

Kartlegging av gangfunksjon

En validitets- og reliabilitetsstudie av Salford Gait Tool

Kerstin Lundberg Larsen



Mastergradsoppgave, Institutt for Sykepleievitenskap og Helsefag

Det medisinske fakultet

UNIVERSITETET I OSLO

November 2008

Sammendrag

Formål: Undersøke samsvar mellom Salford Gait Tool (SF-GT) med tilsvarende målinger fra databasert tredimensjonal ganganalyse (dba), samt inter-tester- og test-retest reliabilitet ved målinger med SF-GT, i en gruppe voksne med cerebral parese (CP).

Teoretisk forankring: Forskning har avdekket at voksne med CP er en gruppe som ofte opplever redusert gangfunksjon i tidlig voksen alder. For denne gruppen er det viktig med helhetlig kartlegging av gangfunksjon med valide og reliable verktøy. Observasjon av gange er ofte brukt i klinikken for å kartlegge og evaluere gange. Videoopptak og analyse ved hjelp av strukturerte kartleggings skjemaer kan brukes som et alternativ til dba. Flere studier beskriver validitet og reliabilitet for forskjellige kartleggingsverktøy for observasjon av gange. Resultatene viser moderat til god validitet og reliabilitet. SF-GT har vist seg å ha god inter-tester og test-retest reliabilitet, samt validitet ved sammenligning med tilsvarende målinger fra dba i en gruppe barn med CP.

Metode: Validitets- og reliabilitetsstudie med repeterte målinger med SF-GT. Videoopptak av 10 personer med CP, GMFCS I-II, i alderen 19-63 år, ble vurdert av 10 testere som brukte SF-GT. Samme gangsyklus var registrert med dba.

Resultater: Resultatene viste at det var best samsvar mellom SF-GT og dba for kne ($r=0.68$), mens det var lavere samsvar ($r=0.39$) for både hofte og ankel. Inter-tester reliabilitet var moderat for kne og ankel (ICC=0.53 resp. 0.58), samt akseptabel for hofte (ICC=0.31). Variasjonen mellom test en og to presentert med median for test-retest ICC var mellom 0.49–0.85.

Konklusjon: Studien viste at det var godt til akseptabelt samsvar mellom målinger med dba og SF-GT. Resultatene var best for kne og dårligst for hofte og ankel. Inter-tester reliabiliteten varierte fra moderat til akseptabel. Her var det kne og ankel som hadde best resultat. Test-retest reliabilitet viste utmerket til moderat samsvar.

Summary

Purpose: To evaluate validity by comparing Salford Gait Tool (SF-GT) results to the results of 3-dimensional (3D) gait analysis, and interrater and intrarater reliability of SF-GT in a population of adults with Cerebral Palsy (CP).

Literature review: Visual observation of gait is often used in clinical practice to describe gait pattern and evaluate treatment. Video recording and then evaluation by structured observation can often be used as an alternative to the more advanced 3D gait analysis. Several studies have been published that describe different scales for visual gait observations. They have showed moderate to good validity and reliability. SF-GT was described having good validity, interrater and intrarater reliability when testing children with CP.

Method: Validity and reliability study with repeated assessments of SF-GT. Participants were 10 persons, with spastic CP, GMFCS I – II, age range 19-63 years. Videotapes, in sagittal view, were evaluated twice by 10 physiotherapists using SF-GT.

Results: Validity was substantial for knee ($r=0.68$) and fair for hip and ankle ($r=0.39$) when comparing SF-GT with 3D. Interrater reliability was moderate, mean ICC for all events and joints was 0.47. Mean ICC for the hip was 0.31, for the knee 0.53, and for the ankle it was 0.58. The intrarater reliability was better than interrater reliability. Variation between test 1 and 2 represented by medians of the intrarater ICCs were in the range 0.49–0.85.

Conclusion: Visual gait observation by use of SF-GT was found to have substantial to fair validity when comparing with 3D, knee was better than hip and ankle. Interrater reliability was moderate for ankle and knee and fair for hip. Intrarater reliability was better, and this implicates that in a clinical setting it is advisable to use the same rater and prioritise measurements of knee and ankle.

Forord

Med denne mastergradsoppgaven setter jeg punktum for studiet som jeg begynte høsten 2006. Årene har gått fort og jeg har lært ufattelig mye – mye mer enn hva jeg hadde forventet meg. Prosjektet som ligger til grunn for oppgaven er finansiert ved midler fra Stiftelsen Helse- og Rehabilitering via CP Foreningen. Jeg har også mottatt utdanningsstipend fra Fond til etter- og videreutdanning for fysioterapeuter.

Først og fremst vil jeg takke mine 10 deltagere som villig ga tillatelse til å bruke deres videoopptak, samt mine testere som stilte opp, og som meget utholdende satt ved PC-en og målte leddutslag i mange timer. En stor takk til min veileder, Reidun Jahnsen for all veiledning, oppmuntring og hjelp, til statistiker Kathrine Frey Frøslie for uvurderlig navigering i min jungel av tall, og til min fantastiske støttespiller Grethe Månum. Takk til personalet på bevegelseslaboratoriet, Sunnaas Sykehus HF, Margaretha Nicolaysen i CP Foreningen, samt til min familie Stig, Osneider og kattene for all støtte.

Fagerstrand oktober 2008

Kerstin Lundberg Larsen

Liste over begreper og forkortelser

CP	Cerebral parese
dba	Tredimensjonal databasert bevegelsesanalyse
Dvs.	Det vil si
EDS, End Double Support	Slutt på dobbel standfase
”event”	Tidspunkter i gangsyklusen
F eks	For eksempel
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
IC, Initial Contact	Initial kontakt
LSD	Least Significant Difference
MST, Mid Stance	Midtre svingfase
MSW, Mid Swing	Midtre standfase
REK	Regional etisk komité
SDS, Start Double Support	Start dobbel standfase
SF-GT	Salford Gait Tool
TO, Toe Off	Tåløft

Innhold

SAMMENDRAG	2
SUMMARY	4
FORORD	6
LISTE OVER BEGREPER OG FORKORTELSER	8
INNHold	10
1. INNLEDNING	14
1.1 BAKGRUNN	14
1.2 HENSIKT	15
1.3 PROBLEMSTILLING	16
2. TEORI	17
2.1 KARTLEGGING AV GANGE	17
2.1.1 Viktige gangparametre.....	17
2.1.2 Gangfunksjon i ICF.....	19
2.1.3 Observasjon	21
2.1.4 Databasert tredimensjonal ganganalyse (dba).....	24
2.2 BESKRIVELSE AV CP	26
2.2.1 Klassifisering av grovmotorisk funksjon.....	27
2.2.2 Gangfunksjon hos personer med CP.....	28
2.3 KVALITET I MÅLINGER	29
2.3.1 Kvalitetsbegreper	29
2.3.2 Kvantifisering av reliabilitet	30
2.3.3 Klassisk måleteori	30

3. METODE	31
3.1 DESIGN	31
3.2 UTVALG	31
3.3 MÅLEINSTRUMENTENE	32
3.3.1 <i>Salford Gait Tool</i>	32
3.3.2 <i>Goniometri</i>	33
3.3.3 <i>Bevegelseslaboratoriet på Sunnaas Sykehus HF</i>	35
3.4 GJENNOMFØRING	36
3.4.1 <i>Forberedelser</i>	36
3.4.2 <i>Pilot</i>	36
3.4.3 <i>Gjennomføring</i>	37
3.5 ANALYSER	38
4. RESULTATER	41
4.1 DEMOGRAFISKE DATA	41
4.2 SAMSVAR MELLOM DBA OG SF-GT	41
4.3 RELIABILITET	46
4.3.1 <i>Inter-tester reliabilitet</i>	46
4.3.2 <i>Test-retest-reliabilitet</i>	51
5. DISKUSJON	53
5.1 METODEDISKUSJON	53
5.1.1 <i>Valg av kartleggingsverktøy</i>	53
5.1.2 <i>Valg av statistiske analyser</i>	53
5.1.3 <i>Feilkilder</i>	55
5.1.4 <i>Db a som gullstandard</i>	56

5.2	RESULTATDISKUSJON	57
6.	KONKLUSJON	60
	REFERANSELISTE.....	62
	VEDLEGG 1: SAMTYKKEERKLÆRING	68
	VEDLEGG 2: SALFORD GAIT TOOL, ORIGINAL.....	72
	VEDLEGG 3: SALFORD GAIT TOOL, MODIFISERT	74
	VEDLEGG 4: GODKJENNING FRA PERSONVERNOMBUD	76
	VEDLEGG 5: BREV FRA REK I.....	78
	VEDLEGG 6: SVARSBREV TIL REK.....	82
	VEDLEGG 7: BREV FRA REK II	84
	VEDLEGG 8: PECS PARAMETER CALCULATOR.....	86

1. Innledning

1.1 Bakgrunn

Jeg har siden 1995 arbeidet som fysioterapeut på Sunnaas Sykehus, hovedsaklig med pasienter med ryggmargsskade men også pasienter med sequele etter slag og hodeskader, multippel sklerose (MS), poliomyelitt og cerebral parese (CP). Mange av pasientene har nedsatt gangfunksjon og for dem er ofte hovedmålet for rehabiliteringen å kunne gå igjen. I tillegg er det en gruppe som stadig oftere søker hjelp for økte fysiske plager, nemlig personer som har levd med funksjonsnedsettelse i mange år. De opplever ofte redusert fysisk funksjon i tidlig voksen alder, det gjelder blant annet voksne med CP (Andersson og Mattsson, 2001; Jahnsen, 2004).

For å få et godt grunnlag for kartlegging av funksjon og funksjonsnedsettelse, valg av behandlingstiltak og for å evaluere effekt av tiltak kreves det valide og reliable kartleggings- og evalueringsverktøy. Fysioterapeuter bruker mye observasjon, med og uten videoopptak, av bevegelser som f.eks. gange (Perry, 1992). En betydelig mer avansert måte å utføre ganganalyse på er med hjelp av databasert tredimensjonalt opptak (Gage, 1991). Databasert bearbeiding gjennomføres, og teknikken krever mye resurser i form av kostbart utstyr, egnet lokale, spesialutdannet personale og tidkrevende analyse (Lofterød, Jahnsen og Terjesen, 2006).

I 2005 fikk Sunnaas Sykehus HF tildelt midler for å bygge opp et bevegelseslaboratorium med utstyr for å utføre databasert tredimensjonal ganganalyse (dba), og det har ført til at flere prosjekter er igangsatt med fokus på kartlegging og vurdering av gangfunksjon, samt evaluering av gangfunksjon før og etter behandling. En av pasientgruppene er voksne med CP.

Det har i de senere år oppstått et behov for å ha et enklere kartleggingsverktøy for å evaluere behandlingseffekt på gangvansker. For barn med CP har injeksjoner med

Botulinumtoxin-A (Btx-A) blitt et alternativ til kirurgi for behandling av gangvansker grunnet spastisitet (Lofterød et al, 2006). I flere studier der det evalueres behandling med Btx-A er det brukt videoopptak med systematisk skåring som evalueringsverktøy (Koman, Mooney, III, Smith, Goodman og Mulvaney, 1994; Koman, Mooney, III, Smith, Walker og Leon, 2000). I begynnelsen av 2007 publiserte Toro og medarbeidere artikler som beskriver en ny skala, Salford Gait Tool (SF-GT). Deres konklusjon er at skalaen har god validitet og reliabilitet og at det derfor er et verktøy som kan brukes for diagnostisering av gangfunksjon, planlegging og evaluering av behandling (Toro, Nester og Farren, 2007b; Toro, Nester og Farren, 2007c). I denne studien er barn med CP kartlagt.

Fordelen med SF-GT er at den registrerer leddutslag og at den delen av skjemaet ikke er diagnosespesifikk, i motsetning til andre kartleggingsverktøy som kan brukes ved observasjon av gangfunksjon. For fysioterapeuter på Sunnaas Sykehus er dette viktig, da vi har mange forskjellige pasientgrupper med gangforstyrrelser.

1.2 Hensikt

Det er generelt et manglende tilbud om vurdering og behandling av redusert gangfunksjon hos voksne med CP i Norge. Haukeland sykehus HF, Barnenevrologisk Seksjon, Rikshospitalet HF og St. Olavs Hospital HF har bevegelseslaboratorium med databasert tredimensjonalt måleutstyr. Alle disse miljøene har dba som et klinisk tilbud til barn med CP med gangvansker før og etter intervensjon med Btx-A og/eller nevroortopedisk kirurgi. Sunnaas sykehus HF har etablert tilsvarende bevegelseslaboratorium hvor voksne med ulike motoriske funksjonsnedsettelse blir undersøkt. Det er i dag ikke kapasitet til at alle voksne med CP som opplever redusert gangfunksjon kan få utført dba. Denne målemetoden hører hjemme på 3. linje-nivå og er ikke så tilgjengelig for 1.- og 2. linjetjenesten som behovet skulle tilsi. Det er derfor viktig at vi har andre evalueringsverktøy som er valide og reliable og så enkle i bruk at de kan brukes på alle nivåer i helsetjenesten. Det er ikke gjort noen tidligere studier av kartleggingsverktøy for observasjon av gange hos voksne med CP. Jeg

ønsket derfor i denne studien å finne svar på om SF-GT er et pålitelig kartleggingsverktøy for vurdering av gangfunksjon hos voksne med CP.

1.3 Problemstilling

På denne bakgrunn vil studien ha følgende problemstilling:

1. Er målinger med Salford Gait Tool i samsvar med tilsvarende målinger fra databasert tredimensjonal ganganalyse?
2. Er det samsvar mellom gjentatte målinger ved Salford Gait Tool?
 - Inter-tester reliabilitet, dvs. samsvar mellom testere
 - Test-retest-reliabilitet, dvs. samsvar mellom samme tester ved forskjellige tidspunkt

2. Teori

2.1 Kartlegging av gange

Studier av gangfunksjon er ikke noen ny foreteelse. De første systematiske studiene går tilbake til renessansen, da vitenskapsmenn som Leonardo da Vinci, Galilei og Newton interesserte seg for menneskets bevegelser. I 1682 gav Borelli, som var student hos Galilei, ut skriften *De Motu Animalum*, der han beskrev hvordan man opprettholder balansen under gange. I 1836 ble den første beskrivelsen av en gangsyklus publisert av brødrene Weber fra Tyskland. Foto og film ble tatt i bruk på 1870-tallet av to vitenskapsmenn på hver sin side av Atlanteren; Marey og Muybridge. De fotograferte og filmet både mennesker og dyr i bevegelse og gjennomførte analyser etterpå (Whittle, 2007).

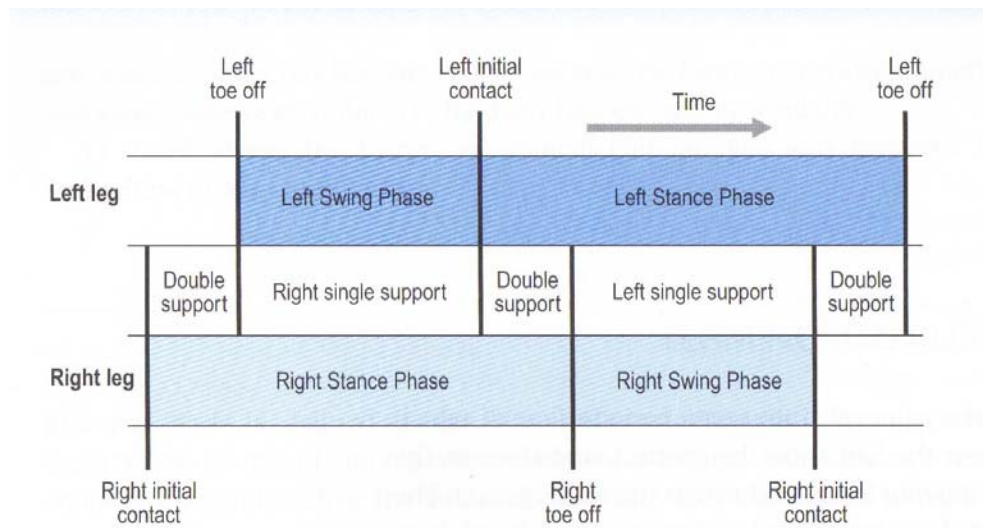
2.1.1 Viktige gangparametre

For å kunne vite hva som er patologisk gangfunksjon må man først vite hva som er normal gangfunksjon. ”Normal” gangfunksjon er et begrep som ikke er absolutt og det er viktig å ta hensyn til alder, kjønn, høyde og kroppsfasong når man evaluerer om en person har et avvikende gangmønster (Whittle, 2007). Det kan være viktig å diagnostisere avvikende gangmønstre ved CP, da disse på sikt vil kunne gi belastningsskader ved feilstillinger og uforholdmessig høyt energiforbruk (Jahnsen, Villien, Egeland, Stanghelle og Holm, 2004; Loftferød et al, 2006).

En gangsyklus er fra det øyeblikk foten treffer underlaget til den samme foten treffer underlaget igjen. En gangsyklus deles inn i standfase og svingfase. Når vi definerer gangsyklusen som 100% utgjør standfasen 60% og svingfasen 40%. Standfasen er den delen av gangsyklusen hvor vi har kontakt med underlaget og den deles så inn i dobbel standfase, når begge føttene er nede på underlaget, og enkel standfase, når en fot er nede på underlaget. Det er to doble standfaser i en gangsyklus som begge

tilsvarende 10%. Den enkle standfasen er like lang som svingfasen på motsatt ben, det vil si 40% (Perry, 1992). Se figur 1.

