



# **Barn med spastisk unilateral cp og benlengdeforskjell**

*En eksperimentell studie av hvordan oppbygg under korteste ben fungerer ved gange*

Kandidatnummer 7

HELSEF4502\_1

Masteroppgave i interdisiplinær helseforskning

Antall studiepoeng: 60

Institutt for helse og samfunn

Avdeling for tverrfaglig helsevitenskap

Medisinsk fakultet

November 2022

## Sammendrag

**Bakgrunn:** Asymmetrisk gangmønster er vanlig hos barn med spastisk unilateral CP, og benlengdeforskjell er en av flere mulige årsaker til dette. Mange anbefales oppbygg under det korteste benet for korrigering av benlengdeforskjellen, men det er uvisst om dette bedrer symmetri ved gange.

**Formål:** Hensikten med studien var å undersøke om oppbygg under det korteste benet bidrar til et mer symmetrisk gangmønster hos barn med spastisk unilateral CP og små benlengdeforskjeller (1-3 cm). Bekkenstilling i frontalplanet, maksimal kneekstensjon i standfasen og standfaselengde ble undersøkt.

**Metode:** I denne eksperimentelle studien deltok 23 barn, 7-16 år gamle, med spastisk unilateral CP, GMFCS I-II og 1-2 cm benlengdeforskjell. Benlengdeforskjell ble målt klinisk i stående og liggende stilling. Oppbygg ble individuelt tilpasset ut fra symmetrisk bekkenstilling i stående. Det ble gjort tredimensjonal databasert ganganalyse (3DGA) med sko uten oppbygg og med sko med oppbygg under korteste ben. For statistisk analyse ble det brukt parametrisk test/parret t-test.

**Resultater:** Resultatene viste ingen statistisk signifikant endring av bekkenasymmetri i frontalplanet ( $p=0,8$ ) med oppbygg. Det var små statistisk signifikante endringer i maksimal kneekstensjon på det lengste benet ( $p=0,05$ ) og standfasetid både på det korteste benet ( $p=0,04$ ) og på det lengste benet ( $p=0,01$ ).

**Konklusjon:** Studien viser ingen endring av bekkenasymmetri i frontalplanet ved gange med oppbygg under det korteste benet. De små endringene av kneekstensjon på det lengste benet og standfasetid er sannsynligvis uten klinisk relevans.

## **Abstract**

**Background:** Children with spastic unilateral CP often have an asymmetrical gait pattern, with leg length discrepancy (LLD) as a possible contributing factor. Correction of the LLD with a shoe lift is often recommended as part of the treatment strategy. However, the dynamic impact of a shoe lift seems to be uncertain.

**Purpose:** In the present study we investigated whether a shoe lift to correct LLD affects pelvic obliquity, knee extension in stance, and stance phase time during gait in independently ambulating children with spastic unilateral CP.

**Methods:** 23 children, 7-16 years old, with spastic unilateral CP, GMFCS I-II and LLD 1-2 cm, participated in this experimental study. LLD was measured clinically, both in supine position with a tape measure and in standing position with 5 mm blocks under the short leg. Shoe lifts that levelled pelvic obliquity in static standing were individually adapted to each participant. The participants underwent 3DGA under two different conditions; 1) with their regular shoes including ankle-foot-orthosis, 2) with their regular shoes including ankle-foot-orthosis and an extra sole taped under the shoe on the affected side.

**Results:** We found no statistically significant difference in pelvic obliquity ( $p=0,8$ ) between the two conditions. There was a small statistically significant change in knee extension ( $p=0,05$ ) in the long leg. There were also small statistically significant changes in stance phase time on both legs. The stance phase length was longer on the short leg ( $p=0,04$ ) and shorter on the long leg ( $p=0,01$ ) with the shoelift.

**Conclusion:** A shoelift does not correct pelvic obliquity during gait in children with spastic unilateral CP and small leg length discrepancies. The improvements found in maximal knee extension in the long leg, and stance phase time are very small and probably not clinically relevant.

## Innholdsfortegnelse

Sammendrag.....	1
Abstract.....	2
1. Innledning.....	6
1.1 Bakgrunn.....	6
1.2 Formål og problemstilling.....	7
2. Teori.....	7
2.1 Cerebral parese.....	7
2.1.1 Forekomst.....	8
2.1.2 Klassifisering av CP.....	9
2.1.3 Klassifisering av grovmotorisk funksjon.....	10
2.1.4 Klassifisering av gangmønster.....	11
2.1.5 Spastisk unilateral CP og benlengdeforskjell.....	12
2.1.6 CP og smerte.....	13
2.2 Benlengdeforskjell i befolkningen.....	13
2.2.1 Klassifisering av benlengdeforskjell.....	14
2.2.2 Gangavvik ved benlengdeforskjell.....	14
2.2.3 Behandling av benlengdeforskjell.....	16
2.2.4 Måling av benlengde.....	16
2.3 3DGA (tredimensjonal databasert ganganalyse).....	18
2.3.1 3DGA - innhold.....	19
2.3.2 3DGA – validitet og reliabilitet.....	22
3. Metode.....	23
3.1 Design.....	23
3.2 Utfallsmål.....	23
3.3 Utvalg.....	24
3.3.1 Inklusjonskriterer.....	24
3.3.2 Eksklusjonskriterier.....	24
3.3.3 Rekruttering.....	24
3.4 Gjennomføring av studien.....	25
3.4.1 Demografiske variabler.....	25
3.4.2 Klinisk undersøkelse.....	26
3.4.3 Måling av benlengde.....	26
3.4.4 Korrigering av benlengdeforskjell.....	26
3.4.5 3DGA.....	27

3.5	Analyse av gangdata.....	29
3.5.1	Statistisk analyse – SPSS.....	30
3.6	Godkjenning av studien .....	30
3.7	Etikk/personvern .....	30
4.	Resultater .....	32
4.1	Demografiske data.....	32
4.2	Kinematiske variabler.....	33
4.2.1	Bekkenasymmetri.....	33
4.2.2	Knebevegelse i sagittalplanet.....	35
4.2.3	Standfasen.....	38
5.	Diskusjon .....	39
5.1	Demografiske variabler .....	40
5.2	Resultater .....	41
5.2.1	Bekkenasymmetri.....	41
5.2.2	Knebevegelse i sagittalplanet.....	42
5.2.3	Standfasen.....	44
5.2.4	Kliniske implikasjoner.....	44
5.2.5	Studiens relevans.....	46
5.3	Metodiske refleksjoner .....	46
5.3.1	Valg av design.....	46
5.3.2	Rekruttering .....	47
5.3.3	Datainnsamling .....	48
5.3.4	Analyse av gangdataene .....	49
5.3.5	Statistiske analyser .....	49
5.3.6	Utfallsmål .....	50
5.3.7	Reliabilitet, 3DGA .....	50
6.	Konklusjon.....	51
	Litteraturliste.....	52

Vedlegg 1 Informasjonsskriv til barn under 12 år

Vedlegg 2 Informasjonsskriv til barn mellom 12 og 16 år

Vedlegg 3 Informasjonsskriv til foresatte med samtykkeskjema

Vedlegg 4 Testprotokoll

Vedlegg 5 Godkjenning fra masterkomiteen

Vedlegg 6 Godkjenning fra REK

Vedlegg 7 Godkjenning fra Personvernombudet OUS

# Barn med spastisk unilateral cerebral parese og benlengdeforskjell

En eksperimentell studie av hvordan oppbygg under korteste ben påvirker gangen

## 1. Innledning

### 1.1 Bakgrunn

Barn med cerebral parese (CP) får mange forskjellige råd om behandlingstiltak gjennom oppveksten. Fysioterapeuter har blant annet fokus på å gjøre det enklere og bedre for barna å bruke kroppen og samtidig tilrettelegge for best mulig utvikling av skjelett og muskulatur i løpet av vekstperioden. De siste årene har det blitt publisert oppsummert kunnskap om evidensbaserte behandlingsmetoder for CP. Dette bidrar til at tryggere og mer effektive tiltak er tilgjengelige (Novak et al., 2020), men fortsatt benyttes metoder og behandlingstiltak med usikker effekt.

Benlengdeforskjell er vanlig ved spastisk unilateral CP, og er en problemstilling som både foreldre og fagpersoner i helsetjenesten er opptatt av (Friberg, 1983).

Personer med benlengdeforskjell får ofte anbefalt å bruke oppbygg under det korteste benet. Mange barn med spastisk unilateral CP undersøkes med tredimensjonal databasert ganganalyse (3DGA) ved Bevegelseslaboratoriet, Rikshospitalet, som er en del av habiliteringstjenesten i Helse Sørøst.

Målsetningen med 3DGA er å bidra til spesifikke anbefalinger om tiltak og behandling for å bedre gangfunksjonen. Dersom analysen viser asymmetriske bekkenbevegelser i frontalplanet og det samtidig foreligger benlengdeforskjell, blir oppbygg under skoen på kort side diskutert og noen ganger anbefalt.

Bevegelseslaboratoriet mottar vanligvis ingen tilbakemelding på om oppbygg blir tatt i bruk, og effekten av et eventuelt oppbygg blir svært sjelden kontrollert med 3DGA.

For å utøve god praksis bør vi utfordres på om vi baserer våre kliniske beslutninger på basis av den beste tilgjengelige kunnskap som finnes (Bjørndal, 2009). Per i dag er det mangelfull kunnskap om hvordan benlengdeforskjell påvirker gangmønsteret til barn med spastisk unilateral CP (Eek, Zügner, Stefansdottir & Tranberg, 2017) og hvordan det lar seg korrigere. Praksis bygger

på forståelsen av at man ønsker å fremme symmetri, men vi vet lite om effekten av oppbygg hos barn med CP. I denne studien vil vi analysere noen utvalgte gangparametere som settes i sammenheng med symmetri ved gange; bekkenbevegelser i frontalplanet, knebevegelse i sagittalplanet samt standfaselengde. Studien kan bidra med å gi en indikasjon på om oppbygg under korteste ben kan eliminere asymmetri ved gange og bør anbefales til selvstendig gående barn med spastisk unilateral CP.

## 1.2 Formål og problemstilling

Formålet med studien er å undersøke om oppbygg under korteste ben som korrigerer bekkenasymmetri i frontalplanet statisk (i stående stilling), også korrigerer bekkenasymmetri dynamisk (ved gange), hos selvstendig gående barn med spastisk unilateral CP og små benlengdeforskjeller. Studien undersøker også om oppbygg medfører endring av maksimal kneekstensjon i standfasen på lengste og korteste ben, og standfase tid.

Problemstilling 1: Hvordan påvirker et oppbygg under skoen, som utligner benlengdeforskjell, bekkenasymmetri i frontalplanet ved gange?

Problemstilling 2: Fører oppbygg under korteste ben til endring i maksimal kneekstensjon og standfase tid?

## 2. Teori

### 2.1 Cerebral parese

Cerebral parese (CP) er en paraplybetegnelse som beskriver en gruppe varige hjerneskader. CP påvirker utviklingen av bevegelser og stillinger samt forårsaker begrensninger i aktivitet og deltagelse. Årsaken til CP er skade i den umodne hjernen hos fosteret eller i tidlig spedbarnsalder. Hjerneskaden er i seg selv ikke progredierende, men konsekvensene skaden har for motorisk funksjon endres og blir tydeligere med økende alder (Gage, 2009).

Ved CP er det vanlig med nedsatt evne til viljestyrte bevegelser (reduert selektiv motorisk kontroll), unormal muskelspenning (økt tonus/spastisitet) samt



forstyrrelser i muskelaktivitet og balansereaksjoner (Koop, 2009). Dette kalles for primære effekter (Gage & Schwartz, 2009) av hjerneskaden. Kroppens bevegelser, som har betydning for vekst og utvikling, styres av sammensatte mekanismer i hjernen (Koop, 2009). Hjerneskaden kan derfor medføre utvikling av muskel- og leddkontrakturer og feilstillinger i skjelettet. Dette er sekundære effekter av hjerneskaden som utvikles over tid og leder til endringer i motorisk funksjon (Gage & Schwartz, 2009; Koop, 2009). Barn med spastisk unilateral CP har en mer energikrevende gange enn ellers friske barn (Gage & Stout, 2009). En årsak er antagelig spastisitet, men også endret muskelaktivitet for å kompensere for leddkontrakturer, fotfeilstillinger eller akseavvik i skjelettet (Koop, 2009). Slike kompensatoriske strategier kan ses på som tertiære effekter av hjerneskaden (Gage & Schwartz, 2009).

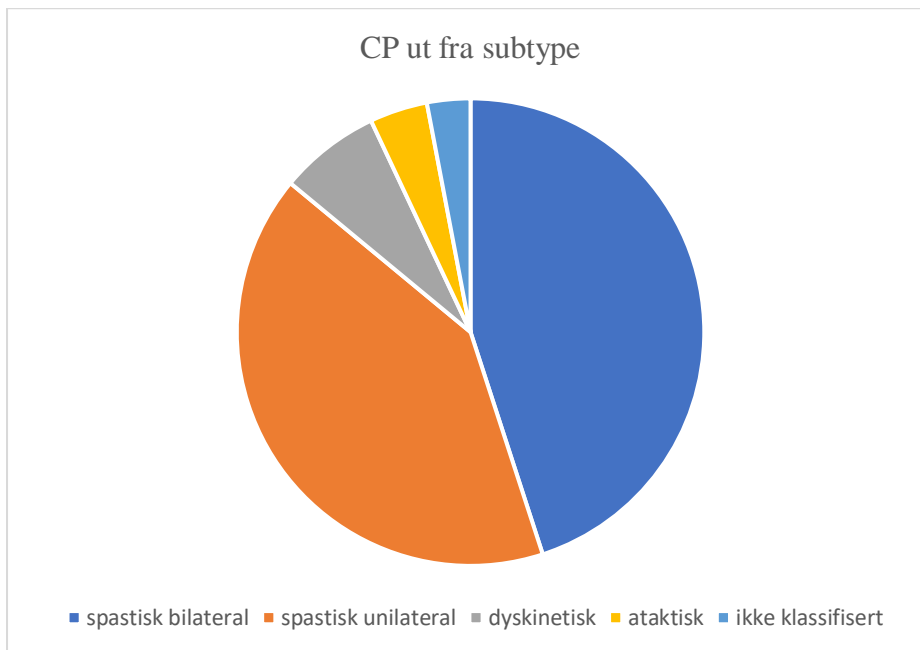
Tiltak for å normalisere gangmønsteret er viktig for å redusere energiforbruk og forebygge fremtidig smerteproblematikk (Eek et al., 2017). Før tiltak anbefales er det viktig å være klar over at primære effekter oftest er permanente, sekundære effekter ofte kan korrigeres og at de tertiære effektene da pleier å bedres spontant (Gage & Schwartz, 2009).

### 2.1.1 Forekomst

Forekomsten av CP blant barn i Norge født mellom 1996 og 2014 var 2,3 per 1000 levendefødte (Andersen, Hollung, Klevberg, Jahnsen & Kløve, 2021). Norsk kvalitets- og oppfølgingsregister for cerebral parese (NorCP) rapporterer om synkende forekomst de siste årene som tilskrives fremskritt innen svangerskapsomsorg, fødselshjelp og nyfødttbehandling, og tallene for 2014 isolert viser en forekomst på ca 1,6 per 1000 levendefødte i Norge det året. Fremskrittene innen nyfødttmedisinen har imidlertid også medført at flere for tidlig fødte barn overlever, noe som har bidratt til at forekomsten inntil nylig allikevel har vært relativt stabil (du Plessis, 2009). 58% av de norske barna med CP er gutter og 42% er jenter (Andersen et al., 2021).

### 2.1.2 Klassifisering av CP

Det finnes flere måter å klassifisere CP på. Begrunnelser for å bruke klassifiseringssystemer er blant annet å gi en beskrivelse av problemet og alvorlighetsgraden, og av nå værende og framtidige hjelpebehov. Klassifisering er nyttig for å sammenligne pasienter med hverandre og evaluere endring hos den enkelte pasienten, og for å si noe om prognose.



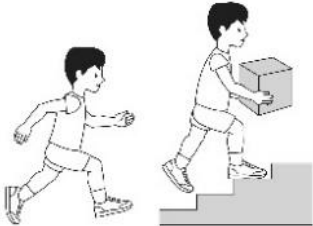
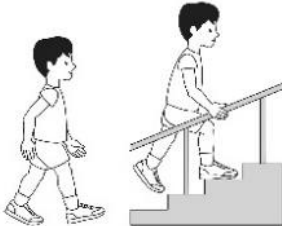
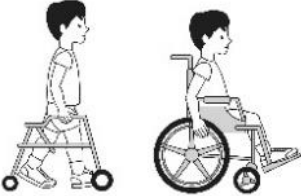

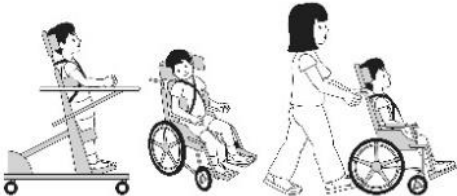
Figur 1 Forekomst av CP fordelt på subtyper i Norge.

CP klassifiseres blant annet ut fra hvilken del av kroppen som er rammet og hvilke symptomer som er dominerende (Õunpuu, Thomason, Harvey & Graham, 2009). Surveillance of cerebral palsy in Europe (SCPE) definerer tre hovedgrupper av CP; spastisk, ataktisk og dyskinetisk CP (Cans et al., 2007). Spastisk CP er den vanligste, og utgjør ca 88% av CP-populasjonen i Norge (figur 1) (Andersen et al., 2022). Stramhet og stivhet i muskulaturen det mest dominerende symptomet. 42% av barn med spastisk CP er affisert i den ene siden av kroppen (unilateral CP), mens 46% har spastisitet i begge sider (bilateral CP) (Andersen et al., 2022). Ataktisk CP kjennetegnes av balanse- og koordinasjonsvansker og utgjør 4%, og dyskinetisk CP med ufrivillige bevegelser ca 7%. I følge NorCP sin årsrapport fra 2021 er 2% av barna i registeret ikke klassifisert.

### 2.1.3 Klassifisering av grovmotorisk funksjon

Klassifikasjonssystemet Gross Motor Function Classification System (GMFCS E&R) (Palisano, Rosenbaum, Bartlett & Livingston, 2008) er inndelt i fem nivåer, I-V (figur 2).

