

Reliabilitet, portabel balanseplattform, friske individer – en metodestudie

Kaia B. Engebretsen, spesialfysioterapeut, cand. san
Marianne Mørk, spesialfysioterapeut
May Arna Risberg, forskningsleder, dr. philos

Avdeling for fysikalsk medisin og rehabilitering, poliklinikken, Ortopedisk senter og Kompetansesenter for klinisk forskning, Ullevål universitetssykehus

Forfatternes oppgitte interessekonflikter: ingen.

Innledning

Postural kontroll eller balanse defineres som evnen til å opprettholde en stilling slik at kroppens massemiddepunkt holdes over understøttelsesflaten (1). Denne definisjonen omfatter evnen til å: 1) opprettholde stillingen 2), utføre voluntære bevegelser og 3) reagere på uforutsette plutselige bevegelser (2,3). En viktig del i postural kontroll er afferent informasjon fra det somatosensoriske, visuelle- og vestibulære system. Gjennom sentralnervesystemets integrering og bearbeiding av slik informasjon dannes grunnlaget for adekvate motoriske og vestibulære responser. Ut fra responsene kan likevekten opprettholdes (4). Mennesker må kontrollere gravitasjonskrefter for å opprettholde kroppsstilling og akselerasjonskrefter for å opprettholde likevekt. Integrering av afferent informasjon i etablerte motoriske programmer bidrar til adekvate motoriske responser (5). De fleste av dagliglivets aktiviteter

innebærer forflytning eller endring av understøttelsesflaten og setter derved krav til den posturale kontrollen (1,6).

Postural kontroll bør trenes og evalueres i nær relasjon til den aktuelle brukskonteksten (2,7,8,9). Testing av balanse benyttes ofte som et effektmål ved rehabilitering (10,11). En måte å evaluere postural kontroll på er å måle kroppssvai. Slik svai gir informasjon om personens stabilitet i en stilling ved å måle endring i plassering av sentertrykket (COP). Dette trykket er igjen påvirket av massens sentrum i forhold til plattformen og det aktive muskularbeidet. Kroppssvai er forårsaket av en refleksiv kontraksjon i muskulaturen som motvirker tyngdekraften og som justerer kroppens posisjon i forhold til tyngdepunktet. Svaaien kan evalueres i klinikken gjennom balansetester. Enkle tester som kan måle hele kroppens posturale kontrollsystem eksisterer ikke, men noen tester, som Bergs balansetest og Timed-up and Go, er vitenskapelig evaluert og benyttes i klinikk og forskning (3,5,6,12).

Nedfelte og stasjonære kraftplattformer har lenge vært vanlige for å evaluere kroppssvai (13-16). Flere plattformer er funnet valide for gruppene friske, pasienter med kroniske korsryggssmerter, hemiplegipasienter samt for eldre med balanseproblemer. For de tre sistnevnte gruppene har studier påvist nedsatt balanse hos forsøkspersonene, og trening og testing som utfordrer postural kontroll ansees derfor som sentralt i rehabili-

tering av disse pasientgruppene (16-18).

Enklere portable plattformer er nå på markedet og benyttes i klinikken (13). En slik plattform er Good Balance Metitur (GBM) (10) som vi benytter på Ullevål universitetssykehus. Plattformens programvare har lagret et gjennomsnittsbasert referansmateriale fra en større helseundersøkelse i Finland (19) for tester gjort i tobenstående med åpne øyne og med øynene lukket, ettbenstående på høyre ben samt tandemstående. De to sistnevnte utført med øynene åpne. Foruten å bli benyttet som et effektmål ved rehabilitering, kan bevegelsesmønsteret som avleses på skjermen bidra til å gjøre det lettere å sette inn direkte tiltak (20). Plattformen brukes i dag til trening av balanse i vår avdeling.

GBM er tidligere kun reliabilitetstestet (test-retest) på friske personer i statisk (normal) tobeinsstående utgangstilling og tandemstående med åpne og lukkede øyne (10). Testingen ble utført i 20 sekunder, kun en gang, med et fast punkt to meter unna og re-testet etter 1-2 minutter. Det ble funnet lavere reliabilitet med lukkede øyne enn med åpne. Studien konkluderer med at balanse-testing i normal tobenstående med åpne øyne har høyest reliabilitet. Videre konkluderer forfatterne at testing av balanse på denne måten er et nyttig verktøy for å oppnå detaljert informasjon om personens posturale kontroll (10). Plattformen har i den senere tid blitt benyttet i effektstudier, til tross for

Sammendrag

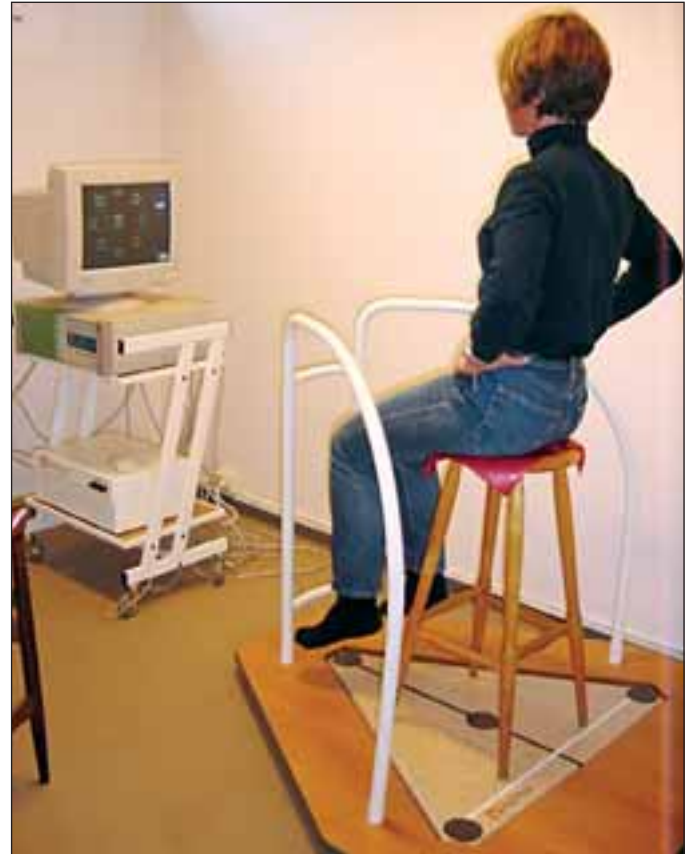
Hensikt: Å evaluere intra- og intertesterreliabiliteten til den portable balanseplattform Good Balance Metitur (GBM) ved hjelp av en test-retest studie. Materiale: Friske forsøkspersoner (N=34) med gjennomsnittlig alder 36 år, uten balansesvikt, sensoriske utfall eller ryggssmerter. Metode: Målingene ble utført av to erfarne terapeuter hvor test-til-retest tid var en uke, og mellomtester tid var 10 minutter. Utkommemål var intraklasse korrelasjonskoeffisient (ICC), standardavvik innen subjekter (S_w) og minste målbare forskjell (MMF). Resultat: ICC viste liten til moderat reliabilitet (0.4 – 0.8), lavest for ettbenstående med lukkede øyne ved intertester reliabilitet, høyest for ettbenstående med åpne øyne ved intratester reliabilitet. S_w var moderat til stor

