

HØGSKOLEN I OSLO
OG AKERSHUS

Ann-Britt Huse

**Forskjeller og likheter mellom
Dynamisk Leddet Ankel-Fot-Ortose
(leddet DAFO) og KiddieGAIT-ortose til
barn med spastisk unilateral cerebral
parese. En pilotstudie.**

**En kvantitativ studie av barns gange, og en beskrivelse av
barnas opplevelse av ortosene.**

**Masteroppgave i rehabilitering – fordypning barn og eldre
Høgskolen i Oslo og Akershus, Fakultet for helsefag
Vår 2014**

Abstrakt Norsk

Ankel-Fot ortose (AFO) er et utbredt behandlingstiltak for barn med CP. Hovedmålet med ortose er å bedre funksjon og fremme deltagelse. Det finnes flere forskjellige AFO modeller som blir tilpasset barn med samme funksjonsnedsettelse.

Målet med denne studien er, etter å ha tilpasset to ortosetyper, DAFO og KG ortose, å utforske med tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA), og ved å spørre barna om opplevelsen av ortosebruk, om den ene ortosen er å foretrekke framfor den andre.

For å oppnå det ble fem barn med spastisk unilateral CP involvert i studien. Det ble utført 3DBA målinger barbeint, med DAFO ortose, og med KG ortose, og barna svarte på et spørreskjema om bruk av ortosene. Gangparametre, ankel- og kne-bevegelsen i sagittalplanet, fotprogresjonen og effekten i frasparket ved gange med de to ortosemodellene ble sammenlignet og beskrevet. Barbeint gange ble sammenlignet med gange med ortosene. Barnas opplevelse av de to ortosene ble beskrevet.

Resultatene av studien går til fordel for gange med DAFO framfor KG ortosen både ved gange og barnas preferanser. Hastigheten var høyere, sagittalplansbevegelsen i ankle og knær var bedre og effekten i frasparket større.

Utvalget er lite, så studier med flere barn bør utføres med tanke på langtidseffekt på kneekstensjonen ved bruk av KG ortosen, og DAFO ortosen bør forsterkes for å hindre økt plantarfleksjon.

Abstract English

Treatment with Ankle - Foot orthosis for children with CP is widespread. The main goal is to improve function and to promote participation. There are several different AFO models that are designed for children with the same disability.

The aim of this study was, having fitted two models of orthosis, DAFO and KG orthosis, to explore with three-dimensional computerized motion analysis (3dBA), and the children's experience of the use of the orthosis, if one orthosis is preferable to the other.

To achieve this, five children with spastic unilateral CP were involved in the study. It was performed 3dBA measurements barefoot, with DAFO orthosis, and with KG orthosis. After that the children answered a questionnaire about the use of the orthosis. Gaitparameters, ankle and knee motion in the sagittal plane, foot progression angle, and the effect of push-off during walking with the two orthosis were compared and described. Barefoot walking were compared with walking with orthosis. Children's experience of the two orthosis were described.

The results of the study are in favor of walking with DAFO compared to KG orthosis, both measured with 3DBA and children's preferences. The walking speed was higher, sagittalplan movements of the ankle and knee was better, and the effect in push-off greater. Both types of orthosis improved the gait compared to barefoot walking which is consistent with previous studies

Innholdsfortegnelse

Abstrakt Norsk	2
Abstract English	3
1. Bakgrunn og hensikten med prosjektet	6
2. Teoretisk rammeverk.....	9
2.1 Habilitering.....	9
2.2 Barn med Cerebral Parese	9
2.2.1 Definisjon av Cerebral Parese	9
2.2.2 Klassifisering av funksjon hos barn med Cerebral Parese	11
2.3 Gangfunksjon	12
2.3.1 Gange ved spastisk unilateral CP	14
2.4 Ortoser til barn med Spastisk Unilateral CP (SU CP).....	16
2.4.1 Ortose, et behandlingstiltak.....	16
2.4.2 Definisjon på ortose	17
2.4.3 Hensikt og formål med ortose	18
2.4.4 Ortose funksjon	22
2.4.5 Kompensatoriske bevegelser.....	27
2.4.6 Dynamisk Ankel Fot Ortose (DAFO)	29
2.4.7 KiddieGAIT ortose (KG)	31
2.5. Tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA)	33
2.6. Brukermedvirkning	34
2.6.1. Kartlegging av barns erfaringer.....	36
2.7. Forskerspørsmål	36
3. Metode.....	37
3.1 Design.....	37
3.2 Utvalg	37
3.2.1 Informert samtykke	38
3.3 Protokoll	38
3.3.1 Prosedyre ortosetilpassing.....	38
3.3.2 Prosedyre 3DBA	40
3.3.3 Bearbeiding av 3DBA	42
3.3.4 Analyse av 3DBA data.....	43
3.3.5 Prosedyre spørreskjema.....	44
3.3.6 Bearbeiding av spørreskjema	45
3.4 Etiske betraktninger.....	45
3.4.1 Konfidensialitet	45
3.4.2 Mulige konsekvenser av studien	45

3.5 Metode diskusjon	45
3.5.1 Utvalgets størrelse og demografi.....	45
3.5.2. Markørplassering.....	47
3.5.3 Rollen som forsker i eget fag	47
4. Presentasjon av funn.....	47
4.1 Tredimensjonal Databasert Bevegelsesanalyse (3DBA).....	47
4.1.1 Gangparametre	48
4.1.2 Bevegelse i ankelen på affiser ben	49
4.1.3 Bevegelse i kneleddet på den involverte siden.....	52
4.1.4 Fotprogresjonsvinkel	54
4.1.5 Effekten i frasparket	55
4.2 Spørreskjema.....	56
4.2.1 Utseende	57
4.2.2 Funksjon	57
4.2.3 Av og på taging	58
5. Diskusjon.....	58
5.1 Tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA)	58
5.1.1 Gangparametre	58
5.1.2 Ankel	60
5.1.3 Kne	61
5.1.4 Fotprogresjonsvinkel	65
5.1.5 Effekten i frasparket	66
5.2 Spørreskjema	66
5.2.1 Utseende	67
5.2.2 Funksjon	67
5.2.3 Av og på tagning	68
5.3 Konklusjon	69
5.4 Veien videre	70
Referanser.....	71
Vedlegg	77
Vedlegg 1: Personvernombudets tilrådning	77
Vedlegg 2: Personvernombudet, utsettelse av sletting.....	79
Vedlegg 3: Informasjon til deltagere og samtykke	80
Vedlegg 4: Spørreskjema	83
Vedlegg 5: Forkortelser.....	84

1. Bakgrunn og hensikten med prosjektet

I mitt arbeid som ortopediingeniør møter jeg stadig på problemstillinger angående hvilken ortose som er best egnet til barn som er i behov av ortopediske hjelpemidler. Det er mange forskjellige ortosetyper å velge mellom, både med hensyn til funksjon og utseende. Bruk av ankelortose har hovedsakelig to funksjoner; et hjelpemiddel som støtte for gange og/eller som et forebyggende tiltak for kontrakturer og feilstillinger (Gage 2004). Det er hovedsakelig barn med nevromuskulære sykdommer som får tilpasset ortoser, og den største gruppen er barn med diagnosen spastisk cerebral parese. Spastisk Cerebral Parese (CP) er forårsaket av et vidt spektrum av utviklings og ervervede avvik og skader i den umodne hjernen, og er den vanligste årsaken til varige motoriske funksjonsvansker hos barn. (Gage 2004; Rosenbaum et al; 2004) Narayanan et al 2012) beskriver at primær målet for behandling av barn med CP som er gående er å bedre eller optimalisere gangen, med forventning om at det vil bevare eller bedre den fysiske funksjonen og gi dem mulighet til å øke deltagelse i fysiske aktiviteter, rekreasjon og sport. I Norge bruker 60 % av alle barn med CP ankel-fot ortose (CPOP årsrapport 2012).

Når det gjelder valg og tilpassing av ortoser støtter ortopediingeniørene ved vår institusjon seg i dag på generelle retningslinjer fra Winters et al (1987), Rodda et al (2001) og Gage (2004) som vektlegger at de biomekaniske prinsippene skal bedres for at barnet oppnår en bedre gangfunksjon, og for å hindre utvikling av permanente feilstillinger. Et eksempel er at når et barn ikke har styrke eller kontroll av muskulaturen på forsiden av leggen for å løfte forfoten skal en ortose gjøre det som medfører at hælen treffer bakken først (hælisett) med ortose, hvor forfoten treffer først uten ortose.

Figueiredo et al (2008) konkluderer i en litteraturgjennomgang av 20 studier at effekten av ankel-fot-ortoser på gange for barn med CP er usikker, alle studiene hadde lav evidens (nivå III). Selv om evidensnivået er lavt i studiene av AFO på grunn av lite utvalg og mangelfull klinisk beskrivelse av utvalget (Figueiredo et al 2008) antyder studier at ortosebruk bedrer gangfunksjon både når det gjelder gangparametre og bevegelsesutslag (kinematikk) på flatt gulv sammenlignet med barbeint (Rogozinski et al 2009; Morris et al 2007). Resultatene er vanskelige å anvende i praksis på grunn av mangelfulle beskrivelser av utvalget som type CP, funksjonsnivå, og bevegelsesutslag i ledd og muskelstyrke. Det viktigste målet med bruk av AFO for barn med Spastisk Unilateral CP er i henhold til Gage (2004) å kontrollere dynamiske deformiteter ved gange og forhindre at de dynamiske deformitetene blir

permanente kontrakturer. Det første signalet på at et barn med spastisk unilateral CP bør få tilpasset en ortose er at forfoten kommer først i bakken ved fotisett. Ortosen lages med en vinkel på 90 grader i ankelen og vil dermed hjelpe til slik at stillingen i ankelen til barnet endres og at hælen treffer bakken først. I tillegg til mangelfull beskrivelse av utvalget peker Desloovere et al (2006) på at det er lite litteratur som sammenligner forskjellige typer ortoser til barn med samme diagnose når behandlingsmålet er det samme. Forfatterne foreslår at klinikerne fortsatt må stole på deres egen kliniske erfaring og pasientens karakteristika, og la det være førende for den kliniske beslutningstakingsprosessen for å evaluere ortosebehov hvor formål er å bedre gangen til barn med CP.

Ortosen er ofte synlige og brukes som regel hele dagen, slik at utseende kan ha betydning for hvordan barna aksepterer ortosen. Noen av barna formidler at ortosen hemmer dem i enkelte situasjoner som for eksempel å klatre i lekestativet. Den optimale ortosen må derfor tilfredsstillende krav om riktig funksjon ut ifra biomekaniske prinsipper og barnets funksjonsnedsettelse, og ha et tiltalende utseende samt fungere i situasjoner som har betydning for barnet. For noen barn er det på tross av tilnærmet optimal biomekanisk funksjon og tilpassing, en stor inngripen i dagliglivet å bruke ortose. Vi som behandlere av barnet må derfor være ganske sikre på at ortosen som blir tilpasset er det beste hjelpemidlet for barnet det gjelder.

Gange er kompleks og vanskelig å evaluere. Med ortoser er det enda mer komplisert. For å beskrive og evaluere gange er tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA) et nyttig verktøy. Barnas bevegelsesmønster blir målt, og avvik fra referansemateriale blir identifisert (Gage 2004). 3DBA har vist seg å være et nyttig verktøy også for å beskrive gange med og uten ortose. Selv om evidensnivået er lavt, hevder studier at ortosebruk bedrer gangfunksjonen, både gangparametre og bevegelsesutslag på flatt gulv sammenlignet med barbeint (Rogozinski et al. 2009 Flere ref). Bruk av AFO daglig er ikke uten diskusjon både når det gjelder å opprettholde styrke i leggmuskulatur og om det bedrer deltagelse (Romkes et al 2005; Østensjø et al 2010). Måling med elektromyogram (EMG) barbeint og med AFO viser redusert aktivitet i muskel tibialis anterior (muskelen som løfter fotbladet) under gange med AFO (Romkes et al 2005) Som følge av det blir tibialis anterior svakere. Barnas deltagelse i aktivitet kan også bli hindret med ortose. Aktivitet kan bli et spenningsforhold mellom barns erfaringer med ortosebruk, og behandlere sin kunnskap om hjelpemiddelets funksjon (Østensjø et al 2010). Petter i Østensjø et al (2010) beskriver det som at han, med

ortose, kommer for seint hvis han skal ut og leke med kameratene i klatrestativet i friminuttene.

Den mest brukte ortosen til barn med CP i Norge er Dynamisk Ankel Fot Ortose (DAFO). Ingen artikler er skrevet om ortosetilpassing i Norge, utsagnet er basert på mange års erfaring. Det er en ortose laget i termoplast etter en gipsmodell tatt av barnets bein. Utgangspunktet for modellen ble introdusert av Hylton (1989). De siste årene har det blitt mer utbredt å bruke en ny type anke- fot ortose (AFO) til noen barn med CP. Den er lett, ferdigprodusert, laget i karbon, og kan kombineres med forskjellige typer fotdel. KiddieGAIT (KG). Grunnen til at jeg vil utforske om en annen ortosetype har samme eller bedre funksjon som DAFO, er at sistnevnte tar mye plass i skoene. Gipsavstøpningen som blir tatt av barnet og senere modellert, er reproducerbar (Hylton 1998). Men siden gipsmodellering er et håndverk er det vanskelig å reproducere helt nøyaktig. Ved tilpassing av KG er vi sikre på at ortosen med såle og sko er helt reproducerbart. Siden KG er produsert i et karbon kompositt materialet er den i følge produsenten fleksibel i deler hvor det er en fordel å være fleksibel (hælden), og stiv i deler av ortosen som skal hindre uønsket bevegelse (leggdelen). Derfor kan det antas at gange med KG i prinsippet har flere fordeler sammenlignet med gange med DAFO. Ankelbevegelsen ved fotsett kan bli jevnere og kneestrekken i standfasen bør bedres når barna går med redusert kneekstensjon. Bedret kneekstensjon i sluttstandfasen sammen med karbonkompositt konstruksjonen av KG bør i prinsippet gi bedre effekt i frasparket og dermed en mer effektiv gange. DAFO ortosen er produsert med et ankelledd som hindrer plantarfleksjon, men som tillater dorsalfleksjon. KG ortosen som ved sin konstruksjon har noe fleksibilitet tillater noe bevegelse i plantarfleksjon ved hælsett , og noe dorsalfleksjon i standfasen, men ikke så mye som DAFO som i konstruksjonen har fri dorsalfleksjon. Dermed bør begge ortosetypene kunne brukes til barn som er i behov av en leddet AFO. Det er opp til den enkelte habiliteringsinstitusjon og ortopediingeniør å velge hvilken ortose som er best basert på deres kliniske erfaring og kunnskap.

Hva barna selv mener om det at de bruker en ortose er ikke beskrevet i litteraturen. Naslund et al (2003) har intervjuet foreldre som beskrev at bruk av DAFO så ut til å stabilisere føttene. Det bedret ikke bare gangfunksjon, men også generell funksjon som mindre kompensatoriske bevegelser av overkroppen, og bedre armfunksjon. Samtidig formidlet de også problemer med temperatur ved å ha en plastortose rundt foten, at det tar tid å ta av og på, og problemer med å

finne tidsriktige sko som passer utenpå ortosen. Sko som barna og ikke minst ungdommene liker. Hensikten med prosjektet er derfor å utforske hvordan DAFO ortosen og KG ortosen påvirker utvalgte gangparametre og hva barna beskriver om bruken av de to ortosene dagliglivet.

2. Teoretisk rammeverk

2.1 Habilitering

Habiliteringsbegrepet knyttes vanligvis til bistand til personer med tidlig ervervede eller medfødte funksjonsnedsettelse. Mottak av bistand ut fra forutsetning og behov for å beholde, styrke eller utvikle ferdigheter er en av definisjonene på Habilitering. Det blir også brukt om kunnskapsområdet som er tverrvitenskapelig og som befinner seg i grenseområdet mellom medisin, sosialvitenskap, psykologi og pedagogikk. (Habilitering av barn og unge, 2009) Barn med funksjonsnedsettelse har ofte sammensatte vansker på forskjellige funksjonsområder som kan være knyttet til aktiviteter og handling (Habilitering av barn og unge 2009). Tiltakene kan deles i tre hovedgrupper; (1) tiltak som skal understøtte barnets helse og utvikling (medisinske og psykologiske tiltak, fysio- og ergoterapi, spesialpedagogikk, støttekontakt mv), (2) tiltak som skal støtte familien i å ivareta barnets utvikling og omsorgen for barnet (økonomiske stønader, avlastning, hjelpemidler, brukerstyrt personlig assistanse), og (3) tiltak som skal bidra til samordning av tjenester og samarbeid mellom tjenesteytere og familien (personlig koordinator og individuell plan) (Østensjø og Øien 2012) World Health Organisation's International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) formulerer det mer spesifikke for CP som: «Målet for helsetjenester for mennesker med CP er å muliggjøre kulturelle tilpassede aktiviteter og deltagelse ved å tilrettelegge effektiv bevegelse, begrense deformiteter, redusere smerte og implementere kognitive og/eller adferds strategier»

2.2 Barn med Cerebral Parese

2.2.1 Definisjon av Cerebral Parese

Cerebral Parese (CP) er den mest utbredte årsak til funksjonsnedsettelse i tidlig barndom hvor symptomer og alvorlighetsgrad varierer. Forekomsten av CP for fødselsårene 1996-2006 var i Norge på 2,4 per 1000 levende fødte. (CP registeret i Norge, årsrapport 2011). 41 % var diagnostisert under Spastisk bilateral CP, 41,6 % Spastisk Unilateral CP, mens 8 % Dyskinetisk CP, 5,1 % Ataktisk CP mens 4,3 % ikke var klassifiserbare. Andelen av Spastisk

Unilateral CP har økt fra 33 % i 1996-1998 til litt over 40 % i 2005-2006 (Andersen G. et al 2008) Grunnen til økningen er usikker, men har trolig sammenheng med signifikant reduksjon av SB-CP for barn med fødselsvekt mellom 1000 – 1499 gram i perioden 1980 til 1996 (Krägeloh-Mann I. et al 2009). Selv om prenatal oppfølging er blitt bedre, og det er bedre kunnskap om fødsler, har ikke forekomsten av CP gått ned. Det kan ha sammenheng med høyere overlevelse av for tidlig fødte barn med lav fødselsvekt. For barn med fødselsvekt på under 1500 g er forekomsten på 74,2 pr 1000. Barn med fødselsvekt på under 2500 gram står for halvparten av forekomsten av CP, mens barn med SU-CP er andelen 36 % (Andersen G. et al 2008). Definisjonen av cerebral parese er videreutviklet gjennom et samarbeid mellom europeiske og nordamerikanske fagmiljøer:

«Cerebral parese (CP) beskriver en gruppe forstyrrelser i utvikling av bevegelse og kroppsholdning som forårsaker aktivitetsbegrensninger. Årsaken er en ikke-progredierende tilstand i hjernen som har oppstått under svangerskapet eller i løpet av de første leveår. De motoriske forstyrrelsene ved CP er ofte ledsaget av forstyrrelser i sanser, kognisjon, persepsjon og/eller adferds vansker og/eller epilepsi» (Bax et al 2005) og sekundære muskel-skjelett problemer. (Rosenbau et al 2007)

Det er ikke en vel avgrenset sykdom, men et samlebegrep med flere symptomer. CP er delt inn i tre hovedgrupper etter hvilken motorisk funksjonsforstyrrelse som er til stede.

Dyskinetisk CP, Ataktisk CP og Spastisk CP som er den største gruppen som deles inn i spastisk unilateral CP (SU-CP) og spastisk bilateral CP (SB-CP) (Cans 2000; SCSP).

Spastisitetens mønsteret kan føre til muskelubalanse over ledd som kan skape forkortninger av muskulatur, leddkontrakturer og benede deformiteter. Dynamiske deformiteter og bevegelsesvansker ved forflytting og under aktivitet er ofte til stede hos mange med CP.

(Koman et al 2004; Pratt et al 2008). *Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE)*, og nødvendigheten av å ha samme funksjons oppdeling og forståelse (Cans 2000). Spastisk unilateral CP har en side affisert. Høyre eller venstre sides underekstremitet og / eller overekstremitet. I motsetning til spastisk bilateral CP hvor 38 % er født til termin, er 66 % av barna med diagnosen Spastisk Unilateral Cp født til termin. Høyre-sidig utfall er mer vanlig enn venstre-sidig og gangavvikene innenfor hver gruppe av Winters klassifisering er større ved venstre-sidig utfall, (Galli et al 2010) og den ikke affiserte hånden kan ha tilleggsvansker (Andersen et al 2008).

Ved spastisk unilateral CP er det viktigste kliniske funnet økt muskeltonus, spastisitet. De aller fleste har adekvat intellektuell kapasitet, mens konsentrasjonsproblemer er utbredt. Ca 1/3 har epilepsi, skjeling og synsutfall på halve øye (hemianopsia) er ikke uvanlig.

Som oftest er armen mer involvert enn beinet hos barn med Spastisk Unilateral CP. Funksjonelt varierer håndfunksjonen fra totalt neglekt, til støttehånd, og til normal funksjon. Er underekstremiteten involvert sees det som at barnet går på tå på den involverte siden i større eller mindre grad. Det er et misforhold mellom spastisk muskulatur på baksiden av leggen, og redusert muskulatur og eller redusert kontroll av muskulaturen på forsiden. (Galli et al 2010)

2.2.2 Klassifisering av funksjon hos barn med Cerebral Parese

Siden CP er en paraplybetegnelse (Cans et al 2002) betyr det at det er mange forskjellige inndelinger og forsøk på å få mest mulig homogene grupper. Den mest benyttede metoden for å klassifisere grovmotorisk funksjon, gange, til barn med CP er Gross Motor Function Classification System (GMFCS) (Palisano et al 2007) (Oversatt av Myklebustet al 2008), Dette er en medisinsk modell som består av fem nivåer hvor nivå I representerer det høyeste, og nivå 5 (V) det laveste funksjonsnivået. Skillet mellom nivåene er basert på funksjonsbegrensninger og behovet av forflytningshjelpemidler, og i mindre grad på bevegelseskvaliteten. Barn med funksjon på nivå I går uten begrensninger. De går uten håndholdte forflytningshjelpemidler, de løper og hopper, og går i trapp uten å holde seg i gelenderet. Barn med funksjon på nivå II går med begrensninger. De bruker heller ikke håndholdte forflytningshjelpemidler på korte avstander, og kan oppleve problemer i ulendt terreng og på lengre avstander. Når de går i trapp holder de seg i rekkverket. Barn med funksjon på nivå V blir forflyttet i rullestol, uten å hjelpe til selv. I Norge i 2012 ble 47 % av barna med CP klassifisert med funksjon på GMFCS nivå I, 16 % på nivå II, 8 % på nivå III, 9 % på nivå IV, og 17 % på nivå V. (CPOP årsrapport 2012). Klassifisering ved hjelp av GMFCS tar ikke hensyn til om barna bruker ortose eller ikke.

En annen måte å se på funksjon er med hjelp av WHO's helseklassifikasjonssystem, ICF, (WHO 2001) med utgangspunkt i funksjon. Det er en biopsykososial klassifisering hvor den enkeltes funksjonsevne sees i samspill med omgivelsene. I Internasjonal klassifisering av funksjon, funksjonshemming og helse – versjon for barn og ungdom (ICF-CY) står det blant annet at anskaffelse av hjelpemidler og teknisk utstyr representerer miljøendringer som kan fremme funksjoner hos et barn med betydelige fysiske funksjonsavvik. Når det gjelder barna som er med i dette prosjektet kan ortosen de får tilpasset få en positiv eller negativ innflytelse på aktivitet og dermed på deltagelse i de forskjellige arenaene barnet er involvert i. At ortosebruk kan hemme deltagelse i aktiviteter i friminutter gir Østensjø og Øien eksempler på

i kapitlet om Habilitering av barn, i boka Rehabilitering (2012 s 206). Deltagelse defineres i ICF som « å engasjere seg i en livssituasjon» og representerer det sosiale perspektivet på funksjon. ICF klassifiserer gange annerledes enn den medisinske måten hvor kvaliteten av gangen, gangfunksjonen, blir sammenlignet med et referansemateriale med barn uten gangutfordringer.

Barna i denne studien er i ICF klassifisert under b7, «funksjoner for kroppsbevegelser og forflytting av kroppen, inklusive leddenes, knoklenes og musklens funksjoner og spinalreflekser»

b730: Det gjelder 1) Muskelstyrke: Kraft oppstått ved sammentrekning av muskel eller muskelgruppe. Inklusive: Spesifikke musklers og muskelgruppers styrke, muskelstyrke i en ekstremitet, én side av kroppen, nedre halvdel av kroppen, alle lemmer, trunkus og hele kroppen.

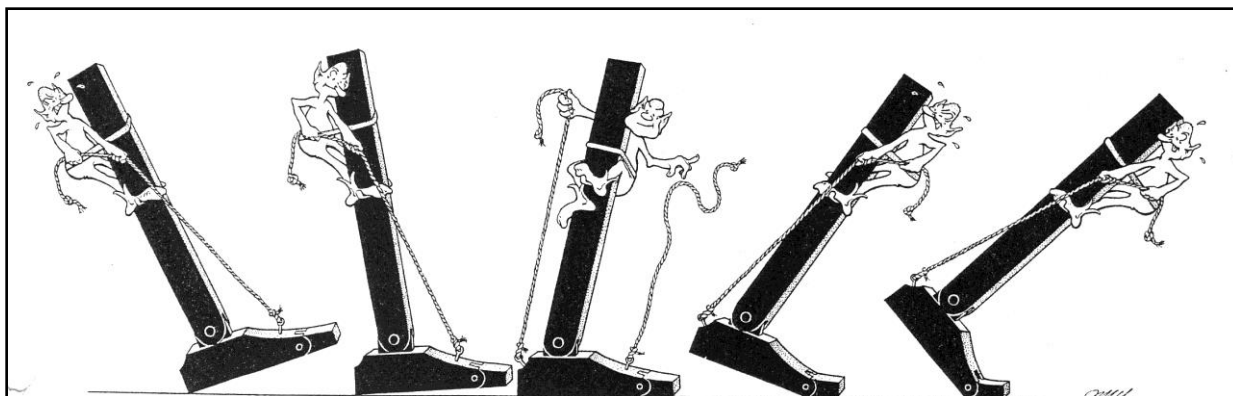
b7302: Muskelstyrke i én side av kroppen. Funksjoner tilknyttet den kraft som oppstår ved sammentrekning av de muskler og muskelgrupper som finnes i høyre eller venstre kroppshalvdel. Avvik: Hemiparese, hemiplegi

b735: Muskeltonus. Hvilespenning i muskler og musklens motstand mot passiv bevegelser. Inklusive: Tonus i enkeltmuskler og muskelgrupper, muskulatur i deler av eller hele kroppen. Avvik: Hypertonus, hypotonus, rigiditet og spastisitet

2.3 Gangfunksjon

Cerebral parese (CP) beskriver en gruppe forstyrrelser i utvikling av bevegelse og kroppsholdning som forårsaker aktivitetsbegrensninger (Rosenbaum 2007). For å prøve å beskrive gangfunksjonen til barn med CP er det naturlig først å beskrive den «normale» gangen. Den menneskelige gange blir oftest beskrevet som en gangsyklus. En gangsyklus består av aktiviteten som foregår mellom fotisett, og det påfølgende fotisett med den samme foten. En gangsyklus deles inn i flere faser hvor hvert ben gjennomgår en standfase og en svingfase. Standfasen består av hælissett, støtdemping, midtstandfasen, sluttstandfasen og pre svingfasen. Svingfasen består av tidlig svingfase, midtsvingfasen og sluttsvingfasen. Standfasen er på ca 60 %, mens svingfasen er på ca 40 %. Perry (1992)

For nærmer å beskrive funksjonen og mekanismen i gangen beskriver Perry (1992) ankelbevegelsen i standfasen ved normal gange i 3 deler eller rocker (Figur 1)



Figur 1. Første rocker er bevegelsen mellom første og andre figur. Andre rocker mellom andre og tredje figur, og tredje rocker mellom tredje og femte figur.