## GMFCS E & R between 6<sup>th</sup> and 12<sup>th</sup> birthday: Descriptors and illustrations

	<p><b>GMFCS Level I</b></p> <p>Children walk at home, school, outdoors and in the community. They can climb stairs without the use of a railing. Children perform gross motor skills such as running and jumping, but speed, balance and coordination are limited.</p>
	<p><b>GMFCS Level II</b></p> <p>Children walk in most settings and climb stairs holding onto a railing. They may experience difficulty walking long distances and balancing on uneven terrain, inclines, in crowded areas or confined spaces. Children may walk with physical assistance, a hand-held mobility device or used wheeled mobility over long distances. Children have only minimal ability to perform gross motor skills such as running and jumping.</p>
	<p><b>GMFCS Level III</b></p> <p>Children walk using a hand-held mobility device in most indoor settings. They may climb stairs holding onto a railing with supervision or assistance. Children use wheeled mobility when traveling long distances and may self-propel for shorter distances.</p>
	<p><b>GMFCS Level IV</b></p> <p>Children use methods of mobility that require physical assistance or powered mobility in most settings. They may walk for short distances at home with physical assistance or use powered mobility or a body support walker when positioned. At school, outdoors and in the community children are transported in a manual wheelchair or use powered mobility.</p>
	<p><b>GMFCS Level V</b></p> <p>Children are transported in a manual wheelchair in all settings. Children are limited in their ability to maintain antigravity head and trunk postures and control leg and arm movements.</p>

GMFCS descriptors: Palisano et al. (1997) Dev Med Child Neuro. 39:214-23  
CanChild: www.canchild.ca

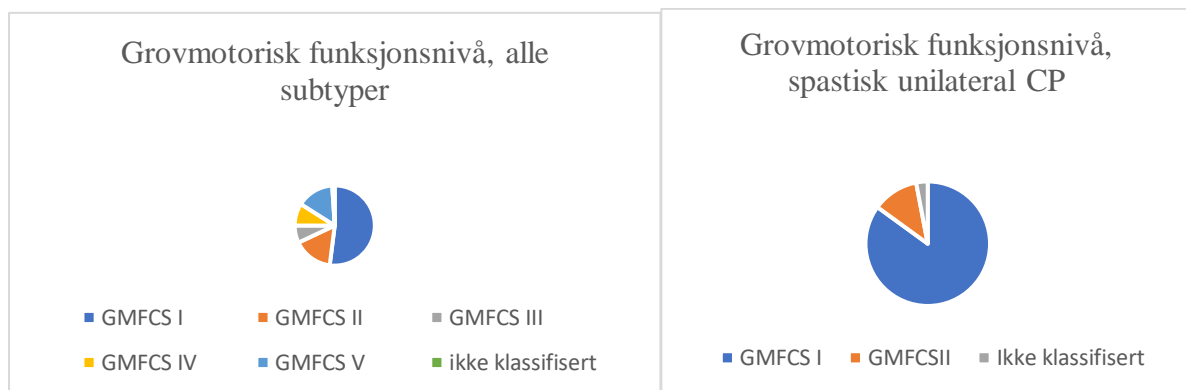
Illustrations Version 2 © Bill Reid, Kate Willoughby, Adrienne Harvey and Kerr Graham,  
The Royal Children's Hospital Melbourne ERC151050

Figur 2 GMFCS legger vekt på forflytningsevne og sittefunksjon. Bildebruk etter tillatelse av prof. K. Graham.

GMFCS beskriver grovmotorisk funksjon i dagliglivet for fem alderstrinn og kan brukes til å predikere det naturlige forløpet for grovmotorisk funksjon på lengre sikt (Õunpuu et al., 2009).

Barn på GMFCS nivå I går uten støtte i all slags terreng og i trapp uten rekkverk, mens GMFCS nivå II betyr noe begrenset gangfunksjon som behov for støtte i ulendt terreng og trapp. GMFCS nivå III innebærer bruk av håndholdt ganghjelpemiddel, eksempelvis rullator. GMFCS nivå IV og V har behov for rullestol for forflytning.

Av alle barn registrert i NorCP født mellom 1999 og 2014 (n=2074) var 52% klassifisert med GMFCS nivå I (Andersen et al., 2021) (figur 3). Kun 16% var klassifisert med GMFCS nivå II. 85% av barna med spastisk unilateral CP var klassifisert med GMFCS nivå I, og 13% med GMFCS nivå II (Andersen et al., 2022) . 2% var ikke klassifisert.



Figur 3 Forekomst i Norge ut fra grovmotorisk funksjonsnivå.

Denne oppgaven omhandler barn med spastisk unilateral CP GMFCS nivå I-II. Øvrige subtyper og funksjonsnivåer vil ikke bli ytterligere beskrevet.

#### 2.1.4 Klassifisering av gangmønster

CP klassifiseres også ut fra gangmønster. Klassifikasjonen til Winters og kolleger (Winters, Gage & Hicks, 1987) er en guide for behandlingstiltak og beskriver 4 forskjellige typiske gangmønstre ved spastisk unilateral CP. Den er utgangspunkt for en mer omfattende beskrivelse av Rodda og Graham (Rodda & Graham, 2001) som inkluderer ytterligere et gangmønster. Avvik i sagittalplanet

(sett fra siden) og transversalplanet (rotasjon) beskrives i denne klassifikasjonen (Õunpuu et al., 2009). Rodda og Graham (2001) beskriver de vanlige gangmønstrene fra type 1 til 4 hvor type 1 er minst affisert og type 4 mest affisert (Õunpuu et al., 2009).

- Type 1/dropfot er preget av plantarflektet ankel i svingfasen og kan skyldes overaktive plantarfleksorer og/eller svake dorsalfleksorer, men ikke kontraktur i ankelleddet.
- Type 2A/true equinus innebærer plantarflektet ankelledd i standfasen (tå gange) på grunn av ankelkontraktur. Ved type 2B ses i tillegg hyperekstensjon (overstrekk) i kneet i standfasen.
- Type 3 har flektet (bøyd) kne gjennom hele standfasen på grunn av spastisitet eller knekontraktur.
- Type 4 har rotert bekkenstilling og flektet, addusert og innadrottert stilling i hoftelleddet.

Flere andre systemer for å klassifisere gangmønstre finnes men ingen som anses å kunne beskrive hele spennet av gangavvik hos barn med CP (Dobson, Morris, Baker & Graham, 2007).

#### 2.1.5 Spastisk unilateral CP og benlengdeforskjell

Benlengdeforskjell, med det affiserte benet kortere enn det ikke-affiserte, er vanlig ved spastisk unilateral CP (Düppe, Danielsson, Willner & Ohlin, 2007). Hos barn med spastisk unilateral CP har man funnet typiske bevegelsesmønstre som er signifikant forskjellig fra ellers friske, både på det affiserte og det ikke-affiserte benet (Eek et al., 2017). Når det i tillegg er benlengdeforskjell ses større gangavvik på det lengste benet, mens det korteste ikke ser ut til å påvirkes (Allen, Jenkinson, Stephens & O'Brien, 2000). På det lengste benet er det typisk med redusert kneekstensjon, særlig i standfasen, hvis benlengdeforskjellen er på minst 1,5 cm (Allen et al., 2000).

Avvikende bekkenbevegelser ses ofte når barn med spastisk unilateral CP går, inkludert asymmetriske bekkenbevegelser frontalplanet (sett forfra) (Salazar-Torres, McDowell, Kerr & Cosgrove, 2011). I frontalplanet har man sett at den affiserte siden kan være både høyere og lavere enn den ikke-affiserte. Ved

benlengdeforskjell fant Salazar-Torres et al. (2011) svak men statistisk signifikant sammenheng mellom bekkensenkning på affisert side og kortest ben på affisert side.

Ytterligere et vanlig gangavvik ved spastisk unilateral CP er tågange, som kan bidra til en mer balansert gangfunksjon ved at det korteste benet blir funksjonelt forlengt (Eek et al., 2017). Tågange forsøkes ofte behandlet med Botulinumtoksin-A (BoNT) som skal redusere spastisitet og på den måten bidra til belastning på hele foten. Dette kan være et mål som er vanskelig å oppnå dersom tågangen er kompensatorisk til benlengdeforskjell (Eek et al., 2017).

#### 2.1.6 CP og smerte

Smerte er et vanlig problem ved CP, med negative konsekvenser for blant annet deltagelse i daglige aktiviteter, søvn og livskvalitet (Alriksson-Schmidt & Hägglund, 2016). Smerteproblematikk ved CP er økende med økende alder både når det gjelder frekvens og intensitet (Eriksson, Hägglund & Alriksson-Schmidt, 2020). I Sverige fant man en forekomst av smerte på 44% når man undersøkte 3545 barn og ungdommer med CP (Eriksson et al., 2020).

Det er mange forskjellige faktorer som kan bidra til smerter hos denne pasientgruppa, og det er utfordrende å identifisere den konkrete årsaken. En canadisk studie (Penner, Xie, Binopal, Switzer & Fehlings, 2013) viste at muskelspasmer, fatigue og avvikende gangmønster antas å være de vanligste årsakene til smerter hos gående barn med CP. Uavhengig av kjønn og alder er smertene oftest lokalisert til føtter og legger mens smerter i hofter og knær rapporteres å være nest vanligst. (Eriksson et al., 2020).

## 2.2 Benlengdeforskjell i befolkningen

Benlengdeforskjell har i mange år vært et omdiskutert tema i klinikk og blant forskere både når det gjelder forekomst og klinisk betydning (Khamis & Carmeli, 2017b). Benlengdeforskjell forekommer hos ca 40-70% av befolkningen (Shi et al., 2022), og de fleste har en benlengdeforskjell på mindre enn 2 cm (Resende,

Kirkwood, Deluzio, Cabral & Fonseca, 2016). En svensk studie av Hellsing (1988) undersøkte 600 rekrutter og fant benlengdeforskjell på  $\geq 1,5$  cm hos 4%.

### 2.2.1 Klassifisering av benlengdeforskjell

Benlengdeforskjell klassifiseres ofte etter alvorlighetsgrad: mild 0-30 mm, moderat (30-60 mm) og alvorlig ( $>60$  mm) (Frenken et al., 2019). Resende et al. (2016) et al beskriver benlengdeforskjell på 0-20 mm som mild. Shi et al (2022) påpeker at det er manglende enighet rundt klassifisering, noe som kan være problematisk med tanke på retningslinjer for tiltak.

Benlengdeforskjell deles også inn etter årsak, i to kategorier; strukturell og funksjonell benlengdeforskjell. Ved strukturell benlengdeforskjell er det en fysisk forkortning av en knokkel (Brady, Dean, Skinner & Gross, 2003).

Funksjonell benlengdeforskjell kan for eksempel komme av en kontraktur i et ledd (Khamis & Carmeli, 2017a). En slik kontraktur kan være rigid eller dynamisk. Om det dreier seg om en dynamisk kontraktur kan effekten av benlengdeforskjellen vises ved hjelp av 3DGA, mens klinisk undersøkelse alene ikke vil avsløre dette (Walsh, Connolly, Jenkinson & O'Brien, 2000).

Strukturell benlengdeforskjell kan ha mange ulike årsaker, og kan være både ervervet og medfødt/idiopatisk. Skader og infeksjoner er eksempler på årsaker til ervervet benlengdeforskjell hos ellers friske personer. Ved medfødt/idiopatisk benlengdeforskjell vokser det affiserte benet saktere enn det uaffiserte (Vogt, Gosheger, Wirth, Horn & Roedl, 2020).

Det er usikkerhet rundt årsaken til strukturell benlengdeforskjell hos barn med spastisk unilateral CP. En mulig årsak er at hjerneskaden hemmer veksten på den affiserte siden, en annen at mindre vektbering på affisert side kan gi redusert stimulering til vekst (Riad, Finnbogason & Broström, 2010)

### 2.2.2 Gangavvik ved benlengdeforskjell

Personer med benlengdeforskjell utvikler kompensatoriske mekanismer som påvirker hvordan ben og bekken beveger seg ved gange (Walsh et al., 2000). Hensikten med kompensasjonene kan være å gjøre gangen mindre smertefull (ten

Brinke, van der Aa, van der Palen & Oosterveld, 1999) men også minst mulig energikrevende, ved å unngå forskyvning av kroppens tyngdepunkt (Resende et al., 2016), da benlengdeforskjell kan forstyrre balansen (Azizan et al., 2018). Seeley, Umberger, Clasey & Shapiro (2010) påpeker imidlertid at sammenhengen mellom benlengdeforskjell og asymmetri ved gange er uklar.

Det er i hovedsak 4 forskjellige kompensatoriske strategier som kan utligne benlengdeforskjell ved gange. Tågange og bekkenasymmetri i frontalplanet med bekkensenkning på kortest side har vært sett av flere forskere hos ellers friske barn og voksne med benlengdeforskjell  $\geq 10$  mm (Khamis & Carmeli, 2017b; Resende et al., 2016; Shi et al., 2022). På lang side kan knefleksjon (figur 8) og heving av bekkenet forkorte benet dynamisk (Aiona, Do, Emara, Dorociak & Pierce, 2015). Et annet funn er asymmetrisk standfase mellom kort og lang side, med kortest tid i standfase på det korteste benet (Perttunen, Anttila, Södergård, Merikanto & Komi, 2004). Gangen kan oppfattes som haltende (Vogt et al., 2020).

Jo større benlengdeforskjellen er, desto flere kompensatoriske strategier kan brukes samtidig (Song, Halliday & Little, 1997). Økt energiforbruk og utseendemessig forstyrrende gangmønstre er nevnt som andre konsekvenser av benlengdeforskjell (Resende et al., 2016). En studie på 26 personer med mild benlengdeforskjell viste større asymmetri i kinetiske variabler (momenter og effekt) enn i kinematiske, primært på ankel- og knenivå (Seeley et al., 2010). Dette forklares som en tendens hos mennesket til å opprettholde stabil og konsistent kinematikk med hjelp av variasjoner i kinetikken. Vogt et al. (2020) påpeker at bekkenasymmetri i frontalplanet og forstyrret balanse primært ses under dobbel støttefase, når begge føtter er i underlaget, og at bekkenasymmetrien utlignes ved hjelp av glutealmuskulaturen når bare det ene benet belastes. Vogt et al. (2020) anslår at man generelt tilbringer kun 30 min per dag i dobbel støttefase, og hevder at bekkenasymmetri derfor ikke kan antas å forårsake problemer.



### 2.2.3 Behandling av benlengdeforskjell

Per i dag finnes det ingen konsensus når det gjelder behandling av benlengdeforskjell (Shi et al., 2022). Frenken et al. (2019) sier at mild benlengdeforskjell bør behandles med oppbygg, moderat benlengdeforskjell kan opereres, mens alvorlig benlengdeforskjell bør opereres. Vogt et al. (2020) anbefaler at ethvert behandlingstiltak for benlengdeforskjell, uavhengig av grad, skal avgjøres på individuelt grunnlag.

Risiko for plager fra rygg, hofte- og kneledd eller smerter på grunn av asymmetrisk muskelbruk antas å være særlig viktig å vurdere (Vogt et al., 2020). Resende et al. (2016) mener at så lite som 5 mm benlengdeforskjell utgjør en risiko for smerter i hofte eller korsrygg. Korrigering med oppbygg under korteste ben har vist seg å lette korsryggsmerter hos voksne (Frenken et al., 2019; Menez, Coquart, Dodelin, Tourny & L'Hermette, 2021). Shi et al (2022) undersøkte effekten av oppbygg hos ellers friske barn, og Menez et al (2021) undersøkte voksne med ryggplager. Ingen av dem fant endring av bekkenasymmetri. Menez et al (2021) konkluderte med at effekten av oppbygg på symmetri ved gange er uforutsigbar og avhenger av individuelle biomekaniske kompensatoriske strategier. Kendall, Bird & Azizi (2014) mener at det mangler evidens for om oppbygg kan ha en forebyggende effekt.

### 2.2.4 Måling av benlengde

Det er flere måter å måle benlengde på (Brady et al., 2003; Neelly, Wallmann & Backus, 2013).



*Figur 4 Den direkte metoden for måling av benlengde, med målebånd fra spina iliaca anterior superior til mediale malleol.*

Benlengde målt ved hjelp av målebånd fra bekkenet (spina iliaca anterior superior) til ankelleddet (mediale malleol) med pasienten liggende på ryggen (den direkte metoden, figur 4), er vurdert å være en valid og reliabel metode sammenlignet med Computer Tomografi (CT).

Benlengden måles til den nærmeste millimeteren og krever at målingen gjøres av erfarne klinikere (Neelly et al., 2013). Metoden er enkel å gjennomføre og sammenlignet med forskjellige røntgenologiske metoder er den også raskere, mindre kostnadskreven og fri for strålingsrisiko (Neelly et al., 2013).

Den indirekte metoden (figur 5) for vurdering av benlengde, innebærer at bekken- og ryggsymmetri vurderes klinisk med pasienten i stående stilling.



*Figur 5 Den indirekte metoden for måling av benlengde, med x antall 5 mm tykke plater under korteste ben.*

En eller flere 5 mm tykke plater plasseres under korteste ben inntil bekkenets stilling er symmetrisk sett bakfra. Det antall plater pasienten har under korteste ben når bekkenstillingen i frontalplanet er symmetrisk angir høyden på et eventuelt oppbygg som kan utligne benlengdeforskjellen, men måler ikke direkte benlengdeforskjellen (Neelly et al., 2013)

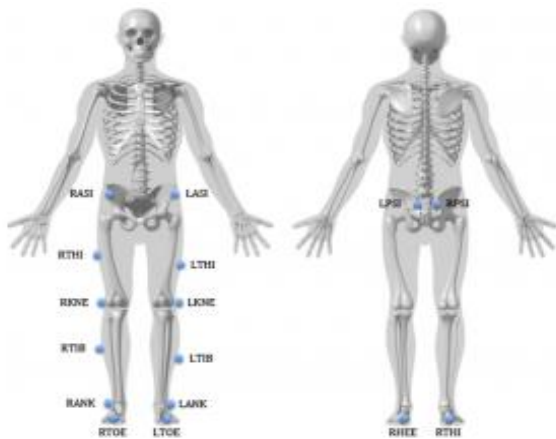
### 2.3 3DGA (tredimensjonal databasert ganganalyse)

3DGA er en undersøkelse som gjøres ved hjelp av 3D-kameraer, 2D-kameraer og kraftplater nedfelt i gulvet (figur 6).



Figur 6 Bevegelseslaboriet med 3D-kameraer (vegghengt), 2D kameraer (på stativ) og kraftplater (nedfelt i gulvet).

Kinematikk og kinetikk registreres ved hjelp av refleksmarkører plassert på bekkenet og underekstremitetene i samsvar med en biomekanisk datagenerert modell (figur 7) (Gage & Stout, 2009).



Figur 7 Refleksmarkører plassering i samsvar med Conventional Gait Model (CGM)/PlugInGait.

3DGA beskriver gangfunksjon og kan bidra til å forklare hvorfor en pasient går som han/hun går (Baker, 2013).

Menneskets gangfunksjon har interessert forskere til alle tider, og siden midten av 1800-tallet har man brukt forskjellige metoder for å analysere gange ved hjelp av foto-teknologi. Tidlig på 1900-tallet ble det utviklet teknikker for klinisk bruk

i forbindelse med rehabilitering av krigsskadde med amputerte ben. På 1980-tallet var videokameraer og datamaskiner med kapasitet til å prosessere data fra kameraene tilgjengelig, og ganganalyse ble da tatt i bruk i klinisk praksis på et barnesykehus i USA (Baker, 2013 ).

3DGA er i dag et viktig undersøkelsesinstrument (Gage & Stout, 2009) som brukes både i forbindelse med behandlingstiltak og i klinisk forskning (Fosdahl, Jahnsen, Pripp & Holm, 2020). Undersøkelsen anses for å være gullstandard for analyse og forståelse av gangfunksjonen ved CP, da den bidrar med nyttig informasjon om det spesielle ved gangmønsteret til den enkelte pasienten. Eventuelle avvik fra normal gangfunksjon kan avdekkes, i tillegg til hvilke gangavvik som er kompensatoriske og hvilke som har en patologisk årsak (Gage & Stout, 2009).

3DGA kan vise utviklingen av gangfunksjonen til en pasient over tid, ved at aktuell gangdata kan sammenlignes med gangdata fra et tidligere tidspunkt. Preoperativ og postoperativ gangdata sammenlignes for å evaluere resultatet av ortopediske operasjoner. 3DGA kan også være nyttig for å evaluere funksjonen av ortopediske hjelpemidler som eksempelvis ankelfotortoser, og bidra til anbefalinger om fysioterapibehandling. For at 3DGA skal kunne bidra til bedre beslutninger om behandling kreves det at analysen tolkes av erfarne fagpersoner (Baker, 2013).

### 2.3.1 3DGA - innhold

For å analysere hvilke funksjonsnedsettelse som påvirker gangmønsteret tolkes flere typer informasjon sammen i en 3DGA. Det er blant annet informasjon fra anamnese/sykehistorie, klinisk undersøkelse, kinematikk og kinetikk (Baker, 2013).