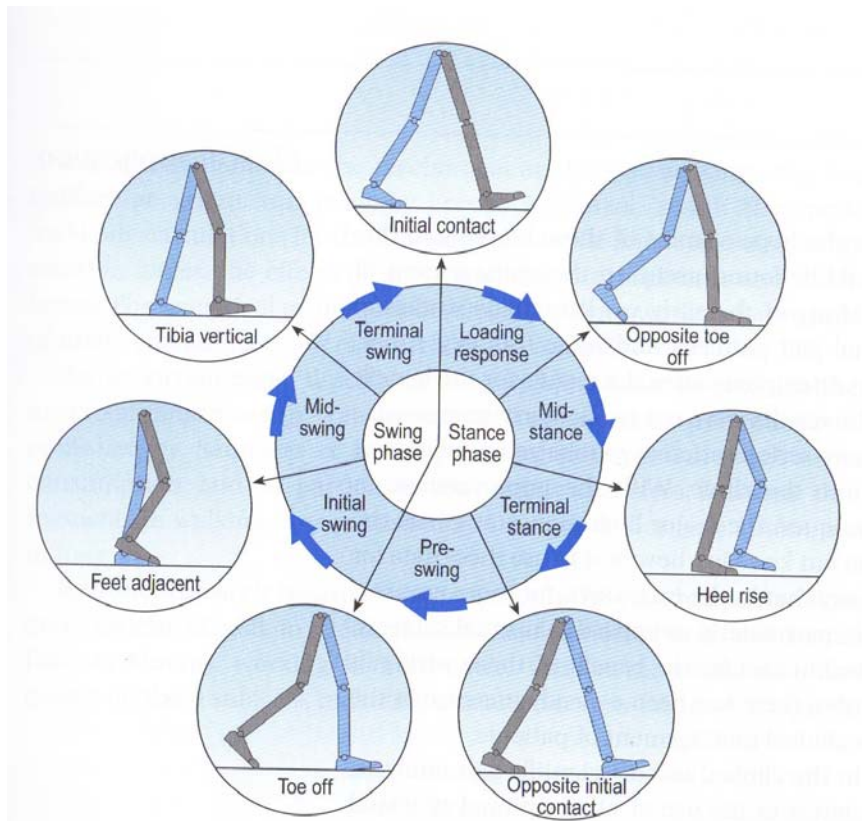
Figur 1. Beskrivelse av forholdet mellom enkel og dobbel standfase i en gangsyklus, begynner med høyre ben, initial kontakt. (Figur kopiert fra Whittle, 2007, med tillatelse fra Elsevier Ltd)



Gange kan også beskrives ved hjelp av spatiale gangparameter som distanse, skrittlengde og skrittbredde, eller temporale gangparametre som ganghastighet og kadens (steg per tidsenhet, vanligvis per minutt) (Whittle, 2007).

Gangsyklusen deles inn i perioder og øyeblikkhendelser, i litteraturen finns det flere versjoner av dette beskrevet. Jeg har her valgt å gjengi den nomenklatur som Whittle bruker i sin bok; "Gait analysis, an introduction". Her deles gangsyklusen inn i sju perioder; "loading respons", midtre standfase, terminal standfase, pre svingfase, initial svingfase, midtre svingfase og terminal svingfase. Viktige øyeblikkhendelser i gangsyklusen er; initial kontakt, tåløft motsatt fot, hælløft, initial kontakt motsatt fot, tåløft, føttene ved siden av hverandre og til sist vertikal tibia (Whittle, 2007). Se figur 2.

Figur 2. Benas posisjon gjennom en gangsyklus med høyre ben (gråfarget). (Figur kopiert fra Whittle, 2007, med tillatelse fra Elsevier Ltd)



I oppgaven har jeg valgt å bruke det engelske ordet ”event” for øyeblikkshendelser i gangsyklus samt de engelske forkortelsene; IC (initial kontakt), EDS (end double support), MST (mid stance), SDS (start double support), TO (toe off) og MSW (mid swing).

2.1.2 Gangfunksjon i ICF

I 2001 publiserte World Health Organisation (WHO) sin modell for klassifisering av funksjon, funksjonshemming og helse; International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) (WHO, 2001). ICF er nå på vei til å bli akseptert i store deler av verden som et universelt språk for beskrivelse av funksjon og funksjonsnedsettelse (Stucki, 2005). I ICF deles funksjon opp i; 1) *kroppsfunksjoner*; det vil si kroppens fysiologiske og psykologiske funksjoner, 2) *kroppsstrukturer*; de anatomiske delene av kroppen, 3) *aktiviteter*; utførelse av aktiviteter og oppgaver, 4)

deltagelse; involvering i livssituasjonen, 5) *miljøfaktorer*; omgivelsesfaktorer i et individs liv av fysisk og sosial art, 6) *personlige faktorer*; bakgrunn og personlighetstrekk som ikke er del av helsetilstanden. I modellen er individets funksjon ikke bare en konsekvens av sykdom men altså et resultat av interaksjonen mellom helsetilstand og de kontekstuelle faktorene (miljø- og personlige faktorer) (Rauch, Cieza og Stucki, 2008).

Innen rehabilitering er det stort interesse for ICF, som man mener bidrar til å sikre god kvalitet i behandlingen. ICF-modellen egner seg godt som utgangspunkt for en bred og strukturert undersøkelse, samt videre plan for gjennomføring av rehabiliteringen. (Stucki og Cieza, 2008).

En klinisk undersøkelse av pasienter med nedsatt gangfunksjon bør baseres på ICF. Alle deler av klassifikasjonssystemet bør analyseres for å få et helhetlig bilde av pasientens funksjonsnedsettelse (Bensoussan, Viton, Barotsis og Delarque, 2008). Gangfunksjon er en kompleks og sammensatt funksjon som i ICF-modellen er plassert både under kropps- funksjoner (funksjoner knyttet til ledd, muskulaturer, nerver samt til gangmønstre) og strukturer (strukturer i bevegelsesapparatet) samt under aktiviteter og deltagelse (mobilitet) (Sosial- og helsedirektoratet, 2003). Dessuten vil de kontekstuelle faktorene gi viktig informasjon om hvordan pasienten fungerer i sine omgivelser (Rauch et al, 2008).

Det brukes mange forskjellige metoder for å kartlegge gangfunksjon. Hvilken metode man velger er et resultat av hensikten med kartleggingen, rammeforhold som utstyr og kompetanse, samt den tid man har til rådighet. Jeg kommer her til å beskrive de to metodene som er aktuelle i denne oppgaven, observasjon eller visuell analyse og dba av gange. Dba undersøker aktiviteten gange på kroppsfunksjon/strukturnivå i en laboriekontekst. SF-GT kan teoretisk sett undersøke gange hvor som helst hvor det kan tas et videoopptak, men fokus er likevel på kroppsfunksjonsnivå med mål av leddutslag under de ulike delene av gangsyklus. Gangfunksjonens betydning i forhold til deltakelse på ulike samfunnsarenaer blir ikke berørt i denne oppgaven.

2.1.3 Observasjon

For fysioterapeuter er observasjon av bevegelse, som f.eks. gange, en metode som brukes i mange forskjellige situasjoner, og den er en del av en klinisk undersøkelse av pasienter med patologisk gangfunksjon. Den første observasjonen av en pasient er ofte når han/hun går fra venteværelset inn til undersøkelsesrommet. Det gir begrenset informasjon, men et førsteinntrykk av pasientens bevegelsesmønster. Observasjon av gangfunksjon er den enkleste og mest tilgjengelige metoden, men den har store begrensninger. Det øyet oppfatter er, ”her og nå”, og det gir ikke et varig opptak. Øyet oppfatter ikke raske bevegelser og ”ser” ikke heller krefter eller momenter som påvirker personens bevegelser, men bare bevegelsene. Det øyet ser skal deretter bearbeides i hjernen og da er erfaring og kunnskap om bevegelse av stor betydning (Whittle, 2007).

Når man siden skal dokumentere sine observasjoner kan dette gjøres mer eller mindre strukturert, fra å beskrive med egne ord til å bruke skjema for å få struktur på kartleggingen. Et eksempel på kartleggingsskjema er The Rancho Los Amigos Observational Gait Assessment Form (Perry, 1992). Der går man gjennom de ulike ”events” i gangsyklus og noterer observasjon om truncus, bekken, hofta, ankel og tær. Det finns nå mange forskjellige skjemaer, og noen er laget for spesifikke diagnoser som Edinburgh Visual Gait Score (EVGS) for barn med CP (Read, Hazlewood, Hillman, Prescott og Robb, 2003), eller for diagnosegrupper, som Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA) for pasienter med neurologiske sykdommer (Lord, Halligan og Wade, 1998).

For at pasienten ikke skal behøve å gå mange ganger frem og tilbake når man observerer og fyller ut et kartleggingsskjema, er det en hjelp å bruke videoopptak. Videoutstyr har blitt mer tilgjengelig i takt med teknologisk utvikling og gunstig prisutvikling. Dette medfører at mange klinikere nå har mulighet å gjøre videoopptak. Et videoopptak gir undersøkeren anledning til å se opptakene mange ganger, spille av i ”slow motion” og stoppe ved viktige ”events”.

Det er siden 1970-tallet publisert artikler som utforsker reliabilitet ved observasjon av gangfunksjon, med og uten videoopptak. De viser en stor variasjon i reliabilitet. I 1973 publiserte Goodkin og Diller en studie der to fysioterapeuter observerte, "live", og kategoriserte gangfunksjonen for 29 pasienter med hemiplegi etter hjerneslag. Deres resultater viste en god inter-tester overensstemmelse ($r = 0.92$) (Goodkin og Diller, 1973). Eastlack og medarbeidere undersøkte inter-tester reliabiliteten ved observasjon av videotape. I studien observerte 54 fysioterapeuter tre pasienter og de skåret bevegelsene i kne, samt spatio-temporale parametre. Resultatene viste lav til moderat reliabilitet ($\kappa = 0.11-0.52$) (Eastlack, Arvidson, Snyder-Mackler, Danoff og McGarvey, 1991). I Australia utførte Keen og Bach en studie der fem klinikere vurderte fotens stilling fra videoopptak av 14 personer. Inter-tester reliabilitet var dårlig ($\kappa = 0.19$). De fikk noe bedre test-retest resultat; ($\kappa = -0.12-0.59$) (Keenan og Bach, 1996). McGinley og medarbeidere lot 18 fysioterapeuter vurdere kraften i ankelen ved fraspark hos 11 pasienter med hemiplegi etter hjerneslag. Resultatene viste en god inter-tester reliabilitet (ICC=0.76), og intra-tester reliabilitet (ICC=0.89) (McGinley, Goldie, Greenwood og Olney, 2003).

Som tidligere nevnt, er det brukt videoopptak og kartleggingsskjema i flere studier der man evaluerer effekt av Btx-A injeksjoner ved spastisitet. Koman og medarbeidere har i flere studier brukt Physicians Rating Scale (PRS) for å evaluere effekt av behandling med Btx-A på barn med CP (Koman et al, 1994; Koman et al, 2000). Andre har videreutviklet og modifisert skalaen og det finnes nå flere varianter av den (Graham, Aoki, utti-Ramo, Boyd, Delgado, Gaebler-Spira, Gormley, Guyer, Heinen, Holton, Matthews, Molenaers, Motta, Garcia Ruiz og Wissel, 2000; Ubhi, Bhakta, Ives, Allgar og Roussounis, 2000; Dickens og Smith, 2006). Publiserte data viser også her varierende resultater, fra dårlig til god validitet og reliabilitet. Ubhi og medarbeidere brukte i sin studie en variant av PRS, video gait analysis (VGA), for å evaluere fotens stilling ved IC. De undersøkte inter- og intra-tester reliabilitet av skalaen og presenterer god inter-tester reliabilitet ($\kappa = 0.65$) for venstre ben og ($\kappa = 0.61$) for høyre ben, samt en høyere intra-tester reliabilitet ($\kappa = 0.86$) for venstre ben og ($\kappa = 0.66$) for høyre ben (Ubhi et al, 2000). I 2006 presenterte Dickens og

Smith data fra sin studie der de undersøkte validitet og reliabilitet av Visual Gait Assessment Scale (VGAS). Deres resultater viste utmerket validitet ved sammenligning av data fra dba og VGAS; leddutslag i kne i standfasen ($r=0.90$) og moderat validitet for knefleksjon i svingfasen ($r=0.44$). For hofte viste resultatene dårligere validitet ($\kappa=-0.05-0.44$). Intra-tester reliabilitet for de to testerne viste god til utmerket overensstemmelse ved skåring av fotens posisjon ved IC ($\kappa=0.56, 0.86$) og ankel i standfasen ($\kappa=0.76, 0.84$). Overensstemmelsen i de to målingene på hofte kom dårligst ut ($\kappa=-0.04-0.47$ og $0.07-0.53$). Inter-tester reliabilitet var moderat til god ($\kappa=0.44-0.79$), den laveste verdien var for hofte og den høyeste for ankel. (Dickens og Smith, 2006). I en tilsvarende studie presenterte Read og medarbeidere sine resultater fra videoobservasjon av gange og skåring med Edinburgh Visual Gait Score (EVGS). Inter-tester reliabilitet varierte fra dårlig ($\kappa=0.17$) for hoftefleksjon i svingfasen til utmerket ($\kappa=0.94$) for fotens posisjon ved IC. Ved sammenligning mellom data fra dba og EVGS var den gjennomsnittlige prosentuelle overensstemmelsen 64% (Read et al, 2003). Kawamura og medarbeidere publiserte i 2005 en studie der de undersøkte validitet og inter-tester reliabilitet ved Observational Gait Analysis (OGA). Overensstemmelsen med dba viste moderat til god validitet for knefleksjon i IC ($\kappa=0.47-0.65$) og moderat validitet for bekkentilt ($\kappa=0.51$). Inter-tester reliabilitet var høy for dorsalfleksjon i ankel ved IC ($\kappa=0.74-0.88$) og lav for hofteekstensjon ved terminal standfase ($\kappa=0.36-0.38$), hofteadduksjon ved loading respons ($\kappa=0.25-0.39$) og knefleksjon i initial svingfase ($\kappa=0.31-0.32$) (Kawamura, de Moraes Filho, Barreto, de Paula Asa, Juliano og Novo, 2007).

Det er gjennomført flere studier der man sammenligner observasjon utført av eksperter og noviser (Brunnekreef, van Uden, van og Kooloos, 2005; Brown, Hillman, Richardson, Herman og Robb, 2008). Eksperter er her observatører med stor erfaring i å analysere gangfunksjon, f eks fysioterapeuter med ganganalyse som sitt arbeidsfelt. Noviser er ofte fysioterapistudenter eller fysioterapeuter som ikke arbeider med ganganalyse til daglig. Brunnekreef og medarbeidere gjennomførte studien med 10 testere som ble delt inn i tre grupper; fire uerfarne, fire erfarne og to

eksperter. Inter-tester reliabilitet for uerfarne testere var sammenlignbar med erfarne testere (ICC=0.40 respektive 0.42), mens ekspertene fikk noe bedre resultat (ICC=0.54). Gjennomsnittlig intra-tester reliabilitet for uerfarne (ICC=0.57), var lavere enn for erfarne (ICC=0.63), mens eksperter var best (ICC=0.72) (Brunnekreef et al, 2005). Brown og medarbeidere utvidet studien til Dickens og Smith, som undersøkte reliabilitet og validitet til VGAS, til å undersøke hvor reliabel skalaen var når både erfarne og uerfarne testere brukte den. Ved første test fikk uerfarne testere lavest inter-tester reliabilitet på ”hofte i terminale standfase” (gjennomsnittlig prosentuell overensstemmelse 38.3%), og best på ”initial kontakt” (78.3%). Erfarne testere fikk bedre resultat, laveste gjennomsnittlige prosentuelle overensstemmelse på ”maksimal knefleksjon i svingfase” (45.8%), og høyeste i ”tidspunkt for hælløft” (79.2%). Intra-tester reliabilitet ble noe høyere for erfarne enn for uerfarne testere; gjennomsnittlig prosentuell overensstemmelse for erfarne var 71.4% sammenlignet med 60.7% for uerfarne. Uerfarne testere forbedret imidlertid sine resultater fra første til andre test, seks av sju parametre fikk lik eller høyere prosentuell overensstemmelse i andre test. For erfarne testere ble tilsvarende resultat fire av sju (Brown et al, 2008).

2.1.4 Databasert tredimensjonal ganganalyse (dba)

Med dba måles et individs gangfunksjon på en objektiv, systematisk måte som gir detaljert informasjon om bevegelsene i alle tre plan. Registrering av bevegelse i alle tre plan samtidig er en vesentlig forskjell mellom dba og observasjon av gangfunksjon der bevegelse registreres i ett plan av gangen (Perry, 1992).

Utviklingen av slike laboratorier startet i USA for over 20 år siden. I Norge ble det første laboratoriet bygd opp på Rikshospitalet i Oslo og har vært i drift siden 2002 (Lofterød, Terjesen og Skaaret, 2005). Utstyret består av minst seks opptakskameraer med infrarødt lys som registrerer bevegelser mellom kroppens segmenter, kinematikk, gjennom å avlese markører festet på personen. Kinematikk er en kvantitativ beskrivelse av bevegelse og gir data om kroppens segmenter, og på den måten vinkler i ledd gjennom gangsyklusen. I tillegg registrerer kraftplater i gulvet reaksjonskraften fra underlaget. Kinetikk er resultatet av reaksjonskreftene og

dreiemomentene i hvert ledd gjennom en gangsyklus. Videofilmkameraer, ofte to eller flere, brukes for å gi et visuelt bilde av personens gangfunksjon. Noen laboratorier gjør samtidig målinger med elektromyografi (EMG) som gir informasjon om muskulaturens aktivering under gangen (Gage, 1991).