Første rocker beskrives fra fotisett til hele foten er i bakken. Funksjonen er å gi støtdemping og stabilitet når foten er i bakken. Gulvreaksjonskraften går gjennom hælen ved fotisett, og formålet at den går gjennom kneet når andre rocker begynner for å oppnå stabilitet.

Andre rocker er fra hele foten er i bakken med leggen bakover og bevegelsen fram til leggen peker framover med hælen fortsatt i bakken. Funksjonen er å få vektoverføring til dette beinet og flytte tyngdepunktet framover for å absorbere energi som blir frigitt i tredje rocker..

Gulvreaksjonskraften er nå foran kneet, og plantarfleksorene (leggmuskulaturen) gir eksentrisk muskelkraft. De forlenges.

Tredje rocker begynner når hælen løfter seg fra bakken varer til foten ikke lenger er i bakken. Denne delen av gangsyklusen kan også beskrives som push off som viser at personen sparker i fra ved fotavvikling for å få framdrift. Plantarfleksorene bytter fra å være eksentrisk, til konsentrisk muskelkraft. De trekker seg sammen.

Inndelingen av ankelbevegelsen til Perry (1992) gjør det enklere å beskrive hvordan forventet bevegelse i ankelen er, hvilken muskelaktivitet som er forventet, hvilke krefter som virker, og med det som bakgrunn beskrive hvilke avviket som observeres.

Når det gjelder analyse og beskrivelser av bevegelsesavvik i gange, har Gage (2004) en amerikansk ortoped som i mange år har arbeidet med CP og bevegelsesavvik, beskriver 5 determinanter som gjør gangen effektiv. Ved patologisk gange mangler en eller flere av disse forutsetningene (Perry 1985)

- 1) Stabilitet i standfasen. Det innebærer at center of mass (kroppens tyngdepunkt) er på rett sted i forhold til standbeinet, og at ankel / fot er stabil og sterk nok til å holde strukturene over.

- 2) Adekvat fotklarering i svingfasen. Som oppnås med at motsatt bein er stabilt og utnytter effekten riktig i alle ledd, adekvat ankel, kne og hoftefleksjon i svingbeinet, stabilitet og adekvat kroppsbalanse.
- 3) Pre posisjonering av foten før fotisett (Hælisett). Som følge av adekvat fotklarering i svingfasen, sammen med adekvat balanse og god stabilitet, effekt og posisjon av motsatt bein.
- 4) Adekvat skrittlengde. Som oppnås ved hælisett, tilstrekkelig balanse, god effekt, stabilitet og riktig stilling på standbeinet.
- 5) Energi konservering. Oppnås når leddstabilitet er oppnådd ved at gulvreaksjonskraften sammen med ligamenter virker i istedenfor muskelarbeid. Minimal bevegelse av kroppens tyngdepunkt i alle plan, og optimal muskel bruk.

2.3.1 Gange ved spastisk unilateral CP

Med utgangspunkt i Perry (1985) sin beskrivelse av de 5 determinantene for effektiv gange har Winters et al (1987) beskrevet gangen til barn med spastisk unilateral CP og delt opp bevegelsesmønsteret til barna med denne diagnosen opp i fire hovedkategorier for å beskrive det patalogiske ved gangen.

- 1) **Type 1** beskrives med kun droppfot i svingfasen. Foten peker nedover i svingfasen som fører til at forfoten treffer bakken først, og ikke hælen.

Sammenlignet med beskrivelsen av normal og effektiv gange vil alle 5 punktene bli påvirket. Kroppens tyngdepunkt i standfasen blir utfordret. Adekvat fotklarering i svingfasen blir vanskelig, fleksjonen i hoften må økes (Lofterød et al 2008), og det mest synlige er at pre- posisjonering av foten før fotisett er umulig. Ved tåisett i stedet for hælisett blir skrittlengden automatisk kortere (Gage 2004; Lofterød et al 2008)

Ankelledet blir ikke stabilt i første rocker, og energikonserveringen blir redusert

- 2) **Type 2** har i tillegg til type 1 økt plantarfleksjon i standfasen på grunn av statisk eller dynamisk kontraktur av muskulaturen på baksiden av leggen. Foten peker nedover i svingfasen og barnet går på tå.

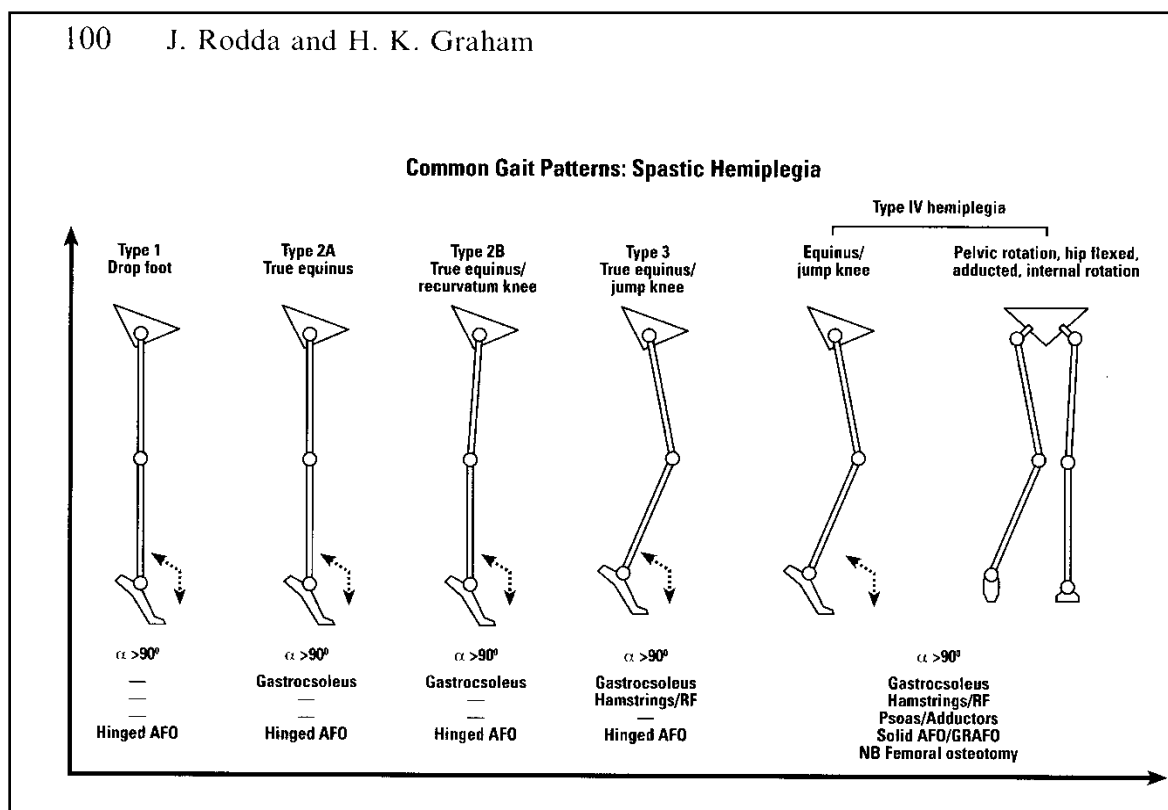
I forhold til normal og effektiv gange har type 2 større utfordringer enn type 1, spesielt med stabilitet i standfasen og ved at energikonserveringen blir ytterligere vanskeliggjort.

- 3) **Type 3** har i tillegg til økt plantarfleksjon også økt knefleksjon. Foten peker nedover, og kneet er bøyd. Type 3 har ytterligere utfordringer med stabilitet fordi kneet er flektert.

Gulvreaksjonskraften vil ikke gå gjennom eller foran kneet, og energikonservering blir umulig.

4) **Type 4** har i tillegg innadrotasjon i hofte.

Ved innadrotasjon i hofta øker avviket ytterligere fra normal og effektiv gange.



Figur 2 Rodda og Graham 2001,. Gangmønster ved SU-CP fra droppfot helt til venstre mot kontrakturer i ankel, kne og hofter med rotasjonsavvik helt til høyre, med behandlingstrengende muskulatur og anbefalt ortosetype. AFO, ankel fot ortose; GRAFO, gulvreaksjonskraft AFO.

Rodda et al (2001) (fig 2) baserer sin beskrivelse av gange ved SU-CP på Winters (1987) sin klassifisering. Rodda et al (2001) tilfører hvilke muskelgrupper som skaper gangavviket og som derfor er behandlingstrengende. Behandlingen kan være ortopediske inngrep, spasmedempende behandling og/eller fysioterapi. Rodda et al (2001) anbefaler leddet AFO til barna som har gangmønster fra 1 til 3. Barn med gangmønster klassifisert til 4 blir anbefalt å bruke uleddet AFO, eventuelt GRAFO (Gulvreaksjonskraft AFO som har en stivere konstruksjon enn uleddet AFO) Fig 2. Selv om inndelingen til Rodda et al (2001) er i utbredt bruk, er det uenighet knyttet til den både selve inndelingen og ortosetypene. Romkes et al (2005) beskriver at ikke mange barn med SU-CP blir klassifisert med gangmønster type 3 fordi ved økt fleksjon i kneet følger økt innadrotasjon i hoften, eller motsatt. I studien til Thompson et al (2002) ble derimot ingen av de 18 barna som var med i studien klassifisert

med gangmønster type 4. 6 av barna ble klassifisert med gangmønster type 3. Det er ikke beskrevet om det var et ekskluderings kriteriet siden innadrotasjon gir redusert effekt av knestrekkende ortose, eller om ingen av barna hadde gangmønster type 4. Det kan indikere at selv om oppdelingen til Winters virker grei, kan det være flere måter å tolke gangfunksjonen på

I følge Rodda et al (2001) skal barna som er klassifisert med gangmønster type 1, 2 og 3 få tilpasset og bruke en ortose som tillater dorsalfleksjon (ortose med ankelledd), mens ortosen til type 4 ikke bør tillate dorsalfleksjon fordi dorsalfleksjon samtidig tillater knefleksjon. Den naturlige utviklingen av gangmønsteret når barnet vokser er fra type 1 mot type 4. Det vil si fra droppfot i svingfasen, mot forkortet muskulatur, spissfot (stramme gastrocnemius), bøyd kne (stramme hamstrings), og videre mot at fot / kne og lår peker innover (rotasjonsavvik). (Rodda et al 2001). Owen (2002) tar hensyn til det når hun anbefaler u-leddet AFO til alle barn med CP.

Ved spastisk unilateral CP er en side affisert. Det fører til at gangen ofte blir asymmetrisk. Det fører til at ved 3DBA sees ofte gangavvik fra referansematerialet også på den ikke involverte, friske siden. Skrittlengden på den ikke affiserte siden er som oftest lengre enn den affiserte siden, og bekkenrotasjonen viser at den ikke affiserte siden av bekkenet blir rotert inn (ikke affisert bekkenhalvdel ligger foran). Dette er som oftest kompensatoriske strategier som følger den involverte siden. Når gangfunksjonen blir klassifisert blir kun den affiserte siden beskrevet på grunn av at de kompensatoriske bevegelsene på ikke affisert side bedres ved endring på affisert side..

2.4 Ortoser til barn med Spastisk Unilateral CP (SU CP)

2.4.1 Ortose, et behandlingstiltak

For å bedre gangfunksjonen, og hindre eller forsinke utviklingen av gangmønsteret fra type 1 mot type 4 blir det satt inn flere behandlingstiltak hvor ortosebruk inngår som et av tiltakene. Fysioterapeuten hjelper til med tøyning av muskulatur for å opprettholde muskel lengde, og Botox blir injisert i spastisk muskulatur for å lamme den for å oppnå bedre tøyning. Tøyning og Botoxbehandling blir kombinert med bruk av ankel-fot-ortose (AFO) som brukes minimum 6 timer om dagen for å ha best mulig tøyningseffekt. Molenaers et al (2013) beskriver viktigheten av at Botox-A ikke er et behandlingstiltak som utføres alene, men sammen med økt fysioterapi og ortosebruk for å oppnå behandlingsmålene. Ackreman et al

(2005) påviste ingen varig bedring av bevegelsesutslaget i ankel ved bruk av spasmedempende behandling (Botox-A) og fysioterapi ett år etter behandling ved CP). Tilpassing og bruk av AFO starter oftest når barnet er rundt et år og har begynt å reise seg eller begynt å gå. Vi vet lite om langtidseffekten av ortosebruk fordi den er vanskelig å måle siden AFO blir brukt sammen med fysioterapi, trening og medikamentell behandling som BTX (Ackerman et al 2005). Best effekt av Botox-A behandling hadde barn med SU-CP injisert kun i distal muskulatur (Molenaers et al 2013) som er barn med samme gangfunksjon som i denne studien. Det er derfor vanskelig å skille ut ortosens virkning i behandlingen for å opprettholde / bedre passiv bevegelse, øke styrke, og lære inn nytt bevegelsesmønster med hælissett, og om gange med ortose gir bedring over tid.

2.4.2 Definisjon på ortose

En ortose er definert av International Standards Organisation, ISO 854-1:1984, som »et utvendig påført hjelpemiddel brukt for å modifisere de strukturelle og funksjonelle karakteristikkene av det nevromuskulære og de benede strukturene» Ortoser er et samlebegrep for et ortopedisk hjelpemiddel som tilpasses utenpå en del av kroppen. Den er individuelt tilpasset til hver bruker, og kan tilpasses nakke, rygg, armer eller bein og til og med hodet. Ortosene får navn etter hvilke ledd de skal kontrollere. I denne studien blir ortoser tilpasset ankel- fot (AFO) diskutert. Et annet eksempel er kne- ankel- fot- ortose (KAFO) som går fra under foten til et stykke opp på låret. Ortoser blir tilpasset av ortopediingeniører, og produsert på et ortopedisk verksted. «Roller til ortopediingeniøren er å designe, tilpasse, innstille, levere og følge opp ortosen som i prinsippet har oppnådd de biomekaniske prinsippene teamet (habiliteringen i Norge) har blitt enige om.» Morris et al (2011). Ortoseproduksjon og tilpassing går under loven om medisinsk utstyr. Der står det blant annet:

”Tilsynsmyndigheten kan kreve at den som produserer, innfører eller markedsfører et medisinsk utstyr, skal fremlegge et representativt eksemplar av utstyret eller iverksette de undersøkelser som finnes nødvendige for å vurdere utstyrets egenskaper eller virkninger. Tilsynsmyndigheten kan selv sette i verk slike undersøkelser eller foreta nødvendig prøvetaking og kontroll av utstyret.” (Lov om medisinsk utstyr 1995)

«God kvalitet forutsetter at beslutninger om behandling, forebygging, pleie, og omsorg av sosiale tjenester baseres på pålitelig kunnskap om effekt av tiltak» (Sosial og helsedirektoratet, .. og bedre skal det bli! (2005) Videre påpekes det i strategi for

kvalitetsforbedring i Sosial og helsetjenesten betydningen av forskning, utdanning og erfaring og samarbeidet med bruker.

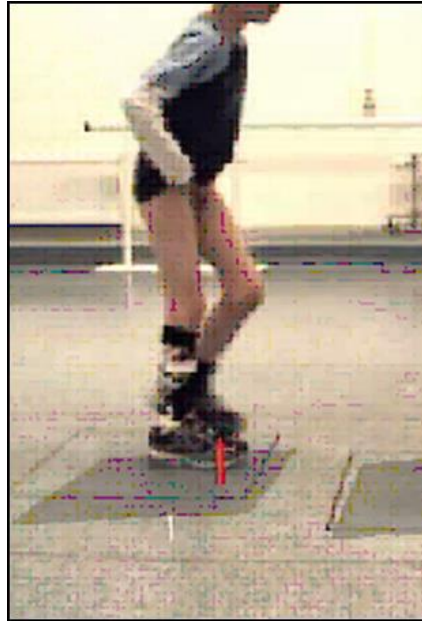
2.4.3 Hensikt og formål med ortose

Hensikten med en effektiv ortose er å beskytte en kroppsdel, forhindre deformiteter og eller bedre funksjon (Gage 2004). Ved tilpassing av ortoser for barn med CP har Gage beskrevet det som ”et individuelt tilpasset ortopedisk hjelpemiddel som generelt har som funksjon å hindre uønsket bevegelse, assistere ønsket bevegelse, redusere belastning, forebygge deformiteter, forbedre stabilitet og gangparametre, og få en mer effektiv gange.” I denne definisjonen har Gage inkludert det mer spesifikke for CP, forbedre stabilitet, som har sammenheng med redusert balanse. Det blir også beskrevet i klassifasjonssystemet GMFCS at mange barn med CP har begrensninger med å holde balansen spesielt på ujevnt underlag. Det gjelder barn med CP med funksjon på GMFCS nivå II, men ikke for barn med GMFCS funksjons nivå I. Bruk av AFO har blitt en standard behandling i behandling av CP på grunn av dens verdi ved å unngå plantarfleksjonskontrakturer. (Romkes 2005; Gage 2004), og ved å tøye musklene over tid kan det stimulerer til vekst (Gage 2004). Det handler derfor ikke bare om at barn med spastisk unilateral CP snubler og går på tå, men også for å forhindre utvikling fra type 1 i Winters klassifisering av gangmønster mot type 2 som igjen kan utvikle seg til type 3 og 4.

Gage (2004) beskriver målet med ortosebruk at en ortose til barn med CP skal bedre barnas gangfunksjon og bevegelsesmønster, men ikke nødvendigvis endre leddbeveglighet. Det viktigste målet med bruk av AFO for barn med Spastisk Unilateral CP er i henhold til Gage (2004) å kontrollere dynamiske deformiteter ved gange. Ortosen hjelper til med dorsalløft i svingfasen, som kan fremme hælsett og derfor influere på patologisk plantarfleksjon – kneekstensjonsmønster (Van Gestel et al 2008). Ortosen kan også være med å bedre kneekstensjonen i standfasen når barnet viser økt fleksjon i kneet ved barbeint gange (Winters gangklassifisering 3 og 4). Ortosen skal også beskytte føtter for skader ved feilbelastning, og eventuelt forhindre den naturlige utviklingen i henhold til Winters klassifisering. Romkes et al 2005 diskuterer AFO bruk med hensyn til muskelaktivitet. Målt med EMG reduseres tibialis anterior peak aktivitet ved fotsett med 36 % ved bruk av leddet AFO sammenlignet med barbeint hos barn med SU-CP. Siden noe av problematikken ved gange hos barn med SU-CP er mangel på samspill mellom prematur gastrocnemius kontraksjoner og svake og eller dysfunksjonelle tibialis anterior muskulatur, er det ikke heldig at styrken i muskulaturen blir

ytterligere redusert fordi ortosen tar seg av arbeidet muskelen skulle gjort. Konklusjonen til Romkes et al (2005) er at på tross av ytterligere redusert styrke ved gange med AFO er fordelene større. Gangen blir mer effektiv, det oppnås bedre kinematikk, kompensatorisk bevegelser og sekundære kompensatoriske mekanismer reduseres og ankel kontrakturer unngås. Det viser at spesifikk styrking av tibialis anterior er en viktig komponent i behandlingen.

For barn med diagnosen spastisk unilateral CP er hovedformålet et ønske om å korrigere fotlegg vinkelen i svingfasen for å unngå å snuble og for å oppnå bedre preposisjonering av foten og dermed hælisset. (Romkes et al 2001). Det er i hovedsak to typer ortoser som blir tilpasset barn med Spastisk Unilateral CP med GMFCS funksjonsnivå I og II. Den ene typen er *uten ledd*, uleddet AFO (fig 4). Ankelen til barnet står plantigrad (90 grader mellom legg og fot) inne i ortosen, eller eventuelt tilpasset bevegelsesinnskrenkningen i ankelen. Ortosen er stiv, og har ikke mer bevegelse enn det eventuelt er i materialet. Den andre typen, *leddet ortose*, leddet AFO (fig 3). Ankelen er også her i plantigrad inne i ortosen. Den tillater bevegelse i dorsalfleksjon, men ikke i plantarfleksjon. Hensikten med begge ortosetypene er å hindre plantarfleksjon i svingfasen for å få hælisset. Leddet AFO, som ved vår institusjon i hovedsak er tilpasset barn med gangmønster Winters (1987) klassifisering 1 og 2, tillater i tillegg dorsalfleksjon for å bedre andre rocker ved å tillate at leggen får bevege seg framover med hælen i bakken. Tredje rocker (fraspark) blir ikke godt nok ivaretatt med denne typen ortoser fordi plantarfleksjonen, bevegelsen av foten nedover, er hindret. (Desoovere et al 2006).



Figur 3 Leddet AFO med økt knefleksjon **Figur 4** Uleddet AFO med kneekstensjon
(Bilder fra 2 dimensjonal bevegelsesanalyse, Video Vector Analyse VVA)

Leddet AFO blir som oftest brukt til tilpassing av ortoser til barn med Winters (1987) gangklassifisering 1 og 2, mens uleddet AFO blir brukt ved tilpassing av ortoser til barn med gangfunksjon med Winters klassifisering 3 og 4. Det fordi en uleddet AFO i tillegg til å hjelpe til med å holde foten i svingfasen for å få hælsett også hjelper til med å strekke kneet i midt og sluttstandfasen. Leggen kan i denne ortosen ikke bevege seg fritt forover over foten. Siden overkroppen og dermed bekkenet beveger seg forover vil kneet strekkes så lenge hælen er i bakken.

Ortosen skal også hjelpe til med å skape bedre symmetri. Ved SU-CP blir det vanligvis tilpasset ankel-fot-ortose kun på den involverte siden med tanker om at ortosen er med på å skape den ønskede symmetrien. I studien til Desloovere et al (2006) og Van Gestel et al (2008), som begge er tilknyttet Katholieke Universiteit Leuven i Belgia blir det beskrevet at AFO blir tilpasset begge bein for å skape bedre symmetri. Schrag et al (1993) viste derimot bedring i kneekstensjon og økt effekt i frasparket på den ikke involverte siden ved bruk av uleddet AFO på den involverte siden.

For barn med gangmønster klassifisert som Winters 1 og 2 er det er ikke bare biomekaniske prinsipper som bestemmer hvilken ortosetype som blir tilpasset, men også geografiske. I England tilpasses for det meste uleddede AFO (Owen E. 2002). Thompson (2002) fra Irland, hvor alle barn med SU-CP fikk tilpasset uleddet AFO viser bedring i ekstensjonen i kneet.

Thompsen (2002) beskrev at bedringen var størst hos barn med Winters gangklassifisering 1. Det som følge av droppfoten i svingfasen gir økt knefleksjon ved fotisett. Resultatet hadde sannsynligvis blitt det samme med leddet-AFO fordi den ivaretar svingfasen på samme måte som uleddet-AFO. I Norge, USA (Gage 2004; Winters 1987), og Tyskland blir det for samme gruppe barna tilpasset leddede AFO for å bedre ivareta andre rocker. Resultatet fra oversiktsartikkelen til Neto et al (2012) viser at av de 7 artiklene som sammenligner disse ortosene går de fleste til fordel for leddede ortoser (Utvalg: 6 artikler cp-diplegi, 1 artikkel cp-hemiplegi).

De to ortosetyperne, leddet og uleddet AFO er laget av samme type plast (Co-polymer) men det tar lengre tid å produsere en leddet ortose, og den har et ledd som gjør den dyrere. Romkes et al (2005), som jobber i Sveits, beskriver forholdet mellom uleddet og leddet AFO tilpasset barn med SU-CP, Winters gang klassifisering 2, med at «Den mest utbredte ortosetyper er uleddet AFO. Effekten av designet kan optimaliseres ved å sette inn et ankelledd som gir mulighet for fri dorsalfleksjon» En av grunnene til at ankelledd ikke blir brukt kan være økonomi siden en ortose med ledd koster mer, både på grunn av prisen på leddene og lengre produksjonstid.

Narayanan et al (2012) beskriver hovedmålet for behandling av gående barn med CP (GMFCS I til III) er å bedre eller optimalisere gangen, med forventninger at dette vil bevare eller forbedre deres funksjon og gi dem mulighet til å øke deltagelse i fysiske aktiviteter, rekreasjon og sport. Målet med ortosetilpassingen er derfor ikke bare å bedre gangfunksjon, men også å øke deltagelse. ICF beskriver en persons deltagelse i samfunnslivet og innen livsarenaer som hjem, arbeid/skole, fritid. Det handler ikke bare om utførelse av aktiviteter, men hvor den utføres. Aktiviteten plasseres under deltagelse når det skjer i interaksjon med omgivelsene og ikke med en fysioterapeut i en avgrenset setting. Problemer her vil være relatert til hver enkelt person, ut fra hvilke gjøremål, funksjoner, roller osv. som er viktig for den enkelte. Begrensning eller tap av mulighet for deltagelse kan ha årsak i faktorer i omgivelsene og/eller pga funksjonsnedsettelse hos personen.

I henhold til Narayanan et al (2012) beskrivelse av hovedmålet for behandling av gående barn med CP, og ICF beskrivelse av deltagelse, er det lite litteratur som har sett på verdien av ortosebruk sett fra foreldre og bruker sin side. (Morris et al 2011)

Bortsett fra bedring ved gange rapporterte foreldre til barn med CP som brukte d-AFO at ortosebruk hjalp barna med å lære nye ferdigheter som å sykle, og andre fikk blant annet

bedre arm og håndfunksjon. Foreldrene beskrev også større selvhjulpenhet med ortoser, og bedre evne til å følge hastigheten til venner. (Næslund et al 2003)

Ut ifra disse beskrivelsene skal en ortose rekvireres for å oppnå behandlingsmål og følge biomekaniske prinsipper. Den skal beskytte en kroppsdel, forhindre deformitet, og eller bedre funksjon. Den skal også bedre eller optimalisere gangen for bedre funksjon og økt deltagelse.