for alle testene (0.84 mm/s til 1890 mm), og MMF varierte fra 1.65 mm/s for hastighet i x-retning, sittende test åpne øyne, til 3706 mm i avlagt distanse, dynamisk tobenstående test. Konklusjon: Studien viste på friske forsøkspersoner moderat til god relativ reliabilitet (ICC > 0.67) for ettbenstående test på dominant ben, høyest ved intratester reliabilitet. Reliabiliteten var lav for de øvrige testene. Derfor anbefaler vi kun GMB som måleinstrument for friske dersom testreliabiliteten bedres. Plattformen må også testes ytterligere før den benyttes til pasienttesting.

Nøkkelord: Reliabilitet, balanseplattform, friske personer.



Figur 1. Den portable balanseplattformen Good Balance Metitur. Her demonstreres stående dynamisk test med skjermbilde.



Figur 2. Statisk sittende testposisjon på balanseplattformen Good Balance Metitur. Bena henger fritt, knærne cirka 15 cm fra hverandre og personen sitter på en antiskli-matte.

manglende reliabilitetstesting (20).

Vi har derfor valgt å starte med å reliabilitetsteste plattformen på en gruppe friske individer før vi eventuelt senere tester den ut på pasientpopulasjoner. Hensikten med vår studie var å teste intra- og intertester-reliabilitet av statiske- og dynamiske tester med GMB i tobenstående, ettbenstående og sittende utgangstilling på friske forsøkspersoner. Formålet var å få indikatorer på hvorvidt metoden bør utprøves på pasienter og eventuelt hvordan.

Materiale

Voksne frivillige forsøkspersoner (N = 34) med ukjent funksjonsnivå fra personalstaben ved Ullevål universitetssykehus ble spurt og rekruttert i perioden okt 02 til mai 03 gjennom oppslag utenfor nærmeste kantine. Både menn og kvinner i alderen 20-65 år ble oppfordret til å delta. Eksklusjonskriteria var kjent balansevikt, nevrologiske lidelser, sensoriske utfall eller ryggsmerte siste to år. Generelt funksjonsnivå ble ikke registrert.

Metode

Vi utførte test-retesting av samme pasient

med samme tester (intra-test) og med samme testperson med to ulike testere (inter-test). All testingen ble utført på balanseplattformen GBM (figur 1). Plattformen er en likesidet (800 mm) trekant med deformasjonssensorer festet på hvert hjørne. Kraftplattformen er koplet til en forsterker, via en analog/digital omformer til en datamaskin. Kroppssvai registreres som endring i hastighet av COP i medial-lateral (x) og anterior-posterior (y) retning (i mm/s) og som endring i hastighetsmoment (i mm²/s). De fleste tidligere studier har benyttet disse parametrene (12). Hastighetsmomentet defineres som gjennomsnittsområdet COP beveger seg per sekund, medregnet både distansen fra testens geometriske midtpunkt og bevegelsehastigheten i løpet av den samme perioden (21). Hastighetsmomentet kombinerer aspekter ved svaihastighet og svaiareal. På skjermen viser en markør testrutene ved de stående og sittende dynamiske målingene. Det ble registrert anvendt tid og markørens tilbakelagte distanse i forhold til korteste distanse (innkodet på maskinen).

Vi valgte å teste balanse i ettbenstående fordi det er den mest brukte statiske utgangs-

stillingen, utenom statisk tobenstående (22). For pasienter med kroniske korsryggsmerte, traumatiske hodeskader og eldre er også tester i tobenstående, i sittende samt dynamiske tester relevante ut fra funksjonshensyn.

Statistiske tester: (Test 1-6)

Test 1. Statisk ettbenstående på dominant ben med øyne åpne (S-1DB-ØÅ).

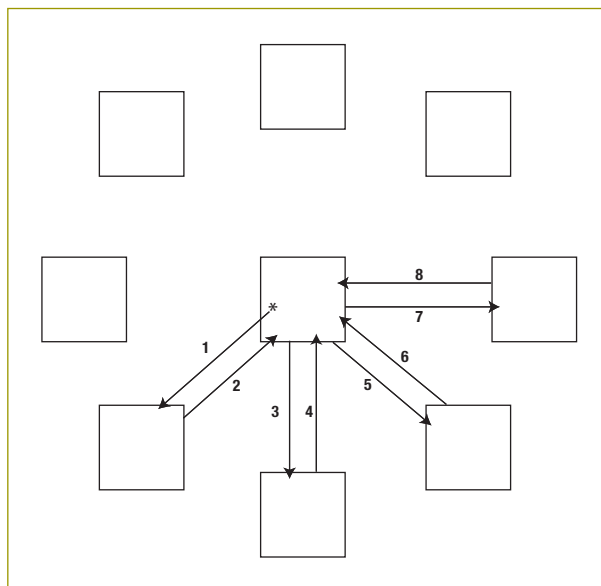
Test 2. Statisk ettbenstående ikkedominant ben med øyne åpne (S-1IDB-ØÅ).

Test 3. Statisk ettbenstående dominant ben med øyne lukket (S-1DB-ØL).

Test 4. Statisk ettbenstående ikkedominant ben med øyne lukket (S-1IDB-ØL).

I test 1-4 hang armene ned langs siden, mens hendene var samlet i hverandre foran kroppen. Benet som ikke var standben var løftet cirka 10 centimeter opp fra underlaget uten å være nær standbenet. Dominant ben ble bestemt til landingsbenet etter å ha gitt testpersonene et lett dytt bak på ryggen i retning framover.

Test 5. Statisk sittende med bena fritt og øynene åpne (S-SBF-ØÅ).



Figur 3. Dataskjermbildet med testrute under dynamisk tobenstående test og sittende dynamisk test. Testpersonen flytter markøren (*) og dermed sentertrykket i pilenes retninger inn og ut fra sentrumsboksen.

Test 6. Statisk sittende med bena fritt og øynene lukket (S-SBF-ØL).

Statisk sittende tester ble utført på en anti-sklimatte oppå en 70 cm høy krakk med bena hengende fritt ned uten bakkekontakt, 15 cm mellom knærne og hendene festet på hoftene (figur 2).

