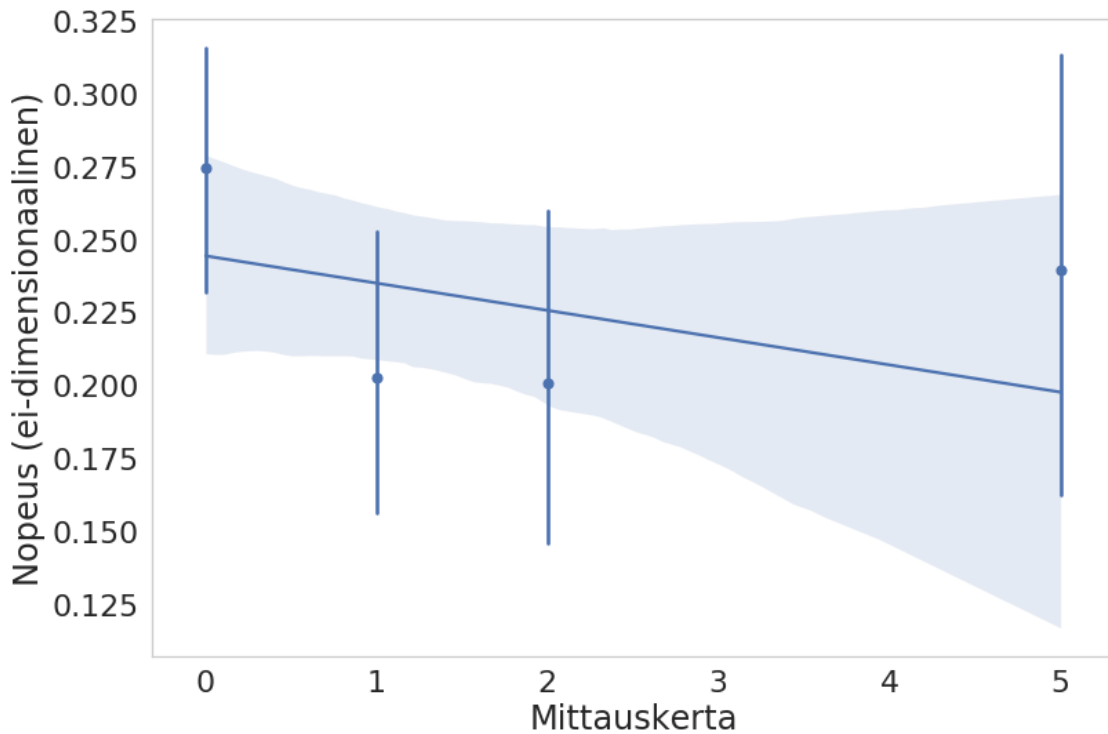
Kaikkien mittauskertojen osalta sekä nopeus että GDI olivat normaalisti jakautuneita (LIITE 1). Kuva 7 visualisoi GDI:n muutoksia lineaarisella sovitteella (luottamusväli 95 %). Tulosten mukaan GDI nousi preop tilanteesta ensimmäisen seurantamittaukseen keskimäärin yhdellä keskihajonnalla (10 pistettä) ja seurantamittausten myötä potilaat pystyivät ylläpitämään saavutetun tason. T-testillä tarkastellen GDI:n preop ja post1 tilanteen ero oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ( $p < 0,001$ ). Post1 tilanteen vertailu post2 ja post5 tilanteisiin ei tuottanut tilastollisesti merkitseviä eroja ( $p > 0,05$ ). Seurannan päätteeksi (potilaan viimeisemmän seurantamittauksen tuloksen mukaan) 13 potilaan GDI nousi kliinisesti merkittävän määrän (10 pistettä), eikä yhdenkään potilaan tulos ei laskenut yli 10 kymmentä pistettä.



KUVA 7. Lineaarinen sovite GDI:n muutoksiin mittauskertojen välillä N=33, luottamusväli 95 %.

Kävelynopeuden hidastuminen preop- ja post1-tilanteen välillä oli tilastollisesti merkitsevä (t-testi,  $p < 0,05$ ), mutta verrattessa post1-tilannetta post2- ja post5-tilanteisiin merkitsevyyttä ei löytynyt. Kuva 8 havainnollistaa eri mittauskertojen välistä lineaarisen sovitteen laskevaa suuntaa (luottamusväli 95 %). Tulosten mukaan post1-tilanteessa (N=27) 6 potilaan nopeus nousi ja 21 potilaan nopeus laski.

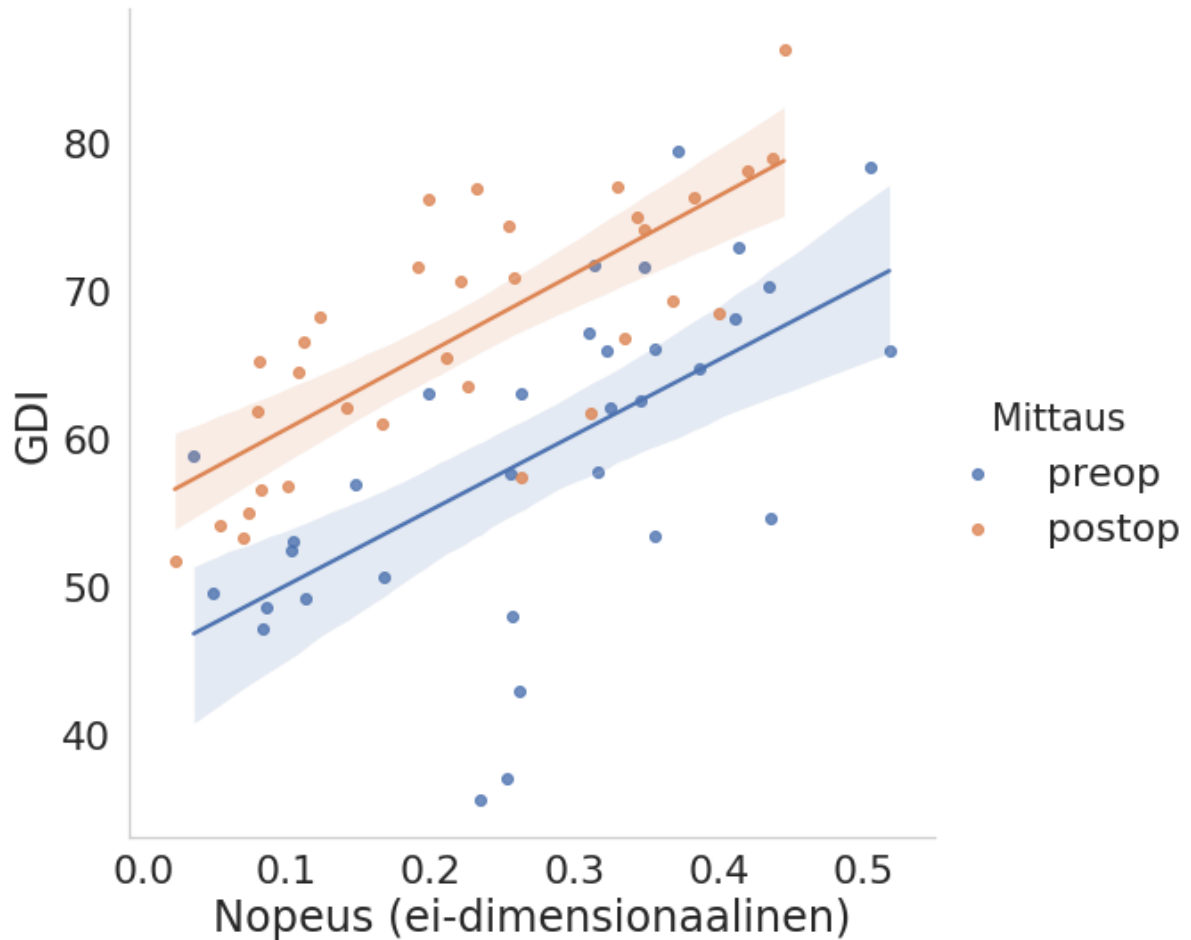
Näiden tulosten perusteella oli mahdollista hylätä nollahypoteesit sekä kävelynopeuden osalta että GDI-arvojen osalta. Toisinsanoen voitiin todeta, että leikkaus aiheuttaa muutoksen sekä kävelynopeuteen että GDI-arvoihin.



