

# **Kinemaattinen 3D-analyysi spastisten diplegisten CP-vammaisten lasten kä- velystä**

**Lantion liikkeen tarkastelu kävelyn aikana**

Piia Haakana

Opinnäytetyö

Marraskuu 2018

Sosiaali-, terveys- ja liikunta-ala

Fysioterapeutti (AMK), Fysioterapian koulutusohjelma

Tekijä(t) Haakana, Piia	Julkaisun laji Opinnäytetyö, AMK	Päivämäärä Marraskuu 2018
	Sivumäärä 57 + 1	Julkaisun kieli Suomi
		Verkkojulkaisu- lupa myönnetty: x
Työn nimi <b>Kinemaattinen 3D-analyysi spastisten diplegisten CP-vammaisten lasten kävelystä</b> Lantion liikkeen tarkastelu kävelyn aikana		
Tutkinto-ohjelma Fysioterapia (AMK)		
Työn ohjaaja(t) Kuukkanen Tiina, Natunen Pekka		
Toimeksiantaja(t) Piitulainen Harri (Aalto yliopisto)		
Tiivistelmä  <p>Diplegia on CP-vamman muoto, jossa oireet esiintyvät molemmissa alaraajoissa. Ylemmän motoneuronin vauriosta johtuvaa spastisuutta esiintyy merkittäväällä osalla CP-vammaisista. Kävelyssä esiintyy erilaisia yksilöllisiä variaatioita lapsen kehitysvaiheesta, vamman oireiden tasosta ja liitännäisoireista riippuen. Kinemaattisella kävelyanalyysillä voidaan havaita nivelten kompensatorinen toiminta, joka saattaa paljaalla silmällä jäädä huomaamatta.</p> <p>Tämä opinnäytetyö oli osa suurempaa Aalto yliopiston ja HUS:n Lastenlinnan sairaalan projektia. Opinnäytetyön tarkoitus oli antaa fysioterapeuteille pohjaa kinemaattisen kävelyanalyysin tulkintaan. Työn tavoitteena oli analysoida spastisten diplegikoiden kävelyä kinemaattisella kävelyanalyysillä ja tarkastella lantion asentoa. Kävely kuvattiin Lastenlinnan liikelaboratoriossa ja nivelkulmien muutokset analysoitiin Vicon –analysointiohjelmalla.</p> <p>Opinnäytetyön tulokset osoittivat spastisten diplegikoiden kävelyn olevan yksilöllistä, joten tämä on tärkeä huomioida myös terapian suunnittelussa. Fysioterapeutit voisivat hyödyntää kinemaattista kävelyanalyysiä ja ohjata terapeuttisia harjoitteita potilaan oireenkuvan mukaan. Kinemaattinen kävelyanalyysi mahdollistaa eri nivelten yhtäaikaisten liikkeiden ja kompensatioiden tarkastelun.</p>		
Avainsanat ( <a href="#">asiasanat</a> ) CP-vamma, diplegia, kävely, kinematiikka, kävelyanalyysi, lantion liike		
Muut tiedot		

Author Haakana, Piia	Type of publication Bachelor's thesis	Date November 2018
	Number of pages 57 + 1	Language of publication: Finnish
		Permission for web publication: x
Title of publication		
<b>Kinematic 3D-analysis of gait in children with spastic diplegia</b> Assessment of pelvic movement during gait		
Degree program Physiotherapy		
Supervisors Kuukkanen Tiina, Natunen Pekka		
Assigned by Piitulainen Harri (Aalto University)		
Description  <p>Diplegia is a form of Cerebral Palsy (CP) where the symptoms appear in the lower limbs. Spasticity following an upper motor neuron lesion exists in the major part of patients with CP. Gait variations appear individually depending on the developmental stage of the child, stage of the lesion and secondary symptoms. A kinematic gait analysis can detect compensatory joint activity that might not be seen by bare eye.</p> <p>This thesis was a part of a bigger study in a project in collaboration with Aalto University and the HUS Children's Hospital. The purpose of the thesis was to provide a foundation for physical therapists to interpret kinematic gait analyses. The aim of the thesis was to analyze gait of spastic diplegic patients and assess their pelvic movement. Gait was recorded in the movement laboratory of the HUS Children's Hospital, and the joint angle changes were analyzed with the Vicon analysis program.</p> <p>According to the results of the thesis, the gait of those with spastic diplegia has individual characteristics, which is important to consider when planning rehabilitation. Physical therapists could utilize kinematic gait analysis and prescribe therapeutic exercises based on the symptoms of the patient. The kinematic gait analysis enables assessment of multiple joints and their compensations at the same time.</p>		
Keywords ( <a href="#">subjects</a> )  Cerebral palsy, diplegia, gait, kinematics, gait analysis, pelvis movement		
Miscellaneous		

## Sisältö

<b>1</b>	<b>Johdanto</b> .....	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>Spastinen diplegia</b> .....	<b>5</b>
2.1	CP-vamma .....	5
2.2	Diplegia .....	6
2.3	Diplegikon toimintakyvyn arviointi.....	7
2.4	Ylemmän motoneuronin toimintahäiriöt .....	9
2.5	Spastisuus .....	10
2.6	Spastisen diplegikon fysioterapia .....	11
<b>3</b>	<b>Kävelyn analysointi</b> .....	<b>15</b>
3.1	Kävelysykli .....	16
3.1.1	Alkukontakti.....	17
3.1.2	Tukivaihe.....	17
3.1.3	Varvastyöntö.....	18
3.1.4	Heilahdusvaihe .....	19
3.2	Kinemaattinen 3D kävelyanalyysi.....	19
<b>4</b>	<b>Spastisen diplegikon kävely</b> .....	<b>22</b>
4.1	Koukkukävely (crouch gait).....	27
4.2	Equinus .....	28
4.3	Jump gait .....	29
4.4	Lantion asento spastisen diplegikon kävelyssä .....	29
<b>5</b>	<b>Tutkimuksen tarkoitus ja tavoite</b> .....	<b>34</b>
<b>6</b>	<b>Menetelmät</b> .....	<b>35</b>
6.1	Kohderyhmä .....	35
6.2	Menetelmä .....	35
6.3	Aineiston analysointi .....	37
6.4	Eettisyys ja luotettavuus.....	38
<b>7</b>	<b>Tulokset</b> .....	<b>39</b>
7.1	Lantion asento kävelyn aikana .....	39

	2
7.2 Muiden nivelten asento kävelyn aikana .....	41
7.3 Nivelkulmamuuotokset kävelyn aikana .....	43
7.4 Polven ja nilkan toiminta kävelyn aikana .....	44
7.5 Nivelkulmat alkukontaktin hetkellä .....	45
<b>8 Pohdinta .....</b>	<b>47</b>
<b>Lähteet.....</b>	<b>52</b>
<b>Liitteet .....</b>	<b>58</b>

## Kuviot

Kuvio 1 Pyramidiradan vaurio aivokuorella, ydinjatkeessa tai selkäytimessä (Kallela 2012) .....	9
Kuvio 2 Kävelysyklin vaiheet (Mukaiitu Esquenazi ja Talaty 2011, 100).....	16
Kuvio 3 Alaraajan ja alustan välinen reaktiovoiman vektori (Perry 1992, 30).....	18
Kuvio 4 Vicon Plug in gaitin luoma 3D mallinnos koehenkilöstä .....	20
Kuvio 5 Nilkan valgus asento (Orthobullets.com) .....	22
Kuvio 6 CP-vammaisen kävelyn eri tyylejä (Armand ym. 2016) .....	23
Kuvio 7 Lihasakiivisuus kävelysyklin aikana (Mukaiitu Whittle 1991, 72, Boakes & Rab 2005, 111, Esquenazi & Talay 2011, 100).....	24
Kuvio 8 Equinovarus asento (Machida, Inabada & Nakamura 2017) .....	29
Kuvio 9 Lantion sivukallistus (Perry 1992, 134).....	31
Kuvio 10 Lantion rotaatio kävelyn aikana (Perry 1992, 134).....	31
Kuvio 11 Lantion eteen kallistus (Perry 1992, 134) .....	32
Kuvio 12 CP-vammaisen kävelyn kinemaattinen analyysi lantion nivelkulmien muuotoksista (Armand ym. 2016).....	33
Kuvio 13 heijastavien markkereiden paikat edestä (Vicon) .....	36
Kuvio 14 heijastavien markkereiden paikat takaa (Vicon) .....	36
Kuvio 15 Lantion eteen kallistus.....	39
Kuvio 16 Lantion sivukallistus.....	40
Kuvio 17 Lantion rotaatio .....	40
Kuvio 18 Lantion nivelkulmat alkukontaktin aikana ja liikelaajuus kävelysyklin aikana .....	41

	3
Kuvio 19 Lonkan fleksio .....	42
Kuvio 20 Polven fleksio.....	42
Kuvio 21 Nilkan fleksio .....	42
Kuvio 22 Vartalon sivukallistus.....	43
Kuvio 23 Vartalon rotaatio .....	43
Kuvio 24 Koehenkilöiden keskiarvo nivelkulmamuu- tokset askelsyklin aikana, hajonta ja verrokkien nivelkulmamuu- tokset.....	44
Kuvio 25 Polven ekstensio tukivaiheen aikana.....	44
Kuvio 26 Vasemman ja oikean nilkan nivelkulma- muutos dorsi- ja plantaarifleksiosuuntaan kävelysyklin aikana .....	45
Kuvio 27 Koehenkilöiden asento ja nivelkulmat alkukontaktin aikana oikean alaraajan astuessa.....	46

## **Taulukot**

Taulukko 1 CP-vamman diagnoosijakauma ICD-10 ja SCPE luokittelun mukaisesti (Mäenpää, Varho, Forsten, Autti-Rämö, Pihko ja Haataja 2012) .....	5
Taulukko 2 CP-vammaisen toimintakyvyn arviointi GMFCS, MACS ja CFCS luokittelujärjestelmillä (Mäenpää ym. 2012). .....	7
Taulukko 3 GMFCS I-V luokituksiin sopivia toimintakyvyn testejä (Kiviranta ym. 2016). .....	8
Taulukko 4 Koehenkilöiden antropometriset tiedot .....	35

# 1 Johdanto

Spastinen diplegia on yksi yleisimmistä CP-vamman muodoista. Kuten muillakin CP-vamman ilmenemismuodoilla, diplegikoilla on monella tapaa ilmeneviä kävelyn häiriöitä. Esimerkiksi polvien koukistuminen ja lantion kallistuminen eteen ovat yleisiä ongelmia diplegikoiden kävelyssä. Lantion asento vaikuttaa olennaisesti muiden nivelten toimintaan, kävelyn vakauteen ja raajojen koordinaatioon. Onkin siis tärkeää tarkastella lantion asentoa kävelyn aikana kävelyn kokonaisuuden ymmärtämiseksi. Kliinisissä tutkimuksissa käytetään kinemaattista kolmiulotteista (3D) liikeanalyysiä koska se on tarkka analysointimenetelmä ja kertoo nivelten toiminnasta ja niiden ongelmista, sekä liikkeiden ajoituksista tarkempaa tietoa kun paljaalla silmällä arvioi-  
dessa saadaan selville.

Kävelyn edistäminen on tärkeä osa diplegikon fysioterapiaa, jotta itsenäinen arjessa pärjääminen ja liikkuminen olisivat mahdollista. Kävelyn harjoittelun avuksi on tullut myös uutta teknologiaa, kuten robotiikkaa ja virtuaalisen todellisuuden hyödyntämistä. CP-vamman yksilöllisyyden takia kuntoutussuunnitelman on oltava yksilöllinen ja sisällettävä potilaan tarpeen mukaista terapiaa kohdistuen erityisesti niihin niveliin, joiden toiminta on häiriintynyt tai heikentynyt.

Tässä opinnäytetyössä tarkastellaan spastisten diplegikoiden kävelyä lantion kulman muutosten näkökulmasta. Opinnäytetyön tavoite on luoda kinemaattinen kolmiulotteinen liikeanalyysi spastisten diplegikoiden kävelystä. Analyysi on tarkka kuvaus kävelyn muuttujista, joista tarkastellaan erityisesti lantion asennon ja alaraajan nivelkulmien muutoksia. Menetelmää käytetään vain vähän kliiniseen tarkoitukseen ja erityisen vähän Suomessa, vaikka maailmalla se onkin jo yleisesti käytössä lihasaktiivisuuden (EMG) mittaamisen ohella liikeanalyysilaboratorioissa. Työn tarkoituksena on analyysimenetelmän tunnettavuuden lisääminen ja samalla antaa pohjaa tulevaisuudessa kinemaattisen kävelyanalyysin tulkinnan ohjeistamiseen fysioterapeuttien käyttöön kuntoutuksen suunnittelussa.

## 2 Spastinen diplegia

### 2.1 CP-vamma

CP-vammaa esiintyy Suomessa 2 tapausta kohti 1000 vastasyntynyttä. CP-vammaisuutta ilmenee enemmän ennenaikaisena syntyneillä lapsilla, lisäksi pienipainoisilla ja monisikiöisillä lapsilla on kasvanut CP-vamman riski. CP-vamma voi syntyä ennen syntymää, syntymän aikana tai kahden ensimmäisen elinvuoden aikana. CP-vamman taustalla olevia prenataalisia tekijöitä ovat esimerkiksi ulkoiset tekijät, äidin infektio tai hätätilanne kuten napanuoraprolapsi. Syntymän aikaisia eli perinataalisia tekijöitä ovat esimerkiksi verenkiertohäiriöstä johtuva hapenpuute, hydrokefalia, infektio tai aivoverenkierron häiriö. Postnataalisia tekijöitä ovat esimerkiksi infektio, kallonsisäinen vamma, aivoverenkierron häiriö tai hapenpuute. Usein CP-vamma johtuu kuitenkin monesta tekijästä ja yhtä selvää syytä on vaikea löytää.

Oireet riippuvat pitkälti siitä missä keskushermoston kehityksen vaiheessa vaurio tapahtuu ja missä vaurio sijaitsee. CP-vamma luokitellaan lihasjänteyden poikkeavuuden, oireiden sijainnin ja vaikeusasteen sekä lihastoiminnan laadun mukaan spastiseen hemiplegiaan, diplegiaan ja tetraplegiaan, atetosiin, dystoniseen tetraplegiaan, ataksiaan ja erilaisiin CP-vamman sekamuotoihin, joissa lapsella voi olla useita eri liikehäiriöiden komponentteja. (Autti-Rämö 2004, 161-165.) CP-vamman diagnoosijakauma kahden eri luokitteluasteikon mukaan on esitetty taulukossa 1.

Taulukko 1 CP-vamman diagnoosijakauma ICD-10 ja SCPE luokittelun mukaisesti (Mäenpää, Varho, Forsten, Autti-Rämö, Pihko ja Haataja 2012)

<b>Diagnoosijakauma tutkimusaineistossa (n=269) ICD-10:n ja SCPE:n (Surveillance of CP in Europe) CP-diagnoosiluokittelun mukaisesti.</b>			
ICD-10	SCPE	Tutkimusaineisto	
		n	%
G80.0 Spastinen tetraplegia G80.1 Spastinen diplegia	Bilateraalinen spastinen	118	44
G80.2 Spastinen hemiplegia	Unilateraalinen spastinen	112	41
G80.3 Dyskineettinen CP	Dyskineettinen	27	10
G80.4 Ataktinen CP	Ataktinen	5	2
G80.8 Muut CP-vammat ("sekamuotoinen")	Ei määritelty	7	3
G80.9 Määrittämätön CP-vamma			



ICD-10 tautiluokitus on maailman terveysjärjestön kehittämä kansainvälinen tautiluokittelu, joka on ollut Suomessa käytössä jo vuodesta 1996. Luokitusta käytetään potilaan hoitoon liittyvissä tilanteissa ja dokumentoinneissa sekä sairastavuuden ja kuolleisuuden tilastoimisessa. (THL 2011). SCPE, eli surveillance of Cerebral Palsy in Europe kerää epidemiologista tietoa CP-vammaisten parissa työskenteleviltä terveydenhuollon ammattilaisilta ja pyrkii kehittämään hoitosuosituksia, nostamaan hoidon standardeja ja luomaan standardit tutkimusyhteistyölle CP-vamman kuntoutukseen liittyen (SCPE 2018).

CP-vammaan liittyy myös paljon erilaisia liitännäisongelmia, kuten epilepsiaa, näkövammaa, kuulovamma, suun alueen liikehäiriöitä, sensorisia ongelmia, kommunikatio-ongelmia ja kognitiivisia vaikeuksia. Oireet ja poikkeavuudet tulevat esille, kun lapsi suorittaa tahdonalaisia liikkeitä ja muuttaa asentoaan. Koska lapsi ei ole ehtinyt oppia oikeita liikkeitä ennen vauriota, hän joutuu suorittamaan liikkeit omien oireidensa aiheuttamien rajoitusten puitteissa. Lisäksi CP-vammainen lapsi ei kehity normaalin lapsen tavoin uusia liikevariaatioita oppien vaan pysyy samoissa liikekaavoissa iän karttuessa. Varhaisvasteet, patologiset vasteet, epäsymmetria ja poikkeava jänteisyys näkyvät CP-lapsen liikkeissä. (Autti-Rämö 2004, 169-171.)

## 2.2 Diplegia

Diplegiassa oireet vaikuttavat molempiin alaraajoihin ja sen seurauksena kävely, tasapaino ja koordinaatio heikkenevät. Diplegia johtuu hypoksian aiheuttamasta valkoisen aineen infarktista preventrikulaarisella alueella. Oireiden keskittyessä alaraajoihin potilaalla on vaikeuksia kävelyn, tasapainon ja koordinaation kanssa. Tyypillisiä poikkeavuuksia diplegikolla ovat lannerangan lordoottinen asento, lantion kääntyminen eteenpäin, polvien fleksio, reisiluiden sisäkierto, varpaiden kääntyminen sisäänpäin ja jalkaterien kääntyminen alaspäin ja valgusasentoon (equinovalgus asento). Spastisuus ja lihasheikkous heikentävät kävelyn taloudellisuutta ja kestävyyskykyä. (Tecklin 2015, 192.) Diplegikon vamman vaikeusasteesta riippuen lapsi voi kävellä itsenäisesti tai käyttää apuvälineitä, kuten sähköpyörätuolia. Yläraajoihin tukeutuminen saattaa olla haastavaa, vaikka diplegiassa alaraajojen häiriöt ovat suuremmat kuin yläraajoissa. (Autti-Rämö 2004, 163.)

## 2.3 Diplegikon toimintakyvyn arviointi

CP-vamman toimintakykyä luokitellaan yleensä Kanadalaisen Gross Motor Function Classification Scalen ja Ruotsalaisen Manual Ability Classification Scalen mukaan. Lisäksi Kanadassa on kehitetty kommunikaation vaikeusastetta kuvaava luokittelu Communication Function Classification Scale. Asteikot on esitetty taulukossa 2. Toimintakyvyn arviointimenetelmien yhtenäisyys ja luotettavuus mahdollistavat kuntoutuksen arvioinnin ja yhtenäisten käytänteiden luomisen. CP-vamman ilmiäisy on vaihteleva ja laaja-alaisten oireiden takia luotettavaa toimintakyvyn arviointimenetelmää on haastava kehittää. Erilaisia luokitusasteikkoja tarvitaan, sillä ICD-10 tai eurooppalainen Surveillance of CP in Europe (SCPE) eivät kuvaa potilaan oireenkuvaa ja toimintakykyä tarpeeksi tarkasti. (Mäenpää ym. 2012)

Taulukko 2 CP-vammaisen toimintakyvyn arviointi GMFCS, MACS ja CFCS luokittelujärjestelmillä (Mäenpää ym. 2012).

<b>Karkeamotoriikan, kädentaitojen ja kommunikaation luokittelujärjestelmät.</b>			
<b>Tasot</b>	<b>Toiminnalliset luokat</b>		
	<b>GMFCS</b>	<b>MACS</b>	<b>CFCS</b>
	Gross Motor Function Classification System	Manual Ability Classification System	Communication Function Classification System
I	Itsenäinen kävely ilman rajoitteita	Käsittelee esineitä helposti ja onnistuneesti	Toimiva kommunikoija myös vieraitten kanssa
II	Itsenäinen, mutta rajoittunut kävely ilman apuvälineitä	Käsittelee suurinta osaa esineistä onnistuneesti, mutta toiminnan laadussa tai nopeudessa on puutteita	Toimiva, mutta hitaampi kommunikoija
III	Itsenäinen kävely apuvälineen avulla sisätiloissa	Esineiden käsittely vaikeata; tarvitsee apua toiminnan valmistamiseen tai muokkaamiseen	Toimiva kommunikoija vain tuttujien kanssa
IV	Itsenäinen liikkuminen rajoittunutta, käyttää sähkökäyttöistä tai manuaalista pyörätuolia	Käsittelee itsenäisesti helposti käsiteltäviä esineitä muokatuissa tilanteissa	Epäjohdonmukainen, joskus onnistumisia
V	Itsenäinen liikkuminen ei onnistu, kuljetetaan	Itsenäinen esineiden käsittely sekä yksinkertaisten toimintojen suorittaminen on heikkoa tai ei onnistu	Harvoin toimivaa kommunikointia

Lastenneurologisten kuntoutustyöryhmien yhteinen projekti on koonnut yhteen fyysioterapiassa käytettävistä arviointimenetelmistä CP-vammaisen toimintakyvyn arviointiin, joista on tehty yhtenäinen suositus. Testit sisältävät karkeamotoriikan testejä

(GMFM, GMFCS), aktiivisen ja passiivisen liikeradan testit, venytysheijastevasteen nivelkulmatestin, energiankulutuksen testin (PCI), fyysisen suorituskyvyn testin (6MWT), toiminnallisen kävelyn testin (TUG) ja tavoitteiden asettamisen asteikon (GAS). Tätä ennen käytössä on ollut monia erilaisia arviointimenetelmiä, joita suosituksen myötä on tarkoitus yhtenäistää. (Mäenpää ym. 2012.) Eri GMFCS luokituksiin sopivia testejä on esitetty taulukossa 3.

Taulukko 3 GMFCS I-V luokituksiin sopivia toimintakyvyn testejä (Kiviranta ym. 2016).