Under de statiske testene (test 1-6) fokuserte testpersonen på et fast punkt i øyehøyde to meter unna. Ved ettbenstående registrerte vi om testpersonen støttet seg a) med løftbenet på standbenet, b) med løftbenet på plattformen eller c) med armene på rekkverket rundt plattformen. Testen ble avbrutt dersom forsøkspersonen måtte ta et skritt. Test 1-6 varte hver i 20 sekunder. På forhånd ble følgende informasjon gitt: «Stå/sitt så stille du kan under testen».

Dynamiske tester (Test 7 og 8)

Test 7. Dynamisk tobenstående med øyne åpne (D-2B-ØÅ).

Test 8. Dynamisk sittende med bena hengende fritt og øyne åpne (D-SBF-ØÅ).

Test 7 (D-2B-ØÅ) ble utført stående med 20 cm avstand mellom føttene, hendene festet på hoftene og dataskjermen plassert 1 m foran plattformen. Vi spesifiserte at hele fotsålen skulle være i underlaget. Ved teststart var skjermmarkøren plassert i en boks i sentrum av en sirkel med åtte bokser plassert rundt. Testpersonene ble instruert til å bevege

seg slik at markøren gikk fra sentrum ut til en boks og tilbake til sentrum, for så å beveges til neste boks. Samlet dannet bevegelsene en stor stjerne i retning mot klokken rundt boksen i sentrum. Vi registrerte markørens tilbakelagte distanse og tid (figur 3).

I test 8 (D-SBF-ØÅ) satt forsøkspersonen på samme krakk og antiskli-matte som i test 5 og 6. Utførelse, registrering og beregninger var som for test 7, mens størrelsen på den programerte standardiserte sirkelen var redusert til 80 prosent. Hendene var festet på hoftene. Pasienten ble instruert å holde sittebensknutene (tuber ischiadicum) på krakken.

Ved de to dynamiske testene (7 og 8) ble «testruten» forevist på dataskjermen,

hensikten forklart og pasienten stilte avklarende spørsmål. Testpersonen fikk prøve testene en gang i forkant av selve testen. Informasjonen til testpersonene om utførelse av testene var standardisert. Testprosedyrene var de samme for intra- og intertesting og var gjennomgått og utprøvd på kolleger og ryggpasienter over en seks måneders periode i forkant av testene. Testene var gjennomgått og utprøvd i samarbeide med fagperson i firmaet som selger plattformen.

Intratesterreliabilitet

Tid mellom test og retest for samme forsøksperson utført av samme tester var en uke. Testene ble utført mellom klokken 10 og 13. Testrekkefølgen for øvelsene ved første test var randomisert ved loddrekning, og rekkefølgen andre gang var identisk med den første.

Intertesterreliabilitet

To testere testet hver for seg forsøkspersonene i alle øvelsene på samme dag. Først ledet den ene av testerne forsøkspersonen som så fikk 10 minutter pause, hvorpå den andre testeren ledet en ny testrunde for samme forsøksperson. Testpersonene gikk ut av rommet i pausen mellom hver testrunde. Både rekkefølgen på testene og de to testerne ble randomiserte ved loddrekning. Kun en tester var inne i rommet av gangen, og ingen informasjon ble utvekslet mellom testerne.

Statistikk

En enveis variansanalyse (ANOVA) ble utført på dataene for hastighet i x- og y-retning og hastighetsmomentet for de statiske testene, utstrekingsdistanse og tid for de dynamiske testene. Intraklasse korrelasjonskoeffisient, ICC(1,1) der 1 indikerer modell 1 ANOVA og 1 antall testere for hver variabel, ble benyttet for å beskrive relativ reliabilitet (23). Intraklasse korrelasjonskoeffisient ICC(1,2) ble benyttet for å beskrive grad av relativ intertesterreliabilitet. Som mål på absolutt reliabilitet eller målefeil ble innen-subjekt standardavvik (S_w) benyttet (24). Minste målbare forskjell (MMF) ble uttrykt som $\pm 1,96 * S_w$ (25). Systematisk endring fra testtidspunkt 1 til testtidspunkt 2 ble vurdert ved hjelp av en parett-test. Signifikansnivået ble satt til 5 prosent for tosidig testing. For beregningene benyttet vi en PC med programvaren Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) fra SPSS® Incorporated.

Resultater

Testpersonene var fra 22 til 63 år, i gjennomsnitt 36 år. Tjueto personer var kvinner og 12 var menn. Gjennomsnittlig vekt og høyde var henholdsvis 75 kg og 1.72 m. Dominant ben var det høyre hos 20 personer og venstre hos 14 personer.

En mann møtte ikke opp til testtidspunkt 2. Tre personer feilet den stående dynamiske testen og data uteble. Av ukjent årsak manglet data på en person under test 2 (S-1IDB-ØÅ), 4 (S-1IDB-ØL) og 6 (S-SBF-ØL).

Alle testpersonene hadde store problemer med å gjennomføre ettbenstående med lukkede øyne, uansett dominant ben eller ikke. Forsøkspersonene måtte ta seg for eller sette foten nedi, enkelte opptil seks ganger i løpet av testen. Dette førte til unøyaktige og tidvis utilstrekkelige registreringer for test 2 (S-1IDB-ØÅ), test 3 (S-1IDB-ØL) og test 4 (S-1IDB-ØL). Testene ble derfor ekskludert fra videre analyser. Deskriptive data fra tre statiske tester (S-1IDB-ØÅ, samt S-SBF-ØÅ og samme med øyne lukket) og to dynamiske tester (D-2B-ØÅ og D-SBF-ØÅ) ble inkludert i analysene og presenteres i tabell 1 og 2. De inkluderte testene var nummer 1 og 5-8.