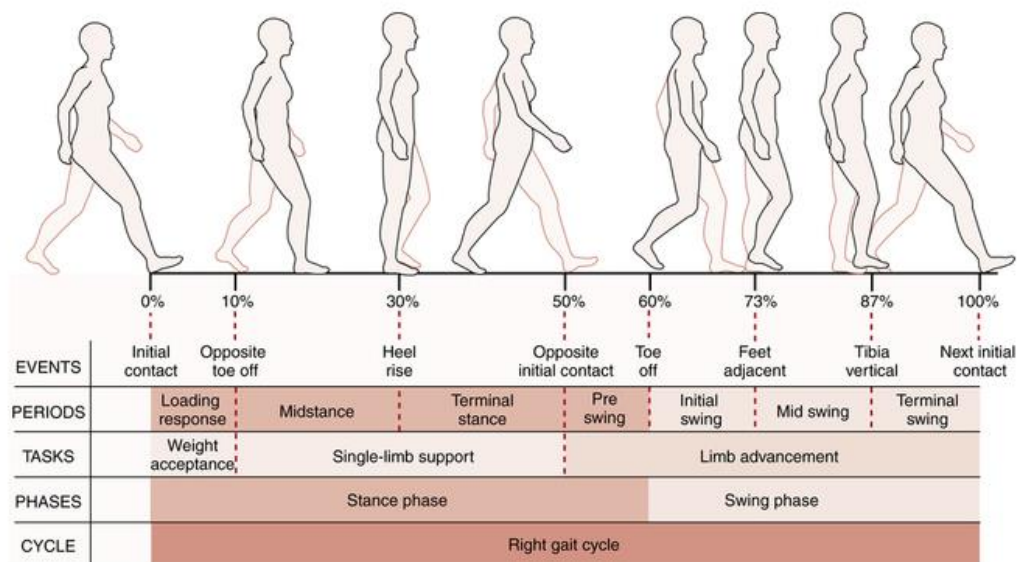
#### 2.3.1.1 Klinisk undersøkelse

En grundig klinisk undersøkelse, spesifikt utformet for å brukes sammen med data fra kinetikk og kinematikk inngår som en viktig del av analysen (Baker, 2013). Undersøkelsen, som foregår på benk, inneholder målinger av aktiv og

passiv leddbevegelighet i hofter, knær og ankler, og muskelstyrke i underekstremiteter, rygg og buk. Evne til utvalgte viljestyrte bevegelser (selektiv motorisk kontroll) samt muskeltonus undersøkes også. Informasjon om eventuelle kontrakturer i ledd, rotasjonsavvik i knokler og fotfeilstillinger er viktig ved tolkning av gangdataene (Gage & Stout, 2009).

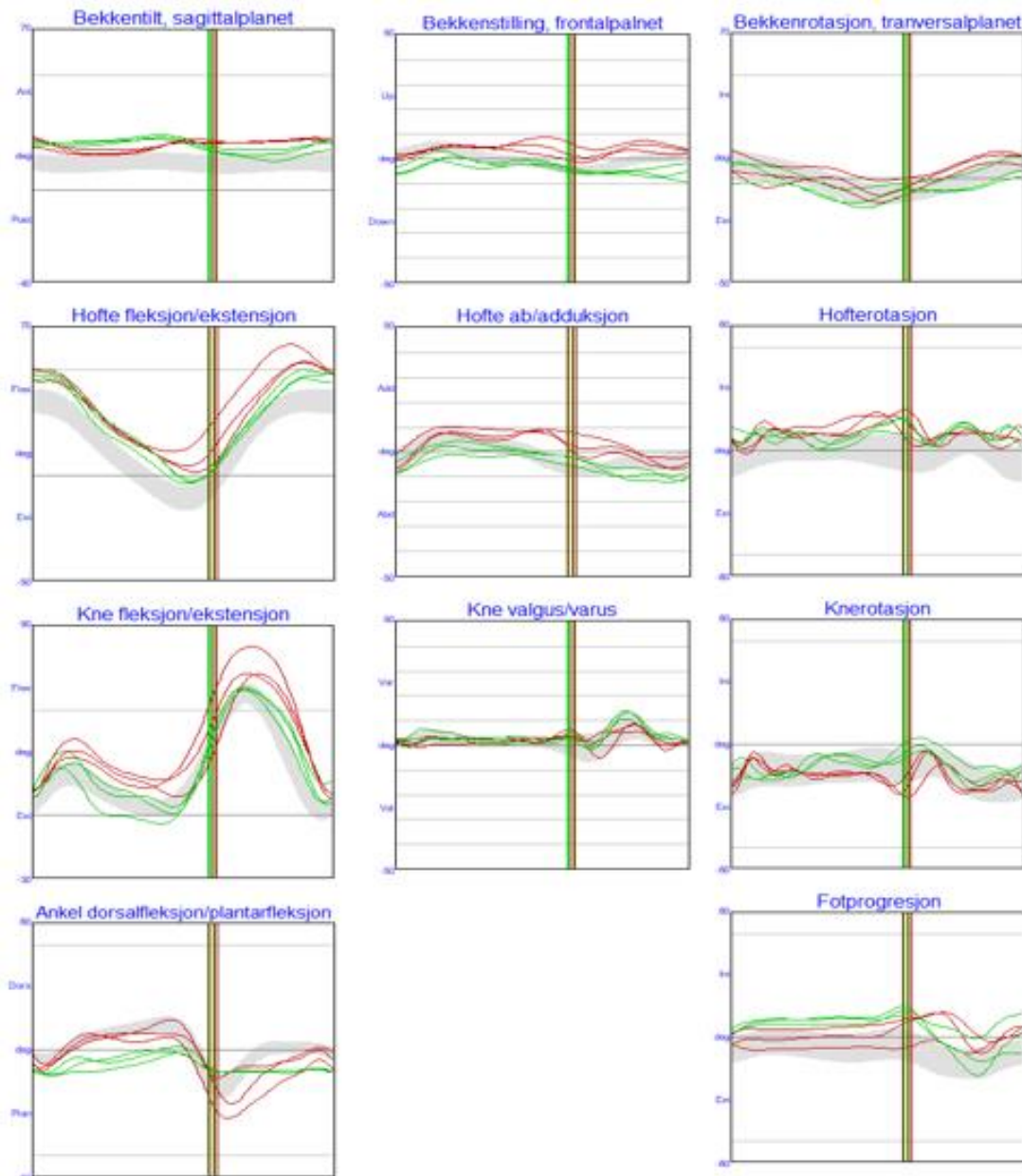
### 2.3.1.2 Kinematikk

Kinematikk er beskrivelsen av hvordan knokler og ledd beveges i forhold til hverandre (Baker, 2013). I 3DGA er gangsyklusen sentral. En gangsyklus starter når en fot settes i underlaget og slutter når samme fot settes i underlaget igjen og kan også benevnes et skritt (fig 8).



Figur 8 En gangsyklus består av en standfase, som utgjør ca 60%, og en svingfase, ca 40%. I løpet av de første 10% og de siste 10% av standfasen er begge føtter i underlaget ("dobbel støttefase"). De midterste 40% av standfasen er kun en fot i underlaget. (bildebruk etter tillatelse fra prof. D. A Neumann. (Neumann, 2010)

3DGA fremstiller bevegelsene av bekken, hofteldd, kneledd, ankelledd og fot i tre plan; sagittalplanet (sett fra siden), frontalplanet (sett forfra/bakfra) og transversalplanet (sett ovenfra). Kinematikken vises for hvert ledd i hvert plan i grafer (figur 9) som fremstiller bevegelsene i løpet av en gangsyklus (Gage & Stout, 2009). I tillegg registreres gangparametere som hastighet, skrittlengde, stand- og svingfasetid.



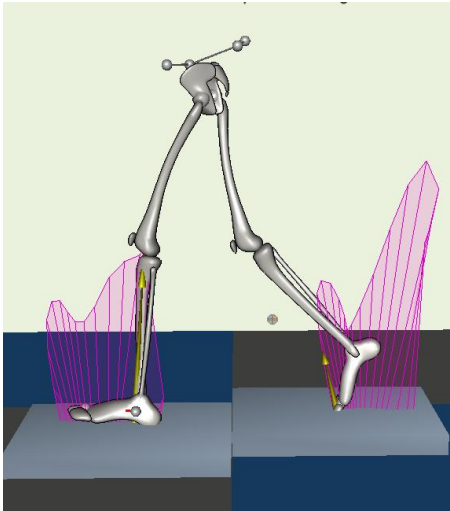
Figur 9 Kinematikk i 3 plan. Sagittalplanet (venstre), frontalplanet (midten) og transversalplanet (høyre). Grått felt viser normalvariasjonen, grønne kurver viser bevegelsene i høyre underekstremitet og røde kurver bevegelsene i venstre underekstremitet.

### 2.3.1.3 Kinetikk

Kinetikk beskriver krefter og momenter som får kroppen til å bevege seg.

Momenter oppstår når en kraft utøves på et ledd, og er større jo lenger avstanden er fra leddets midtpunkt (Baker, 2013). Gulvreaksjonskraften (figur 10) som er sentral i 3DGA, virker i motsatt retning av tyngdekraften. Visualisering av denne motkraften til tyngdekraften hjelper oss å forstå størrelsen og retningen på

momentene som virker på leddene ved gange (Baker, 2013). Størrelsen på momentene har betydning for hvor mye muskelkraft som kreves for å holde seg i oppreist stilling (Stout, Novacheck, Gage & Schwartz, 2009). Et eksempel er at økte fleksjonsmomenter i kneet gjør det mer energikrevende å gå, fordi knestrekkende muskulatur må bruke mer kraft for å holde igjen mot tyngdekraften (Stout et al., 2009). Momentene som virker på ankel-, kne- og hoftelodd vises i grafer og beskriver, som kinematikken, en gangsyklus.



*Figur 10 kraftspillet viser golvreaksjonskraftens størrelse og retning.*

### 2.3.2 3DGA – validitet og reliabilitet

Studier har vist at riktig bruk av 3DGA medfører bedre behandlingsresultater (Wren, Tucker, Rethlefsen, Gorton & Öunpuu, 2020). Den biomekaniske modellen kjent som Newington-Helen-Hayes modellen eller «conventional gait model» (CGM) ble utviklet blant annet ved hjelp av røntgenundersøkelser (Davis, Öunpuu, Tyburski & Gage, 1991). Modellen er førstevalget for klinisk bruk basert på validitetsstudier hvor man har sammenlignet CGM med alternative modeller (Baker, 2013).

Undersøkelser av hvor presise og repeterbare kinematiske kurver er har skapt tillit til at 3DGA måler funksjonelle gangavvik med god presisjon (Sangeux, Mahy & Graham, 2014). Reliabilitetsstudier av gangdata fra 3DGA viser moderat til god reliabilitet i sagittalplanet med unntak for bekkentilt, og i frontalplanet med unntak for knevalgus/ -varus. Studiene varierer når det gjelder utvalg, metoder og statistiske analyser (McGinley, Baker, Wolfe & Morris, 2009). For de

fleste kinematiske variabler har man funnet en variabilitet på 2-5°, noe som anses for akseptabelt i klinisk sammenheng (McGinley et al., 2009). Variasjonen i gangdataene er større hos barn enn hos voksne, og noe større hos barn med CP enn hos ellers friske barn. Ulik ganghastighet mellom målingene kan medføre variasjon i kinematikken (McGinley et al., 2009).

En upublisert studie gjort på 10 friske barn ved Rikshospitalet, Oslo, bekreftet variasjon i markørplasseringen både mellom undersøkere og mellom undersøkelsestidspunkter (Skaaret, Fosdahl, Huse, Beyer & Roislien, 2011). Man fant, i likhet med andre studier, variabilitet innenfor de klinisk akseptable verdiene på 2-5° i sagittal- og frontalplanet. At undersøkerne er erfarne og har god kompetanse med hensyn til markørplassering er avgjørende for reliabiliteten, siden den aller viktigste feilkilden er upresis markørplassering (Khamis, Danino, Springer, Ovadia & Carmeli, 2017; McGinley et al., 2009). Prosessering av dataene og feil ved måleutstyret er andre faktorer av betydning.

Variasjon i gangdata som kan ses ved sammenligning av opptak fra samme måletidspunkt, dvs uten at markører er flyttet på, reflekterer variabiliteten i det enkelte individs gangfunksjon. Slik variabilitet kan ikke reduseres og er uavhengig av andre feilkilder (McGinley et al., 2009).

### 3. Metode

#### 3.1 Design

Studien er en klinisk, eksperimentell studie med prospektivt design. Det ble gjort repeterte målinger, og alle deltakerne ble undersøkt i to ulike situasjoner. Først ble det gjort ganganalyseopptak med sko uten oppbygg under korteste ben, og deretter med sko med oppbygg under korteste ben. Designet er beskrevet å kunne egne seg dersom tiltaket har en umiddelbar og målbar effekt (Laake, 2007).

#### 3.2 Utfallsmål

Det primære utfallsmålet i studien er endring av bekkenets stilling i frontalplanet ved gange. Dette måles som vinkelen mellom spina iliaca anterior superior på høyre og venstre side, og angis i grader. En vinkel på 0 grader betyr symmetri, og



er det optimale. Sekundært undersøkes knebevegelsen i standfasen både på det lengste og det korteste benet. Kneekstensjon ses i sagittalplanet og utgjør vinkelen mellom lår og legg målt i grader. Det optimale vil være en vinkel nærmest mulig 0 grader. Standfasen måles i % tid av den totale gangsyklusen. Like lang (symmetrisk) standfase på begge ben er det optimale.

### 3.3 Utvalg

Utvalget bestod av 23 barn bosatt i opptaksområdet til Helse Sør-Øst og er barn som ut fra diagnose og funksjon alle var i målgruppen for å undersøkes med 3DGA. De fleste var henvist til undersøkelsen før de ble forespurt om deltakelse i studien.

#### 3.3.1 Inklusjonskriterer

- Spastisk unilateral CP
- GMFCS I og II
- 7 - 16 år
- Mild benlengdeforskjell (min 1 cm og maks 3 cm)

#### 3.3.2 Eksklusjonskriterier

- Kontrakturer (passiv dorsalfleksjon i ankelledd mindre enn 0°, passiv kneekstensjon mindre enn 0°, passiv hofteekstensjon mindre enn 0 °)
- Tilleggsdiagnoser som påvirker motorisk funksjon og/eller evne til samarbeid og forståelse av instruksjon (for eksempel Down syndrom, autisme).

#### 3.3.3 Rekruttering

Deltakerne ble i hovedsak rekruttert via daglig klinisk praksis og var pasienter ved seksjon for nevrohabilitering - barn, OUS Rikshospitalet og Ullevål.

Pasientene var henvist til 3DGA ved Bevegelseslaboratoriet, Rikshospitalet, eller

kom til polikliniske konsultasjoner på Ullevål. En deltaker ble rekruttert fra Akershus Universitetssykehus. Pasienter som hadde timeavtale ved Bevegelseslaboratoriet ble muntlig og skriftlig informert om studien ved oppmøte. De som ikke hadde avtale om 3DGA ble kontaktet på telefon og fikk informasjonsskriv tilsendt på forhånd. Tidspunkt for undersøkelse ble avtalt ut fra ønske hos den enkelte deltakeren. 2 potensielle deltakere fikk informasjon om studien i forbindelse med habiliteringskonsultasjon på Ullevål men valgte å ikke delta. Pasienter som kom til 3DGA og oppfylte inklusjonskriteriene ble informert om studien og spurt om deltakelse samme dag. En pasient som kom til 3DGA valgte å avstå fra å delta. 23 deltakere var rekruttert til studien ved slutten av inkluderingsperioden. Før prosjektstart var det estimert at 20-30 barn var et realistisk antall av hensyn til rekrutteringsgrunnlaget.

### 3.4 Gjennomføring av studien

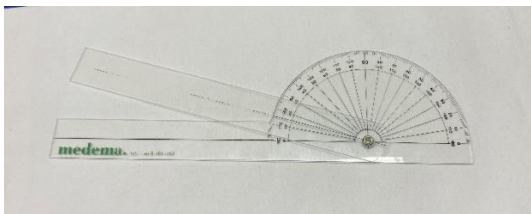
Studien ble gjennomført som en del av masterprogrammet «Interdisiplinær helseforskning» medisinsk fakultet, institutt for helse og samfunn ved Universitetet i Oslo (UiO). Spesialfysioterapeut/masterstudent Marie Johansson var hovedansvarlig for rekruttering og datainnsamling. En undersøkelse ble utført i samarbeid mellom to erfarne medarbeidere i Bevegelseslaboratoriet, Oslo Universitetssykehus, Rikshospitalet. Tre fysioterapeuter og en ortopediingeniør med minst 6 års erfaring med 3DGA for barn med CP var involvert i datainnsamlingen.

#### 3.4.1 Demografiske variabler

Et minimum av demografiske variabler ble innsamlet i studien. Vi registrerte barnets alder og hvilken kroppshalvdel som var affisert av CP, samt GMFCS nivå. Vekt (kg), høyde (cm) samt grad av benlengdeforskjell (cm) ble registrert som en del av klinisk undersøkelse (se under).

### 3.4.2 Klinisk undersøkelse

Alle deltakere gjennomgikk en klinisk undersøkelse som inkluderte registrering av antropometriske mål (vekt, høyde, bekkenbredde, knebredde og ankelbredde og benlengde målt i cm). Dette kreves for den biomekaniske datamodellen (CGM) som benyttes ved 3DGA. Leddbevegelighet i ankel-, kne- og hofteldd ble målt ved hjelp av et goniometer (leddmål) (figur 11) siden et viktig kriterium for inklusjon i studien var minimum 0° ankeldorsalfleksjon, 0° kneekstensjon og 0° hofteekstensjon.



Figur 11 Måleverktøy for å undersøkebevegelighet i ledd.

### 3.4.3 Måling av benlengde



Figur 12 Hjelpemiddel for indirekte benlengdemål. 5 mm tykke plater.

Benlengden ble målt som del av den kliniske undersøkelsen liggende på benk (direkte metode), med målebånd fra spina iliaca anterior superior til mediale malleol til den nærmeste millimeteren. I tillegg ble benlengden målt stående (indirekte metoden) ved hjelp av plater (figur 12) som plasseres under det korteste benet inntil bekkenet vurderes klinisk til å være i vater. Platene er 5 mm tykke.

### 3.4.4 Korrigering av benlengdeforskjell

For korrigering av benlengdeforskjellen, som er hovedmålet med studien, festet vi en korksåle (figur 13) under hele skoen på det korteste benet.



*Figur 13 Oppbygg brukt ved 3DGA. Dette ble festet under skoen med teip.*

Korksålen ble individuelt tilpasset og skjært ut etter avtrykk av sålen til hver enkelt deltakers sko. To eller flere 5 mm tykke korkplater ble teipet sammen med en tynn dobbeltsidig teip inntil sålen hadde samme tykkelse som det antall plater barnet sto på ved indirekte benlengdemåling.

For å sikre at korksålen satt tett og godt på skoen ble det også brukt teip på utsiden av såle og sko (figur 13). Noen av deltakerne hadde oppbygg under korteste ben på eget skotøy fra før. For å undersøke effekten av oppbygg hos disse individene måtte det eksisterende oppbygget utlignes. Dette ble gjort ved å bygge opp skoen på det lengste benet, med en korksåle av tilsvarende tykkelse som det egne oppbygget.

#### 3.4.5 3DGA

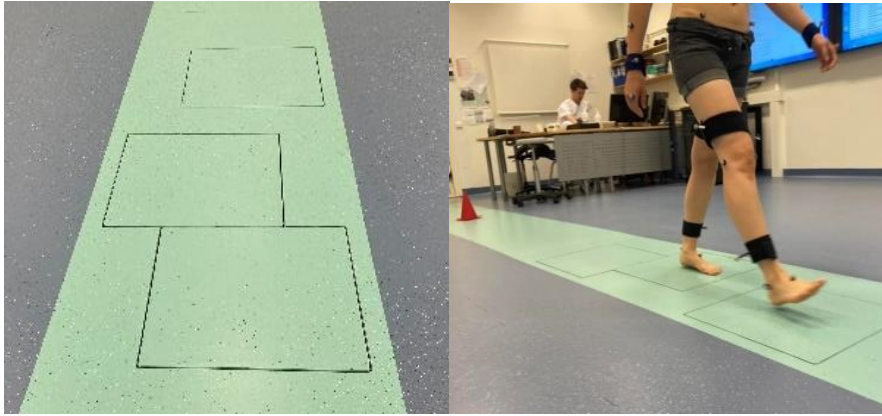
3D data ble innhentet via 3DGA i Bevegelseslaboratoriet ved Oslo Universitetssykehus, Rikshospitalet. Systemet fra VICON (<https://www.vicon.com>) består av 8 veggmonterte MX 3D kameraer, 2 2D kameraer på stativ og 3 AMTI kraftplater (<https://amti.biz>) nedfelt i gulvet. 16 refleksmarkører ble festet med dobbeltsidig tupé-teip på underekstremitetene i henhold til CGM/PlugInGait modellen (figur 7 og 14) (Davis et al., 1991).