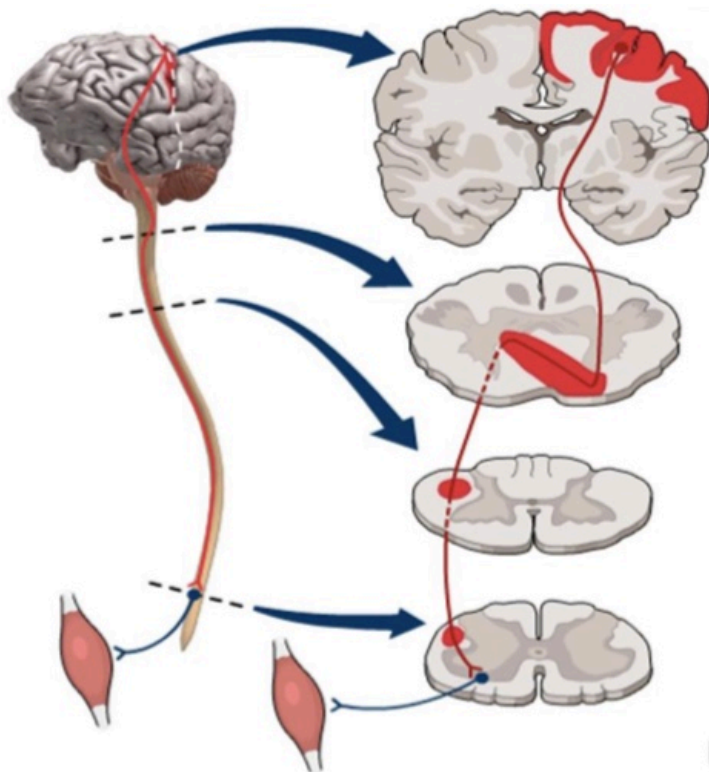
GMFCS-Luokka	Arviointimittari
I	ARom, Prom, spastisuus, Catch-heijaste, lihasvoima GMFM66 Movement-ABC 2 6MWT PCI TUG Selän seuranta (skoliometri)
II	ARom, Prom, spastisuus, Catch-heijaste, lihasvoima GMFM66 Movement-ABC 2 (harkiten tapauskohtaisesti) 6MWT PCI TUG Selän seuranta: skoliometri
III	ARom, Prom, spastisuus, Catch-heijaste, lihasvoima GMFM66 TUG PCI Selän seuranta: skoliometri Hengityksen seuranta: PEF Microspirometria Rintakehän liikkuvuus (mittanauha)
IV	ARom, PRom, spastisuus, Catch-heijaste, lihasvoima GMFM66 Selän seuranta: skoliometri Istumatasapaino (FIST) Hengityksen seuranta: PEF Microspirometria (jos ko-operaatio riittävä) Rintakehän liikkuvuus (mittanauha)
V	ARom, PRom, spastisuus, Catch-heijaste, lihasvoima GMFM66 Selän seuranta: skoliometri Istumatasapaino (FIST) Hengityksen seuranta: PEF Microspirometria (jos ko-operaatio riittävä) Rintakehän liikkuvuus (mittanauha)

Lastenneurologisten kuntoutustyöryhmien suosittelemat mittarit on kerätty kansalliseen TOIMIA-tietokantaan. TOIMIA-tietokanta on toimintakyvyn mittaamisen ja arvioinnin kansallisen asiantuntijaverkoston luoma suosituspankki toimintakyvyn mitta-  
reille, jota ylläpidetään terveyden ja hyvinvoinnin laitoksella. Tietokantaan on kasattu tutkimuksia mittareiden käytönsovellutusmahdollisuuksista ja mittarin luotettavuudesta eri potilasryhmillä. (THL 2014.) Mittareiden valinnassa on otettava huomioon

lapsen ikä ja CP-vamman tyyppi. Lisäksi vammaan liittyvät liitännäisoireet voivat tuoda lisähaasteet mittarin valinnalle, jotta toimintakyvyn muutosta voidaan luotettavasti arvioida. Arviointia ja mittareiden käyttöä suositellaan kuntoutussuunnitelman luomisen yhteydessä, jolloin toimintakykyä ja kuntoutuksen tavoitteita arvioidaan. Edellä esiteltyjen mittareiden lisäksi skolioosia on syytä mitata skoliometrillä ja istumatasa-painoa esimerkiksi Function in Sitting Test testipatteristolla. Hengityksen ja rintakehän liikkuvuuden mittaaminen on tärkeää etenkin, jos lapsella on oireita jotka viittaavat yölliseen hengitysvajaukseen. (Kiviranta, Mäenpää, Haataja ja Veijola 2016, 2-11.) Spastisuuden mittaamisesta on tehty selkeät ohjevideot HUS:n Lastenlinnan sairaalassa (Niemelä 2015).

## 2.4 Ylemmän motoneuronin toimintahäiriöt

Ylempi motoneuroni käsittää aivot ja selkäytimen. Ylemmän motoneuronin hermosolut laskeutuvat aivojen ylemmiltä tasoilta aivorunkoon ja selkäytimeen, jossa ne paikallisissa keskuksissa ohjaavat ja koordinoivat alemman motoneuronin toimintaa. Ylemmän motoneuronin hermosolut lähtevät useilta aivorungon alueilta ja frontaalilohkon kortikaalisilta alueilta. Kuviossa 1 on kuvattu pyramidiradan mahdollisia vauriokohtia.



Kuvio 1 Pyramidiradan vaurio aivokuorella, ydinjatkeessa tai selkäytimessä (Kallela 2012)

Ylemmän motoneuronin hermosolut vaikuttavat liikkeeseen, sen suunnitteluun, kontrollointiin ja asennonhallintaan. Häiriötä missä tahansa kohdassa ylemmää motoneuronia ja sen laskevia ratoja kutsutaan ylemmän motoneuronin syndroomaksi. Syndrooman oireita ovat heikkous, spastisuus, positiivinen Babinskin heijaste ja tahdonalaisen liikkeen häviäminen. (Hall 2004 393, 412-413.) Keskushermosto kehittyy sikiökaudella kolmannelta viikolta alkaen kestäen vuosia syntymän jälkeen. Hermoston kehitys jakautuu kuuteen vaiheeseen: hermosolujen dorsaaliseen ja ventraaliseen induktioon, proliferaatioon, migraatioon, organisaatioon ja myelinisaatioon (Soinila ja Iivanainen 2004, 21-26).

Pyramidirata ja motoriselta aivokuorelta lähtevät pitkät aksonit kypsyvät toimiviksi vasta 10. raskauskuukaudella myelinisation myötä ja muodostavat aivorungon etupinnalle pyramidin muotoiset juosteet (Soinila ja Iivanainen 2004, 21-26). Ylemmän motoneuronin vaurio, kuten CP-vamma, voi johtaa spastisiteettiin (Bar-On, Molenaers, Aretbelien, van Campenhout, Feys, Nuttin ja Desloovere 2015). Spastisiteetti esiintyy lihastonuksen kasvuna, hyperaktiivisena venytysrefleksinä ja lihaksen venytyksen vasteena esiintyvänä rytmisenä klonusena. Spastisuus johtuu luultavasti korteksin ja asentokeskusten inhibitorisen vaikutuksen puuttumisesta. (Hall 2004, 414-415.)

## 2.5 Spastisuus

Spastisuutta voidaan määritellä kahdella tavalla. Ensinnäkin se on riippuvainen lihasvenytyksen nopeudesta, eli spastisuus määritellään ulkoisen voiman tuottaman liikkeen vastuksena, joka vaihtelee liikkeen suunnan mukaan. Täten spastisiteetti vaihtelee, kun niveltä liikutetaan fleksioon tai ekstensioon sekä liikenopeuden mukaan. Toisaalta spastisiteetti voidaan määrittää vastuksena ulkoisesti tuotetulle liikkeelle, jonka liikenopeus tai nivelkulma saavuttaa ärsytyskynnyksen nopeasti, jolloin puhutaan niin sanotusta catch -ilmiöstä. Spastisiteetti voi vaihdella potilaan vireystilan, aktiiviteetin tai asennon mukaan ja lisäksi kipu, ahdistuneisuus ja henkinen tila voivat vaikuttaa spastisiteettiin. Spastisiteetti usein esiintyy muiden motoristen oireiden, kuten hyperrefleksian, positiivisen Babinskin heijasteen, ylivilkkaiden refleksien ja raajojen ekstensoreiden heikkouden kanssa. (Sanger, Delgado, Gaebler-Spira, Hallet ja Mink 2003.)

Spastisuus on yleisin CP-vammaan liittyvä neurologinen haitta ja ilmenee noin 75%:lla CP-vammaisista lapsista. Spastisuutta voidaan arvioida esimerkiksi modifioidulla Asworthin asteikolla (MAS). Spastisuus on venytysrefleksin yliaktiivisuutta, joka johtaa muutoksiin esimerkiksi lihassolujen pituudessa, lihasmassassa ja lihaksen lihassolujakaumassa. (Tecklin 2015, 191-192.)

Spastisuutta voidaan hoitaa erilaisilla hoidoilla, joilla on joko pysyviä tai palautuvia vaikutuksia. Hoitoja ovat esimerkiksi Botulin toxin A injektiot, joiden vaikutus on palautuva. Selektiivinen dorsaalinen rizotomia eli hermojuurien katkaisu on menetelmä, jonka vaikutukset ovat pysyviä ja laaja-alaisia koko alaraajaan vaikuttavia. Potilaassa kiinni olevan pumpun kautta annettava intratekaalinen baclofen on lukinkalvon alle selkäydinnestetilään annettavaa spastisuuden estolääkettä, menetelmän vaikutukset ovat palautuvia. Lisäksi luiden ja lihasten ongelmia voidaan korjata leikkauksilla. Leikkauksen tavoitteena yleensä on palauttaa normaali vipuvarsi raajaan luiden epämuodostumien ehkäisemiseksi. (Tecklin 2015, 191-192, Armand, Decoulon ja Bonnefoy-Mazure 2016.) Spastisuuden seurauksena voi ilmetä sekundaarisia haittoja, kuten lonkan sijoiltaanmeno, polven kontraktuura, femurin ja tibian virheasentoja. Spastisuuden takia kävely on yleensä epätaloudellista, potilaalla on haasteita ylläpitää istuma-asentoa ja huolehtia itsestään. (Tecklin 2015, 191-192.)

Spastisuuden lisäksi CP-vammaisilla lihaksen viskositeetti ja jäykkyys muuttuvat, nämä muutokset ovat ei-neuraalisia tekijöitä, jotka myös vaikuttavat passiivisen liikkeen vastustamiseen. Jos spastisiteetti on vallitsevaa, on huomioitava spastisuuteen vaikuttavien lääkkeiden käyttö, kun taas lihasjäykkyyden ollessa spastisiteettia voimakkaampaa voidaan potilaalle hankkia ortooseja tai tukia, joilla tehostaa kuntoutusta. Lasten kohdalla on huomioitava, että motorinen järjestelmä ei ole täysin kehittynyt vaurion aikana, jolloin supraspinaalisen ohjauksen uudelleenjärjestely ja heikentynyt motorinen kehitys vaikuttavat varhaiseen aivojen poikkeavuuteen. (Bar-On ym. 2015.)

## 2.6 Spastisen diplegikon fysioterapia

Lasten CP-vamman oireet ovat hyvin vaihtelevia, joten terapian tulee olla yksilöllistä (Bar-On ym. 2015). Kuntoutuksen kannalta suuri haaste on diplegikon alaraajojen välillä esiintyvä asymmetria, potilailla usein on havaittavissa parempi ja heikompi puoli. CP-lapsen kuntoutus edellyttää moniammatillista yhteistyötä, jotta lapsen kehitystä

voidaan arvioida ja tukea monelta eri näkökulmalta. Kuntoutusta suunniteltaessa on huomioitava liikuntavamman lisäksi liitännäisvammojen tuomat haasteet. Vanhempien osallistuminen ja ohjaaminen kuntoutukseen on tärkeä osa CP-lapsen kuntoutusta, jotta lapsen erityistarpeet huomioidaan myös arkisissa tilanteissa ja siten varmistetaan lapsen uusien taitojen oppiminen. (Autti-Rämö 2004, 163-175.)

Imeväisiässä lasta ohjataan mahdollisimman normaaliin kehitykseen lapsen käsittelyn, vastavuoroisen leikin ja fysioterapeuttisen kuntoutuksen avulla. Leikki-ässä pyritään ohjaamaan lasta kokonaisvaltaisesti ikätasoiseen kehitykseen. Ympäristön haasteet ja lapsen halu toimia itsenäisesti kuitenkin aiheuttaa haasteita ja kuntoutuksen suhteen joudutaan tekemään kompromisseja. Kouluiässä istuminen lisääntyy ja aiheuttaa uusia haasteita, kuten esim. ryhtivirheitä ja kontraktuuria. Omaehtoista liikumista tulisi tässä vaiheessa lisätä. Nuoruusiässä kuntoutuksessa keskitytään lapsen omatoimiseen arkeen ja siihen että lapsi itse kantaa vastuun kuntoutuksesta. (Autti-Rämö 2004, 163-175.) CP-vammaisen lapsen liikuntasuosituksia tulee kohdentaa kuitenkin muullakin väestöllä sekä reippaan että rasittavan liikunnan harrastamisen lisäksi passiivisen ajan vähentämiseen tauottamalla istumista ja vähentämällä ruutu-aikaa. (Verschuren, Darrah, Novak, Ketelaar ja Wiart 2014).

Anttila, Autti-Rämö, Suoranta, Mäkelä ja Malmivaara (2008) tekemän review artikkelin mukaan CP-vammaisen lapsen kuntoutuksessa käytetään useita eri terapiamuotoja. Tutkimuksista puuttuu kuitenkin systemaattisuus ja samoilla interventiolla ei oltu tehty useampaa kuin yksi tutkimus. Käytettyjä terapiamuotoja ovat aerobinen harjoittelu, voimaharjoittelu, kiertoarjoittelu, tasapainoharjoittelu, ratsastusterapia, intensive neurodevelopment therapy (NDT) ja yläraajan terapia.

Anttilan review artikkelin lisäksi muissa review artikkeleissa on päädytty samaan päätelmään siitä, että tutkimusten näyttö oli heikkoa ja tutkijat toteavat, että lisää laadukkaita tutkimuksia tarvitaan CP-vammaisten fysioterapiamenetelmien vaikuttavuudesta (Morgan, Dobson ja McGinley 2014, Verschuren, Ketelaar, Takken, Helders ja Gorten 2008). Cochrane review CP-vammaisen harjoitteluinterventioista (Ryan, Cassidy, Noorduyin ja O'Connell 2017) toteaa myös näytön olevan heikkoa ja lisää randomoituja kontrolloituja tutkimuksia tarvitaan CP-vammaisen kuntoutuksen vaikuttavuudesta.

Tutkimusten perusteella aerobinen harjoittelu saattaa lisätä yleistä aktiivisuutta mutta ei vaikuta kävelymuuttujiin. Voimaharjoittelu lisää lihasvoimaa, mutta ei vaikuta kar-

keamotoriikkaan, kävelyn muuttujiin tai elämänlaatuun lyhyellä aikavälillä. Voimaharjoittelulla ei näytä myöskään olevan vaikutusta kävelysuoritukseen, kuten askelpituuteen tai kävelynopeuteen (Scholtes, Becher, Janssen-Potten, Dekkers, Smallenbroek ja Dallmeijer 2012). Toiminnallisella kävelyharjoittelulla, joka sisälsi erilaisia kävelyn parantumiseen tähtäviä harjoitteita juoksumatolla tai lattialla on saatu positiivisia vaikutuksia kävelymuuttujiin. Mitattuja muuttujia ovat olleet esimerkiksi kävelynopeus, kestävyys ja askelpituus. (Booth, Buizer, Meyns, Lansink, Steenbrink ja Krogt 2018.) Kävelyharjoittelu on Moreau, Bodkin, Bjornson, Hobbs, Soileau ja Lahasky (2016) tekemän review –artikkelin mukaan tehokkain tapa parantaa kävelynopeutta, kun taas voimaharjoittelulla ei ollut vaikutusta ja muilla harjoittelumuodoilla, kuten nopeusharjoittelulla ja kokovartalovibratiolla oli näyttöä yksittäisissä tutkimuksissa, mutta lisätutkimuksia tarvitaan aiheesta.

Myös robotiikkaa käytetään CP-vammaisten kävelykuntoutuksen apuna. Kävelyrobotin avulla harjoittelulla on osoitettu vaikutusta asentokontrolliin ja ylävartalon hallinnan parantumiseen (Wallard, Dietrich, Kerlirzin ja Bredin 2017) sekä tasapaino- ja kävelysuoritukseen (Borggraefe, Schaefer, Klaiber, Dabrowski, Ammand-Reifer, Knecht, Berweck, Heinen ja Meyer-Heim 2010). Kahdesti päivässä puolen tunnin ajan painokevennettyä kävelyä harjoitteleamalla koehenkilöiden toimintakyky joko parantui, heikentyi tai pysyi samana. Tutkimukseen osallistuneet diplegikot paransivat tuloksia kestävydessä, toiminnallisessa kävelyssä ja tasapainossa. Tutkimuksen perusteella painokevennetystä kävelystä voi olla hyötyä joillekin CP-vammaisille, jotka pysyvät kävelemään. (Provost, Dieruf, Burtner, Phillips, Bernitsky-Beddingfield, Sullivan, Bowen ja Toser 2007.) AlterG painokevennyslaitteen kanssa kahden kuukauden harjoittelulla saatiin positiivisia vaikutuksia CP-vammaisten kävelyn, askelpituuden, askelleveyden ja kävelynopeuden osalta (Lotfian, Kharazi, Mirbagheri, Dadashi, Nourian ja Mirbagheri 2017).

Intensiivinen, kotona suoritettu ylämäkikävely juoksumatolla voi vaikuttaa positiivisesti lihaksen jäykkyyden vähentämiseksi, alkukontaktin parantamiseksi sekä varpaiden noston lisääntymiseksi heilahdusvaiheen lopulla (Willerslev-Olsen, Lorenzen ja Bo Nielsen 2014). Virtuaalisen todellisuuden käytöstä on saatu lupaavaa näyttöä pilottitutkimuksessa, jossa diplegikot harjoittelivat voimansiirron tehokkuutta, yhden jalan kuormittamista, kävelyn kestävyttä, dynaamista tasapainoa, nivelten liikeratoja ja motorista koordinaatiota. Ryhmän tulokset paranivat GMFM-88 testissä sekä kävelyn



spatiotemporaalisissa muuttujissa. (Gagliardi, Turconi, Biffi, Maghini, Marelli, Cesareo, Diella ja Panzeri 2018.)

Belgialainen tutkijaryhmä tutki yksilöllisen fysioterapian vaikuttavuutta diplegikoilla toiminnallisuuteen ja GMFM-88 testin tuloksiin. Yleinen ohjelma, joka toimi kontrolliryhmän harjoittelumuotona sisälsi takareisien ja pohkeiden venyttelyä, lonkan ojennusta selinmakuulla lantionnostoilla, sivuistuntaa, vartalon rotaatiota, lonkan mobilisointia, varpailla seisomista, vatsalihaharjoitteita, polven ojennusta, lonkan ojennusta vatsamakuulla, seisomatasapainon harjoitteita, kävelyharjoitteita ja hyppyjä. Yksilöllinen ohjelma puolestaan keskittyi kehittämään lantion hallintaa eteen-taakse suunnassa ja sivusuunnassa, lonkan ojennusta tai polven asennon hallintaa alkukontaktin aikana. Ensimmäinen ohjelma piti sisällään psoas-lihaksen venytystä, aktiivista lonkan ojennusta, poikittaisen vatsalihaksen harjoittamisen, vartalon ja lantion eriyttäminen istumalla ja heittelemällä palloa sekä seisomatasapainon harjoittamista yhdellä jalalla seisten ja sivuaskelluksilla. Lonkan ojennukseen keskittyvä ohjelma sisälsi psoas-lihaksen venyttelyä, aktiivista lonkan ojennusta vatsamakuulla ja lonkan ojennusta takaperin kävellessä. Polven asentoon keskittyvä ohjelma sisälsi takareisien venytystä, aktiivisia polven ojennuksia istuen pitkän ajan polvet ojennettuina ja aktiivisia polven ojennuksia seisten. (Van den Broek, Molenaers, Franki, Himpens, Severijns ja Desloovere 2010.)

### 3 Kävelyn analysointi

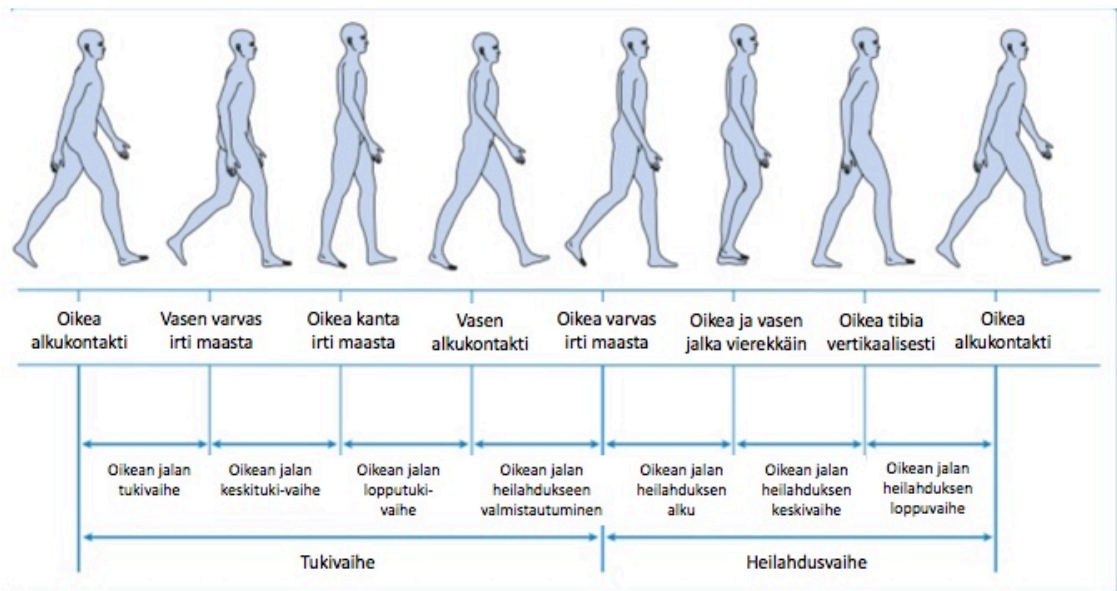
Kävely voidaan määritellä syklisenä vaihteluna yhden ja kahden alaraajan tukivaiheiden välillä. Kumpikin raaja vuorollaan kannattelee kehon painoa ja on ilman painoa. Askel (step) määritetään varvastyönöstä toisen jalan varvastyöntöön ja askelsykli (stride) muodostuu kahdesta askeleesta, jolloin ensimmäisen askeleen ottanut alaraaja palaa takaisin varvastyöntövaiheeseen. (Enoka 2002, 179) Kävely eroaa juoksesta siinä, että jompikumpi alaraajoista on koko ajan kosketuksessa alustan kanssa (Whittle 1991, 48).

