

Forord

Jeg må begynne med å takke min veileder Stephen Seiler Ph.D. Hans råd og veiledning underveis har vært meget verdifulle. Jeg har aldri gått fra en veiledning uten masse verdifulle råd. Jeg vil videre takke høyskolelektor Morten Ottestad som har laget et så spennende og nytenkende produkt, mine klassekamerater og venninner, spesielt Ingrid, Øyvind og Hanne som jeg har delt kontor med. Tilslutt må jeg også rette en stor takk til mine foreldre som alltid stiller opp uansett. Takk alle sammen.

Arbeidet med denne oppgaven har vært meget interessant og lærerikt. Det å være med i en utviklingsprosess har vært noe nytt for meg. Det er først når man er en del an en slik prosess man skjønner hvor mye arbeid som ligger bak et ferdig produkt i dagens marked. Aldri har jeg opplevd at de tre T-ene (Ting tar tid) har hatt mer rett enn under arbeidet med denne oppgaven. Jeg har også lært at det ikke nytter å bli nedfor når ting ikke fungerer første gang. Det er bare å prøve igjen, det er tross alt feil man lærer mest av.

Det har som sagt vært meget interessant og lærerikt å jobbe med denne oppgaven, men når det er sagt er det også veldig deilig å endelig være ferdig.

Sammendrag

Målet med dette studiet har vært å se på en ny plattform (adaptiv rehabiliteringsrobot) for testing og trening av dynamisk balanse. Studiet har bestått av en utviklingsprosess og en utprøving en prototype av plattformen. Det finnes i dag ingen fullgode metoder for måling av dynamisk balanse, så nye produkter er derfor svært spennende.

Det var i alt 24 testpersoner (10 kvinner og 14 menn) med stor variasjon i treningsbakgrunn som ble testet på fire ulike tester. Statisk med øynene åpne, statisk med øynene lukket, dynamisk med øynene åpne og maks dynamisk balanse. Det har videre blitt sett på korrelasjonen mellom disse ulike balansetestene.

Det ble ikke påvist noen korrelasjon mellom testene statisk med øynene åpne, statisk med øynene lukket og dynamisk balanse med øynene åpne. Den siste testen, maks dynamisk balanse ble avbrutt underveis da det ble klart at plattformen ikke kunne tilføre tilstrekkelig balanseutfordring.

Balanse er en svært kompleks og vanskelig egenskap å måle, men vi mennesker er samtidig så avhengig av balansen at det er interessant kunne se forandringer i den. Dette gjør at nye produkter innenfor måling av balanse er spennende. Adaptiv rehabiliteringsrobot er et meget interessant produkt både for testing og trening av balanse. Det er allikevel klart at produktet fortsatt er en prototyp og det er mye som må forbedres for at det skal bli en fullgod plattform for trening og testing av dynamisk balanse.

Innholdsfortegnelse

Forord	I
Sammendrag	II
Innholdsfortegnelse	III
1.0 Innledning.....	s. 5
2.0 Måling av dynamisk balanse	s. 7
2.1 Definisjon av dynamisk balanse	s. 7
2.2 Time to stabilization (TTS).....	s. 8
2.3 Dynamic postural stability index (DPSI)	s. 9
2.4 Star excursion balance test (SEBT).....	s. 11
2.5 Biodex stability system (BSS)	s. 12
2.6 The single-leg hop stabilization test (SLHS)	s. 13
2.7 Studier på korrelasjon mellom dynamisk og statisk balanse	s. 14
2.8 Kvalitet på dagens metoder og sammenheng mellom balanse mål.....	s. 16
2.8.1 Sammenheng mellom statisk og dynamisk balanse.....	s. 17
2.8.2 Er dagens metoder for mål av dynamisk balanse gode nok?	s. 18
3.0 Utvikling av ARR, en dynamisk kraftplattform.....	s. 20
3.1 Presentasjon av Adaptiv rehabiliteringsrobot	s. 20
3.2 Orienterbar plattform.....	s. 21
3.3 Akselerometer	s. 23
3.4 Program for styring av bevegelse	s. 23
3.5 ARR sine egenskaper	s. 24
3.6 Brukergrensesnitt	s. 25
3.6.1 Versjon 1 av brukergrensesnitt	s. 26
3.6.2 Versjon 2 av brukergrensesnitt etter innledende testing	s. 27
3.7 Databehandling	s. 29
3.7.1 Rådata.....	s. 29
3.7.2 Utvikling av Excel regneark	s. 30
3.7.3 Utregning av gjennomsnittlig vandring av kroppens trykksenter	s. 30
3.7.4 Grafisk fremstilling av vandring av kroppens trykksenter	s. 32
3.7.5 Fra rådata til areal.....	s. 33

4.0 Metode.....	s. 34
4.1 <i>Testpersoner og protokoll</i>	s. 34
4.2 <i>Statisk balansetest på ett bein</i>	s. 35
4.3 <i>Dynamisk balansetest på ett bein</i>	s. 36
4.4 <i>Maks dynamisk balansetest</i>	s. 37
4.5 <i>Måleutstyr</i>	s. 39
4.6 <i>Databehandling</i>	s. 39
5.0 Resultat.....	s. 41
6.0 Diskusjon.....	s. 45
6.1 <i>Korrelasjon mellom de ulike balansetestene</i>	s. 45
6.2 <i>Maks dynamisk balanse, en ny tilnærming til dynamisk balanse</i>	s. 47
6.3 <i>På hvilke områder kan ARR forbedres?</i>	s. 48
7.0 Konklusjon	s. 49
8.0 Litteratur	s. 50

1.0 Innledning

Bipedalisme er sjeldent i dyreriket og en stor utfordring for balansen. Det å stå og gå på to ben gjør at balanse er meget viktig for oss mennesker. Selv utførelse av dagligdagse oppgaver krever en god balanse. For idrettsutøvere som utfører vanskelige motoriske oppgaver, som en overstegefsinte i fotball i stor fart, og i utfordrende miljøer, blir god balanse desto viktigere. Dårlig balanse kan føre til at man ikke klarer å utføre den motoriske oppgaven og i verste fall skade seg som følge av en mislykket handling. Balanse har blitt referert til som "the single most important component of athletic ability" (4).

Trening av balanse blir mer og mer vanlig i idrett. I mange fotballklubber er trening av balanse og evnen til å stabilisere seg mer i fokus enn noen gang før. Trening av kjernemuskulaturen i kroppen er også mer vektlagt enn før. Dette bidrar til å bedre en persons balanse og blir også brukt ved opptrening etter skader, som for eksempel overtråkk, og også for å forebygge skader. Det er ikke bare toppidrettsutøvere som bruker tid på denne type arbeid. Innen fitness og styrketrening er det økt fokus på å trene ustabil. Styrketrening i apparater blir mer og mer byttet ut med løse vekter, flere treningssenter anskaffer seg balanseputer og Redcord apparater. I tillegg har man aktiviteter som pilates og BOSU som fokuserer på trening av kjernemuskulatur og trening på ustabil underlag.

Som med all annen type trening er det også her viktig å få bekreftet at arbeidet har effekt. Det vil være spesielt viktig for en utøver på høyt nivå å vite at treningen har effekt, da det å bruke tid og krefter uten å tjene noe på det vil være svært uheldig. Derfor er det viktig å finne en god måte å måle effekten av treningen eller forbedringen i balanse på. Det er i utgangspunktet to hovedmåter å måle balanse på, statisk og dynamisk. Det finnes gode metoder for måling av statisk balanse. Bruk av kraftplattformer er en utbredt metode for å måle statisk balanse (1, 12).

En idrettsutøver står imidlertid sjeldent i ro, og det å måle balansen statisk vil kanskje derfor ikke gi et riktig bilde, hvis det ikke er høy korrelasjon mellom statiske og dynamiske mål av balanse.

Siden en idrettsutøver er i så mye bevegelse og skal utføre vanskelige motoriske oppgaver bør det derfor være interessant å se på hvordan man kan måle den dynamiske balansen til et menneske. Høsten 2006 ble jeg introdusert for en ny plattform for testing og trening av dynamisk balanse, nemlig Adaptiv Rehabiliterings Robot (ARR). Plattformen er laget av høyskolelektor Morten Ottestad, UiA avdeling Grimstad. På dette tidspunktet var plattformen ferdig bygd, men manglet programvare. Jeg ble spurt om jeg kunne tenke meg å være med på å utvikle denne plattformen videre slik at den kunne bli en fungerende test og treningsplattform. Da denne plattformen virket unik og nytenkende sa jeg meg villig til å skrive min masteroppgave om ARR. Mye av mitt arbeid med denne masteroppgaven har derfor vært å bistå Morten Ottestad i utviklingen av programvare, slik at ARR kunne bli en fungerende prototyp.

For å videreutvikle en slik plattform skal gjennomføres, bør man være sikker på at den kan bidra med noe nytt i forhold til dagens metoder. Det er tross alt mye tid og etter hvert penger som går med i utviklingen av et slikt produkt.

Det er også spennende å se på forholdet mellom statisk og dynamisk balanse. Det finnes som sagt gode metoder for å måle statisk balanse. Hvis det viser seg å være en høy korrelasjon mellom målinger av statisk og dynamisk balanse, så holder det jo å måle den statiske, og bruke disse resultatene som grunnlag for den dynamiske balansen.

Målet med denne masteroppgaven har derfor vært:

1. Å utføre innledende testing på en ny kraftplattform for testing og trening av dynamisk balanse
2. Å kvantifisere korrelasjonen mellom tre ulike balansemaal (statisk med øynene åpne, statisk med øynene lukket og dynamisk med øynene åpne målt på ARR)?
3. Å prøve ut en ny tilnærming for måling av dynamisk balanse, Maks dynamisk balanse.
4. Å komme med konkret råd om hvordan ARR må forbedres for å kunne bli en fullgod fungerende plattform for både testing og trening?

2.0 Måling av dynamisk balanse

2.1 Definisjon av dynamisk balanse

For å kunne vurdere målinger av dynamisk balanse må en først bestemme hva som menes med dynamisk balanse. For mange er dynamisk balanse det å holde balansen mens kroppen er i bevegelse. Hvis man tenker etter er det ikke alltid at dette er tilfelle. For en alpinist går ofte balanseoppgaven ut på å holde kroppen så rolig som mulig i forhold til underlaget, og hvis man ser på en syklist i en sving sitter også syklisten i ro, mens han utfører balanseoppgaven. Disse oppgavene er helt klart dynamiske oppgaver selv om målet er å holde kroppen i ro. Jeg har valgt å se på dynamisk balanse som en kombinasjon av to definisjoner.