2.4.4 Ortose funksjon

I følge Gage (2002) har ortoser to forskjellige hovedfunksjoner. Det ene er å forhindre feilstillinger og kontrakturer, og det andre er å bedre gangfunksjon. I denne oppgaven vil jeg se ikke ta for meg problematikken rundt feilstillinger og kontrakturer, men på forskning rundt bedret gangfunksjon. Kartlegging av barn med CP i Norge gjennom Cerebral Parese Oppfølgingsprogram (CPOP) viser at av 565 barn registrert i 2012, bruker 377 barn (60 %) ankel fot ortose (AFO) på dagen. Det rapporteres at 315 barn (84 %) har effekt av ortosebruk. 247 barn (52 %) rapporteres å bruke AFO for å forbedre funksjon. 50 % av barn med grovmotorikk funksjon på GMFCS nivå I og 67 % med GMFCS funksjonsnivå nivå II bruker AFO daglig. Rapporten har ikke delt inn i Spastisk Unilateral CP og Spastisk Bilateral CP (CPOP 2012). Målet med ortosebruk er heller ikke beskrevet, og det er uklart hva som blir regnet som effekt av ortosebruk. I følge Gage (2004) skal ortoser som ikke faller inn under kriteriene beskytte en kroppsdel, forhindre deformitet, og eller bedre funksjon, avvikles. I anbefalinger fra consensus konferansen fra Morris et al (2011) er det beskrevet at når barnet får rekvirert en ortose, er dialogen mellom barnet, familien, ortopediingeniøren, og andre medlemmer av teamet avgjørende når forventninger om bedret funksjon, og biomekaniske prinsipper skal jobber sammen for å oppnå behandlingsmålet.

Det fins forskjellige metoder for å måle om gangen blir mer effektiv med ortosebruk sammenlignet med barbeint. Oksygenopptaket ved gange bedres ved bruk av AFO sammenlignet med barbeint målt på barn med CP som har mindre funksjonsnedsettelse og barn med spastisk unilateral CP (Maltais et al 2000; Balaban et al 2007). Brehm et al (2008) fant at energikostnadene som beskrives som hastighet normalisert etter barnets størrelse og netto energikostnader målt ved oksygenopptak (NN-cost) ikke bedres med gange med AFO (PLS og uleddet AFO) for barn med spastisk unilateral CP sammenlignet med barbeint gange. For barn med større bevegelsesutfordringer ble det målt en bedring i NN-cost. At det ikke ble målt en forskjell i NN-cost har trolig sammenheng med målt redusert effekt i frasparket ved gange med AFO sammenlignet med barbeint for barn med spastisk unilateral CP (Desloovere

et al 2006) som ikke er vist i samme grad for barn med spastisk bilateral CP. For barn diagnostisert med spastisk bilateral-CP med GMFCS funksjonsnivå II og III viste Uzun et al (2013) at energikostnadene ble redusert med bruk av ortoser. I denne studien blir energikostnaden regnet med hjerterytme og ganghastighet (EEI). Ortosene som ble brukt i studien var en uleddet AFO, og en leddet AFO som ble sammenlignet med gange barbeint. Begge studiene viser at energikostnadene, med forskjellige måleenheter, bedres med ortose for barn med større gangutfordringer, men at barn med lettere gangavvik ikke får samme bedring i energiforbruk (Brehm et al 2008).

Bjornson et al (2006) gjorde en test barbeint og med d-AFO. Ortosen ble dekket til på en sån måte at tester ikke så om barnet var barbeint, eller brukte ortose. Gross Motor Function Measure (GMFM) 88 (Krabbe, reise seg opp, gå-løpe-hoppe) og GMFM 66 med og uten d-AFO ble observert og skåret. Det var signifikant bedring i alle måleenheter med d-AFO sammenlignet med barbeint. Bedringen var mer uttalt blant de minste barna som gikk uten tekniske hjelpemidler (krykker og rullator). Studien brukte ikke funksjonsnivå som måleparameter, dermed vet vi ikke om det var forskjell mellom barn med GMFCS funksjonsnivå I, II eller III.

Studier med tredimensjonal ganganalyse (3DBA) på flatt gulv, viser at gangavvikene til barn med CP blir redusert med ortoser sammenlignet med barbeint gange (Rogozinski et al 2009; Buckon et al 2001; Radtka et al 2004; Van Gestel et al 2008; Deloovere et al 2006; White et al 2002). I tillegg viser Buckon et al (2001) bedring i de grovmotoriske funksjonene og utførelsen av funksjonsoppgavene. White et al (2002) beskriver at forbedringen var størst for barn med spastisk unilateral CP, og barn med funksjonsnivå målt med GMFCS I og II. Fart og skrittlengde økte for barn med SU-CP. Studien Det var ingen forskjell mellom leddet og uleddet AFO. Bevegelsen i ledd (kinematikk) og kreftene som virket på leddene (kinetikk) viste forbedring i ankel, kne og hofte i sagittalplanet (fra siden), bekken og fotprogresjon i transversalplanet (sett ovenfra) (Rogozinski et al 2009; Radtka et al 2004; Van Gestel; et al 2008, Desloovere et al 2006).

Når det gjelder studier som sammenligner AFO modeller kan de deles opp i to grupper. Studier som beskriver to eller flere forskjellige ortosetyper til samme barn (Romkes et al 2002; Desloovere et al 2006; Buckon et al 2001; Thomas et al 2001; Brunner et al 1998; Radtka et al 2004), og studier som sammenligner ortosetyper hvor hver barn får tilpasset en

av ortosetypene (Van Gestel et al 2007; White et al 2002; Uckun et al 2013; Buckon et al 2004).

Buckon et al (2001) sammenligner tre typer ortoser for barn med Spastisk Unilateral CP, uleddet AFO, leddet AFO og posterior leaf-spring (PLS). Winters gangklassifisering er ikke beskrevet, med siden gjennomsnitt ankel dorsalfleksjon med rett kne er 5 grader og bøyd kne 12 grader betyr det at de fleste trolig er klassifisert med gangmønstre i gruppe 1 og 2. Hver ortose ble brukt i 3 mnd før DBA-måling ble utført. Gange med alle tre ortosetypene viste bedret vinkel i ankelen ved fotisett sammenlignet med barbeint. Den leddede ortosen viste økt maksimum dorsalfleksjon i standfasen (andre rocker), men den førte til økt knefleksjon i midtstandfasen sammenlignet med barbeint kun hos et av barna. Funksjonsmåleenhetene GMFM, GMPM og PEDI viste ingen forskjell mellom de tre ortosetypene, men alle ortosene viste bedring i forhold til barbeint. Desloovere et al (2006) sammenlignet også gange med tre typer ortoser, tilpasset samme barn, PLS og Dual Carbon Fiber Spring AFO (CFO), med barbeint og bare sko. PLS har noe bevegelse i ankelen på grunn av utformingen av plasten bak ved ankene, mens CFO har to plastdeler, en på leggen og fotstykket, med en karbon kompositt fjær mellom de to delene. Desloovere et al (2006) påpeker at det mangler studier som sammenligner forskjellige typer ortoser med samme behandlingsmål, og at det ville være meningsfylt å sammenligne forskjellige ortoser med samme henvisningsgrunnlag til en homogen gruppe ortosebrukere. Studien viste at begge ortosene bedret gangen, men at CFO gav et signifikant større bevegelsesutslag (ROM) i ankelen, og et bedre fraspark. Ved barfot gange var det økt knefleksjon ved fotisett sammenlignet med referansematerialet. Det bedret seg ved gange med PLS, men ikke med CFO. Det gir et dårligere utgangspunkt for første rocker i ankelen når kneet er bøyd, og leggen dermed er vinklet forover. I midtstandfasen var det lett hyperekstensjon med PLS, men ikke med CFO. Winters gangklassifisering av Spastisk Unilateral CP beskriver at utviklingen går fra plantarfleksjon i ankelen mot økt fleksjon i kne og hofter. Lett økt hyperekstensjon i kneet kan være et tegn på økt plantarfleksjon i ankelen, og kan utvikle seg til knefleksjon når plantarfleksjonen øker ytterligere (Winters 1987). Ved Spastisk Unilateral CP viser Lofterød et al (2008) at ved å bedre innskrenket passiv ankelbevegelse ved forlengelse av trisepsurae forbedres sekundære bevegelsesavvik i knær, hofter og bekken. Det viser at når ankelen kommer i riktig stilling gjennom hele gangsyklusen (fra fotisett til samme fots fotisett) forbedres sekundære gangavvik. I studien til Radtka et al (2004) hvor leddet AFO og uleddet AFO, tilpasset samme barn, ble det beskrevet at leddet AFO var å foretrekke framfor uleddet AFO på grunn av den

økte dorsalfleksjonen i ankelen i sluttstandfasen (tredje rocker) med leddet AFO. Forfatterne har ikke diskutert at den økte dorsalfleksjonen kan gi økt fleksjon i kneet, og dermed ikke gi tøynings-effekt på gastrocnemius som er en toleddsmuskel som har effekt både på ankel og kne, og dermed er avhengig av rett kne for å bli tøyd. På den annen side fikk Buckon et al (2001), som tilpasset de to ortosemodellene til forskjellige barn, resultater fra sin studie som indikerte at knestrekken ikke forandres med uleddet ortose (som kan ha sammenheng med materialsvikt Bowers (2008)). Radtka et al (2004) har heller ikke tatt med i diskusjonen den naturlige utviklingen av gangfunksjonen til Spastisk Unilateral CP, fra droppfoot i svingfasen til kontrakturer i ankel, kne og hofta i sagittalplanet, som er beskrevet av Winters (1987). Ved sammenligning av to modeller av AFO, leddet og uleddet, tilpasset samme barn, var gangparametrene likere til referansematerialet ved gange med leddet AFO sammenlignet med uleddet AFO Brunner et al (1998).

Van Gestel et al (2007) sammenligner ved hjelp av 3DBA tre ortosemodeller i en retrospektiv studie hvor hvert barn kun blir målt med en type ortose. De tre ortosene blir beskrevet som Posterior Leaf Spring ortose (PLS) (plast på baksiden av leggen, smal bak ved ankel), Dual Carbon Fiber Spring AFO (CFO) (karbonfjær ortose), og Orteams (plast på baksiden av leggen, men bred ved ankelen). Best effekt i fraspark ble Dual Carbon Fiber Spring AFO (CFO). Bedringen i hoftebevegelsen og gangparametrene, hastighet og skrittlengde, var også mer uttalt med CFO, mens PLS ortosen gav best første rocker (Bevegelsen fra hælsett til hele foten er i bakken). KiddieGAIT ortosen (KG), som blir beskrevet senere, og som er en del av denne studien, er i teorien en lettere utgave av karbon fjær ortosen (CFO), men med et mykere hælparti som i prinsippet gir bedre bevegelsesutslag i første rocker som PLS. DAFO ortosen, som også er en del av denne studien, er mer lik Orteams ortosen. Konklusjonen støtter derfor opp om at KG ortosen kan gi bedre første rocker og et mer effekt i frasparket enn DAFO.

Thomas et al (2001) så på trappegangen til barn med SU-CP. Barna ble målt med DBA barbeint og med tre forskjellige ortoser opp og ned trapp (PLS, leddet-AFO og uleddet-AFO), og foreldrene ble intervjuet om barnas mulighet for trappegange. Studien indikerte at bruk av AFO hadde positiv innvirkning på trappegange. Fotkontakten bedres, og foreldrene rapporterte om høyere andel av barn som kunne følge venners hastighet med bruk av ortose. En forskjell som ble målt var fleksjonen i hoften. Med PLS var fleksjonen i svingfasen økt sammenlignet med u-leddet AFO. Lofterød et al (2008) viste at økt fleksjon i hoften i svingfasen er en kompensatorisk bevegelse ved spissfoot, og har sammenheng med lett økt

plantarfleksjon i ankelen samtidig i gangsyklusen. Thomas et al (2001) antyder at valg av ortose type bør gjøres ved gange, ikke ved trappegange siden forskjellene mellom ortosetyperne var minimale.

For barna som går med AFO må ortosen og skoen sees på som et system. Når barna får tilpasset en ortose, er det nødvendig med sko som passer utenpå ortosen, og til den andre foten. Ofte får barna sko i forskjellige størrelser, eller spesialsydde sko. Ortosen har en funksjon. Skoen må derfor hjelpe til med å optimalisere funksjonen, og ikke jobbe mot den. En ikke egnet sko kan i noen tilfeller opphøre effekten oppnådd med ortosen. Cook et al (1976) beskrev hvordan tyngdelinjen forandret angrepspunkt på foten ved forskjellige hæl høyder på skoen ved bruk av AFO. Det viser at hæl høyden er viktig, og at når ortosen er laget til en spesiell hæl høyde, må sko som barnet får senere ha samme hæl høyden. Utformingen av sålen på skoen under forfot er spesielt viktig hvis funksjonen av ortosen er å hjelpe til med knestrekk. Da må skoen være flat under hele veien fram, eventuelt med en avrulling ved tærne, for å få optimal knestrekk. For å bedre første rocker (fra hælsett til foten er i bakken) ved en uleddet, stiv ortose, bør hælen på skoen avrundes (Owen 2004). Et problem foreldrene til barn som bruker ortoser påpeker, er skoene som tilpasses ortosen (Naslund et al 2003). Skoene blir beskrevet som store og hemmende for de minste barna og ikke spesielt moderne for de litt større barna.

Når en AFO blir tilpasset er det ikke bare vinkelen i ortosen og netto hæl høyde (hæl høyde minus høyden av sålen) som bestemmer den beste ortosetilpassingen. Ortosen er laget i plantigrad eller med optimal vinkel ved kontrakturer i ankelen. Vinkelen mellom gulv og legg kan derimot variere. Van Gestel et al. (2007) forklarer økt ekstensjonsmoment i knær med AFO med at ortosene burde vært bedre fininnstilt. Viktigheten av å fin-innstille (tune) gulv til legg vinkelen i ortosen til barn med CP som har hyperekstensjon i kneet i standfasen, beskrives av Jagadamma et al 2009. Ved Winters klassifisering av funksjonen ved SU-CP, er det gruppe 2 a, hyperekstensjon i kneet og spissfot. Jagadamma et al (2009) fant en bedring i hyperekstensjonen ved å forandre vinkelen mellom gulv og legg fra ca 5 gr til ca 10 gr som er den samme vinkelen som Hylton (2002) beskriver som optimal både ved økt ekstensjon og økt fleksjon i knær. En vinkel på 10 gr mellom gulv og legg fører ofte til økt knefleksjon ved fotsett og i støtdempingsfasen. Hvilken langtids effekt denne økte vinkelen får med hensyn av utviklingen fra Winters gangklassifisering fra 2 mot 3, og hva som kan gjøres for å bedre det er ubesvart (Jagadamma et al 2009). I Norge har det de siste årene vært mer fokus på

viktigheten av en optimal ortose-sko innstilling. Det gjelder både vinkelen av ankelen i ortosen, og vinkelen mellom leggen og gulvet for å få optimal forhold i ankler, knær og hofter. Flere ortopediske verksteder har de siste årene fått installert et spesielt film og kraftplate system som projiserer gulvreaksjonskraften rett på en video av barnet som går, for å stille inn vinkelen mellom legg og gulv riktig (2-dimensjonal bevegelsesanalyse), og dermed kvalitetssikre tilpassingen av ortose og sko. De fleste klinikere har ikke tilgang på 2-dimensjonale eller 3-dimensjonale ganganalyse laboratorier, og det vil også medføre ekstra kostnader og tid til tilpassing og fin innstilling av ortosene. Det er ikke alle ortoser som kan fininnstilles på denne måten. Leddede AFO og ortosene til barn med mer enn 10 grader knekontraktur er ifølge Owen (2002) ortoser som ikke egner seg. Eddison et al (2012) konkluderer i sin oversiktsartikkel at det er hevet over enhver tvil at fin-innstilling av AFO-sko-kombinasjonen bedrer effektiviteten, men at det mangler forskning på feltet.

Review studiene til Morris et al (2011) og Ridgwell et al (2010) beskriver forskning på ortosetilpassing til barn med CP som ujevn. Begge studiene etterlyser mer transparente studier som er så godt beskrevet at de kan repeteres og dermed brukes til videre forskning. I halvparten av studiene som var med i studien til Ridgwell et al (2010) var ortosedetaljene (spesiellaget kontra prefabrikkert, produksjonsmessig utforming, vinkler i ortosen og ortosefunksjonen, leddet kontra uleddet, osv) ikke beskrevet. Brehm et al (2008) beskriver at manglene i ortosedetaljene er en seriøs mangel ved studien som er gjort retrospektivt og omhandler effekten av AFO på gangeffektivitet og gange hos barn med CP. Studien konkluderte med, selv om type AFO ikke var beskrevet, at energikostnader ikke endres for barn med Spastisk Unilateral CP ved barbeint gange og gange med AFO.

2.4.5 Kompensatoriske bevegelser

Når musklene i leggen er affisert tilkommer det som oftest kompensatoriske bevegelser i andre ledd og kroppsdelar. Knebevegelsen blir diskutert sammen med ankel siden knebevegelsen nødvendigvis ikke er kompensatorisk på grunn av at gastroknemius er en toleddsmuskel som er festet på låret og hælen så kne og ankelbevegelsen påvirker hverandre ved forkortning og spastisitet. Hoftefleksjonen ved fotisett er ofte økt ved både ved barbeint gange og ved bruk av AFO hos barn med spastisk unilateral CP (Romkes et al 2001; Desloovere et al 2006; Brunner R. et al 1998). Desloovere et al (2006) og Brunner et al (1998) fant at hoftefleksjonen ved fotisett økte ytterligere med AFO noe som Desloovere et al (2006) forklarer det med at barnet får økt skrittlengde ved gange med AFO sammenlignet med

barbeint. Van Gestel et al (2007) beskriver økt bevegelse i hofter med ortoser sammenlignet med barbeint, det er ikke spesifikt beskrevet om det er økt fleksjon ved fotisett. Det er også funnet ved økt hoftefleksjon i svingfasen ved gange oppover trapp og økt hofteekstensjon nedover ved bruk av PLS sammenlignet med u-leddet og leddet AFO og barbeint. (Thomas et al 2001)

I bekkenet er det observert endringer både i sagittalplanet og transversalplanet.

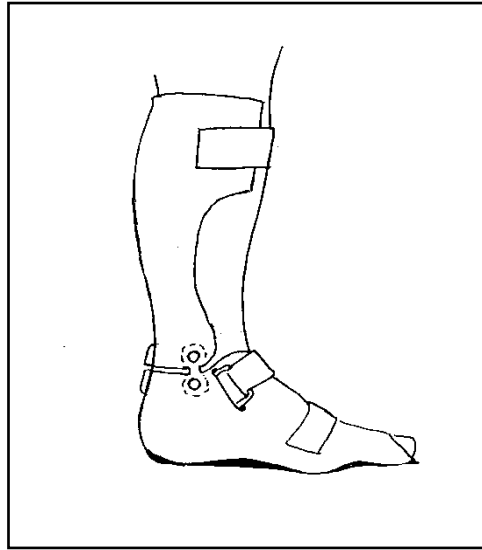
Barn med SU-CP hadde ved barbeint gange økt bevegelse av bekkenet i sagittalplanet sammenlignet med referansematerialet og bevegelsen økte ytterligere ved gange med ortose. (Deslovere et al 2006) Økt bevegelsen av bekkenet i sagittalplanet beskrives som en kompensatorisk bevegelse for å hjelpe til med framdriften.

I transversalplanet ligger den involverte siden av bekken retrahert (bak), kompensatorisk til det blir den ikke involverte bekkenhalvdelen foran. Det har sammenheng med at det «sterkeste» beinet, lederbeinet, er foran. Det henger sammen med at når fotisettet er med forfot på den involverte siden og ikke med hæl, så må kneet flekteres, og bekkenet trekkes bakover. Som følge av rotasjonsavvik i bekkenet kompenseres dette som oftest med dynamisk innadrotasjon på den involverte siden. Når bekkenrotasjonen bedres med ortose, bedres også hofterotasjonen, og kan dermed hindre permanente kontrakturer i hoften og utvikling fra Winters klassifisering fra 1 mot 4 (Winters 1987).

Ved gange med u-leddet AFO viser Schrag et al (1993) at det ikke involverte kneet fikk redusert ROM, og at knevinkelen ved fotavvikling var mer ekstender. Gulvreaksjonskraften økte ved fotavvikling som gir mer effekt i frasparket. Det kan ha sammenheng med høyere ganghastighet med ortoser som ikke var diskutert.

2.4.6 Dynamisk Ankel Fot Ortose (DAFO)

Også beskrevet som leddet DAFO



Figur 5 DAFO ortose

Den mest brukte ortosen til barn med CP i Norge er Dynamisk Ankel Fot Ortose (DAFO) (fig 5). Ved vår institusjon har det til nå vært mest vanlig å tilpasse DAFO med ankelledd for barn med SU-CP klassifisert med Winters gangklassifisering 1 og 2. Nancy Hilton beskrev i 1990 for første gang den dynamiske ankel fotortosen som en fleksibel ortose som har til mål å være spasmedempende og gi bedre proprioseptisk tilbakemelding. Ortosen var i utgangspunktet en supramalleolær (en ortose som går over ankelleddet) laget av et tynt plastmateriale som stabiliserte subtalarleddet og mellomfotens fotbuer, både den mediale og laterale. Med proprioseptisk tilbakemelding mente Hylton at barna bedre føler hvor foten er i rommet. Den er ment å gi bedre midtlinjestabilitet, og ha større bevegelsesfrihet enn andre ortoser som går høyere opp på leggen (Rumkes et al 2001). Ortosen er laget i termoplast etter et gipsavstøp tatt av beinet til barnet. På grunn av det fleksible materialet som blir brukt i fremstillingen av ortosen kan plasten gå helt over fotryggen. Den tette tilpassingen over foten sammen med løft bak de midtre tåballene vil gi bedre proprioseptisk tilbakemelding. Spastisiteten blir i prinsippet brutt med stillingen i ankelen og ved å løfte tå 2-5, og vil endre de biomekaniske forholdene. Motoriske ferdigheter bedres når postural sikkerhet og bevegelsesstabilitet er til stede (Hylton 1990). Den opprinnelige modellen til Hylton (1989) gikk ikke opp på leggen, men ble avsluttet over ankene (d-AFO). Romkes et al (2001) sammenlignet den opprinnelige d-AFO med en leddet AFO, som viste at gangparametrene bedres med begge typer ortoser, men at ankelbevegelsen ikke ble godt nok ivaretatt med d-AFO. Den spasmedempende

effekten i delen under foten med pelotten for bedre proprioseptisk tilbakemelding og løftet av laterale tær klart ikke å bryte spasmen i gastrocnemius nok til å ivareta bevegelsen i svingfasen for å få hælisset. Lui et al (2013) viste at gange med d-AFO bedret dorsalfleksjonen i midtfoten i svingfasen, noe som igjen gir et bedre dorsalløft. Den leddede DAFO ortosen som har et utbredt bruk i Norge, og er beskrevet i denne studien kan sees på som en ortose hvor prinsippene til begge ortosene, d-AFO og leddet AFO, som er sammenlignet i studien til Romkes et al (2001) blir ivaretatt. Den har fotplaten med de spasmedepende prinsippene fra Hylton (1990), og i tillegg går opp på leggen for å holde dorsalfleksjonen i svingfasen og få hælisset. Studien viste ingen forskjell i gangparametrene (fart, skrittlengde, lengde av standfasen) mellom d-AFO og leddet AFO, men at gangparametrene bedret seg signifikant sammenlignet med barfot gange. Studien viste også en signifikant økt knefleksjon ved fotsett ved alle tre målesituasjoner sammenlignet med referansematerialet, høyest ved barfottgange og noe bedret med de to ortosetyperne. Maksimum kneekstensjonen i standfasen var også redusert i alle målesituasjoner sammenlignet med referansematerialet materialet. Det viser at en ortose med en bedre knestrekkende effekt kunne vært tilpasset. Romkes et al (2001) viste i sin studie av d-AFO og leddet AFO at det var et tidlig dorsalflekterende moment i alle målesituasjoner. Uansett om barna gikk barbeint eller med ortose fikk de tidlig vekten over på forfoten. Selv om de fikk hælisset, var de biomekaniske prinsipper ikke ivaretatt siden alle målingene viste økt knefleksjon. Ortosen burde ha ivaretatt kneekstensjonen i standfasen bedre. Winter i sin beskrivelse av gangmønster i SU-CP viser til at utviklingen går fra droppfot i svingfasen mot plantarfleksjon i ankel, fleksjon i kne og hofta og innadrotasjon av hofta.

I utgangspunktet var d-AFO tenkt til bruk ved trening med fysioterapeut, men prinsippene har blitt videreført til ortoser som blir brukt ved daglig aktivitet. Modellen som blir benyttet i denne studien har samme fotstykke som modellen til Hylton (1990), og går høyere opp på leggen. Ortosen har ankelledd som stopper plantarfleksjon, men har fri dorsalfleksjon. Funksjonen til ortosen er å hjelpe til med å løfte droppfoten i svingfasen for å få hælisset, forhindre forkortning av leggmuskulaturen, forhindre utvikling av deformiteter i foten, redusere spastisitet og øke stabilitet i standfasen. Selv om klinisk erfaring støtter teorien til Hylton (1990) med mange positive effekter som bedret balanse og koordinerte bevegelser og mer normalisert muskel tonus, økt leddbevegelighet og mer fleksibilitet, bedre utvikling av strukturene i føttene, og i tillegg bedret håndfunksjon, har dette ikke blitt vist i noen studier. (Naslund et al 2003)

DAFO ortosen er som beskrevet laget i et plastmateriale som omslutter hele foten. Det største problemet med denne typen ortose i dagliglivet, er i følge foreldrene til barna, temperatur. Når det er varmt svetter barna og strømpene må byttes mange ganger om dagen, og når det er kaldt holder plasten på kulden. (Naslund et al 2003)

2.4.7 KiddieGAIT ortose (KG)



Figur 6a KG ortose



Figur 6b KG ortose med polstring og plassert i sko

Det siste året har det blitt mer utbredt å bruke en ny type AFO, KiddieGAIT (KG) (fig 6a og b) til enkelte barn med CP. Ortosen er en ferdigprodusert, lett karbonkompositt AFO som kombineres med forskjellige typer fotdel. Produsenten beskriver fordelene av gange med KG som at det myke hælpartiet gir forutsetninger for et mykt hælsett og første rocker, at den har en funksjonell hæl til tå gange (andre rocker), at den fremre støtten på leggen øker forutsetningene til forbedret proprioseptisk tilbakemelding som øker stabilitet, og gjør det lettere å korrigere for ekstensjon og fleksjon i kneet, og at den graderte fjæringen i fotbladet hjelper til med frasparket (tredje rocker). I tillegg til fordeler ved gange er det beskrevet at den har lav vekt, og har en smidig og åpen konstruksjon. KG ortosen, siden den er prefabrikkert, er rask å tilpasse, og kan levers samme dag. Jeg har ikke funnet studier hvor bruk av KG ortosen for barn med CP er dokumentert. Derimot er det påvist at slagpasienter som bruker voksenmodellen, Toe-off, får økt hastighet og redusert energibruk. (Danielsen et al 2004) Karbon kompositt kan både være stivt og fleksibelt og kan ha egenskaper som et fjærsystem.

Bartonek et al (2005) viste at ortoser med karbon bak på leggen til under foten gav mer effekt i frasparket for barn med ryggmargsbrokk. Det samme viste Desloovere et al (2006) i en studie av barn med SU-CP hvor karbonfjæren var støp inn bak på leggen.