KUVA 8. Lineaarinen sovite mitattuihin nopeuksiin mittauskertojen välillä N=33, luottamusväli 95 %.

Preop ja postop-tilanteiden (potilaan viimeisen mittauksen) välillä nopeus muuttui kliinisesti merkittävän määrän (yli 10 %) 24 potilaalla, joista viidellä potilaalla nopeus nousi ja 19 potilaalla nopeus laski.

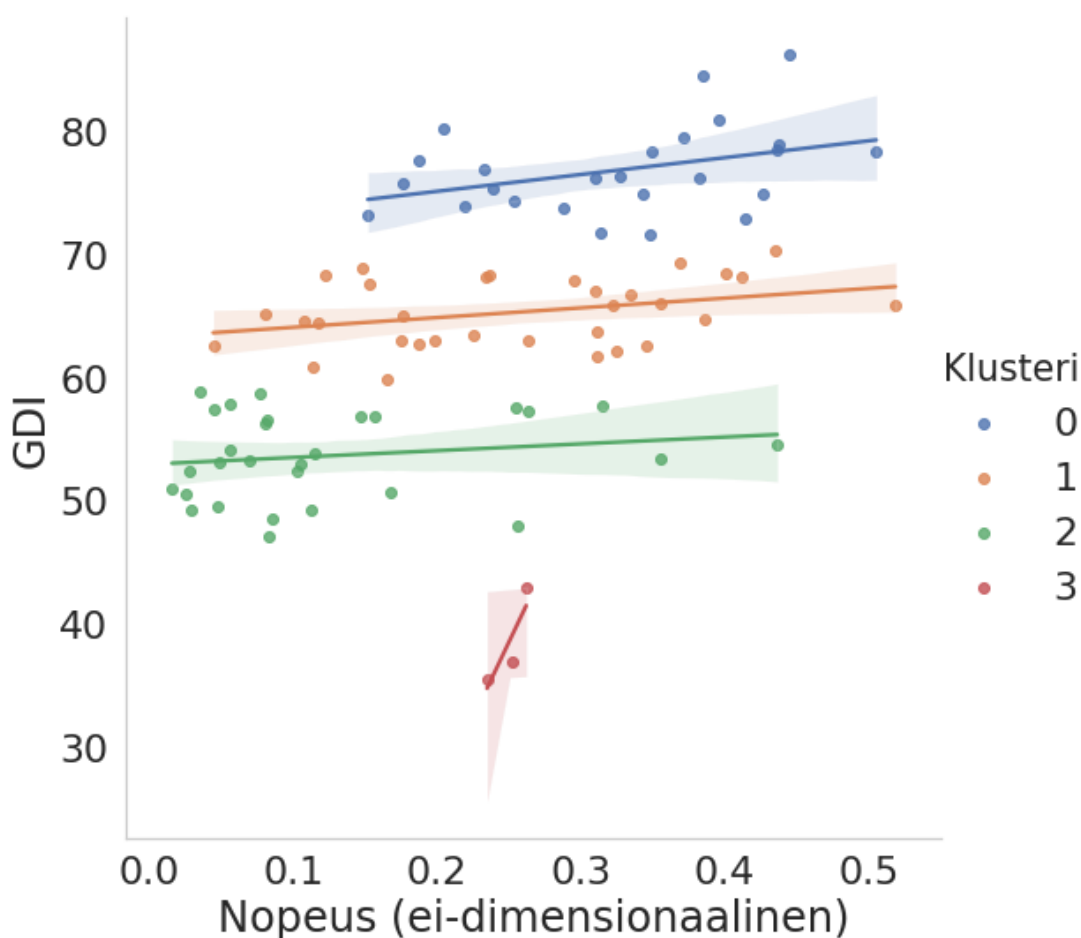
Mittauskertakohtaisten tarkastelujen jälkeen, postop mittaukset keskiarvotettiin per potilas ja niille suoritettiin yhdensuuntainen toistomittauksen ANOVA. Yhdensuuntaista testiä käytettiin, koska muutoksen suunta oli tiedossa aiempien tulosten pohjalta. Tulokset näyttivät, että mittauskertojen välillä oli tilastollisesti erittäin merkitsevä ero sekä GDI:n osalta ( $F=24,1323$ ;  $p<0,001$ ), joka kasvoi, ja nopeuden osalta ( $F=26,098$ ;  $p<0,001$ ), joka laski. Lisäksi GDI:n ja nopeuden välillä oli Pearsonin korrelaatiolla havaittavissa kohtuullinen ja erittäin merkitsevä positiivinen yhteys sekä preop ( $r = 0.60$ ;  $p < 0.001$ ) että postop tilanteessa ( $r = 0.61$ ;  $p < 0,001$ ) (Kuva 9).



KUVA 4. Preop ja postop mittausten lineaariset sovitteet GDI:n ja nopeuden suhteesta. N=33.

Nopeus pre- ja postop-tilanteissa korreloi vahvasti ( $r = 0,865$ ;  $p < 0,001$ ). Myös GDI:n pre- ja postoperatiivisilla tuloksilla on selkeä tilastollisesti merkitsevä yhteys ( $r = 0,439$ ;  $p = 0,01$ ). Sen sijaan leikkaushetken iällä ei näyttänyt olevan yhteyttä kävelynopeuden muutokseen ( $r = -0,228$ ;  $p = 0,214$ ) eikä GDI:n muutokseen ( $r = -0,182$ ;  $p = 0,549$ ). GDI:n ja nopeuden muutokset näyttivät niin ikään korreloivan heikosti ( $r = -0,204$ ;  $p = 0,270$ ). Preoperatiivinen kävelynopeus ei vaikuttanut nopeuden muutokseen ( $r = -0,191$ ;  $p = 0,292$ ) eikä GDI:n muutokseen ( $r = -0,07$ ;  $p = 0,693$ ). Myöskään leikkausta edeltävällä BMI:llä ei tulosten perusteella ollut tilastollista yhteyttä nopeuden muutoksen ( $r = -0,131$ ;  $p = 0,466$ ) tai GDI:n muutokseen ( $r = -0,02$ ;  $p = 0,897$ ).

