---------- Masteroppgave ----------

Reliabilitet av tredimensjonal ganganalyse for personer med traumatiske hjerneskader

Tone Stokstad Weider

Masterprogram i helsefag - Fysioterapivitenskap
Institutt for samfunnsmedisinske fag
Seksjon for fysioterapivitenskap
Universitetet i Bergen

Høst 2010

Forord

- Først en stor takk til min kunnskapsrike og generøse veileder professor Rolf Moe-Nilssen. Det har vært veldig inspirerende å ha deg som veileder!

- En like stor takk til daglig leder Arve Opheim og de ansatte ved bevegelseslaboratoriet ved Sunnaas sykehus HF for hjelp med datainnsamling og engasjement. Takk for gode innspill underveis!

- Tusen takk til mine kollegaer på HS-1 (enhet for traumatiske hjerneskader, klinikk for hjerneskader, Sunnaas sykehus HF) for hjelp med å rekruttere forsøkspersoner.

- Tusen takk til nærmeste familie for god støtte.

- Takk til Jorunn Stokstad og Hildegunn Hernes for hjelp med utforming av forside.

- Sist, men ikke minst, tusen takk til alle som stilte opp som forsøkspersoner.

Abstract

Background

There is a lack of published studies investigating reliability of kinematic variables measured with three-dimensional gait analysis (3DGA) among people with traumatic brain injuries (TBI). The purpose of this study was to investigate test-retest reliability of kinematic variables in the lower extremities measured with 3DGA in the sagittal plane among patients suffering from TBI.

Methods

Ten adults with moderate to severe traumatic brain injuries were tested on two successive days. Each session consisted of five trials. Data was collected by the use of six Vicon MX 13 cameras and two force plates (AMTI OR 6-7). Plug-in-gait model and marker system were applied. The marker placement was marked with waterproof pencil at session 1 in order to minimize tester error. The participants were asked to walk at their self-selected speed. Kinematic variables from pelvis, hip, knee and ankle in the sagittal plane were investigated. Discrete points from the gait cycle, which were considered as clinically relevant, were selected for statistical calculations. Reliability was investigated both within- and between-session. Relative reliability was calculated using the intraclass correlation coefficient (ICC). Absolute reliability was calculated using Standard deviation within subject (Sw).

Results

Within-session reliability was high (ICC≥0.82) for all the variables except from left ankle dorsi flexion at toe off in session 1 where the reliability was moderate (ICC=0.75). Between-session reliability was high (ICC≥0.85) for all the variables except from left ankle dorsi flexion at initial contact and toe off were the reliability was moderate (0.73 and 0.72). Measurement error was low with Sw ≤2.8°.

Conclusion

These results indicate an overall high within- and between-session reliability for kinematic parameters in the lower extremities measured with 3DGA in the sagittal plane among people with TBI. The findings of this study suggest that 3DGA may be an appropriate tool for evaluation (decision making) and treatment planning directed towards patients suffering from TBI, as well as for research purposes.

Sammendrag

Bakgrunn

Det er ikke tilgjengelig litteratur som undersøker reliabilitet av kinematiske variabler målt med tredimensjonal ganganalyse (3DGA) hos personer med traumatiske hjerneskader (TBI). Hensikten med denne studien var å undersøke test-retest reliabilitet av kinematiske variabler i underekstremiteter målt i sagittalplan med 3DGA hos personer med traumatiske hjerneskader.

Metode

10 voksne personer med moderat og alvorlig TBI ble undersøkt to påfølgende dager. Hver testsesjon bestod av fem testforsøk. Data ble samlet inn med et 6-kamera Vicon MX13 system og to kraftplater (AMTI OR 6-7). Vicon Plug-In-Gait markørsett og modell ble benyttet. Markørplassering ble merket med vannfast tusj ved sesjon 1 for å minimalisere feil fra testerne. Deltakerne ble instruert i å gå i selvvalgt hastighet. Både intra- og intersesjonsreliabilitet ble undersøkt. Kinematiske variabler i bekken, hofte, kne og ankel i sagittalplanet ble undersøkt. Utvalgte punkter i gangsyklusen som ble ansett som klinisk relevante ble brukt til statistiske analyser. Både intrasesjon- og intersesjonsreliabilitet ble undersøkt. Relativ reliabilitet ble beregnet med intraklassekorrelasjonskoeffisient (ICC) modell 1,1. Absolutt reliabilitet ble beregnet med intrasubjekt standardavvik (Sw).

Resultater

Intrasesjonsreliabilitet var høy for alle variabler (ICC≥0.82), bortsett fra venstre ankel dorsalfleksjon ved tåløft der reliabiliteten var moderat ved sesjon 1 (ICC=0.75). Intersesjonsreliabilitet var høy for alle variabler (ICC≥0.85), med unntak av venstre ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt og tåløft der reliabiliteten var moderat (0.73 og 0.72). Målefeil var lav med Sw ≤2.8°.

Konklusjon

Resultatene i denne studien indikerer at reliabilitet av kinematiske parametre i underekstremiteter målt i sagittalplan med 3DGA i all hovedsak er høy. Denne studien antyder at 3DGA kan være et hensiktsmessig verktøy for å planlegge og evaluere behandling til personer med TBI og til bruk innen forskning.

Forkortelser

TBI	Traumatisk hjerneskade (traumatic brain injury)
3DGA	Tredimensjonal ganganalyse
CP	Cerebral parese
GCS	Glasgow Coma Scale
PTA	Posttraumatisk amnesi
CT	Computed tomography
MRI	Magnetic resonance imaging
ICF	Internasjonal klassifisering av funksjon, funksjonshemming og helse
FDA	Funksjonell dataanalyse
DTC	Forandringer i tempospatiale gangparametre ved simultanoppgaver (Dual Task Cost)
EMG	Elektromyografi
Hz	Frekvens (Hertz)
CMC	Coefficient of multiple correlations
ICC	Intraklassekorrelasjonskoeffisient (Intraclass correlation coefficient)
ANOVA	Variansanalyse (Analysis of variance)
Sw	Intrasubjekt standardavvik (Standard deviation within subject)
KI	Konfidensintervall
SD	Standardavvik
SE	Standardfeil (Standard Error)
MDC	Minste endring som lar seg avdekke (Minimal Detectable Change)
MCID	Minste kliniske viktige endring (Minimal Clinically Important Difference)
COM	Massesenter (Center of mass)
BOS	Understøttelsesflate (Base of support)

Innholdsfortegnelse

1. INTRODUKSJON 3

1.1. TRAUMATISKE HJERNESKADER 4
1.1.1. EPIDEMIOLOGI 4
1.1.2. KLINISKE INDISIER OG KLASSIFISERING 4
1.2. GANGE 5
1.3. KINEMATIKK VED NORMAL GANGE 8
1.4. HASTIGHET OG GANGKINEMATIKK 9
1.5. GANGE ETTER TBI 9
1.5.1. MOTORISKE KOMPONENTER 11
1.5.2. SENSORISKE KOMPONENTER 12
1.5.3. POSTURAL KONTROLL 12
1.5.4. KOORDINASJON 13
1.5.5. KONTRAKTURER 13
1.5.6. TRETTHET 14
1.5.7. KOGNITIV FUNKSJON 14
1.6. VARIABILITET 16
1.7. GANGANALYSE 18
1.8. TREDIMENSJONAL GANGANALYSE 19
1.8.1. BIOMEKANISK MODELL 21
1.9. RELIABILITET AV TREDIMENSJONAL GANGANALYSE 23
1.9.1. TEST-RETEST RELIABILITET 24
1.9.2. KOMPONENTER AV RELIABILITET 24
1.9.3. RELIABILITET AV 3-DIMENSJONAL GANGANALYSE FOR FRISKE OG ANDRE DIAGNOSEGRUPPER 25
1.10. PROBLEMSTILLING 28

2. METODE 29

2.1. DESIGN 29
2.2. TESTERE 29
2.3. UTVALG 30
2.4. PILOTTESTER 31
2.5. DATAINNSAMLING OG MÅLEINSTRUMENTER 31
2.6. TESTPROSEDYRE 33
2.7. DATAPROSESSERING 34
2.8. STATISTISKE ANALYSER 35

3. RESULTATER 37

3.1. INTRASESJONSRELIABILITET, SESJON 1 46
3.2. INTRASESJONSRELIABILITET, SESJON 2 46
3.4. INTERSESJONSRELIABILITET 46
3.4.1. EKSEMPEL PÅ EN DELTAKERS KINEMATISKE ANKELKURVER OG TEMPOSPATIALE PARAMETRE 47

4. DISKUSJON 49

4.1. SAMMENDRAG AV RESULTATER 49
4.2. METODEDISKUSJON 49
4.2.1. UTVALG 49
4.2.2. TESTERE 52
4.2.3. DESIGN 53
4.2.4. INSTRUMENTER OG TESTPROSEDYRE 54

4.2.5. STATISTISKE ANALYSER 57
4.3. RESULTATDISKUSJON 59
4.3.1. INTRASESJONSRELIABILITET 59
4.3.2. INTERSESJONSRELIABILITET 66
4.4. KLINISK ANVENDBARHET 71

5. KONKLUSJON 73

5.1. VIDERE FORSKNING 73

1. Introduksjon

Traumatiske hjerneskader (Traumatic Brain Injury, TBI) er hovedårsaken til død og funksjonsnedsettelse blant unge og middelaldrede i Europa og blant de tre største skaderelaterte medisinske utgiftene (Polinder, et al., 2005; Sigurdardottir, 2010; Sigurdardottir, Andelic, Roe, & Schanke, 2009). De vanligste årsakene er fall og transport-ulykker (Andelic, Sigurdardottir, Brunborg, & Roe, 2008). TBI forandrer livene til ellers friske personer, og mange unge mennesker rammes med en gjennomsnittsalder på 29 år (Andelic, et al., 2008). Nedsatt mobilitet har vist seg å begrense samfunnsdeltakelse signifikant etter TBI (Ponsford, Sloan, & Snow, 1995). En oppfølgingsstudie 10 år etter skade, viser at populasjonen fremdeles er i sine mest produktive år (Andelic, et al., 2009). Ved valg av behandling bør pasientene derfor vurderes i et langtidsperspektiv. Fokus på tidlig rehabilitering og forebygging av sekundære skader og komplikasjoner er dermed svært viktig ved behandling av denne pasientgruppen (Nolan, 2005). Selvstendig gange er ofte et hovedmål ved rehabilitering etter moderat og alvolig TBI (Chester, Biden, & Tingley, 2005).

Muligheten til å kunne objektivt kvantifisere bevegelse er essensielt for vår forståelse av normale og unormale bevegelsesmønstre, og for å evaluere effekt av behandling. Subjektiv og kvalitativ ganganalyse som tradisjonelt gjøres i klinikken, har lav reliabilitet (Krebs, Edelstein, & Fishman, 1985). Reliable måleverktøy er avgjørende for at klinisk viktig endring ikke skal forveksles med målefeil og meningsfull informasjon gå tapt (M. H. Schwartz, Trost, & Wervey, 2004). Objektive og kvantitative 3-dimensjonale bevegelsesanalyser er blitt utviklet, og regnes nå som gullstandarden innen ganganalyse (Chr. Kirtley, 2006). I Norge blir tredimensjonal ganganalyse (3DGA) utført systematisk ved planlegging og evaluering av spasmedempende behandling og kirurgi hos barn med cerebral parese (CP). Innføring av 3DGA har vist seg å endre behandlingsplan i betydelig grad, og redusere antall kirurgiske inngrep (Lofterød, 2009). Intensjonen med denne studien var derfor å undersøke om 3DGA kan være hensiktsmessig å implementere også for pasientgruppen TBI. En forutsetning for implementering av måleinstrumenter er reliabilitet. Reliabilitetstesting av 3DGA er foretatt for friske personer og diagnosegrupper som slag, cerebral parese og Parkinson sykdom (Caty, Detrembleur,

Bleyenheuft, & Lejeune, 2009; Kadaba, et al., 1989; Klejman, Andrysek, Dupuis, & Wright, 2010; Mackey, Walt, Lobb, & Stott, 2005; Maynard, Bakheit, Oldham, & Freeman, 2003; McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009; Monaghan, Delahunt, & Caulfield, 2007; Rennie, 2008; M. H. Schwartz, et al., 2004; Steinwender, et al., 2000; Yavuzer, Oken, Elhan, & Stam, 2008). Det er imidlertid ikke tilgjengelig litteratur som omfatter reliabilitet av 3DGA for pasientgruppen TBI. McGinley et al. (2009) poengterer i en oversiktsartikkel nettopp behovet for at fremtidige reliabilitetsstudier av 3DGA bør være spesifikke for kliniske populasjoner, for å kunne avgjøre klinisk viktige endringer (McGinley, et al., 2009). Denne studien vil derfor undersøke reliabilitet av kinematiske variabler målt med 3DGA hos personer med TBI.

1.1. Traumatiske hjerneskader

1.1.1. Epidemiologi

I Oslo-populasjonen er incidens på sykehusbehandlede traumatiske hjerneskader 83.3 per 100 000 innbyggere. Etter fall (51%) og transportulykker (29.7%), som er de vanligste årsakene til TBI, kommer vold (13%) og andre årsaker (6%). I populasjonen som rammes av TBI er mann-kvinne ratio 1.8:1 (Andelic, et al., 2008).

1.1.2. Kliniske indisier og klassifisering

TBI kan defineres som ”skade av hjernevev forårsaket av ekstern mekanisk kraft, beviselig med tap av bevissthet som følge av hjernetraume, amnesi, andre nevrologiske eller nevropsykologiske unormaliteter, hodeskallefraktur og diagnostiserte intrakranielle lesjoner eller død” (Hadzic-Andelic, 2009; Thurman, Alverson, Dunn, Guerrero, & Sniezek, 1999). Det er vanlig å skille mellom primære og sekundære hjerneskader. De primære skadene oppstår i skadeøyeblikket. Sekundære skader som økt intrakranielt trykk, ødem, herniering, sekundær ischemi og infeksjon, utvikles i løpet av timer og dager etter en traumatisk hjerneskade (Graham, McIntosh, Maxwell, & Nicoll, 2000; Sigurdardottir, 2010). En måte å klassifisere primære traumatiske hjerneskader på, er i fokale og diffuse hjerneskader. Fokale hjerneskader oppstår i et lokalisert område, og diffuse hjerneskader involverer et stort generalisert område. Fokale hjerneskader inkluderer kortikale kontusjoner, epidurale og subdurale

hematomer, og intrakranielle blødninger. De diffuse hjerneskadene kan deles inn i cerebrale kontusjoner og diffuse aksonale skader (Nolan, 2005).

Den initiale graden av TBI måles med Glasgow Coma Scale (GCS). Alvorlighetsgrad kan defineres ut ifra GCS-score på 3-8 (alvorlig), 9-12 (moderat) og 13-15 (mild) (Andelic, et al., 2008). Undersøkelse av alvorlighetsgrad på traumatisk hjerneskade bør i tillegg til GCS inkludere varighet på bevisstløshet og PTA-fase (Post Traumatisk Amnesi) samt radiologiske undersøkelser som CT (Computed Tomography) og MRI (Magnetic resonance imaging) (Nestvold, 2010).

Utfallet etter traumatisk hjerneskade varierer avhengig av skadens lokalisasjon, omfang og type skade (Gordon, et al., 2006). Sekvele etter alvorlig traumatisk hjerneskade inkluderer motoriske, kognitive, adferdsmessige og emosjonelle dysfunksjoner (Thurman, et al., 1999). Populasjonen av mennesker med TBI er spesielt heterogen, noe som blant annet henger sammen med den komplekse og varierende naturen ved skader på hjernen. Denne kompleksiteten og heterogeniteten på hjerneskader har vist seg å resultere i en del metodiske problemer (Gordon, et al., 2006), og bør dermed tas i betraktning ved implementering av målemetoder som 3DGA.

1.2. Gange

Det norske begrepet gange blir brukt i forskjellige sammenhenger og klassifiseres derfor ulikt etter ICF (Internasjonal klassifikasjon av funksjon, funksjonshemming og helse) sine inndelinger. Gange som mobilitet, det vil si fra et sted til et annet, betraktes som aktivitet, mens gangmønster er klassifisert som kroppsfunksjon (KITH AS, World Health Organization, & Sosial- og helsedirektoratet, 2003). I en ganganalyse blir gangmønster undersøkt. Gange som kroppsfunksjon vil derfor være utgangspunkt for denne oppgaven.

Gangmønster er resultatet av en kompleks interaksjon mellom de mange nevromuskulære og strukturelle elementene i gangsystemet (Whittle, 2007). En definisjon på gange er forflytning som involverer bruk av to ben vekselvis for å oppnå både understøttelse og fremdrift (Whittle, 2007). Hver gangsekvens innebærer serier

med samspill mellom to underekstremiteter bestående av flere segmenter og den totale kroppsmassen. Det er derfor nødvendig å betrakte gange fra ulike aspekter for å identifisere alle hendelsene (Perry, 1992). Gange kan kvantifiseres med utgangspunkt i blant annet tempospatiale parametre, kinematikk, kinetikk og muskelaktivitet. I denne studien er det kinematiske gangvariabler som undersøkes.

Kinematikk beskriver bevegelse uten å referere til kreftene som er involvert (Winter, 1990). Kirtley et al. (2006) definerer kinematikk som en beskrivelse av gange i form av vinkler, posisjoner, hastigheter og akselerasjoner av kroppens segmenter og ledd. I en 3DGA innhentes informasjon om leddvinkler samt hastighet og akselerasjon på vinkler i bekken-, hofte-, kne- og ankelledd på bakgrunn av de ulike segmentenes posisjon og orientering. Systemet beregner kurveforløpet for hvert enkelt ledd i tre plan. Tidsaspektet med tanke på når de ulike hendelsene i gangsyklusen inntreffer vil være av betydning for de kinematiske variablene som innhentes, og gangsyklusen normales til 100%.

Gage (2009) inkluderer også lineære mål som for eksempel ganghastighet, steglengde og dobbel steglengde i begrepet kinematikk. Med steglengde menes distansen som hver fot forflyttes foran den andre. Dobbel steglengde er to steglengder etter hverandre, det vil si avstanden begge føtter forflyttes fremover i en gangsyklus. I denne oppgaven vil disse gangvariablene bli omtalt som tempospatiale variabler. De spatiale parametrene innebærer steglengde, dobbel steglengde og stegbredde, mens de temporale parametrene representerer standfase, svingfase, og enkel og dobbel standfase. Kadens (steg/minutt) og hastighet (meter/sekund eller centimeter/sekund) er en kombinasjon av spatiale og temporale parametre. Reliabilitet av tempospatiale parametre er tidligere undersøkt for personer med TBI (van Loo, Moseley, Bosman, de Bie, & Hassett, 2003, 2004; Vartianinen, 2009), og vil derfor ikke ha fokus her. Kinetikk, som beskriver kreftene som forårsaker bevegelse, og innebærer både interne og eksterne krefter (Winter, 1990), blir heller ikke undersøkt i denne studien. Kinetiske data blir også samlet inn i et tredimensjonalt ganganalysesystem, og reliabilitet av kinetiske variabler for gruppen TBI er relevant å undersøke for fremtidig forskning.

En gangsyklus er definert som tidsintervallet mellom to påfølgende forekomster av en repeterende hendelsene. Vanligvis benyttes initial kontakt, som er det øyeblikket foten kontakter underlaget. Gangsyklusen varer til neste gang samme fot kontakter underlaget. Hver gangsyklus er delt i to perioder, standfase og svingfase (Whittle, 2007), som varer i henholdsvis ca. 60% og 40% av gangsyklusen. Hver doble standfase varer ca. 10% av gangsyklusen (Perry, 1992). Disse fasene er imidlertid hastighetsavhengige. Svingfasen blir lengre, og standfasen og dobbelstandfasen kortere ved økt hastighet (Whittle, 2007).

Forutsetning for normal gange er beskrevet av Perry (1992) bestående av fire punkter, som senere er blitt supplert med et 5. punkt av Gage (1991):

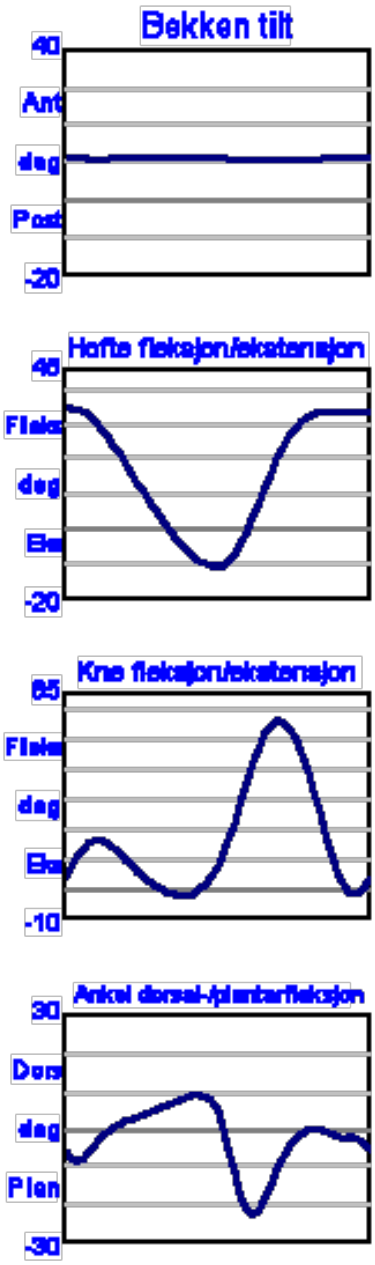
1. Stabilitet i standfase
2. Fotklarering i svingfase
3. Plassering av foten før initial kontakt
4. Adekvat skrittlengde
5. Energikonservering

I større grad en tidligere har man også nå kunnskap om høyere nivåers innvirkning på gange (Yogev-Seligmann, Hausdorff, & Giladi, 2008). Kontroll av gange er komplekst og involverer både spinale og supraspinale strukturer, og må være fleksibelt og adapterende for å imøtekomme stadige endringer i omgivelsene. Supraspinale strukturer som hjernestammen, cerebellum og motorisk cortex har vist seg å spille en vesentlig rolle ved gange. Forsøk blant annet på dyr har de senere tiår gitt økt innsikt i hvilken betydning de ulike områdene av hjernen har på gange. Hvilken effekt skade av forskjellige strukturer i hjernen har på gange er godt beskrevet i litteraturen (Brodal, 2007; Reisman, Bastian, & Morton, 2010), og vil ikke bli utdypet nærmere her.

1.3. Kinematikk ved normal gange

De fleste tilsvarende studier er avgrenset til å undersøke kinematiske variabler, det vil si leddvinkler, i underekstremiteter. Det er også gjort her slik at resultatene kan sees i lys av tidligere funn. Denne studien avgrenses til å se på kinematiske variabler i sagittalplan. Kinematikk av underekstremiteter i sagittalplan ved normal gange kan beskrives som følger:

- Hoftevinkelkurven er omtrent sinusoidal, og går fra fleksjon ved initial kontakt til ekstensjon ved kontralateral initial kontakt (50% syklus) og tilbake til fleksjon ved neste ipsilaterale initiale kontakt.
- Knevinkelen viser to topp-punkter: Standfase- og svingfasefleksjon, hvor den sistnevnte er langt større enn den første.
- Ankelvinkelen er nøytral (0 grader) ved initial kontakt, etterfulgt av langsom plantarfleksjon, før dorsalfleksjon gjennom standfase, omtrent til kontralateral initial kontakt, når ankelen plutselig plantarflekteres. I svingfase returneres den til nøytral (Chr. Kirtley, 2006).



Figur 1. Kinematikk ved gange fra en normalpopulasjon. Bevegelseslaboratoriet, Sunnaas sykehus

Kinematikk i ankelleddet deles vanligvis inn i tre faser, såkalte "rockers":

1. Rask plantarfleksjon umiddelbart etter initial kontakt (1.rocker).
2. Gradvis dorsalfleksjon fra tidlig standfase til midtre standfase (2.rocker).
3. Brå plantarfleksjon omkring tåløft (3.rocker) (Chr. Kirtley, 2006).

1.4. Hastighet og gangkinematikk

Selv om alle har en naturlig eller selvvalgt ganghastighet, blir denne hastigheten kontinuerlig tilpasset forholdene (Chr. Kirtley, 2006).

Røislien et al. (2009) undersøkte kjønn, alder og ganghastighet i relasjon til gange i en normalpopulasjon og fant at ganghastighet i sterkest grad kan relateres til gange. De benyttet funksjonell data analyse (FDA) for å kontrollere for andre faktorer. En studie utført av Schwartz et al. (2008) konkluderer med at hastighet henger sammen med flere mål på gange signifikant, blant annet kinematiske parametre i sagittal-, transversal- og horisontalplanet. Disse sammenhengene opptrer både linært og ikke-linært (M. H. Schwartz, Rozumalski, & Trost, 2008). Den sterkeste samvariasjonen mellom ganghastighet og kinematikk har vist seg å være i kne og ankel (Chr. Kirtley, 2006; C. Kirtley, Whittle, & Jefferson, 1985).

Ankel plantarfleksjon ved tåløft (3.rocker) kommer tidligere og dypere ved økt hastighet (C. Kirtley, et al., 1985; Roislien, et al., 2009; Stansfield, et al., 2001). Røislien et al. (2009) viser også til høyere grad av dorsalfleksjon i ankel ved initial kontakt, støtdempingsfase og midtre standfase ved økt ganghastighet. Kirtley (1985) fastslår at knefleksjon i standfase øker med økende hastighet. I følge resultatene til Røislien et al. (2009) innebærer økt hastighet økt knefleksjon ved initital kontakt. De fant også høyere hastighet på knefleksjon og tidligere maksimal knefleksjon ved høy ganghastighet sammenlignet med lav ganghastighet.

1.5. Gange etter TBI

Williams et al. (2010) har skrevet en systematisk oversiktsartikkel hvor studier av gange etter TBI sammenfattes. De konkluderer med at større systematiske studier av gangmønstre etter TBI ikke er utført, og at det derfor ikke er holdepunkter for å klassifisere gangproblemer, slik det er gjort for diagnosegruppene CP og slag. Det er allikevel visse kjennetegn som forekommer hyppig etter TBI. Ved skader på hjernen er gangabnormaliteter ofte komplekse (Whittle, 2007). Personer med TBI går generelt langsommere enn friske, noe som skyldes redusert steglengde i større grad en redusert kadens. Lite kinetisk og kinematisk data er tilgjengelig for denne gruppen. Det er

rapportert redusert antero-posterior og økt medio-lateral forflytning av tyngdepunktet under gange hos personer med TBI (Basford, et al., 2003; Chou, Kaufman, Walker-Rabatin, Brey, & Basford, 2004; Kaufman, et al., 2006; Williams, Galna, Morris, & Olver, 2010). Gangproblemene fremheves ved bruk av simultane oppgaver eller komplekse motoriske oppgaver. Eksempler på tilleggsoppgaver er gange over hinder, gange med øyne lukket og kognitive oppgaver.