*Figur 14 Markørplassering (bildet er arrangert).*

Markørenes plassering (figur 14) ble kvalitetssikret gjennom påkrevd enighet mellom to erfarne klinikere som gjennomførte testen. Under opptakene gikk deltakerne med sitt eget fottøy, og refleksmarkørene som ved barbeint måling festes på huden, ble i stedet festet på sko og eventuell ortose. På underkroppen hadde deltakerne på seg en kort shorts eller kun underbukse. Nedre del av overkroppen måtte være fri for klær for å synliggjøre refleksmarkørene på bekkenet.

All datainnsamling ble gjort i løpet av samme timeavtale. Det ble først gjort opptak av gange uten oppbygg, deretter med oppbygg. Ingen markører ble flyttet mellom opptakene. Før opptak med oppbygg ble deltakerne bedt om å gå noen runder inne i bevegelseslaboratoriet for å bli vant til oppbygget. Deltakerne ble bedt om å gå «som vanlig» (i selvvalgt hastighet) på en 10 meter lang strekning inntil det var samlet inn minimum 3 analyserbare opptak for hver av test-situasjonene. Et opptak er analyserbart når både høyre og venstre fot har truffet innenfor hver sin kraftplate (figur 15).



*Figur 15 kraftplater. Et analyserbart opptak krever at både venstre og høyre fot treffer innenfor hver sin plate. 3 analyserbare opptak uten oppbygg og 3 med oppbygg ble prosessert ved hjelp av programmet Vicon Nexus 2.10.2.*

### 3.5 Analyse av gangdata

Programmet Vicon ProCalc 1.3.0 ble benyttet for utregning av data til statistisk analyse med spesifikke script for registrering av ønskede variabler. Bekken- og knebevegelser angis i grader, og standfaselengden i % tid av en gangsyklus. Dataen beskriver bekkenasymmetri i frontalplanet under dobbel støttefase, ca 10% ut i standfasen, og maksimal kneekstensjonen i løpet av standfasen for korteste og lengste ben.

De kinematiske variablene ble utregnet basert på et gjennomsnitt av 3 opptak av gange uten oppbygg, og 3 opptak av gange med oppbygg. Gangsyklus nr 2 av 3 fra hvert opptak ble valgt som grunnlag for analysene. Dette er den midterste gangsyklusen med mest flyt og inneholder verken start eller stopp. Det minsker risikoen for påvirkning av hastighet, som i sin tur har betydning for variabilitet (Roislien et al., 2009).

Standfasens lengde i tid uten oppbygg og med oppbygg for både korteste og lengste ben ble utregnet ved hjelp av programmet Vicon Polygon 4.4.2. Programmet bruker 3 gangsykluser fra 3 opptak, altså 9 gangsykluser, ved utregning av gjennomsnittet.

### 3.5.1 Statistisk analyse – SPSS

For statistisk analyse ble statistikkprogrammet SPSS Statistics 28 brukt. Dataen består av kontinuerlige variabler fra målinger gjort på samme gruppe deltakere under to forskjellige omstendigheter, som ved et pre- postdesign, og foretrukken analyse er parret t-test (Pallant, 2013). Når forutsetningene for t-test ikke var oppfylt grunnet manglende normalfordeling ble det ikke-parametriske alternativet Wilcoxon Ranked sign test brukt (Skovlund, 2017). Analysene er gjort med signifikansnivå 0,05 som betyr at det er 5 % risiko for type 1 feil, som vil si å konkludere at det er en statistisk signifikant forskjell når det ikke er det (Pallant, 2013). Resultatene blir presentert i tekst, tabeller og boksplokk.

### 3.6 Godkjenning av studien

Som del av HELSEF4301 Forskningsforberedende kurs (5 stp) ble det utarbeidet en prosjektplan som også fungerte som eksamensoppgave. Prosjektet ble godkjent av Masterkomitéen ved Universitetet i Oslo (UiO) 090321 (vedlegg 5). Studien er godkjent av regional etisk komité (REK) 080221 (saksnummer 217540, vedlegg 6). Prosjektet er også vurdert og godkjent av Personvernombudet ved OUS (vedlegg 7).

### 3.7 Etikk/personvern

Klinisk forskning er viktig for å kunne praktisere evidensbaserte tiltak, og handler om å forbedre de behandlingsmetodene vi har. Frivillighet og samtykke til deltagelse i forskning er helt essensielt, samt at risiko og nytte alltid står i et rimelig forhold (Solberg, 2020). Deltakerne i denne studien er barn og deres frivillighet og samtykke til deltagelse er ivaretatt av foresatte.

Informasjon om hva deltagelse innebærer, inkludert retten til å trekke seg ble formidlet muntlig og skriftlig. Det er utformet tre forskjellige informasjonsskriv; ett rettet mot barn under 12 år (vedlegg 1), ett rettet mot barn mellom 12 og 16 år (vedlegg 2), samt ett kombinert informasjonsskriv og samtykkeskjema til foresatte (vedlegg 3).

Deltagelse innebar at hver deltaker fikk en individuell, grundig og objektiv vurdering av om det kan være nyttig å bruke et oppbygg for å utligne benlengden. All testing ble gjort i løpet av en konsultasjon i bevegelseslaboratoriet. Deltakerne gikk med oppbygget i ca 10 minutter og det var den umiddelbare effekten som ble undersøkt. Det er derfor minimal risiko for at deltakerne kunne oppleve negative konsekvenser av oppbygget.

Det er ingen skaderisiko forbundet med å gjennomføre 3DGA. Det kan være litt ubehag forbundet med å fjerne refleksmarkørene som var festet med tupé-teip og kreves for å gjøre undersøkelsen. Dette ble gitt skriftlig og muntlig informasjon om. Å gå med oppbygg innebar ikke bruk av ekstra markører. En ulempe med å delta i studien var at undersøkelsen tok noe lenger tid enn en vanlig undersøkelse.

Det var kun behov for å registrere et minimum av demografiske variabler (Personopplysningsloven, 2018). Data som ble innsamlet lagres konfidensielt på Bevegelseslaboratoriets beskyttede dataservert på Rikshospitalet. Alle resultater ble anonymisert. Dataen ble lagret på sikkert område på OUS` s forskningsdatabase (K:sensitiv). Resultatene er lagt inn i SPSS av prosjektansvarlig og det er kun de involverte fagpersoner på Rikshospitalet som har tilgang til dataene.



## 4. Resultater

### 4.1 Demografiske data

**Tabell 1 pasientkarakteristika**

	<b>Gjennomsnitt</b>	<b>Min - maks</b>	<b>Antall n=23</b>
Alder, år	11,9	7 - 16	
Kjønn, jenter/gutter (%)			7/16 (30/70)
Høyde, cm	150,5	115,5 – 179,5	
Affisert side, høyre/venstre (%)			13/10 (52/48)
GMFCS I			20
GMFCS II			3
Benlengdeforskjell	1 cm	1-2 cm	
1 cm (%)			14 (61)
1,5 cm (%)			6 (26)
2 cm (%)			3 (13)

Unilateral CP: Cerebral parese med affeksjon av venstre eller høyre sides ekstremiteter.  
GMFCS: Gross Motor Function Classification System, nivå I-V. I=går uten begrensninger.  
II=går med begrensninger.

Utvalget består av flere gutter enn jenter. Det er lik fordeling med hensyn til om høyre eller venstre side er affisert av CP. Størrelse av benlengdeforskjell er betydelig skjevfordelt, med en overvekt av deltakere med 1 cm benlengdeforskjell. De aller fleste har god grovmotorisk funksjon, GMFCS I.

## 4.2 Kinematiske variabler

Tabell 2

### Bekkenasymmetri og maks kneekstensjon (°), og standfase (% tid av gangsyklus)

	uten	med	endring	(p)
	oppbygg (SD)	oppbygg (SD)	(95% KI)	
<b>Bekkenasymmetri (°) gjennomsnitt</b>	6,5 (+/-4,8)	6,4 (+/-4,4)	0,1 (-0,71 - 0,89)	0,8
<b>Kneekstensjon, maksimal (°)</b>				
Korteste ben:	0,2 (+/-7,8)	0,3 (+/-7,5)	0,1 (-0,9 - 0,8)	0,9
Lengste ben:	2,2 (+/-6,9)	0,6 (+/-7,1)	1,6 (0,54 - 2,7)	0,05
<b>Standfase (%)</b>				
Korteste ben	58,7 (+/-1,5)	59,3 (+/-1,6)	0,6 (1,1 - 0,03)	0,04
Lengste ben	62,6 (+/-2,3)	61,6 (+/-2,7)	1,0 (0,25 - 1,8)	0,01
Asymmetri, kort-langt ben	3,8 (+/-2,0)	2,3 (+/-2,5)	1,6 (2,38 - 0,75)	<0,001

Det ses små endringer av de undersøkte variablene ved gange med oppbygg sammenlignet med gange uten oppbygg. Statistisk signifikante endringer ble funnet for gjennomsnittlig kneekstensjon på det lengste benet, og for standfasen som endret seg på begge ben.

### 4.2.1 Bekkenasymmetri

Deltakerne i denne studien hadde i gjennomsnitt en bekkenasymmetri på 6,5° ( $\pm 4,8$ , KI 4,4 – 8,5) ved gange uten oppbygg. Ved gange med oppbygg var gjennomsnittlig bekkenasymmetri 6,4° ( $\pm 4,4$ , KI 4,5 – 8,3). Analysen viser ingen statistisk signifikant endring ( $p=0,8$ ) på gruppenivå. Selv om utvalget er i minste laget til å kunne subgruppere ble det gjort analyse av gruppen med 1 cm benlengdeforskjell ( $n=14$ ) og gruppen med 1,5-2 cm benlengdeforskjell ( $n=9$ ). Ingen av gruppene hadde statistisk signifikant endring av bekkenstillingen i frontalplanet.

På individnivå viser dataene at de fleste deltakerne kun hadde en liten endring av bekkenasymmetrien. Halvparten hadde en endring i negativ retning, dvs de fikk noe større bekkenasymmetri ved gange med oppbygg. Av de fire deltakerne med størst endring av bekkenasymmetri hadde to (id1, id12) nesten 3° større bekkenasymmetri med oppbygg (tabell 3). En deltaker (id4) gikk med nesten 5° mindre bekkenasymmetri med oppbygg (figur 16), en annen (id10) med 3° mindre bekkenasymmetri.

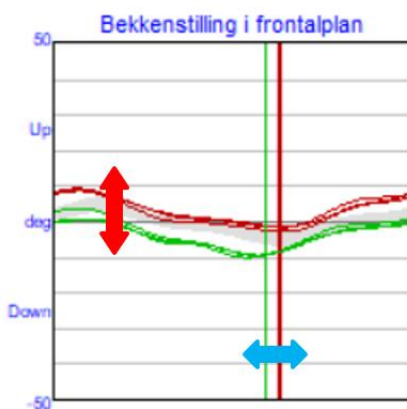
### Bekkenasymmetri

Deltaker	Uten oppbygg	Med oppbygg	Endring
1	3,9°	6,7°	2,8°
4	8,5°	3,8°	4,7°
10	14,2°	11,4°	2,8°
12	12,2°	15°	2,8°

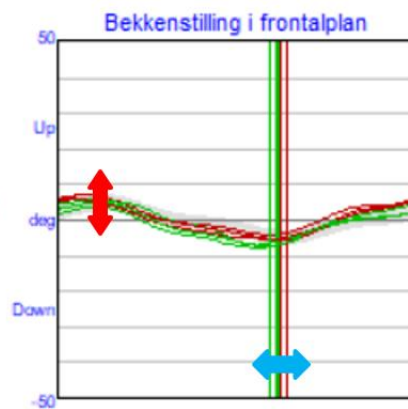
Bekkenasymmetri er vinkelen mellom spina iliaca anterior superior på kort og lang side. To deltakere fikk mindre bekkenasymmetri med oppbygg (id4, id10). To fikk mer asymmetri (id1, id12).

Tabell 3 Tabellen viser de fire deltakerne med størst endring av bekkenstillingen.

### Kinematikk uten oppbygg



### Kinematikk med oppbygg



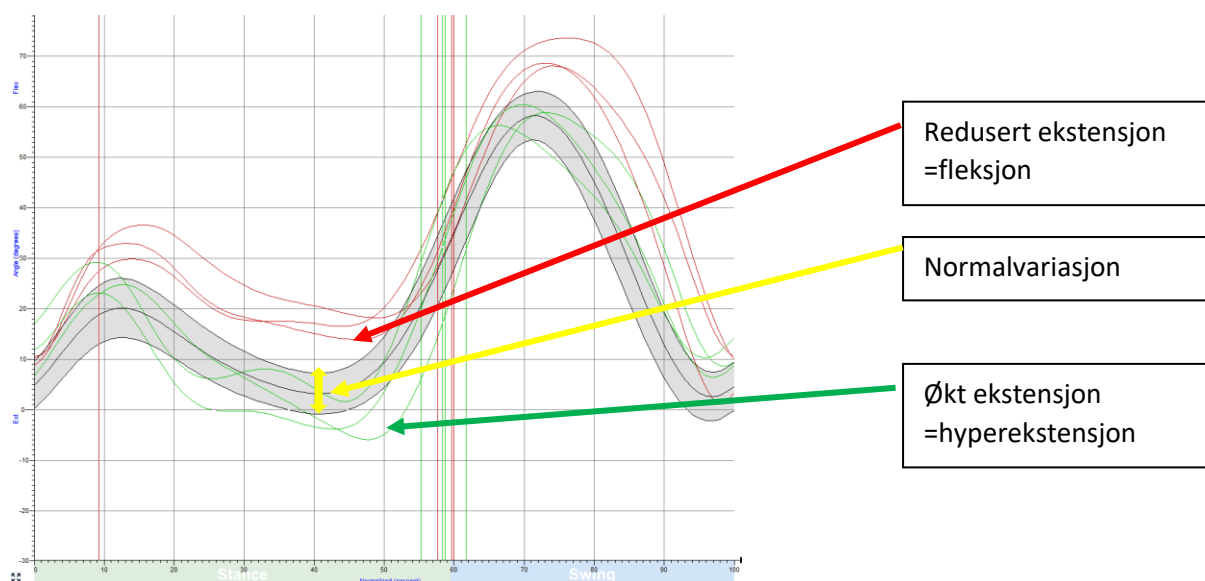
Med oppbygg ses mindre bekkenasymmetri (rød pil) som er en positiv effekt.

Med oppbygg ses mindre asymmetrisk standfase (blå pil) som er en positiv effekt.

Figur16 Kinematikk, deltaker nr 4. Høyre ben er kortest. Røde kurver viser bevegelsene i venstre kroppshalvdel. Grønne kurver viser bevegelsene i høyre kroppshalvdel. Grått felt viser normalvariasjonen. Vertikale linjer (røde og grønne) viser når foten løftes fra underlaget (standfasen slutter).

#### 4.2.2 Knebevegelse i sagittalplanet

Maksimal kneekstensjon i standfasen (figur 17) ble analysert for begge ben. På det lengste benet viser analysen en statistisk signifikant endring ( $p=0,05$ ) med mer ekstensjon i kneet. Maksimal kneekstensjon uten oppbygg var gjennomsnittlig  $2,2^\circ$  ( $\pm 6,9$ , KI  $-0,8 - 5,3$ ), og  $0,6^\circ$  ( $\pm 7,1$ , KI  $-2,5 - 3,7$ ) med oppbygg, det vil si en endring på  $1,6^\circ$  ( $\pm 2,5$ , KI  $0,5-2,7$ ).



Figur 17 Fleksjon/ekstensjon i kneleddet. Det grå feltet viser normalvariasjonen. I referansematerialet som brukes i Bevegelseslaboratoriet er  $-1$  til  $7$  grader (gul pil) innenfor normalvariasjonen.

Oversikt over individuelle data (tabell 4) viser at 14 av deltakerne gikk med fleksjon (reduert maksimal ekstensjon) i kneet på den lengste siden, uten oppbygg. 9 deltakere hadde hyperekstensjon (økt maksimal ekstensjon) uten oppbygg. Med oppbygg bedret seg knebevegelsen hos 12 deltakere, det vil si at de med fleksjon ekstenderte mer, og de med hyperekstensjon ekstenderte kneet mindre. 11 deltakere hadde en forverring av knebevegelsen med oppbygg i betydningen at noen flekterte ytterligere, eller hyperekstenderte mer.

Maksimal kneekstensjon, lengste ben			
Deltaker	Uten oppbygg	Med oppbygg	Endring
1	18,58°	18,59°	0,01°
2	-4,8°	-6,1°	1,3°
3	1,71°	4,16°	2,47°
4	6,92°	6,99°	0,07°
5	9,83°	7°	2,83°
6	1,63°	-2,53°	4,16°
7	-1,28°	-1,23°	0,05°
8	6°	3,2°	2,8°
9	-2,68°	-4,78°	2,1°
10	6,97°	4,2°	2,77°
11	10,2°	7,7°	2,5°
12	-5°	-6,17°	1,17°
13	-2,43°	-5,38°	2,4°
14	-13,64°	-12,77°	0,87°
15	-0,7°	1,1°	1,8°
16	-4,97°	-6,72°	1,75°
17	12,78°	8,42°	4,36°
18	3,7°	1,82°	1,88°
19	4,31°	2,04°	2,27°
20	0,44°	-8,85°	9,3°
21	5,11°	7,78°	2,67°
22	1,11°	-0,89°	0,22°
23	-1,97°	-3,53°	1,56°

Tabell 4 Knebevegelse i sagittalplanet (°), lengste ben. Negative tall indikerer hyperekstensjon, positive tall fleksjon. En vinkel nærmest mulig 0° er ønskelig. Kolonnen lengst til høyre viser grad av endring ved gange med oppbygg. Røde tall viser uønsket endring, grønne tall viser ønsket endring.