Kuvasta 10 ja taulukosta 4 voidaan tulkita, että klusteriin 0 liittyvien havaintojen keskiarvonopeus ja GDI olivat lähimpänä normaalia (0,33 ja 76,8). Klusteri 1 oli havaintomäärältään suurin, mutta siitä löytyvien mittausten keskimääräinen kävelynopeus oli 0,07 yksikköä (n. 0,2 m/s) hitaampi ja keskimääräinen GDI yli 11 pistettä matalampi, kuin klusterissa 0. Siirryttäessä klusteriin 2 sekä kävelynopeus että poikkeamat laskivat keskimäärin vieläkin heikommalle tasolle. Klusteri 3 sisälsi pelkästään preop-mittauksia ja siinä askelluspikkeamat olivat jo yli kuuden keskihajonnan päässä normaalista.



KUVA 5. Kaikki sessiot (N=89) ajettiin K-Means algoritmin läpi ja havaintojoukosta löytyi neljä selvästi erottuvaa klusteria (LIITE 2).



TAULUKKO 4. Klusterointiluokkien keskimääräinen nopeus ja GDI (N=89).

Klusteri	Havaintojen määrä	Nopeus	GDI
0	25	0,33 ± 0,09	76,8 ± 2,74
1	32	0,26 ± 0,12	65,3 ± 3,55
2	29	0,13 ± 0,11	53,7 ± 3,62
3	3	0,25 ± 0,01	38,5 ± 3,92

Vertaillen klusteriluokkia preop- ja postop-tilanteen välillä, potilaista 11 säilytti oman lähtöklusterinsa, 17 siirtyi poikkeamien kannalta parempaan klusteriin ja viiden potilaan osalta tilanne heikkeni seurannan päätteeksi.

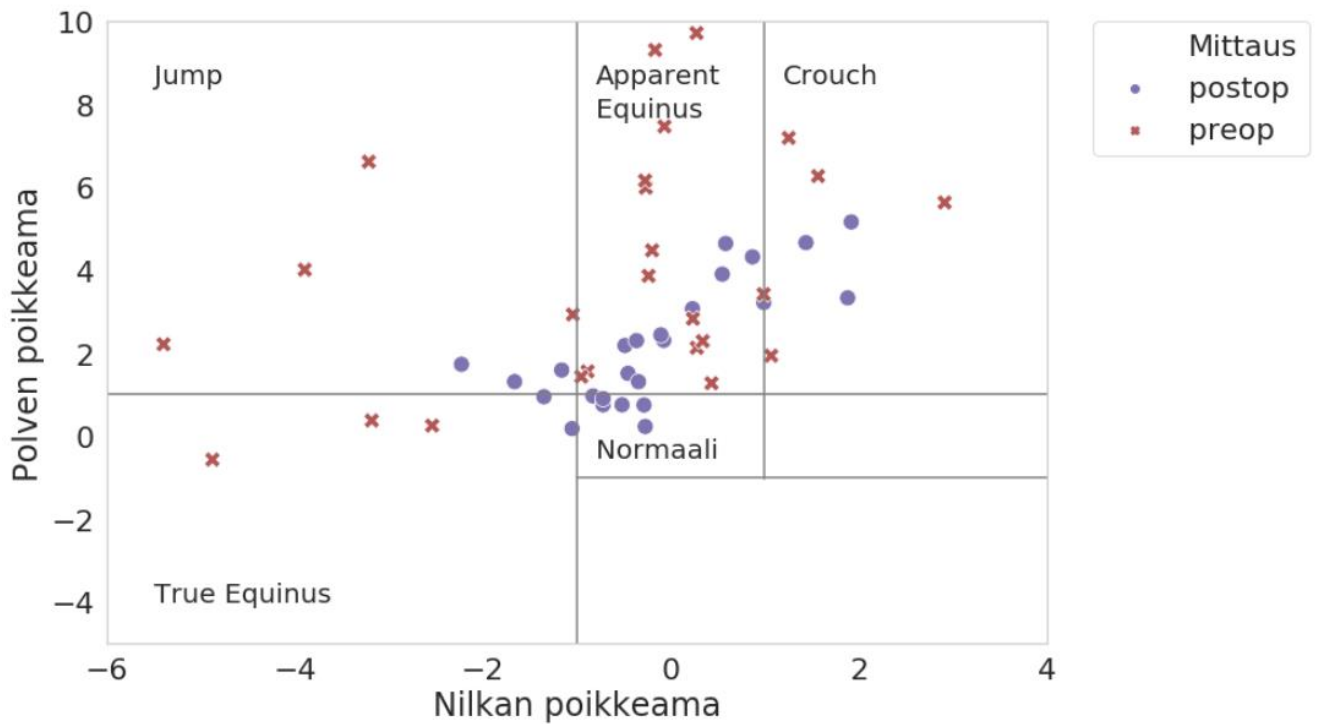
## 9.2 PFKE-luokat

Poikkeamien laskenta onnistui 25 potilaan osalta, joista 20:llä oli diplegia diagnoosi. PKFE-indeksillä saatiin jaettua potilaat Roddan -mallin mukaisiin automaattisiin luokkiin. Apparent equinus -luokka sisälsi eniten potilaita sekä preop- että postop-tilanteissa. Crouch-, jump- ja true equinus-luokkiin luonnehdittavia potilaita löytyi preop- ja postop-tilanteissa kahdesta neljään.

Normaalin rajoissa olevia potilaita ei preop-tilanteessa ollut lainkaan, mutta postop-tilanteessa kuuden potilaan osalta nilkan ja polven keskikukivaiheen poikkeamat olivat korjaantuneet alle yhden keskihajonnan etäisyydelle eli normaalin rajoihin (Taulukko 5 ja Kuva 11).

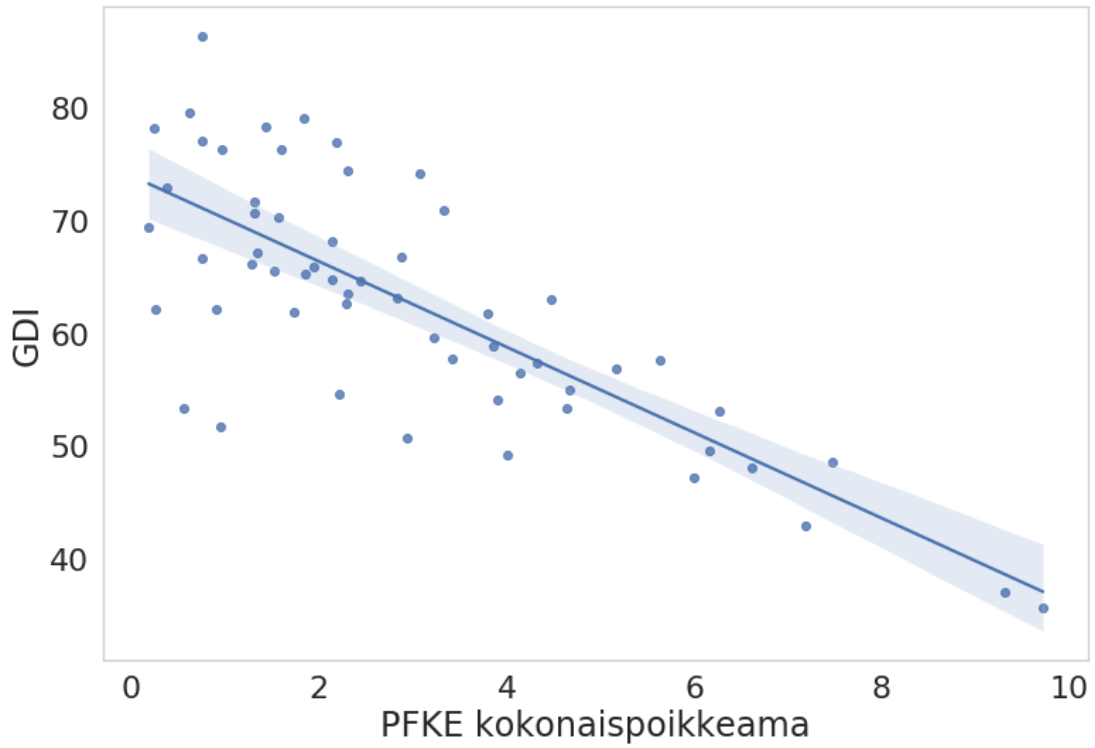
TAULUKKO 5. Roddan -mallin mukaiset luokat pre- ja postoperatiivisesti jaoteltuna (N = 25).