Gange etter TBI er karakterisert med korte, asymmetriske skritt og stor skrittbredde (Wade, Canning, Fowler, Felmingham, & Baguley, 1997). Det er kun et fåtall studier som sammenligner gange hos voksne med TBI, med voksne uten gangpatologi som utgjør et referansemateriale. En studie (G. Williams, M. E. Morris, A. Schache, & P. R. McCrory, 2009) har undersøkt hvilke biomekaniske abnormaliteter som forekommer hyppigst etter TBI og kommet frem til følgende:

- Uttalt knefleksjon ved initial kontakt
- Økt trunkal antero-posterior bevegelsesamplitude
- Økt anterior bekkentilt
- Økt maksimal bekkensenkning
- Redusert knefleksjon ved tåløft
- Økt lateral forskyvning av tyngdepunktet

Patologisk gange etter traumatisk hjerneskade innebærer primære og sekundære sekveler samt kompensatoriske strategier. Det kan derfor være vanskelig å avgjøre hva som er årsaken til et gangproblem, og det er avgjørende å identifisere underliggende faktorer som for eksempel nedsatt styrke og bevegelighet eller endret muskeltonus. Også perceptuelle og kognitive problemer kan ha ødeleggende effekt på bevegelse, evnen til å initiere gange, til å omstille gangmønster etter endrede krav fra omgivelsene, og til å mestre ulike situasjoner (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Unormal gange kan også være et resultat av smerte. Katz et al. (2004) oppgir at nedsatt gangfunksjon etter moderat og alvorlig TBI kan komme av nedsatt balanse, styrke, koordinasjon, kognisjon eller en kombinasjon av disse. Videre rapporterer de at personer med TBI har vist seg å ha betydelig større variasjon med hensyn til pareser, spastisitet, ataksi, nedsatt vestibulær funksjon, dystoni og nedsatt oppmerksomhet enn personer med slag, som følge av en kombinasjon av fokale og diffuse patologiske forhold (Basford, et al., 2003;

Haggard, et al., 1995; Katz, White, Alexander, & Klein, 2004). De ulike patologiske forholdene som kan ha innflytelse på gange etter TBI vil derfor bli presentert i følgende delkapitler.

1.5.1. Motoriske komponenter

1.5.1.1. Spastisitet

En vanlig konsekvens av TBI er spastisitet (Gordon, et al., 2006), noe som på ulike måter kan påvirke gangmønsteret. Spastisitet kan defineres som: "en tilstand hvor det er økt motstand bare - eller først og fremst - mot raske strekk av muskler" (Brodal, 2001). Det er også holdepunkter for at musklenes passive og viskoelastiske egenskaper endres ved spastisitet (Brodal, 2001). Fokal spastisitet har vist seg å respondere bra på botulinum toxin, og valg av hensiktsmessig tilnærming ved behandling av spastisitet etter TBI, krever nøyaktig evaluering av tonus samt kartlegging av den individuelle pasientens målsetting (Gordon, et al., 2006). Elovic et al. (2004) oppsummerer tilgjengelige måleverktøy for å evaluere spastisitet. De trekker frem 3DGA som en objektiv metode som gir kvantitative mål. Evaluering av spastisitet bør inkludere både funksjonelle og mer spesifikke undersøkelser (Elovic, Simone, & Zafonte, 2004).

1.5.1.2. Ko-kontraksjoner

Normalt gangmønster kjennetegnes med reciprok muskelrekruttering og minimal ko-aktivering av agonist- og antagonist. Ko-kontraksjon er definert som tap av selektiv rekruttering av fysiologisk antagonistmuskulatur (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). En nyere studie konkluderer med at instrumentell analyse er nødvendig for å undersøke overaktivitet i muskler som for eksempel ko-kontraksjoner hos personer med traumatiske hjerneskader (Yelnik, Simon, Parratte, & Gracies, 2010).

1.5.1.3. Ufrivillige bevegelser

Ufrivillige bevegelser forekommer ofte etter TBI, og kan opptre i form av blant annet dystoni, assosierte bevegelser, tremor og choreiforme bevegelser (athetoser). Dystoni innebærer vedvarende muskelkontraksjoner, hyppige vridninger, repeterende bevegelser og abnormal holdning, og er ofte karakterisert med ko-kontraksjon av

agonist og antagonist. Assosierte bevegelser er karakterisert med utilsiktede bevegelser i en ekstremitet under voluntær bevegelse av en annen, mens tremor er definert som rytmisk, ufrivillig og periodisk bevegelse av en kroppsdel. Choreiforme bevegelser eller athetoser observeres i form av raske, ufrivillige og irregulære bevegelser (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

1.5.1.4. Pareser/paralyser

Både overaktivtet og nedsatt muskelaktivitetet er aktuelle problemstillinger etter skade på hjernen og kan påvirke gangmønsteret. Total eller alvorlig tap av muskelaktivitet kalles paralyser, mens mild eller delvis tap av muskelaktivitet kalles pareser. Paralyser eller pareser er definert som redusert voluntær rekruttering av motoriske enheter, og reflekterer manglende evne eller vanskeligheter med å rekruttere motoriske enheter for å generere momenter eller bevegelser (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

1.5.2. Sensoriske komponenter

Sensoriske komponenter, som det somatosensoriske systemet, synet og vestibulær systemet, spiller en viktig rolle ved gange. Nedsatt syn som følge av TBI kan påvirke gangmønsteret. Også i tilfeller der vestibulærsystemet er rammet vil gangmønsteret kunne bli påvirket. Unormale somatosensoriske input resulterer i ataktisk gange. Ved ataksi er vedkommende ikke bevisst benas posisjon i rommet eller kroppens posisjon i sin helhet (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), noe som påvirker gangmønsteret.

1.5.3. Postural kontroll

Videre er nedsatt balanse hyppig rapportert etter TBI. Basfjord et al (2003) fant at personer med TBI til tross for god gjenervervet funksjon, viste problemer med nedsatt balanse og stabilitet. En forutsetning for gange er postural kontroll (Shumway-Cook & Woollacott, 2007), som i likhet med gange kan forstås som en interaksjon mellom individet, oppgaven og omgivelsene. Med postural kontroll menes å kontrollere kroppens posisjon i rommet for stabilitet og orientering, der stabilitet er definert som massesenteret (COM) relativt til understøttelsesflaten (BOS), og orientering er definert som evne til å opprettholde hensiktsmessig forhold mellom kroppens segmenter, og

mellom kroppen og omgivelsene (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). I tillegg til motoriske faktorer, er visuell og somatosensorisk informasjon og vestibulærsystemet viktige komponenter for opprettholdelse av postural kontroll. Også overordede funksjoner som oppmerksomhet har betydning for postural kontroll. Horak (2009) tar utgangspunkt i Bernsteins teorier (1967) og betrakter balanse som en interaksjon av seks ulike komponenter: 1) Biomekaniske forutsetninger, 2) stabilitetsbegrenisninger (vertikalitet), 3) anticipatorisk (postural) innstilling og omstilling, 4) posturale responser, 5) sensorisk orientering og 6) stabilitet ved gange (Horak, Wrisley, & Frank, 2009). Basfjord et al. (2003) konkluder i sin studie med at personer med nedsatt balanse etter TBI bør undersøkes med ganganalyse, balansetesting og test av vestiblær funksjon.

1.5.4. Koordinasjon

”Koordinerte bevegelser innebærer multiple ledd og muskler som blir aktivert til hensiktsmessig tid og med korrekt kraft for å oppnå jevne og effektive bevegelser” (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Flere områder av hjernen er involvert, og både biomekanikk, det nevromuskulære systemet og perifere faktorer inngår. Unormale bevegelsessynergier og nedsatt selektiv motorisk kontroll er eksempler på koordinasjonsproblemer etter skader på hjernen. Unormale synergier er definert som ”simultan rekruttering av muskler i multiple ledd og kroppssegmenter som resulterer i stereotype og relativt fikserte bevegelsesmønstre” (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Normal gange innebærer betydelig evne til selektive bevegelser. 3DGA har vist seg å kunne avdekke problemer som nedsatt selektiv motorisk kontroll (J. R. Gage & Stout, 2009).

1.5.5. Kontrakturer

Nedsatt voluntær motorisk kontroll og spastisitet kan føre til irreversible muskelkontrakturer og deformiteter i ledd som krever kirurgisk behandling. Kontrakturer utvikles allerede i forbindelse med immobilisering ved tidlig koma (Perry, 1999). Perry (1999) hevdet at instrumentell ganganalyse bør være primærkilden ved anbefalinger knyttet til kirurgi etter TBI.

1.5.6. Tretthet

Tretthet er ofte rapportert etter TBI og har spesielt vist seg å være funksjonelt begrensende som følge av nedsatt evne til opprettholdelse av mental prestasjon over tid (Fellus & Elovic, 2007).

1.5.7. Kognitiv funksjon

Undersøkelser av gange kombinert med sekundæroppgave(r) som utføres simultant, såkalt "dual tasking", har satt søkelyset på hvorvidt ulike kognitive funksjoner influerer gange. Oppmerksomhet og eksekutive funksjoner har i den sammenheng blitt forsket på av en rekke forfattere (Yogev-Seligmann, et al., 2008). Bruk av simultantesting har også gitt innsikt i friske personer og ulike pasientgruppers evne til å prioritere oppgave.

1.5.7.1. Oppmerksomhet

Oppmerksomhet kan deles inn i selektiv, vedvarende, delt og vekslende oppmerksomhet. Selektiv oppmerksomhet hjelper oss å filtrere informasjon til fordel for distraheringer. Med vedvarende oppmerksomhet menes evne til å opprettholde oppmerksomheten over tid. Delt oppmerksomhet innebærer evne til å gjøre to oppgaver samtidig, mens vekslende oppmerksomhet betyr rask oppmerksomhetsskift fra en oppgave til en annen (Lezak, 1995; Rogers, 2006; Yogev-Seligmann, et al., 2008). Evne til delt oppmerksomhet undersøkes oftest ved hjelp av simultane eller komplekse motoriske oppgaver.

1.5.7.2. Eksekutive funksjoner

Eksekutiv funksjon betegner individets evne til å engasjere seg i uavhengig, planlagt og selvbevarende adferd og utgjør en viktig del av de overordnede mentale funksjoner. Disse funksjonene danner grunnlaget for menneskets mest overordnede og generelle ferdigheter (Sigurdardottir, 2010). Planlegging, problemløsning, abstrakt tenking, initiativ, mental fleksibilitet, samt kontroll og regulering av tankeprosesser og adferd, blir omtalt som eksekutive funksjoner (Ponsford, et al., 1995).

1.5.7.3. Kognitiv funksjon - innflytelse på gange

Det er bred enighet om at gange krever oppmerksomhet selv hos friske voksne der både gangfunksjon og kognitiv funksjon er intakt (Yogev-Seligmann, et al., 2008).

Flere studier har undersøkt hvilken innflytelse eksekutiv funksjon har på gange. Disse studiene er av eldre med og uten falltendens, demente, personer med Parkinson sykdom, slag og traumatiske hjerneskader (Cantin, et al., 2007; Coppin, et al., 2006; Holtzer, Verghese, Xue, & Lipton, 2006; Yogev-Seligmann, et al., 2008). Springer et al. (2006) og Yogev et al. (2005) fant svak sammenheng mellom eksekutiv funksjon og gangvariabilitet hos eldre ikke-demente med falltendens og hos personer med Parkinson sykdom under vanlige forhold som ble forsterket under simultanoppgaver. Denne sammenhengen ble imidlertid ikke funnet hos unge friske (Springer, et al., 2006; Yogev, et al., 2005). Sammenhengen mellom gange og eksekutiv funksjon har vist seg å bli forsterket med økende utfordring på gangoppgaven eller der gangmønsteret er endret som hos ulike pasientpopulasjoner. Denne sammenhengen har spesielt vist seg å gjelde for personer med nedsatt evne til å kompensere for redusert gangfunksjon på grunn av mangel på kognitiv reserve (Yogev-Seligmann, et al., 2008).

En studie av Cantin et al. (2007) undersøker oppmerksomhet og eksekutive funksjoner i relasjon til gange hos personer med TBI. Personer med moderat og alvorlig TBI og friske ble undersøkt med nevopsykologiske mål i klinikken. I tillegg ble gangmønster og lesetid i laboratoriet for Stroop-oppgaver under uavbrutt og avbrutt gange undersøkt. Stroop-oppgavene med farge og ord omfatter oppmerksomhet og bearbeidingshastighet. Stroop-test med interferensoppgave inkluderer også eksekutiv funksjon, inhibisjon og konsentrasjon. Sekundæroppgavene innebar fysiske hinder og visuell distrahering. Personene med TBI viste nedsatt eksekutiv funksjon og oppmerksomhet målt klinisk. Personene med TBI gikk også saktere, hadde høyere marginer over hinder og brukte lengre tid på å lese under Stroop-oppgavene sammenlignet med friske. Trail Making A-test undersøker eksekutiv funksjon, kompleks visuell skanning og motorisk hastighet. Trail Making B avdekker også fleksibilitet. Signifikant sammenheng ble spesielt observert mellom score på Trail Making B og klareringsmargin over hinder hos personer med TBI. Dette gjaldt ikke for friske. Signifikant sammenheng mellom score på Stroop-test målt klinisk og lesetid på Stroop under simultantesting ble oppnådd for

friske, men ikke for personer med TBI. Cantin et al. (2007) konkluderer derfor med at mål på eksekutiv funksjon og oppmerksomhet kan assosieres med gangadferd i komplekse omgivelser etter moderat og alvorlig TBI.

Undersøkelser med bruk av simultanoppgaver har også satt søkelyset på ulik prioritering av oppgave hos pasientgrupper sammenlignet med friske. Der friske prioriterer gange først når de får en tilleggsoppgave, såkalt "posture first", har pasienter med Parkinson sykdom og eldre med falltendens vist seg å prioritere sekundæroppgaven foran sikker gange ("posture second") (Beauchet, et al., 2007; Bloem, Valkenburg, Slabbekoorn, & van Dijk, 2001; Chapman & Hollands, 2007; Yogev-Seligmann, et al., 2008). Forandringer i tempospatiale gangparametre ved simultanoppgaver blir kalt DTC (Dual Task Cost). Nordin et al. (2010) hadde en hypotese om at DTC hos friske, eldre enten kunne representere en inadekvat strategi og dermed predikere økt fallrisiko, eller en hensiktsmessig og beskyttende strategi for å unngå å falle. Naturen på oppgaven viste seg å være avgjørende for hvorvidt DTC for de ulike parameterne var hensiktsmessig eller ikke. Det var avgjørende om sekundæroppgaven var motorisk eller kognitiv. De fant også forskjell i DTC avhengig av om sekundæroppgaven var en regneoppgave eller en verbal oppgave (Nordin, Moe-Nilssen, Ramnemark, & Lundin-Olsson, 2010).

1.6. Variabilitet

Funksjonell subjektvariabilitet ved gange eksisterer fra steg til steg, syklus til syklus, gange til gange, time til time, dag til dag og måned til måned (Steinwender, et al., 2000). Det ser også ut til at lengden på gangdistansen påvirker variabilitet (Najafi, Helbostad, Moe-Nilssen, Zijlstra, & Aminian, 2009). Naturlig variabilitet ved gange eksisterer hos friske personer, og kan komme av mange faktorer inkludert alder, høyde, kjønn og ganghastighet (Yogev-Seligmann, et al., 2010). "Variabilitet er en iboende komponent ved bevegelse både innen et individ og mellom individer, og man kan ikke kopiere et bevegelsesmønster eksakt, gitt de varierende fysiske og miljømessige forutsetningene" (Bates, James, & Dufek, 2003).

Variabilitet i forbindelse med gange har tradisjonelt blitt betraktet som tegn på nedsatt

motorisk kontroll (R. Moe-Nilssen, Aaslund, Hodt-Billington, & Helbostad, 2010; Newell & Corcos, 1993). Dette synet er blitt utfordret med blant annet dynamiske systemtilnærminger og teorier. Nicolai Bernstein introduserte allerede på midten av 1900-tallet teorien med de mange frihetsgrader som må kontrolleres. Kroppens frihetsgrader, inkluderer ledd, muskler og nervesystemet i kombinasjon med eksterne krefter, som kan produsere utallige mønstre, formasjoner og strategier. De uendelig mange mulighetene som ligger i dette systemet tillater bruk av multiple strategier for å utføre en gitt oppgave (Bernstein, 1967; Harbourne & Stergiou, 2009). Latash og Anson foreslo å klassifisere variabilitet som såkalt "god" og "dårlig" (Latash & Anson, 2006). Mens hensiktsmessig variabilitet innebærer fleksible og adapterende bevegelser for å utføre oppgaven i møte med krav fra omgivelsene, vil mangel på bevegelsesvariabilitet være lite adapterende og reflektere rigid eller stereotyp adferd. For mye variabilitet vil på den annen side være uhensiktsmessig og kan være tegn på patologi som eksempelvis ataksi (Harbourne & Stergiou, 2009). Harbourne & Stergiou et al. (2009) hevder at optimal bevegelsesvariabilitet ligger et sted mellom for mye variabilitet og komplett repeterbarhet.

Variabilitet i forbindelse med motorisk læring er også belyst i litteraturen. Harbourne & Stergiou bruker eksempelet med koordinasjonsvariabilitet hos hoppere, og viser til den U-formede kurven i progresjon av variabilitet. Høy variabilitet initialt oppstår fordi ulike strategier prøves ut. Deretter følger redusert variabilitet i det ferdigheten automatiseres. Etter hvert som vedkommende blir ekspert, øker variabiliteten igjen, og denne variabiliteten indikerer økt fleksibilitet og adaptasjon. Bevegelsesvariabilitet kan altså enten representere feil eller være en nødvendighet for å prøve ut og erfare ulike bevegelsesmuligheter. Tidsstruktur på gangvariabilitet blir løftet frem av Harbourne og Stergiou (2009), og videre poengert av Corbetta i en invitert kommentar. Corbetta hevder at variabilitet er en iboende egenskap i en bevegelsesreguleringsprosess blant annet for personer under rehabilitering, men presiserer at struktur på variabilitet kan være forskjellig i ulike tilfeller. Harbourne og Stergiou (2009) ser behovet for økt oppmerksomhet mot den iboende variabilitetstrukturen i interaksjonen mellom bevegelse og kognisjon, spesielt ved tidlig intervensjon.

Flere forskere har altså begynt å etterlyse mer kunnskap om struktur på variabilitet (Harbourne & Stergiou, 2009; R. Moe-Nilssen, et al., 2010; Yogev-Seligmann, et al., 2008). Moe-Nilssen et al. (2010) belyser at ulike mål på gangvariabilitet blir benyttet i forskjellige studier og kom frem til at ulike mål på gangvariabilitet representerer ulike egenskaper. De undersøkte hvorvidt ulike mål på gangvariabilitet kunne assosieres med hverandre og fant at variabilitet i steglengde korrelerte med antero-posterior intersteg trunkus-variabilitet, og at variabilitet i stegtid korrelerte med vertikal intersteg trunkus-variabilitet. Mediolateral intersteg trunkus-variabilitet korrelerte derimot ikke signifikant med noe annet mål. Det er også interessant å se nærmere på studier som omhandler struktur på gangvariabilitet etter TBI. Katz-Leurer et al. (2009) undersøkte gangvariabilitet hos barn med TBI og friske barn. Barn med TBI hadde signifikant større variabilitet i steglengde og stegtid enn friske barn, men variabilitet i stegbredde var ikke signifikant forskjellig mellom de to gruppene (Katz-Leurer, Rotem, Keren, & Meyer, 2009). Nietchwiej-Schwedo et al. (2007) fant også signifikant interaksjonseffekt mellom gruppene og oppgaven for stegtid og steglengde, men ikke for stegbredde i sin studie av gange hos voksne personer med TBI og friske. De konkluderte allikevel med at økt variabilitet sannsynligvis er en refleksjon av dynamisk instabilitet (Niechwiej-Szwedo, et al., 2007).

1.7. Ganganalyse

Ganganalyse er systematisk undersøkelse av menneskets gange. Systematiske studier av gange kan skrives helt tilbake til Renessansen, da Leonardo da Vinci, Galileo og Newton ga nyttige beskrivelser av gange. Siden har ganganalyser utviklet seg til sofistikerte målemetoder, matematiske analyser og modeller. Bruken av ganganalyse har i prinsippet vært todelt, og brukes enten ved behandling av pasienter direkte, eller for å bedre vår forståelse av gange gjennom forskning (Whittle, 2007). Subjektiv ganganalyse, som "observational gait analysis", har vist seg å ha lav reliabilitet (Krebs, et al., 1985). Reliabilitet av "observational gait analysis" for den spesifikke pasientgruppen TBI har også vist seg å være lav (G. Williams, M. E. Morris, A. Schache, & P. McCrory, 2009). Visuell ganganalyse blir allikevel benyttet i klinikken, men har altså noen begrensninger:

1. Det er forbigående, og gir ikke permanente opptak.
2. Øyet kan ikke observere hendelser i høy hastighet.

3. Det er bare mulig å observere bevegelser, og ikke krefter.
4. Det avhenger fullstendig av ferdighetene til den som observerer (Whittle, 2007).

Video blir stadig mer benyttet til ganganalyse, og eliminerer flere av begrensningene ved tradisjonell observasjon. Det innebærer imidlertid ikke muligheten til å kvantifisere aspekter ved gange, til å observere gange i flere plan samtidig, eller til å inkorporere kinematikk, kinetikk og muskelaktivitet i form av EMG (elektromyografi), slik nyere ganganalysesystemer har åpnet opp for. I denne studien vil reliabilitet av tredimensjonal ganganalyse blir undersøkt. Billigere og mer mobile former for instrumentell ganganalyse som for eksempel akseleromtri og elektroniske gangbaner (GaitRITE) blir også benyttet, men vil ikke ha fokus her.

1.8. Tredimensjonal ganganalyse

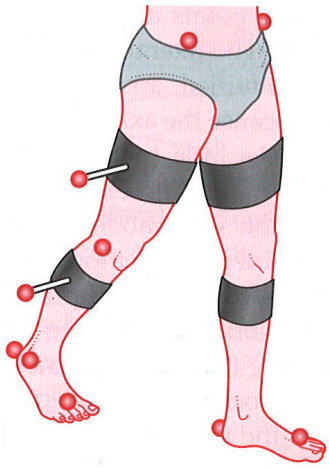
Moderne kliniske ganganalyser hadde sitt utgangspunkt tidlig i 1980-årene, og i takt med den teknologiske utviklingen har hastighet, presisjon og reliabilitet på disse blitt mer avansert med årene (Baker, 2006).

Med tredimensjonal ganganalyse (3DGA) er det mulig å undersøke en persons gange over tid. Preoperative og postoperative undersøkelser kan sammenlignes. Det er også mulig å sammenligne et individs gangmønster med gjennomsnittet fra et referansemateriale av friske personer for å avgjøre hvor mye vedkommende avviker fra normalen og hvilke ledd som er affisert (James R. Gage, 2009). 3DGA benyttes ved planlegging og evaluering av behandling til ulike pasientgrupper, inkludert personer med nevrologiske lidelser. Et tverrfaglig team med bred kunnskap og erfaring integrerer funn fra ganganalysen med relevant informasjon fra pasientens medisinske historie, fysiske undersøkelse, billeddiagnostikk og kvalitative observasjoner av bevegelsesmønsteret (James R. Gage, 2009).

Elementene som vanligvis inngår i en ganganalyse er kinematikk, kinetikk og dynamisk elektromyografi (EMG) som registrerer de individuelle musklenes aktivitet. Ved flere laboratorier undersøkes også metabolsk energi (oksygenforbruk) og dynamisk fottrykk (pedobarografi) i tilknytning til ganganalysen (R.B. Davis, 2004; James R. Gage, 2009).

En fysisk undersøkelse av pasienten som inkluderer passive leddbevegelser, ledd- og muskelkontrakturer, muskelstyrke og tonus, benete deformiteter samt nevrologisk undersøkelse, utføres rutinemessig i tillegg til selve ganganalysen (R.B. Davis, 2004).

Det tas antropometriske mål av pasienten som høyde, vekt, hoftebredde, benlengde, knebredde og ankelbredde. Disse målene legges inn i det aktuelle dataprogrammet. Både aktive og passive markørsystemer blir benyttet (Harris & Wertsch, 1994), men kun passive vil bli omtalt her siden det blir brukt i denne studien. Passive refleksmarkører blir plassert i tilknytning til bestemte landemerker på kroppen og kroppens leddakser. Plassering av markører og antropometriske mål baserer seg på den biomekaniske modellen som blir nærmere omtalt i 1.8.1 (Den biomekaniske modellen).



Figur 2. Markørplassering (Kirtley 2006 med tillatelse)

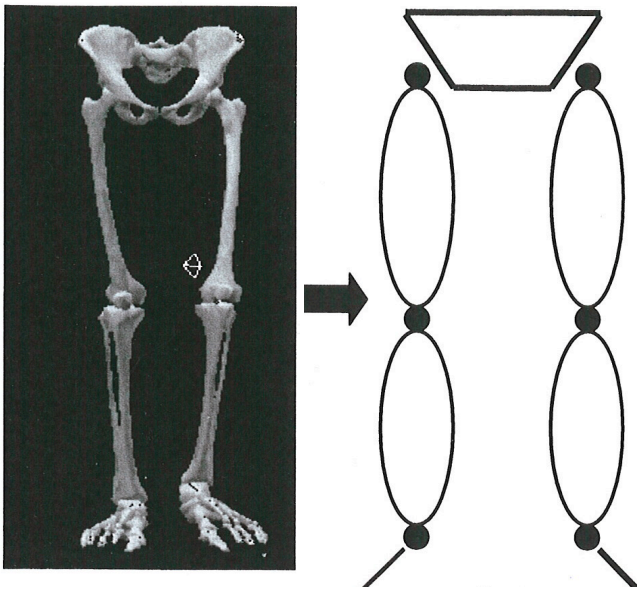
Seks eller flere spesialiserte infrarøde kameraer er plassert rundt en gangbane. Hvert kamera er utstyrt med en klynge dioder som sender ut lys. Kraftplater installert i gulvet registrerer reaksjonskraften mellom pasientens fot og gulvet (R.B. Davis, 2004). Rommet testpersonen skal gå i kalibreres i forkant av ganganalysen. Et kalibreringsobjekt viftes gjennom rommet synlig for kameraene. Dette genererer et stort antall simultane ligninger som er løst for å avgjøre hvert kameras presise forhold til det kalibrerte rommet (volumet) (Chr. Kirtley, 2006). Kalibreringsprosessen reverseres i det en testperson går foran kameraene (Whittle, 2007). Markørene på testpersonen reflekterer lyset i samme retning som det kommer fra (Allard, Stokes, & Blanchi, 1995). Med bilder fra to eller flere todimensjonale kameraer rekonstrueres markørenes originale tredimensjonale baner. Dette skjer ved hjelp av sofistikert matematikk i et spesialisert dataprogram og varierer mellom ulike systemer (R.B. Davis, 2004). Data samles inn med serier av tidsintervaller (bilder). Intervallet mellom bildene avhenger av frekvensen på opptakssystemet oppgitt i Hz.

Med 3DGA avdekkes altså flere punkters markørbaner som identifiserer de ulike kroppssegmentenes posisjon i rommet, og leddenes rotasjoner blir kvantifisert (Allard, et al., 1995).