For å gjøre et opptak av en persons gangfunksjon kreves det at man bruker minst 15 reflekterende markører på bekkenet og underekstremitetene. Disse festes med tape på anatomiske "landemerker" etter en standardisert protokoll. Deretter gjøres et statisk opptak der personen står stille, og markørene blir gitt navn hvorpå modellen kalibreres, slik at den interne relasjonen mellom markørene er kjent. Deretter starter de dynamiske opptakene, hvor personen skal gå. Vedkommende går i selvvalgt hastighet i et 7-8 meter langt oppmerket felt i opptaksområdet. I dette feltet ligger også de to kraftplatene. Det er et mål å få opptak som inneholder to gode kraftplatetreff, men dette blir ikke formidlet til forsøkspersonen. Isteden instrueres personen om å starte med samme ben hver gang, og startpunktet justeres, slik at kraftplatene registrerer standfasen. Opptakene fortsetter til man har minst tre gode opptak med doble kraftplatetreff. Dersom det viser seg svært vanskelig å få til doble kraftplatetreff, brukes enkle treff isteden, og man forsøker å ha tre opptak med platetreff på hver side. Av disse opptakene brukes de med minst avvik i ganghastighet inn i den videre bearbeidingen. Ut fra denne informasjonen og den tredimensjonale modellen, beregnes det kinematikk og kinetikk i hvert enkelt ledd i tre plan gjennom hver enkelt gangsyklus i opptaket. I tillegg måles det spatiale og temporale gangparametre, slik som ganghastighet, skrittfrekvens, skrittlengde, sykluslengde osv i hvert opptak. Datamengden som dette systemet genererer er omfattende, og det kreves stor kunnskap om hvordan dataene i etterkant skal prosesseres og analyseres. Den endelige tolkningen av resultatene gjøres ofte i en kontekst med flere faggrupper som f eks lege, fysioterapeut og ortopediingeniør (Lofterød et al, 2005; Chester, Biden og Tingley, 2005).

Reliabiliteten ved tredimensjonale opptak i et bevegelseslaboratorium er undersøkt i flere publiserte artikler. Gorton og medarbeidere viste at tredimensjonale opptak fra

12 ganglaboratorier kunne definere kjente vinkler med en feilmargin på 3° og kunne måle en kjent avstand innen 3 mm. Det betyr at det er liten variabilitet i selve utstyret (Gorton, Herbert og Goode, 2001). Kadaba og medarbeidere undersøkte betydningen av markørplassering mellom to testtilfeller og fant at det var en dramatisk forskjell i test-retest repeterbarhet av kinematikk, større i frontal og transversalplan enn i sagittalplan (Kadaba, Ramakrishnan, Wootten, Gainey, Gorton og Cochran, 1989). Maynard og medarbeidere undersøkte repeterbarheten av kinematikk i sagittalplan og fant at det var generelt dårlig korrelasjon ($ICC < 0.75$, range: -0.49-0.71) for alle parametere uten knevinkelen i midtre standfase, ved test-retest samme dag, ($ICC = 0.87$) (Maynard, Bakheit, Oldham og Freeman, 2003). Schwartz og medarbeidere undersøkte inter-tester reliabilitet mellom 4 fysioterapeuter som testet den samme personen og fant at det var bekkentilt og rotasjon som hadde best reliabilitet, gjennomsnittlig standardavvik (SD) 1,5°. Hofterotasjon kom dårligst ut med gjennomsnittlig SD 4,5° samt fotprogresjon med gjennomsnittlig SD på 5,3° (Schwartz, Trost og Wervey, 2004). Studiene viser at svakheter ved tredimensjonale målinger hovedsaklig ligger i variasjonen ved markørpåsetting.

2.2 Beskrivelse av CP

Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE) publiserte i 2000 en ny standardisert prosedyre for å klassifisere ulike typer CP. Definisjonen bygger på den som Mutch og medarbeidere foreslo i 1992 og inkluderer fem nøkkelpunkter: CP er 1) en paraplybetegnelse, 2) permanent men ikke uforanderlig, 3) involverer en motorisk funksjonsnedsettelse, 4) forårsaket av en ikke progressiv skade eller lesjon, 5) skaden/lesjonen oppstår i den umodne hjerne (SCPE, 2000; Morris, 2007). Videre deler SCPE CP i inn i spastisk, ataktisk, dyskinetisk og ikke klassifiserbar. Den spastiske gruppen, som utgjør 86%, deles inn i unilateral og bilateral. Spastisk unilateral CP betegner affeksjon av den ene kroppshalvdelen, og spastisk bilateral CP betegner affeksjon av begge kroppshalvdeler. SCPE rapporterer at den vanligste

undergruppen av CP er spastisk bilateral CP, som utgjør 55%, mens spastisk unilateral CP utgjør 29% (SCPE, 2000; SCPE, 2002).

Incidensen er 2 per 1000 levende fødte barn i Europa i perioden 1980 til 1990 (SCPE, 2002), og det fødes cirka 120 barn med CP hvert år i Norge (Meberg, Broch og Irgens, 2001). Det totale antall personer med CP i Norge er estimert til å være opp mot 8000 (Cerebral pareseforeningen, 2001). Ifølge internasjonale epidemiologiske studier om CP, er ca 60 % 18 år og eldre (Kuban og Leviton, 1994).

Personer med CP kan i tillegg til de motoriske funksjonsnedsettelsene oppleve forstyrrelse av sensibilitet, kognisjon, kommunikasjon, persepsjon, adferd og/eller epilepsi samt sekundære muskel- og skjelett problem (Rosenbaum, Paneth, Leviton, Goldstein, Bax, Damiano, Dan og Jacobsson, 2007).

2.2.1 Klassifisering av grovmotorisk funksjon

For å beskrive grovmotorisk funksjon hos barn med CP er det utviklet et klassifikasjonssystem som baseres på aktivitetsnivå og funksjonelle begrensninger. Instrumentet, Gross Motor Function Classification System (GMFCS), er inndelt i fem nivåer hvor nivå I er det høyeste nivået og nivå V er det laveste nivået. Hvert nivå inneholder en beskrivelse av funksjon for fire aldersspenn; 1 – 2 år, 2 – 4 år, 4 – 6 år og 6 – 12 år. GMFCS er vurdert å være valid og reliabel for klassifisering av barn med CP (Palisano, Rosenbaum, Walter, Russell, Wood og Galuppi, 1997; Wood og Rosenbaum, 2000). GMFCS er nå kommet i en utvidet utgave med aldersspennet 12 - 18 år (Palisano, Rosenbaum, Bartlett og Livingston, 2008). Fullstendig utgave finns på nettadressen: www.canchild.ca/Portals/0/outcomes/pdf/GMFCS-ER.pdf. I dette arbeidet har målet også vært å koordinere begreper i GMFCS med dem som er brukt for å beskrive de miljøfaktorer i ICF, da disse faktorene har stor innvirkning på grovmotorisk funksjon. I tillegg har denne siste utgaven lagt vekt på forskjellen mellom kapasitet (capability) dvs. det individet kan utføre, og utførelse (performance) dvs. det individet selv velger å gjøre.

Jahnsen og medarbeidere undersøkte hvor reliabel GMFCS er ved klassifisering av funksjon hos voksne med CP. De var meget godt samsvar (ICC=0,93–0,95) mellom retrospektiv egenrapportert klassifisering og fagpersoners klassifisering av deres grovmotoriske funksjon ved 10 – 12 års alder ut fra beskrivelser i medisinsk journal. Det samme gjaldt for selvklassifisering og fagpersoners klassifisering av de samme deltakerne som voksne (Jahnsen, Aamodt og Rosenbaum, 2006).

2.2.2 Gangfunksjon hos personer med CP

Ved CP ses ofte et motorisk kontrollproblem med økt muskeltonus. Ca 70% har gangfunksjon. Gående personer med CP har økt fallrisiko og biomekanisk endring av belastningsforhold som gir fare for slitasje på skjelett og bløtdeler. Forskning i Norge og internasjonalt de siste 10 årene rapporterer at mange voksne med CP opplever endret fysisk funksjon i tidlig voksen alder. I Reidun Jahnsens doktoravhandling (Jahnsen, 2004) beskrives blant annet endringer i gangfunksjon, kontrakturer, økende smerteproblematikk og muskel-/skjelettforandringer. Jahnsen finner at 39% av respondentene erfarer en forverring av gangfunksjonen. Det er også flere internasjonale studier som peker i retning av at voksne med CP får kroniske belastningsskader i bløtdeler og ledd tidligere enn ellers i befolkningen (Murphy, Molnar og Lankasky, 1995; Schwartz, Engel og Jensen, 1999; Andersson og Mattsson, 2001).

Sandström og medarbeidere publiserte i 2004 en studie der de undersøkte om GMFCS kan identifisere forandring i fysisk funksjon fra ungdom til voksen. De fant at en tredjedel av deltagerne opplevde et fall i fysisk funksjon som ble fanget opp ved klassifisering med GMFCS og det var i samsvar med målinger med andre målinstrumenter (Sandström, Alinder og Oberg, 2004).

Studien til Jahnsen og medarbeidere viste at 53% av deltagerne vurderte sin funksjon som stabil, det vil si skåring med GMFCS var den samme i 10 – 12 års alderen som i voksen alder, mens 40% opplevde en reduksjon i funksjon, cirka halvparten av disse

hadde forandret GMFCS skår fra III til IV. To deltagere opplevde en forbedring i funksjon, fra nivå V til IV, etter ortopedisk kirurgi (Jahnsen et al, 2006).

2.3 Kvalitet i målinger

2.3.1 Kvalitetsbegreper

En valid måling måler det den er ment å måle og oversettes med ”gyldig” på norsk. *Validitet* kan deles inn i; begreps-, innholds- og kriterievaliditet. *Begrepsvaliditet* forteller oss i hvor stor grad det vi ønsker å måle blir kartlagt med hjelp av instrumentet/målemetoden som vi valgt. *Innholdsvaliditet* er et mål på hvor relevant et instrument er. *Umiddelbar validitet* (face-validity) er det laveste nivået av innholdsvaliditet og betegner brukere/fagpersoners umiddelbare inntrykk av instrumentet, f eks et spørreskjema. *Kriterievaliditet* undersøker hvor stor samsvar det er mellom instrumenter som måler samme fenomen. Det er vanlig å måle opp mot en standard, et allerede brukt og akseptert instrument som da kalles for ”gullstandard”. Kriterievaliditet deles opp i *samtidig* og *predikerende validitet*. Når målingene skjer ved samme tidspunkt er det samtidig og om målingen er tenkt å predikere et utfall i fremtiden er det predikerende validitet (Wahl, 2004; Domholdt, 2005).

Alle målinger inneholder en grad av målefeil, og de deles inn i tilfeldige og systematiske. *Tilfeldige målefeil* er de variasjoner som forekommer hos alle individer og også ved bruk av måleinstrumenter. *Systematiske målefeil* er f eks de feil som feilkalibrerte instrumenter genererer. De er vanskeligere å håndtere og hvis det er mulig bør de derfor elimineres på forhånd (Laake, Hjartåker, Thelle og Veierød, 2007).

En høy grad av *riktighet* forteller at det er nærhet mellom målt verdi og ”sann” verdi. Det er da fravær av systematiske feil (Laake et al, 2007).

Reliabilitet er et mål på i hvor stor grad gjentatte målinger gir samme resultat og oversettes med ”pålitelig” på norsk. Reliabilitet deles inn i *inter-tester reliabilitet* som

er sammenligning mellom testere og *test-retest reliabilitet* eller *intra-tester reliabilitet* som er sammenligning mellom to skåringer gjort av samme testere. Variabiliteten ved gjentatte målinger under identiske forhold kan også uttrykkes med begrepet *repeterbarhet* (Laake et al, 2007).

2.3.2 Kvantifisering av reliabilitet

Reliabilitet deles inn i relativ eller absolutt. *Relativ reliabilitet* undersøker hvor godt samsvar det er mellom to eller flere sett av repeterte målinger, og forteller oss hvor godt de individuelle målingene opprettholder sin posisjon innen gruppen ved repeterte målinger. Relativ reliabilitet for kontinuerlige data kan beskrives med korrelasjonskoeffisient, som f.eks. intraclass coefficient (ICC). En ICC på 1.0 forteller at det er perfekt samsvar mellom målingene. For å gi et fullgodt bilde av reliabiliteten i repeterte målinger bør det i tillegg foreligge informasjon om absolutt reliabilitet. *Absolutt reliabilitet* undersøker variabilitet i verdien fra måling til måling. For å beskrive variabiliteten for kontinuerlige data kan f.eks. standardavvik (SD) brukes (Domholdt, 2005).

2.3.3 Klassisk måleteori

Tilfeldige målefeil må tas hensyn til ved måling av et hvert fenomen. I klassisk måleteori beskrives det med følgende formel:

$$\text{Observert måling} = \text{”sann” verdi} + \text{målefeil}$$

Sann verdi er ikke direkte målbar, men en hypotetisk verdi. Man kan tenke seg at den sanne verdien fås frem ved å ta gjennomsnittet av et uendelig antall målinger.

Målefeilen er det ”støyen” som følger med hver måling. Dette ”støyen” gjør at de observerte målingene både kan være over og under den sanne verdien. Resultatet blir at de observerte verdiene, under forutsetning av at det er tilfeldige målefeil, fordeler seg symmetrisk rundt den sanne verdien (Carmines og Zeller, 1979).

3. Metode

3.1 Design

Studien er strukturert og ikke-eksperimentell. Ved test av validitet og inter-tester-reliabilitet er designet en tverrsnittsstudie, mens ved test-retest-reliabilitet er det en longitudinell studie med 2 måletidspunkter.

I dette prosjektet ble det tatt opp dba og videoopptak samtidig, og det er derfor eksakt samme gangsyklus som ligger til grunn for de kinematiske dataene og målingene med SF-GT. Dermed er det samtidig kriterievaliditet, hvor dba ble ansett for å være gullstandard.

3.2 Utvalg

Ti personer med CP ble trukket ut av materialet i stipendiat Grethe Månum's PhD studie, "En randomisert kontrollert studie av effekt av Botulinumtoxin-A hos voksne med cerebral parese". I Månum's studie ble det utført ganganalyse før og etter injeksjon av Botulinumtoxin-A på 66 voksne med CP. Ganganalysemetoder i studien var dba med samtidig videoopptak.

- Inklusjonskriterier: personer, over 18 år, med spastisk uni- og bilateral CP, GMFCS nivå I-II.
- Eksklusjonskriterier: andre diagnoser som antas å påvirke gangfunksjonen.

Ved hjelp av lapper med deltager nummer på ble det trukket ut fem deltagere med unilateral- og fem med bilateral CP. For de med unilateral CP skulle videoopptak av affisert ben brukes, og for de med bilateral CP skulle høyre ben brukes. Imidlertid viste det seg, at for de med affisert venstre ben var ikke hele gangsyklusen med på videoopptaket, og det var derfor nødvendig å trekke nye deltagere inntil det var fem stykker med affisert høyre ben.

Det ble laget en deltagerliste med nye nummer, og innhentet skriftelig samtykke. (Samtykkeerklæring; se vedlegg 1). Deltagelse var frivillig, og deltagerne kunne trekke seg på et hvilket som helst tidspunkt under studien.

Ti testere ble rekruttert blant ansatte på eller tilknyttet til Sunnaas sykehus HF. Det resulterte i ni fysioterapeuter og en ortopediingeniør hvor fem arbeidet hovedsaklig i klinikken og fem var tilknyttet ganglaboratoriet på Sunnaas Sykehus HF eller Rikshospitalet HF. Alle prosjektmedarbeidere hadde taushetsplikt.

3.3 Måleinstrumentene

3.3.1 Salford Gait Tool

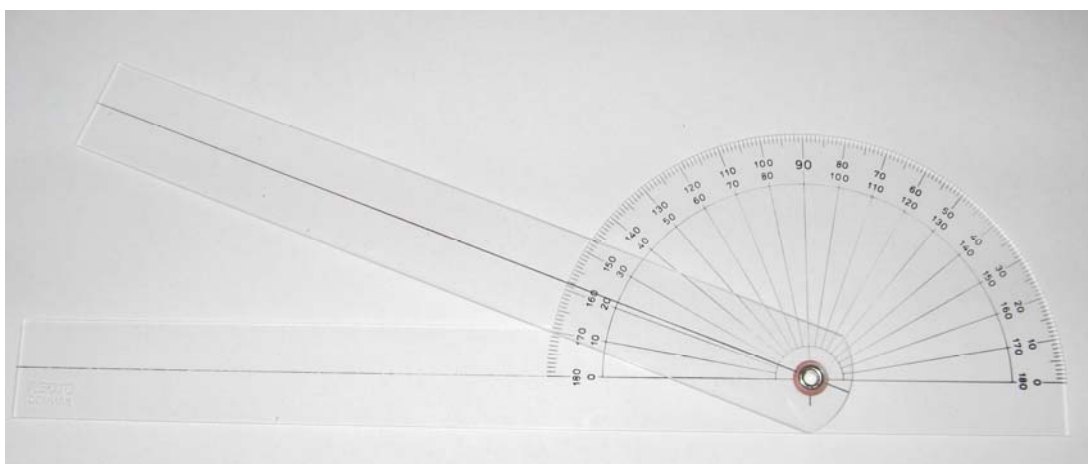
SF-GT er designet for å registrere hofte-, kne- og ankelposisjon i sagittalplanet under seks "events" i gangsyklusen; IC (initial contact), EDS (end double support), MST (mid stance), SDS (start double support), TO (toe off) og MSW (mid swing). For hver "event" måles vinkelen i de tre leddene. Det resulterer i totalt 18 kontinuerlige skåringer (tre ledd ved seks "events"). I det originale skjemaet velges, ut i fra hvert leddmål, en av fem kategorier fra en skala. Dette gir da like mange kategoriske som kontinuerlige skåringer. De seks kategoriene for hvert ledd summeres og skal representere en kvalitativ beskrivelse av leddets funksjon gjennom gangsyklusen. Posisjonen av truncus ved de forskjellige tidspunktene vurderes etter følgende skala; bakoverlent, normal eller fremoverlent. I tillegg er det 2 kategoriske variabler; "fotsett ved IC" (hælisett, flat fot eller tåisett), og "fotens posisjon ved MST" (har hælen løftet seg fra underlaget; ja eller nei). Skjemaet inneholder også beskrivelse av de "events" som skal måles. (Se vedlegg 2). For å lage skjemaet litt mer oversiktlig valgte jeg å ta bort de kategoriske dataene for hver leddmåling (Se vedlegg 3). Skjemaet ble beholdt på engelsk, da dette var godt forståelig for testerne.