Som følge av konstruksjonen med støtte på forsiden av leggen vil i prinsippet KG-ortosen hjelpe til med å få bedre ekstensjon i kneet i midt og slutt standfasen som kan hindre forkortning av hamstringmuskulaturer og bedre forholdene for tøyning av gastrocnemius, og dermed ha noe av den samme funksjonen som en uleddet DAFO. KG kan også tenkes å være en lett variant av gulvreaksjonsortosen (GRAFO) som brukes ved økt knebøy som er beskrevet av Gage (2004). Barn med Spastisk Unilateral CP med gangfunksjon på nivå 1 eller 2 etter Winters klassifisering står også i fare for å utvikle økt knebøy og kontraktur. Rogozinski et al (2009) viser at kneekstensjonen i standfasen bedres ved bruk av GRAFO når kontrakturen i kneet er mindre enn 15 grader.

De to ortosemodellene er både funksjonelt og utseendemessig forskjellige. Min kliniske erfaring er at KG er en mer dynamisk ortose som i prinsippet vil gi bedre bevegelse fra hælsett til hele foten er i bakken (første rocker). Når ortosen tillater noe plantarfleksjon vil dermed fotvinkelen (vinkelen foten peker i forhold til gangretning) bedres siden foten i prinsippet kommer fortere i bakken. Samtidig vil kneet holdes strakt. På grunn av at KG er en karbon kompositt ortose som er mer dynamisk vil den også trolig gi et bedre fraspark ved fotavvikling. En annen forskjell i konstruksjonen av ortosene, er at DAFO har plastmaterialet på baksiden av leggen og åpning foran, mens KG har karbon materialet på forsiden av leggen med åpning bak. KG ortosen kan derfor i tillegg hjelpe til med knestrek i standfasen for de av barna som har stram / spastisk gastrocnemius muskulatur, stram / spastisk hamstringmuskulatur, eller redusert kneekstensjons styrke. Det hindre også økt dorsalfleksjon i standfasen, spesielt i sluttstandfasen) (Rogozinski et al 2009; Owen 2002). DAFO ortosen har i prinsippet ingen bevegelse av foten nedover fordi den er laget i plantigrad stilling. KG ortosen er derimot konstruert i et materiale som gir fleksibilitet ved fotsett som i prinsippet bør medføre at foten kommer fortere i bakken. Det vil gi en bedre 1. rocker (Perry 1992). Når det tar lengre tid før foten kommer i bakken etter fotsett (DAFO), øker den innadroterte fotprogresjonen.

2.5. Tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA)

Den moderne måten å tenke ganganalyse begynte etter den andre verdenskrig med et stort antall soldater med underekremitetsskader som trengte proteser og ortoser. Blant flere som engasjerte seg i å gi bedre medisinsk behandling og sette behandlingsmål ved å analysere gangen var dr Verne Thompson Inman. Professor Howard D. Ebenhart som var ingeniør, ble amputeret og tok kontakt med dr Inman fordi han så at protestilpassingen ikke var basert på studier. Sammen innebefattet de teorier fra mekanikk inn i kliniske problemstillinger, og utviklet teorier rundt biomekanikk og gangmønster (Sutherland et al. 1980).

For å beskrive menneskekroppen og bevegelse blir det gjort i tre plan. Fra siden (sagittalplan), forfra (frontalplan) og ovenifra (transversalplan). Ved 3DBA blir kroppen delt inn i segmenter. Bekkenet er et segment, lårene, leggene og føttene er hvert sitt segment som beskrevet av Sutherland et al (1980). Før selve målingen utføres festes refleksmarkører på definerte punkter på skjelettet som palperes frem på huden.

Det er vanlig å bruke Helen Hayse markørplassing (Davis et al 1991) som er utgangspunktet for Nordisk protokoll for markørplassering (2010). Det tillater at markørene blir plassert likt på alle som blir målt. Tre markører blir plassert på hvert segment som lager et plan. Ved hjelp av et bestemt program blir markørenes tredimensjonale plassering i rommet registrert ved at flere infrarøde kameraer oppfatter markøren samtidig. Markørenes plassering ligger til grunn for matematisk beregninger av kroppssegmentenes orientering i rommet og vinklene mellom dem, dvs leddvinklene. Dette beskriver som kinematikk. Markørplasseringsdata er også opphavet til temporale gangparametre som ganghastighet, skrittlengde, gangsykluslengde og skrittfrekvens. Kinematikk blir målt fra siden (sagittalplan), forfra/bakfra (frontalplan) og ovenfra/nedenfra (transversalplan). Variasjonen ligger innenfor 2 til 5 gr i de fleste variable som regnes som klinisk akseptabelt (McGinley et al., 2009) Informasjonen fra de kinematiske dataene fra de infrarøde kameraene blir kombinert med informasjonen fra kraftplatene og gir kinetikk. Det viser krefter og momenter som virker på kroppen ved gange. Sammen gir det også gangparametre som ganghastighet, skrittfrekvens og skrittlengde.

Midt i gangbanen er det støpt inn 1, 2 eller 3 kraftplater som måler gulvreaksjonskraften mellom måleobjektets fot og gulvet. Den måles i alle retninger og i alle plan. Punktet mellom fot og plate er center of pressure. Dataene kan eksamineres direkte, eller bli brukt til å regne

ut kreftene som påvirker leddene i underekstremitetene. (Perry 1992) Dette beskrives som kinetikk

Ved klinisk 3DBA blir barnet instruert til å gå med selvvalgt hastighet på den ca 10 m lange oppmålte gangstrekning. For å få en god måling må kun en fot treffe hver kraftplate, og hver gangsekvens ha minst 3 gangsykluser fra hver side.

Tredimensjonal databasert ganganalyse er nå generelt akseptert i utredning og behandling av barn med Spastisk Cerebral Parese, og regnes som den mest objektive måten å beskrive på . Den gir oss anledning til å gi spesifikk beskrivelse av bevegelse i hvert ledd og identifiserer musklene som er opphavet til det patologiske mønsteret, og er dermed en hjelp til å bestemme eller modifisere behandlingen (Davis i Gage 2004). Ved forskning for å optimalisere de biomekaniske prinsipper ved ortosetilpassing til barn med CP bør 3DBA brukes. Hovedmålet for den optimale ortosetilpassingen uansett om den er med 3DBA eller ikke, skal hele tiden være å bedre barnets funksjon i hverdagen i deres vanlige omgivelser.(Morris et al 2009) Helsedirektoratets handlingsplan for Habilitering av barn og unge, peker spesielt på nytten av at gangfunksjonen kan måles med 3DBA for å vurdere gangmønsteret som danner grunnlaget for beslutninger om videre behandlingsopplegg enten det gjelder trening, spasmedempende behandling eller ortopediske inngrep, og vurdering av effekten av tiltakene som blir satt inn. Det pekes på at denne type medisinsk-faglig teknologi gir bedre innsikt men er resurskrevende. I Norge er det tre bevegelses laboratorier som server hele landet og skal dekke hele populasjonen av gående barn med bevegelses utfordringer.

2.6. Brukermedvirkning

Brukermedvirkning er en forutsetning i alt arbeid med habilitering. Tilpasset informasjon skal gjøre barna i stand til å styrke sine vanskelighetsområder og mestre sin funksjonsnedsettelse, for dermed å bli aktive i egen habiliteringsprosess. (Habilitering av barn og unge 2009) Bruk av ortose er for mange barn med CP en inngripen i hverdagen. Innflytelse på ortosebruk er ikke bare å bestemme fargen på ortosen. Minst like viktig er medbestemmelse med hensyn til når den skal brukes. Barna kan for eksempel velge aktiviteter og tider på dagen den skal brukes. Mange barn vet når ortosen føles riktig å bruke, og det er derfor viktig å høre etter hva de sier for å oppnå optimal bruk. En plan kan settes opp i samarbeid med profesjonsarbeiderene med god kunnskap. Barn har kunnskap og ofte ideer rundt hva som fungerer best for dem. Brukermedvirkning er en lovfestet rettighet, og er dermed ikke noe

tjenesteapparatet kan velge å forholde seg til eller ikke. Det er også et virkemiddel på flere nivå. Blant annet kan brukermedvirkning bidra til økt treffsikkerhet i forhold til utformingen og gjennomføringen av både generelle og individuelle tilbud, og respektert i kraft av sin grunnleggende verdighet. Den har en åpenbar egenverdi i at mennesker som søker hjelp, på linje med andre, gjerne vil styre over viktige deler av eget liv, motta hjelp på egne premisser og bli sett.

Franklin et al (2009) beskriver at barn med funksjonshemninger og foreldre ser en positiv effekt av barns følelse av å bli hørt og tatt på alvor, men at det fortsatt er mye som må gjøres før barn med funksjonsnedsettelse er mer deltagende i beslutningsprosessen som gjelder egen behandling. Faktorer som spiller negativt inn er blant annet mangel på økonomi, tid og kunnskap blant behandlere. Større grad av funksjonsnedsettelse var også en faktor som spilte negativt inn på deltagelse i beslutningsprosessen. Som positive faktorer ble det fremhevet viktigheten av å dele kunnskap og å utvikle og utvide partnerskapsmodellen hvor barn, foreldre og behandler er partner på likeverdig nivå. Barna som deltok i bestemmelsesprosessen følte det som en veldig positiv opplevelse. De følte at de ble hørt og blitt mer verdifulle, fikk økt selvtillit og ny kunnskap. Men få avgjørelser fikk betydning for service tilbudet, barn har også gitt uttrykk for at de ikke har noe å si i en bestemmelsesprosess (Franklin et al 2009; Young et al 2006). Barns kompetanse i beslutningsprosessen i helse spørsmål ser ut til å være mer avhengig av foreldres og helsepersonells holdninger enn deres egen kompetanse Mårtenson et al (2007). Det støttes av Miller et al (2009) som sier at barn og unge ønsker foreldrenes innputt i helse spørsmål, og er ofte influert av foreldrene meninger.

I studien til Young et al (2006) ga barna uttrykk for at de ikke hadde noe å si i bestemmelsesprosessen, at det var fysioterapeuten som bestemte. Det eneste innputtet de hadde var tidspunktet for trening, og at hvis de uttrykte smerte eller var trøtte ble de hørt. Eller som et barn sa: ”I don,t know what I’m about, I leave it all up to the physio” De fleste foreldrene beskrev at barna aldri hadde vært med i beslutningsprosessen og at ingen av barna som selv foreslo mål for behandling, det var ledet av voksne. (Franklin et al 2009)

Resultatet av at barn ikke får være med i beslutningsprosessen på et nivå som er tilpasset deres alder og modenhet er at de blir frastjålet muligheter og ekskludert. Det kan føre til frykt hos barnet og minske dets velbefinnende (Alderson 1993). En utbredt problematikk er paternalisme hvor helsearbeiderne istedenfor å spørre om barnas mening tror de vet hva som

er best for dem. Paternalisme betyr i denne sammenhengen å ta vare på en person uten personens samtykke til å bli tatt vare på (Beauchamp et al 2001) Innføring av brukermedvirkning i helsetjenesten ”har ført til at forholdet mellom tjenesteyter og pasient i større grad er basert på samarbeid, medbestemmelse og medansvar” (Fra stykkevis til helt, NOU 2005). Barns mening og medbestemmelse når det gjelder ortosen de bruker daglig er ikke kartlagt.

2.6.1. Kartlegging av barns erfaringer

En måte å få frem barns erfaringer er ved å benytte et spørreskjema. Når spørreskjema til barn blir utformet er det viktig at spørsmålene er enkle, problemstillingen relevant, ikke spørre spørsmål som er negative, og prøve å unngå at barna svarer for positivt (Bell 2007). Bell beskriver nedre grense for å kunne svare på et spørreskjema til 7 år. Jeg kommer allikevel til å ta med barn ned til 5 år i henhold til Franklin et al (2009)

For å få svar på spørsmålene i spørreskjemaet av god kvalitet må svarene være valide, repeterbare, og få eller ingen av spørsmålene må ikke være besvart (Bell 2007).

2.7. Forskerspørsmål

Målet med studien er ved hjelp av 3DBA å se på om det er forskjeller i gangparametre, ankel og knebevegelse i standfasen, fotvinkel i midt og sluttstandfasen, og effekten i fraspark i ankler, ved bruk av de to typer ankel fot ortoser (AFO). Jeg vil også utforske barnas opplevelse av bruk av ortosene. Det jeg vil undersøke er om det er forskjeller ved bruk av KiddieGAIT ortose (KG) og Dynamisk Ankel Fot Ortose (DAFO) for et utvalg av barn med Spastisk Unilateral CP, GMFCS I og II, og med Winters klassifisering 1 og 2, i funksjon og barnas oppfatning av ortosene.

Basert på litteratur gjennomgangen er spørsmålene jeg vil prøve å komme nærmere inn på er:

- 1 Hvordan påvirkes de basale gangparametrene (hastighet, skrittlengde, standfase) ved bruk av ortosene
- 2 Hvordan påvirkes ankel 1. rocker ved bruk av ortosene?
- 3 Hvordan påvirkes knefleksjonen i støtdempingsfasen, 1. rocker, og knestrekken i standfasen, 2. rocker, ved bruk av ortosene?
- 4 Hvordan påvirkes forprogresjonen ved begynnelsen av 2. rocker ved bruk av ortosene?
- 5 Hvordan påvirkes effekten i frasparket, 3. rocker, ved bruk av ortosene
- 6 Hvilke erfaringer har barna med bruk av de to ortosene.
- 7 Er det en sammenheng mellom barnas opplevelse av ortosene og funn ved 3DBA?

3. Metode

Studien er godkjent av personvernombudet ved Oslo Universitetssykehus (vedlegg 1).

3.1 Design

Dette er en kvantitativ, empirisk studie. Det er en pilotstudie med et forskningsformål. Bakgrunnen for valget av oppgaven ligger i personlig og praktisk kunnskap på området. Det har et utgangsspørsmål i et forskningsformål for studenter og andre som er i en tidlig fase av forskningsarbeidet, som et eksplorerende arbeid på et lite utforsket område (Befring 2010). Med kun 5 barn i studien vil ikke resultatene gi et sikkert svar for hele populasjonen (alle barn med Spastisk Unilateral CP), men gi indikasjon på ortosefunksjonen og hva barna mener om ortosene, for dermed å gi et grunnlag for videre forskning

3.2 Utvalg

Utvalget som blir med prosjektet er alle ortosebrukere som får tilpasset ny ortose omtrent hver 6. måned på grunn av vekst og slitasje. De blir fulgt opp på habeliteringstjenestene de tilhører for kontroll og eventuelt nye tiltak, og hos ortopediingeniøren for tilpassing av nye ortoser.

Inkluderingskriterier:

Fem barn med Spastisk Unilateral CP.

- Winters gangklassifisering 1 eller 2 (ingen fikserte kontrakturer i ankel, kne eller hofte)
- GMFCS I eller II (Gående uten støtte)
Bevegelsesmønsteret til barn med CP blir klassifisert under GMFCS (Gross Motor Function Classification System)
- Alder 5 år til 12 år.

I de aller fleste studier av ortoser er inkluderings alder mellom 5 og 18 år. Erfaring viser at ved 12 års alder er det også mange av barna som velger bort ortosebruk på grunn av et ønske om å være som andre. Andre har fått utført en forlengelse av forkortet muskulatur og sluttet med ortose.

Ekskluderingskriterier:

- Barn med passiv bevegelse i ankelen på mindre enn plantigrad med strakt kne, og kontraktur i kneet (Winters klassifisering 3 og 4) vil bli ekskludert.
- Barn som ikke kan forstå enkle instruksjoner og utføre dem.

Utvalget er ikke tilfeldig, men blir inkludert i studien fordi de tar kontakt ved fornyelse av ortoser som er blitt for små, og eller er utslitt. Selv om utvalget ikke er tilfeldig, vil det være representativt med bakgrunn i utvalgsriteriene, de vil være et sannsynlighetsutvalg. (Johannessen et al 2010) . Siden utvalget er lite og forskjellene små har ikke GPS (gait profile score) og MAP (movement analysis profile) vært en del av analysen i denne studien.

3.2.1 Informert samtykke

Barn og foreldre blir informert muntlig og skriftlig og foreldre undertegner samtykkeerklæring (vedlegg nr. 2) Det blir spesielt informert om at dette ikke har noen innflytelse på framtidig ortosetilpassing, og at de kunne trekke seg fra studien uten begrunnelse.

3.3 Protokoll

3.3.1 Prosedyre ortosetilpassing

Samme ortopediingeniør, som er meg, skal ta mål til KG ortosene og gipsmodell og mål til DAFO ortosene. Jeg vil tilpasse og levere ut alle ortosene til hele utvalget. Barna skal bruke ortosene hver dag minimum 7 timer om dagen, men bytte dem slik at de to ortosene brukes annenhver dag. Barn og foreldre instrueres i forskjellen mellom de to ortosetypene. Hvordan de skal ta dem på og av, hvilke sko som kan brukes med de forskjellige ortosene, og at de kan brukes på samme måte men at de kan forvente seg forskjellig funksjon. Deltageren behøver ikke å bruke ortose ved aktiviteter hvor de før ikke bruker ortose. (Mange barn velger bort ortose i gymtimene). Barnet oppfordres til å kjenne etter hva de synes er bra/ikke så bra med de to ortosene for å gjøre seg opp en selvstendig mening om dem.

Ortosene skal brukes i minimum 14 dager for at barna venner seg til dem. De blir avtalt undersøkelse med tredimensjonal databasert ganganalyse 14 dager etter (eventuelt + 7 dager).

For tilpassingen av ortosene skal E. Ridgewell et al (2010) sine retningslinjer for best practice for studier av ortoser for CP følges. De innebefatter:

- 1) Detaljer ved deltagere, alder, GMFCS nivå og Winters klassifisering av gangfunksjon,
- 2) Klinisk undersøkelse.

Bevegelsesutslag i hofter, knær og ankler målt med goniometer. Utgangsstillingen er rett hofte (0 grader), rett kne (0 grader), plantigrad i ankel (0 grader), og det vil være to målere.

En som holder bevegelsesutslaget, og en som måler. Styrke i hofter, knær og ankler målt med

en skala fra 0 til 5 Modifisert Oxford scale, hvor 0 er ingen muskelkontraksjon og 5 er full styrke. Hoftestyrke blir målt med barnet liggende på magen på benk og løfter hele beinet strakt opp fra benken. Knestyrke blir målt med barnet sittende på benk med kneet bøyd over kanten, og så strekker ut. Ankeldorsalfleksjonsstyrke blir målt sittende på benk med kneet bøyd over kanten og ankelen i plantigrad. Spastisitet i ankel plantarfleksjon, og knefleksjon blir målt på affiserte side med Modifisert Asword skala. Spastisiteten i kneet blir målt mens barnet ligger på ryggen med bøy i begge hofter og knær. Det affiserte beinet blir raskt løftet opp og målt med goniometer der bevegelsen stoppes). Ankelspastisiteten blir også målt liggende på ryggen på benk. Beinet løftes opp fra benken, og det blir utført en rask oppover bevegelse av foten. Der foten stopper måles det med goniometer.

Selektiv motorisk kontroll (SMK) (Boyd et al 1999) blir målt på affiserte side. Skalaen går fra 0 til 4, hvor 0 er ingen synlig bevegelse av muskler eller fot, og 4 full kontroll av ankeldorsalfleksjon hvor alle muskler involvert kontraheres.

AFO detaljer:

DAFO:

Et gipsavstøp blir tatt av den affiserte foten og leggen opp til kneet. Ankelen skal være i plantigrad som er utgangsstillingen, og subtalarleddet nøytralt. Barnet velger mønster som ortosen skal lages i. (Mønsteret påvirker ikke funksjonen)

Gipsavstøpet blir fylt med gips og flekket. Positiven (gipsmodellen) blir modellert etter prinsipper fra Nancy Hylton (1990). Det blir blant annet modellert inn et løft under tærne bortsett fra stortåa, det har til hensikt å bryte spastisiteten. Det blir også modellert inn et løft bak de midtre tåballene for å bedre den proprioseptiske tilbakemeldingen. Ortosen blir laget i 2mm polypropylen med mønsteret barnet valgte, og med tamarak ankelledd som er et lite plast ledd. Det blir lagt inn polstring over vristen og ankler, og oppe på leggen. Plasten skal gå over vristen og kuttes ned ved metatarshodene, og foran ankelknoklene. Fra anklene skal plasten kuttes rett oppover, med et bredere belte på 5 til 7 cm øverst. Ortoses høyden blir kuttet til 1 til 1,5 cm under fibulahodet. Lengde på sålen skal være 0,5 cm lenger en foten når foten er belastet. Velcro for lukking av ortosen festes øverst på leggen, over vristen, og over mellomfoten. AFO vinkelen er plantigrad, 90 grader mellom legg og fot..

Bevegelsesutslag i ankel skal være fra plantigrad (90 gr mellom legg og fot) til fri bevegelse av leggen forover når hele foten er i bakken. Systemet leggen i ortosen med sko blir stående med leggen 5 gr dorsalfleksjon pga hælhøyden som er 1 cm.

KiddieGAIT:

Mål blir tatt til KG (bestilt fra CAMP) og såler (bestilt fra Globus).

Sålen slipes så den passer til skoen og KG

AFO vinkelen, og vinkelen av leggen med sko, er den samme som med DAFO.

3.3.2 Prosedyre 3DBA

For å få kunnskap om forskjellen i gangmønster med de to ortosetypene er det naturlig å måle det med tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA).

For å måle kinematikk, kinetikk og gangparametre skal det brukes tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA)

Ved vårt bevegelseslaboratorie er prosedyren at det vil alltid være 2 målepersoner tilstede ved hver måling. Ved denne studien vil det være ABH (meg selv) og en fysioterapeut, som vil variere, fra bevegelseslaboratoriet på RH. Prosedyren ved DBA målingen er den samme som er prosedyren ved klinisk ganganalyse ved vår arbeidsplass.

Målingene vil bli utført med Vicon Motion Analysis Nexus system med 6 infrarøde MXF40 kameraer (Vicon) som er festet høyt oppe på veggene, 3 AMTI OR6-7 kraftplater som er støpt inn i gulvet i målerommet, og to digitale Basler videokameraer som står på gulvet og filmer forfra og bakfra. 3DGA innebærer systematisk måling, beskrivelse og analyse av dynamiske ledd og segmentbevegelse, kalt kinematikk.

Bevegelsen mellom kroppssegmententer (kinematikk) registreres ved hjelp av 16 refleksmarkører som er plassert på kroppen i henhold til en validert modell.

Før barna kommer til 3DBA måling kalibreres rommet, for å definere hvor bevegelsene foregår. Ved kalibrering tillates det en feilmargin på 2 mm.

Først tas antropometriske mål. Høyde i cm, vekt i kg, beinlengde fra ASIS til mediale ankelknoke i cm, bekkenbredde, knebredde og ankelbredde er målt i cm med skyvelær. Knebredde og ankelbredde blir målt for utregning av leddsenter. Tallene legges inn i datasystemet for å lage Plug in gait 3D modell. 10 millimeter refleks markørene plasseres og festes med en liten tape bit etter standardisert Nordisk protokoll for markørplassering (modifisert Helen Hays markerplacement).



Figur 7 Markørplassering. Markørene bak på bekkenet og hælmarkørene kan ikke sees på bildet

Punktene er begge ASIS foran på bekkenet, og begge PSIS på baksiden av bekkenet for å lage bekkenplanet. Utsiden av lår som skal reflektere bakre hjørne av mediale epicondyl, laterale bakre hjørne av laterale kondyl som definerer lårplanet sammen med hofteladdet. På utsiden av leggen festes en markør som reflekterer mediale malleol, og en på laterale malleol (Fig 7). Sammen med kneleddssenter definerer de planet til leggen. Fotmarkøren festes proksimalt for basen til andre metatars, og hælmarkøren festes i samme høyde som fotmarkøren. Foten er ikke et plan, men en linje. Målene og markørene sammen med "Plug in Gait 3D modellen" som ligger i dataprogrammet. (Davis et al 1991; Kadaba et al 1990). Lager modellen av barnet som skal måles. Markørene blir plassert av meg og kontrollert av det andre medlemmet av måleteamet.

Alle målingene av samme barn vil bli utført samme dag, et barn pr dag.

Det vil i alt bli utført 3 målinger.

- Barbeint. (For å få riktig Winters gang klassifisering, og for å kunne sammenligne med eksisterende referansematerialet (barn uten gangavvik))
- Med KG og standardisert sko,
- Med DAFO og standardisert sko.

Ved målingene med ortose og sko vil alle målingene bli utført med samme type sandal. (Frodo Ortosesko fra Erimed). Dette er en ortosesko barna er vant til å bruke. Den blir vanligvis brukt som innesko på skolen, og i stedet for tøfler. Når barnet skal måles med

ortoser må markørene på begge føtter settes på nytt utenpå skoene. Ankelmarkøren på målingen med KGortosen kan beholdes fordi den ikke kommer i konflikt med ortosen, mens på målingen med DAFO ortosen må markøren settes utenpå ortosen. Markøren på leggen på ortosesiden festes på nytt utenpå begge ortosetyperne. Siden vi vil måle ortosevinkelen som er fot ankel vinkelen, og ikke ortose til gulv vinkelen (SVA) blir det tatt hensyn til netto helhøyde (forskjellen mellom hælhøyden og sålen) på skoene når markøren på hælen festes. Hælmarkøren festes "høyden av netto hælhøyde" høyere enn ved barbeint måling (White H. et al 2002). Det må kontrolleres at ortosene sitter godt på foten, og at skoene sitter godt på ortosene for å unngå bevegelse mellom fot og ortose, og mellom ortose og sko.

Før opptak av gange, dynamisk måling, kan gjennomføres må det tas en statisk måling for å navngi markørene. Da må barna stå relativt stille i 3 sekunder.

Ved dynamisk måling skal barna skal gå med selvvalgt tempo, frem og tilbake gjennom målerommet (ca 10 m) til vi har 5 representative målinger med platetreff for kinetikk. Ved bearbeiding av data blir målingen kuttet slik at det er 3 gangsykluser hvor kinematikken begynner ved definert start, mens kinematikken er over kraftplatene. Med representative målinger mener vi gange uten hopping, løping, dvs at kurvene vi får ut blir mest mulig like, og beskriver gangen til barnet best mulig.

Måleprosedyren blir gjentatt for de neste to målingene. Noen av markørene må tas av og settes på nytt utenpå ortosene og skoene som beskrevet før.

Den kliniske undersøkelsen og DBA målingen vil ta fra 1,5 time til 2 timer. Barnet blir ikke fysisk sliten av denne målingen, men kan bli litt utålmodig.

3.3.3 Bearbeiding av 3DBA

Før målingene kan analyseres må de bearbeides. Det blir utført i VICON, NEXUS.

Tre representative målinger av gange over kraftplantene med tre gangsykluser (fra hælissett til hælissett) blir bearbeidet. Bearbeidingen eller prosesseringen, består først i fjerne eventuelle ekstra markører, goast markers, som har kommet inn i målingen. De vil da komme opp som ikke navngitte markører, reflekser, og fjernes. Etter det blir målingene filtrert, dvs at småbevegelser av markøren blir utjevnet. På Woltring filter routine bruker vi predicted MSE (mean squared error) value 15. Det neste skrittet er å definere fotisett og fotavvikling som blir gjort ved hjelp av kraftplatetreffene. Definerte fotisett og fotavvikling blir deretter overført til de andre gangsyklusene som ikke er over kraftplatene. Så blir gangparametrene og den dynamiske gangmodellen laget.