Intratesterreliabilitet

Det var stor spredning i ICC-verdiene, fra 0.21, som indikerer liten grad av relativ reliabilitet, til 0.92, som indikerer høy grad av relativ reliabilitet (tabell 3). Test 1 (S-1IDB-ØÅ) viste høyest relativ reliabilitet ($0.82 < ICC < 0.93$). Test 7 (D-2B-ØÅ) viste ICC-verdier fra 0.21 til 0.36 hvilket tyder

Tabell 1. Standardavvik og gjennomsnitt for hver måling ved testtidspunkt 1 og testtidspunkt 2. N=34

Type Test		Testtidspunkt 1		Testtidspunkt 2	
		SD	Gj.sn	SD	Gj.sn
Test 1. Statisk ettbenstående dominant ben, øyne åpne.	Hastighet i x-retn (med-lat) mm/s	5.80	19.07	5.97	19.52
	Hastighet y-retn (ant-post) mm/s	5.86	15.52	5.68	15.69
	Hastighetsmoment mm/s ²	37.40	70.46	37.49	76.23
Test 5. Statisk sittende, bena hengende fritt, øyne åpne.	Hastighet i x-retn (med-lat) mm/s	1.17	3.61	1.19	3.69
	Hastighet y-retn (ant-post) mm/s	1.13	5.31	1.19	5.50
	Hastighetsmoment mm/s ²	1.52	2.46	1.07	2.50
Test 6. Statisk sittende, bena fritt, øyne lukket.	Hastighet i x-retn (med-lat) mm/s	1.36	3.70	1.19	3.63
	Hastighet y-retn (ant-post) mm/s	1.26	5.58	1.27	5.68
	Hastighetsmoment mm/s ²	1.43	2.62	1.64	2.70
Test 7. Dynamisk 2-bensstående.	Tid (sek)	18.79	41.40	9.26	33.24
	Utstrekning (mm)	2176.88	4391.38	934.69	3676.34
Test 8. Dynamisk sittende.	Tid (sek)	11.84	35.76	10.08	33.10
	Utstrekning (mm)	735.71	3135.32	738.90	3285.24

(SD = standardavvik, Gj.sn = gjennomsnitt)

Tabell 2. Standardavvik og gjennomsnitt for hver måling for Tester A og Tester B. N=34

Tester		Tester A		Tester B	
		SD	Gj.sn	SD	Gj.sn
Test 1. Statisk ettbenstående dominant ben, øyne åpne.	Hastighet i x-retn (med-lat) mm/s	5.80	19.07	6.92	19.77
	Hastighet y-retn (ant-post) mm/s	5.86	15.52	5.66	16.03
	Hastighetsmoment mm/s ²	37.40	70.46	43.95	74.31
Test 5. Statisk sittende, bena fritt, øyne åpne.	Hastighet i x-retn (med-lat) mm/s	1.17	3.61	1.27	3.63
	Hastighet y-retn (ant-post) mm/s	1.13	5.31	1.17	5.29
	Hastighetsmoment mm/s ²	1.52	2.46	1.34	2.32
Test 6. Statisk sittende, bena fritt, øyne lukket.	Hastighet i x-retn (med-lat) mm/s	1.36	3.70	1.08	3.76
	Hastighet y-retn (ant-post) mm/s	1.26	5.58	1.50	5.60
	Hastighetsmoment mm/s ²	1.43	2.62	1.43	2.61
Test 7. Dynamisk 2-bensstående, øyne åpne.	Tid (sek)	18.79	41.40	13.43	39.31
	Utstrekning (mm)	2176.88	4391.38	1074.76	3935.65
Test 8. Dynamisk sittende, bena fritt, øyne åpne.	Tid (sek)	11.84	35.76	9.68	35.74
	Utstrekning (mm)	735.71	3135.32	919.44	3294.37

(SD = standardavvik, Gj.sn = gjennomsnitt)

på lav relativ reliabilitet. Måling av absolutt reliabilitet ved S_w varierte fra 0.84 (mm/s) for test 5 (S-SBF-ØÅ) i hastighet i x-retning til 1890 mm i distanse ved test 7 (D-2B-ØÅ). Minste målbare forskjell (MMF) fant vi for

test 5 (S-SBF-ØÅ) med hastighet i x-retning på 1.65 mm/s, og største MMF målt ved «utførelsesdistanse» på 3705 mm for test 7 (D-2B-ØÅ).

Standardavviket for noen av målingene

var høyere ved testtidspunkt 1 enn ved testtidspunkt 2. Det var tilnærmet like eller lavere gjennomsnittsverdier ved testtidspunkt 1 sammenlignet med testtidspunkt 2 for test 1 (S-1DB-ØÅ) 5 (S-SBF-ØÅ) og test 6

Tabell 3. Mål på relativ reliabilitet, angitt som intraklasse-koeffisient (ICC) og mål på absolutt reliabilitet angitt som standardavvik innen subjekt (S_w) og minste målbare forskjell (MMF) for forsøkspersonene (N = 34).

Testparametre	Intratester			Intertester			
	ICC	S_w	MMF	ICC	S_w	MMF	
Test 1. Statisk 1-benstående, dominant ben, øyne åpne.	Hastighet i x-retning (med-lat) mm/s	0.82	3.50	6.86	0.77	4.40	8.62
	Hastighet i y-retning (ant-post) mm/s	0.92	2.30	4.50	0.72	4.05	7.94
	Hastighetsmoment mm/s ²	0.87	18.11	35.47	0.67	33.1	65.01
Test 5. Statisk sittende, bena fritt, øyne åpne.	Hastighet i x-retning (med-lat) mm/s	0.75	0.84	1.65	0.60	1.60	3.13
	Hastighet i y-retning (ant-post) mm/s	0.71	0.88	1.72	0.54	1.59	3.12
	Hastighetsmoment mm/s ²	0.50	1.31	2.55	0.41	2.49	4.88
Test 6. Statisk sittende, bena fritt, øyne lukket.	Hastighet i x-retning (med-lat) mm/s	0.64	1.09	2.16	0.71	1.00	1.96
	Hastighet i y-retning (ant-post) mm/s	0.72	0.95	1.86	0.75	1.05	2.06
	Hastighetsmoment mm/s ²	0.5	1.47	2.88	0.80	1.01	1.98
Test 7. Dynamisk 2-benstående, øyne åpne.	Tid (sek)	0.21	18.57	36.40	0.34	16.93	33.18
	Distanse (mm)	0.36	1890.43	3705.22	0.36	1890.96	3706.28
Test 8. Dynamisk sittende, bena fritt, øyne åpne.	Tid (sek)	0.73	8.12	15.90	0.75	7.67	15.0
	Distanse (mm)	0.62	646.84	1267.1	0.55	746.91	1463.94

(S-SBF-ØL). Videre fant vi høyere gjennomsnittsverdier ved testtidspunkt 1 i forhold til testtidspunkt 2 for de stående og sittende dynamiske testene 7 og 8 (tabell 1), men ingen statistisk signifikante forskjeller.

Intertesterreliabilitet

ICC-verdiene for intertesterreliabilitet lå for hver test cirka innenfor det samme intervallet som for intratesterreliabilitet, med ett unntak. Det var for test 1 (S-1DB-ØÅ) som lå noe lavere ($0,67 < ICC < 0,77$) for intertester sammenlignet med ($0,81 < ICC < 0,93$) for intratester. Absolutt reliabilitet varierte fra 1.0 mm/s for hastighet i x-retning ved test 6, til 1891 mm i distanse for test 7, stående dynamisk test. Størrelsen på gjennomsnitt og standardavvik varierte mellom de ulike testene og mellom tester A og tester B, men det forelå ingen systematisk forskjell mellom testerne (tabell 2). Det betyr at gjennomsnitt og standardavvik ikke viste seg å være gjennomgående høyere hos den ene testeren i forhold til den andre, men at de varierte.