Mittaus	Apparent Equinus	Crouch	Jump	True Equinus	Normaalin rajoissa
preop	14	4	4	3	0
postop	11	3	3	2	6



KUVA 6. Automaattisesti luokitellut PFKE-indeksin tulokset. Keskialueen normaali kuvaa  $\pm 1$  normaalijakaumaa. N = 25.

Kuvasta 12 voidaan nähdä, kuinka kokonaispoikkeamalla oli odotettavissa oleva vahva negatiivinen korrelaatio ( $r = -0,81$ ;  $p < 0,001$ ) GDI:n kanssa. Suurin osa poikkeamasta pystyttiin selittämään polven poikkeamalla ( $r = -0,78$ ;  $p < 0,001$ ). Nilkan poikkeamalla ei puolestaan ollut selkeää ja tilastollisesti merkitsevää yhteyttä ( $r = -0,21$ ;  $p = 0,122$ ) GDI:iin.



KUVA 72. Nilkan ja polven kokonaispoikkeama keskitukivaiheen ajalta suhteessa GDI-arvoon (N=25).

## 10 POHDINTA

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää monitasokirurgisen toimenpiteen vaikutuksia spastisten CP-potilaiden kävelynopeuteen ja askelluspoikkeamien määrään. Kävelynopeudesta käytettiin kehon kokoon skaalautuvaa ei-dimensionaalista muuttujaa, sillä osalla kohortin potilaista pituuskasvu oli kesken. Poikkeamien määrää laskettiin Gait Deviation Indexillä ja Plantar Flexion - Knee Extension -indeksillä.

Päätuloksina tässä tutkimuksessa todettiin, että keskimäärin kävelynopeus laski leikkauksen myötä eikä noussut enää vastaavalle tasolle viiden vuoden seurannassa. Kävelyn poikkeavuus suhteessa viitearvoihin puolestaan väheni ja potilaat säilyttivät uuden kävelymallin seurantamittauksissa. Tarkastellen klusteriluokkia, joissa otettiin huomioon sekä kävelynopeus että poikkeamat, 51 % potilaista saavutti paremman GDI-arvon, 34 % potilaista säilytti lähtötasonsa ja 15 % prosenttia siirtyi matalammalle GDI-tasolle.

Kävelynopeus on eniten käytetty mittari kävelyä parantavien interventioiden tuloksia arvioitaessa (Bjornson ja Lennon 2017). Näyttö leikkaustoimenpiteiden vaikutuksesta kävelynopeuteen on ristiriitaista. Nilkkaan kohdistuvissa toimenpiteissä, vain yhdessä tapauksessa kolmesta, kävelynopeus nousee (Conner ym. 2021). Lambers ym. (2016) tarkastelemissa monitasokirurgiapotilaita koskevissa 24 artikkelissa ainoastaan kuudessa tapauksessa absoluuttinen kävelynopeus oli kasvanut kliinisesti merkittävän määrän seurannan päätteeksi. Myös HUS:in aineistosta aiemmin tehdystä tutkimuksesta (Lehtonen ym. 2014), potilaiden absoluuttinen kävelynopeus nousi 9 % (pre 0,75 ja post 0,82 m / s, ei kliinisesti merkitsevästi) ja alaraajan pituuteen suhteutettu kävelynopeus 5 % (ei tilastollisesti merkitsevästi) kahden vuoden seurannan päätteeksi verrattuna pre-tilanteeseen.

Toisaalta tämän tutkimuksen tulokset kävelynopeuden heikkenemisestä monitasokirurgian jälkeen saavat tukea viimeaikaisesta (Bonney ym. 2020; Shuman ym. 2019) tutkimuksista, jotka raportoivat 17–26 % alenemisen kävelynopeudessa pre-tilanteeseen nähden. On kuitenkin huomioitava, että useissa tutkimuksissa CP-potilaiden kävelyn laadun ja nopeuden

on todettu heikkenevän iän myötä (Bell ym. 2002, Hanna ym. 2009). Koska monitasoleikkausten vaikuttavuudesta ei ole olemassa satunnaistettuja kontrolloituja tutkimuksia, on vaikea arvioida millaisia muutoksia potilaiden kävelyssä olisi tapahtunut ilman leikkausinterventiota. On otettava myös huomioon, että terveillä, tavanomaisesti kehittyvillä, jalan pituuteen suhteutettu kävelynopeus laskee kehityksen myötä (Lythgo ym. 2009). CP-potilailla kävelynopeuden hidastumisen on todettu johtuvan ainakin kasvusta, lisääntyneestä kehon painosta ja lisääntyneistä kontraktuuriin määräästä (Johnson ja Damiano 1997).

Tässä tutkimuksessa kävelynopeus laski tilastollisesti erittäin merkitsevästi ensimmäiseen seurantamittaukseen. 2. ja 5. vuoden seurantamittausten näytemäärät olivat huomattavasti pienempiä ja tuovat epävarmuutta tulosten luotettavuuteen. Näytemäärien vinous saattaa vääristää kuvaa potilaiden kuntoutumisesta pitkällä aikavälillä. Saraph ym. (2002) mukaan kolme vuotta on minimiaika luotettavan seurannan tekemiseen toimenpiteen jälkeen. Suuremmat määrät mittauksia myöhemmissä vaiheissa seuranta olisivat saattaneet muuttaa kävelynopeuteen liittyvien tulosten suuntaa. Tarkemmat kuvaukset potilaiden kuntoutuksen etenemisestä oli rajattu tämän työn ulkopuolelle. Tulokset eivät ota myöskään huomioon esimerkiksi raajoihin liittyviä oireita kuten kipua tai väsymystä.

Huomionarvoinen tulos kuitenkin on, että vain yksi potilaista, jonka kävelynopeus oli preop-tilanteessa alle 0,2 (0,5 m / s), nosti nopeuttaan seurannan päätteeksi yli kyseisen arvon. Spastisilla potilailla hidas kävelynopeus saattaa olla tietoinen valinta lihaspasmien välttelyyn (Schreiber ym. 2018). Toisaalta erittäin hidasta kävelyä on luonnehdittu toisiaan seuraaviksi asennoiksi, joissa tasapainon ylläpito korostuu. Alhaisilla kävelynopeuksilla selkäydintason keskusgeneraattorit eivät tuota normaalin kävelymallin mukaista signalointia lihaksille. Tällöin lihasaktiivisuuden amplitudit, lihaspituudet ja venytysrefleksit muuttavat muotoaan ja toimintaansa. Käytännössä nopeuden nosto saattaisi vaatia potilaalta kävelystrategian muutosta. Muutos tarkoittaisi uuden mallin opettelua ja erityistä kognitiivisen huomion kiinnittämistä askellukseen.