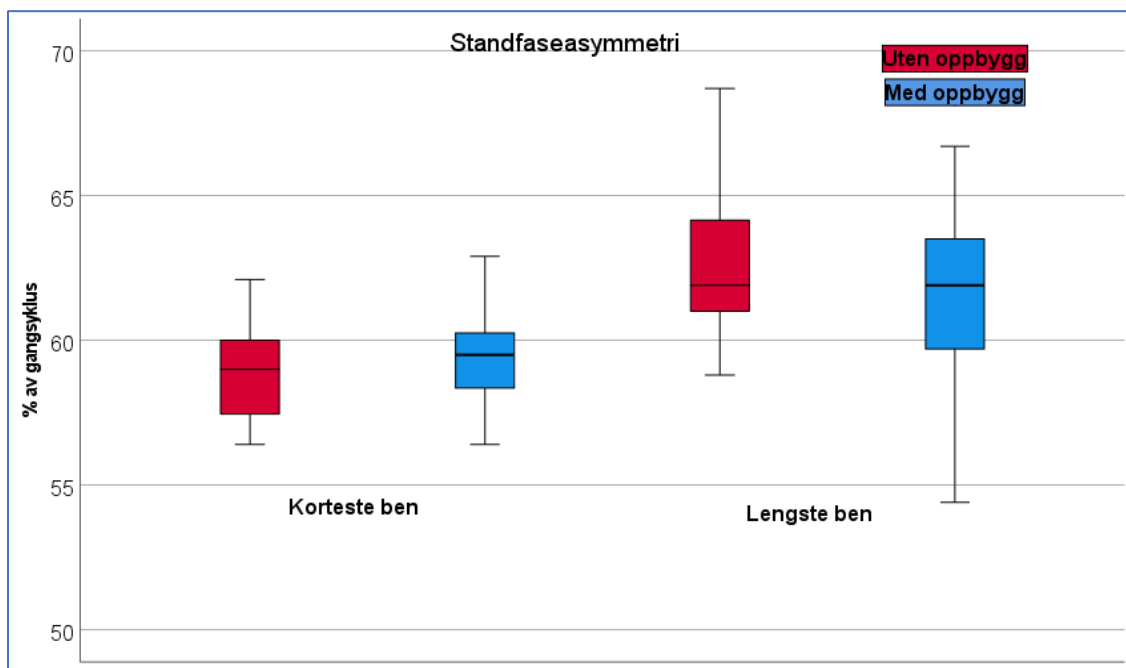
Ser man på de individuelle resultatene samlet for bekken (tabell 3) og kne (tabell 4), viser det seg at deltakeren som hadde størst bedring av bekkenstillingen (id4) nesten ikke hadde noen endring på knenivå med oppbygg. Det var fortsatt redusert kneekstensjon (tabell 4). En deltaker (id10) hadde positiv effekt av oppbygget både på bekken og kne; nesten 3° mindre bekkenasymmetri (tabell 3), og noe mer ekstensjon i kneet på det lengste benet (tabell 4). To deltakere (id1, id12) hadde nesten 3° større bekkenasymmetri med oppbygg (tabell 3), altså negativ effekt. Den ene (id1) hadde samtidig uendret, redusert kneekstensjon på det lengste benet (tabell 4). Den andre (id12) hadde forverring på knenivå med ytterligere hyperekstensjon. Av de 4 deltakerne hadde 2 høyresidig CP, og 2

venstresidig. De hadde 1 cm (n=2), 1,5 cm og 2 cm benlengdeforskjell, var mellom 12 og 14 år gamle, og 132 til 177,5 cm høye. Alle 4 var klassifisert med GMFCS nivå I. Felles for de 2 deltakerne som fikk mindre bekkenasymmetri var at begge hadde høyresidig cp og var 14 år gamle. Den ene var 166 cm høy og hadde 1 cm benlengdeforskjell. Den andre var 177,5 cm høy og hadde 1,5 cm. Sistnevnte hadde positiv endring også på kneekstensjonen. De 2 deltakerne som fikk større bekkenasymmetri var begge 12 år gamle og hadde venstresidig cp. En var 158 cm høy og hadde 2 cm benlengdeforskjell. Den andre var 132 cm høy og hadde 1 cm benlengdeforskjell. Deltakeren med 2 cm benlengdeforskjell hadde ingen endring på kneekstensjonen, mens deltakeren med 1 cm fikk ytterligere økt ekstensjon i kneet på det lengste benet.

På det korteste benet var det ingen statistisk signifikant endring av maksimal kneekstensjon ( $p=0,9$ ). Uten oppbygg var maksimal kneekstensjon på det korteste benet gjennomsnittlig  $0,2^\circ$  ( $\pm 7,8$ , KI  $-3,2 - 3,6$ ) og med oppbygg var det  $0,3^\circ$  ( $\pm 7,5$ , KI  $-2,9 - 3,5$ ).

#### 4.2.3 Standfasen

Standfasen var kortere på det korteste benet enn på det lengste benet, noe som betyr at standfasen var asymmetrisk (figur 18). Uten oppbygg var standfasen på det korteste benet 58,7% (SD +/-1,5, KI 58,1-58,7) og med oppbygg 59,3% (SD +/- 1,6, KI 58,6-60). Endringen på 0,6% (+/-1,2, KI 1,1- 0,03) var statistisk signifikant ( $p=0,04$ ) (tabell 5). På det lengste benet var standfasen lenger uten oppbygg (62,6%, SD +/-2,3, KI 61,5-63,6) enn med oppbygg (61,6%, SD +/-2,7, KI 60,4-62,7). Endringen var statistisk signifikant ( $p=0,01$ ) med en gjennomsnittlig endring på 1% (SD +/-1,7, KI 0,25-1,8).



Figur18 Standfasen var asymmetrisk uten oppbygg. Med oppbygg var den noe mindre asymmetrisk, fordi standfasen ble lenger på det korteste benet og kortere på det lengste benet.

Med oppbygg ble dermed standfasen mindre asymmetrisk mellom lengste og korteste ben (figur 18). Dette ble bekreftet av analysen som viste en statistisk signifikant ( $p<0,001$ ) endring på 1,6% (+/-1,79, KI 2,38 - 0,75). Uten oppbygg var gjennomsnittlig standfaseasymmetri 3,8% (+/-2,0, KI 4,7 - 3,0) og med oppbygg 2,3% (+/-2,5, KI 3,34 - 1,1).

Standfaseasymmetri (%)			
Deltaker	Uten oppbygg	Med oppbygg	Endring
1	4,7%	2%	2,7%
2	2,6%	0%	2,6%
3	4,2%	4,6%	-0,4%
4	3,9%	2%	1,9%
5	0,4%	0,3%	0,7%
6	6,7%	5,1%	1,6%
7	8%	8,1%	-0,1%
8	5,4%	2,1%	3,3%
9	2%	1,7%	0,3%
10	4,6%	2,1%	2,5%
11	1,5%	3,2%	-1,7%
12	5%	2,8%	2,3%
13	2%	0,4%	1,6%
14	2,7%	1,4%	1,3%
15	4,3%	4,6%	-0,3%
16	4,5%	3,2%	1,3%
17	3,3%	3,3%	0%
18	0,9%	0%	0,9%
19	3,3%	2%	1,3%
20	1,3%	5,3%	4%
21	6,2%	2,4%	3,8%
22	6,6%	3,1%	3,5%
23	3,6%	4%	0,4%

Tabell 5 Standfaseasymmetri. Uten oppbygg er det større asymmetri med hensyn til standfasetid på korteste og lengste ben. Med oppbygg ses mer symmetrisk standfase på gruppenivå. Kolonnen lengst til høyre viser størrelsen på endringen. En endring i grønt indikerer mindre asymmetrisk standfase (n=16). En endring i rødt viser mer asymmetrisk standfase (n=7). Ingen endring i svart (n=1).

## 5. Diskusjon

Felles for de undersøkte variablene er at analysene viser svært små endringer. Det ses ingen statistisk signifikant endring av bekkenstillingen i frontalplanet. På det lengste benet viser resultatene en statistisk signifikant, men liten endring av kneekstensjonen ved gange med oppbygg. På det korteste benet ses ingen endring av maksimal kneekstensjon i standfasen. Tydeligst endring ses i standfasen, som ble statistisk signifikant lenger på korteste ben med oppbygg. Samtidig ble standfasen på det lengste benet statistisk signifikant kortere. Sammenlignet med gange uten oppbygg ble derfor standfasen også mindre asymmetrisk ved gange med oppbygg.



## 5.1 Demografiske variabler

Av de 23 inkluderte deltakerne er ca 2/3 er gutter og 1/3 er jenter. De fleste av deltakerne i studien er klassifisert med GMFCS I, bare 3 deltakere (14%) med GMFCS nivå II. Denne fordelingen er representativ med hensyn til forekomst i Norge som viser at 12% av barn med spastisk unilateral CP er klassifisert med GMFCS II (Andersen et al., 2021). GMFCS nivå II innebærer større begrensninger i gangfunksjonen enn GMFCS nivå I og kan ha påvirket resultatene. Utvalget er for lite til å kunne subgruppere, men analyser hvor de 3 med GMFCS II ble ekskludert endret ikke på resultatene.

Deltakerne i denne studien hadde små benlengdeforskjeller. 14 hadde 1 cm benlengdeforskjell (n=14). Av de resterende 9 hadde 6 deltakere 1,5 cm og 3 deltakere 2 cm. En jevnere fordeling med hensyn til størrelse av benlengdeforskjell i dette utvalget kunne ha påvirket resultatet. Denne skjevfordelingen medfører også at resultatet ikke er gjeldende for barn med større benlengdeforskjeller. Det var ønskelig å inkludere barn med inntil 3 cm benlengdeforskjell, men i løpet av inklusjonsperioden kom ingen barn med spastisk unilateral CP og mer enn 2 cm benlengdeforskjell til 3DGA.

Deltakerne er mellom 115 cm og 180 cm høye, og 1 cm benlengdeforskjell utgjør relativt sett en mindre forskjell ved en kroppshøyde på 180 cm sammenlignet med 115 cm. I denne studien har vi ikke undersøkt om det var forskjell på hvordan gangmønsteret endret seg med oppbygg hos de laveste deltakerne sammenlignet med de høyeste. Derimot viste de individuelle resultatene at en av de tre deltakerne med størst benlengdeforskjell (2 cm) fikk mer asymmetrisk bekkenstilling ved gange med oppbygg enn uten. Uten oppbygg hadde denne deltakeren mindre asymmetrisk bekkenstilling enn en deltaker med kun 1 cm benlengdeforskjell. Dette tyder på at det ikke nødvendigvis er sammenheng mellom størrelsen på benlengdeforskjellen og graden av asymmetri når det gjelder bekkenstilling i frontalplanet. En studie med 35 nevrologisk friske barn viste heller ingen sammenheng mellom størrelsen på benlengdeforskjellen (i %) og kinematiske variabler, inklusive bekkenets stilling i frontalplanet (Song et al., 1997). Barna var mellom 8-17 år.

Av deltakerne i denne studien var ca halvparten affisert av CP på venstre side, og halvparten på høyre side. De individuelle resultatene til de fire deltakerne med størst endring av bekkenstilling viste mer asymmetri med oppbygg enn uten hos to barn. Begge disse hadde venstresidig CP og var 12 år gamle. De andre to hadde høyresidig CP, var 14 år og fikk mindre asymmetrisk bekkenstilling med oppbygg. Det er imidlertid ingen indikasjon i litteraturen på at hvilken side som er rammet av CP har betydning for grad av asymmetri. Aldersmessig bør de kunne anses å være i samme alder. Hos ellers friske barn er et modent gangmønster etablert ved 7 år (Bach, Daffertshofer & Dominici, 2021).

Gjennomsnittsalderen for deltakerne i denne studien er 11,9 år. Barn med CP kan forventes å ha noe større variasjon i gangdataene enn ellers friske barn (McGinley et al., 2009). Det er sannsynlig at variasjonen i dataene i denne studien kan forklares av at deltakerne har CP.

## 5.2 Resultater

### 5.2.1 Bekkenasymmetri

Bekkenasymmetrien var gjennomsnittlig  $6,5^\circ$  uten oppbygg, og  $6,4^\circ$  med oppbygg, noe som kan tolkes som uendret. Med utgangspunkt i den indirekte, stående (statiske) målingen av benlengdeforskjell, hvor man ser en tydelig endring av bekkenets stilling med og uten oppbygg/plater under korteste ben, er funnene overraskende. Når vi ikke ser endring av bekkenstillingen i frontalplanet ved gange med oppbygg sammenlignet med gange uten oppbygg, tyder dette på at oppbygget ikke har samme funksjon ved gange (dynamisk) som i stående stilling (statisk).

Samtidig vet vi ikke sikkert om bekkenasymmetrien som ses i stående uten oppbygg er identisk med den som registreres gående, da den kliniske undersøkelsen ikke måler vinkelen mellom de to spina iliaca anterior superior. Flere studier beskriver at menneskekroppen har en automatisert evne til å holde en stabil bekkenstilling under gange (Seeley et al., 2010; Vogt et al., 2020). Dette er beskrevet for den delen av gangsyklusen hvor bare ett ben er i underlaget. Funnene i denne studien viser at bekkenstillingen under gange endres

svært lite også når begge er ben i underlaget selv om det ene benet blir litt forlenget ved hjelp av et oppbygg under skoen.

Noe som kan ha betydning for resultatene er at de fleste deltakerne kun har 1 cm benlengdeforskjell. Imidlertid viste graden av bekkenasymmetri i frontalplanet under gange stor variasjon innad i gruppa. Dette kan tyde på at bekkenasymmetrien ved gange ikke bare skyldes benlengdeforskjell, men at flere forhold spiller inn. En irsk studie som inkluderte 91 barn med spastisk unilateral CP konkluderte med at det er behov for å analysere flere faktorer for å forklare bekkenasymmetri hos denne pasientgruppen (Salazar-Torres et al., 2011). Studien viste kun svak, men statistisk signifikant sammenheng mellom bekkenasymmetri i frontalplanet og benlengdeforskjell. Salazar-Torres et al (2011) beskriver som eksempler at bekkenstillingen til 2 barn med ca like stor benlengdeforskjell (1,5 og 2 cm) var helt forskjellig. De 2 barna hadde samme type gangmønster (Rodda & Graham, 2001), men det ene barnet gikk med betydelig bekkensenkning på den korteste siden, og det andre barnet gikk med symmetrisk bekkenstilling i frontalplanet.

I tillegg til benlengdeforskjell antas blant annet muskelsvakhet, kontrakturer i ledd og redusert motorisk kontroll kunne forårsake asymmetri ved spastisk unilateral CP (Salazar-Torres et al., 2011). Ingen av deltakerne i denne studien hadde kontrakturer i ankel, kne eller hofte, da dette var et eksklusjonskriterium. De fleste hadde god grovmotorisk funksjon (GMFCS I). Grad av nedsatt muskelstyrke og motorisk kontroll ble ikke kartlagt i denne studien. Alle deltakerne hadde benlengdeforskjell og vi kan derfor ikke si noe om forekomsten av bekkenasymmetri hos barn med spastisk unilateral CP uten benlengdeforskjell.

### 5.2.2 Knebevegelse i sagittalplanet

Maksimal kneekstensjon i standfasen ble analysert både for det lengste og det korteste benet, med og uten oppbygg under det korteste benet. Analysene viste statistisk signifikant endring på det lengste benet, men ikke på det korteste benet når de gikk med oppbygg under det korteste benet (tabell 2). Kneekstensjonen på det lengste benet var i gjennomsnitt  $2,3^\circ$  (SD $\pm$  6,96, KI -0,8-5,3) uten oppbygg,

og  $0,6^\circ$  (SD $\pm$ 7,1, KI -2,5-3,7) med oppbygg. Dette er en liten endring som er statistisk signifikant, men sannsynligvis lite klinisk relevant.

Redusert kneekstensjon på det lengste benet er beskrevet som et typisk kompensatorisk gangavvik (Aiona et al., 2015; Allen et al., 2000; Shi et al., 2022; Song et al., 1997) både for barn med spastisk unilateral CP og ellers friske. Dataene fra denne studien viser imidlertid at 1/3 av deltakerene gikk med en viss grad av økt kneekstensjon i det lengste benet uten oppbygg (tabell 4).

På individnivå (tabell 4) viser dataene at gange med oppbygg bidro til endring i ønsket retning hos noen, dvs mer ekstensjon hos de som hadde økt fleksjon, og mindre ekstensjon hos de som hadde hyperekstensjon (figur 17). Hos noen deltakere var det endring i uønsket retning, altså ytterligere fleksjon eller ytterligere hyperekstensjon. Dette tyder på at effekten av oppbygg er uforutsigbar og individuell, noe som er i tråd med konklusjonen til andre forskere (Liu, Fabry, Molenaers, Lammens & Moens, 1998; Menez et al., 2021). Liu et al. (1998) fant ingen endring av symmetri ved gange når 30 ellers friske barn gikk med oppbygg som korrigerende benlengdeforskjellen, sammenlignet med gange uten oppbygg. Menez et al. (2021) undersøkte 8 ellers friske voksne med benlengdeforskjell og ryggsmarter, og etter en tilvenningsperiode til oppbygg på 3 uker var det mindre ryggsmarter men ingen statistisk signifikant endring av kinematiske kurver.

På det korteste benet var det ingen statistisk signifikant endring av maksimal kneekstensjon. Dette samsvarer med konklusjonen til Allen et al. (2000) som kartla bevegelsesmønsteret hos barn med spastisk unilateral CP, og hevder at det affiserte benet påvirkes mindre av benlengdeforskjell enn det ikke-affiserte benet. Allen et al. (2000) undersøkte kun barbeint gange. Shi et al. (2022), som undersøkte ellers friske barn med benlengdeforskjell, fant at knefleksjonen økte på det korteste benet ved gange med oppbygg, men dette var i begynnelsen av standfasen og i svingfasen. I denne studien er maksimal kneekstensjon målt i den midtre delen av standfasen. Shi et al. (2022) sammenlignet dessuten gange med sko og oppbygg med barbeint gange, og sier selv at resultatene kan være en kombinasjon av både sko og oppbygg, da gange med kun sko har vist statistisk signifikante forskjeller sammenlignet med barbeint gange (Oeffinger et al., 1999).

### 5.2.3 Standfasen

Med oppbygg var standfasen på det korteste benet statistisk signifikant lenger enn uten oppbygg. Det var også mindre asymmetrisk standfase ved gange med oppbygg enn uten, det vil si at standfasen på det korteste og lengste benet var mindre ulik i tid. Funnet er i samsvar med en svensk studie av 10 barn med CP (Eek et al., 2017). Endringene er på gruppenivå små, men kan hos noen kanskje være store nok til at gangen kan oppfattes som mer symmetrisk. Merkbar halting beskrives som typisk ved benlengdeforskjell (Perttunen et al., 2004; Vogt et al., 2020) og blir tydeligere jo større benlengdeforskjellen er. Barna i denne studien har imidlertid kun små benlengdeforskjeller.

Ut fra teori om at belastning stimulerer til vekst og utvikling av skjelettet (Koop, 2009), kan funnet av lenger standfase på korteste ben ved gange med oppbygg være interessant. Barn med spastisk unilateral CP har ofte kortere benlengde og er svakere i muskulaturen på affiserte side (Düppe et al., 2007). Det affiserte benet utsettes for mindre belastning, blant annet gjennom kortere standfase. Dette bekreftes i denne studien men det er også vist av andre (Eek et al., 2017; Perttunen et al., 2004; Riad et al., 2010). Man kan tenke seg at et oppbygg som gir lenger standfase på det korteste benet og kortere standfase på det lengste benet kunne bidra til mer symmetrisk lengdevekst og derigjennom mindre benlengdeforskjell.

Å undersøke en slik effekt av oppbygg er imidlertid vanskelig av flere grunner. Man kan ikke vite på forhånd hvor stor benlengdeforskjell et individ kan forventes å ende opp med etter avsluttet vekst. Det er dessuten flere mulige årsaker til utvikling av benlengdeforskjell hos barn med CP. En faktor som sannsynligvis har stor betydning er at selve hjerneskaden hemmer veksten av muskulatur og knokler i det affiserte benet (Riad et al., 2010).

### 5.2.4 Kliniske implikasjoner

For alle de undersøkte variablene i denne studien er det kun små endringer ved gange med oppbygg sammenlignet med gange uten oppbygg. Også de endringer som er statistisk signifikante er små. Det er uklart hvor stor endring av de ulike variablene som kan anses klinisk relevant. På det lengste benet var

gjennomsnittlig endring av maksimal kneekstensjon  $1,6^\circ$ . Forutsatt at kneekstensjonen i standfasen er redusert, kan bedret ekstensjon i kneet være en viktig effekt av et oppbygg, men dette avhenger av størrelsen på både avviket og endringen.

I tillegg til de kinematiske variablene som ble undersøkt i denne studien, er det også andre faktorer ved CP som kan ha betydning for hvordan et oppbygg fungerer ved gange. Et vanlig problem ved CP er nedsatt evne til fotløft i svingfasen, jfr Rodda og Graham type1/dropfot (Rodda & Graham, 2001), som kan skyldes muskelsvakhet og nedsatt motorisk kontroll. At det affiserte benet er noe kortere enn det andre kan være en fordel fordi det kan bidra til at foten klareres lettere fra underlaget (Riad et al., 2010). Å forlenge det affiserte benet med et oppbygg kan derfor bidra til problemer med snubling. Dette er særlig viktig å ta hensyn til hvis barnet ikke bruker ankelfotortose, som er et ganghjelpemiddel som blant annet bidrar til fotløft i svingfasen.