Kävelyä voidaan arvioida erilaisilla menetelmillä, joista yleisimpiä on visuaalinen arviointi lääkärin tai fysioterapeutin toimesta. Yleensä visuaalinen arviointi on riittämätön ja tarvitaan muita menetelmiä kävelyn arviointiin. Kinemaattinen kävelyanalyysi käsitellään luvussa 3.2. Aikaan liittyviä kävelyn muuttujia voidaan tarkastella mittaamalla tietyn matkan kävelyn kulunut aika tai tarkastelemalla kontaktimaton askelkontaktista saatavia muuttujia. Askeleen tuki- ja heiladusvaiheisiin kulunutta aikaa voidaan vertailla oikean ja vasemman alaraajan välillä, jolloin voidaan selvittää kävelyn puolieroja. (Esquenazi ja Talaty 2011, 102-107.)

Kävelyä voidaan myös tarkastella siitä näkökulmasta, miten voimat vaikuttavat eri niveliin. Tällöin puhutaan kineettisestä analyysistä. Voimalevystä, joka näyttää reaktiivoimat kolmen vektorin summana voidaan myös tarkastella painopisteen muutosta ja voimavektoreiden sijaintia niveliin nähden. Voimia on hyvä tarkastella kahden voimalevyn avulla, jolloin kumpikin alaraaja on omalla levyllään. Muita kävelyn muuttujia, kuten paineen jakautumista jalkapohjassa ja lihasaktiivisuutta voidaan myös tarkastella. Paineen jakautumista jalkapohjan eri osiin voidaan mitata painepohjallisten tai kontaktimaton avulla. Lihasaktiivisuutta mittaamalla voidaan selvittää eri kävelynopeuksille tyypillisiä lihasaktivointitapoja, joista yleensä tarkastellaan lihasten aktivoinnin ajoitusta ja amplitudia. Kävelyä voidaan myös tarkastella energiankulutuksen näkökulmasta, joka on myös riippuvainen kävelynopeudesta. (Esquenazi ja Talaty 2011, 102-107.) Patologista kävelyä tarkastellessa huomiota tulee kiinnittää erityisesti painopisteen sijoittumiseen jalan ollessa kontaktissa alustaan, rajojen ja vartalon hallintaan, kävelyn etenemiseen ja lihasaktiivisuuksien tasapainoon eri lihasryhmien välillä (Esquenazi ja Talaty 2011, 209).

### 3.1 Kävelysykli

Kävelysykli koostuu kahdesta askeleesta. Askel puolestaan jaetaan tukivaiheeseen, joka kestää alkukontaktista varvastyöntöön ja heilahdusvaiheeseen, jolloin alaraaja tuodaan eteenpäin varvastyönnöstä seuraavaan alkukontaktiin. (Whittle 1991, 53.) Tukivaihe kestää noin 60% askelsyklistä ja heilahdusvaihe 40% (Castermans, Duvinage, Cheron ja Dutoit 2013, Whittle 1991, 54). Kävelysyklin vaiheita on määritetty ja nimetty eri tavoin kirjallisuudessa. Kuviossa 2 on esitetty yleisesti käytössä olevaa jaottelua, jossa kävely on jaettu tuki- ja heilahdusvaiheeseen. Tukivaiheen ensimmäinen vaihe on alkukontakti (initial contact), tukivaihetta voidaan nimetä myös painonvarauksena (loading response). Seuraavassa vaiheessa puhutaan tukivaiheen keski- ja loppuvaiheesta, jolloin heilahtavan jalan varpaat irtoavat maasta (toe off) ja tukijalan kantapään nousee ilmaan (heel off). Tukivaiheen viimeinen vaihe on heilahdusvaiheen valmistelu (preswing), jolloin tukijalan varpaat nousevat ilmaan (toe off). Heilahdusvaihe jaetaan alkuun, keskiosaan ja loppuvaiheeseen. Heilahdusvaiheen alussa heilahtava alaraaja tulee linjaan tukijalan kanssa, keskivaiheessa heilahtavan raajan tibia on vertikaalisesti maata kohti (tibia vertical) ja heilahdusvaihe loppuu uuteen alkukontaktiin (initial contact). (Esquenazi & Talay 2011, 100.)



Kuvio 2 Kävelysyklin vaiheet (Mukailtu Esquenazi ja Talaty 2011, 100)

Alaraajan askel (stride) alkaa raajan alkukontaktista ja kestää saman jalan samaan kontaktiin. Yleensä normaalissa kävelyssä oikean ja vasemman raajan askel ovat

symmetrisiä. Askeltahti (cadence) ilmoittaa kuinka monta askelta tiettyyn aikaan (esim askeleita per minuutti) sisältyy. (Esquenazi ja Talay 2011, 101.)

### 3.1.1 Alkukontakti

Terminologiasta löytyy erilaisia vaihtoehtoja kirjoittajien välillä, voidaan puhua kantaiskusta tai alkukontaktista (Whittle 1991, 53). Alkukontakti on se hetki, jolloin alaraaja osuu maahan. Tuon hetken asento vaikuttaa siihen, millaisia voimia tukivaiheen aikana jalan ja alustan välillä muodostuu. Normaalissa kävelyssä alkukontaktin aikana lonkka on koukistuneena, polvi ojentuneena ja nilkka dorsifleksoituneena neutraaliin asentoon. (Perry 1992, 11-12.) Alkukontakti –termin käyttö on suositeltavaa etenkin CP-vammaisten kävelyä analysoidessa, sillä kantapää ei ole aina välttämättä se osa jalasta, joka osuu ensimmäisenä alustaan.

### 3.1.2 Tukivaihe

Tukivaihe jaetaan kahteen osaan, kaksoistukivaiheeseen ja yhden raajan tukivaiheeseen. Kaksoistukivaiheessa molemmat alaraajat ovat yhtä aikaa maassa ja se alkaa etummaisesta raajan alkukontaktista ja kestää toisen raajan varvastyöntöön asti. Tämän jälkeen paino on yhden raajan varassa seuraavaan alkukontaktiin asti. Yhteen kävelysykliin mahtuu kaksi kaksoistukivaihetta ja kaksi yhden raajan tukivaihetta. Ajallisesti tukivaihe kestää noin 60% askelsyklistä, kaksoistukivaihe 10% ja heilahdusvaihe 40%. Kaksoistukivaiheen aikana toinen alaraaja on edessä, juuri laskeutunut ja valmiina ottamaan painoa vastaan ja toinen alaraaja on takana varvastyönössä, valmiina nousemaan ilmaan heilahdusvaiheeseen. (Whittle 1991, 54-55.)

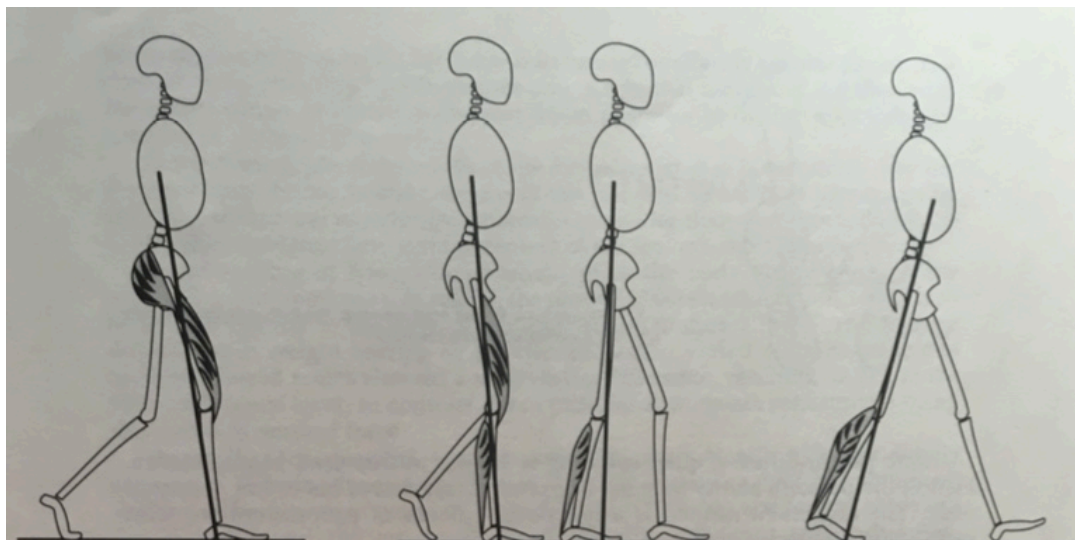
Myös ylävartalo liikkuu kävelyn tahdissa, vartalo kiertyy vertikaalisen akselinsa ympäri niin, että hartiat ja lantio kääntyvät vastakkaisiin suuntiin. Yläraajat tekevät alaraajojen kanssa samassa tahdissa vastakkaiseen suuntaan liikettä. Tällöin vasemman alaraajan ja lantion siirtyessä eteen oikea yläraaja ja hartia siirtyvät samalla eteen. Ylävartalo liikkuu myös hieman ylös-alas suunnassa, ollen korkeimmillaan tukivaiheen keskivaiheilla ja matalimmillaan kaksoistukivaiheen aikana. Ylävartaloon tulee myös sivuttaista liikettä painonsiirrosta tukiraajan päälle, siirtymän ollessa noin 50mm, samoin kuin ylös-alas suuntainen liike. (Whittle 1991, 57-58.)

Lonkka fleksoituu ja ekstensoituu kerran kävelysyklissä, ollen äärimmillään fleksiossa keskellä heilahdusvaihetta ja äärimmillään eksteniossa juuri ennen tukivaiheen lop-

pua. Polvi ekstensoituu ja fleksoituu kahdesti kävelysyklin aikana. Polvi on täysin ekstensiossa ennen alkukontaktia, fleksoituu tukivaiheen alussa, ekstensoituu uudestaan tukivaiheen keskivaiheilla ja fleksoituu uudestaan saavuttaen äärimmäisen fleksioasennon heilahdusvaiheessa. Nilkan asento on yleensä lähellä neutraaliasentoa, jalkaterä hieman supinaatiossa ja kantaluu invertoituneena alkukontaktin aikana. Alkukontaktin jälkeen nilkka kääntyy plantarifleksioon tuoden koko jalkapohjan alustaa vasten liikkuen samalla hieman pronaatioon. Tukivaiheen edetessä tibia siirtyy eteenpäin jalkaterän ylle ja kiertyy samalla hieman ulospäin, jolloin nilkka kääntyy dorsifleksioon ja jalkaterä supinoituu. Varvastyönnön aikana kantapää nousee ilmaan ja nilkka kääntyy plantarifleksioon kunnes heilahdusvaiheessa palaa taas dorsifleksion kautta neutraaliasentoon. (Whittle 1991, 59.)

### 3.1.3 Varvastyöntö

Lonkka ekstensoituu tukivaiheen lopulla ja saavuttaa 10-20 asteen ekstension kantapään noustessa ja alkaa fleksoitua ennen varvastyöntöä. Lonkan abduktorit ovat aktiivisena toisen raajan alkukontaktiin asti. Polven ekstensio on äärimmillään kantapään noustessa ja samalla raajan ja alustan välinen reaktivoiman vektori siirtyy polven etupuolelle ja luo polveen ekstensiomomentin. (Whittle 1991, 66-70.) Kuviossa 3 alaraajan ja alustan välinen voimavektorin muutos. Alkukontaktissa vektori kulkee nilkan ja polven takaa ja lantion edestä, kun tukivaiheen keskivaiheilla vektori liikkuu ensin nilkan eteen ja sitten myös polven etupuolelle. Tukivaiheen lopulla vektori kulkee lonkan ja polven takaa ja on siirtynyt huomattavasti nilkan etupuolelle. (Perry 1992, 30.)



Kuvio 3 Alaraajan ja alustan välinen reaktivoiman vektori (Perry 1992, 30)

Polvi alkaa fleksoitua varvastyöntöä kohden ja varpaiden irrotessa maasta polvi on noin 40-50 asteen fleksiossa. Nilkan dorsifleksio saavuttaa ääriasennon kantapään noustessa ilmaan ja heti kun kantapää on ilmassa polvi alkaa fleksoitua ja nilkka dorsifleksoitua. (Whittle 1991, 66-70.)

### 3.1.4 Heilahdusvaihe

Heilahdusvaiheen keskivaihe vastaa ajallisesti toisen alaraajan keskitukivaihetta ja tässä vaiheessa alaraajat ovat toistensa vieressä. Heilahdusvaiheen alusta keskivaiheeseen liike on kiihtyvää ja keskivaiheen jälkeen jarruttavaa. Lonkka fleksoituu ennen heilahdusvaihetta ja saavuttaa maksimaalisen fleksion heilahdusvaiheen keskivaiheeseen mennessä. Heilahdusvaiheen lopulla hamstring -lihakset aktivoituvat jarruttamaan lonkan fleksiota. Normaalissa kävelyssä alaraajan ja alustan väliin jää keskimäärin 14cm. Suurin osa raajan heilahduskorkeuden liikkumisvarasta on polven fleksion ansiota, mutta myös nilkan neutraali asento auttaa. (Whittle 1991, 70-71.)

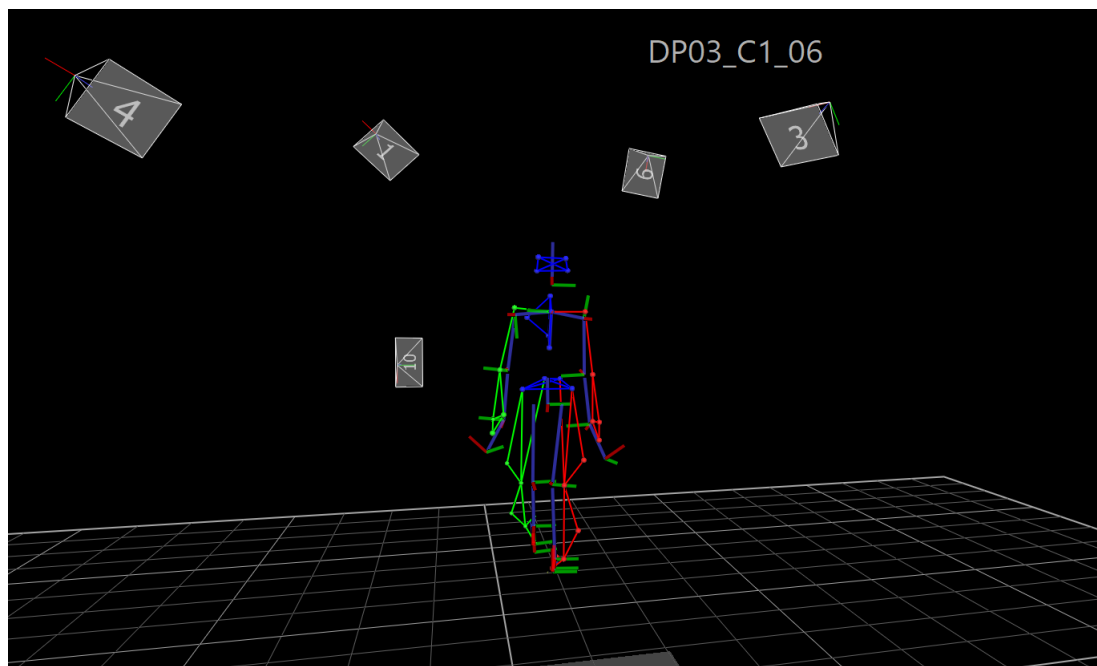
## 3.2 Kinemaattinen 3D kävelyanalyysi

Kinemaattinen kävelyanalyysi on objektiivinen kolmiulotteinen mallinnus koehenkilön kävelystä, joka on mitattu laboratoriossa. Kinemaattisen analyysin avulla määritellään nivelkulmia, kulmamuuutosten nopeutta ja nivelten liikkeen kiihtyvyyttä (Dicharry 2010, 349). Vaikka kinemaattinen kävelyanalyysi on tarkempi kuin visuaalinen kävelyn tarkastelu, on kuitenkin analyysin käyttäminen kliinisessä käytössä yhä vaihtelevaa (Wren, Gorton, Ounpuu ja Tucker 2011).

Kävelyanalyysin virhemarginaaliksi on yleisesti hyväksytty 2 astetta, yli 5 asteen virheeseen tulee puuttua, koska se voi johtaa virhetulkintoihin. Mittausteknologian tulisi kehittyä niin, ettei se jätä varaa virheille, jotka voivat vaikuttaa datan tulkintaan. Lisäksi mittaushenkilökunnan tietotaitotaso markkerien asettelun ja biomekaanisen mallin ymmärtämisen suhteen vaikuttavat pitkälti mittauksen onnistumiseen. Kävelytutkimuksessa tehtävien kävelyintervallien lepojaksot tulisi myös ottaa huomioon väsymyksen välttämiseksi erityisesti potilasryhmiä testatessa. CP-vammaisilla kävelyanalyysiä tehtäessä on otettava huomioon testaustilanne, käveleekö potilas paljain jaloin vai ortoosin kanssa ja vaihtaminen tilanteesta toiseen, joka vaatii markkerien uudelleenasettelua. (McGinley, Baker, Wolfe ja Morris 2009.) Vicon laitteiston keräys-  
taajuudella ja markkerin koolla voidaan vaikuttaa mittauksen virhemarginaaliin. Dy-

naamisissa suorituksissa tutkimuksen mukaan laitteiston virhemarginaali oli 0,15mm ja dynaamisissa alle 2mm. (Merriau, Dupuis, Boutteau, Vasseur ja Savatier 2017.) Tutkittaessa optisen liikeanalyysin tarkkuutta todettiin että 8 kameraa on tarpeellinen määrä tallentamaan dynaamista suoritusta. Lisäämällä kameroiden määrää kymmeneen ei saatu merkittävää muutosta tarkkuuteen. Lisäksi analysoitavan suorituksen luonne vaikuttaa mittauksen luotettavuuteen, liikkuuko koehenkilö yhdessä (tasaisella kävely) vai useammassa tasossa (portaiden kiipeäminen). Optisen liikeanalyysisysteemin asennus ja virhemarginaalin arviointi tulisi suorittaa tehtävän vaatimusten mukaisesti, eli dynaamiseen suoritukseen tarvitaan dynaamisen liikkeen virheiden arviointi. (Eichelberger, Ferraro, Minder, Denton, Balsimann, Krause ja Baur 2016.)

Vicon Plug in Gait –biomekaaninen malli käyttää direct kinematics menetelmää nivelkulmien laskemiseen ja laskee rotaatiot kolmeen suuntaan lantion, lonkan ja polven nivelille. Yleisesti ottaen keskihajonta on alle 5 astetta ja menetelmän luotettavuus on hyvä. Käytössä olevien analyysien lisäksi on kehitetty laskennallisia kaavoja, joilla voidaan arvioida lihasten ja jänteiden pituuksia, joista saattaa olla hyötyä CP-vammaisen lapsen kävelyn analyysiin. (Kainz, Graham, Edwards, Walsh, Maine, Boyd, Llyod, Modenese ja Carty 2017.) Vicon Plug in gait –biomekaanisen mallin luoma mallinnos koehenkilöstä on esitetty kuviossa 4.



Kuvio 4 Vicon Plug in gaitin luoma 3D mallinnos koehenkilöstä

Kävelyanalyysin suorittamisen indikaatioita voivat olla eri kehonosien välisten erojen diagnosointi, haitan vaikeustason arviointi, kehityksen monitorointi tai intervention tulosten arviointi. Fysioterapiassa kävelyanalyysiä voidaan erityisesti hyödyntää hoidon suunnittelussa. Kävelyanalyysi on fyysistä tutkimusta tarkempi ja objektiivisempi tapa arvioida potilaan kävelyä. Yleisten periaatteiden mukaan potilaan tulee kävellä vähintään 10m matka 10 kertaa luotettavien tulosten saamiseksi. Vaikka ihmissilmällä voidaan havaita kävelyn epänormaaleja muutoksia, paljas silmä ei kuitenkaan ole niin tarkka, että havaitsisi samalla kompensatioita tai primaareja ongelmia. Lisäksi jos halutaan arvioida väsymystä, on syytä mitata lihasaktiivisuutta (EMG). Kävelyanalyysin mittaamista varten tarvittavat laitteet tulee huoltaa ja kalibroida säännöllisin väliajoin. Lisäksi on huomioitava, että laitteisto ja mittaus ovat vain niin pätevää, kuin sitä suorittava henkilökunta. Kävelyanalyysin tulkintaan on tehty standardoituja ohjeistuksia esim. Yhdysvalloissa Commission for motion lab accreditation ja UK:ssa Clinical movement analysis societyn toimesta. (Baker, Esquenazi, Benedetti ja Desloovere 2016.)

Koska suurimmalla osalla lääkäreistä ei ole täyttä ymmärrystä kinemaattisesta kävelyanalyysistä tai kykyä tulkita tuloksia, on analyysin tulosten hyvä sisältää tulkintaa ja biomekaanista analyysiä. Tuloksiin voi myös liittää kuntoutusohjelman suosituksia, kuten psoas-lihasten pidennys lonkan koukistajien kontraktuuraan. Kävelyanalyysissä mitattujen muuttujien tulee korreloida potilaan fyysiseen suorituskyykyyn, tarjota lisätietoa fyysiseen testiin verrattuna, tulosten on oltava tarkkoja ja toistettavia, testin tulee olla potilaalle luonnollinen suorittaa ja tulosten tulee olla ammattilaisen, joka tuntee testin protokollan, toteutuksen, laitteiston ja rajoitukset, analysoimia. (Baker, Esquenazi, Benedetti ja Desloovere 2016.) Lisäksi kävelyä analysoidessa on tärkeää määrittää, mikä ongelma on, missä se sijaitsee, milloin se esiintyy ja mikä ongelman aiheuttaa (Esquenazi ja Talaty 2011, 99), tähän kinemaattinen kävelyanalyysi on tarkka työkalu.