Diskusjon

Vi fant at de ettbenstående testene med øynene lukket var for vanskelige å gjennomføre for friske forsøkspersoner. Videre varierte

den relative reliabiliteten mellom lav og moderat, mens den absolutte reliabiliteten var gjennomgående lav. Unntaket var for test 1, statisk ettbenstående på dominant ben med øyne åpne, hvor vi fant moderat til tilfredsstillende verdier for relativ intra- og intertesterreliabilitet. Verdiene for absolutt reliabilitet var derimot for denne testen ikke ensbetydende med liten målefeil, men var gjennomgående høye. Eksempelvis var en forskjell i hastighetsmomentet på om lag 65 mm²/s nødvendig for å oppdage en eventuell statistisk signifikant endring mellom to testtidspunkter (test 1). Dette er nesten 8 ganger så stor målefeil som det vi fant for hastighet i x- og y-retning (tabell 3).

Sittende statiske tester indikerte moderate til lav relativ reliabilitet og var best ved intratestering for test 5 (S-SBF-ØÅ). Reliabiliteten var tilnærmet lik for intra- og intertesting for test 6 (S-SBF-ØL). For øvrig var reliabiliteten gjennomgående noe bedre ved testing av intra- enn ved intertesterreliabilitet. Verdiene for absolutt reliabilitet tyder for disse sittende testene på mindre målefeil enn for de andre testene. Sittende dynamisk test viste moderate ICC-verdier og noe høyere absolutte reliabilitetskåringer enn for stående dynamisk test. Mens en MFF på 1463

mm målt i «utførelsesdistanse» for sittende dynamisk test betyr at det trengs en endring i avlagt distanse ved utførelse av testen på minst 1463 mm for å oppdage en eventuell statistisk signifikant forbedring. Dette vurderes som mye.

Den største målefeilen i denne studien antas å ligge i variasjonen hos testpersonene (26). Dette begrunnes med at selve måleapparatet har vist seg å være svært nøyaktig ved testing av tobenstående med åpne øyne (6). Apparatet kalibreres hver uke med et lodd på 9.99 kg og forventes å gi presise målinger fra et tidspunkt til et annet. Likevel, selv om testerne nøye standardiserte testinstruksjonen og utførelsen til forsøkspersonene, synes resultatene av intertesterreliabilitet at vi ikke kan se bort fra variasjon mellom testere.

Det er gjennomført svært få studier som beregner absolutt intra- eller intertesterreliabilitet ved hjelp av S_w . De fleste tidligere studier har bare målt relativ reliabilitet ved bruk av ICC-verdier (27,28). Det anses ikke som adekvat for å beskrive den kliniske betydningen av variasjonen ved målingene. Størrelse og type variasjon blir i liten grad avdekket. Videre kan ICC bli kunstig høy dersom materialet inkluderer flere ekstrem-

verdier langt fra gjennomsnittet. Resultatene våre viste at det er helt sentralt å inkludere absolutte reliabilitetsmål som S_w for å evaluere grad av reliabilitet. Klinisk relevante mål på reliabilitet er også MMF for den aktuelle testen eller metoden. Dette er i tråd med nyere anbefalinger (25,27).

Det oppgis veiledende grenser for ICC-verdier med tanke på hva som anses som høy, moderat eller lav reliabilitet (28). Hva som er akseptable verdier for S_w og MFF er skjønnsmessige vurderinger, relatert til aktuelle metode eller måleinstrument. Da dette måleinstrumentet er relativt nytt og ennå ikke tilfredsstillende undersøkt, kan det i mange tilfeller være vanskelig å vurdere hva som skal betraktes som akseptable verdier for målefeil.

For test 7 (D-2B-ØÅ) fant vi en reduksjon i gjennomsnittet på 20 og 16 prosent for henholdsvis tid og distanse, noe som kan bety at det foreligger en systematisk målefeil. Det kan være uttrykk for en læringseffekt hos testpersonene mellom testtidspunkt 1 og 2. Vi fant ingen systematisk forskjell mellom tester A og tester B, hvilket betyr at forskjellen mellom dem var tilfeldig.

Ved testing av intratesterreliabilitet var det i denne studien en uke mellom de to testrundene. Dette vurderes i tidligere studier som adekvat tidsforskjell under forutsetning av at det ikke har inntruffet noe helt spesielt med testpersonene i mellomtiden (27,28). Ved svært kort tid mellom testtidspunktene kan en læringseffekt virke sterkere inn (24). Det var kort tid mellom de to testrundene utført av tester A og tester B ved inter-test, men testpersonene gikk ut av rommet mellom hver testrunde for mest mulig å «nullstille» seg og skape identiske betingelser med minst mulig forskjell i variabilitet.

Et annet moment er hvor sammenlignbare resultatene av intratestering med en uke mellom test-retest, er med intertesting utført med 10 minutters mellomrom. Dersom det antas at den største kilden til variabilitet ligger hos testpersonene, vil sjansen for variasjon hos forsøkspersonene være større etter retest med en ukes mellomrom enn etter 10 minutter.

Grad av kroppssvai kan variere for samme person avhengig av dagsform eller tid på dagen. Det er altså vanlig med en betydelig intrasubjektvariabilitet i kroppssvai hos friske uten at den posturale kontrollen er truet (12,20). Dynamisk variabilitet er en viktig komponent for å avdekke stabilitetsgrenser. Variabilitet kan spille en funksjonell rolle ved postural kontroll og biologiske prosesser. Evnen til «strukturert variabilitet» blir betraktet som sentral i overgangen til

ny bevegelse og forflytning. Mønsteret som observeres har mindre amplitude og høyere frekvens enn variabilitet som er forbundet med redusert postural kontroll. Denne «strukturerte variabiliteten» er ofte avhengig av oppgaven som utføres og antall frie ledd som er involvert i aktiviteten. Det er enighet om at den naturlige kroppssvai øker med alder, sykdom og synsforstyrrelse (13,18,20). Friske forsøkspersoner antas å ha noe mindre variasjon i postural kontroll enn pasientgrupper. Testpersonene i denne studien var alle friske i arbeidsfør alder, og resultatene fra testen kan bare benyttes som reliabilitetsreferanseverdier for den aktuelle gruppen.