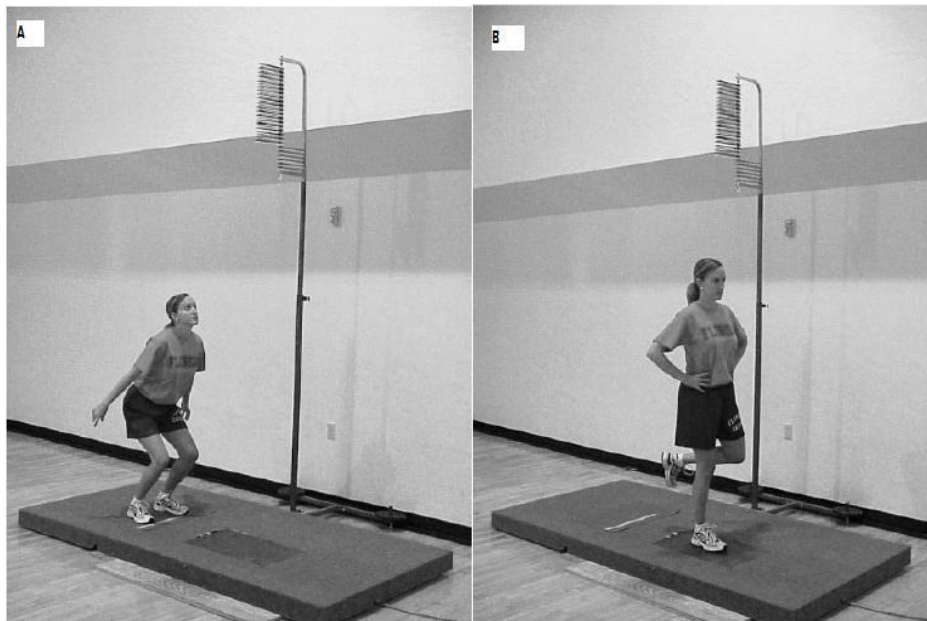
Dynamisk balanse er:

- å opprettholde en stående holdning mens tyngdepunktets senter og underlaget er i bevegelse og å opprettholde en stående holdning mens tyngdepunktets senter beveger seg utenfor støtteflaten (22),
- Wikstrøm et.al. definerer begrepet dynamisk postural stabilitet som “*an individual’s ability to maintain balance while transitioning from a dynamic to a static state*”(20).

2.2 Time to stabilization (TTS)

TTS er en måte å måle nevro-muskulær kontroll som involverer både sensoriske og mekaniske systemer i å mestre den komplekse oppgaven, landing etter et hopp. Det er en kvantifiserbar metode som ved hjelp av en kraftplattform beskriver kroppens evne til å minimere postural svai under skifte fra en dynamisk til statisk tilstand (17).

Under følger et eksempel på en hoppprotokoll som har blitt brukt i flere studier (17, 21). Hoppprotokollen er valgt fordi den minner om en bevegelse mange idrettutøvere utfører i sine respektive aktiviteter. Det er også en kontrollerbar oppgave, hvor man kan kontrollere for hopp høyde og lengde slik at variasjonen i TTS blir mindre. Utøverne utfører et maks spenst hopp 70cm fra en høydemåler. Deretter hopper de et hopp på 50% av maks høyden hvor de lander på et bein, stabiliserer så fort som mulig og så står så stille som mulig i 20 sekunder (se figur 1) (21).



Figur 1. TTS Hoppprotokoll A. Start, B. Landing (17)

Resultatene i TTS er uttrykt i tiden det tar å stabilisere i 3 akser, disse er:

1. Vertikal
2. Medial-lateral
3. Anterior-posterior

Før testen regnes det ut for testpersonen hvilke verdier på kraftplattformen som skal oppnåes for at personen har stabilisert seg. Dette er individuelt pga. kroppsvekt (17).

Innvendinger mot bruk av TTS er at den måler stabilitet i tre retninger, noe som gir tre separate tall som representerer dynamisk postural stabilitet. Dette forhindrer forskere å se helhetlige forandringer i dynamisk balanse. I tillegg er det å måtte utføre datareduksjoner og analyser for å sammenligne mellom grupper på 3 separate målinger en meget kjedsommelig prosess og en begrensning ved TTS (21). Videre peker forskere på at hoppet inn på kraftplattformen kan være en feilkilde. Selv om det kontrolleres for hopp høyde og hopp lengde så blir det ikke tatt hensyn til akselerasjonen på hoppet som kan bidra til variasjon i resultatet (17).

2.3 Dynamic postural stability index (DPSI)

Denne metoden bygger på TTS. Hoppprotokollen som brukes ved DPSI er den samme som ved TTS. Mens TTS gir tre ulike mål på balanse gir DPSI et helhetlig bilde på balanse som påvirkes av forandringer i alle tre retninger. DPSI er sammensatt av MLSI (medial-lateral), APSI (anterior-posterior) og VSI (vertikal).

Den største forskjellen mellom TTS og DPSI er format på resultatene. I TTS vil tiden det tar å komme under en gitt verdi bli målt, mens i DPSI vil selve kraftmålingene bli brukt. Mens TTS gir resultatene i tid gir DPSI et generelt tall på global balanse. Dette vil si at den ene metoden ikke utelukker den andre og at de kan brukes til å løse forskjellige problemstillinger. Selv om DPSI gir et globalt bilde på balanse, så utelukker den ikke de retningsbestemte målene, DPSI har derfor en klar fordel i at den kan måle balansen både globalt og retningsbestemt.

SEM (Standard error of Measurement) i DPSI viser seg å være meget lav (0,03) på en gjennomsnittlig DPSI på 0,81. SEM er et mål på DPSI sin presisjon og at det er 95 % sannsynlighet for at de målte verdiene ligger innenfor $\pm 0,059$ ($1,96 \cdot 0,03$) av den sanne DPSI. I tillegg viser DPSI seg å ha en god reliabilitet (0,96) mellom testperiodene (21).

I følge Wikstrøm et al. har DPSI og dens retningsbestemte komponenter en høyere reliabilitet enn TTS ved bruk av samme data. Dette stemmer i følge tallene deres bare for to av retningene. Hvis man studerer tabell 1 (side 10) ser man at i medial-lateral retningen er faktisk tallene til TTS høyere, 0,66 i forhold til 0,38. De opererer også med en meget høy ICC (Intraclass correlation coefficient) for DPSI. Denne skal være kalkulert ut i fra de tre andre retningene. Spørsmålet er da hvordan de kan få et så godt resultat når tallene den skal være

sammensatt av ikke tilsier dette. Eneste måte jeg kan se at dette kan være tilfelle er hvis de ulike målene utligner hverandre. Dette er ikke diskutert av artikkelforfatterne.

	Time to Stabilization (Milliseconds)			Stability Index			
	Medial-Lateral	Anterior-Posterior	Vertical	Dynamic Postural Stability Index	Medial-Lateral	Anterior-Posterior	Vertical
Mean	1133.00	1696.00	1650.00	.77	.22	.38	.62
ICC (3, 1)	.66	.80	.78	.96	.38	.90	.97
95% Confidence interval of ICC	.41-.84	.62-.91	.59-.90	.91-.98	.08-.66	.80-.96	.94-.99
ICC Rating	Poor	Good	Fair	Excellent	Poor	Excellent	Excellent
SEM†	210.00	55.00	290.00	.03	.06	.02	.03
% of mean	18.50	3.20	17.60	3.70	26.10	5.00	4.60

*ICC indicates intraclass correlation coefficient.

†SEM = $s \sqrt{1-r}$ where s is the SD and r is the ICC.

Tabell 1. Sammenligning TTS og DPSI (21)

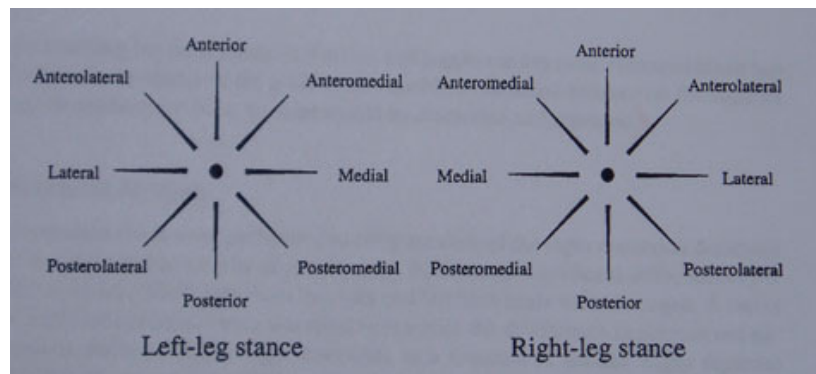
Det pekes på at ved tidligere forsøk gjort med den samme hopprotokollen så har det vært flere ikke vellykkede hopp (tap av balanse, fall) uansett antall treningsforsøk. Disse mislykkede forsøkene er ikke blitt tatt med i denne undersøkelsen, og kan forklare den noe uvirkelig høye ICC (21). Dette er viktig informasjon å ta med i diskusjonen av resultater. Det å sammenligne antall fall med vellykkede forsøk mellom testpersonene kan gi nyttig informasjon om dynamisk balanse.

Hvis man ser på tallene for den mediale-laterale delen av testen viser disse lave tall for ICC. Det er i denne retningen det er mest vanlig å miste balansen. Foten vår er lang og smal og den gir derfor god stabilitet i anterior-posterior retningen. Det å se gode tall i anterior-posterior retningen er derfor ikke veldig overraskende. Det hører med at forskerne nevner dette i teksten, men uten å diskutere noe mer rundt det (21).

Kritikken mot DPSI blir noe av den samme som mot TTS. Det at selve hoppet er en vanskelig motorisk oppgave og ikke kan kontrolleres helt. Å sammenligne resultater fra hopprotokollen med resultater gjort med å slippe seg ned fra en stang på kraftplattformen kan hjelpe til med å kontrollere for hoppakselerasjon (17). I tillegg mener jeg at det burde være en mer nøyaktig protokoll for testingen, hvor antall treningsforsøk var det samme for alle. Det er også en stor feilkilde for resultatene at i tilfeller hvor testpersonen enten mistet balansen og satt en fot ned, tok et ekstra hopp etter den første landingen eller hadde overdreven bevegelse av armer eller ben, ble forsøket sett bort fra og gjentatt. På denne måten får man ikke et helhetlig bilde av balansen til testpersonene. Dette fordi kun de beste forsøkene ble tatt med og man da vil få et kunstig godt resultat.

2.4 Star Excursion Balance Test (SEBT)

SEBT utføres ved at testpersonen opprettholder balansen på stamfoten mens vedkommende strekker det andre beinet så langt ut som mulig i åtte retninger (se figur 2). Resultatet i testen er summen av lengdene i de åtte retningene sett opp mot beinlengde (10). Testen utføres på begge bein.