Det er mange faktorer som påvirker kvaliteten på de rekonstruerte koordinatene. Kamerautstyr, markøridentifisering, kameraenes oppstilling og kalibrering er de viktigste feilkildene (Allard, et al., 1995). Forbedringer spesielt med hensyn til kalibrering, har redusert målefeil på nyere ganganalysesystemer til stort sett å være mindre enn 1mm (Whittle, 2007).

1.8.1. Biomekanisk modell

Ved hjelp av en rekke antagelser reduseres kompleksiteten ved menneskets bevegelser til en modell som moderne datamaksiner og menneskeminnet klarer å håndtere (Baker & Rodda).

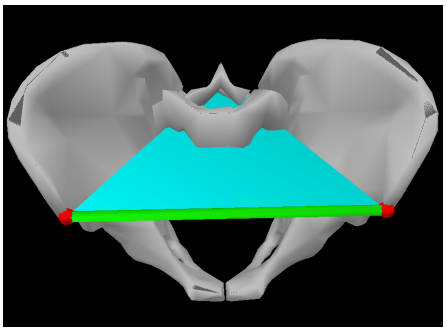


Figur 3. "The Conventional gait model" (Baker & Rodda 2004 med tillatelse)

Den mest brukte biomekaniske modellen som brukes i 3DGA er "The Conventional gait model", som også er kalt Modifisert Helen Hayes (MHH), Vaughan, Newington, Kadaba, Davis, Gage eller Clinical Manager (VMC) model (Chr. Kirtley, 2006). Den tar utgangspunkt i at underekstremitetene blir representert med syv segmenter (bekken, lår, legger og føtter), der hvert segment er visualisert som et triangel med både en posisjon og en orientering i rommet. En definert linje og et punkt bestemmer triangelet for hvert segment. Modellen beskriver hvordan segmentene er definert anatomisk samt markørplassering for å definere de anatomiske segmentene. I tillegg forklarer den

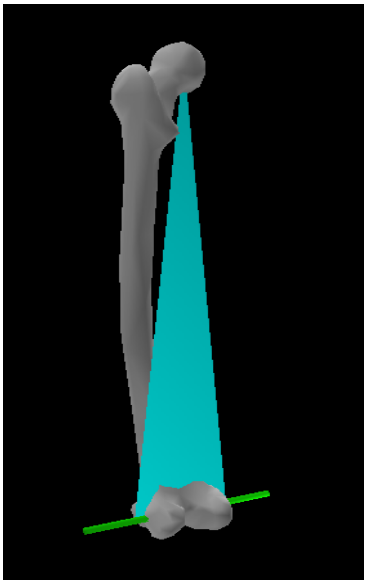
hvordan leddvinklene kalkuleres på bakgrunn av et segments orientering i forhold til et annet og hvordan leddkinetikk blir kalkulert (Baker & Rodda).

Bekkenet er representert med et triangel dannet av linjen som strekker seg mellom de to Spina Iliaca Anterior Superior (SIAS), og midtpunktet mellom de to Spina Iliaca Posterior Superior (SIPS). Modellen tillater tre frihetsgrader i hofteleddet (M.H. Schwartz, 2004).



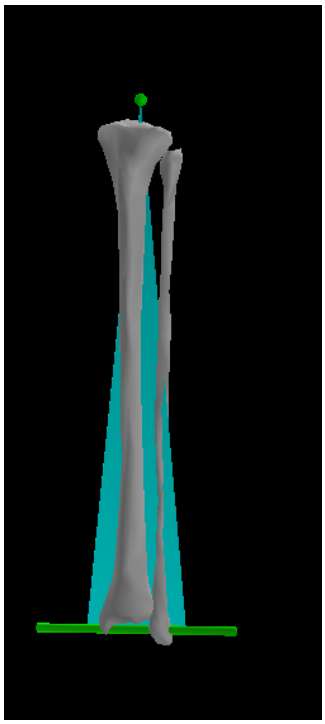
Figur 4. Bekkensegment (Baker & Rodda 2004 med tillatelse)

Femursegmentet dannes av kneleddsaksen som linje og hofteleddssenteret som punkt (Baker & Rodda). I motsetning til bekkenet, representerer ikke lårmarkørene direkte det anatomiske koordinatsystemet for femur. Ved hjelp av en tilleggsmarkør som står ut fra låret dannes et teknisk koordinatsystem. Forholdet mellom det tekniske og det anatomiske koordinatsystemet etableres matematisk på bakgrunn av statisk kalibrering av forsøkspersonen (M.H. Schwartz, 2004). En forenkling ved modellen er at kneleddet reduseres til tre frihetsgrader der translatorisk bevegelse av tibia i forhold til femur utelukkes (M. H. Schwartz, et al., 2008).



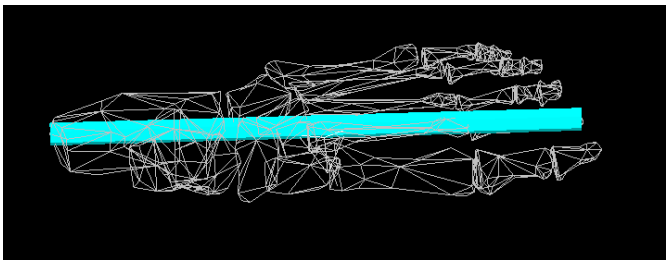
Figur 5. Femursegment (Baker & Rodda 2004 med tillatelse)

Videre blir triangelet for tibia bestemt med utgangspunkt i femur, der linjen er den transmalleole akse og punktet er sentrum av kneleddet. I likhet med femursegmentet beregnes et teknisk koordinatsystem for tibia ved hjelp av en tilleggsmarkør (M.H. Schwartz, 2004).



Figur 6. Tibiasegment (Baker & Rodda 2004 med tillatelse)

Fotsegmentet er kun representert med en linje som går parallelt med fotens underside, fra festet til achillessenen på calcaneus til mellom basis av 2. og 3. metatars . Ankelkinematikk beskriver bevegelse av fotvektoren relativt til tibia. Med denne endimensjonale fotmodellen kan bare to frihetsgrader måles (Baker & Rodda).



Figur 7. Fotsegment (Baker & Rodda 2004 med tillatelse)

1.9. Reliabilitet av tredimensjonal ganganalyse

Selv friske personer har altså en naturlig variasjon i gangmønster og ganghastighet. For personer med TBI kan også de ulike elementene som er presentert ovenfor med hensyn til patologi, påvirke et individs gangmønster og gangvariasjon. Ganganalysesystemets evne til å skille målefeil fra faktisk variasjon i et individs gangmønster er avgjørende for systemets evne til å avdekke klinisk relevante endringer. Reliabilitet av et måleinstrument, som i dette tilfellet er 3DGA, forteller i hvilken grad testresultater er fri for målefeil. Presisjon, stabilitet og konsistens er ord som beskriver begrepet reliabilitet (Domholdt, 2005). I tillegg til å være konsistent må et måleredskap kunne skille mellom

pasientene måleinstrumentet skal brukes på (Finch & Canadian Physiotherapy Association, 2002).

Reliabilitet kan deles inn i relativ og absolutt reliabilitet. Relativ reliabilitet indikerer forholdet mellom to eller flere sett med repeterte målinger. Relativ reliabilitet måles med en form for korrelasjonskoeffisient som indikerer grad av sammenheng mellom repeterte målinger på de variablene man er ute etter (Domholdt, 2005). Absolutt reliabilitet forteller i hvilken grad et resultat varierer ved repeterte målinger. Statistikk som kan benyttes for å måle absolutt reliabilitet er Sw (intrasubjekt standardavvik), også kalt SEM (Standard Error of Measurement). Sw forteller hvor mye feil vi kan forvente å finne med det aktuelle måleinstrumentet uttrykt i enheten til måleinstrumentet (Domholdt, 2005). For kinematiske variabler innhentet med 3DGA vil det si grader. For å kunne si noe om reliabilitet, som er utgangspunktet for dette studiet, er det altså nødvendig å beregne både relativ og absolutt reliabilitet.

1.9.1. Test-retest reliabilitet

Et test-retest design består gjerne av to eller flere undersøkelser over et tidsintervall hvor man forventer at pasienten skal være stabil med hensyn til de karakterene som er av interesse. Gjennom en test-retest får man informasjon om stabilitet på pasientens responser over tid (Finch & Canadian Physiotherapy Association, 2002).

1.9.2. Komponenter av reliabilitet

Det er vanlig å snakke om reliabilitet med hensyn til testernes variabilitet, instrumentets variabilitet og subjektets variabilitet (Domholdt, 2005). Eksempler på kilder til variabiliet ved 3DGA som kan relateres til testerne, instrumentet og testprosedyren er antropometriske mål, markørplassering, antall kameraer, kameraoppstilling, spatial oppløsning på opptakssystemet, kalibrering av kameraene, bevegelse av hud, estimering av leddsentrum (nedadgående feil forbundet med Eulers vinkelberegning) og dataprosessering som inkluderer definering av hendelsene initial kontakt og tåløft samt fortolkning av data (Maynard, et al., 2003; McGinley, et al., 2009; Rennie, 2008; M. H. Schwartz, et al., 2004; Yavuzer, et al., 2008). Variasjon fra testerne i forbindelse med markørpåsetting og antropometriske mål, har vist seg å være den største kilden til

variabilitet ved 3DGA (James R. Gage, 2009; Gorton, Hebert, & Gannotti, 2009; Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009). Multisenterstudiene til Gorton et al. (2009) og Noonan et al. (2003) konkluderer med at variasjonen fra systemet er minimal sett i forhold til den totale variasjonen. I den grad man kan kontrollere for de ulike komponentene som omfatter testerne, instrumentet og testprosedyren, ender man opp med en referanse som representerer subjektreliabilitet (Domholdt, 2005). I denne studien er intensjonen i størst mulig grad å avdekke reliabilitet med hensyn til subjektet. Schwartz et al. (2004) deler inn i indre og ytre variabilitet, der indre variabilitet representerer den iboende subjektvariabiliteten innen et individ og mellom individer, mens den ytre variabiliteten representerer variasjonen fra testerne og systemet. De undersøkte både reliabilitet innenfor en testsesjon, her kalt intrasesjon, og reliabilitet mellom sesjoner (intersesjon). Ved intrasesjon er eksperimentelle feil fra testerne og systemet utelukket, og den indre variabiliteten avdekkes og kan fungere som en slags referanse for hva den ytre variabiliteten kan sammenlignes med (M. H. Schwartz, et al., 2004).

1.9.2.1. Intrasubjekt reliabilitet

De faktiske forandringene i en persons utførelse fra gang til gang, representerer intrasubjektreliabilitet. I reliabilitetsundersøkelser av 3DGA hos friske vil intrasubjektreliabilitet representere naturlig iboende gangvariasjon. Hos personer med TBI vil også andre faktorer kunne påvirke intrasubjektreliabiliteten. Domholt (2005) trekker frem spastisitet som eksempel på fenomen som forandrer seg over tid.

1.9.3. Reliabilitet av 3-dimensjonal ganganalyse for friske og andre diagnosegrupper

Reliabilitet av 3DGA er testet for friske og populasjoner som cerebral parese, slag og Parkinson sykdom (Caty, et al., 2009; Delval, et al., 2008; Kadaba, et al., 1989; Klejman, et al., 2010; Mackey, et al., 2005; Maynard, et al., 2003; McGinley, et al., 2009; Monaghan, et al., 2007; Rennie, 2008; M. H. Schwartz, et al., 2004; Steinwender, et al., 2000; Yavuzer, et al., 2008). McGinley et al. (2009) har skrevet en oversiktsartikkel som oppsummerer funn fra tilgjengelige reliabilitetsstudier av 3DGA. Flertallet av de inkluderte studiene er av friske forsøkspersoner. Høyest intra- og intertesterreliabilitet av kinematiske gangvariabler i underekstremiteter hos friske og personer med patologisk gange, viste seg å være i hofte og kne i sagittalplan. Lavest målefeil ble funnet

i bekkenrotasjon, bekkensenkning og hofteabduksjon. Lavest reliabilitet og høyest målefeil ble funnet i hofte og kne i transversalplan. Reliabilitet i sagittalplan var generelt høyere enn 0.80 med unntak av bekkentilt (McGinley, et al., 2009).

Flere studier har altså undersøkt reliabilitet av 3DGA med friske forsøkspersoner, deriblant Monaghan et al. (2007) som undersøkte intra- og intertesterreliabilitet av blant annet kinematiske variabler i sagittalplan. De fant høyest reliabilitet i ankel og lavest reliabilitet i bekken. Studien benyttet ICC-statistikk (modell 3,1) med utgangspunkt i definerte punkter i gangsyklus. Funnene til Monaghan et al. (2007) samsvarer i stor grad med funnene til Rennie (2008) som i bevegelseslaboratoriet ved Sunnaas sykehus HF fant høy intra- og intertesterreliabilitet (CMC≥ 0.86) for hofte-, kne- og ankelkinematikk målt i sagittalplan. Reliabilitet for bekkentilt resulterte derimot i negative verdier som følge av begrensninger ved CMC-statistikk. Kadaba et al. (1989) fant høy intra- og intersesjonsreliabilitet for alle kinematiske variabler i sagittalplan (CMC≥0.93) med unntak av bekkentilt. Intra- og intersesjonsreliabilitet for bekkentilt viste CMC-verdier på henholdsvis 0.67 og 0.24.

Reliabilitet av 3DGA er undersøkt spesifikt for barn med CP. Schwartz et al. (2004) benyttet en eksperimentell protokoll for å undersøke intrasubjekt-, intratester og intertesterreliabilitet av kinematiske variabler hos barn med CP. Lavere reliabilitet for bekkentilt enn for de andre bekkenvariablene relateres til plassering av den tredje markøren i tilknytning til SIPS (spina iliaca posterior superior), og altså testerfeil. De fant omtrent like stor feil for hofte og kne totalt, men høyere intrasesjonsvariabilitet for kne. Videre forklarer de ankelvariasjon omkring tåløft med høy iboende variabilitet. Steinwender et al. (2000) fant generelt lavere intra- og intersesjonsreliabilitet hos barn med CP enn hos friske barn. For bekkentilt, derimot, var både intra og intersesjonsreliabilitet høyere hos barn med CP enn hos friske. De benyttet forøvrig CMC-statistikk. Klejman et al. (2010) undersøkte intersesjonsreliabilitet av kinematiske variabler hos barn med CP i de ulike funksjonsnivåene I , II og III etter klassifiseringssystemet GMFCS (Gross Motor Function Classification System). De testet med en til tre ukers mellomrom og fant stort sett høy reliabilitet (ICC, 2,1) for alle variabler i alle nivåer (≥0.76), med unntak av ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt i gruppe II (ICC=0.55).

To nylige studier har også testet reliabilitet av 3DGA for personer med slag. Yavuzer et al. (2008) fant høy intra- og intersesjonsreliabiltiet for bekken, hofte, kne og ankel (ICC≥0.82) i sagittalplan. Intervallet mellom testsesjonene var ca. to timer. De benyttet ICC (modell 1,1) og beregnet reliabilitet av punkter i gangsyklus som de anså som klinisk relevante. Caty et al. (2009) undersøkte også reliabilitet av kinematiske variabler hos personer med slag. Det som imidlertid skiller den studien fra studien til Yavuzer et al. (2008) og de fleste andre, er at deltakerne gikk på tredemølle. Tredemøllegange har vist seg å influere gange på en rekke måter, inkludert kinematikk i hofte, kne og ankel i sagittalplan (Aaslund; Alton, Baldey, Caplan, & Morrissey, 1998; Dingwell, Cusumano, Cavanagh, & Sternad, 2001; Murray, Spurr, Sepic, Gardner, & Mollinger, 1985; Stolze, et al., 1997; Strathy, Chao, & Laughman, 1983; Threlkeld, Cooper, Monger, Craven, & Haupt, 2003; Vogt, Pfeifer, & Banzer, 2002; Warabi, Kato, Kiriyama, Yoshida, & Kobayashi, 2005) Caty et al. (2009) benyttet i likhet med Yavuzer et al. (2008) ICC modell 1,1. Caty et al. (2009) undersøkte både med en dag og en måneds mellomrom og fant god og moderat reliabilitet for alle kinematiske variabler med unntak av ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt. For ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt var ICC med en dags mellomrom 0.63 og med en måneds mellomrom 0.44. ICC for maksimal ankel dorsalfleksjon i svingfase var på henholdsvis 0.63 og 0.76, og for maksimal ankeldorsalfleksjon i standfase 0.83 og 0.67. Høyest intersesjonsreliabilitet ble funnet for variabelen maksimal knefleksjon i svingfase (ICC=0.93).

Delval et al. (2008) undersøkte reliabilitet av kinematiske variabler i underekstremiteter hos personer med Parkinson sykdom. De valgte å ikke benytte funn fra ankel i sagittalplan som følge av høy syklus-til-syklusvariabilitet.

Reliabilitet er altså undersøkt for friske og en rekke patologiske populasjoner, men ikke for personer med TBI. Reliabilitet på gangdata har vist seg å være intrinsisk relatert til variabiliteten innenfor den studerte gruppen. Målene ser i stor grad ut til å være populasjonsspesifikke (McGinley, et al., 2009). Det er derfor behov for å undersøke reliabilitet for den spesifikke diagnosegruppen TBI.

1.10. Problemstilling

I hvilken grad er kinematiske variabler i underekstremiteter i sagittalplan målt to påfølgende dager med tredimensjonal ganganalyse, repeterbare hos personer med traumatiske hjerneskader?

Test-retest reliabilitet (intrasesjon og intersesjon) av kinematiske variabler i underekstremiteter i sagittalplan målt med tredimensjonal ganganalyse to påfølgende dager hos personer med traumatiske hjerneskader (i rehabiliteringsfase).

2. Metode

2.1. Design

Det ble foretatt en test-retest med fem repeterte målinger på hver testsesjon. Test-retest undersøkelsen ble gjort to påfølgende dager, og testingen ble utført på samme tid av døgnet begge dagene. Årsaken til det korte tidsintervallet mellom de to sesjonene, var for å kontrollere for eventuell spontan bedring og andre endringer i rehabiliteringsfasen. Antall forsøk per sesjon ble valgt på bakgrunn av at variabiliteten reduseres med økende antall forsøk, og kinematiske parametre viser seg å ha en større variasjon enn for eksempel kinetiske parametre (Monaghan, et al., 2007).

Studien var delvis standardisert med bruk av samme markørprotokoll ved hver testsesjon. Markørene ble ikke tatt av mellom hvert av de fem testforsøkene, og markørplasseringen ble merket med tusj under sesjon 1, for så langt det var mulig å kontrollere for variasjon i markørplassering mellom sesjon 1 og sesjon 2.

2.2. Testere

Ansatte ved bevegelseslaboratoriet ved Sunnaas sykehus HF utførte testingen. Hver deltaker ble både testet og re-testet av ett testerteam bestående av to personer. Det var tre ulike testerteam som deltok i studien, men det ble ikke differensiert mellom disse teamene. Intertester reliabilitet ble altså ikke undersøkt. Det var tre personer som satte på markører, og de var spesialisert i ganganalyse, hadde 5 års erfaring fra arbeid med ganganalyse, og hadde jobbet som fysioterapeuter i henholdsvis 11, 24 og 36 år. Disse tre var representative for alle som utfører ganganalyse ved det aktuelle laboratoriet. Testerne som satte på markører hadde tidligere deltatt i en undersøkelse av intertesterreliabilitet i en studie av friske personer. Denne viste god intratester- og intertesterreliabilitet av kinematiske parametrene målt i sagittalplanet (Rennie, 2008). De tre personene som ikke satte på markører, men som deltok i testerteamene, var to fysioterapeuter og en idrettsfysiolog med opplæring i ganganalyse, men med mindre

erfaring fra spesialisert ganganalyse. Forfatter deltok som en av disse testerne. Alle testerne fikk innføring i testprosedyren og fulgte en utarbeidet forskningsprotokoll.

2.3. Utvalg

10 personer (kvinner n=2, menn n=8) med en gjennomsnittsalder på 33.5 år (standardavvik (SD) 6.0) ble rekruttert fra Enhet for traumatiske hjerneskader, Klinikk for hjerneskader, Sunnaas sykehus HF høsten 2009 og vinteren 2010. Personer i rehabiliteringsfase (inntil 12 måneder etter skaden) med moderat til alvorlig traumatisk hjerneskade, ble inkludert. Gjennomsnittlig score på Glasgow Coma Scale var 8.6 (SD 4.1), og gjennomsnittlig antall måneder siden skade var 3.5 (SD 3.3). Deltakerne hadde en gjennomsnittsvekt på 71.2 kg (SD 14.4) og en gjennomsnittshøyde på 174.8 cm (SD 6.0).

Tabell 1. Bakgrunnsvariabler, n=10: Persondata

	Minimum	Maksimum	Gjennomsnitt	SD
Alder	20	40	33.5	6.0
Glasgow Coma Scale (score)	3.0	14.5	8.6	4.1
Tid etter skade (mndr.)	1	10	3.5	3.3
Vekt (kg)	52.2	90.2	71.2	14.4
Høyde (cm)	165.0	181.0	174.8	6.0

Inklusjonskriterier:

- Evne til å motta og forstå instruksjon, og evne til å samtykke til å delta i studien (klinisk vurdering av nevropsykolog).
- Evne til å gå selvstendig uten hjelpemidler (inkludert ortoser) minimum 10 meter gjentatte ganger.
- Overskudd og utholdenhet til å gjennomføre fullstendig testprosedyrer inkludert forarbeid med påsetting av markører med mer.

Eksklusjonskriterier:

- Medisinsk ustabil (vurdert av lege)
- Restriksjoner i forhold til vektbæring etter nylige ortopediske skader.
- Barn under 18 år.

Informasjon om studien ble formidlet muntlig og skriftlig via behandlende fysioterapeut. Det ble presisert at deltakelse var frivillig og at man kunne trekke seg fra å delta når som helst underveis. Deltakerne fikk også vite at det ikke var noen kjente ulemper forbundet med deltakelse i studien. Informert samtykke ble innhentet før inklusjon. Prosjektplanen ble godkjent av Regional etisk komité (REK), Datatilsynet og Personvernombudet før datainnsamlingen startet . I tillegg ga avdelingsleder, teamleder og avdelingsoverlege godkjenning til at datainnsamlingen kunne starte. Pasienter som oppfylte kriteriene for deltakelse ble rekruttert fortløpende.

Deltakerne ble bedt om å unngå aktivitet utover det normale i form av store fysiske anstrengelser eller uvante aktiviteter i tiden mellom de to testsesjonene.

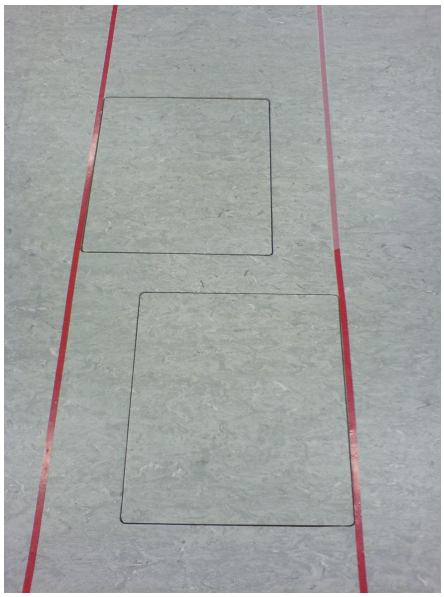
2.4. Pilottester

Pilottesting med fullstendige testprosedyrer ble gjennomført på tre personer med traumatisk hjerneskade som oppfylte kriteriene til inklusjon og eksklusjon. Erfaringer fra disse testene kom til nytte ved utforming av endelig testprosedyre når de aktuelle testpersonene skulle testes.

2.5. Datainnsamling og måleinstrumenter

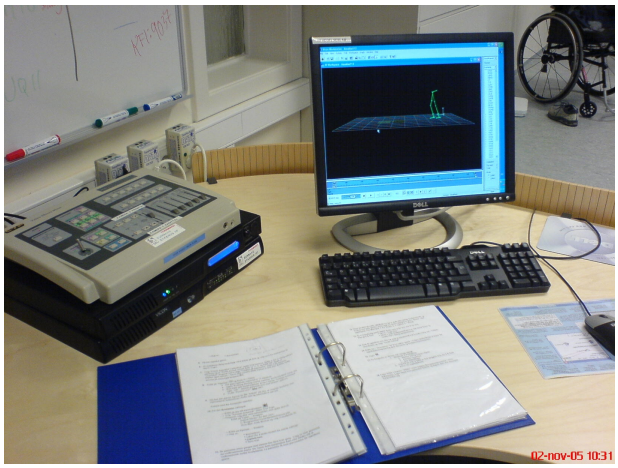
Kinematiske parametre fra underekstremiteter i sagittalplanet målt hos personer med traumatisk hjerneskade, ble innhentet ved Bevegelseslaboratoriet på Sunnaas sykehus HF.

Figur 8. MX-kamera



Figur 9. Gangbane med kraftplater

Data ble samlet inn med et 6-kamera Vicon MX13 system (Vicon, Oxford, UK), opptaksfrekvens 100 Hz, og to kraftplater (AMTI OR 6-7, Avanced Mechanical Technology Inc, Watertown, USA). To digitale videokameraer var også koblet til systemet, og kunne filme enten i frontalplan eller i sagittalplan. Vicon Plug-In-Gait markørsett og modell ble benyttet, og dataprogrammet Nexus 1.4 ble brukt til opptak og prosessering av data.



Figur 10. Opptaksmaskin

Figur 11. DV-kamera

Vicon systemet som ble brukt opererer med gråskalateknologi. De 3-dimensjonale markørbanene ble rekonstruert med en algoritme utviklet av Vicon (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, United Kingdom) som var integrert i softwaren Nexus.

2.6. Testprosedyre

Før hver testsesjon ble systemet kalibrert for å bestemme kameraenes posisjon og orientering, samt linseparametre. Dette ble gjort i henhold til fast prosedyre ved bevegelseslaboratoriet. Et kalibreringsobjekt (5 Marker Wand & L-Frame) ble benyttet. Kameraene ble kalibrert i forhold til hverandre og rommet og i forhold til kraftplatene. Også DV-kameraene ble kalibrert.

Det ble først tatt antropometriske mål av pasienten som høyde, vekt, hoftebredde (avstand mellom høyre og venstre Spina Iliaca Anterior Superior, SIAS), benlengde, knebredde og ankelbredde med målebånd, digital vekt og skyvelær. Disse målene ble lagt inn i dataprogrammet Nexus 1.4. Denne prosedyren ble ikke gjentatt ved sesjon 2, men samme modell av personen ble benyttet begge ganger, for å kontrollere for en kilde til variabilitet som ikke representerte intrasubjektvariabilitet.