På den andre siden kan tågange, som også er vanlig ved CP, være kompensatorisk til benlengdeforskjell (Song et al., 1997). Ved tågange er det bare forfoten som belastes i standfasen. Mye av behandlingen barna mottar har til hensikt å motvirke tågange (Eek et al., 2017) da dette antas å medføre plantarfleksjonskontraktur (Rodda og Graham type 2A/true equinus). Dersom et oppbygg kan forebygge utviklingen av ankelkontraktur er det mulig at både operasjoner og injeksjoner med Botulinumtoksin kan unngås. 3DGA kan være en nyttig undersøkelse for å avgjøre om tågange er et stand- eller svingfaseproblem.

Eek et al. (2017) konkluderer med at det å ta i bruk et oppbygg kan være en enkel måte å bedre symmetri ved gange. Resultatene av denne studien indikerer at oppbygg primært bidrar til mer symmetrisk vektbæring mellom korteste og lengste ben, målt i standfasetid. Å ta i bruk et oppbygg vil som oftest kreve at skoen bygges om da en innleggssåle i skoen vil ta for mye plass. Dette kan bidra til mindre fleksibilitet i hverdagen både med hensyn til innkjøp av sko i vanlig butikk, og muligheten til å bruke flere forskjellige par sko. Dette er en ulempe som må veies mot gevinsten hos den enkelte.

### 5.2.5 Studiens relevans

Barn med CP mottar forskjellige behandlingstiltak med mål om å gi rett behandling til rett tid, samt å forebygge komplikasjoner som for eksempel feilstillinger (Andersen et al., 2022). Små benlengdeforskjeller er vanlig hos barn med spastisk unilateral CP, og oppdages og påpekes ofte ved klinisk undersøkelse. Oppbygg for å korrigere benlengdeforskjell er omdiskutert blant klinikere, og er et tiltak vi vet for lite om nytteverdien av, særlig hos barn med spastisk unilateral cp. Verken klinikere eller pasienter er tjent med at tiltak som ikke har effekt anbefales (Novak et al., 2013).

Erfaringer fra Bevegelseslaboratoriet er at foreldre bekymrer seg over utvikling av blant annet ryggmerter når de får vite at barnet har benlengdeforskjell. Barna henvises hovedsakelig til 3DGA av andre årsaker, men benlengdeforskjell er likevel en faktor som ofte inngår i analysen av gangfunksjonen. Studien bidrar med mer kunnskap om i hvor stor grad oppbygg påvirker bekkenasymmetri, kneekstensjon og basale gangparametere som standfasetid ved små benlengdeforskjeller.

## 5.3 Metodiske refleksjoner

### 5.3.1 Valg av design

Hensikten med denne eksperimentelle studien var å undersøke effekten av oppbygg under korteste ben ved benlengdeforskjell. Data er samlet inn prospektivt før og etter eksponering for oppbygget (Laake, 2007). Det er gjort repeterte målinger på den samme gruppen deltakere, (Carter, Lubinsky & Domholdt, 2016).

Det er kun den umiddelbare effekten av oppbygg under korteste ben som er undersøkt i studien. Vi vet derfor ikke om resultatene hadde vært annerledes dersom 3DGA ble gjort etter en tilvenningsperiode. To andre studier (Kerkum et al., 2015; Menez et al., 2021) har imidlertid ikke vist endringer av kinematiske variabler etter 3-4 ukers tilvenning til verken oppbygg eller ankelfotortose. Begge studiene konkluderte med at eventuelle endringer av gangmønsteret oppstår umiddelbart og er en direkte biomekanisk respons på det ortopediske ganghjelpemidlet.

Respekt for barnas og familienes tidsbruk bidro til avgjørelsen om å undersøke effekten av oppbygget ved ett enkelt besøk i bevegelseslaboratoriet. Barn med CP og deres familier har ofte mange avtaler i hverdagen, da barna mottar behandling og oppfølging fra flere instanser. Det kan derfor være en ekstra byrde å delta i forskningsprosjekter. Begrenset tid til gjennomføring av studien som er en del av et masterprogram er ytterligere en begrunnelse. Vel så viktig er å ikke risikere at barna utsettes for eventuelle negative effekter ved å gå med oppbygg over tid.

### 5.3.2 Rekruttering

Deltakerne er rekruttert via klinikken og ble spurt om å delta så fremt de oppfylte inklusjonskriteriene. De fleste var allerede henvist til 3DGA på grunn av behov for undersøkelsen. Den vanligste henvisningsårsaken var oppfølging etter tidligere ortopedisk kirurgi i form av forlengelse av muskler og sener. Noen kom for vurdering av videre oppfølging, eventuelt indikasjon for kirurgi. Noen var henvist for vurdering av sin benlengdeforskjell, fordi henviserne kjente til den pågående studien.

Kun få av barna som ble forespurt takket nei, noe som kan bety at interessen for problemstillingen er stor. Vi opplevde at foreldrene var svært positive og i stor grad oppmuntret barna til å delta i studien.

Ideelt sett skulle vi ha informert aktuelle deltagere om studien per telefon i forkant av timen i Bevegelseslaboratoriet. Dette ble ikke gjennomført. Delvis fordi flere av barna som oppfylte inklusjonskriteriene for alder og diagnose viste seg å ikke kunne inkluderes på grunn av ankelkontraktur (spissfot). Dette avdekkes først ved en klinisk undersøkelse. For å unngå å gi forhåpninger om en undersøkelse som ikke kunne gjennomføres, valgte vi derfor å først undersøke barnet. Inntrykket er at mange foreldre er bekymret for benlengdeforskjell og ønsker å forebygge eventuelle negative konsekvenser av det. Flere ganger ble timer avlyst og andre pasienter innkalt på for kort varsel til at vi rakk å informere om studien på forhånd.

Perioden med Covid-19 og tidvis høyt smittenivå påvirket rekrutteringen av deltakere til studien. Inkluderingsperioden ble lenger enn først planlagt, da det periodevis kom færre pasienter til 3DGA. I studiens planleggingsfase ble det



gjort en enkel kartlegging av tidligere pasienter. Ut fra denne kartleggingen var forventningen at det ville komme mange aktuelle deltakere i løpet av en kort periode, og at en større andel ville ha større benlengdeforskjell enn 1 cm.

Muligheten for å kontakte tidligere pasienter med forespørsel om å delta i studien ble diskutert. På grunn av generelle anbefalinger om minimalt med fysiske møter valgte vi å avstå fra dette. Det var viktig å ikke utsette deltakerne for ekstra sykehusbesøk og økt risiko for å bli disponert for av Covid-19 viruset.

Inklusjonsperioden ble isteden forlenget.

### 5.3.3 Datainnsamling

En viktig del av datainnsamlingen var måling av benlengdeforskjell. Dette ble gjort i liggende (direkte metode) og stående stilling (indirekte metode). Det er uenighet om hvilken av disse to metodene som er å foretrekke. Det er flere mulige feilkilder ved begge metodene, eksempelvis at det kan være vanskelig å palperer anatomiske landemerker, mulige skjelettmessige asymmetrier og ekstra bløtvev ved overvekt (Khamis & Carmeli, 2017b). En fordel med den indirekte metoden er at også foten inngår i målingen, og at den gjøres i vektbærende stilling (Hanada, Kirby, Mitchell & Swuste, 2001).

Direkte og indirekte benlengdemåling ga ikke alltid eksakt samme resultat. Når målene ikke samsvarte valgte vi å forholde oss til benlengdeforskjellen vi fant ved indirekte (stående) måling, da dette tar med foten og er mer funksjonelt. Oppbyggets størrelse ble altså bestemt ut fra hvor mange 5 mm tykke plater deltakeren måtte ha under det korteste benet for å oppnå symmetrisk bekkenstilling i stående. Med vårt måleinstrument for indirekte benlengdemåling har vi kun mulighet til å måle benlengdeforskjell til nærmeste 5 mm, siden dette er tykkelsen på platene. Korkmaterialet som ble brukt til å lage oppbygg var også kun tilgjengelig i 5 mm tykkelse. Dersom vi hadde brukt tynnere plater for måling og produksjon av oppbygg kunne målene ha vært mer nøyaktige. Men det er usikkert om det ville ha påvirket resultatene av studien.

3DGA ble gjennomført etter vanlig protokoll i Bevegelseslaboratoriet, som innebærer opptak av barbeint gange og gange med sko og ortose. I tillegg ble det gjort en tredje måling med oppbygg festet under skoen på det korteste benet. Med

hensyn til tidsbruk gjorde dette liten forskjell, men man kan ikke se bort fra at barna ble slitne og/eller lei av situasjonen. Dette kan ha påvirket resultatene. Likevel var det viktig å sammenligne gange med sko uten oppbygg og med oppbygg. Dette er fordi sko i seg selv kan gi endringer, sammenlignet med barbeint gange, både på kinematikk og spatiotemporale gangparametere (Oeffinger et al., 1999). Deltakerne i denne studien har små gangavvik og mild benlengdeforskjell og eventuelle endringer kunne forventes å være små. Det var derfor viktig at det vi ønsket å undersøke effekten av, nemlig oppbygget, var det eneste som var forskjellig ved de to måletidspunktene.

#### 5.3.4 Analyse av gangdataene

For alle de undersøkte variablene ble 3 gangsykluser fra 3 opptak uten oppbygg, og 3 opptak med oppbygg prosessert. Det ble kalkulert en gjennomsnittsverdi av de 3 opptakene. Metoden er brukt i flere andre studier (Abel, Damiano, Pannunzio & Bush, 1999; Carney, Oeffinger & Meo, 2006). Det å ta ut gjennomsnittet av de 3 opptakene kan redusere variasjonen i resultatene (Aalen & Frigessi, 2006). I noen studier (Lofterød & Terjesen, 2008; Öunpuu, Solomito, Bell, DeLuca & Pierz, 2015) har man valgt ut den mest representative gangsyklusen eller opptaket. For å unngå å ubevisst velge en gangsyklus som viser det beste resultatet ble gangsyklus nr 2 av 3 valgt ut for analyse.

De analyserte målene på bekkenasymmetri og kneekstensjon er øyeblikksbilder og er en del av den totale gangsyklusen. Bekkenstillingen er målt ca 10% ut i standfasen, når begge ben er i kontakt med underlaget. Det er da et oppbygg kan forventes å ha en effekt på bekkenstillingen i frontalplanet (Vogt et al., 2020). For knebevegelse i sagittalplanet er den den maksimale verdien for ekstensjon i standfasen valgt.

#### 5.3.5 Statistiske analyser

Det er i hovedsak brukt parametriske tester (parret t-test) i den statistisk analysen, selv om utvalget er relativt lite ( $n=23$ ). Forutsetningene om normalfordeling er oppfylt for de fleste av parameterne. Forutsetningene om normalfordeling trenger ikke å være helt oppfylt for at parametriske tester skal

kunne brukes (Skovlund, 2017). Ikke-parametrisk test ble benyttet (Wilcoxon paired samples test) når det var tvil om normalfordelingen. Dette endret ikke resultatene.

### 5.3.6 Utfallsmål

Utfallsmålene for de valgte variablene er definert som en endring i retning av bedret symmetri ved gange. Ved spastisk unilateral CP er asymmetrisk gangmønster vanlig. Det er uvisst hvor stor betydning så små benlengdeforskjeller, som målt blant deltakerne i denne studien, har for asymmetrien som ses ved gange hos denne pasientgruppen. Årsakene er som beskrevet sammensatte og det er derfor lite sannsynlig at et oppbygg kan eliminere asymmetri helt. Hvor stor endring i retning av bedret symmetri som er klinisk relevant kan være forskjellig fra pasient til pasient.

Det er ingen objektiv måte å bestemme klinisk relevans av et statistisk signifikant resultat (Schwartz, Trost & Wervey, 2004). Små endringer som eksempelvis mer symmetrisk standfaselengde kan være statistisk signifikante uten å gi pasienten noen funksjonell fordel. Samtidig kan liten positiv endring i et leddutslag være klinisk viktig, dersom en gradvis forverring er forventet på lang sikt (Baker, 2013).

### 5.3.7 Reliabilitet, 3DGA

For å bedømme resultater fra målinger med 3DGA er det viktig å ha kunnskap om metodens svakheter, som for eksempel feilmargin (Schwartz et al., 2004). Ved 3DGA er upresis markørplassering den aller viktigste feilkilden (Khamis et al., 2017). I denne studien har to erfarne medarbeidere vært enige om markørenes plassering, noe som styrker reliabiliteten. Begge målingene er dessuten gjort uten at markørene er flyttet på, og dette minsker risikoen for feil ved sammenligning av gange uten oppbygg og gange med oppbygg.

Dataen er prosessert og analysert av samme person (masterstudenten). Dette øker sannsynligheten for at eventuell variasjon som ses er variasjon i individets gangfunksjon. For barna som deltok i studien kan undersøkelsen ha vært

krevende, da den i sin helhet tar ca 1,5 time. Den ekstra målingen med sko og oppbygg tar kun ca 10 min ekstra sammenlignet med en vanlig 3DGA. Imidlertid ble denne målingen gjort til slutt og barna kan ha vært slitne og lei. Dette kan ha påvirket dataene.

## 6. Konklusjon

Denne eksperimentelle studien av barn med spastisk unilateral CP, GMFCS I og II og mild benlengdeforskjell viser at oppbygg under det korteste benet ikke medfører endring av bekkenasymmetri i frontalplanet ved gange. Med oppbygg er det statistisk signifikante endringer av maksimal kneekstensjon på det lengste benet og standfase, sammenlignet med gange uten oppbygg. Men endringene er svært små og derfor av tvilsom klinisk relevans. På individnivå viste resultatene at oppbygg kunne medføre både større og mindre bekkenasymmetri, og samtidig enten forverring, forbedring eller ingen endring av kneekstensjonen. Resultatene av denne studien indikerer at oppbygg under korteste ben ved mild benlengdeforskjell ikke bør anbefales på generelt grunnlag til barn med spastisk unilateral CP.

## Litteraturliste

- Abel, M. F., Damiano, D. L., Pannunzio, M. & Bush, J. (1999). Muscle-Tendon Surgery in Diplegic Cerebral Palsy: Functional and Mechanical Changes. *J Pediatr Orthop*, 19(3), 366-375. <https://doi.org/10.1097/01241398-199905000-00016>
- Aiona, M., Do, K. P., Emara, K., Dorociak, R. & Pierce, R. (2015). Gait Patterns in Children With Limb Length Discrepancy. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 35(3), 280-284. <https://doi.org/10.1097/BPO.0000000000000262>
- Allen, P. E., Jenkinson, A., Stephens, M. M. & O'Brien, T. (2000). Abnormalities in the Uninvolved Lower Limb in Children with Spastic Hemiplegia: The Effect of Actual and Functional Leg-Length Discrepancy. *J Pediatr Orthop*, 20(1), 88-88. <https://doi.org/10.1097/01241398-200001000-00019>
- Alriksson-Schmidt, A. & Hägglund, G. (2016). Pain in children and adolescents with cerebral palsy: a population-based registry study. *Acta Paediatr*, 105(6), 665-670. <https://doi.org/10.1111/apa.13368>
- Andersen, G. L., Hollung, S. J., Klevberg, G. L., Jahnsen, R. & Kløve, N. (2021). *Norsk kvalitets- og oppfølgingsregister for cerebral parese (NorCP) Årsrapport med plan for forbedringstiltak*. Hentet fra <https://www.kvalitetsregistre.no/sites/default/files/2021-06/NorCP%20%C3%85rsrapport%202020.pdf>
- Andersen, G. L., Hollung, S. J., Klevberg, G. L., Kløve, N., Jahnsen, R. & Stadskleiv, K. (2022). *Norsk kvalitets- og oppfølgingsregister for cerebral parese (NorCP) Årsrapport for 2021 med plan for forbedringstiltak*. Sykehuset i Vestfold, Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, Oslo Universitetssykehus, Universitetet i Oslo. Hentet fra <https://www.kvalitetsregistre.no/sites/default/files/2022-06/%C3%85rsrapport%202021%20NorCP.pdf>
- Azizan, N. A., Basaruddin, K. S., Salleh, A. F., Sulaiman, A. R., Safar, M. J. A. & Rusli, W. M. R. (2018). Leg Length Discrepancy: Dynamic Balance Response during Gait. *J Healthc Eng*, 2018, 7815451-7815459. <https://doi.org/10.1155/2018/7815451>

- Bach, M. M., Daffertshofer, A. & Dominici, N. (2021). The development of mature gait patterns in children during walking and running. *European Journal of Applied Physiology*, 121(4), 1073-1085.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-020-04592-2>
- Baker, R. (2013). *Measuring Walking: A Handbook of Clinical Gait Analysis* (1. utg.). London: Mac Keith Press.
- Bjørndal, A. (2009). Målet er kunnskapsbaserte og brukersentrerte tjenester. I H. Grimen & L. I. Terum (Red.), *Evidensbasert profesjonsutøvelse* (s. 125-144). Oslo: Abstrakt.
- Brady, R. J., Dean, J. B., Skinner, T. M. & Gross, M. T. (2003). Limb length inequality: clinical implications for assessment and intervention. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(5), 221-234.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.5.221>
- Cans, C., Dolk, H., Platt, M. J., Colver, A., Prasausk1Ene, A. & RÄGeloh-Mann, I. K. (2007). Recommendations from the SCPE collaborative group for defining and classifying cerebral palsy. *Developmental medicine and child neurology*, 49, 35-38. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12626.x>
- Carney, B. T., Oeffinger, D. & Meo, A. M. (2006). Sagittal knee kinematics after hamstring lengthening. *J Pediatr Orthop B*, 15(5), 348-350.  
<https://doi.org/10.1097/01202412-200609000-00008>
- Carter, R. E., Lubinsky, J. & Domholdt, E. (2016). *Rehabilitation research : principles and applications* (Fifth edition Russell E. Carter, Jay Lubinsky. utg.). St. Louis, Missouri: Elsevier.
- Davis, R. B., Öunpuu, S., Tyburski, D. & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5), 575-587. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- Dobson, F., Morris, M. E., Baker, R. & Graham, H. K. (2007). Gait classification in children with cerebral palsy: a systematic review. *Gait Posture*, 25(1), 140-152. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.01.003>
- du Plessis, A. J. (2009). Mechanisms and manifestations of neonatal brain injury. I J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop & T. F. Novacheck (Red.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. utg., s. 67-88). London: Mac Kieth Press.

- Düppe, H., Danielsson, L., Willner, S. & Ohlin, A. (2007). *Danielssons och Willners barnortopedi* ([Helt omarb. nyttg.]. utg.). Lund: Studentlitteratur.
- Eek, M. N., Zügner, R., Stefansdottir, I. & Tranberg, R. (2017). Kinematic gait pattern in children with cerebral palsy and leg length discrepancy: Effects of an extra sole. *Gait Posture*, 55, 150-156.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.022>
- Eriksson, E., Hagglund, G. & Alriksson-Schmidt, A. (2020). Pain in children and adolescents with cerebral palsy - a cross-sectional register study of 3545 individuals. *BMC Neurol*, 20(1), 15-15. <https://doi.org/10.1186/s12883-019-1597-7>
- Fosdahl, M. A., Jahnsen, R., Pripp, A. H. & Holm, I. (2020). Change in popliteal angle and hamstrings spasticity during childhood in ambulant children with spastic bilateral cerebral palsy. A register-based cohort study. *BMC pediatrics*, 20(1), 1-9. <https://doi.org/10.1186/s12887-019-1891-y>
- Frenken, M., Latz, D., Erik, S., Quante, W. A., Knautz, M., Abrar, D. B., ... Schleich, C. (2019). MRI-biochemical follow up measurements of lumbar intervertebral disc in patients with leg length discrepancy: Is it possible to alter cartilage damage with conservative therapy? *Journal of Orthopaedics*, 16(6), 473-477. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.06.006>
- Friberg, O. (1983). Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8(6), 643-651.  
<https://doi.org/10.1097/00007632-198309000-00010>
- Gage, J. R. (2009). *The Identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2nd ed. utg., bd. 180-181). London: Mac Keith Press.
- Gage, J. R. & Schwartz, M. H. (2009). Consequences of brain injury on musculoskeletal development. I J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop & T. F. Novacheck (Red.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. utg., s. 107-129). London: Mac Keith Press.
- Gage, J. R. & Stout, J. L. (2009). Gait analysis: kinematics, kinetics, electromyography, oxygen consumption and pedobarography. I J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop & T. F. Novacheck (Red.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. utg., s. 260-284). London: Mac Keith Press.