Figur 2. Retninger å strekke i SEBT (9)

Testpersonen blir bedt om å strekke seg så langt ut som mulig på linjen, berøre underlaget lett og så gå tilbake til to fots stilling i midten. Deretter begynner testpersonen på neste linje helt til alle åtte er fullført. Hvis observatøren syntes at testpersonen brukte strekkbeinet som støtte eller testpersonen mistet balansen under utførelsen, så ble forsøket strøket og gjentatt (9).

SEBT har vist seg å være en reliabel metode for måling av dynamisk balanse (ICC = 0,78-0,96 i ulike studier) (10).

En viktig faktor å ta hensyn til på SEBT er høyde og beinlengde, da disse spiller en stor rolle for resultatet i SEBT (9). En annen faktor som spiller inn er at det er en observatør som bestemmer om utførelsen av testen er godkjent eller ikke. Dette gjør at det kan være vanskelig å sammenligne resultater mellom forsøk, da det er meget usikkert at observatørene har samme mening om hva som er godkjent utførelse av testen. Et usikkerhetsmoment kan også være at observatøren ikke klarer å være "rettferdig" i sin bedømmelse av ulike forsøk.

Min største innvending mot denne testen er spørsmålet om hva testen egentlig måler. Er dette et mål på dynamisk balanse eller bare et mål på bevegelighet? Det er mulig å ha en dårlig bevegelighet, og samtidig ha en god dynamisk balanse. Men det er ikke mulig å skåre godt på SEBT hvis man har en dårlig bevegelighet.

2.5 Biodex Stability System (BSS)

BSS (Biodex, Inc., Shirley, NY) er en balanseplattform som kan beveges. Det vil si at en kan få et mål på balanse mens underlaget er i bevegelse. BSS bruker en rund plattform som kan beveges i anterior-posterior (AP) og medial-laterale (ML) akse samtidig (se figur 3).



Figur 3. Biodex stability system (23)

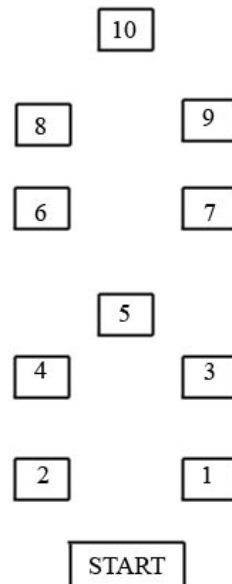
Det er ikke noen perturbasjon eller forstyrrelser utenfra på denne plattformen. Bevegelsen i plattformen gjenspeiler bevegelsen i ankelleddet til personen som står på den. Den kan altså ikke tilføre ustabilitet selv. Det er mulig å øke eller minske stabiliteten på plattformen slik at vanskelighetsgraden kan stilles. BSS måler ikke bevegelsen av kroppens trykksenter, men bare graden av tilt på plattformen. Fra dataene om grad av tilt på plattformen i AP og ML aksene får man anterior-posterior stability index (APSI) og medial-laterale stability index (MLSI) som sammen gir overall stability index (OSI) (23).

Siden BSS ikke måler kroppens trykksenter, men kun gir informasjon om grad av vipp på plattformen vil den derfor først og fremst gi spesifikk informasjon om ankelleddets bevegelser enn om balansen til personen. Det er ikke klart hvordan kne og hoftebevegelser påvirker målingene til BSS (2).

Hinmann (11) sier at test-retest reliabiliteten til BSS er akseptabel (0,70-0,94) og sammenlignbar med andre mål for balanse som blir brukt. Det pekes også på at det trengs flere studier for å kunne fastslå at dette ikke varierer mellom populasjoner, og om den blir påvirket av trenings eller rehabiliterings programmer.

2.6 The multiple single-leg hop-stabilization test (SLHS)

SLHS er en videreutvikling av den modifiserte Bass testen (18). I testen er det ti 2,5cm store kvadrater som er nummerert fra 1-10 (se figur 4). Avstanden mellom kvadratene er individuelle og sees i sammenheng med høyden på testpersonen.



Figur 4. Nummerert hoppmønster (18)

Testpersonen skal hoppe fra kvadrat til kvadrat i nummerert rekkefølge. Det er utviklet et system som gir poeng for hver feil som blir gjort. Ti poeng for hver landingsfeil og 3 poeng for hver balansefeil (se figur 5). Før testen får hver deltager en innføring i hvordan poengene blir beregnet og flere gjennomganger av selve testen.

Feil ved landing	Dekker ikke hele kvadratet ved landing Snuble under landing Foten står ikke rett frem med 10o svingning til hver side. Hendene er ikke på hoften
Balansefeil	Berøre bakken med motsatt bein Berøre bein med motsatt bein Stor fleksjon, ekstensjon eller abduksjon med motsatt bein. Hendene av hoften

Figur 5. Feil under utførelse av SLHS (18)

Utgangsposisjonen for hver enkelt testperson er å stå på et bein med hendene plassert på hoften (iliac crests). Etter hvert hopp skal testpersonen finne balansen. Når balansen er funnet teller observatøren høyt til fem, og testpersonen kan deretter hoppe videre til neste kvadrat. Før hoppet får testpersonen lov til å se hvor neste kvadrat befinner seg. Under selve hoppet skal blikket være vendt forover og hendene på hoften.

Reliabiliteten i testen viser seg å være akseptabel, 0,92 på landingskåren og 0,70 på balanseskåren (18). At det ikke er noen objektiv vurdering av utførelsen, men en subjektiv vurdering av hvilke feil som blir gjort gjør at sammenligning mellom studier med samme

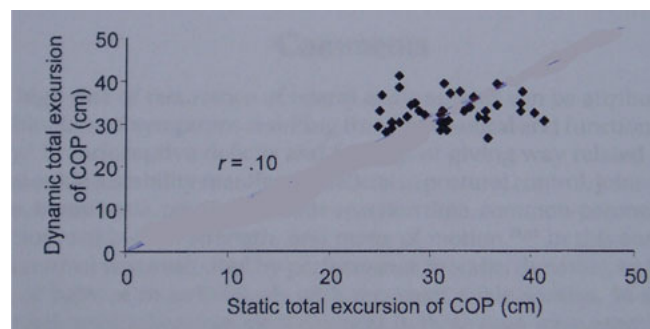
metode blir vanskelig. Punkt som "snuble under landing" må jo være svært vanskelig å definere klart, og fører til hele ti feilpoeng og kan derfor utgjøre store variasjoner i resultatet. I samme studie er det viktig at samme observatør observerer testpersonene. Selv da kan det lett forekomme feilvurderinger som går utover resultatet. Subjektive vurderinger av balanse er en stor feilkilde. At avstanden mellom kvadratene sees i sammenheng med høyden og ikke spensten til en person mener jeg er uheldig. Dersom man er lav og har god spenst vil det bli mye lettere å få gode resultater på SLHS enn for en som er høy og har dårlig spenst.

Det er også et spørsmål om hva denne testen egentlig måler. Noen av punktene man får feilpoeng for går strengt tatt ikke på balanse. Punktene "dekker ikke hele kvadratet ved landing" og "foten står ikke rett frem med 10° slingring til hver side" viser hvor god presisjon testpersonen har på hoppet sitt og sier lite om selve balansen i landingen.

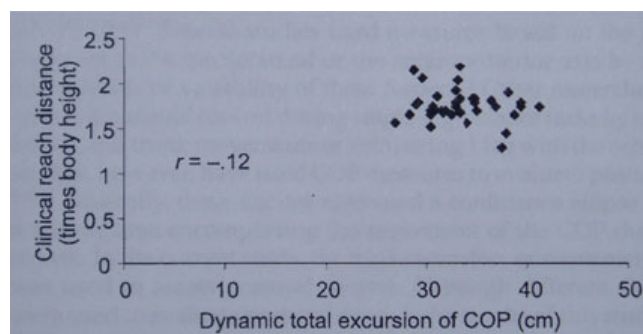
2.7 Studier på korrelasjon mellom statisk og dynamisk balanse

McGuine et al.(13) viste i sitt forsøk hvor de undersøkte 210 high school basketballspillere at spillere med et dårlig balanserresultat var nesten syv ganger så utsatt for overtråkk i forhold til spillere med et godt balanserresultat. Et lignende resultat fant også Tropp et al. (19) hos fotballspillere. Her viste det seg at 42 % av de med et dårlig balanserresultat fikk ankelskader i løpet av fotballsesongen, mot bare 11 % av de med et godt balanserresultat. I disse to studiene viser det seg at dårlig balanse øker risikoen for overtråkk. Det er viktig å understreke at det ikke påstås at det er kun den dårlige balansen som er grunnen til skadene og at dette må undersøkes nærmere (13). Forsøkene støtter ikke direkte opp om at det er en sammenheng mellom statisk og dynamisk balanse, men det er nærliggende å tro at det å ha en god dynamisk balanse (god balanse under bevegelse) vil gjøre at man er mindre utsatt for skader.

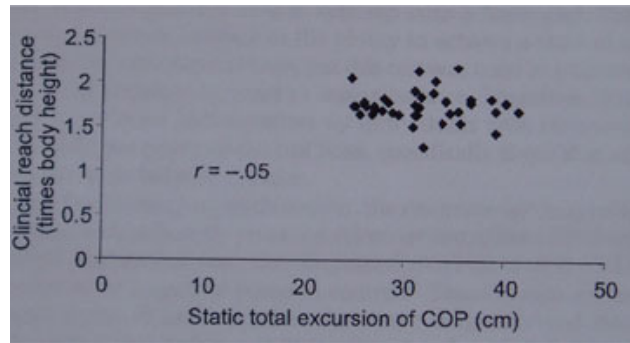
Det er få forsøk som direkte undersøker korrelasjon mellom dynamisk og statisk balanse. Nakagawa og Hoffmann (14) undersøkte dette og fant tilnærmet ingen korrelasjon mellom statisk og dynamisk balanse. Dynamisk balanse ble i dette forsøket definert som bevegelsen til kroppens trykksenter i tre sekunder etter at testpersonene tok et sidesteg opp på en kraftplattform. (se figur 6). De fant heller ingen korrelasjon mellom SEBT og dynamisk balanse (se figur 7) eller statisk balanse og SEBT (se figur 8, side 16).



Figur 6. Korrelasjon mellom statisk og dynamisk balanse, Korrelasjon = 0,10 (14)



Figur 7. Korrelasjon mellom dynamisk balanse og SEBT, Korrelasjon = -0,12 (14)



Figur 8. Korrelasjon mellom statisk balanse og SEBT, korrelasjon = -0,05 (14)

Disse resultatene støttes av Hoffmann og Koceja (12) som heller ikke fant noen korrelasjon mellom statiske målinger av postural svai og dynamiske balansemaal.