16 refleksmarkører ble plassert på bestemte landemerker på kroppen til deltakerne etter Plug-in-gait markørmodell og i samsvar med kommentarer fra Nordic Vicon User Group (NVGU, 2005). Refleksmarkørene med en diameter på 14mm, ble festet til huden med dobbeltsidig tape, og markørplasseringene ble merket med vannfast tusj ved sesjon 1. De fire bekkenmarkørene ble plassert direkte over høyre og venstre Spina Iliaca Anterior Superior (SIAS) og høyre og venstre Spina Iliaca Posterior Superior (SIPS). Knemarkørene ble plassert på de laterale epikondylene, og ankelmarkørene ble satt på hver sin laterale malleol. Tåmarkørene ble plassert mellom caput av 2. og 3.metatars, og hælmarkørene posteriort på calcaneus i samme høyde over gulvet som tåmarkøren. I tillegg ble fire rotasjonsmarkører festet via små plastplater til legg og lår. Deres posisjon ble stilt inn ved hjelp av enten 2 metallpinner eller et spesiallaget laserapparat. Disse metodene har vist seg å være like variable (Opheim, Broch, Røislien, Skare, & Rennie, 2007). Rotasjonsmarkøren på leggen ble posisjonert i et plan dannet av den transmalleolære aksen og kneets leddsentrum. Rotasjonsmarkøren på låret ble

posisjonert i et plan dannet av kneleddets fleksjons-ekstensjonssakse og hofteleddets sentrum.

Et statisk opptak ble tatt av deltakeren før de dynamiske opptakene fant sted. De antropometriske målene dannet sammen med informasjon fra det statiske opptaket en modell av testpersonen (Plug-In-Gait). Deltakerne fikk gå noen ganger frem og tilbake før opptakene startet, for å varme opp og venne seg til situasjonen og omgivelsene. De ble instruert i å gå i sitt selvvalgte tempo: "Du skal gå i ditt vanlige tempo". Det var ønskelig med doble kraftplatetreff hvis det lot seg gjøre. For å oppnå 5 godkjente forsøk, varierte derfor antall opptak som ble gjort noe fra person til person.

Gangtestene ble utført med deltakerne barbent og ikledd shorts i en avmerket gangbane på 10x1m. Kraftplatene var plassert midt i gangbanen og dekket med identisk gulvbelegg som resten av gangbanen. Deltakerne ble ikke gjort oppmerksomme på kraftplatene og deres funksjon. Forskjellige startpunkt var merket med tape i ulike farger slik at man kunne tilpasse startpunkt for å oppnå rene platetreff og en jevnest mulig fart i selve opptaksvolumet. Pulter med PC-utstyr stod i den ene enden av rommet, og de seks MX-kameraene hang diskret høyt oppe i rommet rundt gangbanen. Deltakerne ble gjort oppmerksomme på disse kameraene og hvordan de fungerte. Det var plassert 2 digitale videokameraer i rommet hvorav ett ble benyttet som kun filmet bena fra siden. Rommet var ellers lyst med vinduer langs den ene siden av gangbanen.

Samme prosedyre med unntak av de antropometriske målene ble gjentatt dagen etter på samme tidspunkt. Ved sesjon 2 var tusjmerkene fra sesjon 1 veiledende ved påsetting av markører.

2.7. Dataprosessering

Det var en og samme person som utførte all prosessering. Innledningsvis ble opptakene klippet, og det ble sørget for at alle markører var korrekt navngitt. Markørbanene kunne maksimalt ha "hull" på 0.1 sek (10 bilder) for at opptakene skulle godkjennes. Eventuelle hull i markørbanene ble fylt med funksjonene "spline fill" eller "pattern fill", avhengig av hvilken metode som gav best rekonstruksjon av markørbanen. Deretter ble

dataene til markørbanene filtrert ved hjelp av et Woltring filter etter fast prosedyre ved ganglaboratoriet. Hendelsene i gangsyklusen ble bestemt på bakgrunn av informasjon fra kraftplatene, der en gulvreaksjonskraft på 20 Newton i rommets Z-retning var satt som grense for å definere initial kontakt og tåløft. De resterende hendelsene ble identifisert med en autokorrelasjonsfunksjon. Disse ble deretter kontrollert og eventuelt justert basert på en visuell vurdering og markørbanenes posisjonsdata, hastighets-og akselerasjonsdata. Til slutt ble de tempospatiale parametrene regnet ut og den dynamiske modellen laget.

2.8. Statistiske analyser

Den første kinematisk valide gangsyklusen fra hvert testforsøk ble valgt til videre statistiske analyser og beregninger. Følgende definerte punkter i gangsyklusen for både høyre og venstre ben ble brukt som variabler, siden disse ble vurdert til å være klinisk relevante:

- Ankel dorsalfleksjon, initial kontakt
- Ankel dorsalfleksjon, tåløft
- Kneekstensjon, midtstandfase
- Knefleksjon, maksimal
- Hoftefleksjon, tåløft
- Bekkentilt, gjennomsnitt gjennom gangsyklusen

Initial kontakt (Initial Contact) = Øyeblikket foten treffer underlaget, definert med en gulvreaksjonskraft større enn 20Newton i rommets Z-retning.
Tåløft (Toe Off) = Øyeblikket foten forlater underlaget, definert med en gulvreaksjonskraft mindre enn 20Newton i rommets Z-retning .

De utvalgte gangparametrene ble via PECS (Pipeline External Communication Server, versjon 1.0, Vicon, Oxford, England) overført fra Nexus 1.4 til Excel. Dataene ble derfra overført direkte til programmet PASWStatistic 18.0 hvor de statistiske analysene ble utført.

Intraklassekorrelasjonskoeffsient (ICC) modell 1,1 ble valgt som statistisk metode for å beregne reliabilitet. Ulike versjoner av ICC er tilgjengelige, og kan benyttes avhengig av studiets design. ICC (1,1) er basert på en type enveis variansanalyse (ANOVA) og er egnet ved test-retest studier der enten en og samme tester gjør alle undersøkelsene, eller man ikke differensierer mellom de ulike testerne(Bland & Altman, 1996). Det siste er gjeldende for denne studien. Det ble valgt å bruke ICC statistikk på utvalgte punkter i gangsyklus fremfor å bruke en statistisk metode som undersøker hele kurveforløpet av kinematiske kurver. Dette ble gjort på grunn av de begrensninger med CMC statistikk som er avdekket i litteraturen (McGinley, et al., 2009; Rennie, 2008).

I tillegg ble intrasubjekt standardavvik (Standard deviation within subject, Sw), også kalt SEM (Standard Error of Measurement), utregnet for å beregne absolutt reliabilitet (Domholdt, 2005).

3. Resultater

Ti voksne personer med moderat og alvorlig traumatisk hjerneskade, deltok i studien. Deskriptive resultater av deltakerne er beskrevet i tabell 1 i metodekapittelet (2.3) som bakgrunnsvariabler (persondata). Reliabilitet av ganghastighet er oppgitt i tabell 2 i dette kapittelet som bakgrunnsvariabler (funksjonsdata). Reliabilitet av ganghastighet ved intrasesjon var høy både ved sesjon 1 (ICC=0.95) og sesjon 2 (ICC=0.97). Intersesjonsreliabilitet av ganghastighet var også høy med ICC på 0.85.

Tabell 2. Bakgrunnsvariabler, n=10: Funksjonsdata

Intrasesjons- og intersesjonsreliabilitet av ganghastighet: ICC (1,1), 95% KI og Sw

Variabler	ICC (1,1)	95% KI		Sw
		Nedre grense	Øvre grense	(cm/sek.)
Intrasesjonsreliabilitet sesjon 1	.95	.88	.99	6.80
Intrasesjonsreliabilitet sesjon 2	.97	.99	1.00	5.73
Intersesjonsreliabilitet	.81	.42	.95	13.61

ICC (1,1) (Intraclass Correlation Coefficient) = Intraklasskorrelasjonskoeffsient, versjon 1,1
Sw (Standard deviation within subject) = Intrasubjekt standardavvik
KI = Konfidens Intervall

Reliabilitet av 3DGA ble beregnet for seks kinematiske variabler fra både høyre og venstre underekstremitet i sagittalplan, totalt 12 variabler, i form av ICC-verdier (Intraklassekorrelasjonskoeffisient, modell 1,1) og Sw (intrasubjekt standardavvik). Intrasesjonsreliabilitet ble undersøkt for både sesjon 1 og sesjon 2 ved å beregne reliabiliteten av de fem testforsøkene innenfor hver sesjon. I tillegg ble intersesjonsreliabilitet undersøkt ved å sammenligne gjennomsnittet fra sesjon 1 med gjennomsnittet fra sesjon 2. Resultatene fremgår av tabell 3, 4 og 5. Rådataene er fremstilt i linjediagram med repeterte målinger for hver sesjon (figur 12-14). Repeterte målinger for begge sesjoner er vist med errorplott der gjennomsnittet for 95% konfidensintervall (KI) fremgår (figur 15 og 16). Sammenhengen mellom testresultatene fra sesjon 1 og sesjon 2 er illustrert med Bland-Altman plott (figur 17 og 18).

Tabell 3. Intrasesjonreliabilitet (5 repeterte målinger), sesjon 1: ICC (1,1), 95% KI og Sw, (n=10)

Variabler	ICC (1,1)	95% KI		Sw
		Nedre grense	Øvre grense	(grader)
Venstre ankel dorsalfleksjon, initial kontakt	.84	.68	.95	1.4
Høyre ankel dorsalfleksjon, initial kontakt	.90	.77	.97	1.6
Venstre ankel dorsalfleksjon, tåløft	.75	.52	.92	2.7
Høyre ankel dorsalfleksjon, tåløft	.89	.75	.97	1.9
Venstre kneekstensjon, midtstandfase	.92	.81	.98	1.8
Høyre kneekstensjon, midtstandfase	.88	.74	.96	2.2
Venstre knefleksjon i svingfase, maksimal	.93	.85	.98	2.3
Høyre knefleksjon i svingfase, maksimal	.93	.85	.98	1.8
Venstre hoftefleksjon, tåløft	.96	.91	.99	1.5
Høyre hoftefleksjon, tåløft	.95	.89	.99	1.8
Venstre bekkentilt, gjennomsnitt	.99	.98	1.00	0.5
Høyre bekkentilt, gjennomsnitt	.99	.97	1.00	0.6

ICC (1,1) (Intraclass Correlation Coefficient) = Intraklasskorrelasjonskoeffsient, versjon 1,1
Sw (Standard deviation within subject) = Intrasubjekt standardavvik
KI = Konfidens Intervall

Tabell 4. Intrasesjonreliabilitet (5 repeterte målinger), sesjon 2: ICC (1,1), 95% KI og Sw, (n=10)

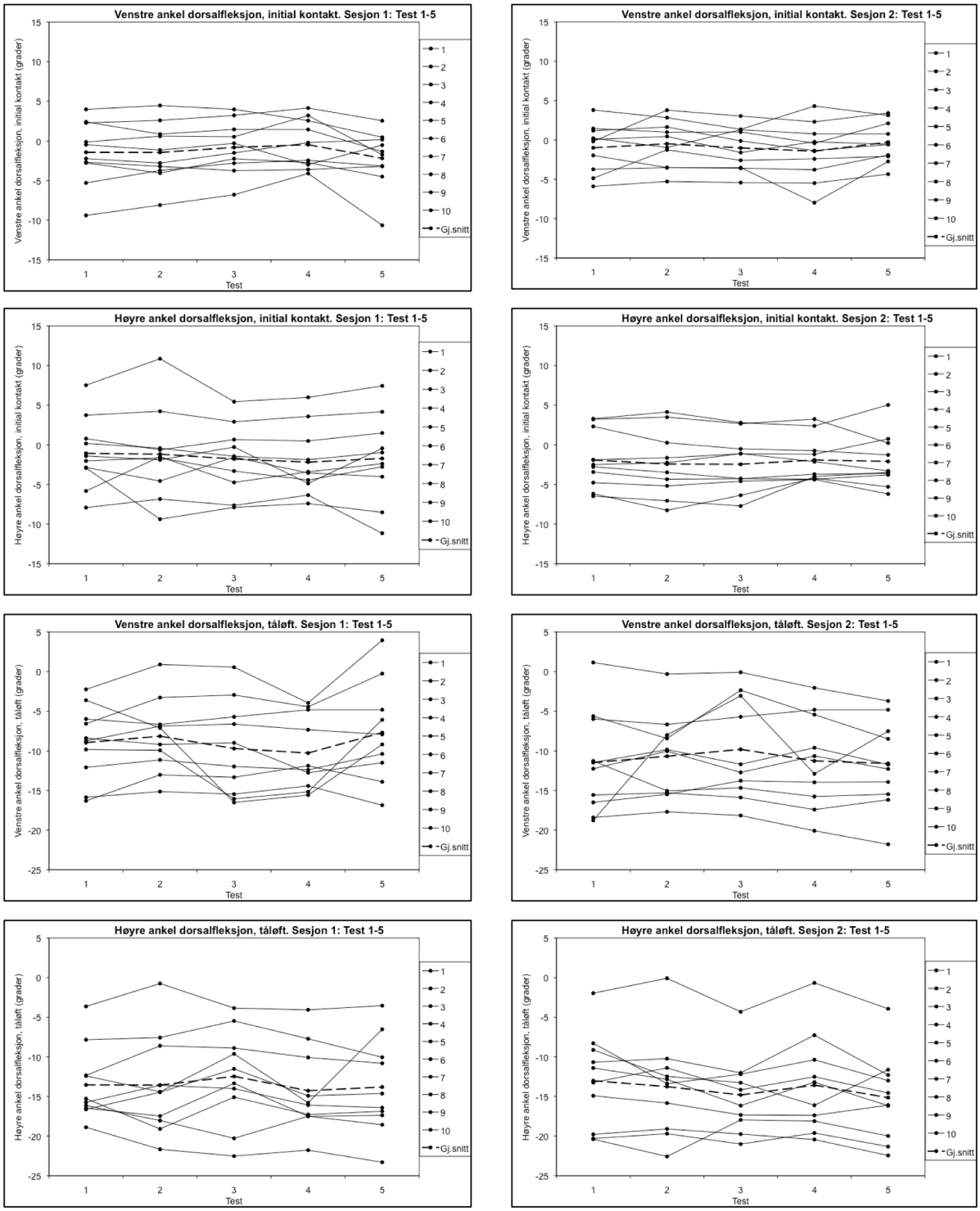
Variabler	ICC (1,1)	95% KI		Sw
		Nedre grense	Øvre grense	(grader)
Venstre ankel dorsalfleksjon, initial kontakt	.83	.65	.95	1.3
Høyre ankel dorsalfleksjon, initial kontakt	.89	.76	.97	1.2
Venstre ankel dorsalfleksjon, tåløft	.84	.66	.95	2.4
Høyre ankel dorsalfleksjon, tåløft	.91	.79	.99	1.8
Venstre kneekstensjon, midtstandfase	.91	.80	.97	1.7
Høyre kneekstensjon, midtstandfase	.91	.80	.97	1.6
Venstre knefleksjon i svingfase, maksimal	.97	.92	.99	1.8
Høyre knefleksjon i svingfase, maksimal	.82	.63	.94	2.6
Venstre hoftefleksjon, tåløft	.96	.91	.99	1.4
Høyre hoftefleksjon, tåløft	.96	.90	.99	1.4
Venstre bekkentilt, gjennomsnitt	.99	.98	1.00	0.5
Høyre bekkentilt, gjennomsnitt	.99	.97	1.00	0.6

ICC (1,1) (Intraclass Correlation Coefficient) = Intraklasskorrelasjonskoeffsient, versjon 1,1
Sw (Standard deviation within subject) = Intrasubjekt standardavvik
KI = Konfidens Intervall

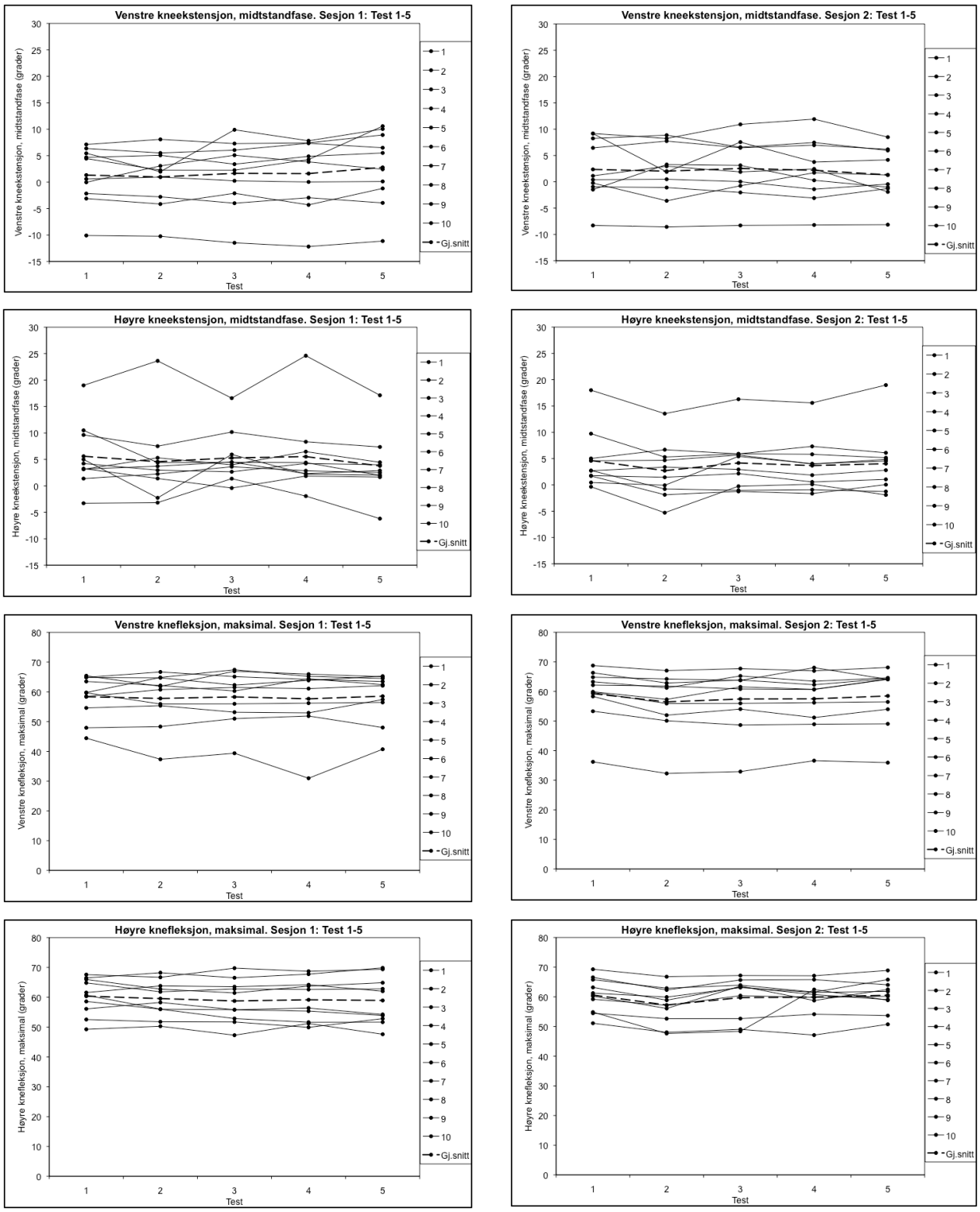
Tabell 5. Intersesjonsreliabilitet (gjennomsnitt sesjon 1 og gjennomsnitt sesjon 2): ICC (1,1), 95% KI og Sw, (n=10)

Variabler	ICC (1,1)	95% KI		Sw
		Nedre grense	Øvre grense	(grader)
Venstre ankel dorsalfleksjon, initial kontakt	.73	.26	.92	1.6
Høyre ankel dorsalfleksjon, initial kontakt	.85	.53	.96	1.6
Venstre ankel dorsalfleksjon, tåløft	.72	.24	.92	2.8
Høyre ankel dorsalfleksjon, tåløft	.93	.76	.98	1.4
Venstre kneekstensjon, midtstandfase	.88	.61	.97	2.0
Høyre kneekstensjon, midtstandfase	.90	.67	.97	1.8
Venstre knefleksjon i svingfase, maksimal	.97	.88	.99	1.7
Høyre knefleksjon i svingfase, maksimal	.90	.67	.97	2.0
Venstre hoftefleksjon, tåløft	.90	.67	.97	2.2
Høyre hoftefleksjon, tåløft	.88	.61	.97	2.6
Venstre bekkentilt, gjennomsnitt	.98	.94	1.00	0.7
Høyre bekkentilt, gjennomsnitt	.99	.95	1.00	0.6

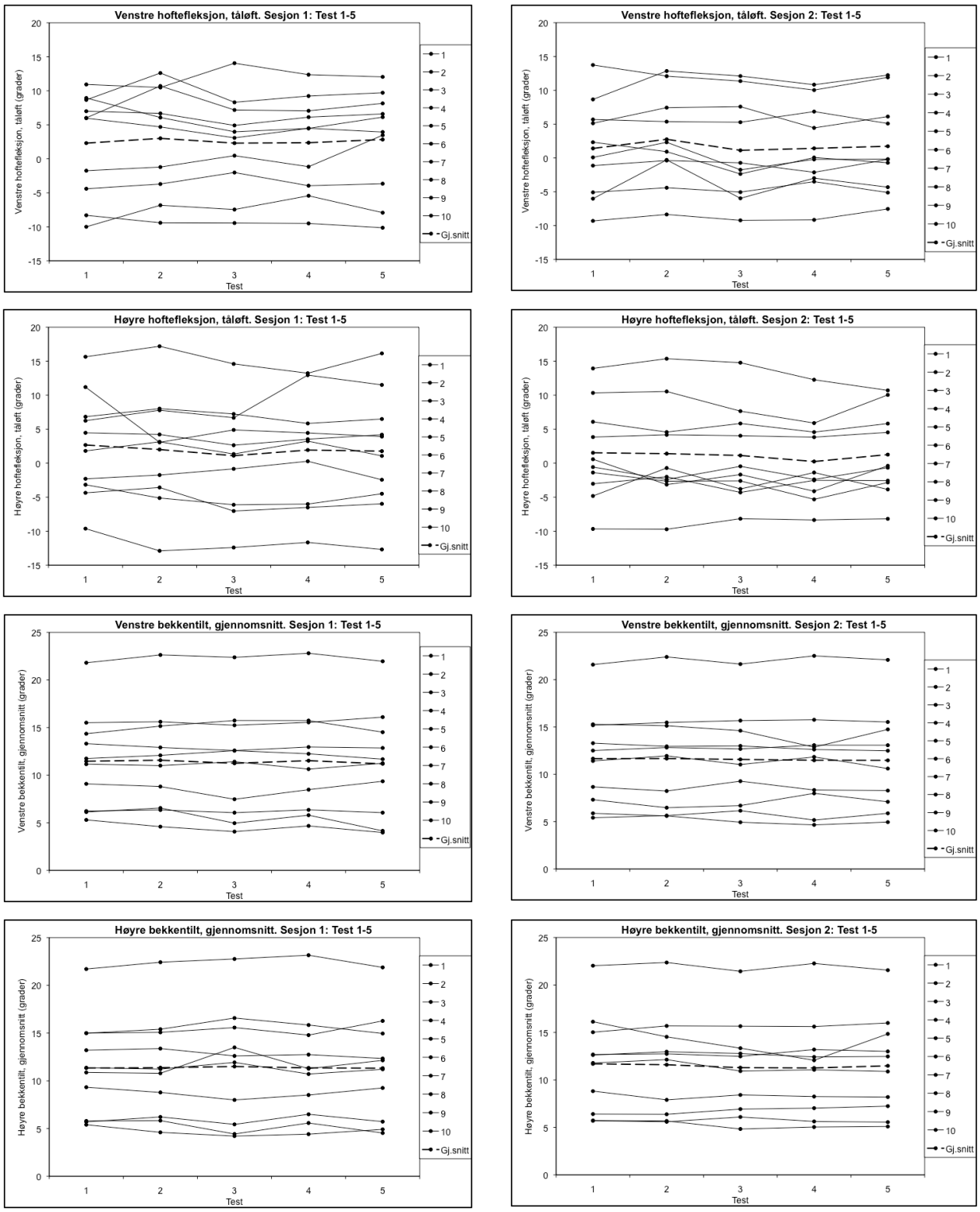
ICC (1,1) (Intraclass Correlation Coefficient) = Intraklasskorrelasjonskoeffsient, versjon 1,1
Sw (Standard deviation within subject) = Intrasubjekt standardavvik
KI = Konfidens Intervall



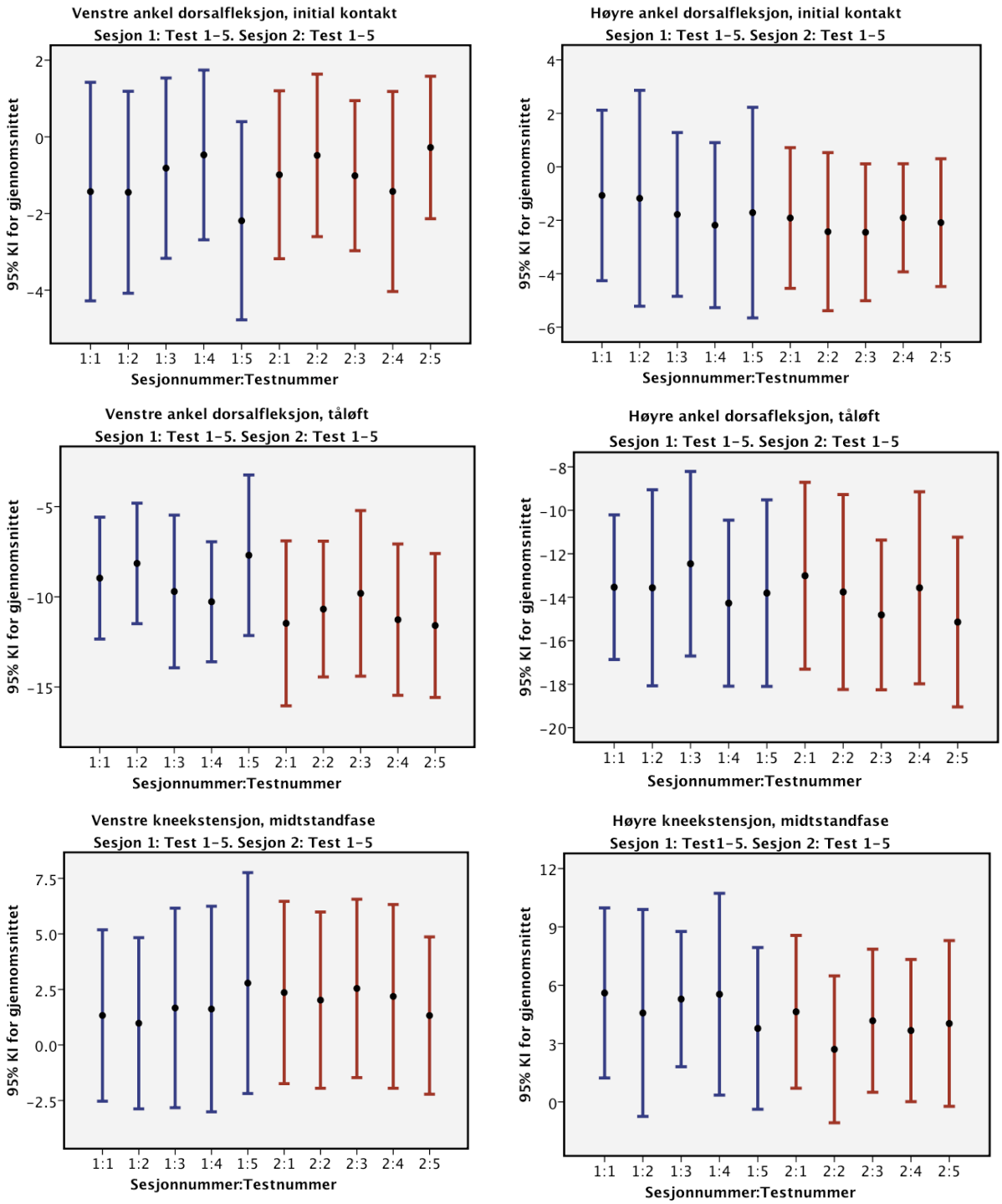
Figur 12. Repeterte målinger illustrert med punkter for hvert av de 5 testforsøkene innenfor en sesjon. Hver deltaker er representert med en linje, og gjennomsnittet for alle deltakerne er visualisert med en stiplet linje.