Kävelynopeus onkin suurin yksittäinen askelluksen kinematiikkaa muuttava tekijä (Schwartz ym. 2008b; Fukuchi ym. 2019). Tässä tutkimuksessa nopeudella pystyttiin selittämään 60 % kinemaattisia poikkeamia kuvaavasta GDI-arvosta. Tärkeänä ja odotettuna tuloksena voidaan pitää sitä, että GDI-arvot kehittyivät keskimäärin yli kymmenen pistettä leikkauksen jälkeen ensimmäiseen seurantamittaukseen. Yhdenkään potilaan tulos ei laskenut yli kymmentä pistettä seurannan päätteeksi. Vastaavia tuloksia on saatu useissa tutkimuksissa (Bonney-Mazure ym. 2020; Pantzar-Castilla 2021b; de Freitas Guardini ym. 2021), joissa on analysoitu GDI-arvojen muutoksia monitasokirurgisten toimenpiteiden jälkeen.

Tämän tutkimuksen pohjalta ei löydetty tekijöitä, jotka ennustaisivat kävelynopeuden tai poikkeamien määrän muutosta leikkauksen jälkeen. Ensinnäkin CP-vamman aiheuttamat askelluspoikkeamat ovat hyvin heterogeenisiä, joten muutoksiin saattaa vaikuttaa se, että kohortissa oli potilaita sekä hemi- että diplegia diagnooseilla ja potilaita eri toiminnallisen luokituksen tasoilta. Toiseksi monitasokirurgisia toimenpiteitä on yleisesti käytössä 13 erilaista. Näistä eritoimenpiteistä voidaan rakentaa jopa 8191 erilaista kombinaatiota. (Schwartz ym. 2021). Kolmanneksi on tärkeää myös huomioida, että lapset, jotka tarvitsevat monitasokirurgisen toimenpiteen kuusivuotiaana, eivät ole samalla lähtötasolla, kuin ne, joille toimenpide tehdään teini-iässä. Edellä mainituista syistä monitasokirurgisista toimenpiteistä onkin haastavaa luoda kattavaa ennustemallia tai meta-analyysiä. Havaintotutkimukset ylipäättään ovat alttiita vinoumille. Potilaita ei ole satunnaistettu, ja siksi heihin liittyvät piirteet ja poikkeamat saattavat sisältää muitakin yhdenmukaisia ominaisuuksia kuin leikkauksen ja osallistumisen seurantamittauksiin.

3D-liikeanalyysit ovat korvaamaton työkalu kliinisissä kävelymittauksissa. Niiden avulla voidaan tuottaa tarkkaa objektiivista tietoa askelluksesta. Kinemaattisiin tietoihin voidaan soveltaa matemaattisia malleja, jotka tuovat esiin olennaisia, erottelevia piirteitä. Piirteiden joukosta voidaan etsiä myös yhdenmukaisia tekijöitä. Tässä tutkimuksessa käytettiin PFKE-indeksiä, joka kuvaa keskeistä polven- ja nilkan lihasten yhteistoimintaa keskitukivaiheessa, sagittaalitasolla. Tutkimuksessa saatujen tulosten mukaan nilkan ja polven yhteenlasketut poikkeamat vähenivät keskimäärin 39 %. Potilaista kuusi siirtyi seurannan päätteeksi normaali- rajojen sisälle eli alle yhden keskijajonnan päähän normaalista. Luokittelun tarkkuudelle ei kuitenkaan voitu laskea tarkkaa arvoa, sillä validaatioaineistona toimivat

potilaiden kliiniset luokat eivät olleet selvillä työtä kirjoitettaessa. Kliiniset luokat perustuvat siihen, että potilaille voidaan kohdentaa suositeltua hoitoa. Sen sijaan hajontakuviosta (Kuva 12) voitiin päätellä, että havainnot painottuvat origosta katsoen oikealle ja ylös, jossa sekä polven että nilkan poikkeamat ovat normaalikäyrän yläpuolella. Tutkimusten perusteella yli 50 %:lla spastisen diplegian potilaista löytyy piirteitä, jotka ovat yhdistettävissä crouch gait -luokitukseen (Wren ym. 2005). Tässä tutkimuksessa diplegia potilaista vain 25 % asettui crouch gait -luokkaan. Onkin huomioitava, että vaikka kerätyt askellustiedot ovat tarkkoja, poikkeamia on haastavaa käytännössä asettaa luokkiin, joissa on kiinteät raja-arvot. Lisäksi tämän tutkimuksen luokitteluissa käytettiin potilaan keskipoikkeamaa, vaikka poikkeamat voidaan laskea ja raportoida tarkemmin raajakohtaisesti.

Tämä oli tietävästi ensimmäinen tutkimus, jossa verrattiin PFKE-indeksin poikkeamia GDI-arvoihin ja tuloksena löydettiin vahva ja tilastollisesti erittäin merkitsevä yhteys ( $r = -.81$ ,  $p < 0,001$ ). Tulos tukee aiempia tutkimuksia, joissa polven ja nilkan sagittaalitasoon poikkeamat spastisilla CP-potilailla korostuvat. Suurin luokka pre- ja postoperatiivissa tilanteissa oli apparent equinus, jossa kävelyyn liittyvät muutokset näkyvät proksimaalisemmissä osissa.

PFKE-indeksin alkuperäinen käyttötarkoitus on tarkastella potilaiden jakaumia suurissa kohorteissa. Sen etuna on, että päättelylogiikka on läpinäkyvää kliinistä työtä varten. Luokitusjärjestelmänä se pyrkii tekemään eron normaaliin jaottelemalla poikkeavia piirteitä, mutta pystyy ottamaan kantaa myös poikkeaman määrään tietyn luokan sisällä. Poikkeavat piirteet tulisikin nähdä jatkumoina. Useat askelluspoikkeamista ovat vain lieviä, mutta osa puolestaan yhdistelmiä erilaisista poikkeamista, jolloin niiden tarkka luokittelu on osoittautunut haastavaksi. PFKE-indeksi ottaa huomion poikkeamat vain sagittaalitasossa ja keskitukivaiheen ajalta. Kaikki potilaat eivät ole asetettavissa tällä menetelmällä jaettaviin kliinisiin luokkiin.

Tässä kohortissa potilaat oli valittu ortopediseen hoitoon moniammatillisten tiimien päätöksellä ja sillä odotuksella, että potilaat hyötyvät toimenpiteestä. Tutkimuksen retrospektiivinen luonne asetti tiettyjä rajoitteita. Ensinnäkään valintakriteerit leikkaukseen tai niiden yleiskuvaukset eivät olleet saatavilla. Toiseksi seurantamittauksia puuttui ja niiden

jakauma oli vino. Lähetteet seurantamittauksiin lähetetään rutiininomaisesti, mikä saattaa johtaa siihen, että seurantamittauksiin hakeutuu yksilöitä, jotka tarvitsevat apua kuntoutukseen. Lisäksi kohortista karsittiin potilaat, jotka eivät kyenneet kävelemään ilman apuvälineitä (paljain jaloin) pre- ja/tai postoperatiivisesti. Kolmanneksi kirjauskäytänteissä oli vaihtelua vuosien 2008 ja 2021 välillä. Eri käytänteet vaativat tarkkaavaisuutta poimintaa tehdessä, ja lisäksi muuttuvat tallennusmuodot käytännössä estivät kliinisten liikelaajuus- ja voimamittausten sisällyttämisen tutkimukseen. Työn haastavin vaihe olikin aineiston muodostus, rajaus ja validointi.