For å vurdere skjemaets validitet og reliabilitet gjennomførte Toro og medarbeidere en studie der 23 fysioterapeuter skåret videoopptak av 13 barn, 11 barn med spastisk

uni- og bilateral CP og to funksjonsfriske. Før gjennomføringen gjennomgikk alle fysioterapeutene en undervisning om gangfunksjon, observasjon og analyse med hjelp av video og bruk av SF-GT. Målingen, som ble utført ved to tilfeller med 14 dagers mellomrom, ble gjennomført ved visuelt å bestemme leddutslaget, for siden å velge en kategori. Utstyret som ble brukt var TV og DVD spiller, av forskjellige type, med mulighet for å stoppe opptaket ved de utvalgte ”events”. Målingene ble sammenlignet med kinematikk fra dba. Videoopptak og kinematikk var ikke fra samme gangsyklus og det var derfor ikke samtidig kriterivaliditet. Toro analyserte både overensstemmelse av kategorier og absolutte grader mellom SF-GT og kinematikk hentet fra dba. Resultat viste 58% gjennomsnitt overensstemmelse mellom gradering av kategori med SF-GT og kinematikk, samt 80% gjennomsnitt mellom observert gradtall av leddbevegelse med SF-GT og kinematikk (Toro et al, 2007c). Toro har videre testet inter-tester-reliabilitet som viste et gjennomsnittlig samsvar på 77 % og test-retest-reliabilitet med gjennomsnittlig samsvar på 75 % (Toro et al, 2007b).

3.3.2 Goniometri

Goniometri er å måle vinkler med hjelp av et goniometer, vinkelmål. Disse finnes i mange forskjellige utførelser. I denne studien ble et 31 cm langt goniometer gradert 0-180° med strek for hver grad valgt.



Testerne i studien til Toro og medarbeidere, kom med forslag om å bruke goniometer for å måle vinklene på PC skjermen. Toro selv uttrykker skepsis til dette da hun mener at det er problemer med å få god repeterbarhet ved målinger med goniometer, og hun anbefaler at man i så fall bruker en strikt protokoll for hvordan målingene skal utføres (Toro et al, 2007b).

Min erfaring fra visuell estimering av leddutslag i klinisk arbeid er at gradtallet avrundes til hele ti- eller eventuelt femtall. Jeg valgte derfor at målingene i SF-GT skulle foretas med goniometer, som er gradert ned til hver enkelt grad, da jeg mener at det gir sammenlignbar ”nøyaktighet” mellom vinkler målt med goniometer og kinematikk fra dba.

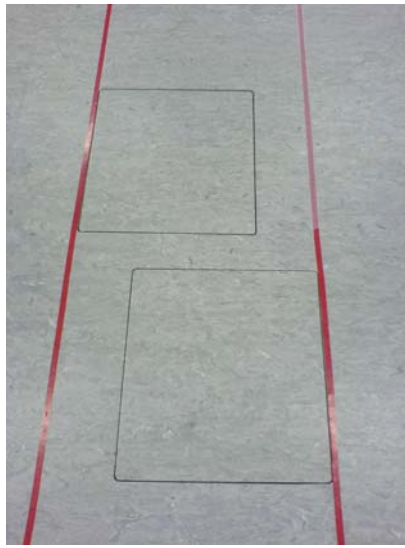
Ved gjennomgang av litteraturen som omhandler reliabilitet ved måling med goniometer finner jeg at det er publisert mange artikler. Søk på Pubmed med søkeord *goniometric* og *reliability* resulterte i 67 treff.

Flere studier har rapportert at måling av bevegelighet med goniometer har en variabilitet på 10 – 15° (Harris, Smith og Krukowski, 1985; Stuberg, Fuchs og Miedaner, 1988; McDowell, Hewitt, Nurse, Weston og Baker, 2000). McDowell og medarbeider viste at målinger av muskulatur som går over et ledd, hadde en variabilitet på 10 – 14° uansett om målingen skjedde samme dag, eller på forskjellige dager. Ved måling samme dag av muskulatur som går over to ledd ble resultatet det samme, men ved måling på forskjellige dager økte variabiliteten til mellom 18 – 28° (McDowell et al, 2000). Kilgour og medarbeider konkluderte med at, for å være 95% sikker på å måle en virkelig forandring, f eks etter en intervensjon, så kreves en forskjell på 15 – 20° mellom måletidspunktene. Deres studie viser også at til tross for standardisert prosedyre for måling og erfarne testere, så kan stor variabilitet i målingene oppstå (Kilgour, McNair og Stott, 2003). I både studien til McDowell og Kilgour er det barn med spastisk uni- og/eller bilateral CP som undersøkes. Spastisitet kan ofte variere og kan derfor være en grunn til den store variabiliteten ved måling på forskjellige dager (McWhirk og Glanzman, 2006).

3.3.3 Bevegelseslaboratoriet på Sunnaas Sykehus HF

For å gjøre et tredimensjonalt opptak kreves teknisk avansert utstyr. Laboratoriet på Sunnaas Sykehus HF har 6 infrarøde kameraer (MX13, 100 Hz, Vicon Motion System, Oxford, England), to kraftplater (AMTI OR 6-7, Advanced Mechanical Technology Inc, Watertown, USA) og to digitale videokameraer. Videokamrene tar opptak i sagital- og frontalplan med en frekvens på 25 bilder i sekundet.

Informasjonen fra utstyret synkroniseres og bearbeides i et felles datasystem (Workstation, Vicon). Målefeilen i utstyret på Sunnaas Sykehus er ved kalibrering målt til å være mindre enn 1 mm.



MX13, infrarød kamera

Kraftplater i gulvet

Digitalt videokamera

Før selve opptaket kan begynne måles pasienten; vekt, høyde, benlengde, bredde på bekken, kne og ankel, og disse antropometriske målene legges inn i datasystemet. Reflekterende markører, 15 stykker, plasseres så på bekken og underekstremitene etter et standardisert protokoll. Først gjøres et statisk opptak der pasienten står stille. Data fra dette opptaket sammen med de antropometriske målene gjør at programmet kan ”modellere” pasientenes kropp ved hjelp av Plug-In-Gait (Vicon). Dynamiske opptak tas siden ved at pasienten går frem og tilbake i en gangbane, inntil tilstrekkelig antall godkjente opptak er gjort. For dette kreves at hver markør blir registrert av

minst 3 kameraer, i tillegg ønskes doble treff på kraftplatene i gulvet (Lofterød et al, 2005). (se kapittel 2.1.4)

3.4 Gjennomføring

3.4.1 Forberedelser

Prosjektet ble først godkjent av Personvernombudet (se vedlegg 4) og søknad ble sendt til Regional Etisk Komité (REK) før oppstart. REK kom med innsigelser på valg av statistiske metoder, og jeg måtte derfor vurdere andre statistiske metoder som vurderes som mer robuste, før endelig godkjenning. (Se vedlegg 5, 6 og 7). Dataene i studien er blitt bearbeidet og oppbevart elektronisk på PC med passord for tilgang. Ingen andre enn prosjektleder og medarbeidere samt statistiker har hatt tilgang til dataene.

For å prøve å eliminere noen mulige feilkilder ble det utformet en strikt protokoll ved gjennomføringen der alle fikk lik introduksjon om hvordan målingene skulle utføres, og alle brukte likt utstyr (videoopptak, PC og goniometer).

Videoopptak, i sagittalplan, av en gangsyklus fra hver deltager ble sammenstilt som en rapport i Polygon på CD-er. Polygon (Vicon, Oxford, England) er en programvare for multimedia presentasjon laget for bevegelsesanalyser. CD-ene ble ved gjennomføringen spilt av på PC-er, alle med flat skjerm av lik størrelse. I Polygon finnes mulighet til å spole videoen frem og tilbake, spille bilde for bilde, samt fryse opptaket for å måle. Målingene ble gjort med hjelp av goniometer. Videoopptakene viser deltagerne, fra midjen og ned, gående barfota ikledd shorts og t-shirt eller liknende, med markører på underkøstemiteter og bekken.

3.4.2 Pilot

For å få erfaring med utførelse av selve målingene ble det gjennomført en pilot med to fysioterapeuter som målte to videoopptak av personer med CP. Fysioterapeutene

fikk først en generell undervisning om gange og gjennomgang av hvordan de skulle bruke SF-GT. Det ga meg mulighet å diskutere eventuelle uklarheter og ble en viktig erfaring å ta med til gjennomføringen.

3.4.3 Gjennomføring

Testerne ble delt i tre grupper og alle gruppene gjennomførte sin første måling innenfor to uker. Alle testerne startet med en innledende presentasjon av ganganalyse, samt opplæring i hvordan man bruker SF-GT. I opplæringen inngikk også praktisk trening i å måle med goniometer på PC-en. Alle testerne gjennomførte så en individuell skåring av de utvalgte videoopptakene i eget tempo, uten å diskutere med andre testere. Etter fire til fem uker ble det gjennomført en ny skåring av de samme videoopptakene hvor rekkefølgen av opptakene var omvendt. Testerne fikk utdelt en ”huskeliste” med informasjon om hvordan vinklene skulle måles og hadde anledning å ta opp eventuelle uklarheter. Tidsbruken for å gjennomføre måling av en deltagers video var i begynnelsen 20-30 minutter, men tidsbruken minsket ned til ca 10 minutter per deltagervideo i andre testomgang.



3.5 Analyser

Alle analyser er foretatt i statistikkprogrammet SPSS (Statistical Package for the Social Sciences, 14.0 og 15.0). Målingene fra SF-GT ble plottet inn manuelt. Opptaket med den valgte gangsyklusen fra hver deltager, ble prosessert i Workstation. For å få data over til SPSS, ble programmet PECS (Pipeline External Communication Server, version 1.0, Vicon, Oxford, England) brukt. I PECS blir de ”events” hvor programmet skal hente ut ønskede data spesifisert dvs., leddmål i antall grader for hofte, kne og ankel, ved de seks ”events” som blir definert i SF-GT (se vedlegg 8). PECS overførte dataene til en Excel-fil (Microsoft Office, 2003), som deretter ble overført til SPSS for videre bearbeiding.

I denne mastergradsoppgaven har jeg valgt å analysere de kontinuerlige variablene fra SF-GT, de kontinuerlige variablene fra dba, samt to kategoriske variabler fra SF-GT; nemlig ”fotisett ved IC” og ”hælens posisjon ved MST”. Datamengden er stor; for hver deltager som måles med SF-GT har jeg 180 kontinuerlige variabler, hvilket gir 1800 kontinuerlige variabler per testtilfelle. Totalt for de to testtilfellene gir det 3600 kontinuerlige variabler. De kategoriske variablene gir totalt 400 variabler. Fra dba får jeg 180 kontinuerlige variabler. Validitet og inter-tester reliabilitet ble analysert ved hjelp av første måling med SF-GT. Test-retest reliabilitet ble analysert ved hjelp av begge målingen med SF-GT.

I datasettet mangler følgende data; en måling av leddutslag i ankel ved første testtilfelle og to målinger av ankel ved andre testtilfelle. De kategoriske variablene mangler en skåring på ”fotisett ved IC” og tre skåringer på ”hælens posisjon ved MST”.

De kontinuerlige målingene med SF-GT ble analysert med hensyn til om de var normalfordelte ved hjelp av histogram, fordelt på hvert ledd og hver ”event”. Alle ble vurdert til å være normalfordelte.

Første problemstilling, som omhandler validitet, dvs. om det er samsvar mellom målinger med SF-GT og tilsvarende målinger fra dba, blir presentert med scatterplott,

fordelt på hvert ledd og hver deltager. Pearson's product moment correlation (Pearson's r) er valgt for å tallfeste samsvar mellom dba og SF-GT (første måling) og beregningen resulterer i 60 Pearson's r per ledd. For å få et håndterlig tall er gjennomsnittet beregnet for hvert ledd og hver "event".

Andre problemstilling, som omhandler reliabilitet, har som første underpunkt, om det er samsvar mellom testere dvs. inter-tester reliabilitet. Variabiliteten i målingene med SF-GT, absolutt reliabilitet, er beregnet med standardavvik (SD). I normalfordelte data tilsvarende \pm ett SD 68% av skåringene, og \pm to SD 95% av skåringene (Domholdt, 2005). SD for alle målinger er sammenstilt og satt opp som boxplott gruppert på ledd. Boxplott brukes for å sammenligne grupper. Boksen i sentrum inneholder de 50% midterste målingene og streken tvers over boksen er medianen. Utstikkerne oppover og nedover angir minimums- og maksimumsverdiene i materialet. Ekstremverdier er merket separat (Aalen, 2006). Inter-tester reliabilitet tallfestes med intraclass correlation coefficient (ICC) som gir et mål på relativ reliabilitet (Domholdt, 2005). ICC er ikke *en* analyse, men et oppsett der riktig form av ICC må velges (Shrout og Fleiss, 1979; McGraw og Wong, 1996). Analysene i denne studien er utført med toveis randomisert design basert på absolutt overensstemmelse. ICC verdien "oversettes" til et lettere appliserbart språk for klinisk virksomhet ved hjelp av Landis og Koch's klassifisering som vises i tabell 1. Den er valgt da flere artikler som omhandler observasjon av gange bruker denne klassifiseringen ved tolkning av sine resultater.

Tabell 1

Klassifisering av korrelasjons koeffisienter ved Landis og Koch.

<0	Poor
0–0.20	Slight
0.21–0.40	Fair
0.41–0.60	Moderate
0.61–0.80	Substantial
0.81–1.00	Almost perfect

(Landis og Koch, 1977)

Inter-tester reliabilitet for de kategoriske dataene er blitt utforsket ved å beregne prosentuell overensstemmelse mellom testerne.

Andre underpunkt i problemstillingen omhandler test-retest reliabilitet og presenteres med Bland-Altman plott som viser relasjonen mellom differansen og gjennomsnittet i målingene (Bland og Altman, 1986). Dette gir et visuelt inntrykk av test-retest reliabiliteten som også er tallfestet med ICC.

4. Resultater

4.1 Demografiske data

Deltagerne var fem kvinner og fem menn i alderen 19-63 år, fem med spastisk unilateral- og fem med bilateral CP. Av deltagerne med unilateral CP var tre klassifisert på GMFCS nivå I og to på nivå II, og av de med bilateral CP var en på nivå I og fire på nivå II. På GMFCS nivå I og II kan alle gå uten hjelpemidler, nivå I betyr gange uten begrensninger, mens nivå II betyr gange med begrensninger når det gjelder å gå i mer utfordrende omgivelser og det kan da være nødvendig med støtte av hjelpemidler. Personer på nivå I kan løpe og hoppe, men det er vanskelig for personer på nivå II.

4.2 Samsvar mellom dba og SF-GT

Tabell 2

Korrelasjon mellom dba og SF-GT. Hvert tall i tabellen representerer et gjennomsnitt av 10 forskjellige Pearsons r , hvor hver Pearsons r representerer korrelasjonen mellom én tester og dba. Dette er gjort for hvert ledd og hver ”event”. Til slutt er det beregnet et totalt gjennomsnitt for hvert ledd.

	<u>IC</u>	<u>EDS</u>	<u>MST</u>	<u>SDS</u>	<u>TO</u>	<u>MSW</u>	<u>Totalt gjennomsnitt</u>
<u>Hofte</u>	0.26	0.43	0.52	0.63	0.28	0.24	0.39
<u>Kne</u>	0.83	0.38	0.65	0.77	0.74	0.69	0.68
<u>Ankel</u>	0.52	0.19	0.42	0.64	0.27	0.31	0.39

Gjennomsnittene for hvert ledd i tabell 2 er sammenstilt av korrelasjon mellom dba og SF-GT for hver tester og hver ”event”, her eksemplifisert med utregninger for kne i tabell 3.

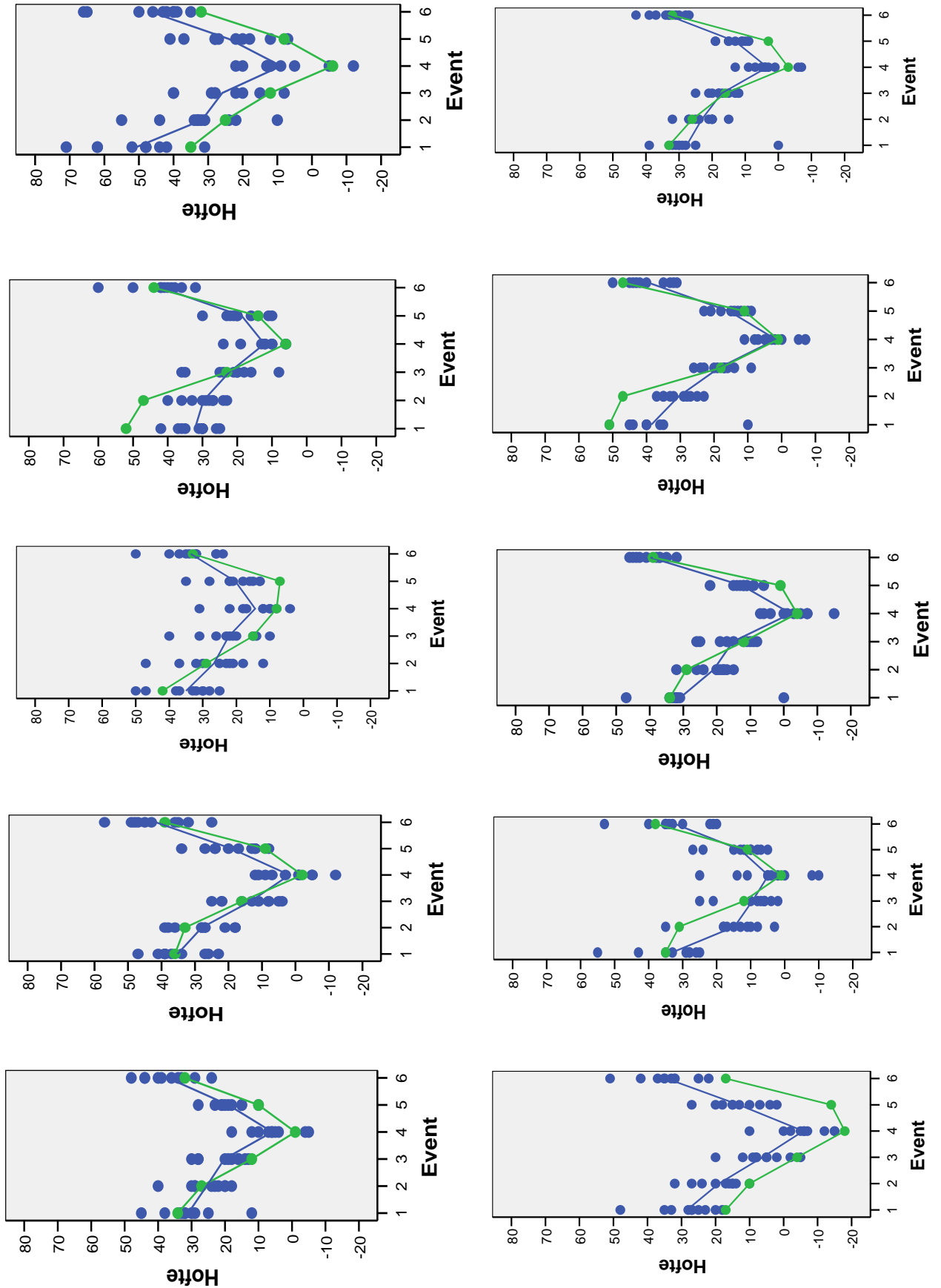
Tabell 3

Korrelasjon Pearson r mellom dba og SF-GT for de seks ”events” i kne, for de ti testere.