Ross og Guskiewicz (16) undersøkte statisk og dynamisk balanse hos personer med funksjonelt stabile og ustabile ankler. De fant at personene med ustabile ankler brukte signifikant lengre tid til å stabilisere seg etter en landing på ett bein enn de med stabile ankler. Samtidig fant de ingen forskjell i statisk balanse mellom gruppene.

2.8 Er dagens metoder gode nok og viser disse metodene en sammenheng mellom mål på dynamisk og statisk balanse?

2.8.1 Sammenheng mellom statisk og dynamisk balanse

Ved å se på disse forsøkene ser man at det ikke er noen tendens i noen retninger å ta tak i. Noen studier tyder på en sammenheng mellom dynamisk og statisk balanse, som studiene til McGuine et al.(13) og Tropp et al. (19) hvor de viser en sammenheng mellom dårlig statisk balanse og risiko for overtråkk. Studier som har målt korrelasjonen mellom statiske og dynamiske tester har derimot ikke klart å påvise en sammenheng.

Ross og Guskiewicz (16) viste i sitt forsøk at var det forskjell ved den dynamiske målingen, men ikke den statiske hos personer med funksjonelt stabile og ustabile ankler. Dette kan skyldes at de to balanseoppgavene er så forskjellige at de undersøker ulike aspekter av balansen, og at det derfor ikke vises noen sammenheng mellom dem. Dette støttes opp om av Nakagawa og Hoffmann (14) som ikke fant noen korrelasjon i sine målinger. De pekte på at en av grunnene til at det var så svak korrelasjon mellom de ulike målene på balanse var at testene undersøkte ulike aspekter av balansen, og at man derfor ikke kunne se noen korrelasjon mellom disse målene.

En annen grunn til at det kan være vanskelig å se korrelasjon på mål av balanse er den store variasjonen i resultatene. Det er svært lite som skal til for at et måleresultat på balanse skiller seg betraktelig fra et annet resultat på samme person. Dette gjelder spesielt dersom balanseoppgaven blir gjort vanskelig som for eksempel ved balanse på ett ben med lukkede øyne (tabell 2).

Forsøk 1	Forsøk 2	Forsøk 3	Forsøk 4	Forsøk 5
2113,7 mm ² /s	1445,5 mm ² /s	688,8 mm ² /s	171,3 mm ² /s	265,1 mm ² /s

Tabell 2. En persons fem balanseforsøk stående på ett bein med lukkede øyne. Resultat i velocity moment (mm²/s) (1)

Riktignok kan de to første resultatene forklares med at testpersonen mistet balansen og måtte trå nedi med motsatt ben. Hvis vi ser bort ifra disse to forsøkene ser vi allikevel en stor variasjon i resultatene. Det er blitt vist en variasjonskoeffisient på 41 % mellom testene med øynene lukket og 29 % med øynene igjen (1). Når test-retest reliabiliteten blir så dårlig kan man ikke forvente å se en høy korrelasjon mellom to ulike metoder. Det er altså i utgangspunktet svært vanskelig å påvise en sammenheng mellom to ulike balanssmål.

Det er ikke utført mange forsøk på korrelasjon mellom statisk og dynamisk balanse. De få forsøkene som er utført tyder på at det er liten eller ingen korrelasjon mellom disse målene på balanse. Samtidig er det enkelte forsøk utført McGuine et al. (13) og Tropp et al. (19) som viser en sammenheng mellom resultatet av statisk balanse og frekvens av skader hos idrettsutøvere. Dette kan tyde på at en person med svak statisk balanse også har en dårligere dynamisk balanse og derfor er mer utsatt for skader. Resultatene peker i begge retninger og det er derfor vanskelig å trekke noen konklusjon eller se noen tendenser i det materiale som finnes i dag. Inntil et bedre datagrunnlag foreligger er det vanskelig å avgjøre om det finnes noen sammenheng mellom statisk og dynamisk balanse.

2.8.2 Er dagens metoder for mål av dynamisk balanse gode nok?

Det er utført mange forsøk på å måle dynamisk balanse, både kliniske og praktiske. Det kan virke som om enkelte forskere er for lite kritisk til sine egne metoder. Det er lite diskusjon rundt mulige feilkilder i mange av studiene. For at en metode skal være god, må den være både reliabel og valid. Feilkilder kan være med å påvirke både reliabiliteten og validiteten. For å få en god metode må antall feilkilder være små og få. De feilkilder som er må i hvert fall diskuteres for å se hvilken betydning de har for resultatet.

Flere av de forsøk jeg har gått igjennom synes å basere seg på subjektive meninger. Subjektive observasjoner kan være negativt for reliabiliteten mellom ulike forsøk. For at en slik observasjon skal kunne fungere må man faktisk tilbake til et induktivistisk synspunkt, som sier at alle ser det samme, at en observasjon er objektiv. Dette ikke er tilfelle da mennesker kan tolke den samme situasjonen forskjellig. Det vil derfor ikke være heldig at resultatene på en test vurderes subjektivt da dette vil skape forskjeller fra person til person eller situasjon til situasjon.

Andre metoder har rett og slett for dårlige protokoller. Det å se bort ifra mislykkede forsøk vil skape resultater som gir et kunstig godt bilde av virkeligheten. Flere av forsøkene synes å dokumentere en høyere reliabilitet enn den virkelige reliabiliteten. De som velger å se bort fra ”mislykkede” forsøk bør huske at dette er en del av forsøket. Det å kalle de mislykkede blir egentlig feil det også, det mislykkede forsøket kan faktisk være et helt reelt bilde av en persons balanse. Verden hadde vært et kjedelig sted hvis man bare kunne se på de vellykkede forsøkene og se bort fra de mislykkede. Man lærer tross alt mest av å feile, for så og prøve på nytt.

I noen av metodene er det også et spørsmål om hva som måles. Metoder som måler hvor langt man kan strekke ut benene og hvor flink man er til å hoppe fra firkant til firkant er lite spesifikke. Det er ingen tvil om at det trengs god balanse for å utføre slike oppgaver, men det er så mange andre fysiske faktorer som kan spille inn, som bevegelighet og spenst. Resultatet vi får ikke gir kanskje derfor ikke et virkelig bilde av personens balanse.

Det er som sagt gjort mange forsøk på å måle dynamisk balanse, men de fleste forsøk gir ikke entydige resultater. Jeg støtter meg derfor til et tidligere forsøk av Emery (8), som konkluderer med følgende: "There is likely not one dynamic balance measurement tool appropriate for use globally in sports medicine." (8, s. 500). Dagens metoder for måling av dynamisk balanse er enten ikke gode nok eller protokollene som har blitt brukt ved utførelsen av metodene er mangelfulle, noe som igjen gir et feil bilde av balansemålene i metodene.

Det at det per dags dato ikke finnes gode metoder for å måle dynamisk balanse gjør nye produkter som ARR svært spennende og interessante. Når man ikke har en gullstandard eller i hvert fall et mål man kan si seg fornøyd med, må man bare prøve nye metoder. Det er ingen tvil om at balanse er et studieområde hvor det fortsatt kan forskes mye.

3.0 Utvikling av ARR, en dynamisk balanseplattform

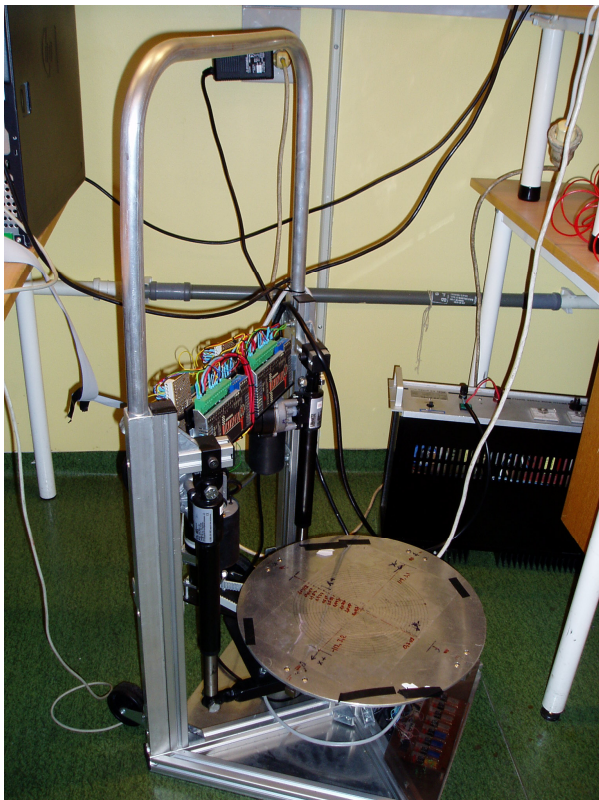
3.1 Presentasjon av Adaptiv rehabiliteringsrobot (ARR)

Her følger en kort presentasjon av de ulike komponentene til ARR og dens muligheter.

De underliggende tekniske og mekaniske løsningene er patentbeskyttet og kan derfor ikke inkluderes i denne oppgaven.

ARR består av:

- Orienterbar plattform med integrerte trykksensorer (se figur 9).
- 3 akse(x, y, z) akselerometer for måling av bevegelse av tyngdepunkt (se figur 10).
- Software for styring av bevegelse, registrering av data, analysebehandling og presentasjon av måledata og adaptiv tilpasning til personens mestringsevne for måling av denne. Softwaren skal også autogenerere programmer for balansetrening (15)



Figur 9. Plattformen ARR



Figur 10. Akselerometer

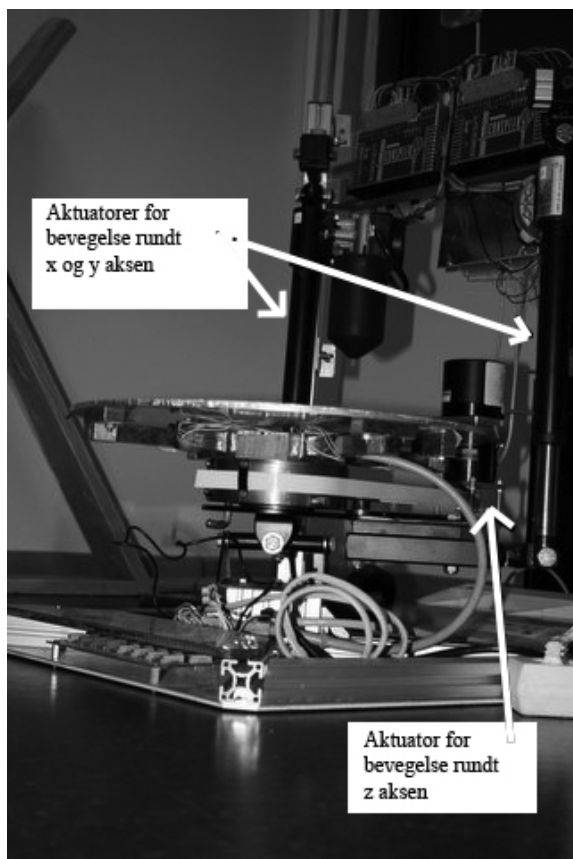
3.2 Orienterbar plattform

Bevegelse

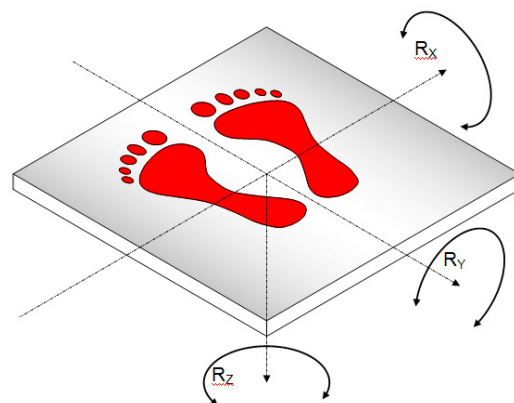
Den orienterbare plattformen kan ved hjelp av aktuatorer (se figur 11) kontrollert dreie om x, y og z akse (se figur 12).