For å få mest mulig reliable målinger ved evaluering av postural kontroll, bør hver enkelt test gjentas flere ganger. I denne metodestudien burde derfor forsøkspersonene utført testen minst tre ganger og en gjennomsnittsverdi bli benyttet (13). Ofte beregnes en gjennomsnittsverdi av fire forsøk (10,26). Enkelte studier hevder at 10 repetisjoner må til for å bedre reliabiliteten (26,29). I praksis vil veldig mange testrunder ta mye ekstra tid, noe som gjør metoden mindre klinisk anvendbar. I tillegg bør en diskutere hva en da måler, postural kontroll eller postural kontroll etter å ha trent. Nye målinger vil bli gjennomført i vår avdeling der vi benytter gjennomsnittsverdier av tre forsøk.

Tiden brukt til gjennomføring av en test er også viktig. Vi valgte 20 sekunder fordi det ble benyttet i en tidligere reliabilitetsstudie av GBM samt for referansematerialet som ligger på maskinen (10). I en annen studie reduseres testtiden ned til 5 sekunder for å øke reliabiliteten (10). Andre trekker fram at tidsintervaller på 15 sekunder eller mindre er for kort for å oppnå reliable målinger. Dette fordi det tar tid for personen å få «stabilisert» seg (22). Det er brukt helt opp til 30 sekunder, så her er variasjonen stor og argumentene forskjellige.

Fordi vi i utgangspunktet ønsket å benytte GBM som et effektmål for pasientgrupper etter gjennomgått rehabiliteringsprogram, valgte vi ut forskjellige tester ofte benyttet i klinikken (21). Statistiske og dynamiske balansetester ble valgt fordi det anses som relevant å inkludere begge typer tester for pasienter med balanseproblemer (5,9). De fleste studier har hovedsakelig evaluert statisk postural kontroll, men i flere studier har dynamiske tester vist seg å være bedre egnet enn de statiske for å påvise endring i postural kontroll etter rehabilitering (20,21,30,31). Testene krever endringer i COP for å kunne utføre handlingen. Dette setter større krav til balanse enn ved isolerte statiske tester

(6,10,20,30).

Vanligst har det imidlertid vært å benytte kliniske tester som Functional reach Test og The Timed-up-and-go Test (10,13,22). Disse er reliabilitets- og validitetstestet, men har også sine begrensninger ved at de er avhengig av testers observasjon og kvalitative rapportering av utførelsen ved skåring (10,13,22). Functional reach Test finner for friske en høy test-retest reliabilitet ($r = 0,89$) med en intertester enighet på «reach» målinger på 0,98 (32). The Timed-up-and-go Test viser seg å differensiere mellom yngre, eldre og eldre i risikogruppen for fall, spesielt ved måling av hastighet under gange (33). Testen benyttes mest på eldre og er testet ut for denne gruppen der skåring av tid korrelerer med Bergs skala ($r = -0,81$) (34).

Måling av posturale responser via ny teknologi får fram mindre endringer i postural adferd, og muliggjør registrering av mønstre som ikke kan observeres bare ved bruk av øynene (5). Et viktig poeng er likevel at vi per i dag ikke kjenner den kliniske verdien av slike indirekte observerbare endringer.

Ankel- eller hoftestrategi beskrives som to bevegelsesstrategier som trer tydelig fram ved forstyrrelse av postural kontroll. Skrittstrategi benyttes når forstyrrelsen er så stor at et skritt må taes for å unngå fall. I denne studien fant vi stor variasjon mellom testutførelse på dominant versus ikke-dominant ben. Denne store forskjellen samsvarer med hva Goldie og medarbeidere (22) fant ved ettbenstående test, selv når testtiden var kun 15 sekunder. Derfor bør det angis om testen er utført stående på dominant eller ikke-dominant ben. Dette må det også tas hensyn til ved fortolkning av resultatene.

Selv om ettbenstående kan sies å være en funksjonell utgangsstilling som inngår i mange daglige oppgaver, viste testene i denne studien svært store kvalitative variasjoner. Eneste unntak var ettbenstående på dominant ben med øynene åpne. Den visuelle informasjonen fra det faste punktet har en betydelig stabiliserende funksjon (11,21). Testene på ikke-dominant ben samt testene i ettbenstående med lukkede øyne er derfor ikke anvendbare for denne friske testgruppen. Øvelsene er derfor sannsynligvis også for vanskelige for pasienter med kroniske korsryggsmerter, hodeskader og eldre (10,14,17). For disse gruppene kan det være relevant å benytte tester i mindre krevende utgangsstillinger med større understøttelsesflate (6,21). Et eksempel kan være tandemstående som setter noe mindre krav til det posturale kontrollsystemet (13,22).

Vi setter i denne studien spørsmålsteget

ved viktigheten av informasjonen vi får av den sittende statiske testen, uansett om den utføres med åpne eller lukkede øyne. Tanken med å inkludere testen var å utelukke bruk av skritt- eller ankelstrategi. I ettertid kan det se ut til at vurdering av kroppssvai i statisk sittende stilling ikke tilfører oss informasjon i forhold til de kliniske problemstillingene vi står overfor. Dette så lenge testpersonene ikke blir utsatt for akselerasjonskrefter eller oppgaver som er av betydning ved forflytning eller endring av understøttelsesflaten.

Vi valgte å ta med den sittende dynamiske testen fordi tidligere studier har vist balanseforstyrrelser hos ryggpasienter (35). Hensikten var å forsøke å isolere bevegelsen i lumbalcolumna fra proprioceptive strukturer tilknyttet fot-, ankel- og hoftledd (31). Ved de dynamiske testene fikk testpersonene hele tiden visuell feedback fra skjermen som viste hvor deres COP var og hvor det skulle hen (6). Derfor visste de på forhånd hvor stor den posturale forstyrrelsen ville bli, og fikk således tilbakemelding på hvor presist de klarte å utføre oppgaven (7). Slike tester setter krav til tyngdeoverføring og inkluderer aktiviteter som utfordrer stabilitetsgrenser (21,30). Gill med medarbeidere (14) målte leddsans hos friske forsøkspersoner og pasienter med kroniske korsryggsmerter. Ved å gi dem visuell feedback fra dataskjermen skulle de lære å gjenfinne lumbalcolumnas utgangsposisjon. Gruppen med kroniske korsryggsmerter hadde signifikant dårligere leddsans i forhold til kontrollgruppen selv om de fikk visuell feedback. Dette samsvarer med hva også andre studier har funnet (15,21,31,35).