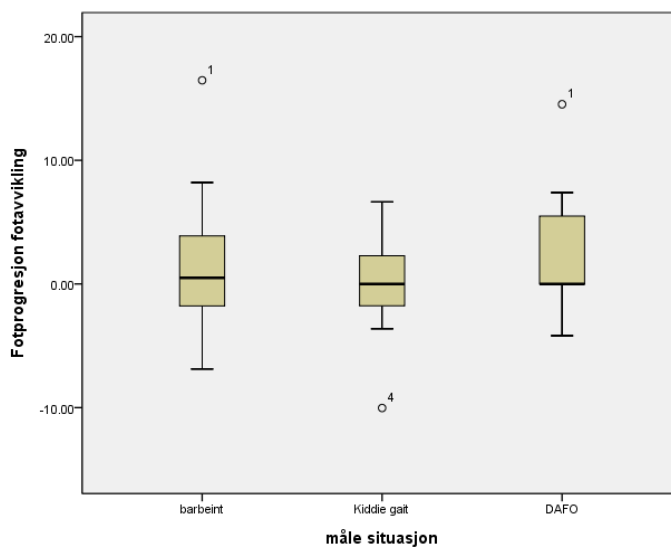
Data fra involverte side vil bli brukt i analysen. (Ved venstre-sidig SU-CP vil data fra venstre side bli brukt)

Resultatene blir overført til VICON Polygon, som er et rapportsystem. Polygon kan brukes både til klinisk rapporter hvor hver enkelt gangsyklus blir vist, eller overført til excel som blir brukt til klinisk forskning. Ut ifra forskningsspørsmålene blir aktuelle verdier overført via excel til SPSS versjon 18.

For å få oversikt, og beholde oversikten over dataene, lages først en kodebok med oversikt over variable, navnet som brukes i SPSS og kodeinstruksjonene. Dataene føres inn i SPSS som beskrevet i SPSS survival manual.

Først ble datasettet sjekket for feil med deskriptiv statistikk. Deretter om de var normalfordelt med histogram og QQ-plot. Variasjonen av dataene ble sjekket med box-plot med median, 50 prosent i boksen, 100 prosent med strekene og eventuelt outliers markert med nummer.

Dataene med ortose var normalfordelt utenom fotprogresjonen. Når alle dataene ble sjekket med box-plot hadde barn A flest verdier som ble regnet som outliers (fig 8) .



Figur 8 Boxplot med outliers av fotprogresjonen ved fotavvikling, fraspark.

3.3.4 Analyse av 3DBA data

For statistisk sammenligning av ganganalyse dataene brukte jeg SPSS versjon 18. Dataene er normalfordelt utenom i sagittalplanet ved gange barbeint, og hastigheten barbeint.

Ut ifra forskningsspørsmålene vil jeg både sammenligne de to ortosetypene som hvert barn har fått tilpasset, og hver av ortosene i forhold til referansematerialet, (barn uten bevegelses utfordringer) som er målt ved vår bevegelseslaboratoriet. Gange barbeint sammenlignet med

gange med ortose er vist til fordel ved ortosebruk ved mange studier og vil ikke bli diskutert i denne studien.

Ganganalysen er på intervallnivå, og siden dataene er normalfordelt ble t-test for par data benyttet.

Ved å bruke variansanalyse (ANOVA, Analysis of variance) kan en studere effekten av en variabel som på en intervallvariabel (effektvariabelen, den avhengige variabelen) Metoden analyserer forskjeller i gjennomsnitt i ulike grupper. (Bjørndal et al 2008)

I denne studien er det flere målinger som skal sammenlignes med hverandre. Derfor vil "Bonferronis prosedyre" for multipl parvis sammenligning benyttes. Prinsippet her er å justere signifikansnivået for dermed å korrigere sannsynligheten for feilaktig å konkludere med gruppeforskjeller grunnet "multipl testing". Dette utføres ved å dividere signifikansnivået (0,05) med antallet sammenligninger som utføres.

Jeg vil deretter sammenligne resultatene av ganganalysen og barnas meninger om ortosene for å se om det er en sammenheng mellom best objektiv målt funksjon av ortosene og hva barna mener om dem.

3.3.5 Prosedyre spørreskjema

Barnas erfaring med de to ortosetypene

Umiddelbart etter den dynamiske målingen med DBA, eventuelt etter 5 min med lek, setter jeg meg ned sammen med barnet og forklarer at jeg gjerne vil ha svar på noen spørsmål angående ortosene og bruken av dem.

Det vil være enkle spørsmål om hvilken ortose de foretrekker å bruke i daglig aktivitet, ved spesielle aktiviteter de liker å gjøre, hvilken som er lettest å ta av og på, og om de har preferanse til utseende. Se vedlagte spørreskjema.

Jeg vil stille barna spørsmålene, og krysse av på spørreskjemaet. Barna svarer ved å peke på fjesene de har foran seg på et A4 ark.

Barna får 3 fjes / svaralternativer å velge mellom.

1) Smile munn, 2) Rett munn, og 3) Sur munn.

Det første alternativet, smilemunn, forklares som liker godt.

Det andre alternativet, rett munn, forklares som liker sånn passe.

Det tredje alternativet, sur munn, forklares som liker ikke.

Til slutt får de spørsmål om de har noe annet de vil si om ortosene.

Denne delen av undersøkelsen vil komme til å ta ca 15 min.

Hele måleprosedyren med 3DBA måling og spørreskjemaet kommer derfor til å ta i ca 2 timer tilsammen.

3.3.6 Bearbeiding av spørreskjema

Spørsmålene i spørreskjema er lagt opp med tre svaralternativer, smilefjes, normalt fjes, og surt fjes. Svarene blir ikke behandlet statistisk. Funnene vil bli lagt inn i excel for å vise resultatene med stolpediagram, og beskrevet med hensyn til de forskjellige spørsmålene, daglig bruk, bruk ved en spesiell aktivitet, utseende, og om en av ortosene er enklere å ta av og på. Jeg vil også se om det er en sammenheng mellom funksjon, utseende og av og på taking.

3.4 Ethiske betraktninger

3.4.1 Konfidensialitet

Alle målinger ble utført på nummer og ikke på navn. Listen med hvilket nr. hvert barn har holdes nedlåst og vil bli destruert.

3.4.2 Mulige konsekvenser av studien

Det vil ikke være noen negative konsekvenser i form av smerte og ubehag for barna og foreldrene som er med i studien, utenom at jeg «stjeler» noen timer av deres tid.

3.5 Metode diskusjon

3.5.1 Utvalgets størrelse og demografi

Som før nevnt er et utvalg på 5 barn sannsynligvis for lite til å si noe om ortosetilpassing til populasjonen av barn med Spastisk Unilateral CP som faller inn under samme klassifisering. Gruppen av barn som ble med i studien er en relativt homogen gruppe med samme type gangmønster og samme alder bortsett fra barn A som var yngre enn de andre (6 år). På tross av at barn A var yngre tror jeg likevel at det vil gi en god indikasjon på funksjon, bruk og barnas mening. Teste for statistisk signifikans er ikke ansett ideelt for små utvalg, men jeg tillater meg likevel å gjøre det fordi utvalget er homogent, selv om barna inkludert i studien ikke har et spesifikt gangmønster som barn med større gangutfordringer har. Jeg har ikke utført power utregning på antall, men andre studier antyder mellom 15 og 20 barn. En annen grunn er at det er en pilotstudie og det vil gi meg en pekepinn på om det vil være viktig å gå videre med en ny studie med større utvalg med samme eller et alternert forskningsspørsmål. Denne metoden har blitt benyttet før av Jagamma (2009) da han hadde en pilotstudie med

5 barn med CP hvor han fininnstilte ortosene deres for å få optimale forhold i knær i standfasen.

Tabell 1

Informasjon av utvalget

	Alder	Kjønn	Høyde	Side	GMFCS	F M S
Barn A	6,3 år	M	118 cm	H	I	6 / 6 / 6
Barn B	7,6 år	M	129 cm	H	I	6 / 6 / 6
Barn C	10,0 år	F	138 cm	V	I	6 / 6 / 6
Barn D	9,6 år	F	136 cm	H	II	5 / 5 / 5
Barn E	8,6 år	M	123 cm	H	I	6 / 6 / 6
Gjennomsnitt	8,5 år					

GMFCS, Gross Motor Function Classification System; FMS, The Funktional Mobility scale.

Tabell 2

Klinisk undersøkelse ankelmål

	PDF med bøyd kne	PDF med strakt kne	ADF med strakt kne	Selektiv motorisk kontroll	Catch ankel	Styrke
Barn A	30	20	-25	3	0	3
Barn B	20	10	5	3	0	3
Barn C	12	10	5	4	0	4
Barn D	15	10	-30	2	5	2
Barn E	25	15	10	4	5	4

PDF, passiv dorsalfleksjon; ADF, aktiv dorsalfleksjon målt i grader.

PDF, ADF og Catch er målt i grader. Selektiv Motorisk Kontroll (SMK) på en skala fra 0 (ingen muskelaktivitet) til 4 (full muskelkontroll i dorsalløftet). Styrke er målt på en skala hvor 0 er ingen styrke i musklene til 5 som er full styrke. For barna i denne studien kan det sees en sammenheng mellom SMK og styrke. Barn C og E som har 4 på SMK har allikevel ikke full styrke.

Barn D som er den eneste som er grovmotorisk klassifisert til Gross Motor Function Classification System (GMFCS) II, FMS 5/5/5, har mest redusert ADF, SMK og styrke. Barn A, som var den yngste, ha også redusert ADF. Det kan ha sammenheng med alder og forståelse av den kliniske utførelsen av oppgaven.

Klinisk målt beinlengdeforskjell var på mellom 0,5 og 1,5 hvor det involverte beinet var kortest.

Alle barna hadde brukt ortose i flere år, og brukte ortosen minimum 7 timer om dagen, og alle var hjemmehørende i Oslo og Akershus.

3.5.2. Markørplassering

Ved 3DBA blir markørene festet utenpå ortosen og skoen, for å måle ankelvinkelen inne i ortosen. Det er derfor en mulighet at de anatomiske punktene ikke blir godt nok fastslått, og markørene kan settes unøyaktig Lui X. C. et al (2013) påpeker dette som en svakheten ved alle 3DBA studier utført med ortoser. Markørene blir plassert utenpå ortosene og fanger dermed ikke opp eventuell bevegelse av beinet inne i ortosene. I deres studie ble det laget hull i ortosene til markørene. Dermed ble markørene festet direkte på huden. Resultatene fra denne studien konfirmerte tidligere studier at leddet AFO gir bedre bevegelse i tredje rocker. Kneet er ikke beskrevet i studien. I min studie ble det laget et hull i hælen på DAFO ortosen, så vi kunne se hælen til barna. Jeg kunne derfor kontrollere at ortosene satt godt på foten før 3DBA måling og når målingen var utført.

3.5.3 Rollen som forsker i eget fag

En fordel ved å forske i eget fag er kunnskapen og forståelsen til feltet og det som skal formidles. På den annen side er det en risiko for å ta for mye for gitt og bli blind for andre aspekter ved problematikken. I følge Thornquist (2003) kan blindheten motvirkes ved å erkjenne det som er kjent, og aktivt prøve å skape den nødvendige distansen til feltet. For meg er det viktig at jeg som ortopediingeniør forsker på ortopediske hjelpemidler. Historisk sett er det fysioterapeuter og ortopediske kirurger som har stått for denne forskningen.

4. Presentasjon av funn

4.1 Tredimensjonal Databasert Bevegelsesanalyse (3DBA)

Alle resultatene av bevegelsesanalysen av gange er basert på 3 representative målinger med 3 gjennomførte gangsykluser med hver av de 2 ortosene og uten ortose. Først presenteres gangparametre knyttet til gangsyklusen; hastighet, skrittlengde og frekvens, og standfaselengde. Deretter presenteres kinematikken, bevegelsen som skjer i ankel og kne gjennom gangsyklusens fotisett, standfase og svingfase og i overgangene første, andre og tredje rocker. Fotprogresjonsvinkelen, fotens vinkel relatert til gangvinkelen presenteres for seg fordi den trolig har betydning for rotasjonsforholdene i andre ledd. Til slutt presenteres kinetikken med effekten i frasparket.

Denne studien innbefatter kun fem barn som er like både i alder og funksjonsnedsettelse. Jeg bestemte meg for å bruke en statistikk analyse på tross av utvalgets størrelse. Jeg vil også vise målinger med kurver fra VICON Polygon for å beskrive utvalget, og hvert barn, for å vise eventuelle sammenhenger og ulikheter.

De bearbejdede dataene som ble tatt ut fra Vicon Polygon og overført via excel til SPSS versjon 18 viste få signifikante forskjeller mellom de to ortosetypene. Dataene er normalfordelt utenom sagittalplan barbeint ved måling av ankler og ganghastighet.

4.1.1 Gangparametre

Gjennomsnittshastigheten for gangen var signifikant forskjellige (p 0,03) mellom de to ortosetypene. Med DAFO målt til 1,16 meter pr sekund (m/s), mens med KG-ortose 1,08.m/s. Med begge ortosetypene var hastigheten redusert sammenlignet med referansematerialet (1,35 m/s) Skrittlengden var lik med begge ortosetypene, målt til 57 cm. Sammenlignet med gange barbeint økte skrittlengden for begge ortosetypene (p 0,01) (Tabell 3).

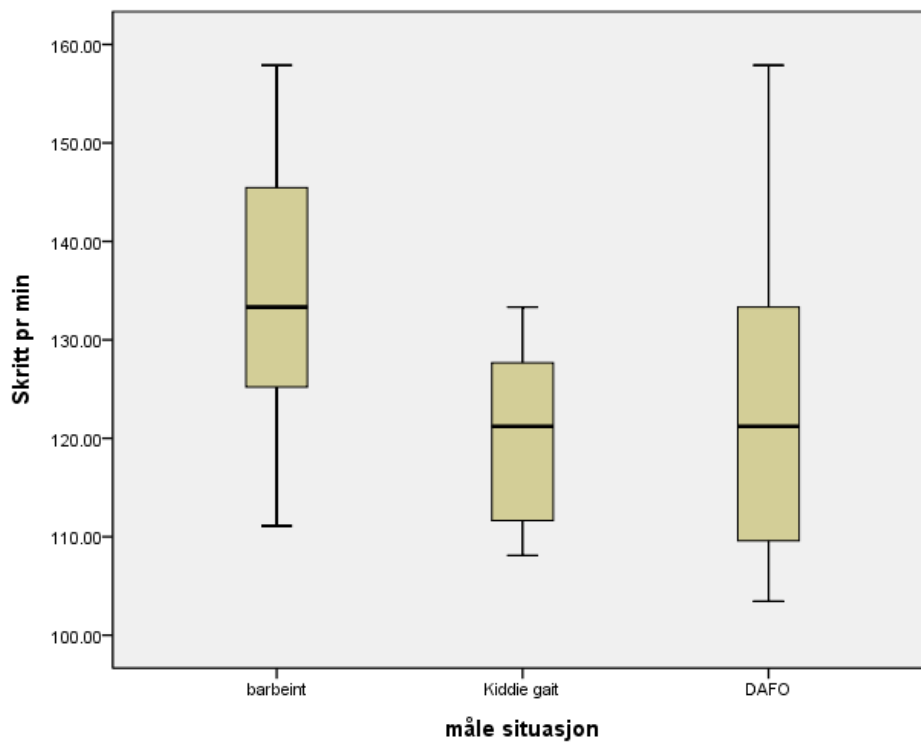
Sammenlignet med barbeint var hastigheten redusert med KG, men med begge ortosetypene var hastigheten redusert sammenlignet med referansematerialet (1,35 m/s).

Tabell 3. Gangparametre

	Barbeint	KG ortose	DAFO	Referanse
Hastighet (meter per sek)	1.19± 0,14	1,08± 0,22	1,19± 0,11	1.35 ± 0.09
Skritt lengde (cm)	52,40± 5,1	57,50 ± 6,3	57, 00± 6,8	62 ± 6
Skrittfrekvens (skritt pr min)	134±13,5	120±13,3	124± 14,8	133±8.7
Standfase lengde (% av gangs.)	57,00±2,3	58,70±2,4	59,10± 2,2	58,3± 1,7

Når skrittlengden er lik med begge ortosetypene, og hastigheten høyere med DAFO, betyr det at skrittfrekvensen er høyere med DAFO. Tabell 3 viser at skrittfrekvensen er 124 skritt pr min med DAFO og 120 med KG. Sammenlignet med referansematerialet og barbeint er det redusert.

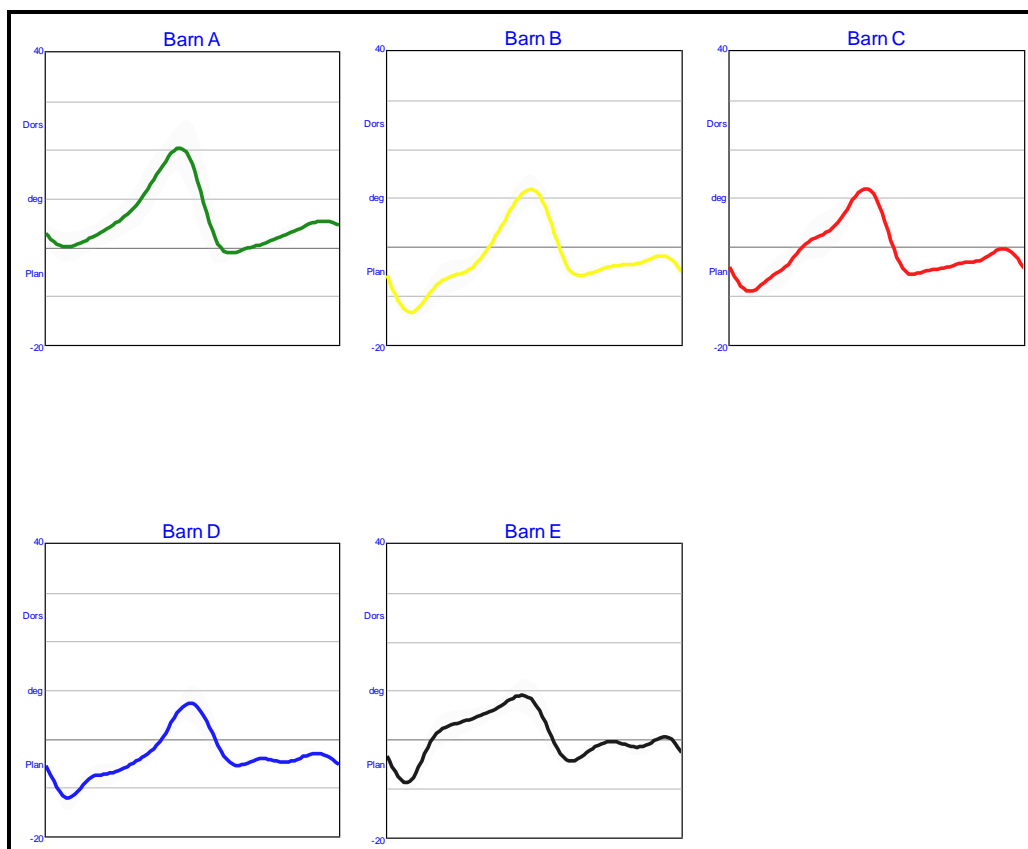
Standfase lengden i prosent av gangsyklusen (standfase og svingfase) var lik ved alle målesituasjonene. 58,7 % med KG og 59,1 % med DAFO og barbeint 57, 0 %. Dette er likt med referansematerialet som er 58,3 % (Tabell 4). Det samsvarer med tidligere funn (Desloovere 2006; Romkes 2001; White 2002) som ikke fant noen forskjell i standfase lengde i prosent mellom barbeint og gange med ortoser.



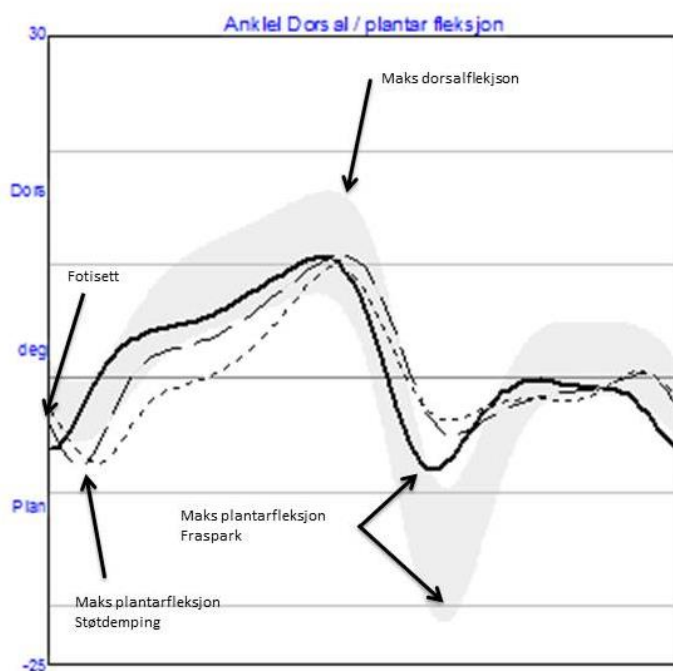
Figur 9 Skrittfrekvens (skritt pr min) fra tre gangsykluser x 3 målinger representert med boxpot. Gjennomsnittet er representert med midtlinjen, 50% med det uthevede feltet og de resterende 50% med 25% på hver side representert med strek.

4.1.2 Bevegelse i ankelen på affiser ben

Generelt viste ingen av barna store variasjoner i de 3 målingene av bevegelsen i ankelen i sagittalplanet, slik eksempelet med gang med DAFO viser i figur 10. (den grå skyggen representerer standardavviket for bevegelsen).



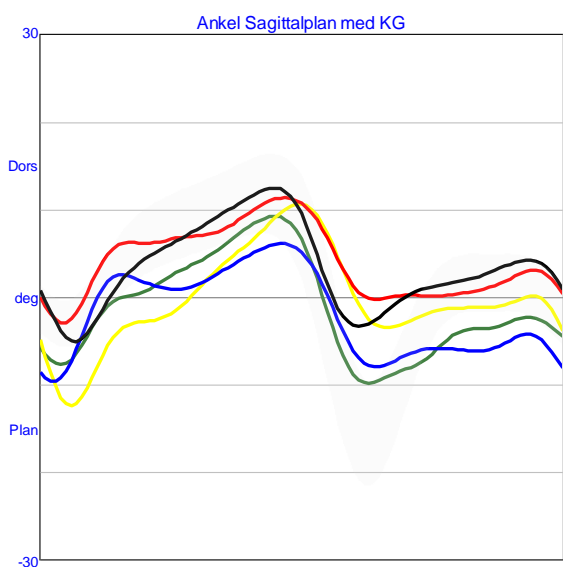
Figur 10 Ankelbevegelsen med DAFO i sagittalplanet for hvert barn sett fra siden med standard avvik i grått.



Figur 11 Ankel dorsal- og plantar-fleksjon. Gjennomsnitt av de tre målesituasjonene. Full linje barbeint, brutt linje KG, stiplet linje DAFO. Det grå feltet er referansematerialet

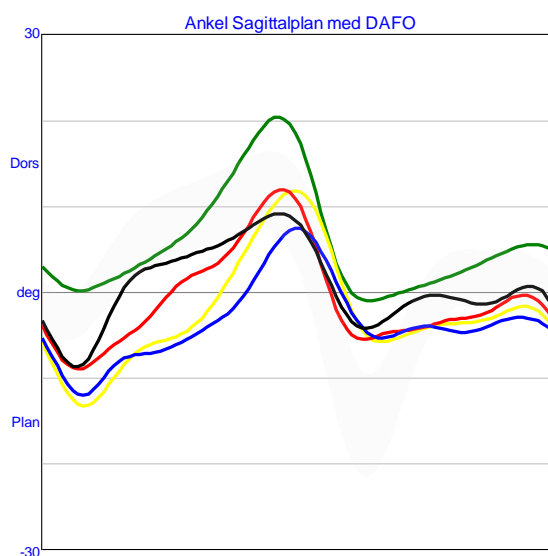
Ankelbevegelsen fra fotisett til 5 % av gangsyklusen, bevegelsen i første rocker, viste 5 grader plantarfleksjons bevegelse med DAFO, og 3 grader plantarfleksjons bevegelse med KG som er tilnærmet likt referansematerialet som er 3 grader. Det betyr at begge ortosetypene ivaretar støtdempingen i første rocker. Ankelbevegelsen fra fotisett til maksimum dorsalfleksjon (første rocker) viste ved barbeint gange pluss verdier, og gange med begge ortosetypene negative verdier. Det betyr at ved barbeint gange har barna fotisett med forfot, og med ortose er det hælsett, som fører til at det er støtdemping med dorsalfleksjonsbevegelse barbeint, plantarfleksjonsbevegelse med ortoser.

Når det gjelder maks dorsalfleksjon i standfasen, dvs i slutten av andre rocker, er det ikke signifikant forskjellige med de to ortosetypene. Med KG ortosen er maks dorsalfleksjon 10,2 grader, mens med DAFO er maks dorsalfleksjon 12,2 grader. Det er innenfor variasjonsbredden for referansematerialet som har et gjennomsnitt på 12 grader. Ved barfot gange viste maksimum dorsalfleksjon i standfasen 11 grader som er likt med referansematerialet og gange med begge ortosetypene.



Figur 12

Ankelbevegelse i sagittalplanet med KG og DAFO angitt i grader. Gjennomsnitt av tre gangsykluser for hvert barn. Barn A vises med grønn linje, barn B gul linje, barn C rød linje, barn D blå linje og barn E sort linje. Referansematerialet er regnet ut med 1 standard avvik og vises ved det grå beltet.



Figur 13

Når det gjelder plantarfleksjon i ankel ved fotisett var det ingen forskjell mellom de to ortosene, begge hadde 3 grader plantarfleksjon. Det er en lett økning sammenlignet med

referansematerialet som har 1 grad plantarfleksjon, men grader er akkurat innenfor 1 standardavvik. Maks plantarfleksjon i ankelen etter fotisett (støtdemping) var større med DAFO (9 grader) enn med KG (7,5 grader), og begge er økt sammenlignet med referansematerialet som er på 3 grader. En øket plantarfleksjon i denne fasen kan få innvirkning på kneets bevegelse.

Gjennomsnittet av ankelbevegelsen av hvert barn (fig 12, og fig 13) var det større variasjon i plantarfleksjonsbevegelsen fra fotisett til maks plantarfleksjon (første rocker) mellom barna når de går med DAFO sammenlignet med gange med KG. Barn, grønn linje som har økt dorsalfleksjon gjennom hele gangsyklusen, mens resten av barna viser redusert dorsalfleksjon i standfasen med DAFO sammenlignet med gange med KG. Når det gjelder siste delen av standfasen, er det fortsatt redusert dorsalfleksjon med begge ortosetypene, men mest med DAFO. Største standard avviket gjennom hele standfasen har barn A, mens de andre fire barna har noe avvik i midtstandfasen. Kun små standard avvik i sluttstandfasen, frasparket.