Sensorer

I plattformen er det integrerte sensorer som måler dreiemomentet om x, y akse samt total kraft langs z akse. Det er også integrert vinkelsensorer som måler plattformens dreievinkel om x, y, z akse (R_x , R_y , R_z , se figur 12) (15).



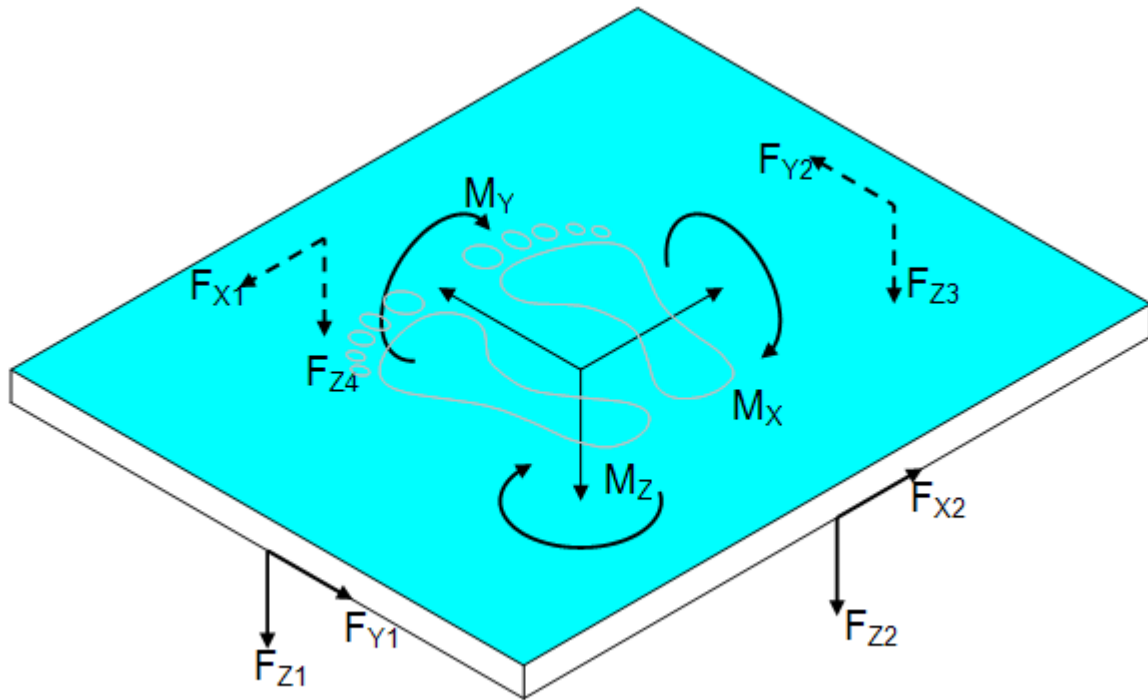
Figur 11. Arr sine aktuatorer.



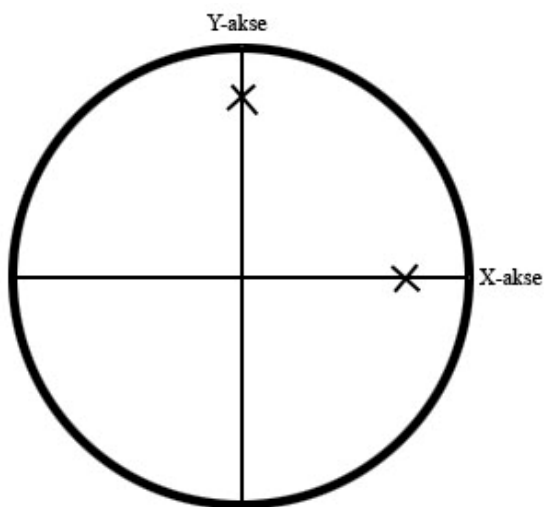
Figur 12..Oversikt over ARR sine rotasjonsakser (15).

Måling av kroppens trykksenter

Plattformen har sensorer som måler kraft vertikalt på fire steder (F_{Z1} , F_{Z2} , F_{Z3} , F_{Z4}) og også fire strekksensorer som måler kraften langs plattformen (F_{Y1} , F_{Y2} , F_{X1} , F_{X2} , se figur 13) når den tiltes. Ved å kombinere målingene fra disse sensorene kan man finne koordinatene til kroppens trykksenter uttrykt som en verdi på x-aksen og en verdi på y-aksen (se figur 14) (15).



Figur 13. Plattformens kraftsensorer (15).



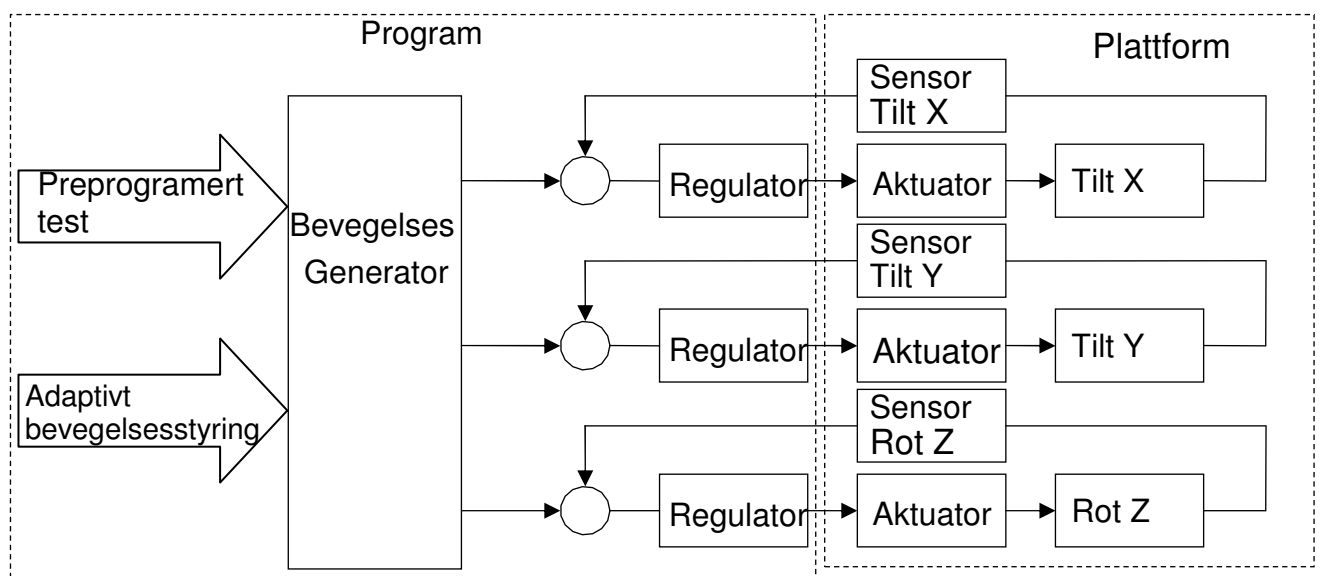
Figur 14. Plattformen med X og Y-akse

3.3 Akselerometer

Akselerometeret registrerer akselerasjoner i x, y og z retning. Sensoren registrerer både statisk og dynamisk akselerasjon (tyngdekraft og bevegelse). Den statiske akselerasjonen angir kroppens vinkel i forhold til en loddrett linje. Den dynamiske akselerasjonen er et mål på bevegelse i forhold til et gitt punkt. Akselerometeret festes med et bånd nær kroppens tyngdepunkt (15). Akselerometeret muliggjør sammenligning av kroppens bevegelser i forhold til kroppens trykksenter. Akselerometeret ble ikke brukt i mine tester, da det å kunne se disse målingene i sammenheng krever en mer ferdig programvare.

3.4 Program for styring av bevegelse

Plattformens bevegelser styres av aktuatorer. Plattformen kan tiltes om både x og y akse samt roteres medurs og moturs. Alle mulige kombinasjoner av disse bevegelsene er mulige. Bevegelsene programmet lager er tilfeldige over et så kort tidsperspektiv som balansetester går over. Programmet registrerer alle vinkelmålinger. Under følger en oversikt over programmets komponenter og sammensetningen av disse (se figur 15). Programmet er laget i Labview (15).



Figur 15. Styringsprogram for bevegelse og samhandling med plattform (15)

3.5 ARR sine egenskaper

Hva er det så som skiller plattformen ARR fra andre kraftplattformer i dag? Jeg mener at det er følgende fire punkter som gjør denne plattformen til noe unikt:

- ARR kan tilføre ustabilitet samtidig som den kan måle bevegelsen av kroppens trykksenter.
- Man har mulighet til å gradvis øke vanskelighetsgraden på bevegelsen til plattformen.
- Akselerometeret gjør det mulig å få feedback tilbake til plattformen som korrigerer bevegelsen sin etter disse dataene. Dette er spesielt nyttig i en opptreningssituasjon.
- Den kan dreie om z-aksen, altså etterligne en rotasjon av underlaget.

Egenskapene i punktene over har jeg ikke sett samlet i en og samme plattform tidligere. Dette gjør ARR til noe unikt, nytenkende og spennende som er verdt å jobbe videre med

3.6 Brukergrensesnitt

Brukergrensesnittet er laget i Labview og er produsert av Høyskolelektor Morten Ottestad, HiA, avdeling Grimstad.

Her kommer en kort gjennomgang av de ulike delene av brukergrensesnittet. Hver del blir grundigere beskrevet under den enkelte egenskap.