## 4 Spastisen diplegikon kävely

CP-vamma on luonteeltaan dynaaminen ja vamman esiintyminen muuttuu lapsen kehityksen myötä. Tämän takia on tärkeää että lasta arvioidaan jatkuvasti ja hänen lihastonustaan, spastisiteettiä, lihasvoimaa, nivelten liikkuvuutta ja liikkeen kontrollia mitataan. Kinemaattinen kävelyanalyysi antaa paljon työkaluja tähän arviointiin ja motoristen ongelmien tarkkailuun. Myös ongelmien symmetrisyyttä, systemaattisuutta ja kävelyn taloudellisuutta voidaan arvioida kävelyanalyysillä. (Baker ym. 2016)

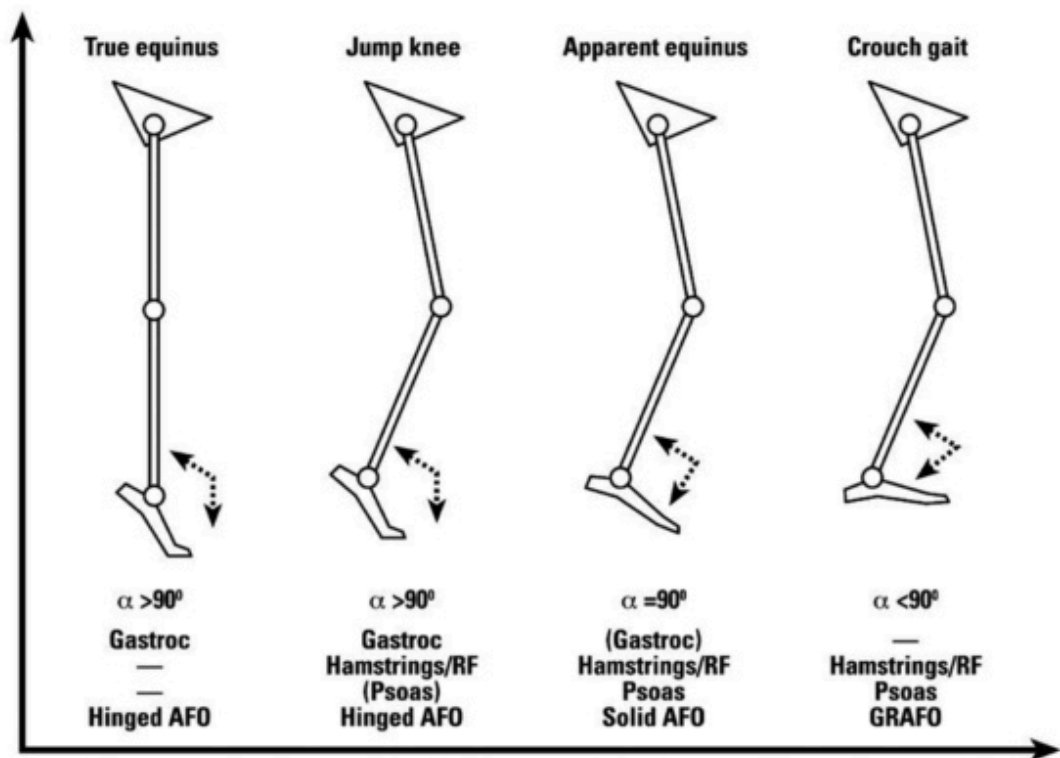
Spastisella diplegikolla on paljon haasteita kävelyn kanssa. Hän ei saa liikutettua alaraajoja askeltaakseen normaalisti eteen, taakse tai sivulle, eikä painonsiirto jalalta toiselle onnistu. Seisoessa jalat ovat ekstensiossa ja adduktiossa. Kävellyyn tarvitaan lonkan ja polvien fleksiota, jotta jalat liikkuvat. Lisäksi lonkat ovat adduktiossa ja sisäkierrossa, jolloin paino on jalkaterän sisäsyryllä ja ohjaa jalkaa siten valgusasentoon (kuvio 5). Askeltaessa vartalo taivutetaan lonkkien yli ja alaraajat tulevat alustaan varpaat edellä tasapainoillen. Tasapainon hallinta on vaikeaa kapeasta tukipinnasta johtuen.



Kuvio 5 Nilkan valgus asento (Orthobullets.com)

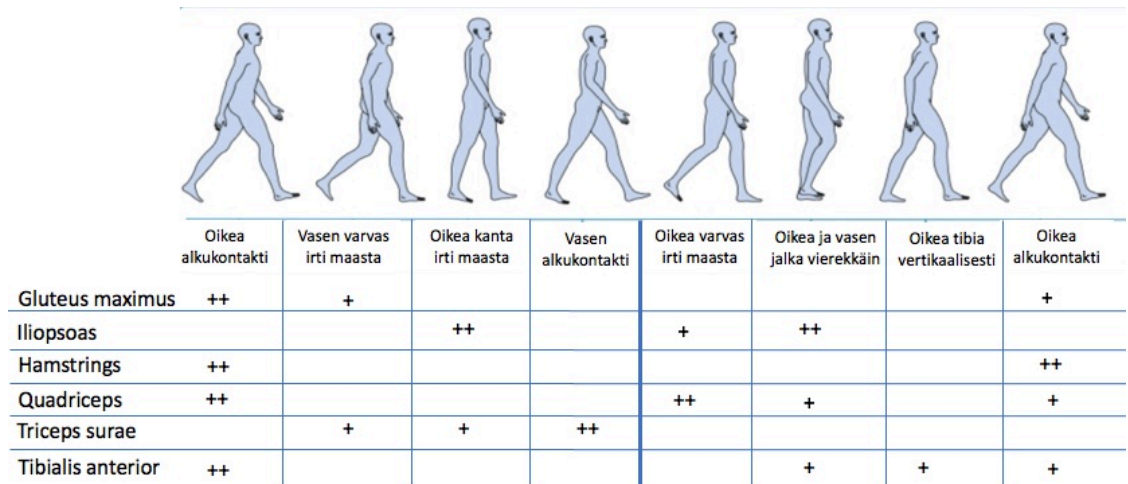
Spastisen diplegikon kävely kirjallisuudessa luokitellaan eri tavoin. Näitä erilaisia kävelytyylejä ovat esimerkiksi jump gait, crouch gait, recuvarum, equinus ja jäykkä kävely (stiff). Koukkukävelyssä (Crouch gait) polven korostunut fleksio kestää koko tukivaiheen ajan ja sen asento vaihtelee heilahdusvaiheessa. Recuvarum kävelyssä polven ekstensio on korostunut tukivaiheen loppupuolella. Stiff knee gait kävelyssä

polven dynaaminen liikerata heilahdusvaiheessa on rajoittunut. (Lin, Guo, Su, Chou ja Cherng 2000.) Kuviossa 6 on kuvattu spastisen diplegikon kävelytyylejä, sekä niille tyypillisiä ominaisuuksia.



Kuvio 6 CP-vammaisen kävelyn eri tyylejä (Armand ym. 2016)

Patologisessa kävelyssä pehmytkudosten rooli kasvaa ja saattaa aiheuttaa epätodellisen kuvan lihasten toiminnasta. Tämän takia EMG mittaukset on hyvä sisällyttää kävelyn analyysiin. (Lin ym. 2000.) Diplegikon kävely vaatii lihaksistolta paljon verrattuna normaaliin kävelyyn. Lisäksi kontraktuurat, spastisuus ja lihasheikkous vaikuttavat lihasten toimintaan. Polven ekstensoreiden voimavaatimus lisääntyy mitä suuremmissa koukussa diplegikko kävelee. Lisäksi lonkan abduktoreiden ja nilkan plantaarifleksoreiden voimavaatimus väheni keskivaikeassa koukkukävelyssä. Nilkan plantaarifleksoreiden heikkoutta on myös esitetty yhdeksi koukkukävelyn johtavaksi tekijäksi. (Steele, Van der Krogt, Schwarz ja Delp 2012). Diplegikon kävelyn aikaisen lihasaktiivisuuden ajoitus on esitetty kuviossa 7.



Kuvio 7 Lihaskäyttöä kävelysyklin aikana (Mukaihtu Whittle 1991, 72, Boakes & Rab 2005, 111, Esquenazi & Talay 2011, 100).

CP-vammaisen lonkan sisärotaatio tulkitaan usein lantion retraction vastaliikkeenä. Diplegisillä potilailla ei kuitenkaan tutkimuksessa löydetty korrelaatiota triceps surae-lihaksen aktiivisuuden ja lantion liikkeiden välillä. Tutkijat pohtivat tämän johtuvan siitä, että on myös tuntemattomia syitä jotka aiheuttavat lonkan sisärotaatiota. Joku biomekaaninen tekijä voi estää triceps suraeen vaikutuksen lantioon tai osa vaikutuksista voi poistua vamman bilateraalisuuden takia, kun hemiplegikoilla yhteys löytyy triceps suraeen toiminnallisen lyhenemisen, lonkan sisärotaation ja lantion retraction välillä. (Brunner, Dreher, Romkes ja Frigo 2008.) Tutkimuksen mukaan jalan ulospäinkierrolla oli yhteys lonkan sisäkiertoon ja samoin lantion rotaatio oli voimakkaampi potilailla, joilla oli havaittavissa jalan equinus asento. (Gaston, Rutz, Dreher ja Brunner 2011)

CP-vammaisen kävelystä on tärkeää havainnoida lantion symmetriaa transverse tasossa, eli vertailla lantion kääntymistä oikealle ja vasemmalle. Lonkan koukistus ja liike sagitaalisessa tasossa ja lantion eteenpäinkääntyminen ovat tärkeitä tarkkailtavia muuttujia. (Filho, Yoshida, Carvalho, Stein ja Novo 2008.) Korostunut lonkan koukistuminen usein johtaa lannerangan lordoosin korostumiseen, tällöin askelpituus lyhenee (Whittle 1991, 100).

Butler ym. tutkivat CP-vammaista case-tapausta 8 vuoden ajan, ja he erittelivät biomekaanisia tekijöitä koehenkilön crouch gait kävelytyylin taustalla. Tutkimuksen mukaan näitä tekijöitä olivat heikot nilkan plantaarifleksorit, lyhyet ja spastiset hamstring-lihakset, lyhentyneet lonkan koukistajat, ja tibian ulkokierto. Heikot nilkan plantaarifleksorit ja kohonnut kehon paino (mitattuna kehonpainoindeksillä, BMI) lisäävät

koukkukävelyn riskiä. Plantaarifleksoreiden heikkous voi myös johtua toistuvista Botulinum Toxin A injektioista. Lyhentyneet hamstring –lihakset, kuten semimembranosus, on yhteydessä polven koukkuasentoon kävelyn alkukontaktin aikana. Matala motorisen kontrollin testitulos puolestaan on yhteydessä heikentyneeseen kykyyn koordinoita lonkan koukistajan ja polven liikkeitä heilahdusvaiheessa. Potilaan korostunut lonkan fleksio ja heikentynyt voima nilkan plantaarifleksiossa todennäköisesti aiheuttivat pienentyneen polven koukistuksen heilahdusvaiheessa. Tutkimuksessa potilaan kehityksen kannalta koukkukävelyn lisääntyminen näkyi BMI:n kasvaessa 10 ikävuoden kohdalla huolimatta kävelyn parantumisesta 6-9 ikävuosien aikana. Samoin polven kontraktuura lisääntyi 10 astetta. Lisääntynyt koukkukävely oli puolestaan yhteydessä huonontuneeseen tasapainoon, hitaampaan kävelyvauhtiin ja suurempaan energiankulutukseen. (Butler, Steele, Torburn, Gamble ja Rose 2016.)

Diplegikoilla yleisessä planovalgus asennossa jalka kääntyy ulospäin dorsifleksion yhteydessä. Lisäksi femur kääntyy sisäänpäin, jonka kompensationsa lantio kiertyy taaksepäin (retractio). Myös lihasten aktivointimallit ovat CP-vammaisilla epänormaaleja, triceps surae –lihaksen ollessa yliaktiivinen. Ilmiö on selvimmin esillä tukivaiheen alussa (20%). Kirjallisuuden mukaan suuri osa kuntoutusohjeista keskittyy sagittaalitason ongelmiin, mutta kuntoutus ei ole tuloksellista, jos myös transversaalitason liikkeitä ei oteta huomioon. Femoraalisen anteverSION korjaus ei aina ole tehokas tapa hoitaa lonkan sisäkiertoa. Tutkijoiden kehittämän teorian mukaan patologinen alaraaja ei kykene ylläpitämään asentoa kuormitettuna ja siten pääsee kääntymään ulkorotaatioon ja planovalgus asentoon. Koska jalkapöytä on tuettuna lattiaa vasten, tibia pääsee kiertymään sisärotaatioon ja johtaa lopulta lonkan sisärotaatioon riippumatta femurin anteverSion korjauksesta. Jalan pituus lyhenee rotaation takia, jolloin myös triceps surae –lihaksen vipuvarsi lyhenee samalla. Nilkan plantaarifleksion ja polven ojennuksen yhteistoiminta heikkenee, joka puolestaan johtaa polven ja lonkan koukistuksen korostumiseen. (Gaston ym. 2011.) Toisen tutkimuksen mukaan korjaamalla planovalgus asentoa leikkauksella voidaan helpottaa polven fleksioasentoa (Kadhim ja Miller 2014).

Diplegikoilla havaittu jalan muuttunut asento, jonka seurauksena nilkan voiman ja momentin tuottaminen oli heikkenee. (Brunner ym. 2008.) CP-vammaisten kävelyssä havaittavia häiriöitä ovat varpaiden sisäänpäin kääntyminen femoraalisen anteverSion seurauksena, polvien korostunut fleksio ja siitä johtuva voiman absorboituminen

tukivaiheen alussa sekä hamstring –lihasten kireys. Nilkan dorsifleksion rajoittuneisuus, joka saattaa johtua gastrocnemius ja soleus lihasten kireydestä. (Akan, Temelli ja Kuchimov 2013.) Nilkoissa ei ole tasapainoreaktioita, joten diplegikkolapsi kaatuu helposti taaksepäin. (Bobath ja Bobath 1991, 35-40.)

Kävelyn aikaisen vartalon liikkeen on CP-vammaisilla osoitettu olevan yhteydessä GMFS luokitukseen. Myös lumbaalisen segmentin liike ja lumbaalisen rangan kuormitus on CP-vammaisella huomioitavia asioita, joihin rangan asennolla voi olla vaikutusta. Tutkimuksen mukaan diplegikoilla oli tyypillisesti kehittyneitä lapsia enemmän sagittaalitasossa mitattuna koukistusta lumbaalisessa segmentissä. Segmentin eteenpäin kallistus kasvoi GMFCS luokan kasvaessa samoin kuin sivukallistus tukivaiheen alussa. Lumbaalisen segmentin eteenpäin kallistukseen vaikuttavat lantion kallistuminen eteenpäin ja rangan lordoottinen asento. GMFCS II luokituksen omaavat diplegikot demonstroivat pienen lantion sivukallistuksen vastakkaisen jalan varvastyönnön yhteydessä jolloin myös lumbaalinen segmentti kallistui samalle puolelle. Kompensoi-  
vina liikkeinä esiintyy vartalon nojaamista vastakkaiselle puolelle tasapainottamaan heikkoja lonkan koukistajia. (Kiernan, Malone, O'Brien ja Simms 2017.) Lantion lordoosi kompensoi lonkkien fleksiota ja myös skolioosi on mahdollinen, jos toisen lonkan hallinta on vähäinen ja lapsi kävelee kylki lateraalifleksiossa. (Bobath ja Bobath 1991, 35-40.)

Rangan kuormitukseen kävelyn aikana vaikuttavat painovoima, inertia ja ulkoiset voimat sekä vartalon liike. CP-vammaisen normaalista poikkeava kävelytyyli saattaa rangan rakenteet kuormitukselle. Tutkimuksen mukaan CP-vammaisilla kehon kallistus sivusuunnassa oli suurempaa kuin tyypillisesti kehittyneillä lapsilla. Heikkojen lonkan koukistajien ansiosta CP-vammaisilla lapsilla esiintyy lantion putoaminen vastakkaiselle puolelle, jota vartalon sivukallistus kompensoi. Heilahdusvaiheen aikana rintakehä kallistui kohti vastakkaista puolta. Sagittaalitasossa mitattuna CP-vammaisilla lapsilla esiintyi suurempaa liikettä kuin tyypillisesti kehittyneillä. Liikerata oli suurempi GMFCS II luokitteilla lapsilla. Myös transversaalitasossa GMFCS II luokitelluilla lapsilla rintakehän liikkeen liikerata oli suurempi kuin muilla ryhmillä. Tiukat gastrocnemius- ja soleuslihakset dynaamisessa liikkeessä saattavat selittää lantion ja vartalon asennon muutoksia. CP-vammaisille suunnattua interventiota suunnitellessa tulee kiinnittää huomiota vartalon liikkeen vähentämiseen, etenkin koronaalitasossa. (Kiernan, Malone, O'Brian ja Simms 2016.)

Pään ja ylävartalon liike on diplegikoilla epästabiliia verrattuna tyypillisesti kehittyneisiin lapsiin. Tutkimuksen mukaan GMFCS II luokituksen saaneilla lapsilla pään sivukallistus seurasi vartalon sivukallistusta ja heillä havaittiin myös pienempi selän kyfoosi ja korostunut lordoosi. Lisäksi lantion kallistuma ja rintakehän liike olivat suurempia diplegikoilla kuin verrokeilla. Diplegikot liikkuvat yhtenä blokkina pään ja rintakehän vastaliikkeiden puuttuessa lantion liikkeisiin nähden. (Heyrman, Feys, Mole-naers, Jaspers, Monari, Meyns ja Desloovere 2013.)

Spastisilla diplegikoilla on usein havaittavissa huomattavaa jalan sisärotaatiota koko kävelysyklin ajan. Spastinen diplegia vaikuttaa myös rintakehän koordinaatioon alaraajojen lisäksi ja rintakehän kompensatiot jäävät vähäiseksi alaraajan erikoiseen (abnormal) liikkeeseen nähden. Lisäksi spastisilla diplegikoilla on huono tasapaino. Spastisten diplegikkolasten hartiat nousevat kävellessä enemmän kuin tyypillisesti kehittyneillä, ja kädet ovat koko ajan koukussa kävelyn aikana osoittaen ulospäin tasapainon ylläpitämiseksi. Käsien nostaminen ylös lisää tasapainoa ja mahdollistaa liikkumisen. Kyynärpäissä on vain vähän liikettä. (Bonneyoy Mazure, Turcot, Kaelin, Coulon ja Armand 2013.)

#### 4.1 Koukkukävely (crouch gait)

Spastisen diplegikon kävelyssä on monia erityispiirteitä. Yleinen kävelyn haitta diplegikoilla on koukkukävely (crouch gait), jossa on korostunut dorsifleksio nilkassa ja samaan aikaan fleksio polvessa ja lonkassa (Armand ym. 2016). Lonkan koukistus on korostunutta ja samalla esiintyy lonkan sisärotaatiota, johtuen yliaktiivisesta iliopsoaksesta, rectus femoriksesta ja lonkan adduktoreista (Whittle 1991, 127). Osa kävelyn muutoksista saattaa olla sekundaarisia toisesta ongelmasta johtuvia, eikä rajoitteita voi määritellä erikseen, vaan ne ovat yhdistelmä erilaisten liikevajauksien seurauksista. (Armand ym. 2016.) Koukkukävelyssä polven korostunut fleksio kestää koko tukivaiheen ajan ja sen asento vaihtelee heilahdusvaiheessa (Lin ym. 2000). Hamstring, erityisesti semi-lihasten yliaktiivisuus voi johtaa korostuneeseen polven koukistukseen. Crouch gait kävelymallissa polvi pysyy koukussa quadriceps ja hamstring lihasten yhtäaikaista jännityksen takia, yleensä noin 30-40°. (Whittle 1991, 127.)

Myös lihaskunto on CP-vammaiselle tärkeää, tutkijat löysivät yhteyden lihasvoiman ja kävelymallin välille ja ehdottavat lonkan koukistajien ja nilkan plantaarifleksoreiden vahvistamista kävelyn parantamiseksi (Eek ym. 2011). Normaali kävely eikä koukku-

kävely kumpikaan vaadi maksimaalista voimantuottoa. Muut lihakset voivat kompensoida heikkoja lihaksia kävelyssä. Koukkukävelyssä käytetään kuitenkin enemmän quadriceps lihasten voimaa ja vähemmän gluteus maximus ja lonkan abduktoreiden voimaa kuin normaalissa kävelyssä. Myös nilkan plantaarifleksoreiden voimantuotto oli vähäisempää koukkukävelyssä kuin normaalissa kävelyssä. Lihasheikkous etenkin lonkan abduktoreissa ja nilkan plantaarifleksoreissa saattaa vaikuttaa siihen, ettei lapsi pääse nousemaan pystyasentoon. (Steele ym. 2012.)

## 4.2 Equinus

Equinus kävelyssä jalkaterä on alaspäin taipunut yli 90 astetta (Armand ym. 2016). Equinoverus jalan asento esiintyy ylempään motoneuronin syndroomassa. Nilkka haakeutuu plantaarifleksioon ja on usein myös kiertynyt sisäänpäin varus asentoon, jolloin alkukontakti tulee jalan etu-lateraalisyrylälle. Nilkan rajoittunut dorsifleksio tukivaiheen aikana estää tibian siirtymistä eteenpäin, jolloin polvi hyperekstensoituu ja lisää metatarsaalialueen painetta. Heilahdusvaiheessa plantaarifleksio saattaa aiheuttaa ongelmia varpaiden osuessa maahan. EMG-mittauksissa havaitaan yliaktiivisuutta nilkan plantaarifleksoreissa sekä heilahdus-, että tukivaiheessa. (Baker ym. 2016) Apparent equinus asennossa jalkaterä on alaspäin kääntynyt tasan 90 astetta (Armand ym. 2016). Jalan equinus asento yleensä johtaa varvaskävelyyn ja samalla nilkan plantaarifleksio puuttuu alkukontaktin aikana, kuten myös dorsifleksio tukivaiheessa ja plantaarifleksio tukivaiheen lopussa. Jalassa on equinus asentoa ja eversiota yliaktiivisten triceps suraeen ja peroneaalilihasten takia. (Whittle 1991, 127). Equinoverus asento on kuvattu kuviossa 8.