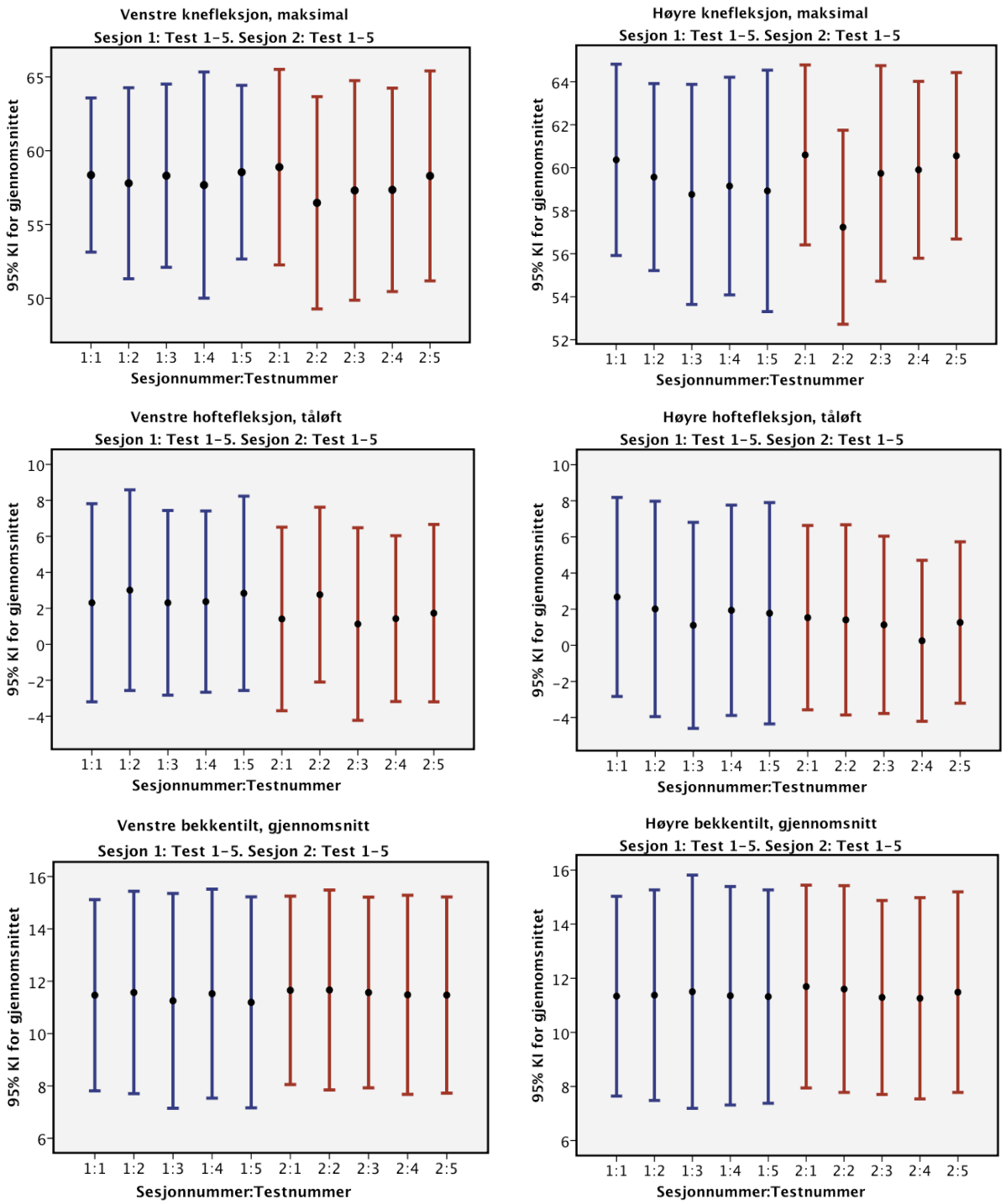
Figur 13. Repeterte målinger illustrert med punkter for hvert av de 5 testforsøkene innenfor hver sesjon. Hver deltaker er representert med en linje, og gjennomsnittet for alle deltakerne er visualisert med en stiplet linje.



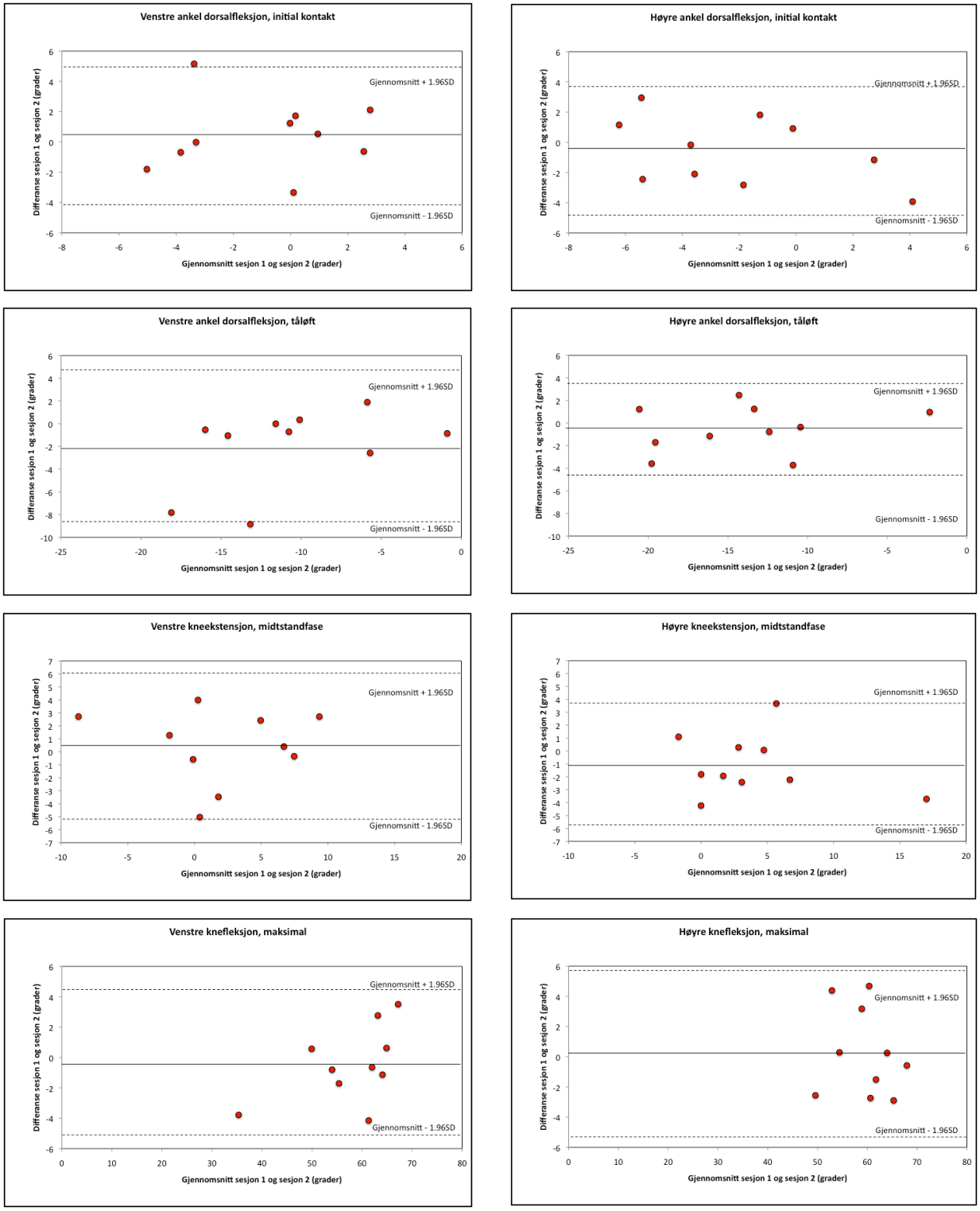
Figur 14. Repeterte målinger illustrert med punkter for hvert av de 5 testforsøkene innenfor hver sesjon. Hver deltaker er representert med en linje, og gjennomsnittet for alle deltakerne er visualisert med en stiplet linje.



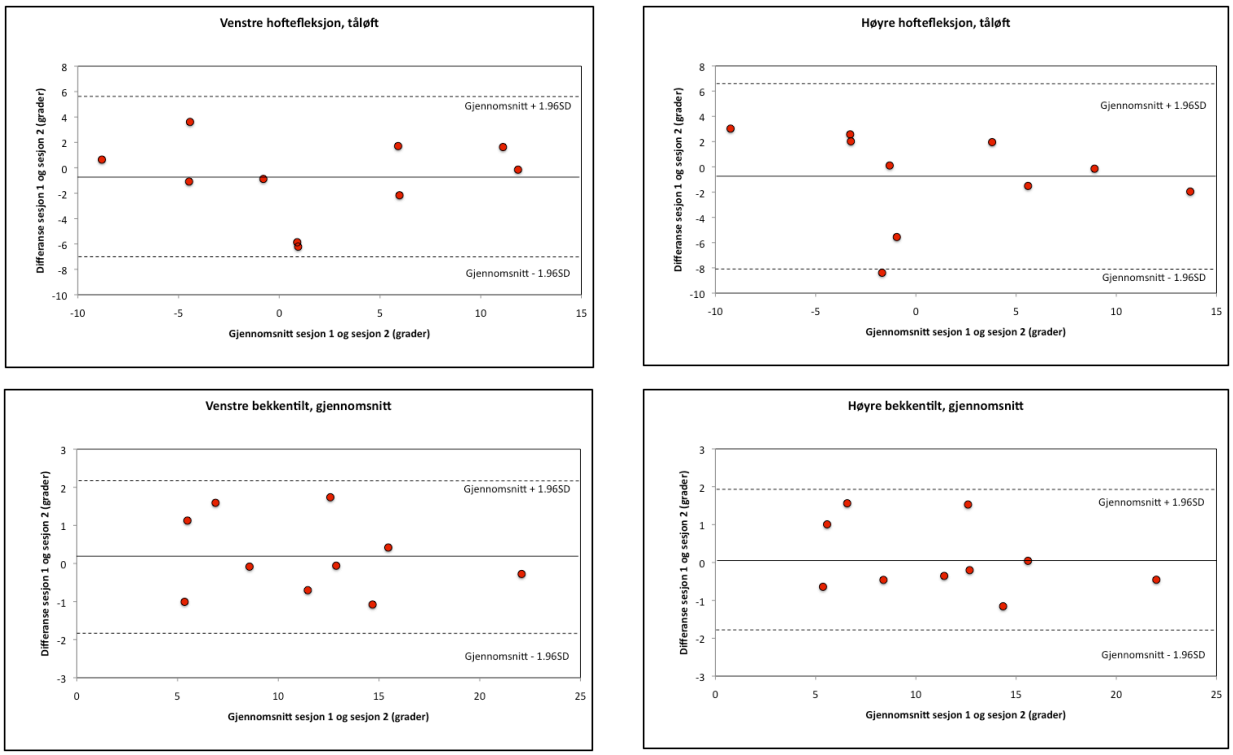
Figur 15. Error-plott av repeterte målinger fra sesjon 1 og sesjon 2, der de blå error-barene representerer dag 1 og de røde dag 2. 95% konfidensintervall (KI) for gjennomsnittet er fremstilt.



Figur 16. Error-plott av repeterte målinger fra sesjon 1 og sesjon 2, der de blå error-barene representerer dag 1 og de røde dag 2. 95% konfidensintervall (KI) for gjennomsnittet er fremstilt.



Figur 17. Bland-Altman plott av gjennomsnittsmål fra sesjon 1 og gjennomsnittsmål fra sesjon 2. Gjennomsnittsdifferansen og 95% konfidensintervall (±1.96SD) er presentert.



Figur 18. Bland-Altman plott av gjennomsnittsmål fra sesjon 1 og gjennomsnittsmål fra sesjon 2. Gjennomsnittsdifferansen og 95% konfidensintervall (±1.96SD) er presentert.

3.1. Intrasesjonsreliabilitet, sesjon 1

Intrasesjonsreliabilitet for sesjon 1 viste verdier for ICC høyere eller lik 0.84 for alle variabler bortsett fra venstre ankel dorsalfleksjon ved tåløft, der ICC var 0.75. Denne variabelen hadde også størst 95% KI og høyest Sw (2.7°), og denne variasjonen sees i linjediagrammet og errorplottet (fig.12 og 15). Høyre kneekstensjon i midtstandfase og venstre maksimal knefleksjon hadde Sw på 2.2° og 2.3°. Sw for de andre variablene var under 2° ved sesjon 1. Høyest intrasesjonsreliabilitet ble funnet for bekkentilt (ICC=0.99).

3.2. Intrasesjonsreliabilitet, sesjon 2

Intrasesjonsreliabilitet for sesjon 2 viste ICC-verdier høyere eller lik 0.82 for samtlige variabler. Sw var høyest for høyre maksimal knefleksjon (2.6°) og venstre ankel dorsalfleksjon ved tåløft (2.4°). Variasjonen i disse variablene sees i linjediagrammene og errorplottene (figur 12, 13, 15, og 16). Sw var under 2° for alle variabler unntatt de forannevnte. I likhet med sesjon 1 ble høyest intrasesjonsreliabilitet ved sesjon 2 funnet for bekkentilt (ICC=0.99).

3.4. Intersesjonsreliabilitet

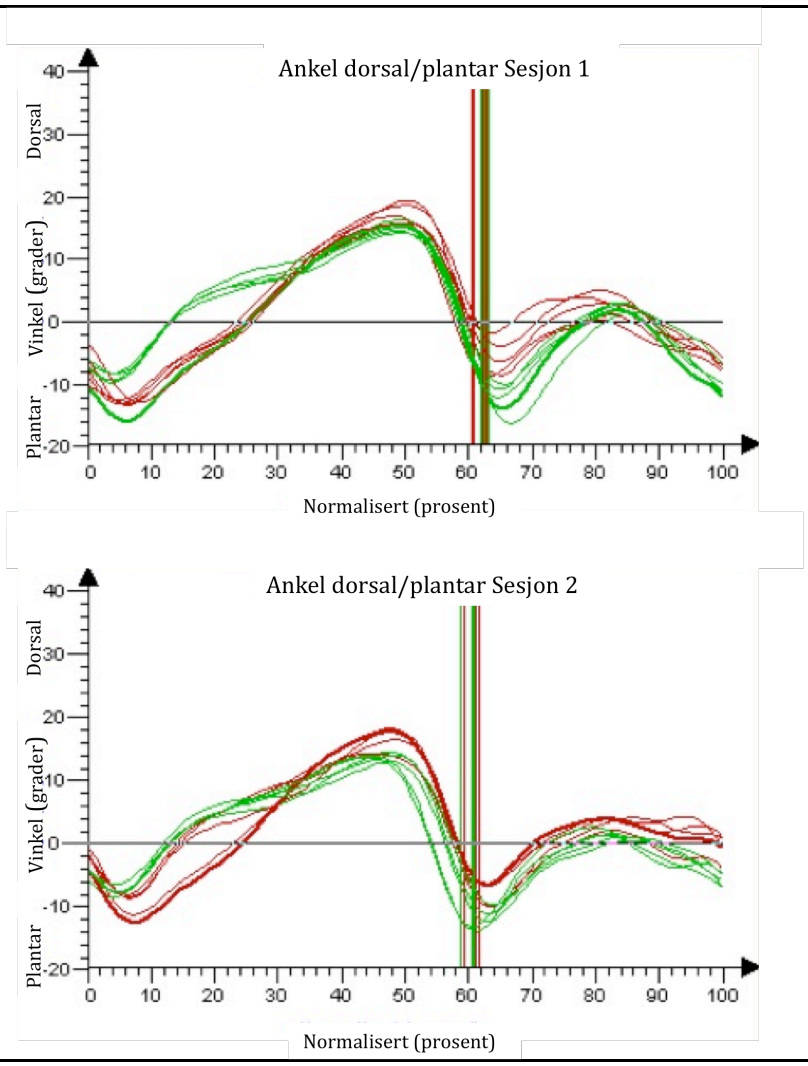
Alle de kinematiske variablene viste ICC-verdier høyere eller lik 0.85, med unntak av de to venstre ankelvariablene. Venstre ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt og tåløft hadde ICC-verdier på henholdsvis 0.73 og 0.72. Disse variablene hadde også størst 95% KI. Venstre ankel dorsalfleksjon ved tåløft hadde høyest Sw (2.8°). Av Bland-Altmann plottet som visualiserer sammenhengen mellom sesjon 1 og sesjon 2 for høyre maksimal knefleksjon (figur 17), kan man se at punktene ligger samlet i en gruppe til høyre. Også for venstre maksimal knefleksjon ligger punktene samlet til høyre, bortsett fra ett punkt, noe som gir inntrykk av lite spredning i dataene med unntak av den ene utenforliggeren. For variablene høyre og venstre kneekstensjon i midtstandfase (figur 17), ser man det samme fenomenet med punktene samlet i en klynge og en utenforligger. Høyre og venstre hoftefleksjon ved tåløft viste ICC-verdier på 0.88 og 0.90. Sw for de undersøkte hoftevariablene var på 2.6° og 2.2°. Gjennomsnittlig bekkentilt for høyre og venstre side hadde de høyeste ICC-verdiene (0.99 og 0.98) og de laveste Sw (0.6° og 0.7°), respektivt.

3.4.1. Eksempel på en deltakers kinematiske ankelkurver og tempospatiale parametre

Siden venstre ankel dorsalfleksjon viste de laveste ICC-verdiene var det interessant å undersøke disse variablene nærmere. Av linjediagrammet for venstre ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt (figur 12), kan det se ut som om deltaker nummer 6 utgjør en stor variasjon mellom sesjon 1 og 2. De kinematiske ankelkurvene og de tempospatiale parametrene for denne deltakeren er fremstilt i figur 19 og tabell 6.

Deltakerens ankelkinematikk antydet to ulike bevegelsesmønstre. Disse to mønstrene skilte seg først og fremst fra hverandre i første del av gangsyklusen. Ved sesjon 1 fulgte venstre ankelkurver ett og samme mønster, mens høyre ankelkurver fordelte seg mellom to ulike bevegelsesmønstre. Ved sesjon 2 derimot, viste høyre ankelkurver utelukkende det andre av de to mønstrene, mens venstre ankelkurver fordelte seg på de to ulike bevegelesmønstrene. Laveste punkt på kurvene ved tåløft kom generelt senere i gangsyklusen ved sesjon 1 enn sesjon 2. Tåløft inntraff nærmere bunnpunktet ved sesjon 2 enn sesjon 1.

De tempospatiale parametrene for den samme deltakeren er vist i tabell 6. Deltakeren gikk signifikant raskere ved sesjon 2 (1.37±0.05m/s) enn sesjon 1 (1.17±0.03m/s).



Figur 19. Grafisk fremstilling av en deltakers (ankelledds kinematikk) kinematiske ankelkurver (normalisert til 100%) i sagittalplan. Rød er venstre og grønn er høyre. X-aksen viser 0-100% av gangsyklus. Y-aksen viser antall grader i henholdsvis plantar- og dorsalfleksjon. Plantar- og dorsalfleksjon gjennom en gangsyklus (fra initial kontakt til neste initial kontakt) er vist for de 5 testforsøkene ved sesjon 1 (øverst) og sesjon 2 (nederst). Tåløft er markert med vertikale linjer i de respektive fargene.

Tabell 6. Tempospatiale parametre for deltaker nummer 6

Sesjon 1				
Ganghastighet		1.17 ± 0.03m/s		
Kadens		106 ± 1.87 skritt/minutt		
Skrittlengde	Venstre	0.65 ± 0.01	Høyre	0.69 ± 0.02m
Skrittbredde	Venstre	0.17 ± 0.02	Høyre	0.16 ± 0.02m

Sesjon 2				
Ganghastighet		1.37 ± 0.05m/s		
Kadens		108 ± 4.58 skritt/minutt		
Skrittlengde	Venstre	0.75 ± 0.04m	Høyre	0.78 ± 0.06m
Skrittbredde	Venstre	0.18 ± 0.01m	Høyre	0.16 ± 0.03m

4. Diskusjon

4.1. Sammendrag av resultater

Hensikten med denne studien var å undersøke test-retest reliabilitet av kinematiske variabler i underekstremiteter målt i sagittalplan med 3DGA hos personer med traumatiske hjerneskader. Siden reliabilitet av 3DGA tidligere er testet på friske personer og andre pasientgrupper, var det reliabilitet av 3DGA for pasientgruppen TBI som var av interesse. Ved å undersøke både intra- og intersesjonsreliabilitet var intensjonen å skille eksperimentelle feil knyttet til målesystemet og testerne, fra den naturlige subjektvariabiliteten. Det ble kontrollert for testerfeil fra en sesjon til den neste, for å kunne vurdere subjektvariabiliteten hos personer med TBI mellom to sesjoner.

Intrasesjonsreliabiliteten var god for samtlige kinematiske variabler i sagittalplan, med unntak av venstre ankel ved tåløft der reliabiliteten var moderat ved sesjon 1. Intersesjonsreliabiliteten var også god for alle variabler, bortsett fra venstre ankel ved initial kontakt og tåløft der reliabiliteten var moderat. God intra- og intersesjonsreliabilitet for de fleste kinematiske variabler i sagittalplanet er i all hovedsak forenlig med funn fra tidligere studier på friske og andre pasientgrupper, som cerebral parese, slag og Parkinson sykdom (Caty, et al., 2009; Delval, et al., 2008; Kadaba, et al., 1989; Klejman, et al., 2010; Mackey, et al., 2005; Maynard, et al., 2003; Monaghan, et al., 2007; Rennie, 2008; M. H. Schwartz, et al., 2004; Steinwender, et al., 2000; Yavuzer, et al., 2008).

4.2. Metodediskusjon

4.2.1. Utvalg

McGinley et al. (2009) har pekt på betydningen av å ta spesielt hensyn til rekruttering og beskrive utvalget som bør være representativt for den aktuelle kliniske populasjonen. Deltakerne ble rekruttert fra Enhet for traumatiske hjerneskader, Klinikk for hjerneskader, Sunnaas sykehus. Dette er den rehabiliteringsavdelingen i Norge med flest sengeplasser for pasienter med TBI. Deltakerne ble rekruttert fortløpende fra

avdelingen etter hvert som de oppfylte inklusjonskriteriene og hadde gitt samtykke til deltakelse. Inklusjons- og eksklusjonskriteriene er førende for hvilke grupper funnene i denne studien er representative for.

Ti personer med moderat og alvorlig traumatisk hjerneskade deltok i studien. Det bør derfor vises varsomhet med å trekke sikre konklusjoner. Resultatene kan imidlertid peke på trender. Det faktum at hver deltaker utførte fem testforsøk per sesjon, styrker datagrunnlaget sammenlignet med om antall testforsøk hadde vært færre. Størrelsen på utvalget i tilsvarende studier har vist seg å variere fra 1 til 40 deltakere (Gorton, et al., 2009; Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009). Med et begrenset utvalg lot det seg ikke gjøre å operere med undergrupper for å kartlegge hvorvidt disse kan ha ulik reliabilitet.

Representativitet og generaliserbarhet er avgjørende faktorer for kvalitet på reliabilitetsstudier. Adekvat klinisk beskrivelse av deltakerne er spesielt viktig siden det reflekterer heterogeniteten på utvalget, og gir innsikt i funnenes generaliserbarhet til andre populasjoner (McGinley, et al., 2009). Utvalget i denne studien er beskrevet med hensyn til alder, kjønn, høyde, vekt, tid etter skade og grad av skade. Aldersgjennomsnittet på 33.5 år (SD 6.0) er representativt for populasjonen TBI med en gjennomsnittsalder på 29 år (Andelic, et al., 2008). I studien til Yavuzer et al. (2008) som undersøkte personer med slag, var gjennomsnittsalderen betydelig høyere enn her, noe som også gjenspeiler forskjellene på pasientgruppene slag og TBI generelt. Det var få kvinner sammenlignet med menn som deltok i denne studien (2:8). Kjønn har vist seg å være en av flere faktorer som kan påvirke kinematiske variabler (Roislien, et al., 2009; Yogev-Seligmann, et al., 2010), og en jevnere kjønnsfordeling ville derfor vært optimalt i en studie som denne. Det ble ikke kontrollert for kjønn i denne studien, og siden flere menn enn kvinner rammes av TBI (Andelic, et al., 2008), var det ikke overraskende at et flertall av deltakerne var menn. Det var relevant å oppgi deltakernes vekt, siden et tykkere subkutant fettlag kan gjøre det vanskelig å palpere underliggende ben, og føre til økt bevegelse av markørene i forhold til kroppens landemerker under gange. Ingen av de inkluderte var overvektige. Med et større utvalg kunne man forventet å ha dekket et enda bredere spekter med hensyn til vekt.

Ytterligere karakteristikker for å beskrive utvalget som skadelokalisasjon, motorisk funksjon og kognitiv funksjon ble ikke oppgitt som bakgrunnsinformasjon og kontrollert for ved inklusjon. Traumatiske hjerneskader er ofte komplekse, spredte og diffuse, noe som gjør det komplisert å rapportere skadelokalisasjon. Oversiktsartikkelen til Williams et al. (2010) konkluderer med at det ikke er utviklet valide systemer for å klassifisere gangproblemer etter TBI. Det er derfor ikke grunnlag for å dele inn i subgrupper som for eksempel hemipareser og ataksi. Kognitive endringer etter TBI er ofte sammensatte og mange elementer inngår. Å gi et bilde av hver enkelt deltakers kognitive funksjon er derfor komplisert, og kan ikke sammenfattes med ett enkelt parameter. Deltakernes kognitive funksjon ble derfor ikke rapportert, utover at alle innfridde inklusjons- og eksklusjonskravene som omfattet kognitiv funksjon.

Inklusjonskriteriene for kognitiv funksjon var for det første evne til å motta og forstå instruksjon, som var en forutsetning for at testprosedyren skulle la seg praktisk gjennomføre. Nedsatt selektiv og vedvarende oppmerksomhet samt trettbarhet, kan allikevel ha påvirket deltakernes evne til å ta imot instruksjon og dermed resultatene i denne studien. For det andre skulle deltakerne ha samtykkekompetanse. Frivillighet, forsøkspersoners rett til å råde over eget liv og krav til beskyttelse av integritet, er sentrale forskningsetiske retningslinjer (Ruyter, Førde, & Solbakk, 2000). Prosjektplanen var utarbeidet i henhold til Helsinkideklarasjonen, som vektlegger spesielt hensynet til sårbare grupper. Prosjektplanen var godkjent av Regional etisk komite (REK), Datatilsynet og Personvernombudet ved Sunnaas sykehus HF.