Jotta kehitettyä luokitusjärjestelmää voisi luotettavammin hyödyntää kliinisen päätöksenteon tukena, tulisi se validoida suuremmalla aineistolla. Myös ennustavien tekijöiden löytäminen vaatisi suurempaa aineistoa, jota voisi yrittää rakentaa yhdistelemällä useiden sairaaloiden harmonisoituja liikeanalyysi ja leikkaustietoja. Suurempi kohortti mahdollistaisi myös kehittyneen analytiikan menetelmiin perustuvien luokittelijoiden rakentamisen. HUS liikelaboration ja HUS Tietoaltaan aineistoissa onkin saatavilla yli 240 potilaan askellustiedot, kliiniset mittaukset, lääkitystiedot ja toimenpidetiedot, joita voisi hyödyntää uusia luokitusjärjestelmiä rakentaessa ja validoitaessa. Lisätietoa kävelynopeuden laskuun olisi mahdollista hakea tätä tutkimusta varten kerätyn aineiston nilkan voiman- ja tehontuottoon liittyvistä muuttujista.

Tämän tutkimuksen yhteenvetona voidaan todeta, että monitasokirurgian jälkeen CP-vammaisten lasten kävely on keskimäärin normaalimpaa, mutta hitaampaa. Muutokset kävelyn nopeudessa ja poikkeavuudessa eivät olleet ennustettavissa leikkausta edeltävällä iällä, painoindeksillä, kävelynopeudella tai GDI-arvolla. Tutkimus oli myös ensimmäinen, jossa PFKE-indeksin ja GDI-arvoja verrattiin ja niiden välillä havaittiin olevan selkeä yhteys. Jatkotutkimuksissa olisikin syytä selvittää tarkemmin näiden kahden indeksin välistä yhteisvaihtelua.



## LÄHTEET

- Abbasi, L., Rojhani-Shirazi, Z., Razeghi, M., & Raeisi-Shahraki, H. (2021). Kinematic cluster analysis of the crouch gait pattern in children with spastic diplegic cerebral palsy using sparse K-means method. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 81, 105248.
- Ahlin, K., Himmelmann, K., Nilsson, S., Sengpiel, V., & Jacobsson, B. (2016). Antecedents of cerebral palsy according to severity of motor impairment. *Acta obstetrica et gynecologica Scandinavica*, 95(7), 793–802.
- Armand, S., Decoulon, G., & Bonnefoy-Mazure, A. (2016). Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT open reviews*, 1(12), 448–460.
- Bell, K. J., Ounpuu, S., DeLuca, P. A., & Romness, M. J. (2002). Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *Journal of pediatric orthopedics*, 22(5), 677–682.
- Bjornson K. F., Lennon N. (2017). *Handbook of Human Motion*. Berlin: Springer, 10.1007/978-3-319-30808-1
- Bonnefoy-Mazure, A., De Coulon, G., Lascombes, P., & Armand, S. (2020). Follow-up of walking quality after end of growth in 28 children with bilateral cerebral palsy. *Journal of children's orthopaedics*, 14(1), 41–49.
- Bruening, D. A., & Ridge, S. T. (2014). Automated event detection algorithms in pathological gait. *Gait & posture*, 39(1), 472–477.
- Brunner, R., & Rutz, E. (2013). Biomechanics and muscle function during gait. *Journal of children's orthopaedics*, 7(5), 367–371.
- Carcreff, L., Gerber, C. N., Paraschiv-Ionescu, A., De Coulon, G., Aminian, K., Newman, C. J., & Armand, S. (2020a). Walking Speed of Children and Adolescents With Cerebral Palsy: Laboratory Versus Daily Life. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 8, 812.
- Carcreff, L., Gerber, C. N., Paraschiv-Ionescu, A., De Coulon, G., Newman, C. J., Aminian, K., & Armand, S. (2020b). Comparison of gait characteristics between clinical and daily life settings in children with cerebral palsy. *Scientific reports*, 10(1), 2091.
- Conner, B. C., Remec, N. M., Michaels, C. M., Wallace, C. W., Andrisevic, E., & Lerner, Z. F. (2021). Relationship between ankle function and walking ability for children and

- young adults with cerebral palsy: A systematic review of deficits and targeted interventions. *Gait & posture*, 91, 165–178. Advance online publication.
- Darbandi, H., Baniasad, M., Baghdadi, S., Khandan, A., Vafae, A., Farahmand, A. Automatic classification of gait patterns in children with cerebral palsy using fuzzy clustering method, *Clinical Biomechanics*, Volume 73, 2020, Pages 189-194.
- de Freitas Guardini, K. M., Kawamura, C. M., Lopes, J., Fujino, M. H., Blumetti, F. C., & de Morais Filho, M. C. (2021). Factors related to better outcomes after single-event multilevel surgery (SEMLS) in patients with cerebral palsy. *Gait & posture*, 86, 260–265.
- Eek, M. N., & Beckung, E. (2008). Walking ability is related to muscle strength in children with cerebral palsy. *Gait & posture*, 28(3), 366–371.
- Fukuchi, C.A., Fukuchi, R.K. & Duarte, M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev* 8, 153 (2019).
- Gracies, J. M. (2005). Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 31(5), 535-551.
- Graham, H. K., Selber P. Musculoskeletal Aspects of Cerebral Palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* Vol. 85-B, No. 2. 2003
- Ganjwala, D. (2011) Multilevel orthopaedic surgery for crouch gait in cerebral palsy: an evaluation using functional mobility and energy cost. *Indian J Orthop* 45(4):314–319. doi:10.4103/0019- 5413.82334 3
- Goudriaan, M., Nieuwenhuys, A., Schless, S. H., Goemans, N., Molenaers, G., & Desloovere, K. (2018). A new strength assessment to evaluate the association between muscle weakness and gait pathology in children with cerebral palsy. *PloS one*, 13(1), e0191097.
- Hanna, S. E., Rosenbaum, P. L., Bartlett, D. J., Palisano, R. J., Walter, S. D., Avery, L., & Russell, D. J. (2009). Stability and decline in gross motor function among children and youth with cerebral palsy aged 2 to 21 years. *Developmental medicine and child neurology*, 51(4), 295–302.
- Hay, K., Nelin, M., Carey, H., Chorna, O., Moore-Clingenpeel Ma Mas, M., Maitre, N., & NCH Early Developmental Group (2018). Hammersmith Infant Neurological