Kuvio 8 Equinovarus asento (Machida, Inabada & Nakamura 2017)

### 4.3 Jump gait

Jump gait on määritelty lisääntyneellä polven koukistumisella tukivaiheen alusta kaksoistukivaiheeseen asti, jonka jälkeen polvi ojentuu lähes normaalisti tai normaalisti tukivaiheen lopulla. Tutkimuksen mukaan jump gait tarvitsee suuren vertikaalisen voiman kehon ylöspäin työntämiseen. Polven ojentajalihasten suuri voimamomentti selittyy polven koukkuasennolla tukivaiheessa. (Lin ym. 2000.) Jump knee eli hyppykävely johtuu lonkan fleksoreiden, hamstring -lihasten ja gastrocnemiuksen spastisuudesta. Lantio on kallistunut eteenpäin, lonkka ja polvi ovat fleksiossa ja nilkka equinus asennossa. Lapsi hypähtää quadriceps lihaksen kontraktuuran ansiosta kävelyn tukivaiheen lopussa. (Tecklin 2015, 202-203.)

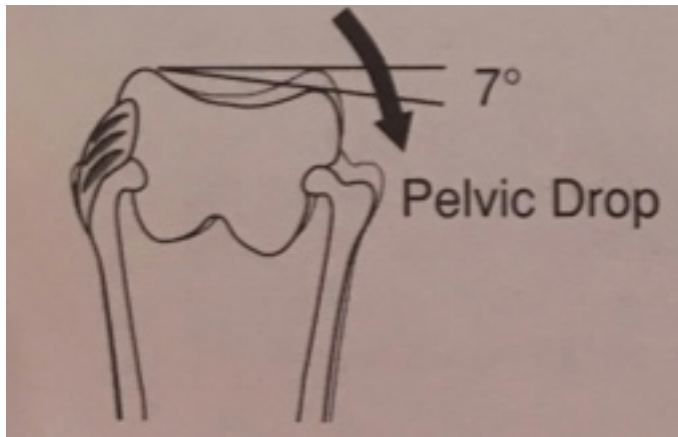
### 4.4 Lantion asento spastisen diplegikon kävelyssä

Lantion liike vaikuttaa kävelyssä liikkeen stabiliteettiin, sekä raajojen väliseen koordinaatioon (Wolf, Mikut, Kranzl ja Dreher 2014). Lantion liike on kävelyssä huomatta-



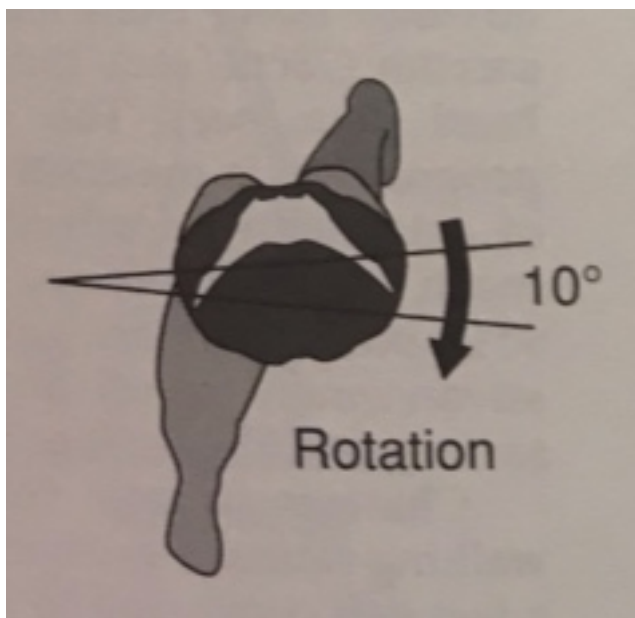
vasti monimutkaisempaa ja kolmiulotteisempaa kuin muissa nivelissä. Sagittaalitasossa tapahtuvan lonkan fleksion  $40^\circ$  ja ekstension  $10^\circ$  lisäksi lantio liikkuu hieman koronaalitasossa sivusuunnassa abduktioon ja adduktion noin  $5^\circ$  kun paino siirtyy jalalta toiselle. Lisäksi liikettä syntyy lonkassa transversaalitasossa sisärotaatioon ja ulkoroataatioon noin  $8^\circ$ . Myös kehonpainopisteen vektori muuttaa suhdettaan lantioon kävelysyklin eri vaiheissa sekä sagittaali-, että transversaalitasossa. (Perry 1992, 111-115.)

Alkukontaktin aikana lonkka ekstensoituu hieman ennen alkukontaktia lonkan ojentajien, hamstring lihasten ja etenkin gluteus maksimuksen aktivoituttua. Tukivaiheen alussa lonkka on noin 20-25 asteen fleksiossa ja jatkaa ekstensoitumista. Tukivaiheen keskellä lonkka on lähes suorana. Lantioon tulee myös koronaalitasossa kallistusta, kun toinen alaraaja nousee ilmaan ja lantio laskeutuu hieman heilahtavan jalan puolella. Lantion sivuttaisliikettä tukevat lonkan adduktorit. Kantapään nousuvaiheessa lonkka on ojentunut noin 10-15 asteen ekstensioon ja lonkan fleksorit toimivat eksentrisesti. Lonkan abduktorit ovat yhä aktiivisia ennen kuin heilahtavan jalan kantapää osuu maahan. Varvastyönön aikana lonkka ekstensoituu ja alkaa taas fleksoitua heilahdusvaiheessa iliopsoas ja adduktorilihasten aktivoitua. Heilahdusvaiheen puolella välissä lonkka on ehtinyt fleksoitua, maksimaalisen fleksion ollessa 60-70 astetta. Heilahdusvaiheen lopulla hamstring-lihakset aktivoituvat ja fleksoivat polvea estääkseen hyperekstension alkukontaktivaiheessa. (Whittle 1991, 62-71.) Lantion asennon haaste tulee molemmin puoleisen tuen poistumisesta, kun heilahtava alaraaja irtoaa kontaktista alustaan ja yhden jalan tukivaihe alkaa (Perry 1992, 139). Lonkan fleksion ja ekstension lisäksi lantio kallistuu sivulle ja liikkuu vertikaalisuunnassa kävelyn aikana. Heilahtavan jalan puolella lantio putoaa hieman ja nousee ylöspäin tukijalan puolella. Samoin lonkan fleksion aikana lantio kääntyy eteenpäin (anterior tilt) ja ekstension aikana puolestaan taaksepäin. (Whittle 1991, 74-76.) Lantion sivukallistus on koronaalitasossa noin 5 astetta. Polven on fleksoiduttava heilahdusvaiheen aikana heilahtavan jalan lantion kallistuessa alaspäin, jotta alaraaja voi siirtyä eteenpäin. (Inman, Ralston ja Todd 2005, 4.) Kuviossa 9 on esitetty heilahtavan jalan puolella tapahtuva lantion sivukallistus kävelyn aikana, joka normaalisti on noin 7 astetta. Heilahtavan jalan puolen lantion sivukallistusta hidastavat lonkan abduktorit, kuten gluteus maksimuksen yläosa ja gluteus medius. Tukivaiheen keskivaiheessa lantio palaa takaisin neutraaliin asentoon. (Perry 1992, 41, 138).

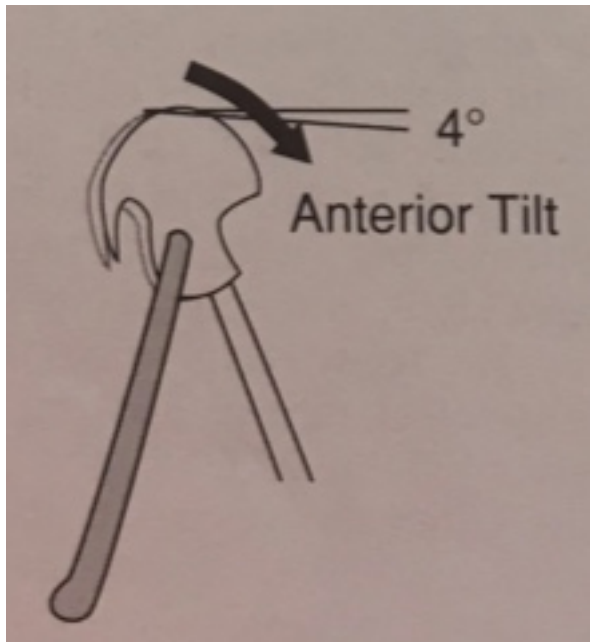


Kuvio 9 Lantion sivukallistus (Perry 1992, 134)

Normaalissa kävelyssä lantio kiertyy vertikaalisen akselinsa ympäri kumpaankin suuntaan noin 4 astetta, yhteensä 8 astetta. Rotaatio lisääntyy yleensä kävelyvauhdin kasvaessa. Rotaatiolla estetään lantion putoaminen kaksoistukivaiheen aikana. (Inman ym. 2005, 4-6.) Perryn mukaan rotaatiota syntyy 10 astetta. Lantion rotaatio alkaa kiertyä sagittaalitasossa heilahdusvaiheen alkuvaiheessa ja on maksimaalisesti kiertyneenä heilahdusvaiheen lopulla (Perry 1992, 134-139). Lantio kallistuu eteenpäin tukivaiheen lopulla, kun alaraaja on kohtisuoraan alustaan nähden. (Perry 1992,138). Lantion rotaatio on esitetty kuviossa 10 ja eteen kallistus kuviossa 11.



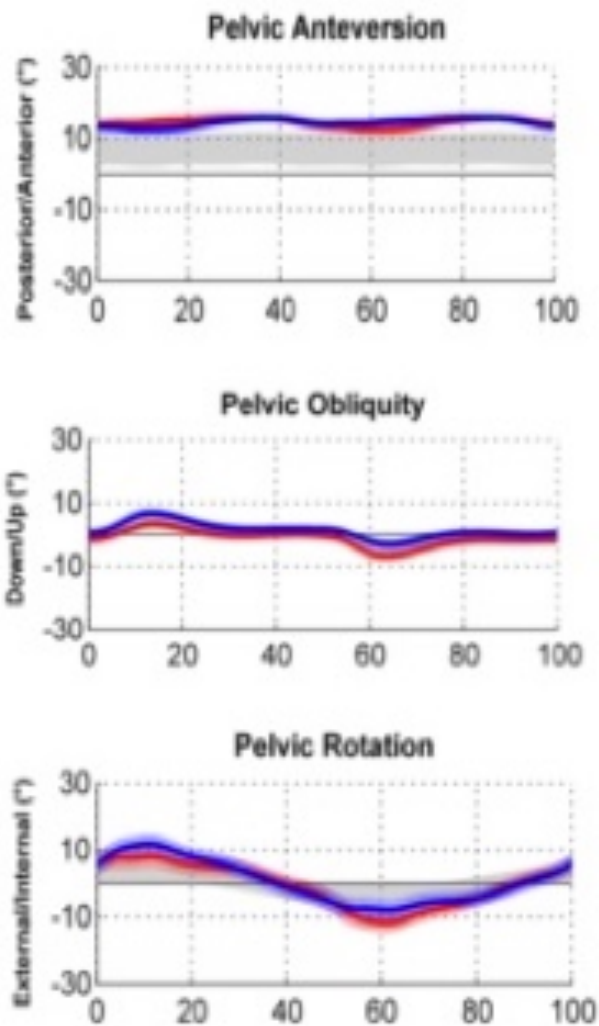
Kuvio 10 Lantion rotaatio kävelyn aikana (Perry 1992, 134)



Kuvio 11 Lantion eteen kallistus (Perry 1992, 134)

Lantion transverse tason rotaatio normaalisti alle 5 astetta, lisäksi lantiossa tapahtuu retraktio heilahtavan jalan puolelle ja protraktio astuvan jalan puolelle. Kävelyyn vaikuttavat keskushermoston toiminta, lihaskireydet ja kompensatoriset liikkeet. Lantion retraktio saattaa olla voimakkaampi enemmän vaurioituneelle puolelle. Retraktio on seurausta kehon eteenpäinsiirtyessä painopisteen muutoksesta tibian yli tiukan gastro-soleus johdosta. (O'Sullivan, Walsh, Jenkinson ja O'Brian 2007.)

Epäsymmetrinen lantion asento ja lonkan kierto diplegisillä CP-vammaisilla esiintyy yleensä voimakkaampana sillä puolella, joka on enemmän vaurioitunut. Femurin sisäkierron korjausleikkaus voidaan tehdä bilateraalisena tai vain enemmän vaurioituneelle puolelle. Tutkimuksen mukaan unilateraalisenä tehtynä korjausleikkauksen jälkeen toiminnalliset testit olivat samalla tasolla molemminpuoleiseen operaatioon verrattuna. (Niklasch, Döderlein, Klotz, Braatz, Wolf ja Dreher 2015.) Kuviossa 12 on kuvattu diplegikon lantion liikettä kävelyn aikana. Pelvic anteversion eli lantion eteenkallistus, pelvic obliquity eli sivukallistus ja pelvic rotation eli lantion rotaatio on kuvattu sinisellä vasen sekä punaisella oikea raaja. Taustalla harmaalla tyypillisesti kehittyneiden kontrollien data.



Kuvio 12 CP-vammaisen kävelyn kinemaattinen analyysi lantion nivelkulmien muutoksista (Armand ym. 2016)

Lantion sagittaalisen tason liikeradan lisääntyminen on yhteydessä proksimaaliseen spastisuuteen ja eteenkallistuksen lisääntyminen heikkojen polven fleksoreiden ja vahvojen ekstensoreiden välisestä epätasapainosta. Eteenkallistuksen lisääntyessä myös lonkan fleksio lisääntyy tukivaiheessa. (Wolf ym. 2014.)

## 5 Tutkimuksen tarkoitus ja tavoite

Suomessa kinemaattinen kävelyanalyysi on yhä vain vähän käytössä spastisten diplegikoiden kuntoutussuunnitelmaa laatiessa. Tämän opinnäytetyön tarkoitus oli antaa pohjaa esimerkin kautta kinemaattisen 3D liikeanalyysin tulkintaan fysioterapeuteille ja lääkäreille työvälineeksi kuntoutuksen ohjaamiseen. Vastaavaa työtä ei ole saatavilla suomeksi. Opinnäytetyön tavoite oli analysoida diplegisen CP-vammaisen lapsen kävelyä, tarkastella lantion asentoa kolmessa eri liiketasossa ja sen vaikutusta kinemaattiseen liikeketjuun askelsyklin eri vaiheissa sekä alkukontaktin aikana. Koska kinemaattinen kävelyanalyysi on tarkka mittari kävelyn laadun arviointiin, on se valittu menetelmäksi tutkimukseen.

Työn avulla pyrin vastaamaan seuraaviin kysymyksiin

- Mitkä ovat lantion nivelkulmamuutokset kävelysyklin eri vaiheissa diplegikon kävelyssä?
- Miten muut nivelet kompensoivat lantion epänormaalia liikettä?
- Missä nivelkulmassa alkukontakti tapahtuu spastisilla diplegikoilla?

## 6 Menetelmät

### 6.1 Kohderyhmä

Tämä opinnäytetyö oli osa isompaa tutkimusta joka toteutetaan Aalto yliopiston ja Helsingin yliopistollisen sairaalan (HUS) Lastenlinnan sairaalan kanssa yhteistyössä. Tässä opinnäytetyössä tutkittiin diplegikoiden kävelyä. Työtä kirjoittaessa oli mitattu viisi spastista diplegikkaa, mutta projektin tavoitteena on mitata lisää loppuvuoden 2018 aikana ja keväällä 2019, kokonaistavoite on 15 diplegikkaa. Koehenkilöt olivat 10-13 –vuotaita CP-vammaisia, joilla on vain vähäinen, 1-2 tason MACS haitta, joten he olivat omatoimisia päivittäisissä askareissa. GMFCS luokitus oli I-II, joten kaikki koehenkilöt kävelivät itsenäisesti ilman apuvälineitä. Lisäksi koehenkilöillä ei ollut tiedossa olevia kognitiivisia tai yhteistyöhön vaikuttavia haittoja. Tutkimuksesta suljettiin pois koehenkilöt, joilla oli GMFCS luokitus 3-5, muu CP-vamman määritelmä kuin diplegia, vaikeuksia ymmärtää ohjeita, kuulon heikentymää, näön heikentymää, ortopedinen operaatio tehty alaraajoihin, muu sairaus tai haitta joka vaikuttaa tasapainoon tai kehonsisäisiä metallisia osia kuten tahdistin. Koehenkilöiden antropometriset tiedot on esitetty taulukossa 4.

Taulukko 4 Koehenkilöiden antropometriset tiedot

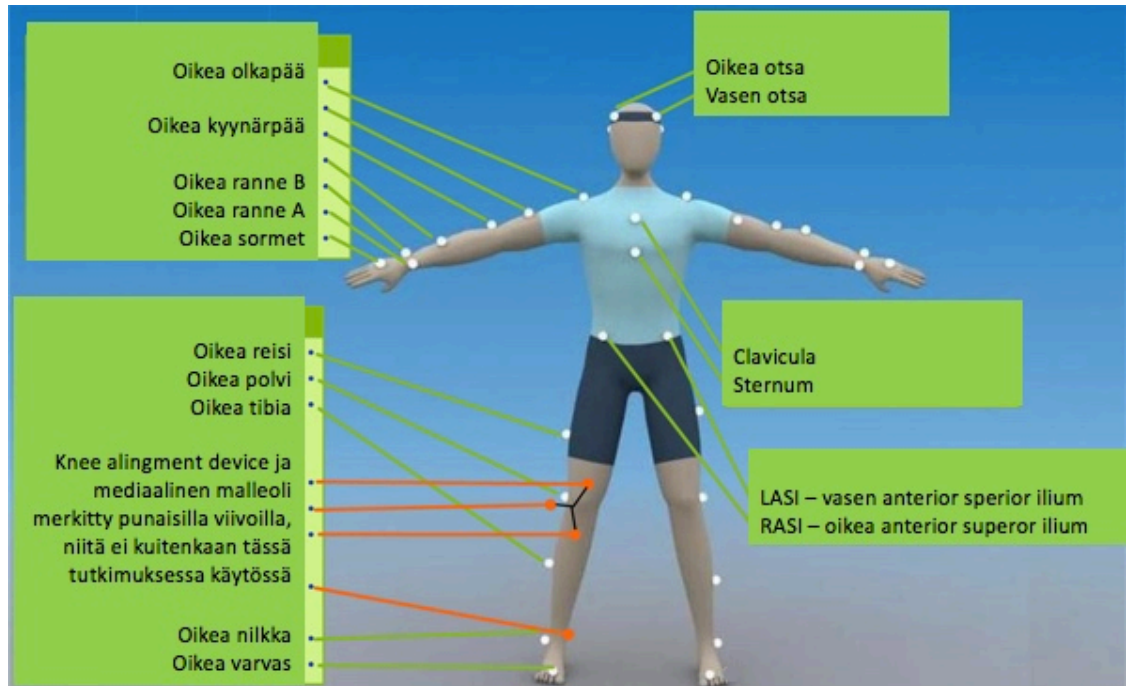
	Ikä	Sukupuoli	Pituus	Paino	GMFCS	MACS
DP03	10.7	Poika	142.5	35.5	2	2
DP05	10.75	Poika	141.5	46	1	1
DP07	10.9	Tyttö	131	27.4	1	1
DP09	13.3	Tyttö	150	41.7	1	1
DP10	12.2	Tyttö	150	49.2	1	1

### 6.2 Menetelmä

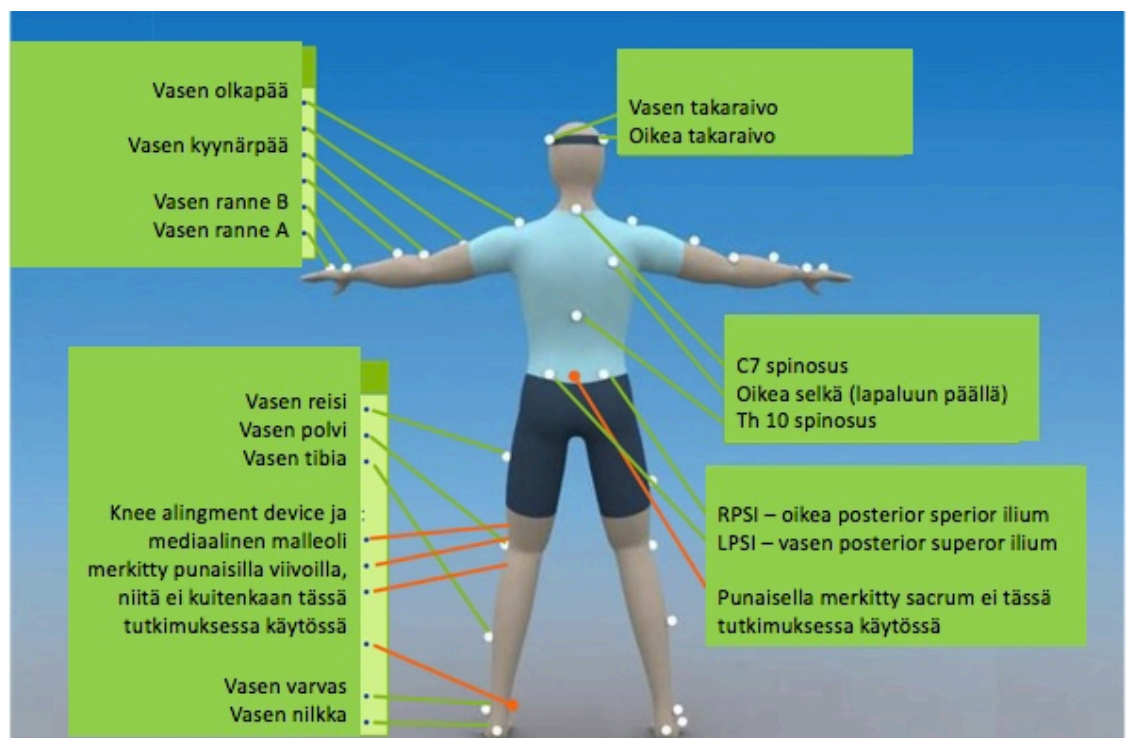
Tutkimusmenetelmäksi valittiin kolmiulotteinen 3D kinemaattinen kävelyanalyysi, joka antaa tarkkaa tietoa nivelten liikkeestä kävelyn aikana. Näin voidaan tarkastella usean nivelen liikettä luotettavasti yhtäaikaisesti, sekä nivelkulman muutosta kävelysyklin aikana ja tarkemmin alkukontaktin hetkellä.