3.6.1 Versjon 1 av brukergrensesnitt



Figur 16. Brukergrensesnitt fra Labview

X posisjon/Y posisjon

Forteller oss hvor vekten befinner seg på x akse og y akse. Dette er verdiene som blir brukt for å bestemme trykksenteret.

X vinkel/Y vinkel

Gir oss et tall på vinkelen på plattformen rundt x akse og rundt y akse. Denne funksjonen er ikke ferdig utviklet slik at man vet ikke ennå hva en gitt verdi vil tilsi i grader.

Frekvens/amplitude

Forutsetninger for plattformens bevegelse. Amplitude er plattformens vinkelutslag. En amplitude på 4 tilsvarer ca. 9 grader vipp på plattformen. En amplitude på 6,5 tilsvarer ca. 12 grader vipp på plattformen. Frekvens er hastigheten forandringen i grader skjer i. En høyere hastighet vil si et raskere utslag på plattformen.

Nullstill

Knappen brukes til nullstilling. Dette for å forsikre seg om at det ikke ligger data i tabellen fra før.

Les data

Brukes for å starte en test. Når plattformen går samles det inn så mange samples som man har bestemt på n samples(se beskrivelse under), deretter stopper plattformen og lagrer dataene.

Lagre til fil

Brukes hvis man vil lagre data før man har samlet inn fullt antall samples.

N samples

Bestemmer hvor mange samples som skal tas ved en test. Plattformen tar ca. 30 samples per sekund.

Strekklapp vertikal

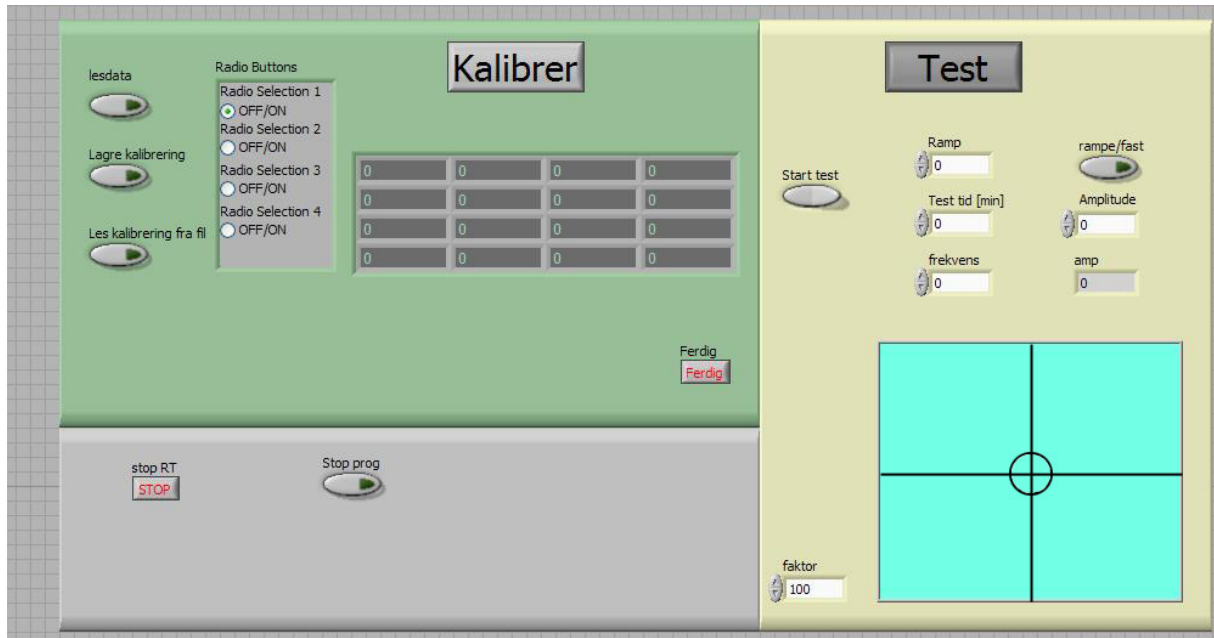
Ble brukt under kalibrering av plattformen.

Vekt

Viser vekten til personen på plattformen.

3.6.2 Versjon 2 av brukergrensesnitt etter innledende testing

Det ble fort klart at det første brukergrensesnittet ikke var spesielt brukervennlig, da det var ganske så uoversiktlig og hadde mye unødvendig informasjon tilgjengelig på overflaten. Det ble derfor laget et brukergrensesnitt til (se figur 17). Dette brukergrensesnittet er også laget av tidligere nevnte høyskolelektor Morten Ottestad.



Figur 17. Brukergrensesnitt versjon 2.

Test

Området med et kryss i midten viser bevegelsen av kroppens trykksenter under testen.

Rampe/fast

Knapp for å bestemme om amplituden skal være fast eller stigende per minutt.

Amplitude

Plattformens vinkelutslag. En amplitude på 4 tilsvarer ca. 9 grader vipp på plattformen. En amplitude på 6,5 tilsvarer ca. 12 grader vipp på plattformen. Dette er ca. verdier, som er funnet ved å filme tester, for så beregne vinkelen i etterkant.

Ramp

Ved valg av rampeinnstilling, så bestemmer man amplituden her. Ramp vil si amplitude per minutt. Ved en innstilling på fire vil altså plattformen øke lineært fra null til fire i løpet av ett minutt.

Test tid

Hvor lenge testen skal vare i minutter. 0,5 minutter tilsvarer 30 sekunder.

Frekvens

Frekvens er hastigheten forandringen i grader skjer i. En høyere hastighet vil si et raskere utslag på plattformen.

Amp

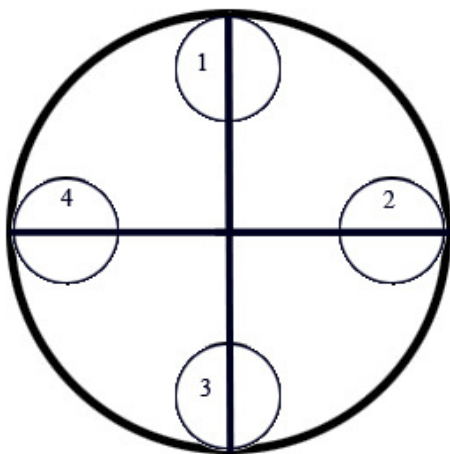
Forteller oss amplituden i et gitt øyeblikk.

Kalibrer

Her kalibreres plattformen før bruk. Kalibreringsprosessen følger her:

Ved bruk av en vekt på 10kg og en mal med avmerkede sirkler gjennomfører man følgende punkter:

1. Plasser vekten innenfor sirkelen 1 (se figur 18).
2. Marker radio selection 1 (se figur 17, side 23)
3. Trykk les data
4. Plasser vekten innenfor sirkelen 2
5. Marker radio selection 2
6. Trykk les data
7. Gjenta prosessen for sirkel 3 og 4.

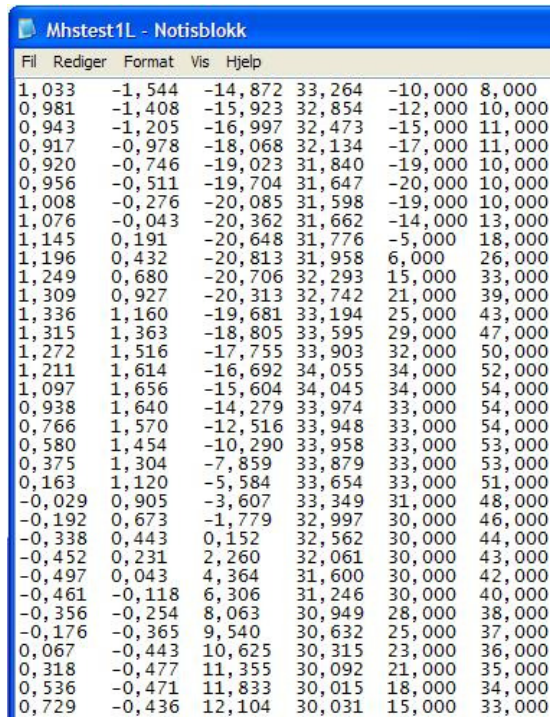


Figur 18. Viser de fire områdene på plattformen hvor man skal plassere vekten under kalibrering.

3.7 Databehandling

3.7.1 Rådata

Labview samler dataene i kolonner og fremstår som i figur 19 under.



File	Rediger	Format	Vis	Hjelp		
1,033	-1,544	-14,872	33,264	-10,000	8,000	
0,981	-1,408	-15,923	32,854	-12,000	10,000	
0,943	-1,205	-16,997	32,473	-15,000	11,000	
0,917	-0,978	-18,068	32,134	-17,000	11,000	
0,920	-0,746	-19,023	31,840	-19,000	10,000	
0,956	-0,511	-19,704	31,647	-20,000	10,000	
1,008	-0,276	-20,085	31,598	-19,000	10,000	
1,076	-0,043	-20,362	31,662	-14,000	13,000	
1,145	0,191	-20,648	31,776	-5,000	18,000	
1,196	0,432	-20,813	31,958	6,000	26,000	
1,249	0,680	-20,706	32,293	15,000	33,000	
1,309	0,927	-20,313	32,742	21,000	39,000	
1,336	1,160	-19,681	33,194	25,000	43,000	
1,315	1,363	-18,805	33,595	29,000	47,000	
1,272	1,516	-17,755	33,903	32,000	50,000	
1,211	1,614	-16,692	34,055	34,000	52,000	
1,097	1,656	-15,604	34,045	34,000	54,000	
0,938	1,640	-14,279	33,974	33,000	54,000	
0,766	1,570	-12,516	33,948	33,000	54,000	
0,580	1,454	-10,290	33,958	33,000	53,000	
0,375	1,304	-7,859	33,879	33,000	53,000	
0,163	1,120	-5,584	33,654	33,000	51,000	
-0,029	0,905	-3,607	33,349	31,000	48,000	
-0,192	0,673	-1,779	32,997	30,000	46,000	
-0,338	0,443	0,152	32,562	30,000	44,000	
-0,452	0,231	2,260	32,061	30,000	43,000	
-0,497	0,043	4,364	31,600	30,000	42,000	
-0,461	-0,118	6,306	31,246	30,000	40,000	
-0,356	-0,254	8,063	30,949	28,000	38,000	
-0,176	-0,365	9,540	30,632	25,000	37,000	
0,067	-0,443	10,625	30,315	23,000	36,000	
0,318	-0,477	11,355	30,092	21,000	35,000	
0,536	-0,471	11,833	30,015	18,000	34,000	
0,729	-0,436	12,104	30,031	15,000	33,000	

Figur 19. Rådatafil åpnet i notisblokk.