Et inklusjonskriterium var evne til å gå selvstendig uten hjelpemidler over minimum ti meter gjentatte ganger. Ved bruk av for eksempel krykker vil gangmønsteret påvirkes som følge av endrede biomekaniske forhold. Et ganghjelpemiddel ville også kunne gi endrede kraftmålinger, og dermed påvirket identifisering av hendelser i gangsyklus. Rent praktisk, vil et hjelpemiddel også kunne være forstyrrende for målesystemets evne til å registrere alle refleksmarkører til enhver tid, og dermed påvirke kvalitet på undersøkelsen. Behandlingsformer som krever nøyaktig evaluering av gange er på den annen side aktuelt også for personer som benytter ganghjelpemidler. I denne studien var det imidlertid ønskelig å kontrollere for kilder til variabilitet utover subjektvariabiliteten.

Personer som var avhengig av ortoser for å gå selvstendig, ble ikke inkludert i studien. Den biomekaniske modellen er basert på at refleksmarkørene blir plassert på bestemte landemerker på kroppen. Ut ifra blant annet nøyaktig markørplassering og antropometriske mål, estimeres leddsentrene. Plassering av markører direkte på en ortose ville derfor ført til upresise mål og beregninger. Det var ønskelig å avdekke naturlig subjektvariabilitet, noe som ikke ville ha fremkommet med bruk av ortoser. 3DGA har blitt benyttet for å sammenligne gange med og uten ortoser hos personer med CP, og fremtidige kliniske studier bør undersøke gangfunksjon både med og uten bruk av ortoser også for personer med TBI.

4.2.2. Testere

Siden det er enighet om at feil forbundet med markørpåsetting er den største kilden til variabilitet ved 3DGA (Gorton, et al., 2009; Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009), er testernes rolle avgjørende i reliabilitetsstudier. Selv om det ble kontrollert for testerfeil i denne studien, er beskrivelse og seleksjon av testere viktig for hvorvidt resultatene er representative og generaliserbare.

Praktiske forhold avgjorde seleksjonen av testere fra Bevegelseslaboratoriet ved Sunnaas sykehus HF. For at studien skulle gjenspeile den kliniske virkeligheten, ble bare testere som vanligvis utfører 3DGA ved laboratoriet inkludert til å sette på markører. Det var også en forutsetning at de som deltok jobbet ved laboratoriet to påfølgende dager. Flere studier poengterer at erfarne testere er essensielt ved 3DGA (R.B. Davis, 2004; Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009) De tre testerne som satte på markører og utførte antropometriske mål, hadde spesialisering innen ganganalyse og betydelig erfaring både innen fysioterapi og 3DGA. Det kan selvfølgelig settes spørsmålstegn ved om testerne som deltok er representative for testere ved andre ganglaboratorier, og dermed funnenes generaliserbarhet. Multisenterstudiene til Gorton et al. (2009) og Noonan et al. (2003) har avdekket variasjon mellom laboratorier. Noonan et al. (2003) fant variabilitet i sagittal-, horisontal- og transversalplanet hos personer med CP til å være henholdsvis 12°, 7° og 20°. Innføring av standardiserte testprotokoller har imidlertid vist seg å redusere variasjon med 20% for 7 av 9 kinematiske parametre i en

studie av friske (Gorton, et al., 2009). En standardisert protokoll ble fulgt i denne studien. Innføring av Gait Profile Score (GPS), Movement Analysis Profile (MAP) og Reliability Profile Score (RPS) (Baker, et al., 2009), er målrettede tiltak for å oppnå økt reliabilitet på tvers av laboratorier, kommersielle systemer og landegrenser.

Selv om intertesterreliabilitet ikke ble testet, hadde alle som satte på markører tidligere deltatt i en reliabilitetsstudie som viste god intra- og intertester reliabilitet for kinematiske variabler i underekstremiteter målt i sagittalplan hos friske personer (Rennie, 2008). Man skal imidlertid ha øynene åpne for at intertester variabilitet kan være større ved test av kliniske populasjoner enn friske (Gorton, et al., 2009). Hvorvidt palpasjon av eventuelle deformiteter, nedsatt kognisjon og evne til samarbeid kan påvirke reliabilitet, vet vi foreløpig lite om (Domholdt, 2005; McGinley, et al., 2009).

4.2.3. Design

Test-retest undersøkelsen ble gjort over to sesjoner på to påfølgende dager med fem repeterte målinger i hver testsesjon. En test-retest innebærer to eller flere undersøkelser over et tidsintervall der man forventer at deltakerne er stabile med hensyn til det som skal undersøkes (Finch & Canadian Physiotherapy Association, 2002). Fem målinger i hver sesjon ble valgt fordi variabilitet reduseres med økende antall forsøk (Monaghan, et al., 2007).

Til sammen tre ulike testerteam bestående av to personer deltok i studien. Hver enkelt deltaker både ble testet og retestet av samme testerteam. Siden intertesterreliabilitet ikke ble undersøkt, kan det stilles spørsmålstegn ved om det var nødvendig å inkludere flere enn ett testerteam, men praktiske årsaker lå til grunn for dette valget.

Testingen ble utført på to påfølgende dager. Reliabilitetsstudier av 3DGA opererer med varierende tidsintervall mellom sesjoner. Yavuzer et al. (2008) gjorde i sin reliabilitetsstudie begge testsesjoner på samme dag med ca. to timers mellomrom, mens Noonan et al. (2003) testet med opp til 20 ukers mellomrom i sin multisenterstudie. Intervallet må være langt nok til å minimalisere tretthet eller læringseffekt, men kort nok til å unngå endringer over tid (Beyer & Magnusson, 2003; McGinley, et al., 2009). I rehabiliteringsfasen skjer endringer ofte raskt, enten som følge av spontan bedring,

intensiv rehabilitering eller annet. Samtidig forekommer trettbarhet hyppig etter TBI (Fellus & Elovic, 2007). Testingen ble utført på samme tid av døgnet de to påfølgende dagene, for at utgangspunktet skulle være så likt som mulig ved sesjon 1 og 2, og tidsintervallet likt for alle. Deltakerne ble samtidig bedt om å unngå aktivitet utover det normale i form av store fysiske anstrengelser eller uvante aktiviteter i tiden mellom sesjonene, for å unngå stiv og øm muskulatur. Det ble også lagt inn tilvenningsforsøk før hver sesjon for å begrense læringseffekt mellom de enkelte målingene.

4.2.4. Instrumenter og testprosedyre

3DGA er gullstandarden innen ganganalyse (Chr. Kirtley, 2006). Kinematikk, kinetikk, elektromyografi (EMG), og i enkelte laboratorier metabolsk energiforbruk og fottrykk (pedobarography), innhentes ved hjelp av spesialisert og teknologisk måleutstyr. 3DGA har imidlertid blitt kritisert for å være ressurskrevende med dyrt og sofistikert utstyr, og med behov for spesialisert og godt trent personell. Testprosedyrene og bearbeidingen av data er tidkrevende prosesser (R.B. Davis, 2004).

3DGA er fysisk begrenset til et innendørs og standardisert laboratorium. Spørsmålet er derfor om data fra slik ganganalyse kan overføres til gange i andre omgivelser, hvor personene vanligvis beveger seg, både innendørs og utendørs. Kunnskap om motorisk kontroll og læring vektlegger omgivelsenes betydning ved bevegelse (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Problemer med overføring fra et laboratorium til naturlige omgivelser har spesielt vist seg å være vanskelig for personer med TBI (Cantin, et al., 2007). Det er også begrenset hvor lange distanser som lar seg måle i et laboratorium, noe som er interessant med tanke på at gangdistanse påvirker variabilitet under gange (Najafi, et al., 2009). Akselerometer er eksempel på mobilt måleinstrument til bruk i ganganalyse (Rolf Moe-Nilssen, 1999). Et akselerometer kan imidlertid ikke erstatte 3DGA. Mens akselerometri fanger opp problemer med postural kontroll og balanse, kan 3DGA brukes som måleverktøy ved planlegging og evaluering av kirurgiske inngrep, spasmedempende behandling, ortoser og fysioterapi. I en norsk studie av 60 barn med spastisk CP ble behandlingsplanen endret for 42 av barna (70%) ved innføring av 3DGA. Antall planlagte kirurgiske inngrep ble redusert med 13% (Lofterød, 2009).

Kinematiske data ble samlet inn med et 6-kamera Vicon MX13 system (Vicon, Oxford, UK) med en opptaksfrekvens på 100 Hz. Antall kameraer, kameraoppstilling, oppløsning på kameraene, kalibreringsprosedyre og algoritmer påvirker nøyaktighet på systemet. Variasjonen fra systemet har vist seg å være minimal ved 3DGA (Gorton, et al., 2009; Noonan, et al., 2003).

En vesentlig faktor som begrenser nøyaktighet ved 3DGA er den biomekaniske modellen. "The conventional gait modell" (Plug-in-gait) som ble brukt i denne studien er den mest brukte modellen innen ganganalyse verden over (Chr. Kirtley, 2006). Å redusere menneskekroppen til en modell innebærer en rekke forenklinger og antakelser. Disse forenklingene er godt beskrevet og diskutert i litteraturen (Baker & Rodda; Roy B. Davis, 'unpuu, Tyburski, & Gage, 1991; Chr. Kirtley, 2006; M.H. Schwartz, 2004), men de viktigste er det relevant å løfte frem her. For det første ligger det en del antakelser og usikkerhet knyttet til lokalisering av hofteleddets sentrum. For det andre blir kneet forenklet, representert med tre frihetsgrader, der antero-posterior bevegelse av tibia i forhold til femur utelukkes. Videre blir legg- og lårsegmentenes rotasjon definert med en tredje markør festet til huden via en pinne som står ut ifra kroppen. Ved hjelp av enten et laserapparat eller to metallpinner, som for øvrig er like variabelt (Opheim, et al., 2007), blir disse segmentenes frontalplan definert etter faste prosedyrer. Rotasjonsinnstillingene beror i likhet med markørplasseringen generelt på subjektive vurderinger, og innebærer dermed noe usikkerhet. Den mest åpenbare forenklingen ved modellen ligger i foten som er forenklet til en vektor. Denne betydelige forenklingen begrunnes blant annet med at talus er omgitt av andre ben, og at analysesystemene man har brukt frem til nå ikke har klart å fange opp små og mange markører, når disse har vært plassert nær hverandre. Det argumenteres også med at huden beveger seg i forhold til de underliggende knoklene, at leddflatene i foten er komplekse og bevegelsene sammensatte (M.H. Schwartz, 2004). Nyutviklede modeller der foten deles i tre segmenter har blitt lansert i den senere tid (Oxford Foot Modell, Vicon). På tidspunktet for datainnsamlingen i denne studien, var modellering med foten som en vektor standard praksis ved det aktuelle bevegelseslaboratoriet.

Deltakerne ble instruert i å gå i sitt selvvalgte tempo. I studien til Rennie (2008) ble forsøkene med jevnest hastighet valgt til statistiske analyser for å kontrollere for

hastighet. Der ble friske personer undersøkt og tre forsøk valgt ut til videre beregninger. I denne studien ble personer med TBI undersøkt og hver deltaker skulle oppnå fem godkjente forsøk per sesjon. Kvalitetskravet med hensyn til maksimal lengde på "hull" i markørbanene, samt to rene kraftplatetreff, i tillegg til den økte trettbarheten hos pasientgruppen (Fellus & Elovic, 2007), gjorde at det ikke ble tatt flere opptak enn høyst nødvendig. Det var dermed ikke grunnlag for å selektere ut forsøk og matche disse på ganghastighet. Fremtidige studier bør imidlertid undersøke deltakerne i ulike hastigheter for å kunne undersøke effekten av hastighet på denne pasientgruppen.

McGinley et al. (2009) oppgir blinding som ett av flere kriterier i kvalitetsvurdering av reliabilitetsstudier. Det er viktig å poengtere at markørpåsetting og undersøkelsen i laboratoriet ble foretatt av personalet ved bevegelseslaboratoriet, og ikke av denne forfatteren. De som satte på markørene deltok ikke i dataprosesseringen. All bearbeiding av data ble foretatt av forfatteren. Forfatteren var riktig nok tilstede under testingen, men kunne i liten grad påvirke testpersonene. Valg av gangsyklus for videre analyser skjedde automatisk via PECS som valgte ut første kinematisk valide syklus fra hvert opptak. Lofterød (2009) valgte i sin studie den syklusen han mente var mest representativ. I denne studien ble den første valide syklusen valgt for å utelukke subjektive vurderinger. Dataene ble prosessert fortløpende. Prosesseringen bestod hovedsakelig i automatiske funksjoner. Bruken av kraftplater som objektivt bestemmer hendelser i gangsyklus basert på en kraftvektor i rommets z-retning på >20 Newton, var en styrke for objektiv og nøyaktig definering av hendelsene initial kontakt og tåløft. Det faktum at en gangsyklus defineres av to påfølgende hendelser av initial kontakt, gjorde at kun ett kraftplatetreff med hvert ben var utilstrekkelig. For å bestemme hendelser (initial kontakt og tåløft) før og etter kraftplatene, ble en autokorreleringsfunksjon benyttet. Der denne funksjonen ikke fungerte optimalt, måtte hendelsene justeres manuelt, noe som representerte en subjektiv vurdering og indirekte påvirkning på dataene. Disse justeringene ble gjort før den dynamiske modellen ble laget, og resultatene synlige for forfatteren. Siden samme person utførte all prosessering var denne usikkerheten derfor lik ved test og retest. Effekt av feil definering av hendelser i gangsyklus, er uansett verdt å bemerke siden ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt og tåløft viste lavest reliabilitet i denne studien.

4.2.5. Statistiske analyser

Ideelt sett bør statistiske analyser gjøres med utgangspunkt i hele kurveforløp og ikke utvalgte punkter fra gangsyklusen slik det er gjort her. Erfaringer fra tidligere studier (McGinley, et al., 2009; Rennie, 2008) har imidlertid avdekket begrensninger ved en hyppig brukt metode i 3DGA, CMC, som sammenligner kurver. Bevegelsesutslaget i et ledd har vist seg å påvirke CMC-verdiene. I studien til Rennie (2008) resulterte dette i negative CMC-verdier for bekken i sagittalplan der bevegelsesutslaget var lavt. ICC-statistikk ble derfor benyttet i denne studien. En svakhet ved å undersøke utvalgte punkter i gangsyklusen i stedet for hele kurveforløpet, er at store mengder informasjon går tapt (Derrick & Thomas, 2004). Det er derfor relevant å spørre om punktene representerer sannheten eller bare en liten del av den. Schwartz et al. (2004) trekker også frem tidsperspektivet i forhold til bruk av punkter, og at en forsinkelse i tid kan misoppfattes som endring i bevegelsesutslag. ICC er en mye brukt statistisk metode for å beregne reliabilitet av 3DGA (McGinley, et al., 2009) og ble vurdert til å være best egnet i denne studien.

Hvilke punkter fra gangsyklusen som blir valgt ut til statistiske beregninger, varierer i stor grad mellom studier, og er avhengig av forskningsspørsmålet. Mens enkelte studier benytter gjennomsnittlig leddvinkel som variabel (Gorton, et al., 2009), velger andre topp- og bunnpunkter. Maynard et al. (2003) og Monoghan et al. (2007) benyttet initial kontakt, midtre standfase og midtre svingfase for bekken, hofte, kne og ankel. I denne studien ble det valgt å bruke punkter i gangsyklusen som synes klinisk relevante basert på kunnskap om normal gange og gange hos pasienter med TBI, noe som også er gjort av blant annet Yavuzer et al. (2008).

En rekke modeller av ICC er tilgjengelige. Det er essensielt å velge den modellen som er mest hensiktsmessig for designet på studien, siden ulike modeller har vist seg å gi ulike resultater på samme data. ICC (1,1) vil i gjennomsnitt gi lavere verdier enn ICC (2,1) eller ICC (3,1) (Shrout & Fleiss, 1979). ICC (1,1) ble benyttet fordi designet i denne studien ikke var konstruert for å skille mellom testere. Denne modellen er basert på en enveis variansanalyse. I følge Bland og Altman (1996) er det aktuelt å bruke enveis variansanalyse når det bare er en tester, eller det er forskjellige testere for hver testperson. I denne studien deltok 3 forskjellige testerteam fordelt på 10 deltakere. Det

var ikke mulig å differensiere for feil mellom testerteamene fordi de ulike testerteamene ikke testet de samme testpersonene. Med ICC (1,1) blir ikke effekten fra testerne og interaksjonen mellom testerne og testpersonene separert (Shrout & Fleiss, 1979). Siden de ulike kildene ikke kunne skilles fra hverandre, ble all variasjon betraktet som målefeil (Bland & Altman, 1996).

En svakhet ved ICC-statistikk er at resultatene påvirkes av spredningen i dataene. Dette er tydelig illustrert i test-retest studien til Moe-Nilssen (1998) der liten spredning i dataene resulterte i lave ICC-verdier, mens stor spredning førte til høye ICC-verdier. Det er verdt å merke seg at dataene for flere av kneparametrene i denne studien er svært homogene med unntak av en enkelt utenforligger. Utenforliggerne sørger altså for spredning i dataene og bidrar dermed til høyere ICC-verdier for flere av kneparametrene.

Absolutt reliabilitet bør alltid oppgis i tillegg til relativ reliabilitet (Domholdt, 2005). Mens relativ reliabilitet sier noe om forholdet mellom målinger, gir absolutt reliabilitet informasjon om målefeilen i samme enhet som det vi måler, noe som i dette tilfellet er antall grader. Intrasubjekt standardavvik (Sw) ble her beregnet som mål på absolutt reliabilitet.

4.3. Resultatdiskusjon

4.3.1. Intrasesjonsreliabilitet

Intrasesjonsreliabilitet ble undersøkt både for sesjon 1 og sesjon 2. Videre i diskusjonen vil intrasesjon bli omtalt uten å spesifisere hvilken sesjon det gjelder, og det henvises da til sesjon 1. Det eneste unntaket er venstre ankel dorsalfleksjon ved tåløft, der begge sesjoner vil bli omtalt.

Ved test av intrasesjon var reliabiliteten høy for alle variabler bortsett fra venstre ankel dorsalfleksjon ved tåløft som hadde ICC på 0.75 og en målefeil på 2.7° ved sesjon 1. Ved sesjon 2 var ICC for samme variabel høy, men et bredt konfidensintervall [95% KI] og en målefeil på 2.4° tyder på noe variabilitet også ved sesjon 2. Høye ICC-verdier for kne- og hoftevariablene indikerer høy intrasesjonsreliabilitet. Målefeil for enkelte av knevariablene på >2° kan tyde på økt variasjon. Høyest intrasesjonsreliabilitet ble funnet for bekkentilt.

Det var påfallende at intrasesjonsreliabilitet var høy for høyre, men moderat for venstre ankel dorsalfleksjon ved tåløft i sesjon 1. I et større utvalg ville man ikke ha forventet sideforskjell, og tilfeldighet kan derfor ha spilt en rolle. Det ble ikke oppgitt skadelokalisasjon eller kontrollert for høyre- eller venstresidig skade på hjernen. En eventuell skjevfordeling i utvalget med hensyn til skadelokalisasjon, kan derfor ha påvirket resultatene. Det bør også presiseres at i studier med en utvalgsstørrelse på dette nivået, vil enkeltdeltakeres måleresultater få forholdsmessig stor innflytelse. Atypiske funn bør heller ikke overses i en heterogen gruppe som TBI. Siden den laveste intrasesjonsreliabilieten ble funnet for venstre ankel ved tåløft og studier av friske viser til høy reliabilitet for ankel (Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009; Monaghan, et al., 2007; Rennie, 2008) vil disse funnene bli diskutert videre.

Ved intrasesjon var eksperimentelle feil utelukket (M. H. Schwartz, et al., 2004). Intrasesjonsreliabilitet gjenspeiler dermed den indre variabiliteten hos personene. Hos friske inkluderer gangvariabilitet naturlig variasjon fra syklus til syklus, forsøk til forsøk og en naturlig variasjon i ganghastighet. Siden studier av friske viser til gjennomgående høy reliabilitet for ankel i sagittalplan, er det nærliggende å relatere ankelvariasjon i

denne studien blant annet til patologi. Samtidig er det viktig å understreke at patologisk gange ikke nødvendigvis fører til lavere reliabilitet. I tillegg til patologiske faktorer, kan tretthet og endring i ganghastighet ha påvirket kinematisk variasjon ved intrasesjon både for ankel og resultatene generelt.

Etter traumatiske hjerneskader opplever de fleste både motoriske, kognitive, adferdsmessige og emosjonelle endringer (Thurman, et al., 1999). Kooridinasjonsvansker, økt muskeltonus og redusert oppmerksomhet er noen av kjennetegnene hos personer med TBI (Katz, et al., 2004). Patologisk gange kan derfor være et resultat av flere faktorer enten i kombinasjon eller separat. Gange etter traumatisk hjerneskade innebærer primære og sekundære sekveler, samt kompensatoriske strategier, og det kan være vanskelig å avgjøre hva som er årsaken til et gangproblem uten en grundig 3DGA. Deviasjon i en ankel kan derfor være resultat av et problem et annet sted.

Eksempler på primære sekveler etter TBI er spastisitet, ko-kontraksjoner, ataksi, ufrivillige bevegelser, pareser og paralyser. Både spastisitet, ko-kontraksjoner, ataksi og ulike former for ufrivillige bevegelser er sannsynlige årsaker til kinematisk variasjon. Spastisitet i triceps surae har vist seg å gjøre det vanskelig å flektere kneet i utgangen av standfasen, som igjen vanskeliggjør dorsalfleksjon i ankel ved tåløft (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Pareser rammer både konsentrisk og eksentrisk muskelaktivitet. Manglende kontroll under eksentrisk muskelaktivitet som ved droppfot, vil sannsynligvis kunne påvirke variasjon. Problemer med rekruttering av og evne til å modulere eller øke antall motoriske enheter ved voluntær bevegelse, har etter skade på cerebrale cortex vist seg å være mer uttalt distalt enn proksimalt (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Dersom pareser eller paralyser kan ha påvirket variabilitet i denne studien, underbygger dette funnene med lavest reliabilitet i ankel og høyest reliabilitet proksimalt. Parese i hoftefleksorer kan blant annet påvirke ankeldorsalfleksjon ved tåløft, og er dermed eksempel på sekvele et sted som gir utslag et annet sted (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Nedsatt selektiv motorisk kontroll og unormale bevegelsessynergier kan ha ført til mer stereotype bevegelser og dermed redusert variabilitet. Variabilitet er resultatet av en

interaksjon mellom de mange komplekse systemer og begrensninger som er involvert ved gange, og en direkte følge av problemet med koordinering av frihetsgrader (Bernstein, 1967; James, 2004; Whiting, 1984). Unormale bevegelsesmønstre kan henge sammen med koordinerende strukturers manglende evne til å organisere frihetsgradene på en effektiv måte, og å tilpasse seg eventuelle forstyrrelser i omgivelsene (Kurz & Stergiou, 2004).

Samtidig kan variasjon i gangmønsteret henge sammen med nedsatt postural kontroll. Bradfjord et al. (2009) fant at personer med moderat og alvorlig TBI, selv etter en godt gjenervervet gangfunksjon, viste gjenværende problemer under gange når denne ble kombinert med komplekse oppgaver. Den største påvirkningen oppstod der de komplekse oppgavene innebar sensoriske elementer som visuell interferens. Nedsatt postural kontroll har vist seg å influere gangvariabilitet for bestemte tempo-spatiale gangvariabler hos personer med TBI (Niechwiej-Szwedo, et al., 2007), og kan derfor også ha påvirket gangvariabilitet i denne studien.

Gangvariabilitet kan også relateres til redusert kognitiv funksjon. Eksempler på kognitive funksjoner som har vist seg å påvirke gangmønster etter TBI, er oppmerksomhet og eksekutive funksjoner, såkalte reguleringsfunksjoner (Cantin, et al., 2007). Cantin et al. (2007) viste at oppmerksomhet og eksekutive funksjoner kan være til hjelp for å predikere gangfunksjon i komplekse omgivelser for personer med TBI. Sammenhengen mellom eksekutive funksjoner og gange forsterkes ettersom gangoppgaven blir mer utfordrende, eller når gangfunksjonen allerede er nedsatt (Yogev-Seligmann, et al., 2008), som hos personer med TBI. Det er viktig å understreke at bare tempo-spatiale variabler er undersøkt i disse studiene. Hvilken effekt nedsatt kognitiv funksjon kan ha hatt på kinematisk variasjon i denne studien, er derfor uvisst. Samtidig er det verdt å merke seg at bare utvalgte gangparametre korrelerer med utvalgte eksekutive funksjoner i de fleste studier, og at disse sammenhengene foreløpig er mangelfullt beskrevet i litteraturen (Yogev-Seligmann, et al., 2008). Undersøkelser med bruk av simultanoppgaver har også satt søkelyset på ulik prioritering av oppgave hos pasientgrupper sammenlignet med friske. Dette er imidlertid ikke undersøkt spesifikt hos personer med TBI. Det er med andre ord sannsynlig at nedsatt kognitiv

funksjon kan ha hatt innflytelse på kinematisk variabilitet i denne studien, selv om slike sammenhenger ikke er dokumentert spesifikt.

Tretthet er ofte rapportert etter TBI (Fellus & Elovic, 2007), og kan ha påvirket intrasesjonsreliabilitet. I tillegg til testforberedelsene med påsetting av markører, ble flere testforsøk utført ved hver sesjon, for totalt å oppnå fem valide forsøk per deltaker. Tretthet har spesielt vist seg å være funksjonelt begrensende som følge av nedsatt evne til opprettholdelse av mental prestasjon over tid (Fellus & Elovic, 2007).

I tillegg til faktorene nevnt ovenfor, kan kinematisk variasjon relateres til endring i hastighet. Intrasesjonsreliabilitet for ganghastighet i denne studien var høy med ICC på 0,95 og Sw på 6,80 cm/s. Det er derfor lite sannsynlig at hastighetsendring har påvirket resultatene ved intrasesjon i betydelig grad. Siden lavest reliabilitet ble funnet for ankel dorsalfleksjon ved tåløft, er det likevel verdt å nevne at ankel plantarfleksjon ved tåløft har vist seg å komme tidligere og dypere ved økt hastighet (Chr. Kirtley, 2006; C. Kirtley, et al., 1985). Røislien et al. (2009) fant også signifikant forskjell i tidspunkt for tåløft mellom lav og høy hastighet. Tåløft inntraff tidligere i gangsyklusen ved høy ganghastighet enn ved lav hastighet. Hastighetsendring er derfor en faktor som kan assosieres med variabelen ankel dorsalfleksjon ved tåløft.