Koehenkilöille asetettiin 32 heijastavaa markkeria ihon pinnalle. Markkerien sijainnit ovat neljä markkeria päässä, C7 ja C10 nikamat selässä, clavicula, sternum, selkä, olkapää, kyynärpäät, ranne, spina iliaca anterior ja posterior, reisi, polvi, tibia, nilkka, kantaluu ja varvas molemmilla puolilla. Heijastavien markkereiden paikat on kuvattu

kuvioissa 13 ja 14. Kävely kuvattiin infrapunakameroilla (Vicon Oxford Metrics, Oxford, UK). Koehenkilöt kävelivät 12 metrin matkan 10 kertaa omaa normaalia kävelyvauhtiaan. Kävely kuvattiin kymmenellä infrapuna kameralla 100Hz keräystaajuudella. Kamerat olivat sijoitettu yksi kamera radan alkuun ja loppuun, sekä 4 kameraa kummallekin sivustalle. Datan perusteella luotiin virtuaalinen kolmiulotteinen malli Plug In-Gait biomekaanisella mallilla (Vicon Full body), jonka avulla määritettiin nivelkulmien muutokset.



Kuvio 13 heijastavien markkereiden paikat edestä (Vicon)



Kuvio 14 heijastavien markkereiden paikat takaa (Vicon)

### 6.3 Aineiston analysointi

Aineistoa analysoitiin Vicon Nexus 2.6 –ohjelmalla (Vicon Motion Systems, Lake Forest, CA). Vicon-ohjelman luoman mallinnoksen avulla nivelkulmien muutoksia tarkasteltiin nivelen kulmamuutoksia suhteessa kävelysyklin vaiheeseen. Lantion asennosta mitattiin eteen-taakse ja ylös-alas suuntaista liikettä, sekä rotaatiota. On tärkeä ottaa kaikki kolme liikeakselia mukaan tarkasteluun, jotta lantion liikettä voidaan arvioida kokonaisvaltaisesti. Lisäksi mitattiin nilkan plantaari- ja dorsifleksiota, polven flesiota, lonkan fleksiota, vartalon sivukallistusta ja rotaatiota. Diplegikoilla on usein havaittavissa koukkuasentoja alaraajoissa sekä lihasheikkouksista johtuvaa liikevajausta ojenuspuolelle, joten on tärkeä tarkastella koko alaraajan liikettä kaikkien nivelten osalta ymmärtääkseen kävelyn kokonaiskuvan.

Data normalisoitiin kestoltaan askelsykliin, eli jalan alkukontaktista saman jalan seuraavaan alkukontaktiin. Kaikista analysoitavista kävelyistä etsittiin ensin alkukontaktit ja lopulta saatavat kävelysyklit keskiarvostettiin. Kävelysykliden määrä voi vaihdella, sillä kaikista suorituksista ei saatu yhtä pitkiä, eivätkä kaikki suoritukset sisällä yhtä montaa kokonaista sykliä. Edellytys analysoinnille oli, että suoritus sisältää ainakin yhden kokonaisen kävelysyklin. Nivelkulmat on laskettu eri nivelille alkukontaktin hetkellä, sekä koko syklin ajalta haettiin nivelkulmien maksimi- ja minimiarvot. Lisäksi tukivaiheen maksimiarvo ja heilahdusvaiheen minimiarvo laskettiin. Datankäsittely tehtiin Python -ohjelman avulla.

Vicon -analysointiohjelma laskee Plug in Gait –biomekaanisen mallin avulla lantion eteenkallistuksen transversaalitasossa, positiivinen lukema kuvaa ylöspäin nousevaa suuntaa ja negatiivinen laskevaa. Lantion sivukallistus lasketaan sen akselin mukaan, joka on kohtisuoraan horisontaalitasossa liikesuunnan kanssa sekä transversaalitasossa. Negatiivinen sivukallistuksen lukema kuvaa tilannetta, jossa lantio on kallistunut vastapuolella alaspäin. Lantion rotaatio on laskettu frontaalitasossa, negatiivinen arvo kuvaa tilannetta, jossa vastapuolen lantio on siirtynyt eteenpäin. Lonkan koukistus on mitattu transversaalitasossa, ja positiivinen lukema kuvaa tilannetta jossa polvi on vartalon edessä. Nilkan liikkeessä positiivinen lukema kuvaa dorsifleksiota. (Vicon n.d.)



## 6.4 Eettisyys ja luotettavuus

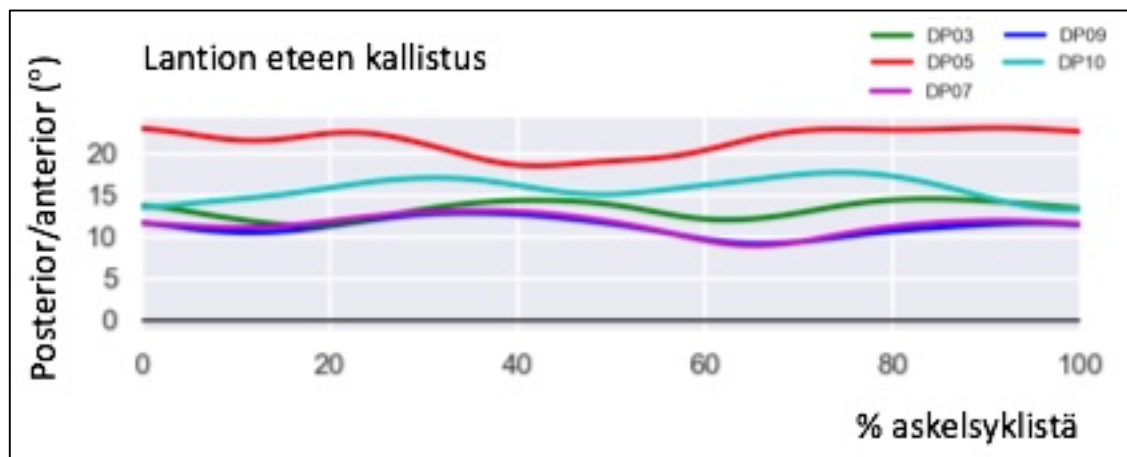
Tämä opinnäytetyö oli osa isompaa tutkimusta, jolle on anottu HUS:in Naisten, lasten ja psykiatrian eettisen toimikunnan lupa. Sekä lapsi, että hänen huoltaja ovat allekirjoittaneet suostumislomakkeen ennen lapsen osallistumista tutkimuksiin. Eri ikäisille lapsille on kirjoitettu omat suostumislomakkeensa selkokielellä. Tutkimusmenetelmänä kinemaattisen kävelyanalyysin luotettavuuteen vaikuttavat esimerkiksi infrapunakameroiden määrä, kalibrointi, markkerien asettelu sekä digitaalinen käsittely, jolla kävelyn kinemaattinen 3D liikkeenmallinnus luodaan ja miten muuttujia jatkositellään. Tärkeää on myös mittausvaiheessa noudattaa protokollaa sekä huolehtia siitä, että koehenkilö keskittyy kävelyyhän ja kävelee koko ohjeistetun matkan kameroiden ulottuvilla, sekä siihen, että mittalaitteet tallentavat halutun osan kävelystä. Normaalisti protokollasta poikkeavuudet tulisi kirjata ylös ja tarvittaessa toistaa suoritus. Kävelyitä tehtiin tutkimuksessa 40 kappaletta, joita keskiarvostamalla saadaan kuvattua koehenkilölle tyypillistä kävelyä. Lisäksi koehenkilöjoukko vaikuttaa tutkimuksen luotettavuuteen, millä ehdoilla yksilöitä on sisällytetty tutkimukseen tai millä kriteereillä heitä on suljettu pois tutkimuksesta.

## 7 Tulokset

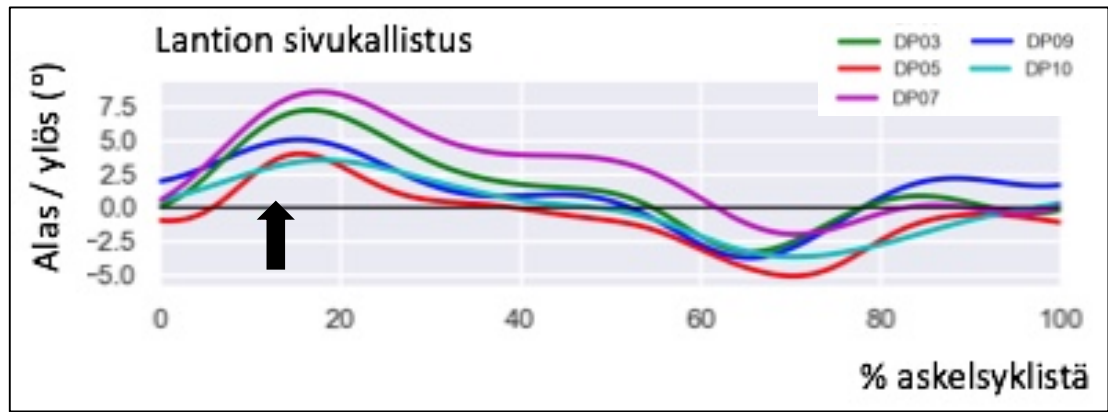
Tutkimukseen osallistuneilla koehenkilöillä havaittiin korostunutta lantion eteenpäin kallistusta, nilkan pienentyntä liikerataa sekä vartalon sivukallistuksen ja lantion sivukallistuksen toisiaan kompensoiva liike. Jokaisella viidestä mitatusta koehenkilöstä oli oma yksilöllinen kävelytyylinsä ja lisäksi koehenkilöillä oli havaittavissa puolieroja oikean ja vasemman jalan välillä.

### 7.1 Lantion asento kävelyn aikana

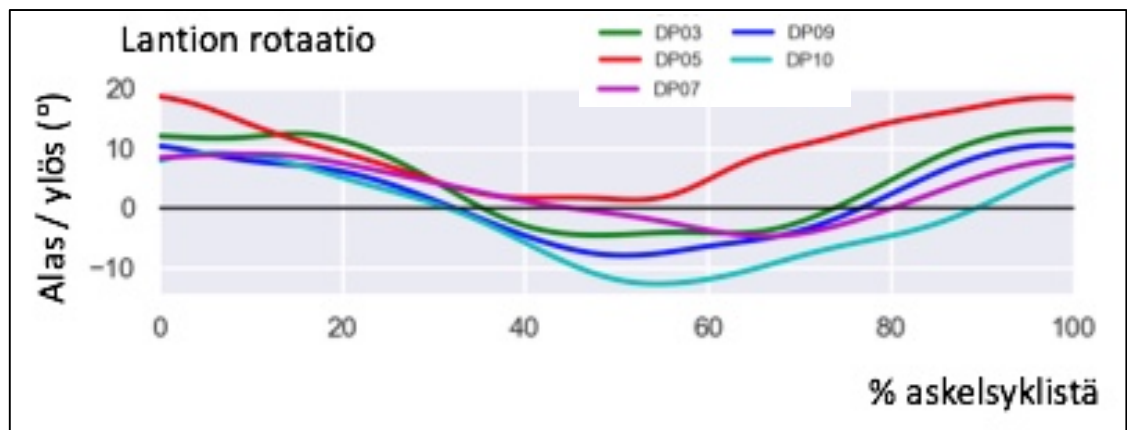
Koehenkilöiden lantion eteenkallistus alkukontaktin aikana oli keskimäärin  $14,3^\circ$ , askelsyklin maksimi keskimäärin  $15,9^\circ$  ja minimi  $12,5^\circ$ . Lantion sivukallistus alkukontaktin aikana koehenkilöillä oli  $-0,1^\circ$ , askelsyklin maksimi keskimäärin  $4,6^\circ$  ja minimi  $4,6^\circ$ . Koehenkilöillä puolierot esiintyivät lantion sivukallistuksessa voimakkaasti lantion kallistuessa enemmän toiselle puolelle. Koehenkilöiden lantion rotaatio alkukontaktin aikana oli keskimäärin  $8,2^\circ$ , askelsyklin maksimi keskimäärin  $7,1^\circ$  ja minimi  $-7,1^\circ$ . Kuvioissa 15-17 on esitetty nivelkulmamutokset koehenkilöittäin. Koehenkilö DP03 on merkattu vihreällä, DP05 punaisella, DP07 violetilla, DP09 sinisellä ja DP10 turkoosilla. Data on kerätty koehenkilöiden oikean raajan kokonaisista kävelysykleistä ja jokainen sykli on keskiarvoistettu niin että x-akselilla kuvattu aika vastaa kävelysyklin kestoa (100%). Kuvaaja esittää kunkin koehenkilön syklien keskiarvoa.



Kuvio 15 Lantion eteen kallistus

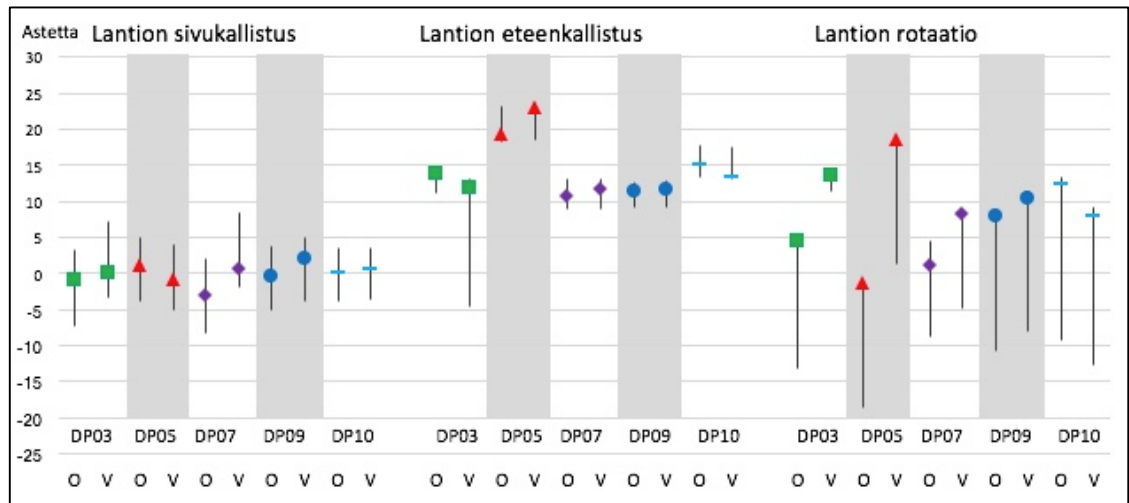


Kuvio 16 Lantion sivukallistus



Kuvio 17 Lantion rotaatio

Lantion liikkeen nivelkulmamutokset kolmessa eri liiketasossa (lantion eteenkallistus sagittaalitasossa, sivukallistus koronaalitasossa ja rotaatio transversaalitasossa) on esitetty kuviossa 18. Koehenkilö DP03 on merkattu vihreällä neliöllä, DP05 punaisella kolmiolla, DP07 violetilla vinoneliöllä, DP09 sinisellä pallolla ja DP10 turkoosilla viivalla. Värillä ja kuviolla on merkitty nivelkulmat alkukontaktin aikana ja lisäksi kuvaajaan on merkitty nivelkulmien vaihteluväli askelsyklin aikana sekä vasemman että oikean alaraajan askelsykleille.



Kuvio 18 Lantion nivelkulmat alkukontaktin aikana ja liikelaajuus kävelysyklin aikana

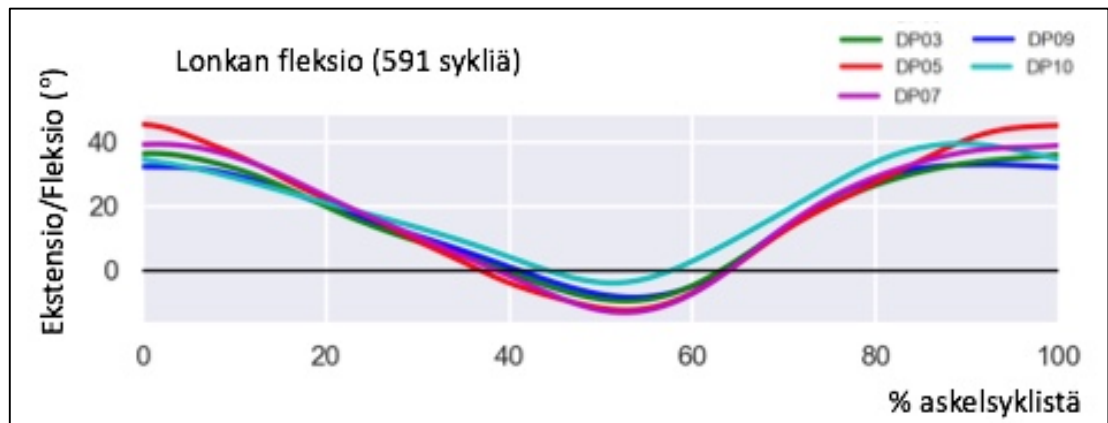
## 7.2 Muiden nivelten asento kävelyn aikana

Koehenkilöillä lonkan fleksio alkukontaktin aikana oli keskimäärin  $38,6^\circ$ . Lonkan fleksio on suurempaa heilahdusvaiheen lopulla ja tukivaiheen alussa koehenkilöillä verrattuna normaaleihin verrokkeihin. Lonkan fleksion askelsyklin maksimi-arvo koehenkilöillä keskimäärin  $19,8^\circ$  ja lonkan ekstension maksimin keskiarvo  $12,7^\circ$ . Koehenkilöillä polven fleksio alkukontaktin aikana keskimäärin  $13,5^\circ$ . Askelsyklin aikaisen polven ekstension maksimi-arvo keskimäärin  $4,2^\circ$  ekstensiovajausta ja polven fleksion maksimi-arvo askelsyklin aikana koehenkilöillä keskimäärin  $53,4^\circ$ .

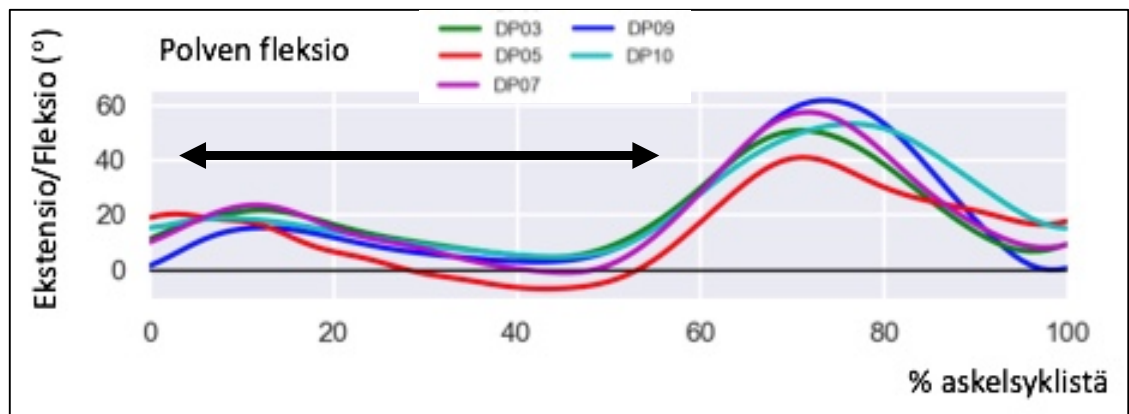
Nilkan plantaarifleksio koehenkilöillä alkukontaktin aikana keskimäärin  $4,8^\circ$  ja askelsyklin aikainen maksimaalinen dorsifleksio keskimäärin 9 astetta, plantaarifleksio  $16,5^\circ$ . Vartalon sivukallistus koehenkilöillä oli alkukontaktin aikana keskimäärin  $-0,5^\circ$ . Askelsyklin maksimi-arvo keskimäärin  $2,3^\circ$  ja minimiarvo  $-2,4^\circ$ . Koehenkilöillä oli havaittavissa selvät puolierot. Vartalon rotaatio alkukontaktin aikana keskimäärin  $-1,5^\circ$ , askelsyklin maksimi-arvo keskimäärin  $3,4^\circ$  ja minimiarvo  $-3,4^\circ$ . Myös rotaatiossa oli selvät puolierot havaittavissa oikean ja vasemman jalan askelsykleissä.

Kuvioissa 19-23 on esitetty lonkan, polven, nilkan ja vartalon nivelkulmamuutokset kävelysyklin aikana koehenkilöittäin. Syklit oli laskettu keskiarvoistamalla oikean alaraajan askelsyklejä (yhteensä 46 sykliä) ja kuvaaja esittää kunkin koehenkilön syklien keskiarvoa. Koehenkilö DP03 on merkattu vihreällä, DP05 punaisella, DP07 violetilla, DP09 sinisellä ja DP10 turkoosilla. Lantion ja vartalon sivukallistuksen kuvaajiin on merkitty varvastyönön ajanhetki, jolloin lantio nousee ylöspäin. Polven fleksion kuvaajaan on merkitty tukivaihe, jonka aikana polven fleksiota esiintyy koehenki-

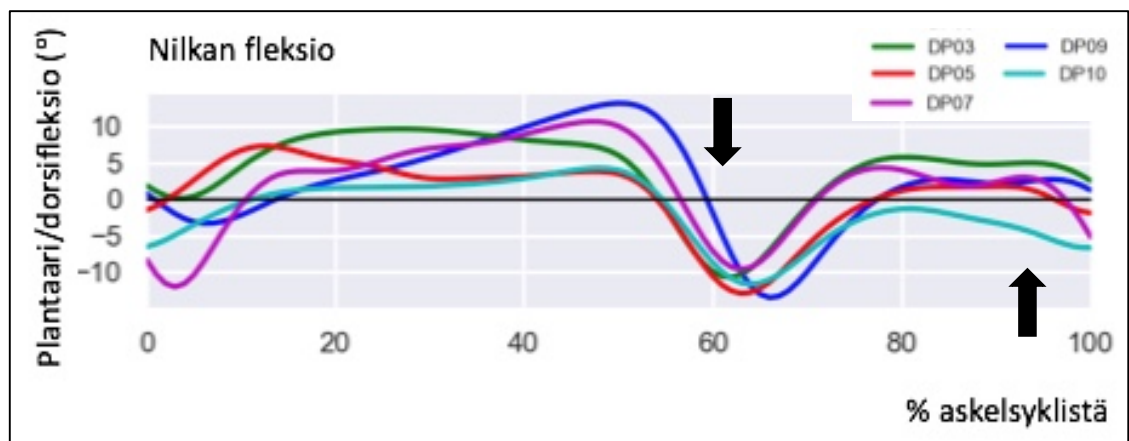
löllä. Nilkan fleksion kuvaajaan on merkitty varvastyöntö sekä heilahdusvaiheen loppu. Vartalon sivukallistuksen kuvaajaan on merkitty varvastyöntö.