4.1.3 Bevegelse i kneleddet på den involverte siden

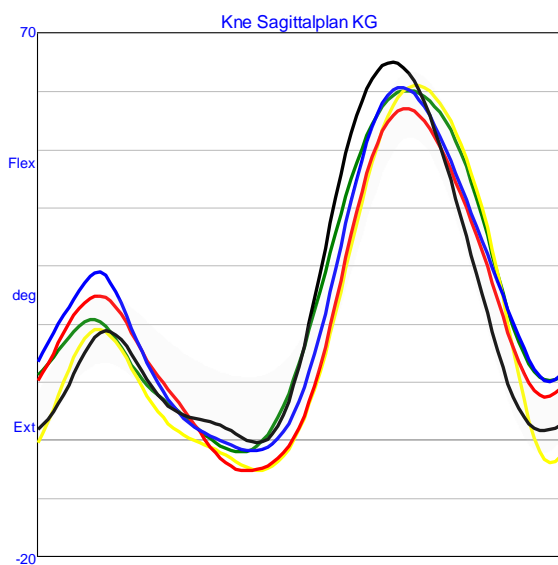
Når det gjelder kneets bevegelse gjennom gangsyklusen hadde barna signifikant større fleksjon i kneet med KG, 8 grader, sammenlignet med DAFO, 4 grader, ved fotisett. Forskjellen var signifikant ($p = 0,03$) (tabell 4). Referansematerialet har også 4 grader. Ved barbeint gange var knefleksjonen 8 grader og dermed likt til gange med KG ortosen. I støtdempningsfasen, første rocker, er maksimum knefleksjon 23 grader med KG, 15 grader med DAFO, forskjellen er signifikant ($p = 0,001$). Sammenlignet med referansematerialet som har et gjennomsnitt på 19 grader, er begge ortosene forskjellig fra denne. KG gav økt knebøy, og DAFO redusert. Ved gange barbeint var gjennomsnittet 20 grader ved fotisett som er likt til referansematerialet.

Tabell 4

Gjennomsnittet av knebevegelsen og momenter i kneet

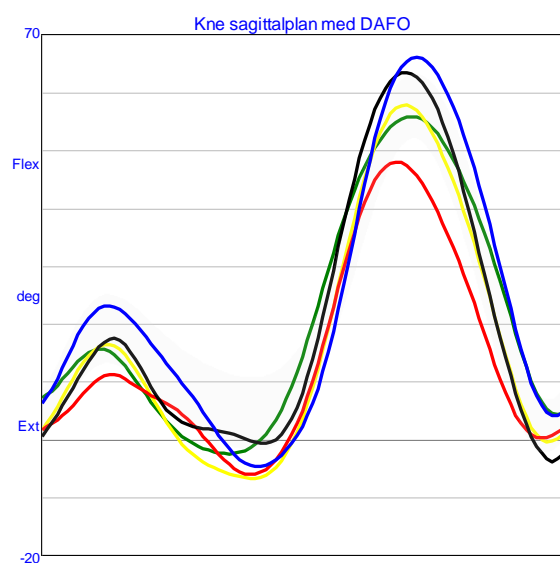
	KiddieGait	DAFO	P-verdi
Knefleksjon fotisett (grader)	8 gr	4 gr	0,03
Maks fleksjon i støtdempingsfasen (grader)	23 gr	15gr	0,001
Maks ekstensjon i standfasen (grader)	2 gr	6 gr	0,042
Maks ekstensjons moment i standfasen (Newtonmeter pr kilo)	0,28 Nm/kg	0,29 Nm/kg	-

Maksimum kneekstensjon i midt standfasen ble målt til 2 grader med KG ortose, og 6 grader med DAFO som ikke er signifikant forskjellig. Sammenlignet med referansematerialet som har 4 grader i fleksjon var det økt ekstensjon med begge ortosetypene. Ekstensjonsmoment for kneet viste ingen forskjell mellom ortosene, med KG 0,28 Nm/kg, og med DAFO 0,29 Nm/kg (Tabell4). Kneekstensjonsmoment får man når gulvreaksjonskraften går gjennom eller foran knesenteret. Det er essensielt for å opprettholde kneekstensjonen. Ved enkelte tilfeller kan vi se at et barn har kneekstensjon, men ikke kneekstensjons moment. Både gange med KG ortosen og DAFO ortosen viste kneekstensjonsmomenter som opprettholder ekstensjonen i kneet. Sammenlignet med referansematerialet som er 0,2 Nm/kg er det likt. Barbeintgange viste 0,31 Nm/kg som ikke er signifikant forskjellig fra gange med de to ortosetypene. Bevegelsesmønsteret i kneet i sagittalplanet for hver deltager i studien med de to ortosetypene, viser likt bevegelsesmønster, (fig 11 og fig 12). Tre av barna har noe økt fleksjon ved fotisett med KG ortose, men med DAFO ligger alle barna innenfor det som er forventet av barn uten funksjons nedsettelse. Maks knefleksjon i støtdempingsfasen viser lett økt fleksjon ved gange med KG ortose for alle barna, og likt med referanse materialet ved gange med DAFO.



Figur 14

Grafene viser gjennomsnitt av tre gangsykluser for hvert barn. Barn A vises med grønn linje, barn B gul linje, barn C rød linje, barn D blå linje og barn E sort linje. Referansematerialet er regnet ut med 1 standard avvik og vises ved det grå beltet



Figur 15

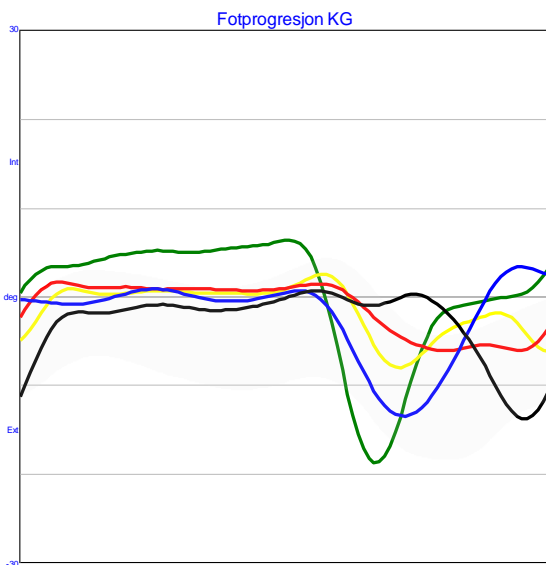
Figur 14 og 15 viser redusert ekstensjon, utretting, i sluttsvingfasen med KG. Det har innvirkning på vinkelen i kneet ved fotisett, og kan forklare den økt knefleksjonen ved

fotiset. Knebevegelsen henger sammen med ankelbevegelsen, og må derfor ofte sees på som kompensatoriske bevegelser. Sammenhengen mellom ankel og kne bevegelsen med de forskjellige ortosetypene vil bli tatt opp i diskusjonen

4.1.4 Fotprogresjonsvinkel

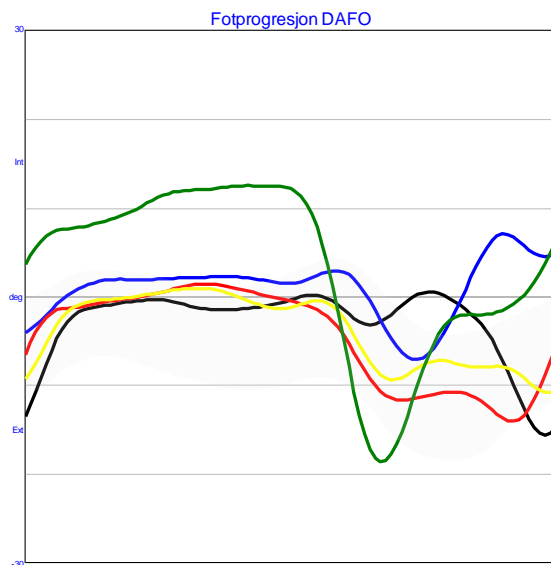
Fotprogresjonsvinkelen blir ved 3DBA målt i forhold til gangretningen, og kan derfor ikke forklare rotasjonsavvik i bekken, hofta eller kne. Fotprogresjonsvinkelen kan derimot forklares med rotasjonsavvik i bekken, hofta eller kne.

Begge ortosetypene viste økt innadrotasjon både ved andre rocker (gjennom standfasen), og ved fraspark. Gjennomsnittsverdien for fotprogresjonsvinkelen for referansematerialet er 7 gr ut som gir et godt fraspark fordi storetåa peker mer fram. Ved slutten av tredje rocker, fraspark, er fotprogresjonen uendret med KG og med DAFO vises en lett bedring, men fotprogresjonsvinkelen er fortsatt innadrotert. Dette er basert på observasjon av kurvene, og ikke statistisk regnet ut på grunn av at et av barna har betydelig økt innadotert fotprogresjon sammenlignet med de 4 andre (Fig 16 og fig 17).



Figur 16

Grafene viser gjennomsnitt av tre gangsykluser for hvert barn. Barn A vises med grønn linje, barn B gul linje, barn C rød linje, barn D blå linje og barn E sort linje. Referansematerialet er regnet ut med 1 standard avvik og vises ved det grå beltet



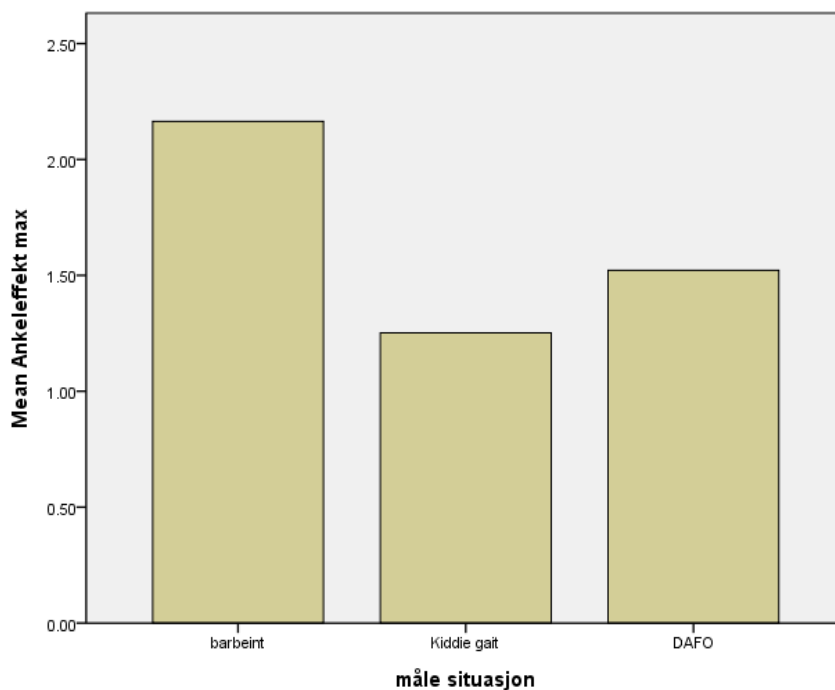
Figur 17

Det er barn A (grønn linje) som skiller seg ut med økt innadrotert fotprogresjon med begge ortosetypene, mest med DAFO, sammenlignet med de fire andre som har relativt homogene

resultater. Barn A har 5 grader innadrottert fotprogresjonsvinkel ved 30 % av standfasen med KG, og 10 grader med DAFO. Det er økt sammenlignet med hele utvalget som har gjennomsnittlig 2 grader innadrottert fotavvikling med begge ortosetypene. Men selv om vi ser bort fra barn A viser kurvene lett økt innadrottert fotprogresjon for begge ortosetypene sammenlignet med referansematerialet.

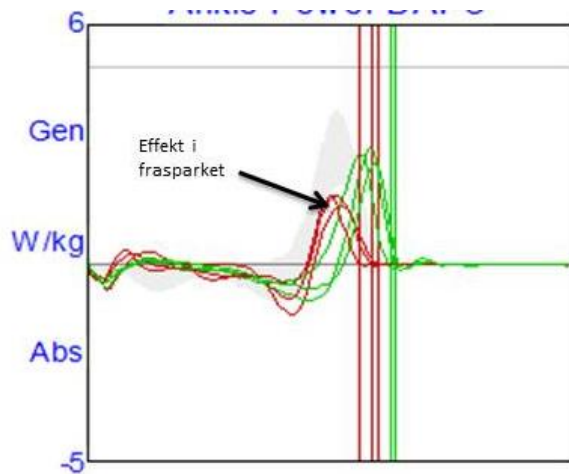
4.1.5 Effekten i frasparket

Gjennomsnittet av effekten i frasparket, tredje rocker, var ved gange med KG ortose 1,25 watt pr kilo, og med gange med DAFO 1,50 watt pr kilo (fig 18). Forskjellen var ikke signifikant. Når gange barbeint ble sammenlignet med gange med gange med KG og DAFO var det en signifikant reduksjon med ortoser (p 0,01) ved gange med begge ortosetypene. Effekten i frasparket barbeint var 2,2 watt pr kilo som igjen er redusert sammenlignet med referansematerialet som har en betydelig større effekt i frasparket med 3 watt pr kg.

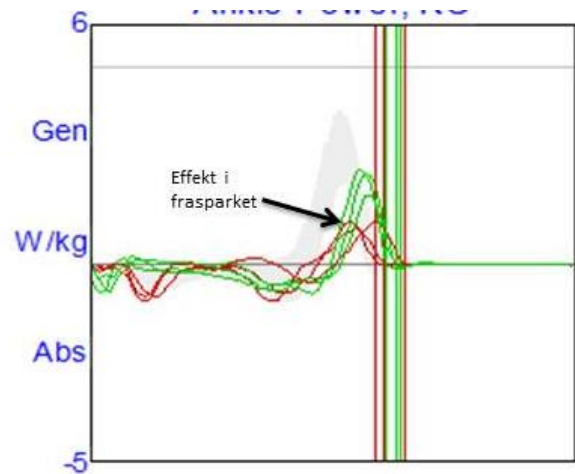


Figur 18. Gjennomsnittet av effekten i frasparket målt i watt pr kilo.

Fire av de fem barna som var med i studien viste bedre effekt generering i frasparket med DAFO sammenlignet med KG, her vist med barn C i figur 19 som generer 1,6 Watt pr kilo ved gange med DAFO ortose, og 1,0 Watt pr kilo med KG ortosen (fig 19 og fig 20).



Figur 19 DAFO



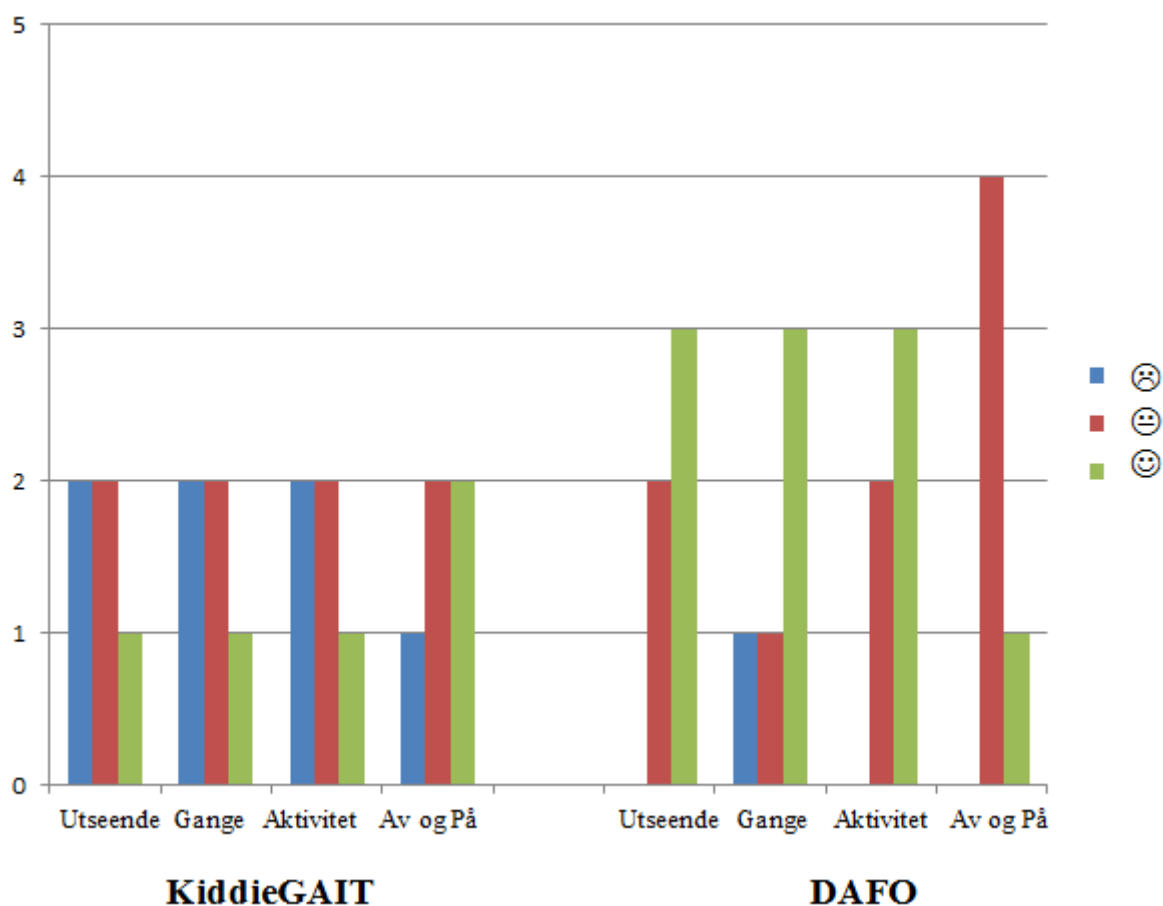
Figur 20 KG

Barn C ankel effekt i frasparket . Røde linjer er involvert side, Grønn viser ikke involvert side og det grå feltet er referansematerialet.

4.2 Spørreskjema

Svarene barna gav var alle til fordel for DAFO ortosen sammenlignet med KG ortosen. Barna svarte raskt og greit på spørsmålene. Alle sammen brukte ortosene på skolen til de kom hjem, to av barn brukte den i tillegg litt på ettermiddagen, mens et av barna brukte ortose hele dagen fra morgen til kveld. For dette barnet var ikke spørsmålet om funksjon barbeint relevant.

Barna var helt klare på hvilken ortose de foretrakk fremfor den andre. Bare et av barna sa det ikke spilte noen rolle hvilken ortose det brukte. Et barn ville fortsette å bruke KG, tre barn ville fortsette å bruke DAFO, og et barn ville bruke begge. Barnet som ville bruke begge ortosetyperne har større grovmotorisk utfordringer enn de andre. Barnet var det eneste med GMFCS II, de fire andre var klassifisert med GMFCS I.



Figur 21 Resultatene av spørreskjemaet. Grønn; liker godt, Rød; nøytral, Blå; liker ikke så godt

4.2.1 Utseende

Bare et barn likte utseende til KG ortosen, for 2 spilte den ingen rolle, med 2 likte den ikke. Derimot var det tre barn som likte utseende av DAFO, to var nøytrale, men ingen av barna svarte at de ikke likte utseende av DAFO i det hele tatt. (fig. 21, utseende)

4.2.2 Funksjon

Det ble ikke spurt sammenlignende spørsmål som for eksempel om de likte bedre å gå med DAFO enn KG. To barn likte ikke i det hele tatt å gå med KG, to var nøytrale, og en likte å gå med den. Når det gjaldt gange med DAFO svarte et barn at det ikke likte det i det hele tatt, et barn var nøytralt, og tre likte å gå med den (fig.21, gange). Alle barna likte å gå uten ortose. Når barna ble spurt om bruk av ortose ved selvvalgt aktivitet viste studien samme tendens som ved gange. To barn likte ikke å bruke KG ved utførelse av denne aktiviteten, to var nøytrale og en likte det godt. Ved bruk av DAFO var ingen negative, to var nøytrale, og tre

likte godt å utføre denne aktiviteten når de brukte DAFO (fig. 21, aktivitet). Alle barna likte godt å utføre den aktiviteten uten ortose.

4.2.3 Av og på taking

Når barna ble spurt om hvordan det var å ta på og av ortosen og sko, var svarene også til fordel for DAFO ortosen. Når det gjaldt DAFO var fire av barna var nøytrale, og en likte det godt. Ingen var negative til av og på taking av DAFO. Da de ble spurt om det samme når det gjaldt KG ortosen, var det en som ikke likte det, to var nøytrale og to likte godt. (fig. 21, av og på)

5. Diskusjon

5.1 Tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (3DBA)

Hensikten med ortosebruk for barn med CP er å hindre uønsket bevegelse, assistere ønsket bevegelse, redusere belastning, forebygge deformiteter, forbedre stabilitet og gangparametre og redusere belastning (Gage 2002). Studien viste at gange med DAFO ortose hadde bedre bevegelse av kneet ved fotsett og i støtdempingsfasen, bedre effekt i frasparket, og bedre gangparametre enn gange med KG ortosen. Sammenlignet med barbeint var det bedring i ankel og knebevegelse i sagittalplanet ved gange med begge ortosetyper som viser at begge ortosene hjelper til med å assistere ønsket bevegelse. Gangparametrene var bedret med begge ortosetyper sammenlignet med barbeint, mens effekten i frasparket var redusert. Det er derfor vanskelig å si om gangen er mer effektiv med noen av ortosetyperne.

5.1.1 Gangparametre

På de fleste gangparametrene skårer gange med DAFO bedre med KG. Det gjelder hastighet, skrittfrekvens og standfase lengde som alle var bedre med DAFO enn med KG. Hastigheten var signifikant bedre. Skrittlengden var lik på den involverte siden med begge ortosetyperne, men den var økt sammenlignet med barbeint gange.

Gange med ortosene i min studie viste at ganghastigheten ikke økte verken med KiddieGAIT eller DAFO sammenlignet med barbeint. Det var en signifikant forskjell mellom de to ortosene som viste at ganghastigheten var lavest med KG, raskest med DAFO og barbeint. Sammenlignet med referansematerialet var hastigheten lavere for alle målesituasjonene. Reduserte ganghastigheten kan ha innvirkning på effekten i frasparket siden hastighet er en av

parameterne når effekt blir regnet ut. Den reduserte hastigheten ved gange med KG sammenlignet med DAFO kan ha sammenheng med tilpasningstiden som bare var ca 14 dager for KG ortosen, mens barna tidligere hadde brukt DAFO i flere år. Casestudien av en voksen med hemiplegi viser reduserte gangparametre rett etter tilpassing av ortose, som økte 3 mnd etter tilpassing (Jagadamma et al 2007). Den kan også være tilfeldig på grunn av liten populasjon i studien. De fleste studiene viser derimot at hastigheten er økt med ortoser. (Brunner 1998; Thompson 2002; Desloovere 2006; Romkes 2006; Van Gestel 2008; Buckton 2001). Det kan også ha sammenheng med at barna i denne studien har gangfunksjon på nivå 1 og 2 i Winters gangklassifisering (1987), mens de andre studiene har inkludert barn med Spastisk unilateral CP med gangklassifisering 3 og 4.

Det ble funnet økt skrittlengde ved bruk av ortose sammenlignet med barbeint. Skrittlengden ble mer lik til skrittlengden på en ikke involverte siden som medfører en mer symmetrisk gange. At skrittlengden øker på den involverte siden med bruk av ankel-fot ortose ser ut til å være et gjennomgående funn ved anvendelse av ankel fot ortoser som vist ved gange med Posterior leaf spring ortose (PLS), Dual Carbon Fiber Spring ortose (CFO) og leddet AFO (Desloovere 2006; Romkes 2001). Adekvat skrittlengde som oppnås ved hælissett, god ballanse og effekt samt stabilitet og riktig stilling på standbeinet blir sett på som en viktig determinant for å oppnå effektiv gange (Gage 2002). Økt skrittlengde påvirker også ganghastigheten og kan derfor være en viktig parameter ved vurdering av ortosetype, spesielt når det gjelder barn med diagnosen spastisk unilateral CP (White et al 2002).

Skrittfrekvensen var raskere med DAFO sammenlignet med KG. Det forklarer hvorfor hastigheten ble funnet høyere med DAFO enn med KG selv om skrittlengden var lik med begge ortosetypene siden hastigheten er avhengig av skrittlengde og skrittfrekvens. Skrittfrekvensen var redusert med begge ortosetypene sammenlignet med barbeint som stemmer overens med flere studier med ulike AFO modeller. (Brunner 1998; Thompson 2002; Romkes 2006; Van Gesell 2008; Buckton 2001). For gange med DAFO viser den reduserte skrittfrekvensen og økte skrittlengde at gangen er mer effektiv sammenlignet med barbeint gange. Med KG er det også redusert skrittfrekvens og økt skrittlengde, men siden skrittlengden ikke er like lang som med DAFO er hastigheten redusert, og dermed er ikke gangen like effektiv.

Standfase lengden i prosent av gangsyklusen var lik ved alle målesituasjonene. 58,7 % med KG og 59,1 % med DAFO og barbeint 57,0 %. Dette er likt med referansematerialet som er 58,3 % (Tabell 4). Funnene samsvarer med studier med ulike AFO modeller (Desloover 2006; Romkes 2001; White 2002)

5.1.2 Ankel

Målingene av gange med de to ortosetypene viser ingen store forskjeller når DAFO blir sammenlignet med KG. Sammenlignet med barfotgange viser studien signifikant bedring av ankelvinkelen med begge ortosene. Både gange med KG ortosen og DAFO gir en hæl til tå gange. Målingene med begge ortosetypene viste hælissett, mens barbeintmålingene viste fotissett med forfot. Pre posisjonering av foten før fotissett for å oppnå hælissett er en av de 5 determinantene beskrevet av Gage (2002) for å oppnå en effektiv gange. At hælissett oppnås med gange med DAFO og KG samsvarer med flere studier som viser signifikant endring av vinkelen mellom legg og fot ved fotissett ved gange med forskjellige typer AFO sammenlignet med barbeint gange (Desloover 2006; Van Gestell 2008; Buckon 2001). Etter hælissett beveger foten seg mot underlaget i en plantarfleksjons bevegelse. (Første rocker, (Perry 1992)) Funksjonen er å gi støtdemping og stabilitet når foten er i bakken. Denne bevegelsen oppstår ved normal gange.