Høy intrasesjonsreliabilitet for høyre ankel og venstre ankel ved initial kontakt i denne studien er i samsvar med funn fra tidligere studier (Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009; Yavuzer, et al., 2008). Moderat intrasesjonsreliabiliet for venstre ankel ved tåløft i sesjon 1, er derimot ikke forenlig med funn fra de fleste studier. Steinwender et al. (2000) undersøkte barn med CP og friske barn. Intrasesjonsreliabilitet i ankel dorsalfleksjon var høy for begge grupper, men lavere reliabilitet hos barn med CP enn hos friske barn, indikerer høyere iboende subjektvariabilitet hos barn med CP. Delval et al. (2008) valgte å ikke benytte funn fra ankel som følge av høy syklus-til-syklusvariabilitet i sin reliabilitetsstudie av personer med Parkinsons sykdom. Disse studiene støtter dermed opp under mistanken om patologiske faktorer som eventuell kilde til variabilitet for ankel dorsalfleksjon ved tåløft i denne studien.

Høy intrasesjonsreliabilitet i kne er forenlig med funn fra de fleste tidligere studier (Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009; Monaghan, et al., 2007; Rennie, 2008; Yavuzer, et al., 2008). Flere av knevariablene hadde til tross for gjennomgående høye ICC-verdier, målefeil med Sw >2°. Også i studien til Schwartz et al. (2004) utgjorde målefeil for knefleksjon og ekstensjon ved intrasesjon en relativt stor del av den totale målefeilen. Siden Sw for kneparametrene i denne studien generelt var like høy ved intrasesjon som ved intersesjon, kan det se ut til at variasjonen først og fremst skyldes subjektvariasjon, enten naturlig, som følge av patologi, tretthet eller variasjon i hastighet.

Konkrete eksempler på patologiske faktorer som kan påvirke kneekstensjon i midtstandfase er parese i quadriceps og spastisitet i triceps surae, der hyperekstensjon er vanlig kompensatorisk strategi. Også spastisitet i hamstrings vil kunne påvirke kneekstensjon i midtstandfase. Videre kan parese i hoftefleksorer og spastisitet i rectus femoris påvirke maksimal knefleksjon i svingfasen (Perry, 1992; Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

De aktuelle knevariablene har også vist seg å være hastighetsavhengige (Chr. Kirtley, 2006; C. Kirtley, et al., 1985). Høy ganghastighet kan relateres til økt knefleksjon i standfase (C. Kirtley, et al., 1985). Røislien et al. (2009) fant også høyere vinkelhastighet på knefleksjonen i terminal standfase/initial svingfase, samt tidligere maksimal knefleksjon i høyhastighetsgruppen sammenlignet med lavhastighetsgruppen.

Høy intrasesjonsreliabilitet for bekkentilt med ICC= 0.99, tilsier at den iboende variasjonen i bekkentilt fra forsøk til forsøk var minimal. Dette er overraskende med tanke på at studier av friske generelt viser til lavest reliabilitet for bekken i sagittalplan (Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009). Kadaba et al. (1989) fant intrasesjonsreliabilitet i bekkentilt (høyre og venstre) med CMC verdier på henholdsvis 0.64 og 0.67 i en studie med 40 friske forsøkspersoner. Spørsmålet en kan stille seg blir da hvorvidt variabilitet av bekken i sagittalplan er hensiktsmessig eller ikke? En hypotese er at den lave variabiliteten som ble funnet i bekkentilt hos personer med TBI reflekterer patologi. Adekvat variabilitet innebærer fleksible bevegelser som har evne til å tilpasse seg omgivelsene og oppgaven, mens liten variabilitet kan indikere stereotype

og rigide bevegelsesmønstre. For stor variabilitet kan på den annen side være tegn på patologi i form av for eksempel ataksi eller nedsatt postural kontroll (Harbourne & Stergiou, 2009). Både for mye og for lite variabilitet kan altså være uheldig (Harbourne & Stergiou, 2009; James, 2004; Nordin, et al., 2010). Lavere intrasesjonsvariabilitet for bekken i sagittalplan hos deltakerne med TBI enn friske, kan antyde et noe stereotypt bevegelsesmønster i bekkenet hos personer med TBI.

En mulig forklaring på lav variabilitet i bekkentilt hos deltakerne med TBI, er såkalt frysing av frihetsgrader (Bernstein, 1967). Funksjonelt gangmønster involverer integrering av multiple frihetsgrader, både interne forhold og krav fra omgivelsene og oppgaven. Redusert variabilitet av bekken i sagittalplan kan være en kompenserende strategi for blant annet nedsatt postural kontroll eller et resultat av nedsatt fleksibilitet, unormale synergier og/eller redusert selektiv motorisk kontroll. Moe-Nilssen og Helbostad (2005) fant at skrøpelige eldre viste lavere medio-lateral trunkusvariabilitet enn spreke eldre, men høyere variabilitet antero-posteriort som er i fremdriftsretningen. Moe-Nilssen (2010) spør om lavere medio-lateral variabilitet og dermed mer stereotype medio-laterale bevegelser hos skrøpelige eldre, kan skyldes frysing av frihetsgrader.

Variabilitet for en gangvariabel behøver altså ikke å henge sammen med variabilitet for en annen. For å avgjøre hvorvidt variabilitet er hensiktsmessig eller ikke, kan det derfor være nyttig å kjenne til struktur på gangvariabilitet både hos friske og pasientgrupper som TBI. Moe-Nilssen et al. (2010) undersøkte hvorvidt ulike mål på gangvariabilitet hos friske eldre kunne assosieres med hverandre og fant at variabilitet i steglengde korrelerte med antero-posterior intersteg trunkusvariabilitet, og at variabilitet i stegtid korrelerte med vertikal intersteg trunkusvariabilitet. Mediolateral intersteg trunkusvariabilitet korrelerte derimot ikke signifikant med noe annet mål. De kom frem til at ulike mål på gangvariabilitet representerer ulike egenskaper. Katz-Leurer et al. (2009) undersøkte gangvariabilitet hos barn med TBI og friske barn. Barn med TBI hadde signifikant større variabilitet i steglengde og stegtid enn friske barn, men variabilitet i stegbredde var ikke signifikant forskjellig mellom de to gruppene. Niechwiej-Szwedo et al. (2007) testet simultankapasitet under gange hos voksne med TBI. Deres hypotese var at økende vanskelighetsgrad på gangoppgavene ville føre til økt

variabilitet i stegtid, steglengde og stegbredde hos personer med TBI sammenlignet med friske. Hypotesen ble delvis støttet med signifikant interaksjonseffekt mellom gruppene og oppgaven for stegtid og steglengde, men ikke for stegbredde. De forklarer hvorfor signifikant forskjell i stegbreddevariabilitet mellom gruppene uteble, med begrenset spatial oppløsning på GAITRite-systemet og relativt små verdier for stegbredde. De konkluderte derfor med at økt variabilitet sannsynligvis er en refleksjon av dynamisk instabilitet. Ser man på funnene til Nietschwiej-Szwedo (2007) i lys av resultatene til Moe-Nilssen et al. (2010) og Katz-Leurer et al. (2009), er det sannsynlig at økt variabilitet i stegtid og steglengde, men ikke stegbredde, representerer dynamisk instabilitet for voksne med TBI. Det ser dermed ut til at ulike mål på gangvariabilitet representerer ulike egenskaper også hos voksne med TBI, og at økt variabilitet kan være negativt for enkelte variabler, men ikke nødvendigvis for andre. Mer kunnskap om struktur på gangvariabilitet både hos friske og i pasientgrupper som TBI er nødvendig for å forstå mer av slike sammenhenger. Samtidig er økt kunnskap om gangvariabilitet nyttig for å kunne skille patologisk gangmønster fra normal og hensiktsmessig gange, og for å skille iboende subjektvariabilitet fra eksperimentelle målefeil ved for eksempel 3DGA.

Også Yavuzer et al. (2008) som undersøkte personer med slag, fant høy intrasesjonsreliabilitet for bekkentilt i sagittalplan. I studien til Steinwender et al. (2000) var intrasesjonsreliabiliteten høyere hos friske barn enn hos barn med CP for de fleste parametre. For bekkentilt derimot var CMC-verdiene høyere hos barn med CP enn hos friske barn. Bevegelsesutslag i bekken var riktig nok større hos barn med CP, og resultatene bør derfor leses kritisk med tanke på at bevegelsesutslag påvirker CMC-verdier (McGinley, et al., 2009; Rennie, 2008). Det er likevel grunn til å bemerke at også andre pasientgrupper enn TBI kan se ut til å ha et bevegelsesmønster i bekken i sagittalplan der variasjonen er redusert.

I tillegg til subjektvariabilitet er instruksjon en alltid tilstedeværende kilde til variabilitet som kan ha påvirket testresultatene (James, 2004). Ulikt stemmeleie, tonefall og volum på instruksjonen samt hva som blir sagt, kan påvirke utfallet av en test. Gange i selvvalgt hastighet er i utgangspunktet en enkel oppgave. Den undersøkte gruppens evne til å ta imot instruksjon er omtalt i metodediskusjonen (4.2.1).

4.3.2. Intersesjonsreliabilitet

Intersesjonsreliabilitet var høy for de fleste parametre (ICC≥.85) med unntak av venstre ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt (.72) og tåløft (.73). Hoftefleksjon ved tåløft viser til høye ICC-verdier, men noe målefeil (Sw=2.2 og 2.6). Høyest intersesjonsreliabilitet ble funnet i bekken. Ved test av intersesjon er subjektvariasjon fra dag til dag, endring i ganghastighet, patologi og motorisk bedring mulige kilder til variasjon. Samtidig kan eksperimentelle feil ha påvirket resultatene.

I likhet med intrasesjon var det ved intersesjon en sideforskjell for ankel. Ved intersesjon var denne sideforskjellen gjeldende for ankel dorsalfleksjon både ved initial kontakt og tåløft. De samme betraktningene som ble diskutert under intrasesjon, som størrelse på utvalget, tilfeldighet og eventuell skjevfordeling med hensyn til skadelokalisasjon, kan også forklare sideforskjell ved intersesjon. Siden de fleste tidligere studier viser til gjennomgående høy intersesjonsreliabilitet i ankel (Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009; Monaghan, et al., 2007; Rennie, 2008), vil ankelvariasjonen som er funnet bli viet oppmerksomhet i diskusjonen av intersesjonsreliabilitet.

De ulike faktorene knyttet til patologi som var aktuelle for intrasesjonsreliabilitet kan også ha spilt en rolle for reliabilitet mellom sesjoner. Spastisitet er en faktor som det er spesielt relevant å trekke frem ved intersesjon, siden spastisitet er eksempel på fenomen som forandrer seg over tid og dermed kan vise seg ikke å være reproduserbart (Domholdt, 2005). I tillegg til å påvirke ankel dorsalfleksjon ved tåløft (4.3.1.), har spastisitet i utgangen av svingfasen vist seg å kunne forhindre ekstensjon i kne og dorsalfleksjon i ankel, og dermed være kritisk for posisjonering av foten og hælisett ved initial kontakt (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Samtidig kan kinematisk variasjon mellom sesjon 1 og 2 relateres til endring i ganghastighet. Økt ganghastighet innebærer en faseforskyvning mellom standfase og svingfase og kan derfor særlig relateres til de variabler som hentes nøyaktig på grensen mellom de to fasene (initial kontakt og tåløft). Intersesjonsreliabilitet for ganghastighet i denne studien (ICC =0.81) er relativt høy, men lavere enn ved intrasesjon. Et bredt

konfidensintervall (95% KI) og målefeil i form av Sw på 13.61 cm/s, indikerer noe variasjon i ganghastighet mellom sesjon 1 og 2. Ankel dorsalfleksjon ved initial og tåløft er begge hastighetsrelaterte variabler. Økt ganghastighet kan assosieres med høyere grad av dorsalfleksjon ved initial kontakt (Roislien, et al., 2009). Sammenhengen mellom økt hastighet og ankel dorsalfleksjon ved tåløft ble nærmere utdypet under intrasesjonsreliabilitet (4.3.1.).

Kinematisk variasjon mellom sesjoner kan også være forårsaket av motorisk bedring fra den ene dagen til den andre, eller andre endringer i rehabiliteringsfasen. Siden deltakerne var under rehabilitering første året etter skade, var gange en funksjon som skulle relæres. Variabilitet ved læring av motoriske ferdigheter har vist seg å være høy initialt, for så å reduseres i det ferdigheten automatiseres, og til slutt øke som tegn på fleksibilitet og adaptasjon i det ferdigheten har nådd et høyt nivå (Harbourne & Stergiou, 2009). Stor variasjon i kognitive strategier tidlig i læringsfasen, har vist seg å føre til bedre læring og utførelse av ferdigheter (Harbourne & Stergiou, 2009). Variabilitet kan altså være nødvendig i en læringsprosess, og ha ulik betydning avhengig av hvor deltakerne befinner seg i en slik relæringsfase.

Av linjediagrammet med repeterte målinger for venstre ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt, ser man at det spesielt er en deltakers måleresultater som skiller seg ut, og i stor grad påvirker intersesjonsreliabilitet i negativ retning. Denne deltakeren er eksemplifisert i resultatkapittelet, og nærmere undersøkelser av tempospatiale parametre og kinematiske kurver, peker på to forhold. For det første går vedkommende signifikant raskere ved sesjon 2 enn sesjon 1 (tabell 6). For det andre har de kinematiske kurvene for venstre ankel i stor grad et annet forløp ved sesjon 2 enn sesjon 1 (figur 19).

Deltakeren som er eksemplifisert med kinematiske ankelkurver, opererer tilsynelatende med to ulike kurveforløp (figur 19). Det ene kurveforløpet som i størst grad utgjøres av høyre ankel, er mest i samsvar med kurve fra et normalmateriale (figur 1). Fordelingen er imidlertid ikke helt konsekvent. I sesjon 1 følger også høyre ankel i enkelte forsøk det andre forløpet, og venstre ankel fordeler seg mellom de to forløpene i sesjon 2. Tilfeldighet kan ha spilt en rolle for denne fordelingen, siden de fem valide forsøkene som ble inkludert bare er et utvalg av flere forsøk som totalt ble utført. Fenomenet med

to ulike kurveforløp er uansett interessant og verdt å kommentere. En mulig forklaring på variasjon i kurveforløp er spastisitet. Spastisitet inntreffer som regel i det en muskel forlenges raskt (Lance, 1980). Triceps surae forlenges og jobber eksentrisk når tibia beveges fremover gjennom midtre del av standfasen (2.rocker). Etter støtdemping, følger kurven fra normalmaterialet (figur 1) og de fleste grønne kurver (høyre ankel), et forløp med relativt tidlig dorsalfleksjon, for så å nå et platå og igjen dorsalflektere frem til toppunktet. At flertallet av røde kurver (venstre ankel) derimot, bruker lengre tid på å oppnå samme grad av dorsalfleksjon, kan altså skyldes spastisitet. Videre peker flere studier på hvordan spastisitet under gange preger muskler som forlenges i standfase, men ikke i svingfase (Crenna & Inverno, 1994; Lamontagne, Malouin, & Richards, 2001; Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Dette kan være forenlig med at de to forløpene i stor grad avviker i standfase men ikke i svingfase. I og med at kliniske undersøkelser ikke ble gjort av deltakerne er det ikke holdepunkter for å årsaksforklare disse kurveforløpene. Dette var heller ikke intensjonen med en reliabilitetsstudie som denne, men et interessant sidespor å diskutere et av funnene langs. Spastisitet er bare en av flere mulige kilder til kinematisk variasjon både hos enkeltdeltakeren og deltakerne generelt.

Fokuset i denne studien er subjektvariabilitet hos personer med TBI, og de ulike kildene til variabilitet som har blitt diskutert frem til nå, har stort sett vært relatert til subjektet. Det er bred enighet om at markørpåsetting er den største kilden til variabilitet ved 3DGA (R.B. Davis, 2004; Gorton, et al., 2009; Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009). Dette forklarer hvorfor de fleste studier viser til høyere reliabilitet ved intrasesjon enn intersesjon (Gorton, et al., 2009; Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009; Monaghan, et al., 2007). Siden det i denne studien ble kontrollert for testerfeil, er det derfor ikke overraskende at reliabilitet ved intersesjon og intrasesjon ikke skiller seg i særlig stor grad. Variabilitet fra testerne kan likevel ikke utelukkes helt. Den effekten som en feilplassering av de ulike markørene har på gangkinematikk er godt beskrevet (Baker & Rodda). I denne studien ble de samme antropometriske målene brukt ved begge sesjoner og markørplasseringen markert med vannfast tusj på huden for å kunne sette de på samme sted neste dag, og dermed minimalisere testervariasjonen. En viss usikkerhet knyttet til markørplassering gjenstod allikevel. Det lot seg ikke gjøre å kontrollere helt for innstilling av rotasjonsmarkørene som definerte lår- og

leggsegmentenes frontalplan. Estimering av leddsentrene avhenger av markørplassering, antropometriske mål og innstilling av rotasjonsmarkører (Kadaba, Ramakrishnan, & Wootten, 1990). Feilinnstilling av rotasjonsmarkører på opp til 15mm har imidlertid vist seg å gi størst utslag i horisontalplanet og minst utslag sagittalt (≤ 0.9°) (Baker & Rodda). Det er derfor lite sannsynlig at innstilling av rotasjonsmarkører har hatt avgjørende betydning for resultatene i denne studien. Ved intersesjon spiller også kalibreringsprosedyren en rolle, siden utstyret ble kalibrert før hver testsesjon. Denne usikkerheten er riktig nok begrenset da en konsistent målenøyaktighet under dynamisk kalibrering av Vicon (MX13) systemet som ble benyttet, ligger mellom 0.2 og 0.5 pixler (<1mm).

Høy intersesjonsreliabilitet i høyre ankel i denne studien er forenlig med funn fra tidligere studier (Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009; Monaghan, et al., 2007; Rennie, 2008; Yavuzer, et al., 2008). Moderat intersesjonsreliabilitet i venstre ankel er derimot ikke i tråd med funn fra de fleste studier, i følge oversiktsartikkelen til McGinley et al. (2009). Caty et al. (2009) undersøkte reliabilitet av kinematiske variabler hos voksne med slag. De fant lavest intersesjonsreliabilitet for ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt (ICC=0.63) fra dag til dag. Det er relevant å påpeke at deltakerne i deres studie gikk på tredemølle og ikke på gulv, noe som kan ha påvirket gangmønsteret (Aaslund, 2006; Alton, et al., 1998; Dingwell, et al., 2001; Murray, et al., 1985; Stolze, et al., 1997; Strathy, et al., 1983; Threlkeld, et al., 2003; Vogt, et al., 2002; Warabi, et al., 2005). Klejman et al. (2010) undersøkte test-retest reliabilitet av gangvariabler hos barn med CP, gruppert etter funksjonsnivåene I, II og III på Gross Motor Function Classification System (GMFCS). De fikk høy reliabilitet for alle kinematiske parametre med unntak av ankel dorsalfleksjon ved initial kontakt for gruppe II. I studien til Schwartz et al. (2004) som undersøkte barn med CP, økte intersesjonsvariasjonen drastisk nær tåløft. De hevder dermed at fotposisjon ved tåløft har en høy iboende variasjon. Dette styrker mistanken om at patologi kan være årsak til lavest intersesjonsreliabilitet for venstre ankel ved initial kontakt og tåløft i denne studien. Yavuzer et al. (2008) fant riktig nok høy intersesjonsreliabilitet for ankel hos personer med slag, men de testet med bare to timers intervall. Variasjon fra dag til dag og som følge av motorisk bedring var derfor utelukket i deres studie. Samtidig er det viktig å understreke at personer med TBI har vist seg å ha langt større variasjon med hensyn til

pareser, spastisitet, ataksi, nedsatt vestibulær funksjon og kognisjon, enn personer med slag, som følge av en kombinasjon av fokale og diffuse skader (Katz, et al., 2004). Verken studien til Caty et al. (2009) eller Yavuzer et al. (2008) undersøkte variabelen ankeldorsalfleksjon ved tåløft.

Hoftevariabelen som ble undersøkt, viste høye ICC-verdier ved intersesjon. Det var imidlertid noe høyere målefeil ved intersesjon enn intrasesjon. Målefeil på 2.2° og 2.6° er riktig nok beskjedent, og det er usikkert om dette skyldes subjektvariasjon fra dag til dag eller eksperimentelle feil. Schwartz et al. (2004) fant i likhet med denne studien like stor målefeil for kne og hofte i sagittalplan hos personer med CP, og i begge studier utgjør variasjonen for kne ved intrasesjon en større del av den totale målefeilen (intersesjons- og intertesterreliabilitet) sammenlignet med hofte.

Høyest intersesjonsreliabilitet for bekken er det motsatte av hva som er funnet i de fleste andre studier. McGinley et al. (2009) fant lavest reliabilitet for bekken med CMC- og ICC-beregninger under 0.60. Momentene som ble diskutert for bekkenvariabilitet ved intrasesjon vil også være gjeldende for intersesjon. Like høy intersesjon- som intrasesjonsreliabilitet for bekkentilt i denne studien, tyder på bortimot ingen dag til dag variasjon og lik markørplassering. Kontrollering av feil knyttet til markørplassering og testernes lange erfaring med 3DGA, kan blant annet forklare høy intersesjonsreliabilitet for bekkentilt i denne studien. Ingen av deltakerne var overvektige, noe som også forenklet palpasjon av underliggende ben og nøyaktig markørplassering.

Både intra- og intersesjonsreliabilitet ble undersøkt for å skille eksperimentelle feil fra den naturlige subjektvariasjonen. Intrasesjonsreliabilitet skilte seg i liten grad fra intersesjonsreliabilitet for de undersøkte variablene i denne studien. Det er derfor grunn til å tro at variasjonen som ble avdekket i stor grad kan relateres til subjektet.

Selv om en reell sideforskjell i ankelkinematikk ser ut til å ha funnet sted hos deltakerne i denne studien, er det altså lite sannsynlig at denne sideforskjellen reflekterer gruppen TBI som helhet. En tilsvarende reliabilitetsstudie med et større utvalg vil sannsynligvis ikke finne den samme sideforskjellen. Om en større studie vil avdekke tilsvarende ankelvariasjon hos personer med TBI, er uvisst. Med økt statistisk styrke vil eventuelle

tilfeldigheter bli mindre utslagsgivende. På grunn av den sterke samvariasjonen mellom ganghastighet og gangkinematikk, bør det i fremtidige studier kontrolleres for hastighet.

Variasjon i alder og patologi på deltakerne samt ulik metode med hensyn til biomekanisk modell, intervall mellom testsesjoner og statistikk, gjør at resultatene i denne studien ikke uten videre kan sammenlignes med funn fra andre studier. De fleste tidligere studier har heller ikke kontrollert for testerfeil ved å tegne opp markørplassering slik det er gjort her. I all hovedsak høy intersesjonsreliabilitet i denne studien er med få unntak forenlig med funn fra tidligere studier både på friske og andre pasientgrupper (Kadaba, et al., 1989; McGinley, et al., 2009; Monaghan, et al., 2007; Rennie, 2008; Yavuzer, et al., 2008). Denne studien avviker fra en rekke andre studier med høy reliabilitet i bekken og moderat reliabilitet i venstre ankel. Oversiktsartikkelen til McGinley et al. (2009) fant reliabilitet av alle kinematiske variabler i sagittalplan beregnet med CMC og ICC høyere enn 0.80, med unntak av bekkentilt. Flertallet av de inkluderte studiene i denne oversiktsartikkelen var av friske forsøkspersoner. Nyere studier rettet mot nevrologiske pasientgrupper, som det er relevant å sammenligne funnene i denne studien med, var ikke inkludert (Caty, et al., 2009; Klejman, et al., 2010). At funnene i denne studien skiller seg noe fra studier av friske er ikke overraskende. I denne studien var målefeil i form av Sw ≤2.8° mens oversiktsartikkelen til McGinley et al. (2009) rapporterer målefeil for kinematiske variabler i sagittalplanet i form av enten SD (standardavvik) eller SE (standardfeil) til generelt å være ≤4° (McGinley, et al., 2009).

4.4. Klinisk anvendbarhet

I en rekke studier oppgis definerte grenser for hva som er god, moderat og dårlig reliabilitet (Maynard, et al., 2003; Monaghan, et al., 2007; Yavuzer, et al., 2008), men disse grensene varierer mellom studier. Eksperter har ulike syn på hva de anser som adekvat reliabilitet (Finch & Canadian Physiotherapy Association, 2002). Definerte nivåer på reliabilitet er ikke oppgitt i denne studien. McGinley et al. (2009) hevder at hvorvidt data fra 3DGA er reliabelt nok, bare kan avgjøres i konteksten måleinstrumentet brukes i, og at dette er direkte relatert til bruken. De kommer allikevel med konkret forslag til inndeling i nivåer på målefeil ved 3DGA. Feil mindre enn 2° anser de som akseptable. Også feil mellom 2° og 5° kan sannsynligvis aksepteres, men

det bør da vises varsomhet ved fortolkning av data. I tilfeller der feil overstiger 5°, mener de man bør vurdere om feilen kan føre til en villedning ved klinisk fortolkning. Ut ifra disse nivåinndelingene, kan man vurdere målefeil for samtlige variabler i denne studien til å være akseptable. Hva som bør aksepteres, avhenger av flere forhold, blant annet hvilke gangvariabler det er snakk om og i hvilken fase av gangsyklusen. I denne studien ble lavest reliabilitet funnet i (venstre) ankel. Mens målefeil på få grader i en ankel med spastisitet eller kontrakturer kan være avgjørende for hensiktsmessig fotklarering, kan tilsvarende målefeil for en annen variabel som hofte være mindre kritisk.

Høy reliabilitet er en forutsetning for at målefeil ikke skal blandes med sann endring, men selv om reliabilitet for de fleste parametre er høy, er det ikke dermed gitt at måleegenskaper som sensitivitet for endring og responsivitet er tilfredsstillende (Finch & Canadian Physiotherapy Association, 2002; Rolf Moe-Nilssen, 1999). Å undersøke disse måleegenskapene var utenfor rammen av denne studien. MDC (Minimal Detectable Change), det vil si minste endring som lar seg avdekke, og MCID (Minimal Clinically Important Difference), som er minste klinisk viktige endring, er begreper som blir stadig mer brukt innen 3DGA, og som det er relevant å undersøke også for gruppen TBI. Klejman et al. (2010) fant variasjon i MDC avhengig av grovmotorisk funksjonsnivå hos barn med Cerebral Parese. De fant høyere MDC-verdier hos barn i nivå III enn nivå I og II, noe de hevder kan henge sammen med trettbarhet og spastisitet som spesielt rammer barn i nivå III. For en heterogen gruppe som TBI kan det være relevant å undersøke hvorvidt forskjellige undergrupper opptrer ulikt med hensyn til reliabilitet, avhengig av fysisk og kognitivt funksjonsnivå.

5. Konklusjon

Disse resultatene antyder at intra- og intersesjonsreliabilitet for kinematiske parametre i underekstremiteter målt i sagittalplan med 3DGA, i all hovedsak er høy for personer med TBI. Høyest reliabilitet ble funnet i bekken. Høy reliabilitet i høyre ankel og moderat reliabilitet i venstre ankel representerer en sideforskjell som er usannsynlig for hele gruppen av personer med TBI. Denne studien indikerer at 3DGA kan være et hensiktsmessig verktøy for å planlegge og evaluere behandling hos personer med TBI, og er egnet til bruk i forskningssammenheng.