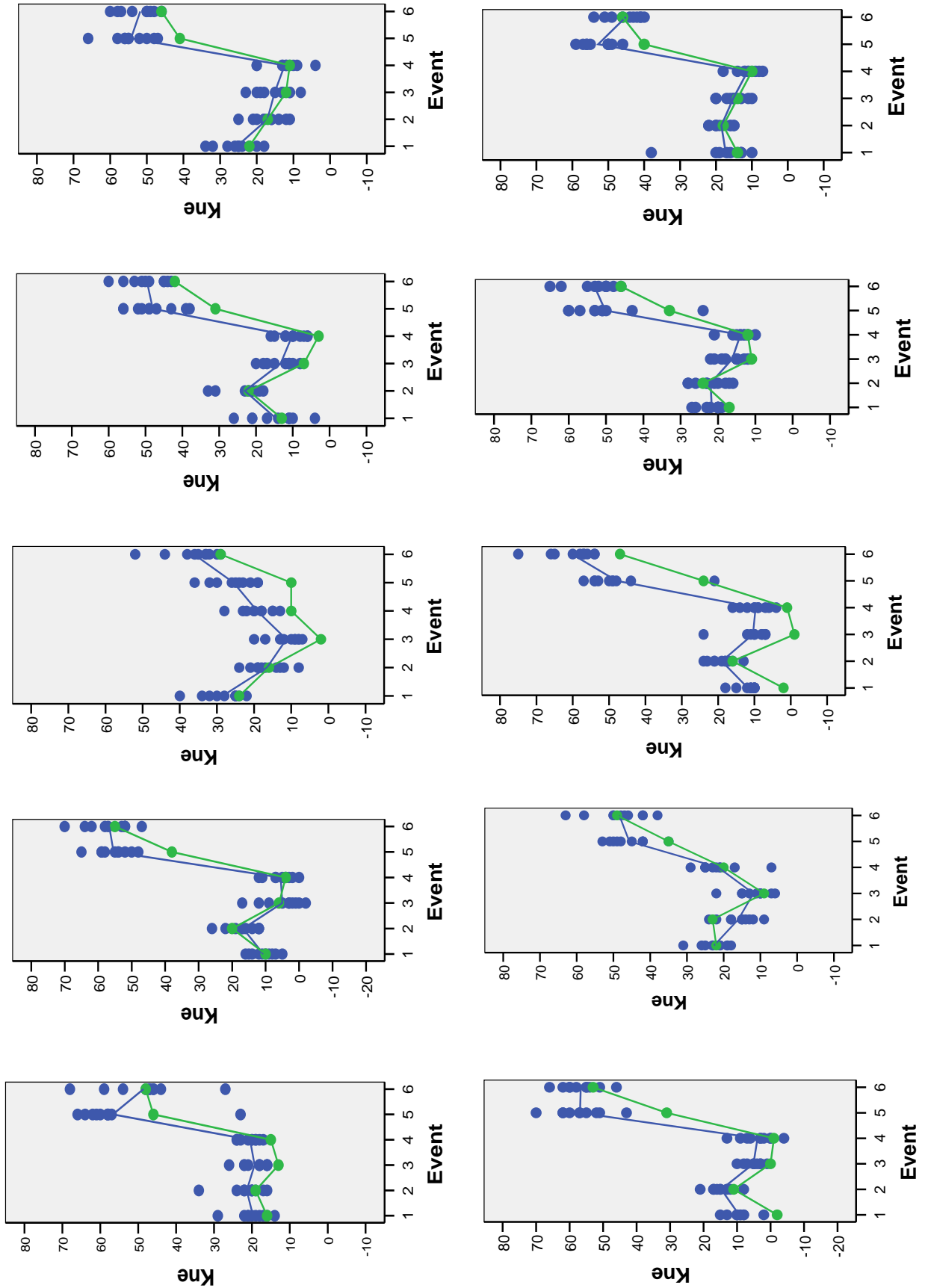
Dba	SF-GT, tester nummer										Gjennomsnitt
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
IC	0.84	0.69	0.85	0.87	0.84	0.89	0.79	0.83	0.84	0.92	0.83
EDS	0.31	0.07	0.03	0.33	0.36	0.18	0.45	0.60	0.77	0.77	0.38
MST	0.67	0.75	0.64	0.76	0.58	0.68	0.60	0.72	0.71	0.41	0.65
SDS	0.19	0.88	0.88	0.78	0.88	0.90	0.86	0.62	0.89	0,85	0.77
TO	0.82	0.69	0.87	0.73	0.86	0.79	0.80	0.80	0.80	0.20	0.74
MSW	0.65	0.73	0.75	0.64	0.84	0.63	0.70	0.68	0.78	0.51	0.69

Resultatene i tabell 2 viser at det er best samsvar mellom dba og SF-GT for kne. Dette er visualisert i figur 3-5. Hver figur viser scatterplots med sammenligning mellom dba (en måling) og SF-GT (10 målinger) for de 10 deltagerne. Disse viser også at det er best samsvar mellom dba og SF-GT for kne.

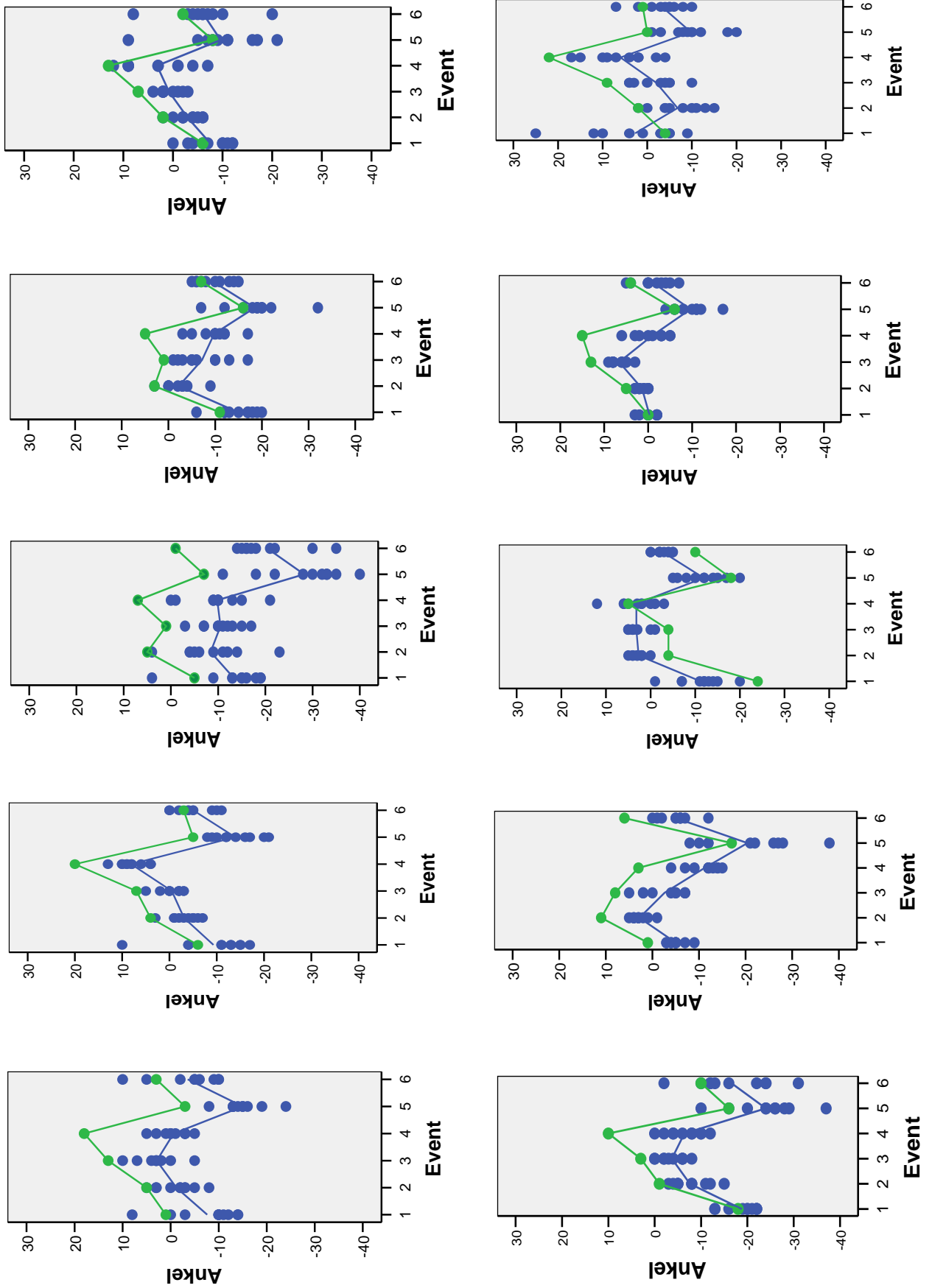
Figur 3 Scatterplot SF-GT (blå) og dba (grønn); hofte. Fordelt på hver deltager.



Figur 4 Scatterplot SF-GT (blå) og dba (grønn); kne. Fordelt på hver deltager.



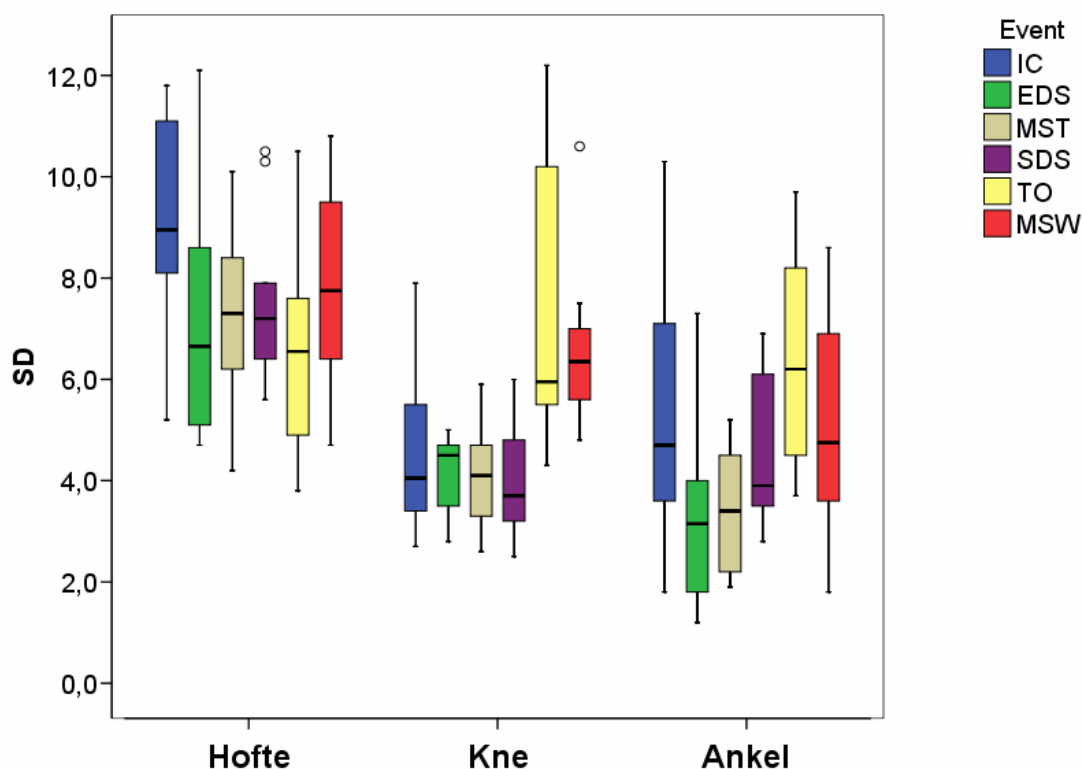
Figur 5 Scatterplot SF-GT (blå) og dba (grønn); ankel. Fordelt på hver deltager.



4.3 Reliabilitet

4.3.1 Inter-tester reliabilitet

Figur 6 Oppsummeringstall (SD) av inter-tester reliabilitet for de 10 deltagerne i hvert ledd og for hver ”event”.



For hver deltager er inter-tester reliabilitet oppsummert ved SD i antall grader for målingene. Et høyt SD betyr større uenighet mellom testerne, og et lavt SD betyr større enighet mellom testerne. BoksploTTene viser generelt høyere SD for hofte enn for kne og ankel.

Hver boks i figuren representerer oppsummeringstall av målingene fra de 10 deltagerne for hver ”event” i gangsyklusen. Underlaget for beregningen av SD for IC hofte er eksemplifisert i tabell 4. De utregnede standardavvikene, uthevet i tabellen, tilsvarer det første boksploTTet på hofte i figur 6.

Tabell 4

Sammenstilling av de 10 testernes målinger, i antall grader for hver deltager ved IC for hofte. SD i antall grader er beregnet for hver deltager.

<u>Deltagere</u>	<u>Testere</u>										<u>SD</u>
	<u>1</u>	<u>2</u>	<u>3</u>	<u>4</u>	<u>5</u>	<u>6</u>	<u>7</u>	<u>8</u>	<u>9</u>	<u>10</u>	
<u>1</u>	33	12	32	32	29	25	34	45	30	38	8.6
<u>2</u>	39	39	26	23	34	41	37	39	27	47	7.6
<u>3</u>	30	38	30	28	32	25	37	50	33	47	8.1
<u>4</u>	36	30	26	30	25	31	35	42	30	37	5.2
<u>5</u>	48	62	42	52	48	31	44	62	48	71	11.5
<u>6</u>	33	27	18	28	20	25	27	48	23	35	8.6
<u>7</u>	35	28	28	29	26	25	33	55	29	43	9.3
<u>8</u>	0	32	32	33	34	32	34	47	34	31	11.8
<u>9</u>	10	45	36	35	40	40	45	51	44	40	11.1
<u>10</u>	0	31	28	30	25	29	33	39	30	32	10.4

Tabell 5

Inter-tester reliabilitet presentert ved ICC og 95% KI. Det ble brukt ICC av type absolutt enighet, fra en toveis "random" modell. ICC er presentert for hvert ledd og hver "event".

	<u>"event"</u>	<u>ICC</u>	<u>95% KI</u>
<u>Hofte</u>	IC	0.30	0.13-0.63
	EDS	0.32	0.14-0.65
	MST	0.40	0.18-0.71
	SDS	0.37	0.17-0.69
	TO	0.23	0.08-0.54
	MSW	0.23	0.08-0.54
<u>Gjennomsnitt for hofte</u>		0.31	
<u>Kne</u>	IC	0.64	0.39-0.87
	EDS	0.27	0.11-0.59
	MST	0.53	0.28-0.81
	SDS	0.68	0.46-0.88
	TO	0.58	0.35-0.83
	MSW	0.49	0.25-0.78
<u>Gjennomsnitt for kne</u>		0.53	
<u>Ankel</u>	IC	0.53	0.31-0.80
	EDS	0.52	0.29-0.80
	MST	0.66	0.44-0.87
	SDS	0.69	0.48-0.89
	TO	0.47	0.25-0.76
	MSW	0.60	0.36-0.85
<u>Gjennomsnitt for ankel</u>		0.58	
<u>Gjennomsnitt for alle ledd</u>		0.47	

Gjennomsnittlig ICC for hvert ledd er uthevet, samt gjennomsnitt for alle ledd

ICC er vurdert etter skalaen til Landis og Koch, se tabell 1.

Det betyr at total gjennomsnittlig inter-tester reliabilitet for alle ledd er moderat (ICC=0.47). Hofte har dårligst inter-tester reliabilitet (ICC=0.31), definert som akseptabel. Kne og ankel har moderat inter-tester reliabilitet (ICC=0.53 respektive 0.58).

De to kategoriske variablene ("fotisett ved IC" og "hælens posisjon ved MST") ble beregnet med prosentuell overensstemmelse mellom alle testere. Dette er vist i tabell 6.

Tabell 6

Samsvar mellom testerne i prosent ved skåring av kategoriene, "fotisett ved IC" og "hælens posisjon ved MST".

	<u>Gjennomsnittlig samsvar</u>	<u>Minimum</u>	<u>Maksimum</u>
<u>Fotisett ved IC</u>	77%	56%	100%
<u>Hælens posisjon ved MST</u>	86%	33%	100%

Samsvar for de to kategoriske variablene i tabell 6 er gjennomsnitt av de prosentuelle samsvar mellom de enkelte testerne. Dette eksemplifiseres for "hælens posisjon i MST" i tabell 7.