Denne studien viser at det er støtdemping i plantarfleksjonsbevegelse (Bevegelsen i første rocker) med begge ortosertypene, mest med DAFO, men det er ingen signifikant forskjell mellom dem. Det fører med seg at foten kommer raskere i bakken. Når det gjelder KG beskriver fabrikanten av ortosen at den har et fleksibelt hælpartiet som gir forutsetninger for et mykt hælissett og dermed en bevegelse mot plantarfleksjon. Ved gange med DAFO kan denne bevegelsen i prinsippet ha sammenheng med det fleksible materialet DAFO er laget av, samt kompresjon av bløtdelene bak på leggen. Det samme sees ved gange med Posterior Leaf Spring ortose som følge av at materialet tillater noe bevegelse i plantarfleksjon (Buckon et al 2001) Selv om denne bevegelsen i prinsippet ikke skulle vært tilstede i gange med DAFO på grunn av konstruksjonen av ortosen, viser flere studier det samme med forskjellige AFO modeller, hvor alle er laget med begrenset plantarfleksjons bevegelse for å oppnå bedre kontroll av ankelbevegelsen i svingfasen (Desloover 2006; Romkes 2002 og 2005). Første rocker er dermed godt ivaretatt med både KG og DAFO. Det vi fortsatt ikke vet er om plantarfleksjonsbevegelsen er i ortosen, om hælen på skoen blir komprimert, eller om bevegelsen skjer både i ortosen og i skoen. Med DAFO var det økt plantarfleksjon gjennom

hele standfasen for 4 av de 5 barna. Det kan ha sammenheng med at materialet i plasten er for svakt til å ivareta kontrollen av bevegelsen i standfasen, men stiv nok til å kontrollere stillingen i ankelen i svingfasen. Målingene viser at dorsalløft i svingfasen er dårligere med KG sammenlignet med DAFO

Ortose-sko-kombinasjonen i denne studien var ikke individuelt fin-innstilt ved hjelp av filming som Eddison et al (2012) beskriver som viktig i tilpassing av AFO til barn med spastisk cerebral parese. Jeg valgte ikke å gjøre det, fordi barna som er med i denne studien ikke har en betydelig redusert passiv dorsalfleksjon, og siden DAFO er leddet, og KG er fleksibel. Det mest vanlige er å fininnstille ulededde AFO siden de er stive i ankelen (Owen 2002). Ortose-vinkelen er satt til 0 gr i begge type ortoser, og siden alle ble målt med samme type sko med samme hælhøyde er vinkelen mellom legg og gulv med alle ortoser 5 gr med leggen forover. Winters gangklassifisering (1987) av barna som er med i denne studien foreslår ortoser med fri dorsalfleksjon, men utgangsvinkelen er ikke beskrevet. Det førte til at alle barna gikk med ortoser med samme ortosevinkel og samme legg til gulv-vinkel.

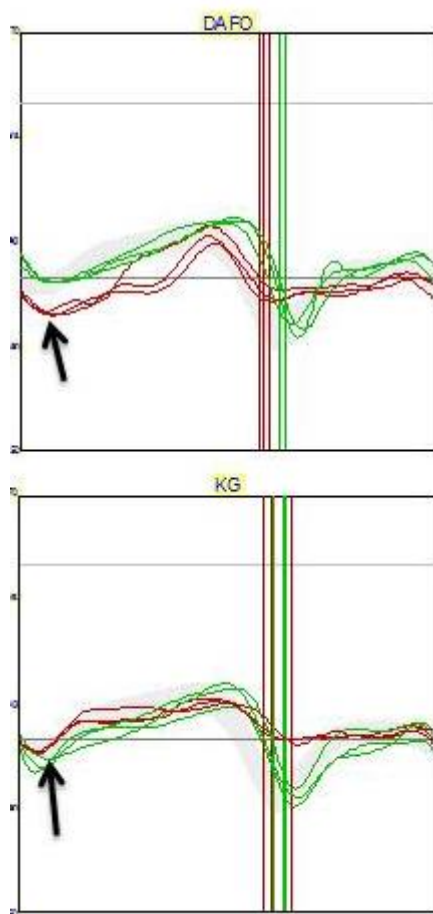
Målingen med DAFO ortose viste økt plantarfleksjon gjennom hele standfasen for 4 av de 5 barna. Økt dorsalfleksjon i standfasen ble funnet i alle 3 ortosetyperne (leddet AFO, uledet AFO og posterior spring leaf ortose) i studien til Van Gestell (2001), men økt plantarfleksjon er ikke beskrevet i litteraturen. Igjen kan det ha sammenheng med at materialet i DAFO ortosen er for mykt.

5.1.3 Kne

Funnene i bevegelsen av knær i sagittalplanet i denne studien var til fordel for DAFO ortosen sammenlignet med KG ortosen. Ved gange med KG var det økt knefleksjon ved fotisett og ved maks fleksjon i støtdempingsfasen sammenlignet med DAFO. Det ble også observert at utrettingen i svingfasen var redusert i forhold til gange med DAFO og referansematerialet. For å beskrive og diskutere knebevegelsen må som oftest knebevegelsen sees i sammenheng med ankelbevegelsen, fordi avvikende ankelbevegelse ofte fører til kompensatoriske bevegelser i kneet, og avvik i knebevegelsen kan fører til kompensatoriske bevegelser i ankel.

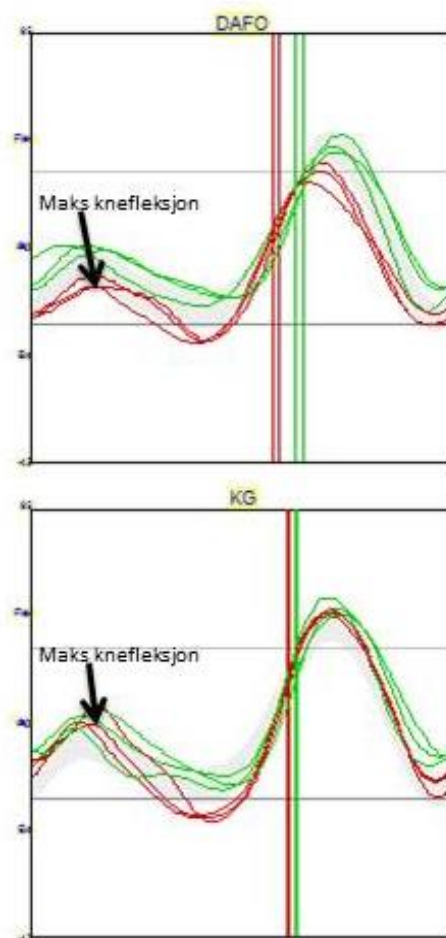
Ved fotisett ble det målt signifikant bedre kneekstensjon med DAFO sammenlignet med KG ortosen, KG ortosen hadde lett økt knefleksjon. Det har sammenheng med bedre utretting i sluttsvingfasen i kneet, og dermed bedre fotklarering, ved gange med DAFO sammenlignet

med gange med KG ortosen. Den bedrede utrettingen kommer som resultat av bedre dorsalløft i ankelen i svingfasen med DAFO sammenlignet med KG, og dermed et bedre hælsett. Det viser at adekvat fotklarering og god preposisjonering av foten som er to av Gage (2002) beskrevne determinanter for effektiv gange er bedre ved gange med DAFO sammenlignet med gange med KG. Desloovere (2006) beskrev i diskusjonen en signifikant bedring i knebevegelsen fra fotsett til maks knefleksjon, bevegelsen i støtdempingsfasen, med gange med Posterior Leaf Spring ortose og Dual Carbon Fiber Spring ortose sammenlignet med barbeint. Ser vi på tabellen over resultatene til Desloovere (2006) viser den økt knefleksjon ved fotsett og ved maks knefleksjon i støtdempingsfasen ved gange med Dual Carbon Fiber Spring ortose (CFO), mens med Posterior Leaf Spring ortose (PLS) var resultatene likere normalmaterialet. Bedringen er i bevegelsesutslaget som er beskrevet i konklusjonen er i grader og uavhengig av gradeantall ved fotsett og maks knefleksjon. Den økte knefleksjonen vist i tabellen som er i slutten av støtdempingsfasen er ikke diskutert, men kan ha betydning for den videre bevegelsen i standfasen. Siden KG ortosen har en konstruksjon som er stiv som CFO og kan på mange måter sammenlignes med CFO i funksjon, indikerer det at stivheten i ortosen virker inn på knebevegelsen i svingfasen og påfølgende fotsett. Lofterød (2008) beskriver at når foten er plantarflektert i svingfasen er den kompensatoriske bevegelsen økt hoftefleksjon, og ikke økt knefleksjon. Det indikerer at det ikke er den økte plantarfleksjonen i svingfasen i gange med KG som er avgjørende for økt knefleksjon ved fotsett, men stivheten i materialet. I studien til Jagadamma (2009) hvor vinkelen mellom leggen inne i ortosen og gulvet økes fra 5 gr til 10 gr for å redusere hyperrekstensjonen, øker vinkelen i kneet ved fotsett med 5 gr. Både den leddede DAFOen og KG ortosene i denne studien har en vinkel på 5 gr mellom legg og gulv. Uleddet ortose med 5 gr legg til gulv vinkel i studien til Jagadamma (2009) hadde samme knevinkel ved fotsett som DAFO i min studie. Det ubesvarte spørsmålet er hvordan den økte knefleksjonen i støtdempingsfasen påvirker resten av standfasen med tanke på at den naturlige utviklingen av spastisk unilateral CP er fra droppfot i svingfasen (type 1) til økt knefleksjon i standfasen (type 3) (Rodda et al 2001).



Figur 22 Ankler i sagittalplanet Barn C.

Tre representative gangsykluser fra hver side med DAFO ortose og KG ortose. Rød er involvert side, Grønn er ikke involvert side, og det grå området er referansematerialet. Barn C er representativ for utvalget.



Figur 23 Knær i sagittalplanet, Barn C

Ved å studere kurvene til et barn (barn C, involvert side rød) som er representativ for utvalget viser den økte knefleksjonen ved fotsett med gange med KG, og økt knefleksjon ved maksimum fleksjon i støtdempingsfasen (fig 22 og fig 23). Den samme tendensen er vist når ortose-sko kombinasjonen øker legg til gulv vinkel fra 5 til 10 gr. (Jagadamma 2009). I denne studien skjer det på tross av at legg til gulv vinkelen er lik både i KG ortosen og DAFO ortosen. Utvalget i denne studien og studien til Jagadamma (2009) er lite, bare 5 barn med CP. I studien til Jagadamma (2009) var det inkludert 2 med SU-CP. Ut ifra hvordan KG er konstruert og informasjon fra fabrikanten at hælpartiet i ortosen er fleksibelt vil det gi en bedre første rocker i ankelen, og det vil i prinsippet derfor være naturlig å tenke seg at knefleksjonen i støtdempingsfasen vil øke sammenlignet med knefleksjonen barbeint og dermed ha en fordel sammenlignet med CFO, i studien til Desoolover (2006) som i prinsippet, er stivere. Jagadamma (2009) poengterer i sin konklusjon at virkningen av den økte

knefleksjonen ikke er diskutert før, og at den kan ha en uheldig påvirkning på gangmønsteret på sikt på grunn av økte kneflekkerende momenter tidlig i standfasen. Det bør også utforskes hvordan denne uheldig knefleksjonen kan reduseres ved for eksempel sko modifikasjon.

En annen grunn til at kneet flekterer mer med KG-ortosen kan være konstruksjonen. Den er ikke individuelt laget, så stivheten i hæl-partiet og mykheten i ankel og legg del kan ikke forandres. Barna som var med på denne studien var lette, noe som kan ha innvirkning på hvor mye de klarte å komprimere hælpartiet, og benytte seg av fleksibiliteten i ortosen. Ortosen er tilpasset etter skostørrelse, og ikke etter vekt, og fabrikanten har ikke opplyst om det er forskjell i stivheten i hælpartiet mellom de forskjellige størrelsene. Ved å gjøre hæl-partiet mykere og tilpasset stivheten i resten av ortosen kan det hende at resultatet hadde blitt annerledes.

Det ble funnet økt kneekstensjon i midtstandfasen ved gange barbeint og med begge ortosetyper sammenlignet med referansematerialet. Det kan være problematisk fordi det ofte har sammenheng med økt plantarfleksjon, og vanskeliggjør knefleksjon mot svingfasen. I klassifiseringen av barbeint gangen til barn med spastisk unilateral CP er økt plantarfleksjon i ankelen sammen med økt kneekstensjon beskrevet som type 2B (Rodda 2001). Gange med DAFO viser økt ekstensjon i kneet sammen med plantarfleksjon i ankelen i midtstandfasen (fig 22 og fig 23). Ankelvinkelen i ortosen ble målt til plantigrad (90 gr). Studien viser at på tross av statisk optimal vinkel, vinkelen i ortosen målt uten barnet, blir plantarfleksjonen for stor trolig på grunn av mykhet i materialet. Sammenlignet med gange med DAFO viste gange med KG mindre kneekstensjon i midtstandfasen samtidig med at økt dorsalfleksjon med DAFO (fig. 22 og fig. 23). Det viser at stillingen i ankelen påvirker knebevegelsen.

Ved barbeint gange kan det være spastisiteten i leggmuskulaturen som gir kobling mellom plantarfleksjon og kneekstensjon. Med KG var det forventet adekvat kneekstensjon på grunn av konstruksjonen foran på leggen som også kan ha som mål å ekstenkere kneet. Alle fem barna som er med i denne studien gikk med økt ekstensjon i knær med DAFO ortose. Økningen er signifikant sammenlignet med barbeint. I prinsippet skal det ikke være mulig fordi ortosen er produsert i plantigrad stilling, og med sko blir vinkelen mellom gulv og legg 5 gr på grunn av netto hæl høyden. Sannsynligvis har det sammenheng med mykheten i materialet i DAFO ortosen er produsert i, og kompresjon av leggmuskulatur (Morris et al 2009). Vinkelen mellom gulv og legg er viktig for midtstandfasen. Ortosene i denne studien ble ikke individuelt fin-innstilt ”tunet”, men alle ortosene hadde samme vinkel i denne

studien. Eddison et al (2012) beskriver formålet med fin-innstilling av AFO (tuning av ortoser), og konkluderer med at riktig vinkel mellom gulv og legg kan signifikant bedre ortosefunksjonen. Jagadamma et al (2009) fikk ved å tune ortosene til 5 barn diagnostisert med CP redusert overstrekk fra -2,6 gr til 3,7 gr. Samtidig som hyperekstensjonen blir redusert med tuning av ortosen, øker som før nevnt fleksjonen ved fotsett og i støtfasen betydelig i studien til Jagadamma (2009). Butler et al (2007) påpeker dette som en negativ effekt av å tune ortoser for å bedre hyperekstensjon. Overstrekket i kneet i standfasen med DAFO, selv om den er leddet, kunne muligens vært redusert med individuelt tunede ortoser, uten at vi vet hvilken annen kanskje negativ effekt det ville fått. Fin-innstilling, tuning, er å endre vinkelen mellom gulv og legg for å påvirke knestrekken i standfasen. Det gjøres ved å legges en kork under hælen for å skyve leggen framover. I denne studien ble det bruk 2 mm copolymer i produksjonen av DAFO som er prosedyren ved framstilling av ortoser til de minste barna med spastisk unilater CP ved vår institusjon. Resultatene kan tyde på 2mm er for fleksibelt, og må forsterkes.

5.1.4 Fotprogresjonsvinkel

Det ble målt lett innadrotert fotprogresjonsvinkel ved gange med begge ortosetyperne sammenlignet med referansematerialet.

Fotprogresjonsvinkelen ble målt uendret fra midt i standfasen til fotavvikling med KG. Fabrikantens beskrivelse av KG er blant annet at fordelene ved ortosen er at det myke hælpartiet gir forutsetninger for et mykt hælsett. Det fører med seg at foten kommer raskere i bakken, og fotprogresjonsavvikene blir i prinsippet bedre enn ved ortoser som ikke har denne muligheten. Det kan være forklaringen på at fotprogresjonsvinkelen er uendret. Har ortosen en stiv forfot vil tredje rocker bli vanskeliggjort, og fotprogresjonen vil rotere innover eller utover for å gjøre fotavviklingen enklere (Carmick 2013). Det kan tyde på at fabrikantens informasjon om at ortosen har en gradert fjærbelastning i forfoten gir myk nok forfot for å oppnå en tredje rocker. Gange med DAFO viser at fotprogresjonsvinkelen er noe innadrotert, det på tross av god plantarfleksjonsbevegelse i første rocker. Den økte innadroterte fotvinkelen med DAFO kan ha blitt påvirket av barn A som hadde en betydelig innadrotert fotvinkel. Selv om fotprogresjonsvinkelen peker lett innover med DAFO øker den ikke ytterligere ved fraspark. Når fotprogresjonen er innadrotert i standfasen, er sjansen for at innadrotasjonen øker ytterligere med gange med ortose ved fraspark økt. Det for å redusere momentarmen og dermed gjøre fotavviklingen enklere. Grunnen til at det ikke skjer kan være

at trimlinjen på plasten som går bak metatarshodene for å tillate bevegelse i grunnleddene som gir bevegelse ved tredje rocker.(Carmick 2013)

Målingene viste at fotvinkelen, i andre rocker, i forhold til gangretningen var best barbeint (noen grader ut), men at foten pekte innover ved fotavvikling. Siden utviklingen av gangmønsteret ved spastisk unilateral-CP beskrives som redusert kontroll av fotløftet i svingfasen mot fleksjon i hofter, kne, spissfot og innadrotasjon av hofter (Winters 1987) kan den innadroterte fotprogresjon muligens være et tidlig tegn på denne utviklingen.

5.1.5 Effekten i frasparket

For fire av de fem barna som var med i studien var effekten i frasparket best med DAFO sammenlignet med KG. Gjennomsnittsverdien for DAFO ble målt til 1,5 watt pr kilo, mens gjennomsnittsverdien for KG ble målt til 1,2 watt pr kilo. Effekten i frasparket viste seg derfor ikke å øke med KG sammenlignet med DAFO som var forventet. Det indikerer at KG ikke fungerer som karbon-komposit ortosen (CFO) beskrevet av Desloovere (2006), hvor effekten i frasparket var signifikant bedre med CFO sammenlignet med PLS, hvor det ble funnet at gange med CFO ortosen hadde en gjennomsnittsverdi på 1,5 watt pr kilo i frasparket.

Sammenlignet med barbeint gange var effekten i frasparket ved tredje rocker redusert ved bruk av begge ortosetyperne. Gjennomsnittsverdien av effekten i frasparket barbeint ble funnet lik i denne studien (2,16 watt pr kilo) sammenlignet med resultater til Desloovere (2006) (2,0 watt pr kilo). Et typisk utviklet barn har en effekt i frasparket på 3,0 watt pr kilo, målt i bevegelseslaboratoriet ved vår institusjon. Denne studien konfirmerer at effekten i frasparket blir redusert ved gange med ortose sammenlignet med barbeint, som igjen er redusert sammenlignet med et typisk utviklet barn. Det er en negativ effekt ved bruk av AFO påpekt i de fleste studier som involverer spastisk unilateral CP (Desloovere 2006; Van Gestell 2008; Buckon 2001), men at den positive effekten med bedret stilling i ankelen er viktigere.

Den reduserte effekten i frasparket med KG kan også ha sammenheng med at barna gikk med redusert hastighet ved gange med KG sammenlignet med DAFO som støttes av Desloovere (2006) som påpeker at den reduserte hastigheten ved gange med PLS sammenlignet med CFO kan ha innvirket på effekten i frasparket.

5.2 Spørreskjema

Når barna ble spurt om utseende, funksjonen og av og påtaking av ortosene var alle svarene til fordel for DAFO ortosen.

5.2.1 Utseende

Da barna ble spurt om de likte utseende av ortosene, var det overvekt av barn som likte utseende på DAFO. Det er en ortose som de selv har valgt mønsteret utenpå, og dermed har de vært med i beslutningen om hvordan ortosen blir seende ut. KG derimot er prefabrikkert og leveres kun i svart. En positiv effekt med deltagelse var at barna følte at de ble hørt og verdsatt (Franklin A. et al 2009) og kan dermed påvirke hvilken ortose barna likte best utseende på. Franklin et al 2009 beskriver at barns deltagelse i beslutningsprosessen er økende, men at barn med funksjonsnedsettelse ikke blir involvert på samme måte som barn som ikke har funksjonsnedsettelse. Barna i dette prosjektet har liten innvirkning på beslutningen om å bruke ortose eller ikke. Det de kan påvirke er til en viss grad utseende, og noen ganger når den skal brukes. Barnet som svarte at det likte godt utseende til KG tilførte at KG så ut som en leggskinne som man spiller fotball med.

Mye av problematikken ved bruken av DAFO ortosen har vært størrelsen og problemer med å få tilpasset sko som ikke blir for store og klumpete. Foreldrene til barn som brukte DAFO påpekte det som et hovedproblem at skoene var store og klumpete når barna var små, og umoderne når barna ble ungdommer (Näslund A et al 2003). En av fordelene med KG er at den tar mindre plass i skoen, og brukeren kan ofte bruke sko kjøpt i vanlig butikk, og dermed bruke sko like til kameratene. Ved bruk av DAFO må det alltid tilpasses spesialsko. Siden ortosen og skoen er et system som brukes sammen, er det derfor nærliggende å tro at barna ville foretrekke systemet KG og vanlig sko, men eget skovalg var ikke et tema som ble fremhevet av noen av barna.

5.2.2 Funksjon

Tre av barna likte godt både å gå med DAFO og utføre selvvalgt aktivitet. Et av barna likte ikke så godt å gå DAFO ortosen. Derimot var det bare et av barna som likte godt å gå med og utføre selvvalgt aktivitet med KG ortosen, og to av barn likte ikke så godt å gå med og utføre selvvalgt aktivitet med den. Svarene gitt da de ble spurt gikk dermed til fordel for DAFO ortosen. Det kan ha sammenheng med at KG ortosen er stivere som gjør det vanskeligere å bevege seg med spesielt under aktivitet hvor dorsalfleksjon i ankelen er nødvendig som gange i bratte oppoverbakker og å sitte på huk.

Fire av fem barn likte godt å utføre selvvalgt aktivitet barbeint. For det femte barnet var ikke spørsmålet aktuelt fordi barnet brukte ortose hele dagen. Det er i tråd med andre studier av

barn som er ortosebrukere. De fleste foretrekker ikke å bruke ortose. Det har sammenheng med funksjonen av AFO som skal hindre at foten plantarflekteres. Det blir derfor vanskelig å stå på tå, hinke med fraspark, klatre i trær med alle AFO typer, dvs de fleste aktiviteter hvor ankelbevegelsen, også plantarfleksjonen, bør være tilstede. Noen tar ortosen av når de skal ut og leke (Østensjø 2012)

Naslund et al (2003) beskrev at DAFO på grunn av at plasten inneslutter hele foten var varm når det var varmt, og kald når det var kaldt. Ingen av barna kommenterte at det var en temperatur forskjell mellom DAFO og KG. I prinsippet er KG en ortose som ikke er så tett omsluttet og dermed luftinger. Jeg hadde ikke direkte spørsmål om det på spørreskjemaet.

5.2.3 Av og på tagging

Et barn likte å godt å ta av og på DAFO ortosen mens fire var nøytrale. To likte godt å ta på KG ortosen, mens to var nøytrale. En likte ikke så godt å ta på KG ortosen.

Ortoser er en ekstra ting barn må forholde seg til når de skal kle på seg. De må i mange tilfeller ta den av og på i barnehage og skole og det tar mer tid, og med en DAFO må man være sikre på at foten er riktig plassert og av at stroppene er riktig strammet. Det er bortimot umulig at små barna klarer dette selv. (Naslund et al 2003) For eldre barn kan denne avhengigheten være et ekstra problem for selvhjelpenheten. Problemet med å ta på ortosen blir spesielt vanskelig for de barna med spastisk unilateral CP hvor når den ene hånden/ armen har redusert funksjon.

For å ta på DAFO må begge hender brukes. Den må åpnes opp for å få foten nedi. Det kan også være vanskelig å få skoen utenpå ortosen på grunn av størrelse og stivhet. KG-ortosen sittet i skoen, og foten skal nedi skoen og ortosen som et system. I prinsippet burde det vært enklere å ta på seg KG. Svarene på spørsmålet om hvordan det var å ta på KG-ortosen sammenlignet med svarene på hvordan det var å ta på og av DAFO-ortosen var derfor overaskende. Også her kan den korte tilvenningsperioden og barns motstand mot forandringer ha spilt inn på resultatet. Det at barna likte bedre utseende på DAFO kan også være en medvirkende faktor på hvordan de liker alt annet ved DAFO ortosen bedre.

Alle barna gikk med DAFO før de ble med i studien og fikk tilpasset ny DAFO og KG ortose. Barn liker ofte ikke forandringer. Det kan ha innvirkning på resultatene av spørreundersøkelsen siden KG var en ny annerledes ortose. Det var også relativt kort tid fra tilpassingen av ortosene (ca 14 dager). Selv om vi fysisk ser at barn tilpasser seg nye ortoser,

ofte ved å løpe rundt med dem på etter få minutter, kan tilpassingen mentalt ta lengre tid. Andre studier som Thomas (2002) har brukt 3 måneders tilvenning til hver av ortosene, og målt de forskjellige ortosetyperne etter hver tilvenningsperiode. Det kan gi negativt utslag i svarene barna har gitt angående den nye typen, KG-ortosen.

WHO's helseklassifikasjonssystem, ICF, med utgangspunkt i funksjon er en biopsykososial klassifisering hvor den enkeltes funksjonsevne sees i samspill med omgivelsene. Med utgangspunkt i funksjon i samspill med omgivelsene støtter jeg meg i denne studien til barnas opplevelse av funksjonen i lek uten ortose og med de 2 forskjellige ortose typene. ICF klassifiserer gange ut i fra funksjonalitet og ikke ut i fra kvalitet, og barna vil dermed få en annen skår barbeint og med ortose enn vi får ved medisinske tester. Vi vet lite om langtids effekt av bruk av ortoser, så det viser viktigheten av å få kunnskap om når ortosen bør brukes for å hindre kontrakturutvikling, og når den forsvarlig kan tas av i lek og i samspill med andre barn.

Spørreskjemaet som er brukt ved denne studien ble laget av meg for å få et inntrykk av barna sin egen mening om de to ortosetyperne. Fordi barna allerede hadde gjennomgått tre sekvenser med tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse samme dag, var det viktig at denne delen ikke tok for lang tid. Jeg ser svakhetene i spørreskjemaet siden det ikke er validert.

5.3 Konklusjon

Denne studien, selv om utvalget er lite, tilfører ny kunnskap om ortose tilpassing til barn med spastisk unilateral CP i Norge. Resultatet av 3DBA målingenene av DAFO sammenlignet med KG ortose var for de fleste måleparametre favorable for DAFO ortosen, og når barna ble spurt om utseende og funksjon foretrakk de også DAFO ortosen framfor KG ortosen. Dette var ikke det resultatet som var forventet ved starten av forskningsprosjektet. Denne studien viser viktigheten av å utforske og evaluere nye ortosetyper før de blir allment introdusert, til barn med diagnosen spastisk unilateral CP. Resultatene av studien er ikke i konflikt med, men bør forenes med studien til Desloovere (2007) hvor det i konklusjonen fremheves at klinikerne fortsatt må stole på deres egen kliniske erfaring, og pasientens karakteristika, og la det være førende for den kliniske beslutningstakingsprosessen for å evaluere ortosebehov hvor formål er å bedre gangen til barn med CP, siden gode studier mangler. Denne studien er et lite skritt på vegen mot bedre dokumentasjon av ortosetilpassing for barn med spastisk unilaterale CP.

5.4 Veien videre

I denne studien var utvalget lite, man kan antyde at gange og barns preferanser går til fordel for DAFO ortosen. En større studie som inkluderer flere barn bør utføres. En av funksjonene beskrevet av produsent, er at KG ortosen gir knestrekk. Om den opprettholder knestrekk sammenlignet med DAFO for forhindre den naturlige utviklingen av spastisk unilateral CP som går mot økt knefleksjon (Winters 1987) bør utforskes.