- Examination Asymmetry Score Distinguishes Hemiplegic Cerebral Palsy From Typical Development. *Pediatric neurology*, 87, 70–74.
- Hof, A.L. (1996). Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*, 4, 222-223.
- Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbertsma, J. P. (2002). Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait & posture*, 16(1), 78–86.
- Helwig, N. et al. (2011). Methods to temporally align gait cycle data. *Journal of Biomechanics*, Volume 44, Issue 3, 3 February 2011, Pages 561-566.
- Ito, T., Noritake, K., Sugiura, H., Kamiya, Y., Tomita, H., Ito, Y., Sugiura, H., Ochi, N., & Yoshihashi, Y. (2019). Association between Gait Deviation Index and Physical Function in Children with Bilateral Spastic Cerebral Palsy: A Cross-Sectional Study. *Journal of clinical medicine*, 9(1), 28.
- Johnson, D. C., Damiano, D. L., & Abel, M. F. (1997). The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. *Journal of pediatric*
- Joanna, M., Magdalena, S., Katarzyna, B. M., Daniel, S., & Ewa, L. D. (2020). The Utility of Gait Deviation Index (GDI) and Gait Variability Index (GVI) in Detecting Gait Changes in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy Children Using Ankle-Foot Orthoses (AFO). *Children (Basel, Switzerland)*, 7(10), 149.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, 8(3), 383–392.
- Kellett, J., Sebat, F. (2017). Make vital signs great again – A call for action, *European Journal of Internal Medicine*, Volume 45, 2017, Pages 13-19.
- Kidgell, V., Pratt, E., Dickens, W. (2018). The clinical use of an Asymmetry Index (AI) calculated from Centre of Mass data to distinguish between normal and pathological gait. *Gait & Posture* Pages 432-433.
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of biomedical engineering*, 7(4), 282–288.
- Lamberts, R. P., Burger, M., du Toit, J., & Langerak, N. G. (2016). A Systematic Review of the Effects of Single-Event Multilevel Surgery on Gait Parameters in Children with Spastic Cerebral Palsy. *PloS one*, 11(10), e0164686.

- Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait & posture*, 69, 235–241.
- Lehtonen, K., Piirainen, A., Niemelä, T., Kallio, P., Peltonen, J., & Mäenpää, H. (2014). Alaraajojen monitasokirurgia parantaa CP-vammaisen lapsen kävelykykyä. *Duodecim; laaketieteellinen aikakauskirja*, 130(11), 1115–1123.
- Levine, D., Richards, J. & Whittle, M. (2012). *Whittle's gait analysis* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Lieber, R. L., & Fridén, J. (2019). Muscle contracture and passive mechanics in cerebral palsy. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md. : 1985), 126(5), 1492–1501.
- Lorentzen, J., Frisk, R., Willerslev-Olsen, M., Bouyer, L., Farmer, S. F., & Nielsen, J. B. (2020). Gait training facilitates push-off and improves gait symmetry in children with cerebral palsy. *Human movement science*, 69, 102565.
- Lythgo, N., Wilson, C., & Galea, M. (2009). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & posture*, 30(4), 502–506.
- Malt, M. A., Aarli, Å., Bogen, B., & Fevang, J. M. (2016). Correlation between the Gait Deviation Index and gross motor function (GMFCS level) in children with cerebral palsy. *Journal of children's orthopaedics*, 10(3), 261–266.
- Mathewson, M. A., & Lieber, R. L. (2015). Pathophysiology of muscle contractures in cerebral palsy. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 26(1), 57–67.
- Middleton, A. et al. (2016). *Walking Speed: The Functional Vital Sign*.
- Moissenet, F., Leboeuf, F. & Armand, S. Lower limb sagittal gait kinematics can be predicted based on walking speed, gender, age and BMI. *Sci Rep* 9, 9510 (2019).
- Murphy, K.P. Cerebral palsy lifetime care - four musculoskeletal conditions *Developmental Medicine and Child Neurology*, 51 (Suppl. 4) (2009), pp. 30-37
- Nieuwenhuys, A., Öunpuu, S., Van Campenhout, A., Theologis, T., De Cat, J., Stout, J., Molenaers, G., De Laet, T. and Desloovere, K. (2016), Identification of joint patterns during gait in children with cerebral palsy: a Delphi consensus study. *Dev Med Child Neurol*, 58: 306-313.).

- Novak, I., Morgan, C., Adde, L., Blackman, J., Boyd, R. N., ... Badawi, N. (2017). Early, Accurate Diagnosis and Early Intervention in Cerebral Palsy: Advances in Diagnosis and Treatment. *JAMA pediatrics*, 171(9), 897–907.
- Nurminen, J. (2020). Nordic Vicon Users Group Meeting. Sunnaas Rehabilitation Hospital, Norway.
- Nurminen, J. N.d. Gaitutils: extract and visualize gait data. <https://github.com/jjnurminen>. Viitattu 16.12.2021.
- O'Byrne, J. M., Jenkinson, A., & O'Brien, T. M. (1998). Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyzer. *Journal of child neurology*, 13(3), 101–108.
- Oeffinger, D. J., Rogers, S. P., Bagley, A., Gorton, G., & Tylkowski, C. M. (2009). Clinical applications of outcome tools in ambulatory children with cerebral palsy. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, 20(3), 549–565.
- Osis, S. T., Hettinga, B. A., & Ferber, R. (2016). Predicting ground contact events for a continuum of gait types: An application of targeted machine learning using principal component analysis. *Gait & posture*, 46, 86–90.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., & Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 39(4), 214–223.
- Pantzar-Castilla, E., Wretenberg, P., & Riad, J. (2021a). Knee flexion contracture impacts functional mobility in children with cerebral palsy with various degree of involvement: a cross-sectional register study of 2,838 individuals. *Acta orthopaedica*, 92(4), 472–478.
- Pantzar-Castilla, E., Chen, B. P.-J., Miller, F., & Riad, J. (2021b). The influence of preoperative knee flexion contracture severity on short-term outcome of orthopedic surgery in ambulatory children with bilateral cerebral palsy. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 1–7
- Phinyomark, A., Petri, G., Ibáñez-Marcelo, E., Sean T. Osis, Ferber, R. (2017). Analysis of Big Data in Gait Biomechanics: Current Trends and Future Directions. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2017.
- Rasmussen, H. M., Nielsen, D. B., Pedersen, N. W., Overgaard, S., & Holsgaard-Larsen, A. (2015). Gait Deviation Index, Gait Profile Score and Gait Variable Score in children