Rådataen er fordelt i tre kategorier.

- De to første kolonnene er data fra vinkelen på plattformen.
- Kolonne tre og fire er data fra akselerometeret
- Kolonne fem og seks er data fra plattformen, det vil si data om posisjon x og y. Det er disse dataene jeg har konsentrert meg om i denne oppgaven.

3.7.2 Utvikling av Excel regneark

Ettersom plattformen og programmet bare gir ut rådata (se figur 18, side 25) må disse behandles for å kunne få sammenlignbare tall. Jeg har utviklet tre maler i Excel hvor dataene kan limes rett inn og deretter kan studeres på ulike måter. Disse malene vil her bli presentert.

3.7.3 Utrekning av gjennomsnittlig vandrings av kroppens trykksenter

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1	Utrekning av gjennomsnittlig vandrings over 5 tester								
2	Trimmet gjennomsnitt			Test 1					
3	for hver test			X	Y	X utjevnet	Y utjevnet		Avstand fra Nullpunkt (mm)
4	Test 1	16,1		20	5	28,4	2,6		28,5
5	Test 2	43,9		19	4	25,9	0,1		25,9
6	Test 3	54,6		18	2	23,4	-4,9		23,9
7	Test 4	32,1		17	1	20,9	-7,4		22,2
8	Test 5	98,1		15	-1	15,9	-12,4		20,1
9				15	-2	15,9	-14,9		21,8
10	Gj. Snitt	49,0		15	-2	15,9	-14,9		21,8
11				17	0	20,9	-9,9		23,1
12				18	3	23,4	-2,4		23,5
13				17	5	20,9	2,6		21,1
14				14	6	13,4	5,1		14,3
15				12	7	8,4	7,6		11,4
16				11	9	5,9	12,6		13,9
17				10	10	3,4	15,1		15,5
18				10	11	3,4	17,6		18,0
19				11	12	5,9	20,1		21,0
20				12	12	8,4	20,1		21,8
21				14	12	13,4	20,1		24,2
22				15	12	15,9	20,1		25,7
23				16	12	18,4	20,1		27,3
24				17	11	20,9	17,6		27,3
25				17	11	20,9	17,6		27,3
26				17	11	20,9	17,6		27,3
27				17	10	20,9	15,1		25,8

Figur 20. Excel regneark for utregning av gjennomsnittlig vandrings av kroppens trykksenter.

Regnearket (figur 20) består av fem kolonner hvor man kan sette inn rådata fra x og y koordinatene.

X

Dette er området hvor rådataen fra plattformen for x verdiene skal inn.

Y

Dette er området hvor rådataen fra plattformen for y verdiene skal inn.

X-utjevnet

For å kompensere for at personen ikke står midt på plattformen når testen starter, er det lagt inn en funksjon som trekker gjennomsnittsverdien fra alle verdiene. Dette fordi alle avstandene er regnet ut fra senter på plattformen og ikke der testpersonen sitt trykksenter er.

Her er også dataen gjort om til mm. Vi vet at en økning av x eller y med 1 tilsvarer ca. 2,5mm. Dette er ca. verdier fordi det er funnet ved å flytte en vekt rundt på plattformen og se på tallene for x og y verdier i forhold til forflytningen av vekten. Verdiene her er altså multiplisert opp med 2,5 for å få verdier i mm.

Y-utjevnet

Det samme som for x koordinatene gjelder for y koordinatene fra plattformen.

Avstand fra nullpunkt

Her er avstanden fra kroppens trykksenter til nullpunktet i mm. Denne er regnet ut ved hjelp av Pytagoras. Hvis vi kaller avstanden for Z får vi følgende formel:

- $Z^2 = X^2 + Y^2$

Dette gjør at vi lett kan regne ut avstanden fra nullpunkt til kroppens trykksenter ved hjelp av x og y koordinatene.

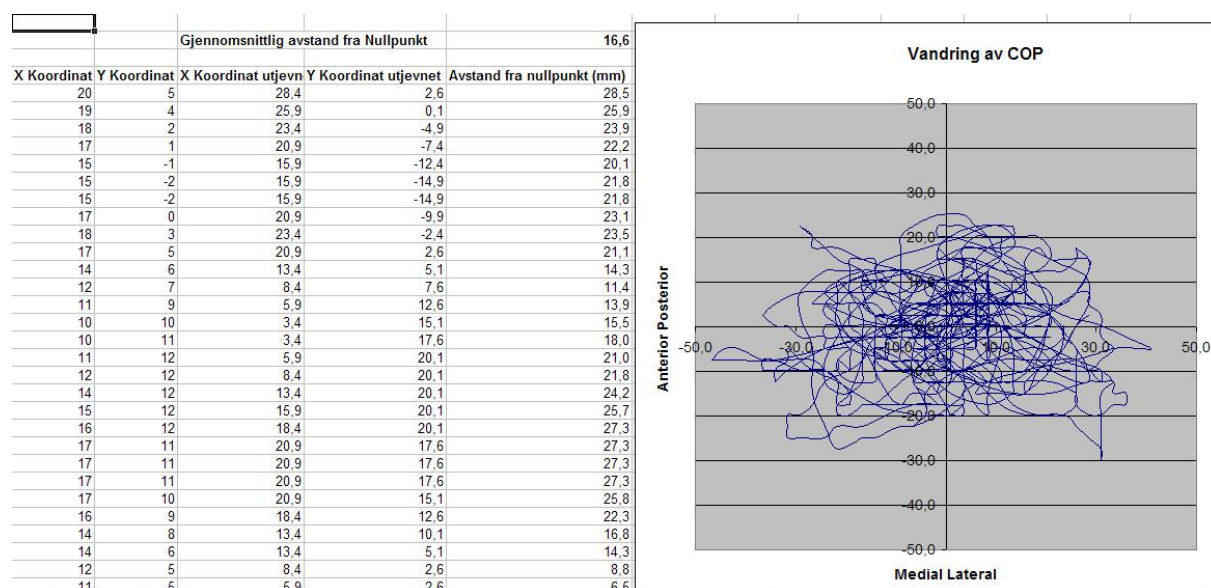
Trimmet gjennomsnitt for hver test

Det trimmede gjennomsnittet for hver test vil si et gjennomsnitt hvor det er fjernet 10 % av verdiene fra datafeltet. Verdiene som er fjernet er 5 % av bunnen fra datasettet og 5 % fra toppen. Dette for å unngå såkalte ville verdier. Ville verdier er ekstremt høye verdier som oppstår uten at en person er ute av balanse. For eksempel hvis en testperson går av plattformen litt før testen er ferdig eller støy fra overføring av data fra plattform til program. Tallet her er gjennomsnittlig avstand for kroppen trykksenter fra nullpunkt i løpet av testperioden.

Gjennomsnittlig resultat for fem tester

Dette er gjennomsnittlig avstand for kroppens trykksenter fra nullpunkt sett over fem tester.

3.7.4 Grafisk fremstilling av vandring av kroppens trykksenter



Figur 21. Excel regneark for grafisk fremstilling av vandring av kroppens trykksenter.

Regnearket (figur 21) viser hvordan kroppens trykksenter har forflyttet seg gjennom testen. Jo mindre område grafen dekker jo mindre er vandringen av kroppens trykksenter.

Kolonnene er de samme som i regnearket: ”Utregning av gjennomsnittlig vandring av kroppens trykksenter over fem tester”, så forklaring på kolonnene står derfor på side 26 og 27.

3.7.5 Fra rådata til areal

Figur 22 viser regnearket som regner om fra x og y verdier til arealet (en nærmere forklaring på målet areal er gitt i kapittel 4.6, Databehandling, side 39) som blir dekket av en test. Dette blir gjort ved å sortere verdiene i stigende rekkefølge og deretter bruke følgende formel:

- (laveste X verdi – høyeste X verdi) · (laveste Y verdi – høyeste Y verdi)

		TEST 1	
		X	Y
Testperson:	Ola Nordmann	-79,23	-79,22
		-78,68	-78,72
		-78,41	-78,05
		-78,07	-77,61
		-77,29	-77,61
		-76,79	-76,26
		-76,64	-76,03
		-76,10	-76,03
		-74,56	-74,25
		-74,56	-73,11
		-74,56	-72,80
		-74,42	-71,49
		-74,40	-71,16
		-74,35	-70,86
		-74,35	-70,76
		-74,35	-70,72
		-74,19	-70,38
		-74,16	-70,23
		-73,37	-69,73
		-73,09	-69,60
		-73,05	-69,12
		-72,93	-68,79

	Areal
Test 1	16660,67
Test 2	10345,7
Test 3	15789,34
Test 4	18928,9
Test 5	12093,89

Utregner areal for testene. Det er tatt hensyn til ville verdier, så det er trimmet 5% i hver ende av verdiene.

X og Y verdier fra plattformen i millimeter. Sortert fra lavest til høyest.

Figur 22. Excel regneark for omregning fra X og Y verdier til areal dekket i en test.

4.0 Metode

4.1 Testpersoner og protokoll

25 personer (10 kvinner og 15 menn) i alderen 20-29 år deltok i studiet. Gruppen hadde stor variasjon i treningsbakgrunn, fra aktive snøbrett og rullebrettutøvere til personer med en til ingen treningsøkt i uka. Målet med utvalget var å få til en gruppe personer med stor variasjon i treningsmengde og balanse.

Personene meldte seg frivillig og gav skriftlig tillatelse til å bruke deres resultater i oppgaven etter å ha blitt grundig informert om studiet. Det ble også informert om at testpersonene når som helst kunne trekke seg fra studiet uten ytterlige begrunnelse. En testperson ble ekskludert fra studiet underveis, da han ikke kunne gjennomføre alle testene grunnet benbrudd. Det var altså 24 personer (10 kvinner og 14 menn) som gjennomførte testene.

Testpersonene skulle gjennom følgende fire tester:

1. Statisk balansetest på ett ben med øynene åpne.
2. Statisk balansetest på ett ben med øynene lukket.
3. Dynamisk balansetest på ett ben.
4. Maks dynamisk balansetest.