Evaluering av leddsans har vist høyere reliabilitet i sittende enn i stående utgangsstilling. Ved bevegelse av lumbalcolumna i relasjon til COP i sittende stilling kan leddsansen og evnen til å oppfatte endring av stilling testes (10,15). Ved kun en evaluering av ren fleksjon og ekstensjon i sittende utgangsstilling kan aktivering av proprioseptorene være begrenset lokalt til fasettleddene (15). Vi erfarte imidlertid at sittende dynamisk test ikke helt utelukket bruk av andre strategier enn bevegelse i lumbalcolumna. Kanskje burde føttene vært lett understøttet slik at kontroll av lumbaldelen av columna ble isolert fra andre kompenserende tilpasninger? Dette gjenstår å evaluere (35). Forsøkspersonene i denne studien tok aktivt i bruk underkremittetene for å gjøre oppgaven lettere. De utførte således ytterligere hoftbevegelser enn de som fremkommer bare ved å bevege lumbalcolumna og bekken.

Selv om kroppssvai ofte brukes som et uttrykk for postural kontroll, er det benyttet

ulike kroppssvai-parameter som resultatmål i ulike studier (27). Hvilke parameter som er best egnet er noe omstridt. Ved rapportering av reliabilitetsdata har det vist seg å være bedre å angi total kroppsbevegelse ($0.82 < ICC < 0.92$) framfor maksimal kroppsbevegelse ($0.27 < ICC < 0.79$) (13). Det er også ønskelig med en standardisering av parameter og prosedyrer som testtid og utgangsstillinger for bedre å kunne sammenlikne studier (20,36). Målinger som uttrykker akselerasjonstiden til tyngdepunktet har blitt rapportert å gi noe bedre intratesterreliabilitet enn måling av forflytning av COP. Målinger av hastighetsmomentet ved COP-målinger fanger opp verdier som ligger et sted mellom disse parametrene (13,22). I mange studier kombineres dessverre resultater fra flere balansetester, og data fra ulike tester sammenliknes uten at de er tilfredsstillende reliabilitets- eller validitetstestet (27,28,30). I tillegg er testtid og parametre ofte dårlig beskrevet.

Kejonen og medarbeidere (13) har konkludert med at GBM er valid for evaluering av postural kontroll for friske når plattformen ble sammenlignet med kraftplattform «Mac Reflex motion analysis» (6,13). Det framkom signifikante korrelasjoner for testene tobenstående med øynene åpne og lukket samt ettbenstående med øynene åpne (Spearman korrelasjonskoeffisient fra 0.6 til 0.9). Høy reliabilitet er en forutsetning for å kunne gå videre å evaluere validiteten til testene (24). Derfor startet vi med en reliabilitetsstudie.

Resultatene i denne metodestudien er vanskelige å fortolke ettersom de er vanskelig å sammenligne med resultater fra andre studier. GBM er en ny plattformtype som ikke er tilfredsstillende uttestet, og av den grunn finnes det sparsomt med referanseverdier. Det er derfor, spesielt ved evaluering av absolutt reliabilitet, vanskelig å vurdere hvilken størrelse på målefeilen en skal anse som akseptabel. De høyeste verdiene kan være lettere å fortolke, men hva som bør være grenseverdier er det foreløpig vanskeligere å ha noen klar oppfatning om. En sammenlikning mellom friske og pasientgrupper må utføres med forsiktighet. Vi vet at det finnes flere i Norge som anvender denne plattformen, og vi ønsker flere metodestudier. Denne studien anses som en begynnelse på uttesting av plattformen.

Konklusjon

Metodestudien på friske forsøkspersoner viste moderat til god relativ reliabilitet for GBM ved ettbenstående test på dominant ben med åpne øyne, og at resultatet var best ved testing av intratesterreliabilitet. Ettbenstå-

ende tester med øyne lukket var så vanskelige at de friske forsøkspersonene ikke klarte å gjennomføre dem. Reliabiliteten var også lav for de dynamiske testene, og lavest for tobenstående dynamiske test.

Statisk tobenstående test, som tidligere er reliabilitetstestet, vil bli benyttet i klinisk praksis ved vår avdeling. Andre tester som ettbenstående med øyne åpne og sittende dynamisk test, vil kun anbefales til treningsbruk inntil testene videreutvikles. Vi vil forsøke dette gjennom å ytterligere standardisere testprosedyrene og å benytte gjennomsnittsverdien av tre testforsøk. Da vil det hovedsakelig være variabiliteten innen individene som eventuelt gjør at reliabiliteten fortsatt er lav. Det kan denne metodestudien foreløpig ikke gi svar på.

Vurdering av kroppssvai målt på balanseplattformen GBM kan kun benyttes som et evalueringsverktøy for friske forsøkspersoner med de aktuelle testene dersom reliabiliteten økes. Først når referanseverdier og reliable målinger foreligger for friske, bør plattformen testes ut i forhold til pasientgrupper.

Litteratur

- Henriksson M. Rehabilitation and Evaluation after Anterior Cruciate Ligament Injury. (Doctorial dissertation) Linköping universitet: Linköping; 1999.
- Bergland A. Postural kontroll-balanse. Teoribegrep. (Kompendium) Høgskolen i Oslo: Oslo; 1999.
- Berg K. Balance and its measure in the elderly. *Physiother Can* 1989;41:240-5.
- Lephart SM, Fu FH. Proprioception and Neuromuscular control in joint stability. Champaign; Human Kinetics, 2000.
- Huxham F, Goldie P, Patla A. Theoretical considerations in balance assessment. *Aust J of Physiother* 2001; 147: 89-100.
- Kejonen P, Kauranen K. Motion analysis measurements of body movements during standing: association with age and sex. *Int J of Rehabil Research* 2002; 25: 297-304.
- Radebold A, Cholewicki J. et al. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine* 2001; 26: 724-30.
- Sackley CM, Lincoln N. Weight distribution and postural sway in health adults. *Clin Rehab* 1991; 5: 181-6.
- Karlsson A, Frykberg G. Correlations between force plate measures for assessment of balance. *Clin Biomechan*; 2000; 15: 365-9.
- Sihvonen S, Era P. Test-retest reliability of easy and more demanding balance tests in young, middle-aged and older subjects. 5th World Congress on Physical Activity, aging and Sports. Orlando, USA 1999;10-4.
- Hoffman M, Kocaja DM. Dynamic Balance Testing With Electrically Evoked Perturbation: A

test of Reliability. Arch Phys Med Rehabil 1997; 78: 290-3.

12. Brouwer B, Culham E. Normal Variability of postural measures: Implications for the reliability of relative performance outcomes. Scand J Rehab Med 1998; 30: 131-7.

13. Kejonen P, Kauranen K. Reliability and validity of standing balance measurements with a motion analysis system. Physiother 2002; 88(1): 25-32.