Tabell 7

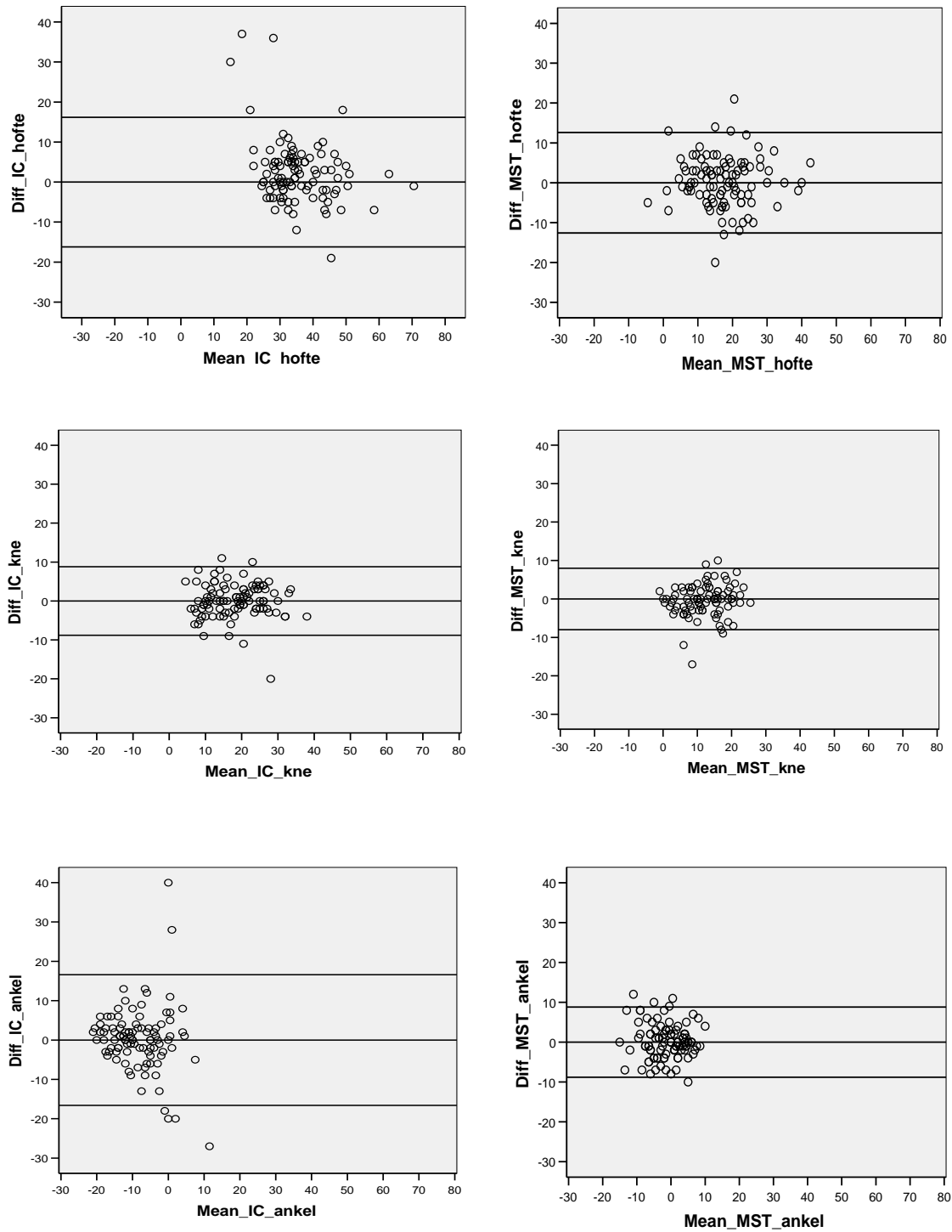
Sammenstilling av prosentuet samsvar mellom alle testerne for ”hælens posisjon i MST”

Testere	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
1		80%	100%	90%	90%	56%	90%	100%	90%	90%
2			89%	90%	90%	33%	90%	89%	90%	90%
3				100%	100%	50%	100%	100%	100%	100%
4					100%	44%	100%	100%	100%	100%
5						44%	100%	100%	100%	100%
6							44%	50%	44%	44%
7								100%	100%	100%
8									100%	100%
9										100%
10										

Ved beregning av gjennomsnittlig inter-tester reliabilitet for variabelen “hælens posisjon ved MST” er det en tester som har betraktelig lavere prosentuet samsvar (33-56%) med alle andre testere. Når jeg beregner gjennomsnittlig samsvar i prosent uten denne testeren blir resultatet 96%.

4.3.2 Test-retest-reliabilitet

Figur 7 Test-retest reliabilitet presentert med Bland-Altman plott for IC og MST for hofte, kne og ankel.



Figur 7 illustrerer test-retest reliabilitet. IC og MST er valgt ut som eksempler fordi de er spesielt klinisk interessante ”events”. Hver prikk representerer differanse og gjennomsnitt av SF-GT måling en og to for hver tester. I figurene er 0 og $\pm 2SD$ markert med linjer. For IC hofte er $SD=8,1^\circ$, MST hofte $SD=6,3^\circ$, IC kne $SD=4,4^\circ$, MST kne $SD=4,0^\circ$, IC ankel $SD=8,3^\circ$, MST ankel $SD=4,4^\circ$. Størst spredning vises i hofte for begge ”events” og ankel ved IC.

Tabell 8

Test-retest reliabilitet presentert med oppsummering av ICCer beregnet for hver tester. Det ble brukt ICC av type absolutt enighet, fra en toveis ”random” modell.

	<u>Tester nr</u>									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
<u>Median ICC</u>	0.63	0.49	0.60	0.76	0.85	0.70	0.67	0.72	0.78	0.57
<u>Minimum ICC</u>	-0.01	-0,06	-0.30	0.34	0.47	0.28	0.34	0.41	0.27	-0.14
<u>Maksimum ICC</u>	0.89	0.89	0.89	0.95	0.95	0.97	0.98	0.90	0.95	0.88

Laveste og høyeste median ICC, samt laveste minimum og høyeste maksimum ICC er uthevet.

I tabell 8 er hver testers ICC (median) beregnet fra målinger med SF-GT måling en mot måling to for hvert ledd og hver ”event”, dvs. 18 ICCer.

Resultatet for test-retest reliabilitet er bedre enn for inter-tester reliabilitet, fra moderat (ICC=0.49) til utmerket (ICC=0.85).

5. Diskusjon

Jeg vil i min diskusjon ta opp følgende punkter; valg av kartleggingsverktøy og statistiske metoder, mulige feilkilder, dba som gullstandard, og til slutt gjøre en vurdering av SF-GT som et klinisk undersøkelsesverktøy sett ut fra prosjektets resultater.

5.1 Metodediskusjon

5.1.1 Valg av kartleggingsverktøy

Toro og medarbeidere publiserte sine studier i begynnelsen av 2007 (Toro, Nester og Farren, 2007a; Toro et al, 2007b; Toro et al, 2007c), og min plan var å gjennomføre en tilsvarende studie for å kunne sammenligne våre resultater. Forskjellen var at jeg skulle undersøke voksne i stedet for barn, samt benytte flat PC-skjerm og måling av leddutslag med goniometer, isteden for TV skjermer og visuell estimering av vinkler. Jeg valgte SF-GT fordi dette kartleggingsverktøyet registrerer leddutslag i hofta, kne og ankel, som er viktige ledd ved kartlegging av gangfunksjon. Leddmålingene gjør at SF-GT ikke er diagnosespesifikk som mange andre kartleggings skjemaer for videoobservasjon, noe som også var en begrunnelse for valget. En styrke i mitt prosjekt er at jeg sammenlignet eksakt samme gangsyklus, målt både med SF-GT og dba, såkalt samtidig kriterievaliditet.

5.1.2 Valg av statistiske analyser

Leddmålingene i kartleggings skjemaet gir 18 kontinuerlige målinger, fordelt på tre ledd og seks "events". Det gir ikke mening å lage en sammenstilling av disse målingene, som f eks en total skår, verken per ledd, "event" eller en total skår for alle målingene. Hver leddmåling er like vesentlig og må tas hensyn til i analysene. Dette

var ikke godt nok gjennomtenkt, og da jeg i tillegg hadde 10 testere ga det meg et oppsett som var vanskelig å håndtere statistisk.

De tilsynelatende enkle statistiske analysene som Toro hadde valgt, viste seg å være lite egnet. I tilbakemeldingen fra Regional Etisk Komité (REK) ble ikke den statistiske metoden "Least Significant Difference" (LSD) ansett som robust nok. I samråd med veileder og statistiker ble det derfor valgt andre statistiske metoder med det resultat at studien allerede på dette tidspunkt dreide mot å bli mer omfattende enn planlagt. Med valg av andre statistiske metoder falt også intensjonen om direkte å kunne sammenligne resultatene av denne studien med Toro's resultater bort.

Som tidligere nevnt har jeg mye data, og i mine problemstillinger ønsket jeg å få svar på om SF-GT er et valid og reliabelt kartleggingsverktøy. Dette har resultert i flere statistiske analyser, samt fremstilling av resultater både visuelt og med tall. For meg har det vært svært lærerikt å grave meg ned i tallmaterialet, det har gitt meg økt kunnskap om validitet og reliabilitet.

Jeg har valgt å bruke både Pearson's r og ICC som er to av flere korrelasjonskoeffisienter. Det er noen problemer knyttet til disse som det er viktig å ha kunnskap om. En korrelasjon på 1.0 indikerer et perfekt samsvar mellom repeterte målinger, men hvor går grensen for når det blir et uakseptabelt lavt samsvar? Det finnes flere kilder som oversetter korrelasjonskoeffisienten med adjektiv for å forenkle tolkningen (se tabell 1), men disse må brukes med varsomhet.

Det finnes i dag ingen universell enighet om hvilken oversettelse som bør brukes. Hva man mener er det akseptable nivået på korrelasjonen beror på om man måler samsvar på individ eller gruppe nivå. På individuelt nivå kreves høyere samsvar enn på gruppenivå. En korrelasjonskoeffisient gir et mål på relativ reliabilitet som baseres på at individuelle målinger innen en gruppe opprettholder sin posisjon innen gruppen når de gjentas. Korrelasjonskoeffisienter er i stor grad påvirket av hvor stort spenn målingene går over. Hvis en gruppe viser liten variabilitet i målingene gir det liten

matematisk base for å bestemme relativ posisjon, og korrelasjonen mellom målingene blir lav (Domholdt, 2005).

5.1.3 Feilkilder

En av de elementene jeg la til i prosjektet var at leddutslagene skulle måles med goniometer. Goniometeret ble nøye valgt ut; det skulle være lett å lese av, og med en skala som var gradert ned til enkeltgrader. Ved å bruke goniometer ønsket jeg å oppnå en større grad av nøyaktighet i stedet for, som er vanlig ved visuell estimering, å avrunde til nærmeste fem- eller titall. Dba, på sin side, presenterer leddutslag (kinematikk) med en høy grad av nøyaktighet, ned til hundredels grader. Klinisk erfaring tilsier at visuell estimering krever at testeren først har opparbeidet en viss grad av erfaring med å måle leddutslag med goniometer. Da testerne i prosjektet hadde forskjellig erfaring med visuell estimering av leddutslag, valgte jeg bruk av goniometer for å ha kontroll på opplæringen, og for å utligne forskjellen i klinisk erfaring mellom testerne. Holm og medarbeidere viste i sin studie at det var god korrelasjon ($r=0.88$ for alle målte bevegelser i hofte) mellom måling med goniometer og visuell estimering av leddbevegelse, utført av erfarne testere hos pasienter med hofteleddsartrose (Holm, Bolstad, Lutken, Ervik, Rokkum og Steen, 2000). Som tidligere nevnt har mange sett på variabiliteten i målinger med goniometer (Harris et al, 1985; Stuberg et al, 1988; McDowell et al, 2000; Kilgour et al, 2003), og konklusjonen er at måling med goniometer er relativt usikker. Noe mindre variabilitet ved repeterte målinger oppnår man ved at det er samme person som måler. Deltagerne i prosjektet hadde på videoopptaket på seg markører som markerte leddsenter i kne og ankel, og disse markørene kunne brukes ved måling med goniometer. Det kan tenkes at det minsket variabiliteten i målingene.

På bevegelseslaboratoriet ved Sunnaas Sykehus har videokameraene en opptaksfrekvens på 25 bilder i sekundet. Det kan virke som en høy frekvens, men når videoen spilles av bilde for bilde, ser man for hvert tastetrykk en tydelig forskjell på benets posisjon. Dette gjelder spesielt i de deler av gangsyklusen med høyere

hastighet som f eks foten i svingfasen. Ved målingene av de ulike leddposisjonene i studien var det testeren som ut i fra de gitte kriteriene for hver ”event”, valgte hvilket bilde hun/han skulle måle på. Det er grunn til å tro at testerne har stoppet videoen på forskjellige tidspunkt og dermed ikke alltid målt personens leddposisjon under de samme forutsetningene, dvs. samme ”bilde”. Dette får spesielt stor betydning ved måling av EDS og TO. Kriteriene for disse ”events” er at bildene som testeren skal måle på, er når foten løftes fra underlaget. Noen av deltagerne subber med foten i underlaget, hvilket resulterte i at testerne kunne velge mellom et større antall bilder.

På grunn av den relativt lave bildefrekvensen på kameraene ble det også en utfordring at bevegelser med høy hastighet som f eks foten i svingfasen, fikk et utydelig bilde da videoen ble stoppet. Ved noen tilfeller var foten så utydelig at testerne måtte bruke en god del skjønn når de målte vinkelen. En av deltagerne var en høy mann hvor bildeopptaket slutter ved overkanten av bekkenet. På denne deltageren ble det følgelig vanskelig å se graden av bekkentilt som i neste omgang bestemmer hoftevinkelen. Noen av disse feilkildene kunne man ha unngått dersom kameraene hadde hatt høyere bildefrekvens, og om jeg i planleggingsfasen hadde vært mer nøye i å kontrollere kvaliteten på videofilmene.

Det er imidlertid to feilkilder ved observasjon av videofilm og analyse av gangfunksjon som man aldri helt kan eliminere, og det er de feilene som er et resultat av henholdsvis perspektiv- og parallaksefeil. Perspektivfeil resulterer i en feil ved vurdering av lengden av et objekt når det beveger seg bort fra det planet kameraet er kalibrert i. Tilsvarende oppstår parallaksefeil når objektet beveger seg ut i fra kameraets optiske akse (Kirtley, 2006). I dette prosjektet er parallaksefeil aktuelt, da den optiske akselen er over kneet, og man kan derfor få en feil ved måling av vinkler i ankel og hofte.

5.1.4 Dbå som gullstandard

For å få svar på om SF-GT er et valid kartleggingsverktøy ved måling av leddutslag i sagittalplan, valgte jeg å sammenligne med vinkelmål fra dbå. Dette gjør også Toro

for å undersøke validitet, og det er det flere andre tilsvarende studier som har gjort. Ingen eller få har nevnt at også måling med dba har en variabilitet som ikke bør ignoreres. Som rapportert under avsnittet om dba i teorikapitlet er variabiliteten et resultat av forskjell i markørpåsetting (Schwartz et al, 2004). DbA er ikke den gullstandard som jeg trodde det var i prosjektets planleggingsfase. Imidlertid er dba det mest nøyaktige av de kartleggingsinstrumentene som vi har tilgjengelig for å undersøke gangfunksjon, ikke minst da dba registrerer vinkler i alle tre plan samtidig. I mitt prosjekt defineres dba som det mest nøyaktige vi har, men samtidig er det viktig å være klar over begrensningene.

5.2 Resultatdiskusjon

Fysioterapeuter som arbeider med pasienter som trenger vurdering av gangfunksjon, f eks voksne med CP, har behov for valide og reliable kartleggingsverktøy. Kartleggingen må ta utgangspunkt i pasientens behov og inneholde elementer fra alle nivåer i ICF klassifiseringssystem. SF-GT er et kartleggingsverktøy som måler leddutslag på kroppsfunksjonsnivå og må kompletteres med andre undersøkelser/anamnese for å kartlegge gangfunksjonens innvirkning på aktiviteter og deltagelse på ulike samfunnsarenaer. For at SF-GT skal være et nyttig kartleggingsverktøy er det viktig å understreke at SF-GT måler leddutslag i sagittalplan, og det er derfor ikke hensiktsmessig å måle leddutslag på personer med uttalt problematikk i transversalplan eller frontalplan.

Litteraturen viser at det er viktig å ha en god prosedyre for videoopptak med fastsatt kameraposisjon, som er vinkelrett mot det plan som man ønsker oppta, med optisk akse i sentrum av de ledd som skal måles (Kirtley, 2006; Whittle, 2007). Velg om mulig ett kamera med høy bildefrekvens; f eks 50 bilder i sekundet. Den tekniske utviklingen går fort og kvaliteten blir stadig bedre på dette området. Hvis målingen utføres med goniometer bør det være lett å lese av på, gradert ned til enkeltgrader, og personen som måler bør være vant med å bruke et goniometer. Personen som filmes

bør ha lite og gjerne tettsittende klær på seg, og opptaket bør ha med en tilstrekkelig del av truncus, slik at bekkentilten kan vurderes.