- Hanada, E., Kirby, R. L., Mitchell, M. & Swuste, J. M. (2001). Measuring leg-length discrepancy by the “iliac crest palpation and book correction” method: Reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(7), 938-942. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.22622>
- Hellsing, A.-L. (1988). Leg Length Inequality: A prospective study of young men during their military service. *Ups J Med Sci*, 93(3), 245-253. <https://doi.org/10.3109/03009738809178550>
- Kendall, J. C., Bird, A. R. & Azari, M. F. (2014). Foot posture, leg length discrepancy and low back pain – Their relationship and clinical management using foot orthoses – An overview. *Foot (Edinb)*, 24(2), 75-80. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.03.004>
- Kerkum, Y. L., Brehm, M.-A., van Hutten, K., van den Noort, J. C., Harlaar, J., Becher, J. G. & Buizer, A. I. (2015). Acclimatization of the gait pattern to wearing an ankle-foot orthosis in children with spastic cerebral palsy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30(6), 617-622. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.03.023>
- Khamis, S. & Carmeli, E. (2017a). A new concept for measuring leg length discrepancy. *J Orthop*, 14(2), 276-280. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2017.03.008>
- Khamis, S. & Carmeli, E. (2017b). Relationship and significance of gait deviations associated with limb length discrepancy: A systematic review. *Gait Posture*, 57, 115-123. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.028>
- Khamis, S., Danino, B., Springer, S., Ovadia, D. & Carmeli, E. (2017). Detecting Anatomical Leg Length Discrepancy Using the Plug-in-Gait Model. *Applied sciences*, 7(9), 926. <https://doi.org/10.3390/app7090926>
- Koop, S. E. (2009). Musculoskeletal growth and development. I J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop & T. F. Novacheck (Red.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. utg., s. 21-30). London: Mac Keith Press.
- Liu, X. C., Fabry, G., Molenaers, G., Lammens, J. & Moens, P. (1998). Kinematic and Kinetic Asymmetry in Patients with Leg-Length Discrepancy. *J Pediatr Orthop*, 18(2), 187-189. <https://doi.org/10.1097/01241398-199803000-00010>



- Lofterød, B. & Terjesen, T. (2008). Local and distant effects of isolated calf muscle lengthening in children with cerebral palsy and equinus gait. *J Child Orthop*, 2(1), 55-61. <https://doi.org/10.1007/s11832-007-0074-9>
- Laake, P. (2007). *Epidemiologiske og kliniske forskningsmetoder*. Oslo: Gyldendal akademisk.
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R. & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*, 29(3), 360-369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- Menez, C., Coquart, J., Dodelin, D., Tourny, C. & L'Hermette, M. (2021). Effects of Orthotic Insoles on Gait Kinematics and Low-Back Pain in Patients with Mild Leg Length Discrepancy. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 111(4).
- Neelly, K., Wallmann, H. W. & Backus, C. J. (2013). Validity of measuring leg length with a tape measure compared to a computed tomography scan. *Physiotherapy Theory and Practice*, 29(6), 487-492. <https://doi.org/10.3109/09593985.2012.755589>
- Neumann, D. A. (2010). *Kinesiology of the musculoskeletal system; foundations for rehabilitation*. I(2 utg.). St. Louis: Mosby/Elsevier.
- Novak, I., McIntyre, S., Morgan, C., Campbell, L., Dark, L., Morton, N., ... Goldsmith, S. (2013). A systematic review of interventions for children with cerebral palsy: state of the evidence. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 55(10), 885-910. <https://doi.org/https://doi.org/10.1111/dmcn.12246>
- Novak, I., Morgan, C., Fahey, M., Finch-Edmondson, M., Galea, C., Hines, A., ... Badawi, N. (2020). State of the Evidence Traffic Lights 2019: Systematic Review of Interventions for Preventing and Treating Children with Cerebral Palsy. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 20(2), 3. <https://doi.org/10.1007/s11910-020-1022-z>
- Oeffinger, D., Brauch, B., Cranfill, S., Hisle, C., Wynn, C., Hicks, R. & Augsburg, S. (1999). Comparison of gait with and without shoes in children. *Gait & posture*, 9(2), 95-100. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00005-3](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00005-3)
- Õunpuu, S., Solomito, M., Bell, K., DeLuca, P. & Pierz, K. (2015). Long-term outcomes after multilevel surgery including rectus femoris, hamstring and

- gastrocnemius procedures in children with cerebral palsy. *Gait Posture*, 42(3), 365-372. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.003>
- Öunpuu, S., Thomason, P., Harvey, A. & Graham, K. H. (2009). Classification of cerebral palsy and patterns of gait pathology. I J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop & T. F. Novacheck (Red.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. utg., s. 147-166). London: Mac Keith Press.
- Palisano, R. J., Rosenbaum, P., Bartlett, D. & Livingston, M. H. (2008). Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Dev Med Child Neurol*, 50(10), 744-750. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03089.x>
- Pallant, J. (2013). *SPSS Survival Manual: A step by step guide to data analysis using IBM SPSS* (5. utg.). Maidenhead: Mc Graw-Hill Open University Press.
- Penner, M., Xie, W. Y., Binopal, N., Switzer, L. & Fehlings, D. (2013). Characteristics of pain in children and youth with cerebral palsy. *Pediatrics*, 132(2), e407-e413. <https://doi.org/10.1542/peds.2013-0224>
- Personopplysningsloven. (2018). Lov om behandling av personopplysninger (LOV-2021-06-18-124). Hentet fra <https://lovdata.no/dokument/NL/lov/2018-06-15-38?q=personvernloven>
- Perttunen, J. R., Anttila, E., Södergård, J., Merikanto, J. & Komi, P. V. (2004). Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scand J Med Sci Sports*, 14(1), 49-56. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2003.00307.x>
- Resende, R. A., Kirkwood, R. N., Deluzio, K. J., Cabral, S. & Fonseca, S. T. (2016). Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait. *Gait Posture*, 46, 147-153. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.03.012>
- Riad, J., Finnbogason, T. & Broström, E. (2010). Leg Length Discrepancy in Spastic Hemiplegic Cerebral Palsy: A Magnetic Resonance Imaging Study. *J Pediatr Orthop*, 30(8), 846-850. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e3181fc35dd>
- Rodda, J. & Graham, H. K. (2001). Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. *Eur J Neurol*, 8(s5), 98-108. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x>

- Roislien, J., Skare, O., Gustavsen, M., Broch, N. L., Rennie, L. & Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait Posture*, 30(4), 441-445.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.07.002>
- Salazar-Torres, J. J., McDowell, B. C., Kerr, C. & Cosgrove, A. P. (2011). Pelvic kinematics and their relationship to gait type in hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*, 33(4), 620-624.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.004>
- Sangeux, M., Mahy, J. & Graham, H. K. (2014). Do physical examination and CT-scan measures of femoral neck anteversion and tibial torsion relate to each other? *Gait Posture*, 39(1), 12-16.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.020>
- Schwartz, M. H., Trost, J. P. & Wervey, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait and Posture*, 20(2), 196-203. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.09.011>
- Seeley, M. K., Umberger, B. R., Clasey, J. L. & Shapiro, R. (2010). The relation between mild leg-length inequality and able-bodied gait asymmetry. *J Sports Sci Med*, 9(4), 572-579.
- Shi, Y., Pang, H., Xu, H., Li, X., Cao, Y., Merryweather, A., ... Xiang, J. (2022). Effects of orthotic insole on gait patterns in children with mild leg length discrepancy. *Gait Posture*, 93, 191-197.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.02.003>
- Skovlund, E. (2017). When should you choose a non-parametric method? *Tidsskrift for den Norske lægeforening : tidsskrift for praktisk medicin, ny raekke*, 137(16). <https://doi.org/10.4045/tidsskr.17.0219>
- Skaaret, I., Fosdahl, M. A., Huse, A. B., Beyer, K. K. & Roislien, J. (2011). The reliability of three-dimensional gait kinematics in healthy children. *Gait & posture*, 36, S43-S44. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.253>
- Solberg, B. (2020). Forskningsetikk. I M. Magelssen, R. Førde, L. Lillemoen & R. Pedersen (Red.), *Etikk i helsetjenesten* (bd. 1, s. 210-220). Oslo: Gyldendal Akademisk.
- Song, K. M., Halliday, S. E. & Little, D. G. (1997). The Effect of Limb-Length Discrepancy on Gait. *J Bone Joint Surg Am*, 79(11), 1690-1698.  
<https://doi.org/10.2106/00004623-199711000-00011>

- Stout, J. L., Novacheck, T. F., Gage, J. R. & Schwartz, M. H. (2009). Treatment of crouch gait. I J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop & T. F. Novacheck (Red.), *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2. utg.). London: Mac Keith Press.
- ten Brinke, A. P. T., van der Aa, H. E., van der Palen, J. A. M. & Oosterveld, F. P. T. (1999). Is Leg Length Discrepancy Associated With the Side of Radiating Pain in Patients With a Lumbar Herniated Disc? *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(7), 684-686. <https://doi.org/10.1097/00007632-199904010-00013>
- Vogt, B., Gosheger, G., Wirth, T., Horn, J. & Roedl, R. (2020). Leg Length Discrepancy-Treatment Indications and Strategies. *Deutsches Ärzteblatt international*, 117(24), 405-411. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2020.0405>
- Walsh, M., Connolly, P., Jenkinson, A. & O'Brien, T. (2000). Leg length discrepancy — an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis. *Gait Posture*, 12(2), 156-161. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00067-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00067-9)
- Winters, T. F., Jr., Gage, J. R. & Hicks, R. (1987). Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *J Bone Joint Surg Am*, 69(3), 437-441.
- Wren, T. A. L., Tucker, C. A., Rethlefsen, S. A., Gorton, G. E. & Öunpuu, S. (2020). Clinical efficacy of instrumented gait analysis: Systematic review 2020 update. *Gait & posture*, 80, 274-279. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.031>
- Aalen, O. O. & Frigessi, A. (2006). *Statistiske metoder i medisin og helsefag* (1. utg.). Oslo: Gyldendal akademisk.

## INFORMASJONSSKRIV TIL BARN UNDER 12 ÅR:

# VIL EN EKSTRA SÅLE UNDER SKOEN ENDRE MÅTEN BARN MED CP GÅR PÅ, NÅR DET ENE BENET ER LITT KORTERE ENN DET ANDRE?

### HVORFOR BLIR DU SPURT OM Å VÆRE MED?

Du blir spurt om å være med i dette prosjektet fordi det ene benet ditt er litt kortere enn det andre på den samme siden som du har CP. Når man har ulike lange ben kan det gjøre at man blir litt skjev i kroppen. Da kan man bruke en ekstra såle under foten på det korteste benet for å gjøre kroppen rettere. Vi vet ikke om en slik såle alltid retter opp denne skjevheten når man har CP. Derfor gjør vi denne studien.

### HVA VIL SKJE DERSOM DU DELTAR?

Først undersøker vi deg og måler hvordan beina dine beveger seg når du ligger på en benk. Etter det setter vi små reflekskuler (med tape) på helt bestemte punkter på beina dine. Mens du står på gulvet måler vi hvor mye kortere det ene benet er ved at vi legger en eller flere tynne plater under det korteste benet. Deretter skal du gå frem og tilbake i bevegelseslaboratoriet med reflekskulene på beina. En gang barbeint, en gang med dine vanlige sko og hvis du bruker ortose har du den også på deg. Til slutt teiper vi fast en såle under skoen på det korteste benet ditt og så går du med den. Du må gå ca 10 ganger frem og tilbake i hver av omgangene. Datasystemet vårt vil vise oss hvordan beina og kroppen din beveger seg og gi oss opplysninger om hvordan oppbygget fungerer.

Du kan ta med deg foreldrene dine på undersøkelsen. Selve undersøkelsen tar 1,5 til 2 timer. Vi er 2 personer som jobber i Bevegelseslaboratoriet som undersøker deg. Vi kommer til å spørre mange barn og unge fra 7 år til 16 år som har CP på en side om å delta., men når du kommer er det ingen andre barn der samtidig.

Undersøkelsen gjør ikke vondt, men noen synes det er litt ubehagelig å ta av refleksmarkørene. De er festet med en liten bit tape som vanligvis brukes til å feste parykker med. Hvis du vil, så kan vi vaske bort teipen med plasterfjerner, da er det ikke ubehagelig i det hele tatt.

### HVA VIL SKJE DERSOM DU IKKE DELTAR

Det er frivillig å delta. Hvis du ikke vil bli med eller ombestemmer deg mens prosjektet pågår, er det helt greit.

Hilsen Marie, fysioterapeut ved Bevegelseslaboratoriet.



## INFORMASJONSSKRIV TIL BARN/UNGDOM 12-16 ÅR

# FUNKSJON AV OPPBYGG FOR KORRIGERING AV ULIKE BENLENGDER VED GANGE HOS BARN MED SPASTISK UNILATERAL CP

### BAKGRUNN OG HENSIKT

Du blir spurt om å delta i dette forskningsprosjektet fordi du har diagnosen spastisk unilateral CP, og det ene benet ditt er litt lenger enn det andre. Vi ønsker å finne ut om det å bruke en ekstra såle under det korteste benet, slik at benlengden blir lik, gjør at kroppen beveger seg mer sidelikt enn den gjør når man går uten den ekstra sålen. Det er viktig for oss å vite mer om dette slik at vi kan gi best mulig behandling til personer som har spastisk unilateral CP og ulike benlengder. Fysioterapeut Marie Johansson som jobber i Bevegelseslaboratoriet skal skrive om resultatene i en mastergradsoppgave.

### HVA INNEBÆRER STUDIEN?

Dersom du deltar, vil du komme til Bevegelseslaboratoriet på Rikshospitalet og bli undersøkt med tredimensjonal databasert ganganalyse. Undersøkelsen inneholder måling av høyde, vekt, benlengde og bevegelighet i leddene i beina. I tillegg filmopptak av deg når du går barbeint, med dine vanlige sko, og med en såle under den ene skoen, slik at benlengden utlignes. Under opptakene kan du ha på deg en kort shorts, og du har refleksmarkører teipet fast utenpå huden på beina. Det er spesielle kameraer som fanger opp signalene fra refleksmarkørene og viser oss nøyaktig hvordan beina og bekkenet beveger seg når du går. Det er også 2 vanlige videokameraer som lager film. Vi er to personer som undersøker deg, som til vanlig jobber i Bevegelseslaboratoriet. Hele undersøkelsen tar mellom 1,5 og 2 timer.

Undersøkelsen vi ønsker å gjøre ligner på vanlig tredimensjonal databasert ganganalyse, men skiller seg ut ved at vi også gjør opptak av deg når du går med en såle som teipes fast under skoen på det korteste benet.

### MULIGE FORDELER OG ULEMPER

Hvis du deltar i prosjektet vil du få en grundig undersøkelse av om du kan ha nytte av å bruke oppbygg som utligner benlengden din, eller ikke. Undersøkelsen gjør ikke vondt, men noen synes det er litt ubehagelig å ta av refleksmarkørene som sitter fast med teip. Teipen er hudvennlig og sitter løsere enn plaster. Hvis du vil kan vi «vaske» av teipen med plasterfjerner. Utover at det tar litt tid å komme til undersøkelsen, påvirker det ikke hva du kan gjøre før og etter. Dersom du allerede har en avtale om å gjøre tredimensjonal databasert ganganalyse så gjør vi undersøkelsen som hører til prosjektet når du kommer til avtalen din. Hvis ikke du har en timeavtale så kan vi avtale en tid for undersøkelsen som passer for deg, slik at du ikke går glipp av skole eller fritidsaktiviteter.

Informasjonsskriv til barn/ungdom 12-16 år

HVA SKJER MED PRØVENE OG INFORMASJONEN OM DEG?

Opptakene og den informasjonen vi samler inn om deg blir lagret i en beskyttet dataservert på sykehuset, som ingen som ikke har med prosjektet å gjøre kan se.

DELTAKELSE

Det er frivillig å delta i prosjektet. Selv om du velger å delta kan du når som helst trekke deg uten at du trenger å fortelle oss hvorfor. Du vil uansett få tilbud om samme behandling uavhengig av om du blir med i prosjektet eller ikke. Hvis du lurer på noe om prosjektet, eller vil trekke deg fra deltakelse så kan du eller en av foreldrene dine ta kontakt med Marie Johansson, fysioterapeut i Bevegelseslaboratoriet, på telefonnr 41 31 44 14 eller e-post [marie.johansson0410@gmail.com](mailto:marie.johansson0410@gmail.com).

# VIL BARNET DITT DELTA I FORSKNINGSPROSJEKTET FUNKSJON AV OPPBYGG FOR KORRIGERING AV ULIK BENLENGDE VED GANGE HOS BARN MED SPASTISK UNILATERAL CP?

## FORMÅLET MED PROSJEKTET OG HVORFOR DU BLIR SPURT

Dette er en anmodning til deg/dere som har et barn med spastisk unilateral cerebral parese (CP) og ulik benlengde om å delta i et forskningsprosjekt. Vi spør deg/dere fordi barnet ditt/deres er henvist til tredimensjonal databasert ganganalyse, eller har vært til denne undersøkelsen tidligere. Prosjektet går ut på å undersøke om korrigering med oppbygg av ulik benlengde gir bedret stilling av bekkenet ved gange, og å få økt innsikt i hvordan oppbygg under korteste ben påvirker gangfunksjonen. Målet er å øke kunnskapen om bruk av oppbygg for korrigering av ulik benlengde med hensyn til om det kan bedre bekkensymmetrien hos barn med spastisk unilateral CP.

Studien er et mastergradsprosjekt via Universitetet i Oslo (UiO) og vil bli utført ved Bevegelseslaboratoriet på Rikshospitalet, OUS.

## HVA INNEBÆRER PROSJEKTET FOR BARNET DITT?

For deg/dere vil prosjektet innebære at barnet ditt/deres får undersøkt gangfunksjonen med tredimensjonal databasert ganganalyse. Barnets gange blir først undersøkt barbeint og deretter med sko, eventuell ortose hvis barnet bruker det til vanlig, og med oppbygg under skoen på det korteste benet. Hele undersøkelsen gjøres ved en anledning i Bevegelseslaboratoriet på Rikshospitalet. Dersom barnet er henvist til tredimensjonal ganganalyse fra habiliteringstjenesten innebærer deltakelse i prosjektet at undersøkelsen tar ca 15 minutter lenger enn vanlig.

I prosjektet vil vi innhente og registrere få opplysninger om barnet ditt/deres, som alder, høyde, vekt og benlengde. Data innsamles og lagres konfidensielt på bevegelseslaboratoriets beskyttede dataserver på Rikshospitalet. Selve datainnsamlingen forventes å ta mellom 1,5 og 2 timer. Barnet ditt/deres vil få foretatt en avansert bevegelsesanalyse som gir informasjon om gangmønsteret. Dette omfatter kinematikk (bevegelse) og kinetikk (kraftpåvirkninger). Før målingen vil barnet ditt/deres få tapet på refleksmarkører på huden. Infrarøde kameraer registrerer posisjonene på refleksmarkørene i rommet. Det vil også bli tatt opp vanlig videofilm. Med refleksmarkørene festet til kroppen skal barnet gå frem og tilbake over en 10 m lang gangbane barbeint, med sko, og til slutt med sko og oppbygg. Oppbygget er en såle under skoen på det korteste benet, som tilsvarer den forskjellen i benlengde vi måler. Sålen festes med tape og fjernes når undersøkelsen er ferdig. Hvis barnet bruker ortose sammen med sko til vanlig, så gjøres målingene med denne på.