14. Gill K, Callaghan M. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. Spine 1998; 23(3): 371-3.

15. Newcomer K, Laskowski E. Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. Spine 2000; 25(19): 2488-93.

16. Wöber C, Oder W, Kollegger H. Posturographic Measurement of Body Sway in Survivors of Severe Closed Head Injury. Arch Phys Med Rehabil 1998; 74: 1151-5.

17. Ebenbichler GR, Oddson LE, et al. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. Med Sci Sports Exerc 2001; 33(11): 1889-98.

18. Era P. Posture control in the elderly. Int J Technol Aging 1998; 1(2): 166-79.

Aromaa A, Koskinen S. Health and functional capacity in Finland. Baseline Results of the Health 2000 health Examination Survey. Publications of the National Public Health Institute. Helsinki; 2004.

19. Van Emmerik, REA, Van Wegen EEH. On the functional Aspects of Variability in Postural Control. Exerc Sport Sci Rev 2001; 30(4): 177-83.

20. Sihvonen S, Sipilä S, Taskinin S, Era P. Fall Incidence in Frail Older Women after Individualized Visual Feedback-Based Balance Training. Gerontol 2004; 50: 411-6.

21. Goldie P, Ewans OM, Bach TM. Steadiness in one-legged stance: Development of a reliable force-platform testing procedure. Arch Phys Med Rehabil 1992; 73: 348-54.

22. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. Psychol Bulletin 1979; 86: 420-8.

23. Domholdt, E. Physical Therapy Research. Principles and Applications. Pennsylvania: W.B. Saunders Company; 1993.

24. Schmitt, JS, DiFabio RP. Reliable change and minimum important difference (MID) proportions facilitated group responsiveness comparisons using individual threshold criteria. J of Clin Epidemiol 2004; 57: 1008-18.

25. Corriveau H, Herbert R. Intrasession Reliability of the "Center of Pressure Minus Center of Mass" Variable of Postural Control in the Healthy Elderly. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81: 45-8.

26. Rehn B. Mätning av postural kontroll- en selektiv litteraturoversikt. Nordisk Fysioterapi 2003; 7: 17-28.

27. Røgind H, Lykkegaard JJ. Postural sway in normal subjects aged 20-70 years. Clin Physiol and Func Imaging 2003; 23: 171-6.

28. Clair KL, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. Clin Biomechan 1996; 11(3): 176-8.

29. Era P, Schroll M, Ytting H, et al. Postural Balance and its sensory-motor correlates in 75-year-

old men and women: A cross-national comparative study. J of Gerontol 1996; 51(2): 53-63.

30. Luoto S, Aalto H, Taimela S. One-Footed and Externally Disturbed Two-Footed Postural Control In Patients With Low Back Pain and Healthy Control Subjects. Spine 1998; 23(19): 2081-90.

31. Duncan PW, Weiner, DK. Functional reach: a new clinical measure of balance. J of Gerontol Nurs 1990; 45(6): 192-7.

32. Wall JC, Bell C, Campbell S. The Timed Get-up-and-go Test revisited: Measurement of the Component Tasks. J of Rehabil Res Dev 2000; 37(1): 109-14.

33. Podsiadlo D, Richardson S. The timed «Up and Go»: A test of basic functional mobility for frail elderly persons. J AM Geriatr Soc 1991; 39(2): 142-8.

34. Cholewicki J, Polzhofer GK. Postural control of trunk during unstable sitting. J of Biomech 2000; 33: 1733-7.

35. Pyöriä O, Era P. Relationship between Standing Balance and Symmetry Measurements in Patients Following Recent Strokes (≤ 3 Weeks) or Older Strokes (≥ 6 Months). Phys Therapy 2004; 84: 128-36.

Abstract

Purpose: Evaluate intra- and interrater reliability for the platform Good Balance Metitur (GBM) through a test-retest trial. **Material:** Healthy subjects (N=34) with mean age 36 years, and had no problem with balance, sensibility, or low back pain. **Method:** The measurements were performed of two trained physiotherapists. Time between test-retest was one week (intrarater test), and ten minutes between the two testers (interrater test). **Outcome measures** were Intraclass Correlation Coefficient (ICC), Standard Deviation within Subjects (S_w) and Smallest Detectable Difference (SDD). **Results:** ICC showed moderate to low degree of intratester reliability (0.4 – 0.8), lowest for one leg standing eyes closed, highest for one leg standing test dominant leg, eyes open on intrarater test. S_w was moderate to high for all the tests (0.84 mm/s to 1890 mm), and SDD ranged from 1.65mm/s for speed in x-direction sitting test eyes open, to 3706 mm in marked distance in dynamic two leg standing test. **Conclusion:** GBM showed moderate to good test-retest relative reliability (ICC > 0.67) in one leg dominant standing for healthy subjects, highest for intrarater test. The reliability was low for the other tests. We can therefore only recommend GBM as an measurement tool for postural control in healthy subjects. We also have to test it further before using it in patients.

Keywords: Reliability, balance platform, healthy subjects

Ny viten om nakkesleng og cervicobrachialgi

Servicekontoret arrangerte 16.-18. mars tverrfaglig nakkeseminar i Trondheim. Her er noen av studiene som ble presentert.

Les mer på www.fysioterapeuten.no

Fysioterapi vs slyngetrening etter nakkesleng

Manuellterapeut John Vikne fra Asker presenterte en studie som sammenlignet effekten av tradisjonell fysioterapi og et nyutviklet slyngtreningensprogram (NSET). Slyngtreningens hensikt var å påvirke motorisk kontroll hos pasientene.

Rehabiliterer motorisk styring ved nakkesmerter

Forsker Deborah Falla fra Australia presenterte dokumentasjon på komplekse endringer i styring av muskler (1,2) og muskelsammensetning (3) hos personer med nakkesmerter. Styringsendringene var blant annet omfordelig av belastning mellom muskler og deler av muskler, forsinket timing av dype nak-

kemuskler samt overaktivitet av overflatiske muskler.

MR-verifisere skader i øvre nakkebånd hos nakkeslengpasienter?

Stipendiat Rigmor Myran ved NTNU fremla en deskriptiv korrelasjonsstudie med ennå ikke publiserte MR-resultater av bånd og bindehinner i øvre nakkeregion. Bakgrunnen for studien var Kaale og medarbeideres omstridte MR-resultater av skader hos nakkeslengpasienter (1).

Nakkesleng: funksjonsbegrensninger og smerte forbundet med MR-funn

Doktorgradsstipendiat Kaale fra Universitetet i Bergen fremla en deskriptiv korrelasjonsstudie (1) med hensikt å utforske om selvrappert smerte og funksjonsbegrensninger hos WAD-pasienter (whiplash associated disorder) er forbundet med skade i spesifikke bløtdelsstrukturer i øvre nakke, vurdert ved MR.