Pasientenes problemstilling avgjør hvilke undersøkelser som skal utføres. Hvis det er hensiktsmessig å måle leddutslag, er det viktig å ta hensyn til den usikkerheten som både kliniske undersøkelser og dba inneholder. Målinger av enkelte ledd gir sikrere resultat enn andre. Denne studien viste at måling av leddutslag i kne har bedre samsvar med målinger utført med dba, enn leddutslag i hofte og ankel (se tabell 2 og figur 3-5). Toro og medarbeider viste i sin studie at det var lik gjennomsnittlig prosentuell overensstemmelse i hofte, kne og ankel mellom SF-GT og dba (Toro et al, 2007c). Heller ikke Mackey og medarbeider viste forskjell mellom leddene når det gjelder overensstemmelse mellom dba og en modifisert utgave av Physician Rating Scale ved måling av kne og ankel. Hofte ble ikke målt i denne studien (Mackey, Lobb, Walt og Stott, 2003). Kawamura og medarbeider rapporterte på sin side moderat til god overensstemmelse ($\kappa=0.47-0.65$) mellom visuell observasjon og dba, for knefleksjon i IC. Hofte og ankel hadde lavere overensstemmelse enn moderat (Kawamura et al, 2007). Wren og medarbeider konkluderte også med at kne har bedre samsvar mellom visuell observasjon og dba enn hofte og ankel (Wren, Rethlefsen, Healy, Do, Dennis og Kay, 2005).

Denne studien viser også at måling med SF-GT av kne og ankel har bedre inter-tester reliabilitet enn hofte (se figur 4 og tabell 5-6). Når det gjelder inter-tester reliabilitet rapporterte Toro og medarbeider best resultat for kne fulgt av hofte og til slutt ankel ved repeterte målinger med SF-GT (Toro et al, 2007b). Flere andre studier rapporterer best inter-tester reliabilitet for kne og ankel og dårligst for hofte (Wren et al, 2005; Kawamura et al, 2007). Noen av de kartleggingskjemaene som det er referert til her, er basert på kategorier og det kan resultere i at de viser til noe bedre resultater, enn for SF-GT som måler leddutslag i antall grader. Ved beregning av inter-tester reliabilitet for de to kategoriske variablene ("fotsett ved IC" og "hælens posisjon ved MST") viser de god prosentuell overensstemmelse. "Hælens posisjon ved MST", som er en dikotom variabel, får best resultat med 86% samsvar (96% når

tester nummer 6 trekkes fra). Dette kan sammenlignes med resultater rapportert av Mackey og medarbeider for "foot contact in mid stance" som viste moderat til utmerket ($\kappa=0.49-0.86$) samsvar mellom testere ved repeterte målinger. "Fotisettt ved IC" viser noen lavere samsvar (77%) mellom testere i denne studien, og Mackey viste også her noe lavere inter-tester reliabilitet med moderat til god samsvar ($\kappa=0.48-0.75$) (Mackey et al, 2003).

Resultatene i denne studien viser bedre test-retest reliabilitet enn inter-tester reliabilitet (se figur 7 og tabell 8), og det sammenfaller med resultater fra andre studier som er utført (Mackey et al, 2003; Chaleat-Valayer, Bernard, Morel, Loustalet, Schneider og Bagnol, 2006). Dette betyr i praksis at samme person bør måle ved repeterte målinger. Toro og medarbeider fikk imidlertid like resultat for test-retest reliabilitet som for inter-tester reliabilitet ved måling med SF-GT (Toro et al, 2007b). Hva denne forskjellen er resultat av er vanskelig å si, da det er brukt ulike statistiske analyser.

Når resultater fra studier av validitet og reliabilitet ved forskjellige måleinstrumenter for visuell observasjon skal omsettes til anbefalinger for klinisk praksis, er det viktig å se validitet og reliabilitet i en sammenheng. Som Kawamura og medarbeider (Kawamura et al, 2007) skriver i sin artikkel, er det lite samsvar mellom observasjon og dba, og da hjelper det ikke at inter-tester og test-retest reliabilitet er høy. Det kan være et resultat av at testeren måler "feil" om igjen. Kawamura har imidlertid ikke tatt med i betraktningen at det også er en variabilitet i målinger med dba, og at dba derfor ikke er den gullstandarden som den blir ansett som. Det er derfor fortsatt behov for undersøkelser av validitet og reliabilitet, både ved dba og visuell observasjon, for å øke kunnskapen om deres styrker og svakheter.

6. Konklusjon

Studien viste fra utmerket til akseptabelt samsvar mellom målinger med dba og SF-GT. Resultatene var best for kne og dårligst for hofta og ankel.

Når det gjelder samsvar mellom repeterte målinger med SF-GT viste resultatene at inter-tester reliabiliteten varierte fra moderat til ganske bra. Her var det kne og ankel som hadde best resultat. De kategoriske variablene viste bedre samsvar mellom testerne, og de kan derfor brukes når kravet på nøyaktighet i målingene er lavere.

Samsvar mellom samme tester ved forskjellige tidspunkt var bedre og viste en moderat til utmerket test-retest reliabilitet.

SF-GT kan brukes ved gangfunksjonsproblemer der det er relevant å måle leddutslag i kne og ankel i sagittalplan. Det bør tilstrebes at det er samme person som måler ved behov for repeterte målinger, og det er viktig at videoutstyret har tilstrekkelig høy bildefrekvens til å få skarpe stillbilder.

Dba er det mest nøyaktige og pålitelige målevertøyet vi har for undersøkelse av gangfunksjon på kroppsfunksjonsnivå. Ved gangfunksjonsproblemer av mer kompleks art med behov for målinger i alle tre plan er dba det eneste som er godt nok. Undersøkelse av gangfunksjon relatert til aktivitets- og deltakelsesbegrensninger i ulike omgivelser krever andre instrumenter.

Referanseliste

- Aalen, O. O. (2006). *Statistiske metoder i medisin og helsefag*. Oslo: Gyldendal akademisk.
- Andersson, C. og Mattsson, E. (2001). Adults with cerebral palsy: a survey describing problems, needs, and resources, with special emphasis on locomotion. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 43, 76-82.
- Bensoussan, L., Viton, J. M., Barotsis, N. og Delarque, A. (2008). Evaluation of patients with gait abnormalities in physical and rehabilitation medicine settings. *J Rehabil Med*, 40, 497-507.
- Bland, J. M. og Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1, 307-310.
- Brown, C. R., Hillman, S. J., Richardson, A. M., Herman, J. L. og Robb, J. E. (2008). Reliability and validity of the Visual Gait Assessment Scale for children with hemiplegic cerebral palsy when used by experienced and inexperienced observers. *Gait Posture*, 27, 648-652.
- Brunnekreef, J. J., van Uden, C. J., van, M. S. og Kooloos, J. G. (2005). Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. *BMC Musculoskelet Disord*, 6, 17.
- Carmines, E. G. og Zeller, R. A. (1979). *Reliability and validity assessment*. Beverly Hills: Sage.
- Cerebral pareseforeningen (2001). "Vi må fortsatt være utålmodige": CP-foreningen[s] jubileumsbok 1950-2000. [Oslo]: Cerebral parese-foreningen.
- Chaleat-Valayer, E., Bernard, J. C., Morel, E., Loustalet, E., Schneider, M. og Bagnol, M. (2006). Use of videographic examination for analysis of efficacy of botulinum toxin in the lower limbs in children with cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*, 15, 339-347.
- Chester, V. L., Biden, E. N. og Tingley, M. (2005). Gait analysis. *Biomedical Instrumentation and Technology*, 39, 64-74.
- Dickens, W. E. og Smith, M. F. (2006). Validation of a visual gait assessment scale for children with hemiplegic cerebral palsy. *Gait Posture*, 23, 78-82.
- Domholdt, E. (2005). *Rehabilitation research: principles and applications*. St. Louis, Miss.: Elsevier Saunders.
- Eastlack, M. E., Arvidson, J., Snyder-Mackler, L., Danoff, J. V. og McGarvey, C. L. (1991). Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. *Physical Therapy*, 71, 465-472.

-
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press ; New York : [Distributor] Cambridge University Press.
- Goodkin, R. og Diller, L. (1973). Reliability among physical therapists in diagnosis and treatment of gait deviations in hemiplegics. *Perceptual and Motor Skills*, 37, 727-734.
- Gorton, G., Herbert, D. og Goode, B. (2001). Assessment of the kinematic variability between twelve shriners motion analysis laboratories. *Gait and Posture*, 13, 247.
- Graham, H. K., Aoki, K. R., utti-Ramo, I., Boyd, R. N., Delgado, M. R., Gaebler-Spira, D. J., Gormley, M. E., Guyer, B. M., Heinen, F., Holton, A. F., Matthews, D., Molenaers, G., Motta, F., Garcia Ruiz, P. J. og Wissel, J. (2000). Recommendations for the use of botulinum toxin type A in the management of cerebral palsy. *Gait Posture*, 11, 67-79.
- Harris, S. R., Smith, L. H. og Krukowski, L. (1985). Goniometric reliability for a child with spastic quadriplegia. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 5, 348-351.
- Holm, I., Bolstad, B., Lutken, T., Ervik, A., Rokkum, M. og Steen, H. (2000). Reliability of goniometric measurements and visual estimates of hip ROM in patients with osteoarthritis. *Physiotherapy Research International*, 5, 241-248.
- Jahnsen, R., Aamodt, G. og Rosenbaum, P. (2006). Gross Motor Function Classification System used in adults with cerebral palsy: agreement of self-reported versus professional rating. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 48, 734-738.
- Jahnsen, R., Villien, L., Egeland, T., Stanghelle, J. K. og Holm, I. (2004). Locomotion skills in adults with cerebral palsy. *Clin Rehabil*, 18, 309-316.
- Jahnsen, R. (2004). *Being adult with a "childhood disease": a survey on adults with cerebral palsy i Norway*. Faculty of Medicine, University of Oslo, [Oslo].
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G. og Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7, 849-860.
- Kawamura, C. M., de Moraes Filho, M. C., Barreto, M. M., de Paula Asa, S. K., Juliano, Y. og Novo, N. F. (2007). Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*, 25, 18-24.
- Keenan, A. M. og Bach, T. M. (1996). Video assessment of rearfoot movements during walking: a reliability study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 651-655.
- Kilgour, G., McNair, P. og Stott, N. S. (2003). Intrarater reliability of lower limb sagittal range-of-motion measures in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45, 391-399.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.

-
- Koman, L. A., Mooney, J. F., III, Smith, B. P., Goodman, A. og Mulvaney, T. (1994). Management of spasticity in cerebral palsy with botulinum-A toxin: report of a preliminary, randomized, double-blind trial. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 14, 299-303.
- Koman, L. A., Mooney, J. F., III, Smith, B. P., Walker, F. og Leon, J. M. (2000). Botulinum toxin type A neuromuscular blockade in the treatment of lower extremity spasticity in cerebral palsy: a randomized, double-blind, placebo-controlled trial. BOTOX Study Group. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 20, 108-115.
- Kuban, K. C. og Leviton, A. (1994). Cerebral palsy. *New England Journal of Medicine*, 330, 188-195.
- Laake, P., Hjartåker, A., Thelle, D. og Veierød, M. B. (2007). *Epidemiologisk og klinisk forskning*. I: Oslo: Gyldendal akademisk.
- Landis, J. R. og Koch, G. G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33, 159-174.
- Lofterød, B., Jahnsen, R. og Terjesen, T. (2006). [Cerebral palsy in children--motor function and new treatment strategies]. *Tidsskr Nor Laegeforen*, 126, 2648-2651.
- Lofterød, B., Terjesen, T. og Skaaret, I. (2005). [Gait analysis--a new diagnostic tool]. *Tidsskr Nor Laegeforen*, 125, 2014-2016.
- Lord, S. E., Halligan, P. W. og Wade, D. T. (1998). Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale. *Clinical Rehabilitation*, 12, 107-119.
- Mackey, A. H., Lobb, G. L., Walt, S. E. og Stott, N. S. (2003). Reliability and validity of the Observational Gait Scale in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45, 4-11.
- Maynard, V., Bakheit, A. M., Oldham, J. og Freeman, J. (2003). Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait Posture*, 17, 59-67.
- McDowell, B. C., Hewitt, V., Nurse, A., Weston, T. og Baker, R. (2000). The variability of goniometric measurements in ambulatory children with spastic cerebral palsy. *Gait and Posture*, 12, 114-121.
- McGinley, J. L., Goldie, P. A., Greenwood, K. M. og Olney, S. J. (2003). Accuracy and reliability of observational gait analysis data: judgments of push-off in gait after stroke. *Physical Therapy*, 83, 146-160.
- McGraw, K. O. og Wong, S. P. (1996). Forming Inferences About Some Intraclass Correlation Coefficients. *Psychological Methods*, 1, 30-46.
- McWhirk, L. B. og Glanzman, A. M. (2006). Within-session inter-rater reliability of goniometric measures in patients with spastic cerebral palsy. *Pediatr Phys Ther*, 18, 262-265.

-
- Meberg, A., Broch, H. og Irgens, L. M. (2001). [Cerebral palsy as indicator of quality of neonatal care]. *Tidsskr Nor Laegeforen*, 121, 2917-2922.
- Morris, C. (2007). Definition and classification of cerebral palsy: a historical perspective. *Dev Med Child Neurol Suppl*, 109, 3-7.
- Murphy, K. P., Molnar, G. E. og Lankasky, K. (1995). Medical and functional status of adults with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 37, 1075-1084.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Bartlett, D. J. og Livingston, M. H. (2008). Content validity of the expanded and revised Gross Motor Function Classification System. *Development Medicine and Child Neurology*, 50, 744-750.
- Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E. og Galuppi, B. (1997). Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39, 214-223.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, N.J.: SLACK.
- Rauch, A., Cieza, A. og Stucki, G. (2008). How to apply the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) for rehabilitation management in clinical practice. *Eur J Phys Rehabil Med*, 44, 329-342.
- Read, H. S., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., Prescott, R. J. og Robb, J. E. (2003). Edinburgh visual gait score for use in cerebral palsy. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 23, 296-301.
- Rosenbaum, P., Paneth, N., Leviton, A., Goldstein, M., Bax, M., Damiano, D., Dan, B. og Jacobsson, B. (2007). A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006. *Dev Med Child Neurol Suppl*, 109, 8-14.
- Sandström, K., Alinder, J. og Oberg, B. (2004). Descriptions of functioning and health and relations to a gross motor classification in adults with cerebral palsy. *Disability and Rehabilitation*, 26, 1023-1031.
- Schwartz, L., Engel, J. M. og Jensen, M. P. (1999). Pain in persons with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 1243-1246.
- Schwartz, M. H., Trost, J. P. og Wervej, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*, 20, 196-203.
- SCPE (2000). Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42, 816-824.
- SCPE (2002). Prevalence and characteristics of children with cerebral palsy in Europe. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 44, 633-640.
- Shrout, P. E. og Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86, 420-428.

-
- Sosial- og helsedirektoratet (2003). *ICF, Internasjonal klassifikasjon av funksjon, funksjonshemming og helse*. Oslo: Sosial- og helsedirektoratet.
- Stuberg, W. A., Fuchs, R. H. og Miedaner, J. A. (1988). Reliability of goniometric measurements of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 30, 657-666.
- Stucki, G. (2005). International Classification of Functioning, Disability, and Health (ICF): a promising framework and classification for rehabilitation medicine. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 733-740.
- Stucki, G. og Cieza, A. (2008). The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) in physical and rehabilitation medicine. *Eur J Phys Rehabil Med*, 44, 299-302.
- Toro, B., Nester, C. J. og Farren, P. C. (2007a). Cluster analysis for the extraction of sagittal gait patterns in children with cerebral palsy. *Gait Posture*, 25, 157-165.
- Toro, B., Nester, C. J. og Farren, P. C. (2007b). Inter- and intraobserver repeatability of the Salford Gait Tool: an observation-based clinical gait assessment tool. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 328-332.
- Toro, B., Nester, C. J. og Farren, P. C. (2007c). The development and validity of the Salford Gait Tool: an observation-based clinical gait assessment tool. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 321-327.
- Ubhi, T., Bhakta, B. B., Ives, H. L., Allgar, V. og Roussounis, S. H. (2000). Randomised double blind placebo controlled trial of the effect of botulinum toxin on walking in cerebral palsy. *Arch Dis Child*, 83, 481-487.
- Wahl, A. K. (2004). *Måling av livskvalitet i klinisk praksis: en innføring*. Bergen: Fagbokforl.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis: an introduction*. Edinburgh: Elsevier Ltd.
- WHO (2001). *ICF: international classification of functioning, disability and health*. Geneva: WHO.
- Wood, E. og Rosenbaum, P. (2000). The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reliability and stability over time. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 42, 292-296.
- Wren, T. A., Rethlefsen, S. A., Healy, B. S., Do, K. P., Dennis, S. W. og Kay, R. M. (2005). Reliability and validity of visual assessments of gait using a modified physician rating scale for crouch and foot contact. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 25, 646-650.

Vedlegg 1: Samtykkeerklæring

Informasjon og forespørsel om deltakelse i prosjektet:

”Kartlegging av gangfunksjon -I hvilken grad er enkel video analyse av gange et like reliabelt og valid kartleggingsverktøy for gangfunksjon, som databasert 3-dimensjonal ganganalyse, for voksne med Cerebral Parese?”

Bakgrunn og hensikt

Dette er et spørsmål til deg om å delta i et forskningsprosjekt som er en del av en mastergrad. Bakgrunnen til prosjektet er at vi ønsker evaluere et verktøy for å kartlegge gange ved å studere videoopptak. Det er viktig å ha sikre og brukervennlige kartleggingsverktøy for å ha et godt grunnlag til valg av behandlingstiltak og for å evaluere behandlingseffekt. Du har vært gjennom avansert ganganalyse ved hjelp av databasert 3-dimensjonalt opptak, i forbindelse med prosjektet til dr. Grethe Månum. Denne teknikken krever mye resurser i form av kostbart utstyr, egnet lokale, spesialutdannet personale og tidkrevende analyse. Metoden hører hjemme på 3.linje-nivå og er ikke like tilgjengelig for 1.- og 2. linjetjenesten. Det er derfor viktig at vi har andre kartleggingsverktøy som er pålitelige og enkle i bruk for alle ivær i helsetjenesten.

Hvorfor du blir forespurt

I prosjektet er målgruppen voksne, over 18 år, med cerebral parese av lett til moderat grad. Som deltaker i dr Månums prosjekt har vi opptak (3-dimensjonalt og video) av deg som egner seg godt til bruk i denne studien.

Hva innebærer studien?