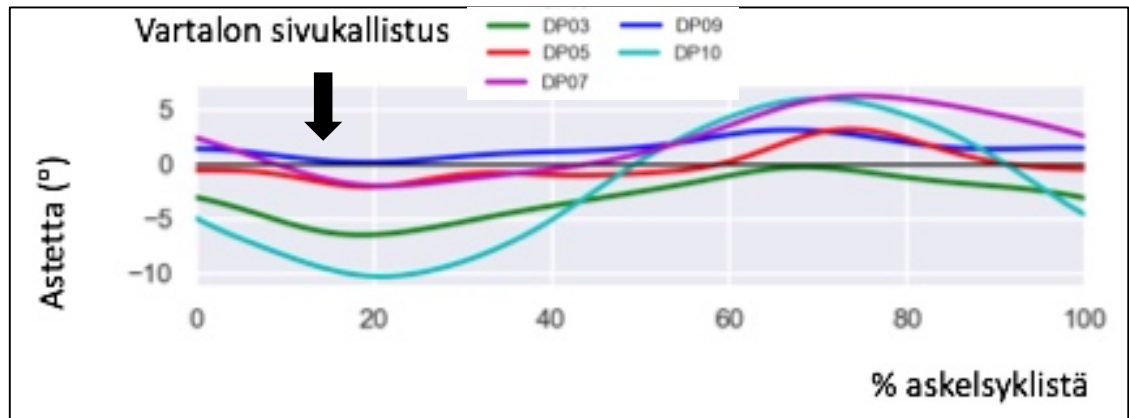
Kuvio 19 Lonkan fleksio



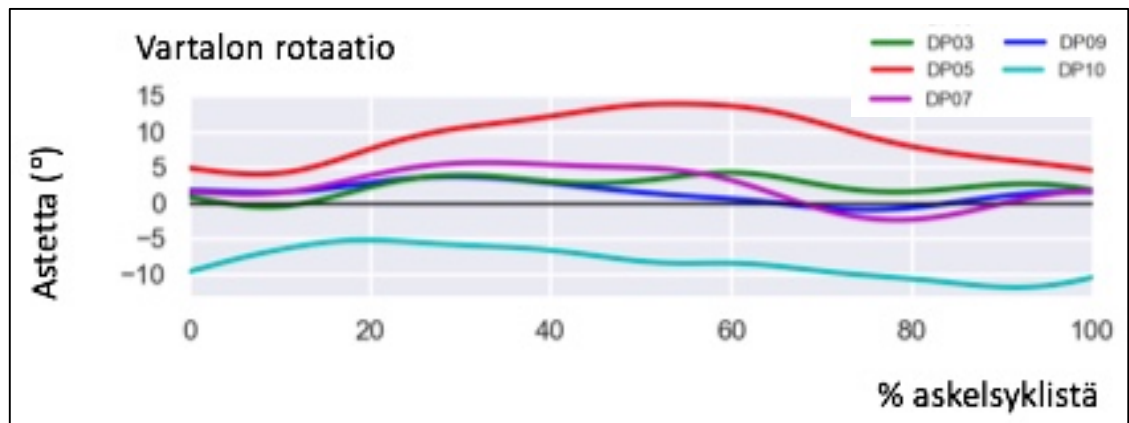
Kuvio 20 Polven fleksio



Kuvio 21 Nilkan fleksio



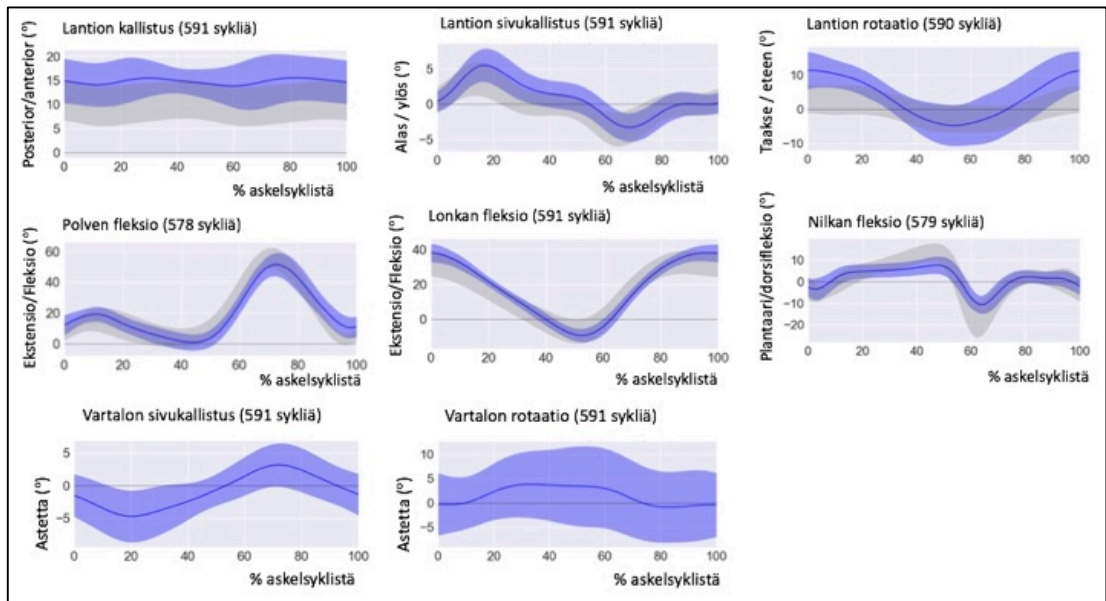
Kuvio 22 Vartalon sivukallistus



Kuvio 23 Vartalon rotaatio

### 7.3 Nivelkulmamuutokset kävelyn aikana

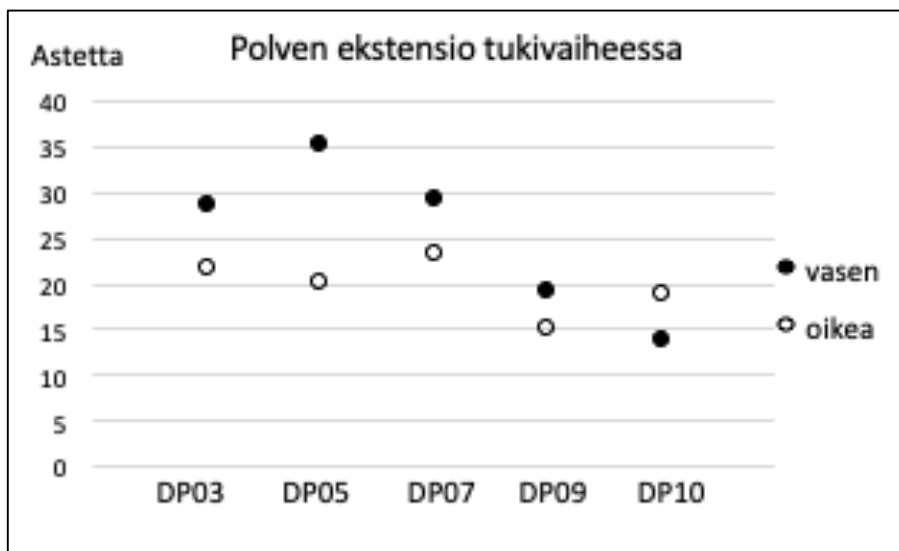
Nivelkulmien muutokset kävelysyklin aikana on esitetty grafiikkana (kuvio 24) normalisoituna kävelysyklin ajalle. Data on kerätty koehenkilöiden oikean raajan kokonaisista kävelysykleistä ja jokainen sykli on keskiarvoistettu niin että x-akselilla kuvattu aika vastaa kävelysyklin kestoa (100%). Kuvioissa data sisältää viiden koehenkilön keskiarvon (sininen viiva) ja keskihajonnan (vaaleampi sininen alue). Jokaisen nivelen yhteyteen on ilmoitettu kuinka monta kokonaista sykliä keskiarvon laskemiseen on käytetty. Sykliä määrä saattaa vaihdella, sillä kävelymatkat saattavat olla eripituisia. Lisäksi se kummalla raajalla kävely aloitetaan, vaikuttaa tallentuneiden kokonais-ten syklien määrään. Kuvaajassa taustalla on harmalla esitetty tyypillisesti kehittyneiden kontrolli-koehenkilöiden data samanikäisillä verrokeilla mitattuna.



Kuvio 24 Koehenkilöiden keskiarvo nivelkulmamutokset askelsyklin aikana, hajonta ja verrokkien nivelkulmamutokset

#### 7.4 Polven ja nilkan toiminta kävelyn aikana

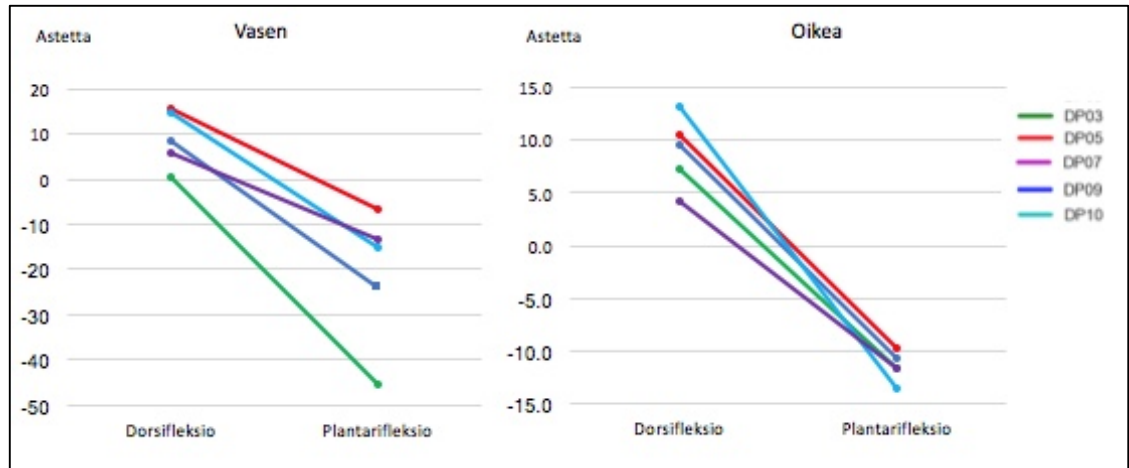
Kuviossa 25 on esitetty polven maksimaalinen ekstensio tukivaiheen aikana jokaiselle koehenkilölle sekä vasemmalle, että oikealle alaraajalle. Huomioitavaa on, että jokaisella koehenkilöllä polven ekstension puoliero on väntään  $4^{\circ}$  (DP09) ja jopa  $14.8^{\circ}$  (DP05).



Kuvio 25 Polven ekstensio tukivaiheen aikana

Nilkan maksimaalinen nivelkulmamutos askelsyklin aikana on esitetty kuviossa 26 vasemmalle sekä oikealle alaraajalle. Koehenkilöillä on enemmän hajontaa vasem-

man nilkan liikeradassa. Koska kuvioissa 15-17 ja 19-23 esitetyt nivelkulmien muutosta kuvaavat kuvaajat on tehty oikean jalan askelsykleistä, on kuvaaja luultavasti erinäköinen vasemman jalan sykleistä, etenkin koehenkilöllä DP05, jolla on eniten hajontaa nilkan liikeradassa.

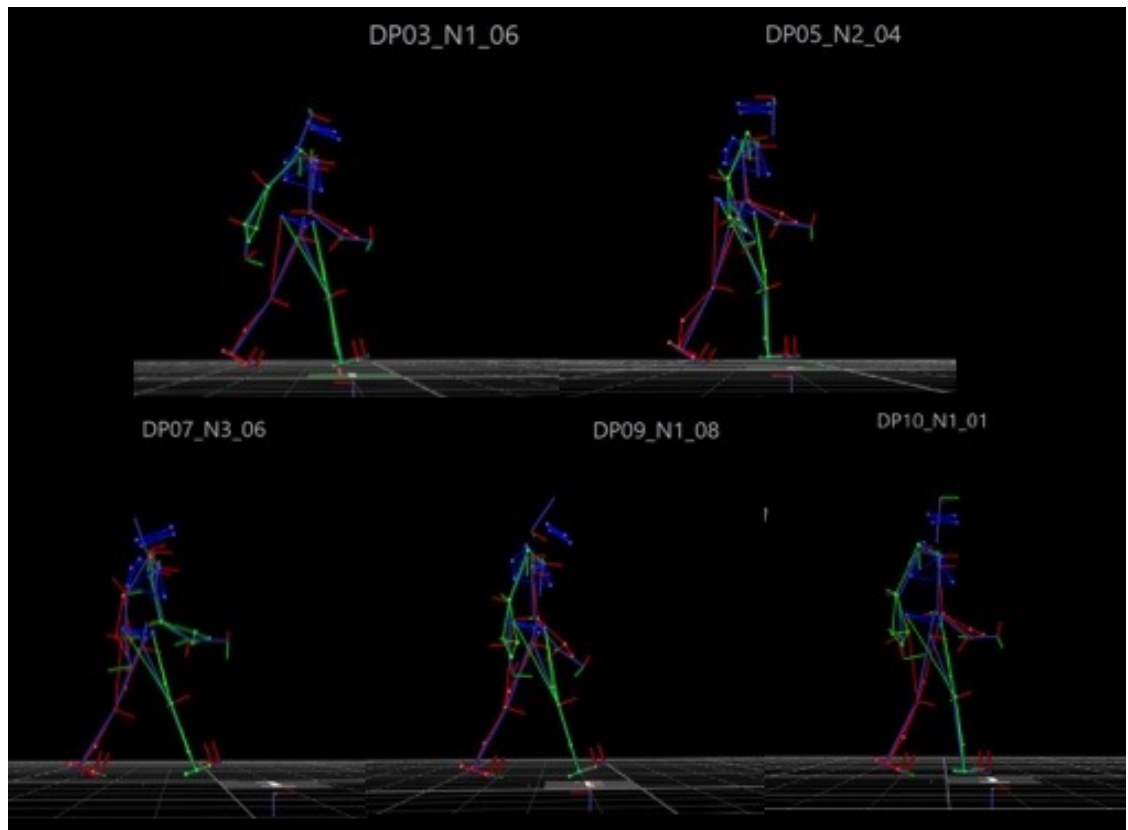


Kuvio 26 Vasemman ja oikean nilkan nivelkulmamuuksien muutokset dorsiflexio- ja plantaarifleksiosuuntaan kävelysyklin aikana

## 7.5 Nivelkulmat alkukontaktin hetkellä

Koehenkilöiden kolmiulotteinen mallinnus oikean raajan alkukontaktin hetkellä on esitetty kuviossa 27. Vartalon asentoa ja nivelkulmien muutoksia tarkastelemalla voidaan todeta yksilöllisiä ominaisuuksia kävelyssä. Yksilölliset nivelkulmat alkukontaktille ja askelsyklin maksimi- ja minimiarvoille on esitetty liitteessä 1. Kuviosta on havaittavissa ylävartalon, yläraajojen, lonkan, polven ja nilkan erilaiset asennot koehenkilöiden välillä alkukontaktin hetkellä.





Kuvio 27 Koehenkilöiden asento ja nivelkulmat alkukontaktin aikana oikean alaraajan astuessa

## 8 Pohdinta

Tämän tutkimuksen tuloksista voidaan todeta koehenkilöinä olleilla spastisilla dilpegi-sillä lapsilla ja nuorilla lantion olevan korostuneesti kallistunut eteenpäin. Lisäksi nilkan liikerata on pienentynyt vähentyneen varvastyönnön aikaisen plantaarfleksion sekä tukivaiheen lopun dorsifleksion takia. Vartalon sivukallistus ja lantion sivukallistus ilmenivät toisiaan kompensoivina liikeinä heilahtavan jalan varvastyönnön aikana. Jokaisella viidestä mitatusta koehenkilöstä oli oma yksilöllinen kävelytyylinsä ja lisäksi koehenkilöillä oli havaittavissa puolieroja oikean ja vasemman jalan välillä. Kineemaattisella kävelyanalyysillä saatiin luotua tarkka analyysi nivelten liikkeestä kävelysyklin eri vaiheissa sekä alkukontaktin aikana. Lantion asentoa on haastava arvioida objektiivisesti paljaalla silmällä, joten kinemaattinen kävelyanalyysi mahdollistaa liikkeen tarkastelun yhtäaikaisesti kolmessa eri liiketasossa.

Lantion toiminta on keskeistä kävelyn symmetrian ja raajojen välisen koordinaation kannalta, tämän takia lantion hallinta ja stabiliteetti on tärkeää CP-vammaisilla lapsilla. Eteenpäin kallistunut lantio on tyypillinen oire CP-vammaisilla. Korostunut lantion eteenkallistus, kun liikerata on kokonaisuudessaan kasvanut, viittaa proksimaaliseen spastisuuteen ja korkea eteenkallistuksen keskiarvo lantionkallistukselle puolestaan liittyy polven fleksoreiden ja ekstensoreiden epätasapainoon ja lisääntyneeseen lonkan koukistukseen tukivaiheessa. (Wolfe ym. 2014.)

Tässä tutkimuksessa koehenkilöillä havaittiin korostunutta lantion eteenkallistusta, etenkin koehenkilöillä DP05 ja DP10, joilla kävelysyklin maksimaalinen eteenkallistus  $23^\circ$  ja  $17,8^\circ$ . Näiden koehenkilöiden lonkan tai polven koukistus tai eteenkallistuksen liikerata ei kuitenkaan eronnut muista koehenkilöistä tukivaiheen aikana. Perryn mukaan (Perry 1992, 134-139) lantion rotaatiota syntyy normaalissa kävelyssä  $10^\circ$  ja tutkimukseen osallistuneilla koehenkilöillä lantion rotaatiota esiintyi  $13,3-22,6^\circ$ . Koehenkilöillä esiintyvän normaalista poikkeavan kävelytyylin taustalla voi olla useita tekijöitä, kuten esimerkiksi lihasheikkoutta, spastisuutta, kontraktuura, lihasepätasapaino, luisten rakenteiden epänormaali asento tai vaikeus koordinoida lihastoimintaa. Tämän tutkimuksen perusteella on kuitenkin haastavaa arvioida taustalla olevia syitä tarkastelematta muita muuttujia, kuten lihasaktiivisuutta, niveliin vaikuttavia voimia ja potilaan kokonaistilannetta.

Fysioterapeuteilla ei ole aina käytössä kinemaattista 3D liikeanalyysiä. Kinemaattisen analyysin avulla voidaan tarkastella koko kinemaattista ketjua ja eri nivelissä tapahtuvia liikkeitä ja kompensatioita kävelyn syklin eri vaiheiden aikana. Lisäksi kinemaattisen kävelyanalyysin avulla voidaan määrittää mikä on nivelen liikerata ja mitkä lihakset eivät toimi optimaalisesti kävelyn aikana. (Baker ym. 2016.) Kävelyanalyysin tulkinta on myös haastavaa ja vaatii erityisosaamista. Kliininen kävelyanalyysi ei kerro miten potilasta tulee hoitaa, mutta auttaa ymmärtämään kävelyn haittaa, sekä selvittää intervention vaikutuksia ennen ja jälkeen intervention mitattuna (Armand ym. 2016).

Kinemaattisella 3D kävelyanalyysillä saadaan tarkkaa tietoa, mutta sen tekeminen vaatii kalliin laitteiston, laitteiden kalibrointia, aikaavievän mittaussektion, jossa heijastavien markkereiden asettelun ja datan keräämisen on tapahduttava huolellisesti. Tässä tutkimuksessa samat HUS:n fysioterapeutit, joilla on jo vuosien kokemus markkereiden asettelusta, valmistelivat koehenkilön mittauksiin. Lisäksi luotettavien tulosten varmistamiseksi on oltava riittävää asiantuntemusta datan prosessointiin sekä tulkintaan. Lääkäreille kävelyanalyysi antaa arvokasta tietoa leikkauksia tai muita spastisuuden hoitoja suunniteltaessa, ja leikkauspäätösten tekoon, jotta hoito osataan kohdistaa oikein. Fysioterapeuteille puolestaan liikkumisen ongelman sijainnista, mihin terapiaa tulee kohdentaa.

Etenkin lapsilla tehtävissä mittauksissa datan luotettavuuteen vaikuttaa potilaan motivaatio ja henkinen tila, esimerkiksi jännittäminen. Tutkimuksessa kävelysuorituksia ei kontrolloitu, vaan potilaita pyydettiin kävelemään omaa normaalia tahtia radan päästä päähän. Tutkimus koostui isosta testien kokonaisuudesta, jossa kävelyanalyysi oli vain yksi osa kokonaisuudesta ja mittauspäivät olivat potilaille pitkiä. Tämä saattoi vaikuttaa jaksamiseen ja keskittymiseen ja siten tuoda lisää variaatiota suorituksiin. Kävelyvauhtia voi kontrolloida esimerkiksi kronometrin avulla tai kävelemällä juoksumatolla määrättyä nopeutta. Kävelyn kontrolloiminen voi olla hyvä tutkimuksen standardoimisen kannalta, mutta kuten tässäkin tutkimuksessa, jos halutaan selvittää potilaan luontaista kävelyä, saadaan se parhaiten esille kontrolloimatta kävelytyyliä tai kävelyn vauhtia.

Eri CP-vammaisten kävelytyyliin luokitteluun (Lin ym. 2000) verrattaessa tämän tutkimuksen koehenkilöt eivät selvästi edusta mitään määriteltyä kävelyn tyyliä, vaan ovat lähempänä normaalin kävelyn mallia polven ja lonkan koukistuksen kuvaajan

perusteella. Toisaalta kävelyn sagittaalisen tason analyysin perusteella koehenkilöiden keskiarvo edustaa parhaiten true equinus kävelytyyliä lantion kallistuksen, lonkan, polven ja nilkan ojennuksen osalta (Rodda, Graham, Carson, Galea ja Wolfe 2004). Equinus kävelyssä nilkka on equinus –asennossa kääntyneenä plantaarifleksioon ja polvi sekä lonkka ojentuvat ja lantio on eteenpäin kallistunut.

Koehenkilöillä nilkka oli jopa hieman dorsifleksiossa alkukontaktin aikana ja varsinaista equinus –asentoa ei esiintynyt, vaikka sagittaalitasossa kinematiikka onkin equinus –kävelyä vastaavaa. Koehenkilöillä lantio nousee varvastyönön aikana, mikä vastaa kirjallisuudessa esitettyjä kävelyn mallia, samoin koehenkilöillä esiintyy kirjallisuudessa mainittua vartalon sivukallistusta lantion vastakkaiselle puolelle varvastyönön aikana (Kiernan ym. 2017). Lantion ja vartalon sivukallistus heilahdusjalan varpaiden irrotessa tapahtuu yhtäaikaisesti, kun lantio nousee ylös, kallistuu vartalo samalle puolelle tasapainottamaan vartaloa. Polven nivelkulmien kuvaajaan merkitty tukivaihe on koehenkilöillä lähellä normaalin kävelyn mallia eikä selvää, CP-vammaan tyypillisesti liittyvää koko tukivaiheen kestävää koukistusta tavata kenelläkään koehenkilöistä.