## MULIGE FORDELER OG ULEMPER

En fordel ved deltakelse i prosjektet er økt innsikt i behandling for å bedre gangfunksjonen som barnet ditt kan motta. Gjennom dette prosjektet vil barnet ditt/deres få mulighet til å prøve om det er en fordel å bruke et oppbygg for å bedre bekkenstillingen ved gange, og få vurdert gangfunksjonen med sko med og uten oppbygg sammenlignet med barbeint ved hjelp av objektiv, kvantitativ data.

Deltakelse i studien vil ikke påvirke den overordnede behandlingen som barnet ditt mottar, og det er ingen forventet risiko, smerte eller bivirkninger. Den primære ulempen ved å engasjere seg i prosjektet er tiden datainnsamlingen tar. Refleksmarkørene som er festet med små tapebiter (tupétape) kan være litt ubehagelig å ta av etter at målingene er utført. Det kan vi unngå ved bruk av plasterfjerner.

## FRIVILLIG DELTAKELSE OG MULIGHET FOR Å TREKKE DITT SAMTYKKE

Det er frivillig å delta i prosjektet. Dersom du ønsker at barnet ditt skal delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke. Det vil ikke ha noen negative konsekvenser for barnet eller barnets behandling hvis han/hun ikke vil delta eller senere velger å trekke seg. Dersom dere trekker tilbake samtykket, vil det ikke forskes videre på barnets helseopplysninger. Dere kan også kreve at helseopplysningene i prosjektet slettes eller utleveres innen 30 dager. Adgangen til å kreve sletting eller utlevering gjelder ikke dersom opplysningene er anonymisert eller publisert. Denne adgangen kan også begrenses dersom opplysningene er inngått i utførte analyser.

Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte prosjektleder (se kontaktinformasjon på siste side).

## HVA SKJER MED OPPLYSNINGENE OM BARNET DITT?

Opplysningene som registreres om barnet ditt vil kun bli brukt slik som beskrevet under formålet med prosjektet, og planlegges brukt til 2023. Eventuelle utvidelser i bruk og oppbevaringstid kan kun skje etter godkjenning fra REK og andre relevante myndigheter. Du/dere har rett til innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om barnet og rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene som er registrert. Du/dere har også rett til å få innsyn i sikkerhetstiltakene ved behandling av opplysningene. Du/dere kan klage på behandlingen av opplysningene til Datatilsynet og institusjonen sitt personvernombud.

Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger (=kodete opplysninger). En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste. Det er kun prosjektleder Merete Aa. Fosdahl og koordinator Marie Johansson som har tilgang til denne listen.

Publisering av resultater er en nødvendig del av forskningsprosessen. All publisering skal gjøres slik at enkelt deltakere ikke skal kunne gjenkjennes, men vi plikter å informere deg om at vi ikke kan utelukke at det kan skje. Prosjektet vil bli beskrevet i en masteroppgave.

Opplysningene om barnet ditt vil bli oppbevart i fem år etter prosjektslutt av kontrollhensyn.

## FORSIKRING

Ved eventuell skade gjelder pasientskadeloven.

## GODKJENNINGER

Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk har gjort en forskningsetisk vurdering og godkjent prosjektet. Saksnummer 217540

Oslo universitetssykehus og prosjektleder Merete Aa. Fosdahl er ansvarlig for personvernet i prosjektet.

Databehandlingen tilfredsstiller forutsetningene for melding etter forordning (EU) nr. 2016/679 (generell personvernforordning) artikkel 30.

#### KONTAKTOPPLYSNINGER

Dersom du har spørsmål til prosjektet eller ønsker å trekke deg fra deltakelse, kan du kontakte koordinator for prosjektet Marie Johansson tlf 41 31 44 14, e-post [marie.johansson0410@gmail.com](mailto:marie.johansson0410@gmail.com) .

Dersom du har spørsmål om personvernet i prosjektet, kan du kontakte personvernombudet ved institusjonen: [personvern@oslo-universitetssykehus.no](mailto:personvern@oslo-universitetssykehus.no).

JEG/VI SAMTYKKER TIL AT BARNET MITT/VÅRT DELTAR I PROSJEKTET OG TIL AT BARNETS PERSONOPPLYSNINGER BRUKES SLIK DET ER BESKREVET

Som foresatte til \_\_\_\_\_ (Fullt navn) samtykker vi til at hun/han kan delta i prosjektet

-----  
Sted og dato

-----  
Foresattes signatur

-----  
Foresattes navn med trykte bokstaver

-----  
Sted og dato

-----  
Foresattes signatur

-----  
Foresattes navn med trykte bokstaver

## Testprotokoll

Dato
Diagnose
GMFCS
Alder (år)
Høyde (cm)
LLD (cm) V:      H:
Pdf m strakt kne (grader)
Kneekst (grader)
Symmetri barbeint m/ plater: (cm)
Ortose (ja/nei) (leddet/uleddet)
Oppbygg under sko fra før (cm)
Symmetri med sko m/plater: (cm)
Høyde oppbygg under måling (cm) V:                      H:

Prosjektansvarlig/hovedveileder: Inger Holm, biveileder Merete Aa. Fosdahl  
Evt. Intern prosjektansvarlig:  
Masterstudent: Anna Marie Johansson

Dato: 09.03.2021

Kontaktperson: Hedda Eik

### **Svar på søknad om godkjenning av masteroppgaveprosjekt og veileder**

*Prosjekt: 'Funksjon av oppbygg for korrigerende av ulike benlengder hos barn med spastisk unilateral cerebral parese. En eksperimentell studie av hvordan bekkenets stilling endres ved bruk av oppbygg under korteste ben i stående og ved gange.'*

Vi viser til søknad datert 22. februar 2021 om godkjenning av ovennevnte masteroppgaveprosjekt ved Avdeling for tverrfaglig helsevitenskap, Universitetet i Oslo. Søknaden er vurdert av Masteroppgavekomiteen ved Avdeling for tverrfaglig helsevitenskap i møte 9.mars 2021

### **Faglig vurdering**

Komiteen vurderer studien som både relevant og gjennomførbar og prosjektet er i hovedsak grundig og godt beskrevet. Komiteen anbefaler imidlertid en tydeligere definering av studiens primære utfallsmål, inkludert en vurdering av hva som vil utgjøre en relevant forskjell. (Beskrivelsen av at 'det primære utfallsmålet er kinematikk' (side 6 i prosjektskissen) er utilstrekkelig).

### **Forskningsetisk vurdering**

I informasjonsskrivet til foreldre står det 'dersom *du* ønsker å delta', dersom *du* ønsker å trekke deg'. Vi mener at dette bør endres til 'dersom du ønsker at ditt barn skal delta', eller 'dersom du ønsker at ditt barn skal trekke seg'. Det er også noen skrivefeil i de andre informasjonsskrivene. Vi anbefaler at disse korrigeres, og at det sendes endringsmelding til REK om nødvendig.

### **Vedtak**

Tillatelse til igangsetting av prosjektet gis under forutsetning av at komiteens anmerkninger tas til følge, at prosjektet for øvrig gjennomføres slik det er beskrevet.

Veiledningsavtalen godkjennes.



#### **Institutt for helse og samfunn**

Avdeling for tverrfaglig helsevitenskap  
Postadr.: Postboks 1089 Blindern, 0317 Oslo  
Besøksadr.: Forskningsveien 3a, Harald  
Schjelderups hus, inngang 2

Telefon: 22 84 53 78  
Telefaks: 22 84 53 83  
postmottak@medisin.uio.no  
www.med.uio.no/helsam  
Org.nr.: 971 035 854

Lykke til med prosjektet.

Med hilsen

Kari Nyheim Solbrække  
Avdelingsleder, professor

Hedda Eik  
Leder masteroppgavekomiteen,  
førsteamanuensis

Region: Saksbehandler: Telefon: Vår dato: Vår referanse:  
REK sør-øst A Hanne Johansen Pekovic 22845501 08.02.2021 217540  
Deres referanse:

Merete Aarsland Fosdahl

## **217540 Funksjon av oppbygg for korrigering av ulik benlengde ved gange hos barn med spastisk unilateral cp**

**Forskningsansvarlig:** Oslo universitetssykehus HF

**Søker:** Merete Aarsland Fosdahl

### **Søkers beskrivelse av formål:**

*Barn med spastisk unilateral cp utgjør ca 40% av cp-populasjonen. De gående barna har ofte asymmetrisk gangmønster. Ulik benlengde er en av flere mulige årsaker. Nyttien av korrigering av ulik benlengde med oppbygg under korteste ben diskuteres ofte i forbindelse med undersøkelse og behandling av barn med spastisk unilateral cp, da den dynamiske effekten synes å være varierende og usikker.*

*Formålet med denne eksperimentelle studien er å evaluere om oppbygg under skoen som korrigerer bekkenasymmetri i frontalplanet ved ulik benlengde i stående hos barn med spastisk unilateral cp også endrer bekkenstillingen ved gange. Problemstilling: Endres bekkenets stilling ved bruk av oppbygg under korteste ben ved ulik benlengde, målt stående og ved gange hos selvstendig gående barn med spastisk unilateral cerebral parese?*

*Rekruttering av 20-30 barn, 7-16 år med spastisk unilateral cerebral parese og selvstendig gangfunksjon, med mild benlengdeulikhet (1-3 cm), via daglig klinisk praksis. Pasienter som er henvist til tredimensjonal databasert ganganalyse (3DGA) ved*

*Bevegelseslaboratoriet, Rikshospitalet, og pasienter som kommer til polikliniske konsultasjoner ved seksjon for nevrohabilitering – barn, Ullevål Universitetssykehus, vil forespørres om deltagelse i studien. For å rekruttere tilstrekkelig antall deltakere forespørres pasienter som tidligere har vært til undersøkelse i Bevegelseslaboratoriet og som bor i kjøreavstand til Rikshospitalet. Pasientene kontaktes på telefon i forkant av allerede planlagt 3DGA og informeres om studien. Informasjonsskriv sendes per post og samtykke innhentes i forbindelse med undersøkelsen. Intervensjon består i korrigering av ulik benlengde ved hjelp av en korksåle som festes under skoen på det korteste benet.*

*Deltakerne undersøkes med 3DGA. Hovedvariabler er kinematikk (bekkenbevegelser ved gange) og benlengdeulikhet. Det registreres i tillegg høyde, vekt, alder og kjønn.*

*Datainnsamlingen vil foregå i Bevegelseslaboratoriet, Rikshospitalet og utføres etter vanlig protokoll for 3DGA av 2 erfarne medarbeidere. Undersøkelsen beregnes å ta 1,5-2 timer. Det beregnes 15 min ekstra tid til datainnsamling til denne studien.*

*Undersøkelsen kan gjøres i forbindelse med allerede avtalt time. Øvrige deltakere får anledning til å avtale en time som passer, for eksempel for å unngå unødvendig skolefravær. Benlengde måles klinisk i stående stilling med 0,5 cm tykke plater under korteste ben. Vekt og høyde måles. Bekkenkinematikk samles inn ved 3DGA barbeint, med vanlig fottøy, og med vanlig fottøy og oppbygg. SPSS vil bli brukt ved analysene.*

*Endring/forskjell i bekkenstilling fra barbeint gange til gange med oppbygg skal analyseres. Eventuell endring fra barbeint til vanlig skotøy registreres.*

*Data lagres konfidensielt på Bevegelseslaboratoriets beskyttede dataserver på Rikshospitalet. Deltagelse er frivillig og samtykke kan trekkes når som helst.*

*En mulig nytteverdi for den enkelte deltakeren vil være en grundig og objektiv vurdering av benlengden og en anbefaling vedrørende bruk av oppbygg. Prosjektet kan bidra til økt kunnskap om kompleksiteten ved å behandle benlengdeforskjell hos barn med spastisk unilateral cp. Det er ikke forventet smerte, bivirkninger eller risiko, eller påvirkning på den overordnede behandlingen barnet får. En ulempe ved deltagelsen er bruken av ekstra tid.*

## **REKs vurdering**

Vi viser til søknad om forhåndsgodkjenning av ovennevnte forskningsprosjekt. Søknaden ble behandlet av Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK sør-øst A) i møtet 21.01.2021. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningslovens § 10.

## **Vurdering**

Formålet med prosjektet, slik komiteen forstår søknad og protokoll, er å undersøke om oppbygg under skoen som korrigerer bekkenasymmetri i frontalplanet ved ulike benlengde i stående hos barn med spastisk unilateral cerebral parese (CP) også endrer bekkenstillingen ved gange.

40 % av barn med CP har ensidig spastisk CP og asymmetrisk gangmønster. Det er usikkert hvorvidt bekkenets stilling endres ved bruk av oppbygg under korteste ben ved ulike benlengde, målt stående og ved gange, hos selvstendig gående barn med spastisk unilateral cerebral parese, og dette ønskes derfor undersøkt.

Det skal inkluderes 30 barn i alderen 7 til 16 år med spastisk unilateral CP og ulike benlengde som tidligere er undersøkt, eller skal undersøkes, med tredimensjonal databasert ganganalyse (3DGA) ved Bevegelseslaboratier, Rikshospitalet. De foresatte skal forespørres om deltakelse per telefon, og informasjonsskriv sendes per post.

Deltakelse innebærer at barnet gjennomgår en 3DGA. Datainnsamling forventes å ta mellom 1,5 til 2 timer dersom ganganalysen kun skal gjennomføres som del av prosjektet. Dersom ganganalysen uansett skal gjennomføres vil deltakelse i prosjektet ta 15 minutter utover vanlig undersøkelse.

Intervensjonen vil bestå av en korksåle under det korteste beinet.

Bevegelsesanalysen vil gi informasjon om barnets gangmønster. Barnet vil få festet markører på huden og bli bedt om å gå frem og tilbake på en 10 meter lang gangbane barbeint, med sko og med sko med oppbygg. Barnet må gå ca 10 ganger frem og tilbake per omgang. Infrarøde kameraer vil registrere markørens posisjon ved bevegelse. Det skal tas videoopptak når barnet går.

Det skal i tillegg samles inn opplysninger om barnets alder, høyde, vekt og benlengde.

Deltakelse er samtykkebasert. Begge foresatte skal samtykke, og det skal gis egen informasjon til barna. De vedlagte informasjonsskrivene til foresatte og barn er godt utformet.



Komiteen har vurdert prosjektet og mener dette er en nyttig studie som det er forsvarlig å gjennomføre. Deltakelse vil kunne komme den enkelte pasient og pasientgruppen til gode ved at man kan fremskaffe kunnskap om vurderinger og anbefalinger når det kommer til oppbygg for mest mulig symmetriske belastningsforhold ved gange.

Prosjektperioden til 30.06.2022 vurderes som vel kort, da denne skal omfatte praktisk gjennomføring av studien, forskning og publisering. Komiteen godkjenner derfor prosjektet slik det er beskrevet i prosjektsøknad og forskningsprotokoll, med prosjektslutt 30.06.2023.

## **Vedtak**

Godkjent

REK har gjort en helhetlig forskningsetisk vurdering av alle prosjektets sider. Prosjektet godkjennes med hjemmel i helseforskningsloven § 10.

Vi gjør samtidig oppmerksom på at det etter personopplysningsloven også må foreligge et behandlingsgrunnlag etter personvernforordningen. Det må forankres i egen institusjon.

Godkjenningen er gitt under forutsetning av at prosjektet gjennomføres slik det er beskrevet i søknad og protokoll, og de bestemmelser som følger av helseforskningsloven med forskrifter.

Godkjenningen gjelder til 30.06.2023.

Komiteens avgjørelse var enstemmig.

Av dokumentasjonshensyn skal opplysningene oppbevares i 5 år etter prosjektslutt. Opplysningene skal oppbevares aidentifisert, dvs. atskilt i en nøkkel- og en datafil. Opplysningene skal deretter slettes eller anonymiseres.

Vennlig hilsen

Knut Engedal  
Professor dr. med.  
Leder REK sør-øst A

Hanne Johansen Pekovic  
Rådgiver  
REK sør-øst

Kopi til forskningsansvarlig institusjon(er) og medbruker(e)

### Klageadgang

REKs vedtak kan påklages, jf. forvaltningslovens § 28 flg. Klagen sendes til REK sør-øst A. Klagefristen er tre uker fra du mottar dette brevet. Dersom vedtaket opprettholdes av REK sør-øst A, sendes klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag for endelig vurdering.

### Sluttmelding

Søker skal sende sluttmelding til REK sør-øst A på eget skjema senest seks måneder etter godkjenningsperioden er utløpt, jf. hfl. § 12. Dersom prosjektet ikke igangsettes eller gjennomføres skal prosjektleder også sende melding om dette via sluttmeldingsskjemaet.

### Søknad om å foreta vesentlige endringer

Dersom man ønsker å foreta vesentlige endringer i forhold til formål, metode, tidsløp eller organisering, skal søknad sendes til den regionale komiteen for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk som har gitt forhåndsgodkjenning. Søknaden skal beskrive hvilke endringer som ønskes foretatt og begrunnelsen for disse, jf. hfl. § 11.

## PERSONVERNOMBUDETS UTTALELSE

Til: Merete Aarsland Fosdahl  
Marie Johansson

Fra: Personvernombudet ved Oslo universitetssykehus

Dato: 22.02.2021

Sak: 21/03952

---

### «Funksjon av oppbygg for korrigerende av ulike benlengde ved gange hos barn med spastisk unilateral cp»

#### Formål:

Formålet med denne eksperimentelle studien er å evaluere om oppbygg under skoen som korrigerer bekkenasymmetri i frontalplanet ved ulike benlengde i stående hos barn med spastisk unilateral cp også endrer bekkenstillingen ved gange.

Oslo universitetssykehus er dataansvarlig virksomhet.

Studien er godkjent av Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK nr. 217540), med hjemmel i helseforskningsloven § 10.

Studien har lovlig grunnlag for behandling av person- og helseopplysninger etter GDPR art. 6 nr. 1 a) og art 9 nr. 2 a) og j).

Personvernombudet viser også til ovennevnte etiske vurdering og forhåndsgodkjenning av REK, som er det nasjonale rettsgrunnlag for behandling av opplysningene i prosjektet, jf. art. 6 nr. 3.

Med hjemmel i forordning (EU) nr. 2016/679 (generell personvernforordning) artikkel 37, er det oppnevnt personvernombud ved Oslo Universitetssykehus (OUS).

Den dataansvarlige skal sikre at personvernombudet på riktig måte og i rett tid involveres i alle spørsmål som gjelder vern av personopplysninger, jf. artikkel 38. Artikkel 30 pålegger OUS å føre oversikt over hvilke behandlinger av personopplysninger virksomheten har. Behandling av personopplysninger meldes derfor til sykehusets personvernombud.

Databehandlingen tilfredsstiller forutsetningene for melding etter forordning (EU) nr. 2016/679 (generell personvernforordning) artikkel 30.

Den dataansvarlige anser at det ikke er nødvendig med en særskilt vurdering av personvernkonsekvenser, jf. generell personvernforordning artikkel 35. Det vises i denne sammenheng til godkjenning fra Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk.

Data i behandles samsvar med sykehusets retningslinjer, jf. foreliggende tillatelser.

Prosjektet er registrert i sykehusets offentlig tilgjengelig database over forsknings- og kvalitetsstudier.

Med hilsen



Tor Åsmund Martinsen  
Personvernombud

Oslo universitetssykehus HF  
Direktørens stab | Personvern