Målingene med leddet DAFO viste økt plantarfleksjon i støtdemplingsfasen. Det kan ha sammenheng med redusert styrke i konstruksjonen på baksiden av leggdelen av ortosen og at ortosen dermed ikke holder igjen for spastisiteten og muskelaktivitet i muskulaturen på baksiden av leggen i standfasen. For barn med Winters klassifisering 2B, som beskrives med økt ekstensjon i kneet, indikerer studien at DAFO ortosen er for myk og gir ikke den optimale ekstensjonen i kneet. Det bør også settes fokus på å optimalisere vinkelen mellom gulv og legg, styrke materialet, og fininnstille ortosen, for å optimalisere kneekstensjonen uten at det samtidig øker dorsalfleksjonen i standfasen.

Ved vår institusjon bør det prøves ut leddet DAFO med forsterkning bak for å hindre økt plantarfleksjonen etter fotisett og tidlig standfase. Forsterket ortose bør kontrolleres med 3DBA

Når det gjelder barna sitt forhold til ortosebruk bør det utforskes videre siden vi fortsatt vet lite om det.

Referanser

Ackman, J. D. og Russman, B. S. og Thomas, S. S. og Buckon, C. E. og Sussman, M. D. og Masso, P. og Sanders J. og D'Astous, J. og Aiona, M. D. (2005) Comparing botulinum toxin A with casting for treatment of dynamic equinus in children with cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology* 47, s. 620-627.

Alderson, P. (1993) *Children's consent to surgery*. Buckingham: Open University Press

Andersen, G. L. og Irgens, L. M. og Haagaas, I. og Skranes, J. S. og Meberg, A. E. og Vik, T. (2008) Cerebral palsy in Norway: Prevalence, subtypes and severity, *European Journal of paediatric Neurology* 12(1), s. 4-13.

Beauchamp, T.L. og Childress, J.F. (2001) *Principles of biomedical ethics* (5. utg). Oxford: University Press.

Balaban, B. og Yasar, E. og Dal, U. og Yazicioglu, K. og Mohur, H. og Kalyon, TA. (2007) The effect of hinged ankle-foot orthosis on gait and energy expenditure in spastic hemiplegic cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*. 29(2), s. 137-144.

Befring, E. (2010) *Forskningsmetode med etikk og statistikk*, 2. utg. Oslo: Det Norske Samlaget

Bell, A. (2007) Designing and testing questionnaires for children, *Journal of Research in Nursing* 12(5) s. 461-469.

Bax, M. og Goldstein, M. og Rosenbaum, P. og Leviton, A. og Paneth N. (2005) Proposed definition and classification of cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 8, s. 571-576.

Bowers, R. og Ross, K. (2009) *Orthotic management*. Morris C., Codie D. (red), Recent developments in healthcare for Cerebral Palsy: Implications and opportunities for Orthotics. *International Society for Prosthetics and Orthotics*, s. 235-297.

Boyd, R. N. og Graham, H. K. (1999) Objective measures of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with CP, *European Journal of Neurology* 6(4) s. 23-35.

Bjørndal, A. og Hofoss, D. (2008) *Statistikk for helse- og sosialfagene*, 2. utg. Oslo: Gyldendal Akademiske.

Bjornson, K. F. og Schmale, G. A. og Adamczyk-Foster, A. og McLaughlin, J. (2006) The effect of Dynamic Ankle Foot Orthoses on function in children with Cerebral Palsy, *Journal of Rehabilitation Medicine* 26, s. 773-776.

Brehm, M-A. og Harlaar, J. og Scheartz, M. (2008) Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with cerebral palsy, *Journal of Rehabilitation Medicine* 40, s. 529-534.

- Brunner, R. og Meier, G. og Ruepp. (1998) Comparison of a stiff and spring-type ankle-foot orthosis to improve gait, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 18(6), s. 719-726.
- Buckon, C. E. og Thomas, S. S. og Jakobson-Huston, S. og Moor, M. og Sussman, M. og Aiona, M. (2001) Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 43, s. 371-378.
- Butler, P. B. og Farmer, S. E. og Stewart, C. og Jones P. W. og Forward, M. (2007) The effect of fixed ankle foot orthoses in children with cerebral palsy, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2(1), s. 51-58.
- Cans, C. (2000) Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 42(12), s. 816-824.
- Capjon, H. og Bjørk, I. T. (2010) Rehabilitation after multilevel surgery in ambulant spastic children with cerebral palsy: Children and parent experiences, *Developmental Neurorehabilitation*, 13(3), s. 182-191.
- Carlson, S. og Shields, N og Yong, K. og Gilmore, R. og Sakzewski, L og Boyd, R. (2010) A systematic review of the psychometric properties of Quality of Life measures for school aged children with cerebral palsy. *BMC Pediatrics*, Tilgjengelig fra: <http://www.biomedcentral.com/1471-2431/10/81> (Hentet 10. mars 2013)
- Carmick, J. (2013) Forefoot mobility in ankle and foot orthoses: Effect on gait of children with cerebral palsy, *Pediatric Physical Therapy*, 25, s. 331-337.
- CPOP, Cerebral Parese Oppfølgingsprogram, Årsrapport 2011
- CPOP, Cerebral Parese Oppfølgingsprogram, Årsrapport 2012
- Danielsson, A. og Sunnerhagen, K. S. (2004) Energy expenditure in stroke subjects walking with a carbon composite ankle foot orthosis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 36, s. 165-168.
- Davis, R. B. og Ounpuu, S. og Tyburski, D. og Gage, J. R. (1991) A gait analysis data collection and reduction technique, *Human Movement Science*, 10, s. 575-587.
- Desloovere, K. og Molenaers, G. og Van Gestel, L. og Huettenlocher, C. og Van Campenhout, A. og Callewaert, B. og Van de Walle, P. og Seyler, J. (2006) How can push-off be preserved during use of an ankle foot orthosis in children with hemiplegia? A prospective controlled study, *Gait and posture*, 24, s. 142-151.
- Figueiredo, E. M. og Ferreira, G. B. og Moreira, R. C. M. og Kirkwood, R. N. og Fetters, L. (2008) Efficacy of Ankle-Foot-Orthoses on gait of children with cerebral palsy: Systematic review of literature, *Pediatric Physical Therapy*, 20, s. 207-223.
- Franklin, A. og Sloper, P. (2009) Supporting the Participation of Disabled Children and Young People in Decision-making. *Children & Society*,
- Helsedirektoratet (2009) *Habilitering av barn og unge*, IS 1692, Handlingsplan.

- Helse og omsorgsdepartementet (2004) *Fra stykkevis til helt. En sammenhengende helsetjeneste*. (NOU 2005: 3, 6.1)
- Gage, J. R. (2004) *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*, Suffolk: Mac Keith Press
- Gage, J. R. (1983) Gait analysis for decision-making in cerebral palsy, *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute*, 43(2), s. 147-163.
- Galli, M. og Cimolin, V. og Rigoldi, C. og Tenore, N. og Albertini, G. (2010) Gait patterns in hemiplegic children with Cerebral Palsy: Comparison of right and left hemiplegia, *Research in Developmental Disabilities*, 31(6), s. 1340-1345.
- Hageberg, B. og Sommerfelt, K. (2003) *Nevrologi og nevrokirurgi. Fra barn til voksen*, Drammen: *Vett og viten AS*, (3. utg).
- Hylton, N. M (1990) Postural and Functional Impact of Dynamic AFOs and FOs in Pediatric Population, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2(1), s. 40-52.
- International Standard Organisation, ISO, (1984) 854-1:1984
- Jagadamma, K. C. og Coutts, F. J. og Mercer, T. H. og Herman J. og Yirrel, J. og Forbes, L. og Van der Linden, M. L. (2009) Effects of tuning of ankle foot orthoses-footwear combination using wedges on stance phase knee hyperextension in children with cerebral palsy – Preliminary results, *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 4(6), s. 406-413.
- Kadaba, M. P. og Ramakrishnan, H. K. og Wootten, M. E. (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking, *Journal of Ortopedic research*, 31(6), s. 1340-1345.
- Koman, A. L. og Smith, B. P. og Shilt, J. S. (2004) Cerebral palsy, *Lance*,. 363, s. 1619-1631.
- Krageloh-Mann, I. og Cans, C. (2009) Cerebral palsy update, *Brain & Development*, 31, s. 537-544.
- Liu, X-C. og Embrey, D. og Tassone, C. og Klingbeil, F. og Marquez-Barrientos, C. og Brandsma, B. og Lyon, R. og Schwab, J. og Thomertz, J. (2013) Foot and Ankle joint movements inside ortoses for children with Spastic CP, *Journal of orthopaedic research*, Online in Wiley Library. DOI 10.1002/jor.22567
- Lofterød, B. og Terjesen T. (2008) Local and distant effects of isolated calf muscle lengthening in children with cerebral palsy and equinus gait, *Journal of Children's Orthopaedics*, 8(3), s. 55-61.
- Lov om medisinsk utstyr. Lov 1995-01-12 nr 6
- Maltais, D. og Bar-Or, O. og Galea, V. og Pierrynowski, M. (2000) Use of orthoses lowers the O2 cost of walking in children with spastic cerebral palsy, *Medicine & Science in sports & exercise*, 33(2), s. 320-325.

Miller, V. A. (2009) Parent-Child Collaborative Decision Making for Management of Chronic Illness: A Qualitative Analysis, *Families, Systems & Health*, 27(3), s. 249-266.

Molenaers, G. og Fagard, K. og Van Campenhout, A. og Desloovere, K. (2013) Botulinum toxin A treatment of the lower extremities in children with cerebral palsy, *Journal of Children's Orthopaedics*, 7 s. 383-387.

Morris, C. og Bowers, R. og Ross, K. og Stevens, P. og Phillips, D. (2011) Orthotic management of cerebral palsy: Recommendations from a consensus conference, *NeuroRehabilitation*, 28, s. 37-46.

Mårtenson, E. K. og Fägerskiöld, A. og M. (2008) A review of children's decision-making competence in health care, *Journal of Clinical Nursing*, 17(23,) s. 3131-3141.

Narayanan, U. G. (2012) Management of Children With Ambulatory Cerebral Palsy: An Evidence-based Review, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 32(2), s. 172-181.

Näslund, A. og Tamm, M. og Ericsson, A. K. og von Wendt, L. (2003) Dynamic ankle-foot orthoses as a part of treatment in children with spastic diplegia – parents' perceptions, *Physiotherapy Research International*, 8(2), s. 59-68.

Neto, H. P. og Grecco, L. A. C. og Galli, M. og Oliveira, C. S. (2012) Comparison of Articulated and Rigid Ankle-Foot Orthoses in Children With Cerebral Palsy: A Systematic Review, *Pediatric Physical Therapy*, s. 308-312.

Owen, E. (2004) "Shank angle to floor" measures and tuning of ankle-foot orthosis footwear combinations for children with cerebral palsy, spina bifida and other conditions. *Master thesis*. Glasgow, University of Strathclyde.

Palisano, R. og Rosenbaum, P. og Walter, S. og Russell, D. og Wood, E. og Galuppi, B. (1997) Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39, s. 214-232.

Pallant, J. (2007) *SPSS Survival manual, A step-by-step guide to data analysis using SPSS version 15*. 3. Utg. Berkshire, Open University Press.

Perry, J. (1992) *Gait Analysis: Normal to Pathological Function*. New York: McGraw Hill, s. 381-411.

Pratt, B. og Baker, K. W. og Gaebler-Spira, D. (2008) Participation of the child with cerebral palsy in the home, school, and community: A review of the literature, *Journal of pediatric rehabilitation Medicine*. 23, s. 3-15.

Radtka, S. A. og Skinner, S. R. og Johanson, M. E. (2004) A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy, *Gait and Posture*, 21, s. 303-310.

- Ridgewell, E. og Dobson, F. og Bach, T. og Baker R. (2010) A systematic review to determine best practice reporting guidelines for AFO interventions in studies involving children with cerebral palsy, *Prosthetics and Orthotics International*, 34(2), s. 129-145.
- Rodda, J. og Graham, H. K. (2001) Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm, *European Journal of Neurology*, 8(5) s. 98-108.
- Rogozinski, B. M. og Davis, J. R. og Jameson, G. G. og Blackhurst, D. W. (2009) The Efficacy of Floor-Reactio Ankle-Foot Orthosis in Children with Cerebral Palsy, *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 91, s. 2440-2447.
- Romkes, J. og Brunner, R. (2001) Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy, *Gait and posture*, 15, s. 18-24.
- Romkes, J. og Hell, A. K. og Brunner, R. (2005) Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses, *Gait and posture*, 24, s. 467-474.
- Rosenbaum, P. og Paneth, N. og Leviton, A. og Goldstein, M. og Bax M. (2007a) A Report. The Definition and Classification of Cerebral Palsy, *Developmental Medicine and Child Neurology Journal Supplement*, 49, s. 8-14.
- Runeson, I. og Hallström, I. og Elander, G. og Hermerén, G. (2002) Children's Participation in the Decision-Making Process During Hospitalization: an observation study, *Nursing Ethics*, 9(6) s. 583-598.
- Schrag, D. R. og Rodgers, M. M. og Albert, M. C. (1993) Comparison of gait parameters in orthotic and surgical interventions for Cerebral palsy children, *Proceedings of the 8th annual East Coast Clinical Gait Laboratories Conference, Rodchester*, Abstrakt.
- Sutherland, D. H. og Olshen, R. og Cooper, L. og Woo, S. L. (1980) The development of mature gait, *The Journal of bone and joint surgery, American volum*, 62(3), s. 336-353.
- Sosial- og helsedirektoratet (2005) *Og bedre skal det bli! Nasjonal strategi for kvalitetsforbedring i Sosial- og helsetjenesten*. Rapport.
- Thomas, S. S. og Buckon, C. E. og Jakobson-Huston, S. og Sussman, M. D. og Aiona, M. D. (2001) Stair locomotion in children with spastic hemiplegia: the impact of three different ankle foot orthosis (AFO) configurations, *Gait and posture*, 16, s. 180-187.
- Thompson, N.S. og Taylor, T. C. og McCarthy, K. R. og Cosgrove, A. P. og Baker, R. J. (2002) Effect of a rigid ankle-foot orthosis on hamstring length in children with hemiplegia, *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44, s. 51-57.
- Thornquist, E. (2003) *Vitenskapsfilosofi og vitenskapsteori; for helsefag*, Bergen: Fagbokforlaget.

Uckun, A. C. og Celik, C. og Ucan, H. og Gokkaya, N. K. O. (2013) Comparison of effects of lower extremity orthoses on energy expenditure in patients with cerebral palsy, *Developmental Neurorehabilitation*, online <http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/17518423.2013.830653> lastet ned 15. November 2013.

Van Gestel, L. og Molenaers, G. og Huenaerts, C og Seyler, J. og Desloovere, K. (2008) Effect of dynamic orthoses on gait: a retrospective control study in children with hemiplegia, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 50, s. 63-67.

White, H. og Jenkins, J. og Neace, W. P. og Tylkowski, C. og Walker, J. (2002) Clinically prescribed orthoses demonstrate an increase in velocity of gait in children with cerebral palsy: a retrospective study, *Developmental Medicine & Child Neurology*, 44, s. 227-232.

Winters, T. F. og Gage, J. R. og Hicks, R. (1987) Gait Patterns in Spastic Hemiplegia in Children and Young Adults, *The journal of Bone and Joint Surgery*, 69, s. 437-441.

Young, B. og Moffett, J. K. og Jackson, D. og McNulty, A. (2006) Decision-making in community-based paediatric physiotherapy: a qualitative study of children, parents and practitioners, *Health and Social Care in Community* 14(2), s. 116-124.

Østensjø, S. og Øien, I. (2012) «Habilitering av barn. Deltagelse og hverdagsliv» i Solvang P. K., Slettebø Å. (red.) *Rehabilitering*. Oslo: Gyldendal Norsk Forlag AS s. 197-218.

Vedlegg

Vedlegg 1: Personvernombudets tilråding



Oslo universitetssykehus HF

Postadresse:
Trondheimsveien 235
0514 Oslo

Sentralbord:
02770

Org.nr:
NO 993 467 049 MVA

www.oslo-universitetssykehus.no

PERSONVERNOMBUDETS TILRÅDING

Til: Ann-Britt Huse, Seksjon for nevrohabilitering, Kvinne og Barneklirikken

Kopi:

Fra: Personvernombudet ved Oslo universitetssykehus

Saksbehandler: Aksel Sogstad

Dato: 3.4.2012

Offentlighet: Ikke unntatt offentlighet

Sak: Personvernombudets tilråding til innsamling og databehandling av personopplysninger

Saksnummer/
ePhortenummer:

Personvernombudets tilråding til innsamling og behandling av personopplysninger for prosjektet " Forskjeller og likheter i gangparametere mellom to typer ortoser for barn med cp-hemiplegi, og hva mener barna?"

Viser til innsendt melding om behandling av personopplysninger / helseopplysninger. Det følgende er personvernombudets tilråding av prosjektet.

Med hjemmel i Personopplysningsforskriftens § 7-12 jf. Helseregisterlovens § 36 har Datatilsynet, ved oppnevning av personvernombud ved Oslo Universitetssykehus (OUS), fritatt sykehuset fra meldeplikten til Datatilsynet. Behandling og utlevering av person-/helseopplysninger meldes derfor til sykehusets personvernombud.

Databehandlingen tilfredsstillter forutsetningene for melding gitt i personopplysningsforskriften § 7-27 og er derfor unntatt konsesjon.

Personvernombudet tilrår at prosjektet gjennomføres under forutsetning av følgende:

1. Databehandlingsansvarlig er Oslo universitetssykehus HF ved adm. dir.
2. Behandling av personopplysningene / helseopplysninger i prosjektet skjer i samsvar med og innenfor det formål som er oppgitt i meldingen.
3. Data lagres som oppgitt i meldingen (vedlagt). Annen lagringsform forutsetter gjennomføring av en risikovurdering som må godkjennes av personvernombudet ved OUS.
4. Vedlagte samtykke benyttes, inklusive markerte tillegg og endringer foretatt av personvernombudet. Eventuelle fremtidige endringer som berører formålet, utvalget inkluderte eller databehandlingen må forevises personvernombudet før de tas i bruk.
5. Kryssliste som kobler avidentifiserte data med personopplysninger lagres som angitt i meldingen og oppbevares separat på prosjektleders avlåste kontor.
6. Dersom formålet eller databehandlingen endres må personvernombudet informeres om dette.

7. Dersom prosjektet endres i forhold til det som avdelingsleder og forskningsleder har godkjent, må ny godkjenning innhentes.
8. Kontaktperson for prosjektet skal hvert tredje år sende personvernombudet ny melding som bekrefter at databehandlingen skjer i overensstemmelse med opprinnelig formål og helseregisterlovens regler.
9. Data slettes eller anonymiseres ved prosjektslutt 1.4.2013 ved at krysslisten slettes og eventuelle andre identifikasjonsmuligheter i databasen fjernes. Når formålet med registeret er oppfylt sendes melding om bekreftet sletting til personvernombudet.

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

Lykke til med prosjektet!

Med vennlig hilsen



Aksel Sogstad, personvernombud
Oslo universitetssykehus HF
Stab fag & pasientsikkerhet
Seksjon for personvern og informasjonssikkerhet

Epost: personvern@oslo-universitetssykehus.no
Web: www.oslo-universitetssykehus.no/personvern



Vedlegg 2: Personvernombudet, utsettelse av sletting

Hei

Takk for henvendelsen.

Saksnr. er 2012/5485.

Forlengelse til 010714 er i orden.

Forlengelse utover 31.12. 2013 vil kreve nytt samtykke fra deltagerne.

Lykke til og god Påske!

Mvh.

Helge Grimnes

Personvernrådgiver

Oslo universitetssykehus HF

Stab pasientsikkerhet og kvalitet

Seksjon for informasjonssikkerhet og personvern

40 21 00 35 (mobil)

23 01 50 52 (kontor)

www.oslo-universitetssykehus.no/personvern

Forespørsel til foresatte om deltakelse i forskningsprosjektet

Forskjeller og likheter i gangparametere mellom to typer ortoser for barn med spastisk unilateral CP. En pilotstudie.

Bakgrunn

Dette er et spørsmål til deg om å la barnet ditt delta i en forskningsstudie for å fremskaffe kunnskap om tilpassing av ortoser til barn med CP-hemiplegi, og dermed prøve å kvalitetssikre tilpassingen av ortoser.

Barnet ditt er aktuell for studien fordi det har diagnosen CP-hemiplegi, er mellom 5 og 12 år, og bruker ortose på det ene beinet for å bedre gangfunksjonen. Det jeg vil undersøke er om det er forskjeller i funksjon ved bruk av og Dynamisk Ankel Fot Ortose (DAFO) som er navnet på ortosen barnet ditt bruker nå, og Kiddie-Gait (KG) som er en nyere type ortose. Hensikten med prosjektet er å utforske om utvalgte gangparametere forandres eventuelt bedres ved gange på flatt gulv ved å sammenligne de to forskjellige ortosene. For å måle gangparametre skal det brukes tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse (DBA) som de siste årene blitt en vanlig metode for å dokumentere gangfunksjon og for planlegging og evaluering av behandlingsopplegg. DBA er også viktig for forskning og for videreutvikling av behandlingsstrategier. Dette gjelder særlig for barn med cerebral parese, men også for barn med andre nevrologiske og ortopediske lidelser.

Ortosene blir tatt mål til og produsert ved Sophies Minde Ortopedi AS. Målingene til den databaserte ganganalysen vil foregå ved bevegelseslaboratoriet på Oslo Universitetssykehus avdeling Gaustad. Bevegelseslaboratoriet er underlagt Seksjonen for Nevrohabilitering, Kvinne- og barne- klinikken ved Oslo Universitetssykehus. Oslo universitetssykehus HF er databehandlingsansvarlig

Hva innebærer studien?

Prosjekt ansvarlig vil ta mål til KG ortosene og gipsmodell til DAFO ortosen på vanlig måte, og tilpasse alle ortosene. Barna skal bruke ortosene annenhver dag i to uker for å venne seg til dem, og gjøre seg opp en selvstendig mening om dem.

For å få utført tredimensjonal bevegelsesanalyse fester vi (prosjektansvarlig sammen med en medarbeider fra bevegelseslaboratoriet) 16 refleks-kuler direkte på bekkenet og begge beina med en liten tape bit. Barna må derfor ha på seg shorts og tettsittende topp.

Det vil i alt bli utført 3 målinger.

- Barbeint.
- Med DAFO og sko, den vanlig ortosen
- Med KG og sko, den nye ortosetypen.

Barna skal gå med selvvalgt tempo, vanlig gange ca 10m fram og tilbake.

Etter det vil vi spørre barna ved hjelp av et spørreskjema, hva de tenker om ortosene. Vi vil også ta kliniske leddmål og styrke. Selve målingen tar ca 2 timer. Avidentifiserte tall vil bli lagret og undersøkt statistisk, film vil ikke bli brukt.

Mulige fordeler og ulemper

Verken du eller barnet vil ha noen spesielle fordeler av studien, men erfaringer fra studien vil senere kunne hjelpe andre med samme diagnose.

Hva skjer med informasjonen om barnet?

Informasjonen som registreres skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer/direkte gjenkjennende opplysninger. En kode knytter barnet til opplysningene og testene gjennom en navneliste. Det er kun autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til navnelisten og som kan finne tilbake til barnet. Det vil ikke være mulig å identifisere deg eller barnet i resultatene av studien når disse publiseres. Hvis du sier ja til at barnet deltar i studien, har du rett til å få innsyn i hvilke opplysninger som er registrert frem til barnet fyller 16 år. Du har videre rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene vi har registrert. Dersom du trekker barnet fra studien, kan du kreve å få slettet innsamlede opplysninger. Opplysningene blir senest slettet 010713.

Frivillig deltakelse

Det er frivillig å delta i studien. Dersom du ikke ønsker at barnet skal delta i studien, trenger du ikke å oppgi noen grunn, og det får ingen konsekvenser for deg eller barnet. Dersom du ønsker at barnet deltar, undertegner du samtykkeerklæringen på neste side. Om du nå sier ja, kan du senere trekke tilbake ditt samtykke uten at det medfører ulempe for deg eller barnet. Dersom du senere ønsker å trekke ditt samtykke, eller har spørsmål til studien, kan du kontakte Ann-Britt Huse tlf 992 72 061

Denne studien er Masterprosjekt til Ann-Britt Huse, ortopediingeniør og student ved Master i rehabilitering med fordypning barn ved Høgskolen i Oslo og Akershus, avdeling Pilestredet. Veiler er Bjørg Fallang Fysioterapeut, PhD, Hioa

Samtykke for deltakelse i studien

Foresattes navn: _____

Barnets navn: _____

Jeg er villig til at mitt barn deltar i studien

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Bekreftelse på at informasjon er gitt deltakeren i studien

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

(Signert, rolle i studien, dato)

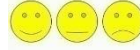
Vedlegg 4: Spørreskjema

Spørreskjema.

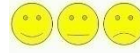
Barn nr:

Når bruker du ortosen?

Hvordan er utseende til KG?



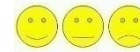
Hvordan er utseende til DAFO?



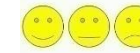
Hvordan liker du å bruke KG ortosen?



Hvordan liker du å bruke DAFO ortosen?



Hvordan liker du å gå uten ortosen?



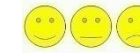
Hva liker du å gjøre i friminuttene?

Når du gjorde denne aktiviteten:

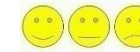
Hvordan er det å bruke KG?



Hvordan er det å bruke DAFO?



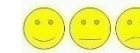
Hvordan er det å gjøre det uten ortose?



Hvordan er det å ta på og av KG og sko?



Hvordan er det å ta på og av DAFO og sko?



Er det noe annet du vil si om ortosene?

Har du noen ideer om hvordan ortosen bør se ut?

Vedlegg 5: Forkortelser

Forkortelser

AFO	Ankel Fot Ortose
Botox-A	Botulintoxin-A
CFO	Carbon Fiber Spring AFO
CP	Cerebral Parese
CPOP	Cerebral Parese Oppfølgings Program
DAFO	Dynamisk (leddet) Ankel Fot Ortose.
d-AFO	Dynamisk Ankel Fot Ortose.
EMG	Elektromyogram
FMS	The Funktional Mobility Scale
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
GMFM	Gross Motor Function Measure
GRAFO	Gulvreaksjonskraft Ankel Fot Ortose
ICF	International Classification of Functioning, Disability and Health
ISO	International Standarts Organisation,
KAFO	Kne Ankel Fot Ortose
KG	KiddieGAIT ortose
PLS	Posterior Leaf-Spring ortose
ROM	Range of motion
SCPE	Surveillance of Cerebral Palsy in Europe
SMK	Selektiv Motorisk Kontroll
SB CP	Spastisk Bilateral Cerebral Parese
SU CP	Spastisk Unilateral Cerebral Parese
VVA	Video Vektor Analyse
WHO	World Health Organisation
3DBA	Tredimensjonal Databasert Bevegelses Analyse