Nilkan nivelkulman kuvaajaan merkityn varvastyönön ja heilahdusvaiheen loppuvaiheen kohdalla havaitaan selkeä plantaarifleksio varvastyönön kohdalla ja heilahdusvaiheen lopulla osa koehenkilöistä (DP03, DP05) pitää nilkan dorsifleksiossa, mutta osa (DP07, DP09 ja DP10) valmistautuu alkukontaktiin nilkka plantaarifleksiossa. Samoilla koehenkilöillä, joilla nilkka tulee alkukontaktiin plantaarifleksiossa esiintyy samanaikaisesti myös enemmän polven fleksiota. Spastisuus voi vaikuttaa CP-vammaisilla plantaarifleksioon ja osa potilaista voi hyödyntää spastisiteettiä kävelyssä eteenpäin vievänä voimana.

Fysioterapiaa käytetään yleisesti CP-vamman oireiden kuntouttamiseen. Fysioterapian tarkoituksena on ylläpitää liikeradat nivelissä, tarvittavat lihaspituudet, voimatasot ja parantaa tasapainoa ja koordinaatiota. Fysioterapeutti voi myös auttaa potilasta ortoosin hankinnassa, jos sellaisen avulla voidaan parantaa kävelyä. (Armand ym. 2016.) Kinemaattisen kävelyanalyysin avulla voidaan myös erotella primaariset ongelmat kompensatorisista muutoksista (Esquenazi ja Talaty 2011, 115). Tässä tutkimuksessa tarkasteltujen koehenkilöiden kävelyprofiilit ovat toisistaan poikkeavia, täten myös terapian tulisi olla erilaista, potilaan toimintakykyyn perustuen. Kinemaattinen 3D kävelyanalyysi voi toimia fysioterapeuteille työkaluna terapian suunnittelus-

sa. Kävelyanalyysin perusteella voidaan tarkastella nivelkulmia, nivelten liikenopeuksia, lihasaktiivisuutta ja niveliin kohdistuvia voimia, joita kaikkia ei voitu tähän työhön sisällyttää. Nämä tiedot kuitenkin auttavat fysioterapeuttia ymmärtämään liikkeen haasteita, mitkä lihakset ovat heikkoja, missä asennossa nivelet ovat kuormituksen aikana sekä kävelyn koordinaatiota.

Suomalaiset fysioterapian suositukset (Toimia –tietokanta) CP-vammaisen toimintakyvyn arviointiin sisältävät 6minuutin kävelytestin ja energiankulutuksen testin (PCI), joissa arvioidaan fyysistä suorituskykyä mittaamalla kuljettu matka ja arvioimalla rasiustasoa sekä sykevasteita. Lisäksi testistöön kuuluu toiminnallinen kävelytesti (TUG). Nämä testit eivät kuitenkaan arvioi kävelyn tekniikkaa tai mahdollisia kävelyn haasteita, kompensatioita jne. Kävelyn laadun arviointi on siis jokaisen fysioterapeutin vastuulla, eikä siihen ole valmiita suosituksia.

Kinemaattisen kävelyanalyysin luotettavuuteen vaikuttavat mittausmenetelmä, markkereiden asettelu, datan käsittely sekä tulosten tulkinta. Tässä tutkimuksessa lasketujen askelsyklin maksimin ja minimiarvon laskentapa jättää pois arvot, jos ne ovat syklin alussa tai lopussa, eli arvo on laskettu huippuarvosta. Esimerkiksi lonkan fleksi-ossa askelsyklin maksimiarvo on keskimäärin  $19,8^\circ$ , vaikka alkukontaktin aikana luke- ma on  $38,6^\circ$ . Kaikilla koehenkilöllä esiintyi puolieroja ja asymmetriaa. Keskiarvoistamalla on luotu epätyypillinen kävelymalli, joka kuvaa koehenkilöiden tapaa kävellä, mutta ei välttämättä ole täysin symmetrinen minkään todellisen kävelysuorituksen kanssa. Useita syklejä keskiarvoistamalla saadaan kuitenkin luotua malli, joka kertoo koehenkilölle tyypillisestä kävelystä ja keskiarvoistamalla suurimmat vaihtelut häviävät. Tähän tutkimukseen olisi antanut paljon lisäarvoa, jos muuta dataa liittyen koehenkilöiden spastisuuteen ja sensoriikkaan, kävelyn spatiotemporaalisia muuttujia kuten askelpituus, nivelten rotaatioita, liikenopeuksia, lihasaktiivisuutta, niveliin vaikuttavia voimia eli kinetiikkaa ja koehenkilön toimintakykyä olisi arvioitu valittujen nivelkulmamuuttujien ohella.

Tutkimustieto CP-vammaisen kuntoutuskäytännöistä on hajanaista ja näytön taso heikkoa. Tähän osaltaan varmasti vaikuttaa vamman yksilöllisyys, lapsen kehitysvaihe sekä liitännäisoireiden vaikutus, jolloin samanlaisia terapiatilanteita on haastava luoda tutkimustarkoitukseen. Lisäksi se, että muita tekijöitä on lähes mahdotonta kontrolloida ja standardoida, kuten kotona tehty terapia ja mahdollisten harrastusten vaikutus. Kinemaattinen kävelyanalyysi olisi hyvä lisätä CP-vammaisten toimintakyvyn

arviointisuositukseen ja lisäksi kinemaattisen kävelyanalyysin toteuttamiseen ja tulkitaan olisi hyvä luoda yhtenäiset suositukset. Tämä opinnäytetyö antaa esimerkin kautta pohjaa tulkinnan ohjeistuksen luomiseen sekä perusteluja kinemaattisen kävelyanalyysin lisäämiseen CP-vammaisen toimintakyvyn mittareihin. Kävelyanalyysin käyttö on erityisen suositeltavaa ennen hoitopäätöksen tekoa, etenkin, jos potilaalle suunnitellaan operatiivista hoitoa ja hoidon jälkeen vaikuttavuuden totetamiseksi.

## Lähteet

- Akalan, Temelli ja Kuchimov 2013. Discrimination of abnormal gait parameters due to increased femoral anteversion from other effects in cerebral palsy. *Hip Int.* Sep-Oct;23(5):492-9. Viitattu 4.5.2018 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24062222>
- Armand, Decoulon ja Bonnefoy-Mazure. 2016. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev.* Dec 22;1(12):448-460. Viitattu 4.5.2018 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28698802>
- Anttila, Autti-Rämö, Suoranta, Mäkelä ja Malmivaara 2008. Effectiveness of physical therapy interventions for children with cerebral palsy: A systematic review. *BMC pediatrics.* 24(8). Viitattu 30.9.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2390545/>
- Autti-Rämö 2004 CP-vammaisuus. Teoksessa Sillanpää, Herrgård, Iivanainen, Koivikko ja Rantala (Toim.) *Lastenneurologia*. Gummerrus Kirjapaino Oy, Jyväskylä. 2. Painos.
- Bar-On, Molenaers, Aretbelien, van Campenhout, Feys, Nuttin ja Desloovere 2015. Spasticity and Its Contribution to Hypertonia in Cerebral Palsy. *BioMed Research International*. Volume 2015, Article ID 317047. Viitattu 25.8.2018. <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/317047/>
- Baker, Esquenazi, Benedetti ja Desloovere 2016. Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med.* Aug;52(4):560-74. Viitattu 27.8.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27618499>
- Boakes ja Rab. 2005. Muscle activity during walking. Teoksessa Rose ja Gamble (Toim.) *Human walking*. Wolters Kluwer Health.
- Bobath ja Bobath. 1991. CP-lapsen motorinen kehitys. VAPK kustannus, Helsinki.
- Bonnefoy Mazure, Turcot, Kaelin, Coulon ja Armand 2013. Full body gait analysis may improve diagnostic discrimination between hereditary spastic paraplegia and spastic diplegia: A preliminary study. *Res Dev Disabil.* Jan;34(1):495-504. Viitattu 2.9.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23085499>
- Booth, Buizer, Meyns, Lansink, Steenbrink ja Krogt 2018. The efficacy of functional gait training in children and young adults with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Developmental medicine and child neurology* 60(9); 866-883. Viitattu 22.10.2018 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29512110>
- Borggraefe, Schaefer, Klaiber, Dabrowski, Ammann-Reifer, Knecht, Berweck, Heinen ja Meyer-Heim 2010. Robotic-assisted treadmill therapy improves walking and standing performance in children and adolescents with cerebral palsy. *European Journal of paediatric neurology* 14; 496-502. Viitattu 12.10.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20138788>
- Brunner, Dreher, Romkes ja Frigo 2008. Effects of plantarflexion on pelvis and lower limb kinematics. *Gait Posture.* Jul;28(1):150-6. Viitattu 2.9.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18258430>
- Broek, De Cat, Molenaers, Franki, Himpens, Severijns ja Desloovere 2010. The effect of individually defined physiotherapy in children with cerebral palsy (CP). *European*

Journal of paediatric neurology 14; 519-525. Viitattu 22.10.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20434378>

Butler, Steele, Torburn, Gamble ja Rose 2016. Clinical motion analyses over eight consecutive years in a child with crouch gait: a case report. J Med Case Rep. Jun 15;10:157. Viitattu 31.8.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27301473>

Castermans, Duvinage, Cheron ja Dutoit 2013. Towards effective non-invasive brain computer interfaces dedicated to gait rehabilitation systems. Brain sciences 4(1):1-48. Viitattu 13.8.2018

[https://www.researchgate.net/publication/259632493\\_Towards\\_Effective\\_Non-Invasive\\_Brain-Computer\\_Interfaces\\_Dedicated\\_to\\_Gait\\_Rehabilitation\\_Systems](https://www.researchgate.net/publication/259632493_Towards_Effective_Non-Invasive_Brain-Computer_Interfaces_Dedicated_to_Gait_Rehabilitation_Systems)

Dicharry 2010. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. Clin Sports Med.

Jul;29(3):347-64. Viitattu 4.5.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20610026>

Eek, Tranberg ja Beckung 2011. Muscle strenght and kinetic gait pattern in children with bilateral spastic CP. Gait Posture Mar;33(3):333-7. Viitattu 4.5.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21168334>

Eichelberger, Ferraro, Minder, Denton, Balsimann, Krause ja Baur 2016. Analysis of accuracy in optical motion capture – A protocol for laboratory setup evaluation. Journal of Biomechanics. 59(10): 2085-2088. Viitattu 26.10.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27230474>

Enoka, R. 2002. Neuromechanics of human movement. Human Kinetics. 3. Painos.

Esquenazi ja Talaty 2011. Gait analysis, technology and clinical applications.

Teoksessa Randall ja Leighton 2011. Toim. Physical medicine and rehabilitation.

Elsevier, Saunders. 4. painos.

Filho, Yoshida, Carvalho, Stein ja Novo 2008. Are the recommendations from three-dimensional gait analysis associated with better postoperative outcomes in patients with cerebral palsy? Gait Posture. Aug;28(2):316-22. Viitattu 4.5.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18358723>

Gaston, Rutz, Dreher ja Brunner 2011. Transverse plane rotation of the foot and transverse hip and pelvic kinematics in diplegic cerebral palsy. Gait Posture.

Jun;34(2):218-21. Viitattu 2.9.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21616668>

Gagliardi, Turconi, Biffi, Maghini, Marelli, Cesareo, Diella ja Panzeri 2018. Immersive Virtual Reality to Improve Walking Abilities in Cerebral Palsy: A Pilot Study. Annals of biomedical engineering 46(9); 1376-1384. Viitattu 22.10.2018

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29704186>

Hall 2004 Upper motor neuron control of the brainstem and spinal cord. Teoksessa Purves, Augustine, Fitzpatrick, Hall, LaMantia, McNamara ja Williams (Toim.)

Neuroscience. Sinauer Associates, Inc. Sunderland. 3. Painos

Heyrman, Feys, Molenaers, Jaspers, Monari, Meyns ja Desloovere 2013. Three-dimensional head and trunk movement characteristics during gait in children with spastic diplegia. Gait Posture. Sep;38(4):770-6. Viitattu 2.9.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23597939>



- Inman, Ralston ja Todd 2005. Human locomotion. Teoksessa Rose ja Gamble (Toim.) Human walking. Wolters Kluwer Health.
- Kadhim ja Miller 2014. Crouch gait changes after planovalgus foot deformity correction in ambulatory children with cerebral palsy. *Gait Posture*. Feb;39(2):793-8. Viitattu 2.9.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24316233>
- Kainz, Graham, Edwards, Walsh, Maine, Boyd, Llyod, Modenese ja Carty 2017. Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait Posture* 54: 325-221. Viitattu 27.8.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28411552>
- Kallela 2012. Neurologinen status. Neurologian klinikka. Viitattu 25.10.2018. <https://helda.helsinki.fi/dikk/bitstream/handle/2455/137940/Neurologinenstatuspropeuteiikkahandout2012.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Kiernan, Malone, O’Brian ja Simms 2016. Children with cerebral palsy experience greater levels of loading at the low back during gait compared to healthy controls. *Gait Posture*. Jul;48:249-255. Viitattu 2.9.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27343832>
- Kiernan, Malone, O’Brien ja Simms 2017. Three-dimensional lumbar segment movement characteristics during paediatric cerebral palsy. *Gait Posture*. Mar;53:41-47. Viitattu 2.9.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28088678>
- Kiviranta, Mäenpää, Haataja ja Veijola 2016. Suositus CP-vammaisten lasten ja nuorten toimintakyvyn arvioinnista ja seurannasta. Viitattu 28.9.2018. [http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/media/files/suositus/2016/04/05/TOIMIA-suositus\\_CP-vammaisten\\_lasten\\_tokyn\\_mittaaminen.pdf](http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/media/files/suositus/2016/04/05/TOIMIA-suositus_CP-vammaisten_lasten_tokyn_mittaaminen.pdf)
- Lin, Guo, Su, Chou ja Cherng 2000. Common abnormal kinetic patterns of the knee in gait in spastic diplegia of cerebral palsy. *Gait Posture* 11: 224-232. Viitattu 27.8.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10802435>
- Lotfian, Kharazi, Mirbagheri, Dadashi, Nourian ja Mirbagheri 2017. Therapeutic Effects of an anti-gravity Treadmill (AlterG) Training on Gait and Lower Limbs Kinematics and Kinetics in Children with Cerebral Palsy. IEEE international conference on rehabilitational robotics. July; 170-174. Viitattu 26.10.2018 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28813813>
- Machida, Inabada ja Nakamura 2017. Management of foot deformity in children. *Journal of Orthopaedic science*. 22; 175-183. Viitattu 6.10.2018. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0949265816302706>
- McGinley, Baker, Wolfe ja Morris 2009. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture*. Apr;29(3):360-9. Viitattu 4.5.2018 <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19013070>
- Merriault, Dupuis, Boutteau, Vasseur ja Savatier 2017. A Study of Vicon System Positioning Performance. *Sensors* 17(7); 1591
- Moreau, Bodkin, Bjornson, Hobbs, Soileau ja Lahasky 2016. Effectiveness of Rehabilitation Interventions to Improve Gait Speed in Children With Cerebral Palsy: Systematic Review and Meta-analysis. *Physical therapy* 96(12); 1938-1954. Viitattu 22.10.2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27313240>
- Morgan, Dobson ja McGinley 2014. A systematic review of the efficacy of conserva-

tive interventions on the gait of ambulant adults with Cerebral Palsy. Journal of developmental and physical disabilities 26(5); 633-654. Viitattu 30.9.2018

<https://link.springer.com/article/10.1007/s10882-014-9385-1>

Mäenpää, Varho, Forsten, Autti-Rämö, Pihko ja Haataja. 2012. Hajanaisista käytännöistä yhtenäisiin suosituksiin CP-lasten kuntoutuksessa. Suomen Lääkärilehti 34: 2304-2310 Viitattu 28.9.2018.

[https://cphanke.files.wordpress.com/2015/03/suomen\\_laakarilehti\\_34\\_2012\\_cp-hanke\\_yhtenaiset\\_suositukset.pdf](https://cphanke.files.wordpress.com/2015/03/suomen_laakarilehti_34_2012_cp-hanke_yhtenaiset_suositukset.pdf)

Niemelä 2015. Youtube HUSvideot. Alaraajan liikelaajuuksien, lihaskireyksen ja spastisuuden arviointi kulmamittarilla. Viitattu 26.10.2018.

<https://www.youtube.com/playlist?list=PLCZrYviq-26FeQEOPIL2bt2ldWvGf2ke>

Niklasch, Döderlein, Klotz, Braatz, Wolf ja Dreher 2015. Assymmetric pelvic and hip rotation in children with cerebral palsy: Uni- or bilateral femoral detoriation osteotomy? Gait Posture. Feb;41(2):670-5. Viitattu 2.9.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25698350>

Orthobullets.com Viitattu 23.10.2018

<https://www.orthobullets.com/pediatrics/4065/equinovalgus-foot>

O'Sullivan, Walsh, Jenkinson ja O'Brian 2007. Factors associated with pelvic retraction during gait in cerebral palsy. Gait Posture. Mar;25(3):425-31. Viitattu 2.9.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16806934>

Perry, K. 1992. Gait analysis. Normal and pathological function. Slack Incorporated, Thorofare NJ.

Provost, Dieruf, Burtner, Phillips, Bernitsky-Beddingfield, Sullivan, Bowen ja Toser 2007. Endurance and gait in children with Cerebral Palsy after intensive body weight-supported treadmill training. Pediatric physical therapy 19(1); 2-10. Viitattu 9.10.2018

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17304092>

Rodda, Graham, Carson, Galea ja Wolfe 2004. Sagittal gait patterns in spastic diplegia. The bone and joint journal 86(2); 251-258. Viitattu 14.10.2018.

[https://www.researchgate.net/publication/8655330\\_Sagittal\\_gait\\_patterns\\_in\\_spastic\\_diplegia](https://www.researchgate.net/publication/8655330_Sagittal_gait_patterns_in_spastic_diplegia)

Ryan, Cassidy, Noorduyn ja O'Connell 2017. Exercise interventions for cerebral palsy (review). Cochrane Database of Systematic Reviews, Issue 6. Art. No.: CD011660. Viitattu 19.10.2018

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28602046>

Sanger, Delgado, Gaebler-Spira, Hallet ja Mink 2003. Classification and Definition of Disorders Causing Hypertonia in Childhood. Pediatrics 111(1); e89-97. Viitattu 12.10.2018

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12509602>

Scholtes, Becher, Janssen-Potten, Dekkers, Smallembroek ja Dallmeijer 2012. Effectiveness of functional progressive resistance exercise training on walking ability in children with cerebral palsy: A randomized controlled trial. Research in Developmental Disabilities 33; 181-188. Viitattu 30.9.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22093663>

SCPE 2018. About SCPE. Viitattu 26.10.2018 <http://www.scpenetwork.eu/en/about-scpe/>

- Soinila ja Iivanainen 2004. Hermoston normaali kehitys. Teoksessa Sillanpää, Herrgård, Iivanainen, Koivikko ja Rantala 2004. Toim. Lastenneurologia. Gummerrus Kirjapaino Oy, Jyväskylä.
- Steele, van den Krogt, Schwartz ja Delp 2012. How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *J Biomech.* Oct 11;45(15):2564-9. Viitattu 4.5.2018  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22959837>
- Tecklin, J. 2015. *Pediatric physical therapy.* Lippincott Williams & Wilkins. 5. Painos.
- THL 2011. Tautiluokitus ICD-10. Luokitukset, termistöt ja tilasto-ohjeet. Viitattu 26.10.2018. <https://thl.fi/documents/10531/1449887/ICD-10.pdf/8091c7cc-fda6-4e86-8ef9-7790d8d6a1a2>
- THL 2014. Tervetuloa TOIMIA-tietokantaan. Viitattu 26.10.2018  
<http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/>
- Van den Broek, Molenaers, Franki, Himpens, Severijns ja Desloovere 2010. The effect of individually defined physiotherapy in children with cerebral palsy (CP). *European Journal of Paediatric neurology* 14; 519-525. Viitattu 1.10.2018.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20434378>
- Verschuren, Ketelaar, Takken, Helder ja Gorten 2008. Exercise programs for children with Cerebral Palsy. A systematic review of the literature. *Am J Phys Med Rehabil.* May;87(5):404-17. Viitattu 30.9.2018.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17993987>
- Verschuren, Darrah, Novak, Ketelaar ja Wiart 2014. Health-enhancing physical activity in children with Cerebral Palsy: More of the same is not enough. *Physical Therapy* Feb;94(2):297-305. Viitattu 30.9.2018.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24092902>
- Vicon n.d. Plug in gait kinematic variables. Viitattu 26.10.2018  
<https://docs.vicon.com/display/Nexus25/Plug-in+Gait+kinematic+variables>
- Vicon n.d. Full body modeling with Plug-in Gait. Viitattu 3.11.2018  
<https://docs.vicon.com/display/Nexus26/Full+body+modeling+with+Plug-in+Gait>
- Wallard, Dietrich, Kerlirzin ja Bredin 2017. Robotic-assisted gait training improves walking abilities in diplegic children with cerebral palsy. *European Journal of paediatric neurology* 21; 557-564. Viitattu 12.10.2018.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28188024>
- Whittle, M. 1991. *Gait analysis, an introduction.* Butterworth Heinemann.
- Willerslev-Olsen, Lorenzen ja Bo Nielsen 2014. Gait training reduces ankle joint stiffness and facilitates heel strike in children with Cerebral Palsy. *Neurorehabilitation* 35(4); 643-655. Viitattu 12.10.2018  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25318785>
- Wolf, Mikut, Kranzl ja Dreher 2014. Which functional impairments are the main contributors to pelvic anterior tilt during gait in individuals with cerebral palsy? *Gait & Posture* 39; 359-364. Viitattu 15.10.2018.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24054350>

Wren, Gorton, Ounpuu ja Tucker 2011. Efficacy of clinical gait analysis: a systematic review. *Gait Posture*. Jun;34(2):149-53. Viitattu 4.5.2018.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21646022>