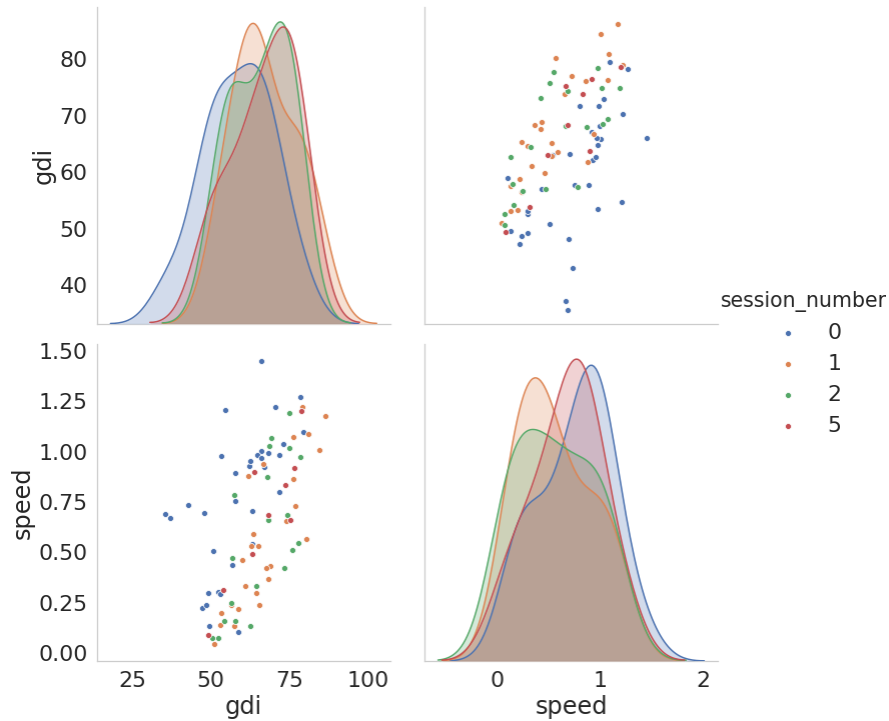
- with spastic cerebral palsy: Intra-rater reliability and agreement across two repeated sessions. *Gait & posture*, 42(2), 133–137.
- Richards, J. *The Comprehensive Textbook of Biomechanics*. 2018. Elsevier Health Sciences.
- Rodda, J. M., Graham, H. K., Carson, L., Galea, M. P., & Wolfe, R. (2004). Sagittal gait patterns in spastic diplegia. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 86(2), 251–258.
- Rozumalski, A., & Schwartz, M. H. (2009). Crouch gait patterns defined using k-means cluster analysis are related to underlying clinical pathology. *Gait & posture*, 30(2), 155–160.
- Rutz, E., Donath, S., Tirosh, O., Graham, H. K., & Baker, R. (2013). Explaining the variability improvements in gait quality as a result of single event multi-level surgery in cerebral palsy. *Gait & posture*, 38(3), 455–460.
- Sagawa, Y., Jr, Watelain, E., De Coulon, G., Kaelin, A., Gorce, P., & Armand, S. (2013). Are clinical measurements linked to the gait deviation index in cerebral palsy patients?. *Gait & posture*, 38(2), 276–280.
- Sangeux, M., Rodda, J., & Graham, H. K. (2015). Sagittal gait patterns in cerebral palsy: the plantarflexor-knee extension couple index. *Gait & posture*, 41(2), 586–591.
- Saraph, V., Zwick, E. B., Zwick, G., Steinwender, C., Steinwender, G., & Linhart, W. (2002). Multilevel surgery in spastic diplegia: evaluation by physical examination and gait analysis in 25 children. *Journal of pediatric orthopedics*, 22(2), 150–157.
- Schreiber, C., Armand, S., & Moissenet, F. (2018). Influence of normative data's walking speed on the computation of conventional gait indices. *Journal of biomechanics*, 76, 68–73.
- Schwartz, M. H., & Rozumalski, A. (2008a). The Gait Deviation Index: a new comprehensive index of gait pathology. *Gait & posture*, 28(3), 351–357.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008b). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of biomechanics*, 41(8), 1639–1650.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Steele, K. M. (2016). Dynamic motor control is associated with treatment outcomes for children with cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 58(11), 1139–1145.

- Schwartz, M. H, Ries, A., Georgiadis, A. (2021). Estimating the Efficacy of Common Treatments in Children and Young Adults Diagnosed with Cerebral Palsy Using Three Machine Learning Algorithms. medRxiv 2021.10.06.21264624
- Sellier, E., Platt, M. J., Andersen, G. L., Krägeloh-Mann, I., De La Cruz, J., Cans, C., & Surveillance of Cerebral Palsy Network (2016). Decreasing prevalence in cerebral palsy: a multi-site European population-based study, 1980 to 2003. *Developmental medicine and child neurology*, 58(1), 85–92.
- Shuman, B. R., Goudriaan, M., Desloovere, K., Schwartz, M. H., & Steele, K. M. (2019). Muscle synergies demonstrate only minimal changes after treatment in cerebral palsy. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 16(1), 46.
- Smith, A., & Lemaire, E. D. (2018). Temporal-spatial gait parameter models of very slow walking. *Gait & posture*, 61, 125–129.
- Stott, S. *Management of Chronic Conditions in the Foot and Lower Leg*. (2015). Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Sutherland, D.H., Olshen, R.A., Biden, E.N., et al. (1988). *The Development of Mature Walking*. MacKeith Press, London.
- Švehlík, M., Steinwender, G., Kraus, T., Saraph, V., Lehmann, T., Linhart, W. E., & Zwick, E. B. (2011). The influence of age at single-event multilevel surgery on outcome in children with cerebral palsy who walk with flexed knee gait. *Developmental medicine and child neurology*, 53(8), 730–735.
- Švehlík, M., Steinwender, G., Lehmann, T., & Kraus, T. (2016). Predictors of outcome after single-event multilevel surgery in children with cerebral palsy: a retrospective ten-year follow-up study. *The bone & joint journal*, 98-B(2), 278–281.
- te Velde A, Morgan C, Novak I, Tantsis E, Badawi N. Early Diagnosis and Classification of Cerebral Palsy: An Historical Perspective and Barriers to an Early Diagnosis. *J Clin Med*. 2019;8(10):1599. Published 2019 Oct 3
- Theologis T. (2013). Lever arm dysfunction in cerebral palsy gait. *Journal of children's orthopaedics*, 7(5), 379–382.
- Thomason P, Selber P, Graham HK. (2013). Single Event Multilevel Surgery in children with bilateral spastic cerebral palsy: a 5 year prospective cohort study. *Gait Posture*. Jan;37(1):23-8.

- Tilton A. H. (2003). Approach to the rehabilitation of spasticity and neuromuscular disorders in children. *Neurologic clinics*, 21(4), 853–vii.
- Tsitlakidis, S., Horsch, A., Schaefer, F., Westhauser, F., Goetze, M., Hagmann, S., & Klotz, M. (2019). Gait Classification in Unilateral Cerebral Palsy. *Journal of clinical medicine*, 8(10), 1652.
- Winters T.F., Jr., Gage J.R., Hicks R. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J. Bone Joint Surg. Am.* 1987;69:437–441.
- Viteckova, S. et al. (2018). Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods. *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 42, 2018, Pages 89-100. Volume 65, Supplement 1, September 2018, Pages 432-433
- Vuori, I., Taimela, S., Kujala, U., Alaranta, H. & Kujala, S. (2005). *Liikuntalääketiede* (3. uud. p.). Helsinki: Duodecim.
- Wren, T. A., Rethlefsen, S., & Kay, R. M. (2005). Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25(1), 79-83
- Zehr, E.P, Duysens. J. (2004). Regulation of arm and leg movement during human locomotion *Neuroscientist*, 10 (4), pp. 347-361
- Zeni, J. A., Jr, Richards, J. G., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & posture*, 27(4), 710–714.
- Zelik, K. E., Takahashi, K. Z., & Sawicki, G. S. (2015). Six degree-of-freedom analysis of hip, knee, ankle and foot provides updated understanding of biomechanical work during human walking. *The Journal of experimental biology*, 218(Pt 6), 876–886.
- Zhang, Y., & Ma, Y. (2019). Application of supervised machine learning algorithms in the classification of sagittal gait patterns of cerebral palsy children with spastic diplegia. *Computers in biology and medicine*, 106, 33–39.



## LIITE 1. NOPEUDEN JA GDI JAKAUMAT



KUVA 8. Nopeuden ja GDI:n jakaumat ja hajontakuviot eri mittauskerroilla.

TAULUKKO 6. GDI:n ja kävelynopeuden mittauskohtaisten jakaumien normaaliuden testaus Shapiro-Wilkin menetelmällä. Keskiarvon luottamusväli 95 %.

Mittaus	Tilastollinen arvo	p-arvo
GDI PRE	0,981	0,829
GDI POST1	0,962	0,423
GDI POST2	0,921	0,107
GDI POST5	0,916	0,363
Nopeus PRE	0,955	0,191
Nopeus POST1	0,940	0,119
Nopeus POST2	0,931	0,160
Nopeus POST5	0,977	0,945

## LIITE 2. KLUSTEREIDEN INERTIA