5.1. Videre forskning

Intertesterreliabilitet ble ikke undersøkt i denne studien. Videre studier bør teste reliabilitet av 3DGA for gruppen TBI med fokus på testerne. Denne studien undersøkte reliabilitet av kinematiske variabler i underekstremiteter målt i sagittalplan. Fremtidige reliabilitetsstudier av 3DGA bør inkludere alle tre plan. Reliabilitet av kinetiske variabler bør også undersøkes for gruppen TBI. Studiedesign med flere repeterte målinger, og test-retest over lengre tidsintervaller, kan være nyttig for å vurdere reliabilitet av 3DGA og subjektvariabilitet hos personer med TBI over tid.

Referanseliste

Aaslund, M. K. *Treadmill walking - is it different from overground walking? : a cross-sectional study investigating 28 healthy people walking overground and on a treadmill with and without body weight support*.

Aaslund, M. K. (2006). *Treadmill walking - is it different from overground walking? : a cross-sectional study investigating 28 healthy people walking overground and on a treadmill with and without body weight support*. Bergen: [M.K. Aaslund].

Allard, P., Stokes, I. A. F., & Blanchi, J.-P. (1995). *Three-dimensional analysis of human movement*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 13*(6), 434-440.

Andelic, N., Hammergren, N., Bautz-Holter, E., Sveen, U., Brunborg, C., & Roe, C. (2009). Functional outcome and health-related quality of life 10 years after moderate-to-severe traumatic brain injury. *Acta Neurol Scand, 120*(1), 16-23.

Andelic, N., Sigurdardottir, S., Brunborg, C., & Roe, C. (2008). Incidence of hospital-treated traumatic brain injury in the Oslo population. *Neuroepidemiology, 30*(2), 120-128.

Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil, 3*, 4.

Baker, R., McGinley, J. L., Schwartz, M. H., Beynon, S., Rozumalski, A., Graham, H. K., et al. (2009). The gait profile score and movement analysis profile. *Gait Posture, 30*(3), 265-269.

Baker, R., & Rodda, J. All you wanted to know about the Conventional Gait Model but were afraid to ask (CD-ROM) ©

Basford, J. R., Chou, L. S., Kaufman, K. R., Brey, R. H., Walker, A., Malec, J. F., et al. (2003). An assessment of gait and balance deficits after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil, 84*(3), 343-349.

Bates, B. T., James, R., & Dufek, J. S. (2003). Single-Subject Analysis. In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement: Analytical Tools for Human Movement Research* (pp. 3-28). USA: Human Kinetics.

Beauchet, O., Dubost, V., Allali, G., Gonthier, R., Hermann, F. R., & Kressig, R. W. (2007). 'Faster counting while walking' as a predictor of falls in older adults. *Age Ageing, 36*(4), 418-423.

Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Elkins Park: Franklin Book Company.

Beyer, N., & Magnusson, P. (2003). *Målemetoder i fysioterapi*. København: Munksgaard.

Bland, J. M., & Altman, D. G. (1996). Measurement error and correlation coefficients. *BMJ, 313*(7048), 41-42.

Bloem, B. R., Valkenburg, V. V., Slabbekoorn, M., & van Dijk, J. G. (2001). The multiple tasks test. Strategies in Parkinson's disease. *Exp Brain Res, 137*(3-4), 478-486.

Brodal, P. (2001). *Sentralnervesystemet* (3. utg. ed.). Oslo: Universitetsforl.

Brodal, P. (2007). *Sentralnervesystemet* (4. utg. ed.). Oslo: Universitetsforl.

Cantin, J. F., McFadyen, B. J., Doyon, J., Swaine, B., Dumas, D., & Vallee, M. (2007). Can measures of cognitive function predict locomotor behaviour in complex environments following a traumatic brain injury? *Brain Inj, 21*(3), 327-334.

Caty, G. D., Detrembleur, C., Bleyenheuft, C., & Lejeune, T. M. (2009). Reliability of lower limb kinematics, mechanics and energetics during gait in patients after stroke. *J Rehabil Med, 41*(7), 588-590.

Chapman, G. J., & Hollands, M. A. (2007). Evidence that older adult fallers prioritise the planning of future stepping actions over the accurate execution of ongoing steps during complex locomotor tasks. *Gait Posture, 26*(1), 59-67.

Chester, V. L., Biden, E. N., & Tingley, M. (2005). Gait analysis. *Biomed Instrum Technol, 39*(1), 64-74.

Chou, L. S., Kaufman, K. R., Walker-Rabatin, A. E., Brey, R. H., & Basford, J. R. (2004). Dynamic instability during obstacle crossing following traumatic brain injury. *Gait Posture, 20*(3), 245-254.

Coppin, A. K., Shumway-Cook, A., Saczynski, J. S., Patel, K. V., Ble, A., Ferrucci, L., et al. (2006). Association of executive function and performance of dual-task physical tests among older adults: analyses from the InChianti study. *Age Ageing, 35*(6), 619-624.

Crenna, P., & Inverno, M. (1994). Objective detection of pathophysiological factors contributing to gait disturbance in supraspinal lesions. In E. Fedrizzi, G. Avanzini & P. Crenna (Eds.), *Motor development in children* (pp. 103-118). New York: Libbey.

Davis, R. B. (2004). The motion analysis laboratory. In J. R. Gage (Ed.), *Treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.

Davis, R. B., 'unpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science, 10*(5), 575-587.

Delval, A., Salleron, J., Bourriez, J. L., Bleuse, S., Moreau, C., Krystkowiak, P., et al. (2008). Kinematic angular parameters in PD: reliability of joint angle curves and comparison with healthy subjects. *Gait Posture, 28*(3), 495-501.

Derrick, T. R., & Thomas, J. M. (2004). Time Series Analysis: The Cross-Correlation Function In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement: Analytical Tools for Human Movement Research* (pp. 189-205). USA: Human Kinetics.

Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R., & Sternad, D. (2001). Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J Biomech Eng, 123*(1), 27-32.

Domholdt, E. (2005). *Rehabilitation research : principles and applications* (3rd ed.). St. Louis, Miss.: Elsevier Saunders.

Elovic, E. P., Simone, L. K., & Zafonte, R. (2004). Outcome assessment for spasticity management in the patient with traumatic brain injury: the state of the art. *J Head Trauma Rehabil, 19*(2), 155-177.

Fellus, J. L., & Elovic, E. P. (2007). Fatigue: Assessment and Treatment. In N. D. Zasler, D. I. Katz & R. D. Zafonte (Eds.), *Brain injury medicine: Principles and practice*. New York: Demos.

Finch, E., & Canadian Physiotherapy Association (2002). *Physical rehabilitation outcome measures : a guide to enhanced clinical decision-making* (2nd ed.). Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins.

Gage, J. R. (2009). *The Identification and treatment of gait problems in cerebral palsy* (2nd ed.). London: Mac Keith Press.

Gage, J. R., & Stout, J. L. (2009). Gait analysis: Kinematics, kinetics, electromyography, oxygen consumption and pedobarography. In J. R. Gage (Ed.), *The Identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Mac keith Press.

Gordon, W. A., Zafonte, R., Cicerone, K., Cantor, J., Brown, M., Lombard, L., et al. (2006). Traumatic brain injury rehabilitation: state of the science. *Am J Phys Med Rehabil, 85*(4), 343-382.

Gorton, G. E., 3rd, Hebert, D. A., & Gannotti, M. E. (2009). Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture, 29*(3), 398-402.
Graham, D. I., McIntosh, T. K., Maxwell, W. L., & Nicoll, J. A. (2000). Recent advances in neurotrauma. *J Neuropathol Exp Neurol, 59*(8), 641-651.
Hadzic-Andelic, N. (2009). *Moderate-to-severe traumatic brain injury in Eastern Norway : trends and challenges*. [Oslo]: Faculty of Medicine Unipub.
Haggard, P., Miall, R. C., Wade, D., Fowler, S., Richardson, A., Anslow, P., et al. (1995). Damage to cerebellocortical pathways after closed head injury: a behavioural and magnetic resonance imaging study. *J Neurol Neurosurg Psychiatry, 58*(4), 433-438.
Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Phys Ther, 89*(3), 267-282.
Harris, G. F., & Wertsch, J. J. (1994). Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil, 75*(2), 216-225.
Holtzer, R., Verghese, J., Xue, X., & Lipton, R. B. (2006). Cognitive processes related to gait velocity: results from the Einstein Aging Study. *Neuropsychology, 20*(2), 215-223.
Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther, 89*(5), 484-498.
James, C. R. (2004). Considerations of Movement Variability in Biomechanics Research. In N. Stergiou (Ed.), *Inovative Analyses of Human Movement* (pp. 29-59). USA: Human Kinetics.
Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res, 8*(3), 383-392.
Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res, 7*(6), 849-860.
Katz, D. I., White, D. K., Alexander, M. P., & Klein, R. B. (2004). Recovery of ambulation after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil, 85*(6), 865-869.
Katz-Leurer, M., Rotem, H., Keren, O., & Meyer, S. (2009). The relationship between step variability, muscle strength and functional walking performance in children with post-traumatic brain injury. *Gait Posture, 29*(1), 154-157.
Kaufman, K. R., Brey, R. H., Chou, L. S., Rabatin, A., Brown, A. W., & Basford, J. R. (2006). Comparison of subjective and objective measurements of balance disorders following traumatic brain injury. *Med Eng Phys, 28*(3), 234-239.
Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis : theory and practice*. Edinburgh: Elsevier.
Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *J Biomed Eng, 7*(4), 282-288.
KITH AS, World Health Organization, & Sosial- og helsedirektoratet (2003). *ICF Internasjonal klassifikasjon av funksjon, funksjonshemming og helse* (Kort versjon ed.). [Oslo]: Sosial- og helsedirektoratet.
Klejman, S., Andrysek, J., Dupuis, A., & Wright, V. (2010). Test-retest reliability of discrete gait parameters in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil, 91*(5), 781-787.
Krebs, D. E., Edelstein, J. E., & Fishman, S. (1985). Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther, 65*(7), 1027-1033.
Kurz, M. J., & Stergiou, N. (2004). Applied Dynamic Systems Theory for the Analysis of Movement. In N. Stergiou (Ed.), *Inovative Analyses of Human Movement* (pp. 93-116). USA: Human Kinetics.

Lamontagne, A., Malouin, F., & Richards, C. L. (2001). Locomotor-specific measure of spasticity of plantarflexor muscles after stroke. *Arch Phys Med Rehabil, 82*(12), 1696-1704.

Lance, J. W. (1980). Symposium synopsis. In R. G. Feldman, R. R. Young & W. P. Koella (Eds.), *Spasticity: Disordered motor control*. Chicago: Year Book.

Latash, M. L., & Anson, J. G. (2006). Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Phys Ther, 86*(8), 1151-1160.

Lezak, M. D. (1995). *Neuropsychological assessment* New York: Oxford University Press, Inc.

Lofterød, B. (2009). *Children with cerebral palsy : the role of three-dimensional gait analysis in evaluation of gait and indications for orthopaedic surgery*. [Oslo]: Faculty of Medicine Unipub.

Mackey, A. H., Walt, S. E., Lobb, G. A., & Stott, N. S. (2005). Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait Posture, 22*(1), 1-9.

Maynard, V., Bakheit, A. M., Oldham, J., & Freeman, J. (2003). Intra-rater and inter-rater reliability of gait measurements with CODA mpx30 motion analysis system. *Gait Posture, 17*(1), 59-67.

McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait Posture, 29*(3), 360-369.

Moe-Nilssen, R. (1999). *Trunk accelerometry : a new method for assessing balance under various task and environmental constraints*. Bergen: Section of Physiotherapy Science, Department of Public Health and Primary Health Care, Faculty of Medicine, University of Bergen.

Moe-Nilssen, R., Aaslund, M. K., Hodt-Billington, C., & Helbostad, J. L. (2010). Gait variability measures may represent different constructs. *Gait Posture, 32*(1), 98-101.

Monaghan, K., Delahunt, E., & Caulfield, B. (2007). Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait Posture, 25*(2), 303-315.

Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M., & Mollinger, L. A. (1985). Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol, 59*(1), 87-91.

Najafi, B., Helbostad, J. L., Moe-Nilssen, R., Zijlstra, W., & Aminian, K. (2009). Does walking strategy in older people change as a function of walking distance? *Gait Posture, 29*(2), 261-266.

Nestvold, K. Ø. (2010). *Traumatic brain injury : epidemiology and long-term outcome : a prospective cohort study with a follow-up of 22-25 years after traumatic brain injury*. [Oslo]: Faculty of Medicine Unipub.

Newell, K. M., & Corcos, D. M. (1993). Issues in variability and motor control. In K. M. Newell (Ed.), *Variability and motor control* (pp. 1-12). Champaign, I11: Human Kinetics Publishers

Niechwiej-Szwedo, E., Inness, E. L., Howe, J. A., Jaglal, S., McIlroy, W. E., & Verrier, M. C. (2007). Changes in gait variability during different challenges to mobility in patients with traumatic brain injury. *Gait Posture, 25*(1), 70-77.

Nolan, S. (2005). Traumatic brain injury: a review. *Crit Care Nurs Q, 28*(2), 188-194.

Noonan, K. J., Halliday, S., Browne, R., O'Brien, S., Kayes, K., & Feinberg, J. (2003). Interobserver variability of gait analysis in patients with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop, 23*(3), 279-287; discussion 288-291.

Nordin, E., Moe-Nilssen, R., Ramnemark, A., & Lundin-Olsson, L. (2010). Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. *Gait Posture, 32*(1), 92-97.

Opheim, A., Broch, N. L., Røislien, J., Skare, O., & Rennie, L. (2007). *Rotational marker placement variability using a new laser device and the conventional method (Poster)*. Paper presented at the European Society of Movement Analysis in Adults and Children.

Perry, J. (1992). *Gait analysis / normal and pathological function*. Thorofare, N.J. ,: SLACK.

Polinder, S., Meerding, W. J., van Baar, M. E., Toet, H., Mulder, S., van Beeck, E. F., et al. (2005). Cost estimation of injury-related hospital admissions in 10 European countries. *J Trauma, 59*(6), 1283-1290; discussion 1290-1281.

Ponsford, J., Sloan, S., & Snow, P. (1995). *Traumatic brain injury : rehabilitation for everyday adaptive living*. Hove: Erlbaum.

Reisman, D. S., Bastian, A. J., & Morton, S. M. (2010). Neurophysiologic and rehabilitation insights from the split-belt and other locomotor adaptation paradigms. *Phys Ther, 90*(2), 187-195.

Rennie, L. (2008). *Reliability in three dimensional gait analysis*. Bergen: [L. Rennie].

Rogers, W. A. (2006). Attention and aging. In D. C. Park & N. Schwartz (Eds.), *Cognitive aging: A primer.* (pp. 57-71). USA: Psychologiy Press, Taylor & Francis Group.

Roislien, J., Skare, O., Gustavsen, M., Broch, N. L., Rennie, L., & Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait Posture, 30*(4), 441-445.

Ruyter, K. W., Førde, R., & Solbakk, J. H. (2000). *Medisinsk etikk / en problembasert tilnærming*. Oslo: Gyldendal akademisk.

Schwartz, M. H. (2004). Kinematics of normal movement In J. R. Gage (Ed.), *The Treatment of gait problems i cerebral palsy*. London: Mac Keith Press.

Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech, 41*(8), 1639-1650.

Schwartz, M. H., Trost, J. P., & Wervey, R. A. (2004). Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture, 20*(2), 196-203.

Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull, 86*(2), 420-428.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control translating research into clinical practice* (3rd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Sigurdardottir, S. (2010). *A prospective study of traumatic brain injury : neuropsychological functioning and post-concussion symptoms at 3 and 12 months after injury*. [Oslo]: Department of Psychology, Faculty of Social Sciences Unipub.

Sigurdardottir, S., Andelic, N., Roe, C., & Schanke, A. K. (2009). Cognitive recovery and predictors of functional outcome 1 year after traumatic brain injury. *J Int Neuropsychol Soc, 15*(5), 740-750.

Springer, S., Giladi, N., Peretz, C., Yogev, G., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2006). Dual-tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function. *Mov Disord, 21*(7), 950-957.

Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. A., Mann, A. M., Loudon, I. R., et al. (2001). Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *J Pediatr Orthop, 21*(3), 403-411.

Steinwender, G., Saraph, V., Scheiber, S., Zwick, E. B., Uitz, C., & Hackl, K. (2000). Intrasubject repeatability of gait analysis data in normal and spastic children. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 15*(2), 134-139.

Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J. P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Johnk, K., Deuschl, G., et al. (1997). Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 105*(6), 490-497.

Strathy, G. M., Chao, E. Y., & Laughman, R. K. (1983). Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *J Biomech, 16*(7), 517-522.

Threlkeld, A. J., Cooper, L. D., Monger, B. P., Craven, A. N., & Haupt, H. G. (2003). Temporospatial and kinematic gait alterations during treadmill walking with body weight suspension. *Gait Posture, 17*(3), 235-245.

Thurman, D. J., Alverson, C., Dunn, K. A., Guerrero, J., & Sniezek, J. E. (1999). Traumatic brain injury in the United States: A public health perspective. *J Head Trauma Rehabil, 14*(6), 602-615.

van Loo, M. A., Moseley, A. M., Bosman, J. M., de Bie, R. A., & Hassett, L. (2003). Inter-rater reliability and concurrent validity of walking speed measurement after traumatic brain injury. *Clin Rehabil, 17*(7), 775-779.

van Loo, M. A., Moseley, A. M., Bosman, J. M., de Bie, R. A., & Hassett, L. (2004). Test-re-test reliability of walking speed, step length and step width measurement after traumatic brain injury: a pilot study. *Brain Inj, 18*(10), 1041-1048.

Vartianinen, M. V., Savolainen, S., Alaranta, H.T. (2009). Reliability and agreement in gait measurements among patients with brain injury. *Advances in Physiotherapy, 11*(1), 22-29.

Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2002). Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 17*(2), 162-165.

Wade, L. D., Canning, C. G., Fowler, V., Felmingham, K. L., & Baguley, I. J. (1997). Changes in postural sway and performance of functional tasks during rehabilitation after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil, 78*(10), 1107-1111.

Warabi, T., Kato, M., Kiriyama, K., Yoshida, T., & Kobayashi, N. (2005). Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neurosci Res, 53*(3), 343-348.

Whiting, H. T. A. (1984). *Human Motor Actions: Bernstein Reassessed*. New York: North-Holland.

Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis : an introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier.

Williams, G., Galna, B., Morris, M. E., & Olver, J. (2010). Spatiotemporal deficits and kinematic classification of gait following a traumatic brain injury: a systematic review. *J Head Trauma Rehabil, 25*(5), 366-374.

Williams, G., Morris, M. E., Schache, A., & McCrory, P. (2009). Observational gait analysis in traumatic brain injury: accuracy of clinical judgment. *Gait Posture, 29*(3), 454-459.

Williams, G., Morris, M. E., Schache, A., & McCrory, P. R. (2009). Incidence of gait abnormalities after traumatic brain injury. *Arch Phys Med Rehabil, 90*(4), 587-593.

Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). New York: Wiley.

Yavuzer, G., Oken, O., Elhan, A., & Stam, H. J. (2008). Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait Posture, 27*(1), 31-35.

Yelnik, A. P., Simon, O., Parratte, B., & Gracies, J. M. (2010). How to clinically assess and treat muscle overactivity in spastic paresis. *J Rehabil Med, 42*(9), 801-807.
Yogev, G., Giladi, N., Peretz, C., Springer, S., Simon, E. S., & Hausdorff, J. M. (2005). Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding? *Eur J Neurosci, 22*(5), 1248-1256.
Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M., & Giladi, N. (2008). The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord, 23*(3), 329-342; quiz 472.
Yogev-Seligmann, G., Rotem-Galili, Y., Mirelman, A., Dickstein, R., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2010). How does explicit prioritization alter walking during dual-task performance? Effects of age and sex on gait speed and variability. *Phys Ther, 90*(2), 177-186.

UNIVERSITETET I OSLO
DET MEDISINSKE FAKULTET

Dr. philos. Rolf Moe-Nilssen
Inst. for samfunnsmedisinske fag
Universitetet i Bergen
Postboks 7804
5020 Bergen

Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk Sør-Øst D (REK Sør-Øst D)
Postboks 1130 Blindern
NO-0318 Oslo

Telefon: 22 85 05 93
Telefaks: 22 85 05 90
E-post: i.m.middelthon@medisin.uio.no
Nettadresse:
http://helseforskning.etikkom.no/xnet/public

Dato: 07.09.09
Deres ref.:
Vår ref.: 2009/730

Repeterbarhet ved bruk av 3-dimensjonal ganganalyse for pasienter med traumatiske hodeskader (TBI).

Vi viser til søknad av 31.07.2009 om godkjenning av ovenfor nevnte forskningsprosjekt.

Prosjektleder er dr. philos. Rolf Moe-Nilssen.

Forskningsansvarlig er Sunnaas sykehus HF.

Prosjektet er beskrevet slik:
I studien skal man gjøre ganganalyse ved hjelp av 3-dimensjonal ganganalyse for pasienter med traumatiske hodeskader (TBI). 3-dimensjonal ganganalyse benyttes for å evaluere effekt av behandling.

Komiteen har vurdert søknaden og godkjenner prosjektet med hjemmel i helseforskningsloven § 10, jf, forskningsetikkloven § 4.

Tillatelsen er gitt under forutsetning av at prosjektet gjennomføres slik det er beskrevet i søknaden og protokollen, og de bestemmelser som følger av helseforskningsloven med forskrifter.

Dersom det skal gjøres endringer i prosjektet i forhold til de opplysninger som er gitt i søknaden må prosjektleder sende endringsmelding til REK. Vi gjør oppmerksom på at hvis endringene er vesentlige må prosjektleder sende ny søknad, eller REK kan pålegge at dette gjøres.

Forskningsprosjektets data skal oppbevares forsvarlig, se personopplysningsforskriften kapittel 2, og Helsedirektoratets veileder for «Personvern og informasjonssikkerhet i forskningsprosjekter innenfor helse- og omsorgssektoren», http://www.norsk-helsenett.no/informasjonssikkerhet/bransjenormen/Personvern%20og%20informasjonssikkerhet%20i%20forskningsprosjekter%20v1.pdf

Tillatelsen gjelder til 28.12.2012. Opplysningene skal deretter slettes eller anonymiseres, senest innen 31.06.2013.

Prosjektet skal sende sluttmelding, se helseforskningsloven § 12, senest 31.06.2013.

Vedtak:
Komiteen godkjenner at prosjektet gjennomføres i samsvar med det som framgår av søknaden

Vedtaket var enstemmig

REK har gått over til elektronisk saksbehandling og fått ny saksportal: http://helseforskning.etikkom.no. Vi ber om at svar på merknader og henvendelser til REK sendes inn via denne portalen eller på epost: post@helseforskning.etikkom.no. Vennligst oppgi REKs saksnummer.

Med vennlig hilsen

Stein A. Evensen (sign.)
Professor dr.med.
leder

Ingrid Middelthon (sign.)
komitésekretær

Sunnaas sykehus HF

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet
"Reliabilitet av 3dimensjonal ganganalyse for pasienter med traumatiske hodeskader (TBI)"

Bakgrunn
Dette er et spørsmål til deg om å delta i en forskningsstudie for å undersøke gangfunksjonen hos personer etter traumatisk hodeskade. Denne studien er en mastergradsoppgave i Helsefag, studieretning Fysioterapivitenskap ved Universitetet i Bergen. Temaet for oppgaven er undersøkelse av gange hos personer med traumatisk hodeskade, ved hjelp av 3-dimensjonal ganganalyse. Dette er en metode som gir detaljert og presis informasjon om personers gangmønster og kan være til hjelp for å peke på hva som er hensiktsmessig behandling. Hensikten med studien er å undersøke om 3-dimensjonal ganganalyse er et anvendelig måleinstrument for personer med traumatisk hodeskade. Ved å gjøre den samme undersøkelsen to dager etter hverandre, ønsker jeg å finne ut i hvilken grad resultatene er like. På den måten kan man vite om en endring skyldes behandlingen, naturlig variasjon eller ren tilfeldighet. Sunnaas sykehus er ansvarlig for studien.

Hva innebærer studien?
Ønsket er å gjennomføre fullstendig ganganalyse av 10-15 personer over 18 år som er under rehabilitering etter traumatisk hodeskade. Undersøkelsen foretas på to påfølgende dager ved bevegelseslaboratoriet på Sunnaas sykehus. Undersøkelsen foretas ved å sette refleksmarkører på bestemte steder på huden rundt ankler, knær og hofter, og deltakeren går i kortbukse/shorts. Man går deretter i et 10 meter langt rom på flere ulike hastigheter, mens det filmes med spesielle kamera. Deretter bearbeides dette i et dataprogram som beregner bevegelser, hastighet og krefter. Undersøkelsen vil totalt vare ca. 1,5 time. Den samme prosedyren vil bli gjentatt dagen etter.

Mulige fordeler og ulemper
Du vil ikke ha noen spesielle fordeler av studien, men erfaringer fra studien vil senere kunne hjelpe andre med samme diagnose. Denne type testing utføres rutinemessig. Det er ikke kjent noen ulemper. Det vil bli mulighet for å ta pauser etter behov.

Hva skjer med informasjonen om deg?
Opplysninger om alder, kjønn, skadelokalisasjon, type skade og alvorlighetsgrad av skade (score på Glasgow Coma Scale) innhentes fra legejournal, og opplysninger om gangfunksjon (score på High Mobility Assessment Tool (HiMAT), innhentes fra fysioterapijournal.

Informasjonen som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer/direkte gjenkjennende opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste. Det er kun autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til navnelisten og som kan finne tilbake til deg. Det vil ikke være mulig å identifisere deg i resultatene av studien når disse publiseres. Hvis du sier ja til å delta i studien, har du rett til å få innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg. Du har videre rett til å få korrigert

eventuelle feil i de opplysningene vi har registrert. Dersom du trekker deg fra studien, kan du kreve å få slettet innsamlede opplysninger. Opplysningene blir senest slettet i 2012.

Frivillig deltakelse

Det er frivillig å være med og du har mulighet til å trekke deg når som helst underveis, uten å måtte begrunne dette.

Dersom du har lyst til å være med på undersøkelsene, er det fint om du skriver under på samtykkeerklæringen nedenfor, og leverer den til behandlende fysioterapeut. Dersom du ikke ønsker å delta eller trekker deg underveis, vil det ikke påvirke rehabiliteringstilbudet ved Sunnaas sykehus HF. Hvis det er noe du lurer på kan du ringe meg, Tone Stokstad Weider på tlf. 90102325, eller sende en e-post til Tone.Stokstad@student.uib.no. Du kan også kontakte min veileder Rolf Moe-Nilssen på tlf. 55 58 61 70.

Med vennlig hilsen

----------	----------
Tone Stokstad Weider, Prosjektleder	Rolf Moe-Nilssen, Veileder
Fysioterapeut og Mastergradsstudent	Fysioterapeut og Professor PhD

Samtykkeerklæring: Jeg er villig til å delta i studien ----------	Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien: ----------
(Signert av prosjektdeltaker, dato)	(Signert, rolle i studien, dato)