Vi vil bruke de opptaken som allerede er gjort på Bevegelseslaboratoriet, Sunnaas sykehus HF. Du trenger ikke og møte opp for å gjøre flere opptak. Videoopptaken er tatt fra siden og viser deg fra midjen og ned. Opptaken vil vurderes av flere fysioterapeuter her på Sunnaas sykehus. Din deltakelse vil være anonymisert og

fysioterapeutenes vurderinger vil sammenlignes med data fra den 3-dimensjonale ganganalysen.

Mulige fordeler og ulemper

Du vil ikke ha noen umiddelbare fordeler eller ulemper som følge av studien, men erfaringer fra studien vil kunne gi oss økt kunnskap i hvordan vi kan kartlegge gangfunksjon og dermed hjelpe voksne med cerebral parese i årene fremover.

Hva skjer med informasjonen om deg?

Informasjonen som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet over. Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer og det vil ikke være mulig å identifisere deg i resultatene av studien når disse publiseres. En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste, som det kun er autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til. Hvis du sier ja til å delta i studien, har du rett til å få innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg.. Dersom du trekker deg fra studien, kan du kreve å få slettet innsamlede opplysninger. Alle opplysninger blir uansett slettet senest 31.12.2009.

Frivillig deltakelse

Det er frivillig å delta i studien. Dersom du ikke ønsker å delta, trenger du ikke å oppgi noen grunn, og det får ingen konsekvenser for den videre behandlingen du får ved sykehuset. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen. Om du nå sier ja til å delta, kan du senere trekke tilbake ditt samtykke uten at det påvirker din øvrige behandling ved sykehuset. Dersom du senere ønsker å trekke deg, kan du kontakte undertegnet:

Kerstin Lundberg Larsen, fysioterapeut, tel: 66 96 90 00,

email: kerstinlundberg.larsen@sunnaas.no

Reidun Jahnsen, fysioterapeut PhD, veileder, Grethe Månumn, dr

Samtykke – prosjektdeltaker
for prosjektet

”Kartlegging av gangfunksjon -

I hvilken grad er enkel video analyse av gange et like reliabelt og valid kartleggingsverktøy for gangfunksjon, som databasert 3-dimensjonal ganganalyse, for voksne med Cerebral Parese?”

Deltakelse i prosjektet er basert på ditt frivillige, informerte samtykke. Dersom du sier ja til å delta i prosjektet, må du signere samtykkeerklæringen.







Jeg, _____ (navn med bokk bokstaver), bekrefter at jeg har mottatt skriftelig informasjon og er villig til å delta i prosjektet.

Signatur _____

Dato _____

Vedlegg 2: Salford Gait Tool, original

APPENDIX 1: SALFORD GAIT TOOL – SAGITTAL (SIDE) PLANE VIEW
Enter the observed degrees of movement in the spaces below. Then assign a CATEGORY from the list on the left for each joint.

	Initial Contact	End Double Support	Mid Stance	Start Double Support	Toe off	Mid Swing	Sum of Category Scores
TRUNK							
Circle observation:	normal	normal	normal	normal	normal	normal	Overall: normal backwards forwards (1)*
HIP	backwards forwards	backwards forwards	backwards forwards	backwards forwards	backwards forwards	backwards forwards	
HIP CATEGORY:	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	category
-2 = -21° or more extension							category
-1 = -6° to -20° extension							degrees
0 = -5° ext to 15° flexion							category
1 = 16° to 45° flexion							degrees
2 = 46° or more flexion							category
KNEE	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	category
KNEE CATEGORY:	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	category
-2 = -16° or more extension							category
-1 = -6° to -15° extension							degrees
0 = -5° ext to 10° flexion							category
1 = 11° to 45° flexion							degrees
2 = 46° or more flexion							category
ANKLE	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	category
ANKLE CATEGORY:	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	degrees	category
2 = 21° or more DF							DF
1 = 1° to 20° DF							DF
0 = neutral 0° to -15° PF							PF
-1 = -16° to -45° PF							PF
-2 = 46° or more PF							PF
Heel off the floor?	toe strike	PF	PF	PF	PF	PF	PF
flat foot	flat foot						
heel strike	heel off the floor?	Yes	No				

Right leg
 Left leg

Initial Contact = first frame when the foot makes contact with the floor.
End Double Support (loading response) = first frame when toes of opposite foot come off the floor right leg.
Mid Stance = opposite foot is going behind stance leg, toes are just peeping out at the front of stance leg.
Start Double Support (terminal stance) = first frame when opposite foot touches the ground left leg.
Toe Off (initial swing) = first frame when toes (or foot) of front leg have just left the floor.
Mid Swing = first frame when heel of stance leg becomes visible behind swinging heel.
*: the numbers in brackets show the SUM of CATEGORY SCORES observed for NORMAL gait.
Abbreviations: DF, dorsiflexion; PF, plantarflexion.

Vedlegg 3: Salford Gait Tool, modifisert

Mod. SALFORD GAIT TOOL – SAGITAL PLAN VIEW (Enter the observed degrees of ranges of movement)						
Name:	Date:		Diagnosis:			
	Initial Contact	End Double Support	Mid Stance	Start Double Support	Right leg Toe off	Left leg Mid Swing
TRUNK	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> backwards <input type="checkbox"/> forwards	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> backwards <input type="checkbox"/> forwards	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> backwards <input type="checkbox"/> forwards	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> backwards <input type="checkbox"/> forwards	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> backwards <input type="checkbox"/> forwards	<input type="checkbox"/> normal <input type="checkbox"/> backwards <input type="checkbox"/> forwards
HIP (degrees)	°	°	°	°	°	°
KNEE (degrees)	°	°	°	°	°	°
ANKLE (degrees)	DF	DF	DF	DF	DF	DF
	PF	PF	PF	PF	PF	PF
Ankle	<input type="checkbox"/> toe strike <input type="checkbox"/> flat foot <input type="checkbox"/> heel strike		Heel off the floor? <input type="checkbox"/> Yes <input type="checkbox"/> No			

Initial Contact: first frame when the foot makes contact with the floor.

End Double Support (loading response): first frame when toes of opposite foot come off the floor.

Mid Stance: opposite foot is going behind stance leg, toes are just peeping out at the front of stance leg.

Start Double Support (terminal stance): first frame when opposite foot touches the ground.

Toe Off (initial swing): first frame when toes (or foot) have just left the floor.

Mid Swing: first frame when heel of opposite foot becomes visible behind swinging heel.

Abbreviations: DF, dorsiflexion; PF, plantarflexion.

Vedlegg 4: Godkjenning fra Personvernombud

Kjære forsker

Viser til melding om behandling av personopplysninger / helseopplysninger. Det følgende er et formelt svar på meldingen. Forutsetningene nedenfor må være oppfylt før rekruttering av pasienter til studien kan starte.

Mandat for tilrådning

Med hjemmel i Personopplysningsforskriftens § 7-12 jf. Helseregisterlovens § 36 har Datatilsynet ved oppnevning av Heidi Thorstensen som personvernombud for forskning ved Sunnaas sykehus HF, fritatt sykehuset fra meldeplikten til

Datatilsynet. Behandling og utlevering av person-/helseopplysninger til forskning meldes derfor til sykehusets personvernombud. Personvernombudet tar stilling til om melding er dekkende eller om det må søkes om konsesjon hos Datatilsynet.

Se forøvrig www.datatilsynet.no for oversikt over oppnevnte personvernombud.

Undertegnede har på fullmakt fra personvernombudet behandlet meldingen og uttaler seg på hennes vegne.

Tilrådning med forutsetninger

Personvernombudet har vurdert den planlagte databehandlingen av personopplysninger/helseopplysninger og vurderer denne til å tilfredsstillende forutsetningene for melding gitt i personopplysningsforskriften § 7-27 og er derfor unntatt konsesjon, Personvernombudet har ingen innvendinger og tilrår at studien gjennomføres med den planlagte behandlingen av person- / helseopplysninger under forutsetning av følgende:

1. Behandling av personopplysninger/helseopplysninger i studien skjer i samsvar

med og innenfor det formål som er oppgitt i meldingen (se vedlagte meldeskjema)

2. Vedlagte samtykke benyttes.
3. Melding pr. epost om avsluttet studie sendes personvernombudet senest 31.12.2009
4. Positiv uttalelse er innhentet fra Regional Komité for medisinsk forskningsetikk (REK). Evt. endringer til pasientinformasjonen fra komitéen forevises undertegnede i god tid før de effektueres.
5. Prosjektansvarlig ved sykehuset har orientert avdelingsledelse og forskningsutvalget ved sykehuset om studien

Endringer

Dersom det underveis i studien blir aktuelt å gjøre endringer i behandlingen av de aidentifiserte dataene, eller endringer i samtykket, skal dette forhåndsmeldes til personvernombudet.

Intern saksnr. på studien hos personvernombudet er: 10-2007 SUN

Lykke til med studien!

Mvh

Kim Henrik Ruud

Personvernrådgiver

Kompetansesenteret for personvern

Ullevål universitetssykehus HF

Vedlegg 5: Brev fra REK I

UNIVERSITETET I OSLO

DET MEDISINSKE FAKULTET

Dr. philos. Reidun Jahnsen

Rikshospitalet

0027 Oslo

Regional komite for medisinsk forskningsetikk Sør- Norge (REK Sør)

Postboks 1130Blindern NO-0318 Oslo

Dato:01.11.07

Deres ref.:

Var ref.: S-07410a

Telefon: 228 44 666

Telefaks:22844661

E-post: rek-2(q),medisin.uio.no

Nettadresse: www.etikkom.no

S-07410a Kartlegging av gangfunksjon I hvilken grad kan enkel video analyse av gange være et like reliabelt og valid kartleggingsverktøy for gangfunksjon, som databasert 3-dimensjonal ganganalyse, for voksne med Cerebral Parese?

[2.2007,2453]

Vi viser til søknad mottatt 1. oktober 2007 med følgende vedlegg:
Prosjektbeskrivelse; informasjonskriv med samtykkeerklæring.

Komiteen behandlet søknaden i sitt møte onsdag 24.10.07. Prosjektet er vurdert etter lov om behandling av etikk og redelighet i forskning av 30. juni 2006, jfr.

Kunnskapsdepartementets forskrift av 8. juni 2007 og retningslinjer av 27. juni 2007 for de regionale komiteer for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk.

Cerebral parese (CP) er en samlebetegnelse på ikke-progressiv lidelser som bl.a. medfører motoriske funksjonshemminger. Ca. 70 % av personer med slik funksjonshemming kan gå, men har økt fallrisiko og økt risiko for slitasje på skjelett og bløtdeler. Mange opplever en endret fysisk funksjon i tidlig voksen alder, og så mange som 39 % i en norsk studie oppgir å ha fått forverret gangfunksjon.

Tredjelinjetjenesten bar avanserte målemetoder, databasert 3-dimensjonalt måleutstyr, for vurdering av gangfunksjon, men dette er ikke tilgjengelig for 1- og 2-linje tjenesten. Man ønsker nå å evaluere effekten av et nytt og enklere kartleggingsverktøy, Salford Gait Tool (SF-GT). i forhold til dets reliabilitet (pålitelighet; i denne sak at det er enighet om hvordan analyseenheter registreres/skåres) og validitet (gyldighet; at instrumentet måler det fenomenet det utgir seg for å måle - her ved å teste det mot et tidligere anerkjent instrument). Resultatene fra SF-GT skal sammenlignes med resultatene fra avansert 3-dimensjonal ganganalyse (kriterievaliditet).

Prosjektet utføres som mikset tverrsnitts- (validitet og inter-tester-reliabilitet) og longitudinell (test-retest; 2 tidspunkter) studie, hvor videoopptak av 10 voksne personer med CP velges ut fra tidligere gjennomført studie av populasjonen. Man rekrutterer 10 fysioterapeuter ansatt ved Sunnaas sykehus gjennom intern annonsering. Disse får opplæring i bruk av SF-GT og utfører deretter individuell skåring av de utvalgte videoopptakene. Inter-tester-reliabilitet beregnes ut ifra overensstemmelsen mellom disse 10 testers skåringer og oppgis i prosent. Ny skåring av videoopptakene utføres etter fire uker, med endret rekkefølge av opptakene. Test-retest-reliabilitet beregnes ut fra sammenligning mellom testtilfelle 1 og 2. Til sist blir validitetsspørsmålet behandlet med sammenlignende analysemetoder av data fra 3-dimensjonal ganganalyse med grad tallet fra det enkelte ledd i SF-GT.

Komiteen ber om tilbakemelding på følgende merknader:

1. Det må angis hvordan personene skal trekkes ut fra utvalget ved at det gis kriterier utover de angitte globale
2. Til design: Ved inklusjon av så få individer kan det bli vanskelig å få sammenliknet/kjørt meningsfulle statistiske analyser. Er det vurdert å oppgi Kappa eller Iota, ikke prosent overensstemmelse, for å få et mer solid mål på inter-tester-reliabilitet? Hva er begrunnelsen for å bruke en svak statistisk test som least significant difference, LSD?

Vedtak:

Vedtaket utsettes. Det bes om tilbakemelding på de merknader som er anført, før endelig vedtak kan fattes.

Komiteens leder tar stilling til godkjenning av prosjektet etter mottatt svar.

Med vennlig hilsen

Kristian Hagestad

Fylkeslege cand.med., spes. i samf.med

Leder

Vedlegg 6: Svarebrev til REK

Kristian Hagestad

Regional komité for medisinsk forskningsetikk, Sør-Norge

Postboks 1130 Blindern

0318 Oslo

Dato: 14.11.2007

Vi viser til brev datert 01.11.07 og vil her gi en utfyllende tilbakemelding på de merknader som er anført.

1. Inklusjonskriteriene er personer med uni- og bilateral spastisk cerebral parese, GMFCS I og II. Utvalget trekkes ut fra dr Grethe Månums studie som er gruppert på lik måte. Utvelgelsen vil gjøres ved loddtrekking. Når Dere spør om ”kriterier utover de angitt globale”, presiserer vi herved at utvelgelsen vil være strategisk slik at de ulike undergruppene av CP vil være representert og derav også ulike problemstillinger for ganganalyse.

2. Antallet inkluderte individer er valgt med hensyn til at studien skal være gjennomførbar i den kliniske hverdagen på Sunnaas sykehus. Det vil bli vurdert om det er mulig og inkludere flere individer. Begrunnelsen for å bruke en statistisk metode som LSD er at vi ønskede å bruke lik design som i den opprinnelige studien fra Salford Universitet. Etter diskusjon med statistiker vil vi nå velge å bruke de statistiske metodene ICC og Altmans plott på de kontinuerlige dataene og Kappa på de kategoriske.

Med vennlig hilsen

Reidun Jahnsen

Dr. philos

Rikshospitalet, BNS

0027 Oslo

Kerstin Lundberg Larsen

Mastergradsstudent

Sunnaas sykehus

1450 Nesoddtangen

Vedlegg 7: Brev fra REK II

UNIVERSITETET I OSLO

DET MEDISINSKE FAKULTET

Dr. philos. Reidun Jahnsen

Rikshospitalet

0027 Oslo

Dato: 11.12.07 Deres ref.: Varref.: S-07410a

Regional komite for medisinsk forskningsetikk Sør- Norge (REK Sør)

Postboks 1130Blindern NO-0318Oslo

Telefon: 228 44 666

Telefaks: 228 44 661

E-post: rek-2@medisin.uio.no

Nettadresse: www.etikkom.no

S-07410a Kartlegging av gangfunksjon I hvilken grad kan enkel video analyse av gange vaere et like reliabelt og valid kartleggingsverktøy for gangfunksjon, som databasert 3-dimensjonal ganganalyse, for voksne med Cerebral Parese?
[2.2007.2453]

Vi viser til brev datert 14.11.07. Komiteen tar svar på merknader til etterretning. Komiteen godkjenner at prosjektet gjennomføres. Vi ønsker lykke til med prosjektet.

Med vennlig hilsen

Kristian Hagestad

Fylkeslege cand.med., spes. i samf.med

Leder

Vedlegg 8: PECS Parameter Calculator

Calculate variable:	RHIP_FLEX_IC	by looking at	FOOT CONTACT	in PiG variable	RHipAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RHIP_FLEX_EDS	by looking at	OPP FOOT OFF	in PiG variable	RHipAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RHIP_FLEX_MID_STANCE	by looking at	MID STANCE	in PiG variable	RHipAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RHIP_FLEX_SDS	by looking at	OPP FOOT CONTACT	in PiG variable	RHipAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RHIP_FLEX_TO	by looking at	FOOT OFF	in PiG variable	RHipAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RHIP_FLEX_MID_SWING	by looking at	MID SWING	in PiG variable	RHipAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RKnee_FLEX_IC	by looking at	FOOT CONTACT	in PiG variable	RKneeAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RKnee_FLEX_EDS	by looking at	OPP FOOT OFF	in PiG variable	RKneeAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RKnee_FLEX_MID_STANCE	by looking at	MID STANCE	in PiG variable	RKneeAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RKnee_FLEX_SDS	by looking at	OPP FOOT CONTACT	in PiG variable	RKneeAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RKnee_FLEX_TO	by looking at	FOOT OFF	in PiG variable	RKneeAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RKnee_FLEX_MID_SWING	by looking at	MID SWING	in PiG variable	RKneeAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RAnk_FLEX_IC	by looking at	FOOT CONTACT	in PiG variable	RAnkleAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RAnk_FLEX_EDS	by looking at	OPP FOOT OFF	in PiG variable	RAnkleAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RAnk_FLEX_MID_STANCE	by looking at	MID STANCE	in PiG variable	RAnkleAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RAnk_FLEX_SDS	by looking at	OPP FOOT CONTACT	in PiG variable	RAnkleAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RAnk_FLEX_TO	by looking at	FOOT OFF	in PiG variable	RAnkleAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE
Calculate variable:	RAnk_FLEX_MID_SWING	by looking at	MID SWING	in PiG variable	RAnkleAngle	component:	1	and calculate the:	VALUE