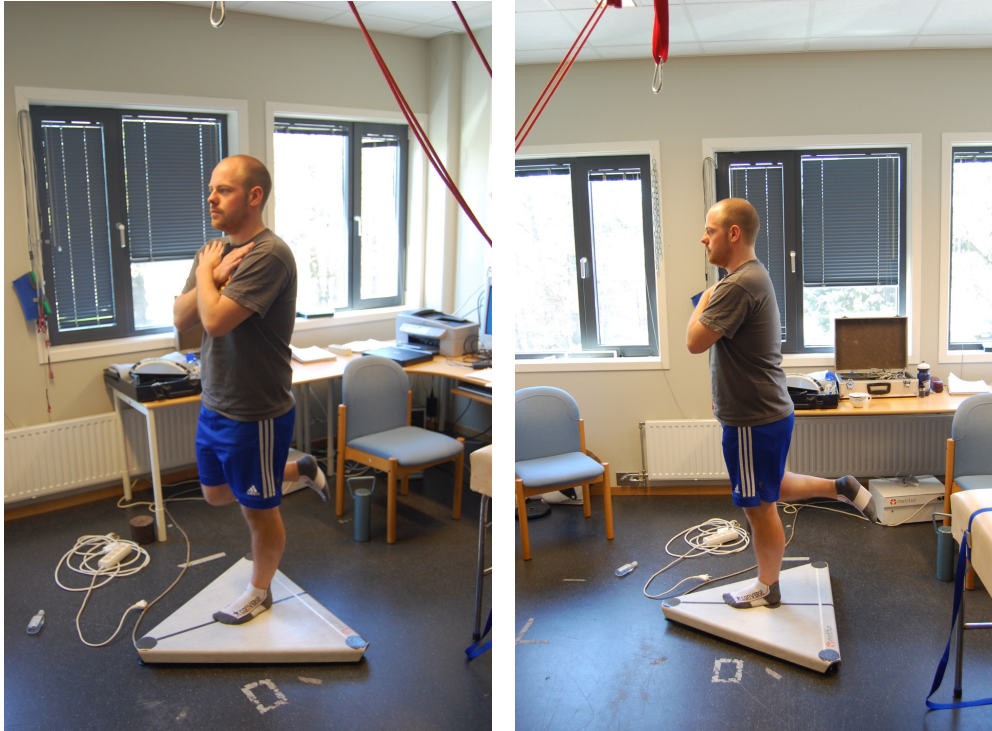
Samtlige personer gjennomførte de tre første testene, mens bare 14 gjennomførte test nr 4, ”maks dynamisk balansetest på ARR”. Denne testen ble avbrutt underveis, da det ble klart at plattformen ikke tilførte tilstrekkelig balanseutfordring for de fleste i utvalget.

Testperioden gikk over 3 uker. Testpersonene ble bedt om å fortsette sitt vanlige treningsregime i løpet av testperioden slik at resultatene ikke skulle bli påvirket av en plutselig iver etter å trene balanse.

Testpersonene hadde på seg lett treningstøy og sokker, da sko bidrar til økt stabilitet på grunn av en større støtteflate. Testpersonene ble også bedt om å ikke trene hard styrketrening to dager før testingen, da dette kan føre til stølhet og et mulig kunstig dårlig resultat. Etter en kort oppvarming på 5 minutter startet testen.

4.2 Statisk balansetest på et bein

Personene ble bedt om å feste blikket på et kryss på veggen 150cm framfor balanseplattformen, legge armene i kryss på brystet og holde 90° vinkel i kneleddet på beinet de ikke stod på (se figur 23).



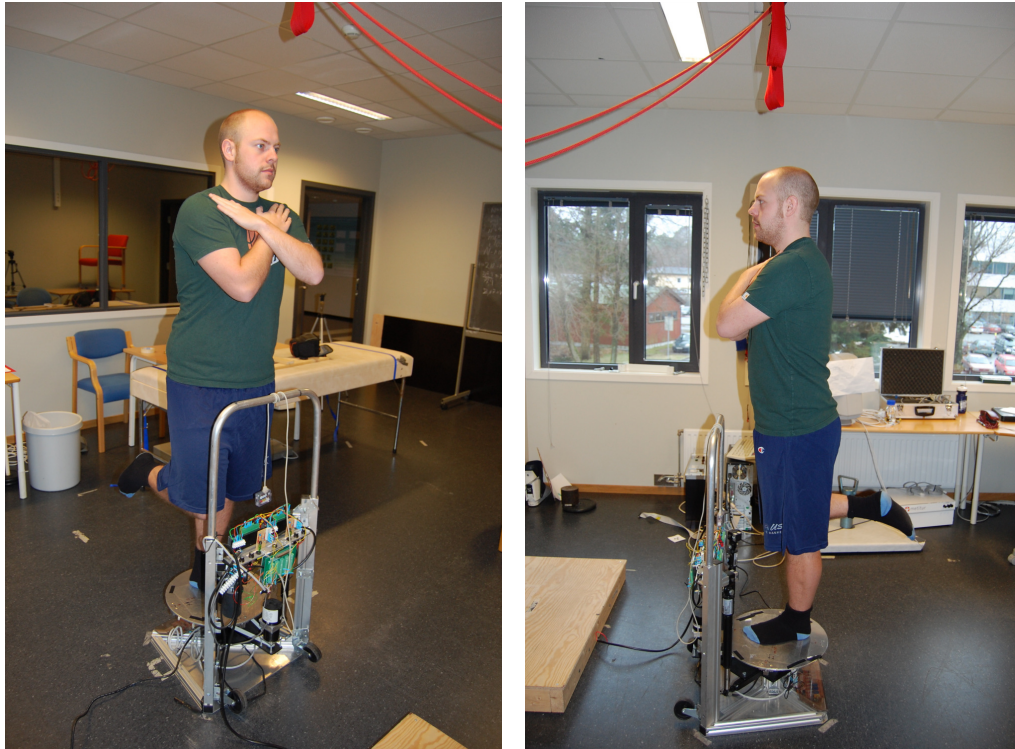
Figur 23. Viser utgangsposisjon for de statiske testene av balanse på plattformen Good balance.

Testen ble utført på det dominante benet til testpersonen. Det dominante benet ble definert som det benet testpersonen sto på mens de sparket en fotball. Testen ble utført i et stille og lukket rom for å unngå forstyrrelser utenfra. Testpersonene fikk fem forsøk og fikk beskjed ti sekunder og fem sekunder før start, i tillegg til en nedtelling fra tre sekunder. Hvert forsøk varte i 20 sekunder. I løpet av de 20 sekundene skulle testpersonen stå så stille som mulig. Det var ett minutt pause mellom hvert forsøk. Den samme protokollen ble fulgt for testen med lukkede øyne.

Disse to testene er tester som er vanlig å bruke ved testing av statisk balanse og er blitt brukt i flere andre studier tidligere (1, 5, 7). Ved bruk av fem forsøk tar man også høyde for den akutte læringseffekten ved testen (1).

4.3 Dynamisk balansetest på et bein

Målet med denne testen var å få den så lik som mulig som testen på ”Good Balance” plattformen. Det ble brukt de samme forberedelser, testtider og utgangsposisjon som ved testen på Good Balance plattformen(se figur 24).



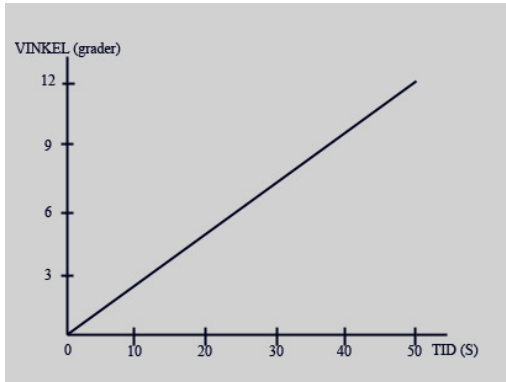
Figur 24. Utgangsstilling ved test på ARR på et bein med åpne øyne

Punktet hvor balansetesten på ARR skiller seg ut er beinstillingen underveis i testen. Da plattformen er i bevegelse under testen må det godtaes noe bevegelse i kneledd og hofte for å korrigere bevegelsen av plattformen. Testen på ARR ble kun gjort med øynene oppe, da det er tilnærmet umulig å holde seg på plattformen med øynene lukket. Maksimal vinkel på plattformen under testen var ca. 9 grader. Plattformen roterte ikke medurs og moturs rundt z-aksen under testen, da denne bevegelsen er for brå og kan føre til skader i ankel og spesielt kneledd.

Vanskelighetsgraden på testen ble valgt på bakgrunn av tilbakemeldinger fra en testgruppe på seks personer som prøvde ut ulike innstillinger på plattformen. Det skulle være utfordrende, men ikke så utfordrende at det ble vanskelig å fullføre de 20 sekundene testen varte.

4.4 Maks dynamisk balansetest

I motsetning til de andre testene skulle dette være en test hvor eneste mål var å ikke falle, hvor mye en person beveget seg underveis i testen spilte ikke inn på resultatet da bevegelse av kroppens trykksenter ikke ble målt underveis. Målet med testen var å se hvor mye perturbasjon en person kunne klare før vedkommende falt. Resultatet i testen skulle vise hvor lenge testpersonen klarte å stå på plattformen før vedkommende falt av. Plattformen begynte med små tilfeldige vinkelutslag som økte lineært gjennom testperioden (se figur 25).



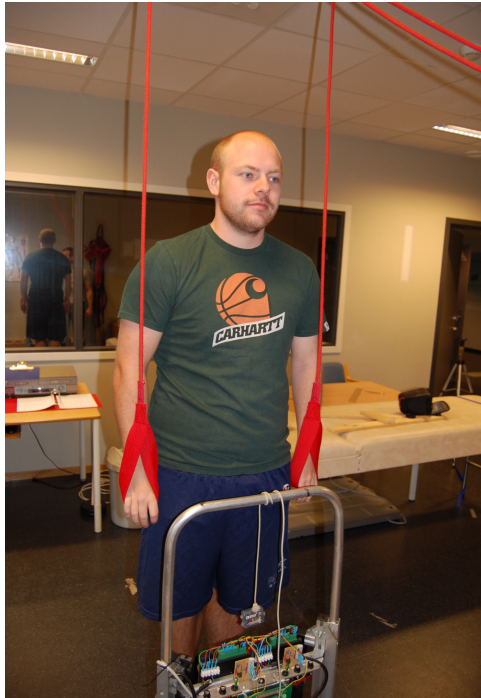
Figur 25. Viser sammenhengen mellom økning i vinkelutslag på plattform og tid.

Maks vinkelutslag på plattformen var ca. 12 grader. Hver testperson fikk to tau med løkker som var festet i taket som de kunne bruke til å støtte seg på dersom de mistet balansen. Utgangsposisjonen var stående på et bein, en liten knekk i kneet på beinet de ikke stod på og armene ut til siden (se figur 26). Det var ingen krav om hvordan testpersonen skulle stå i underveis i testen.



Figur 26. Viser løkkene som testpersonen kunne støtte seg på i tilfelle fall og utgangsposisjon under testen, Maks dynamisk balansetest.

Lengden på disse tauene ble justert individuelt. Tauene var så lange at når testpersonen stod på plattformen med armene langs kroppen skulle tauene akkurat ikke strammes (se figur 27).



Figur 27. Viser lengden på tauene med løkker under testen.

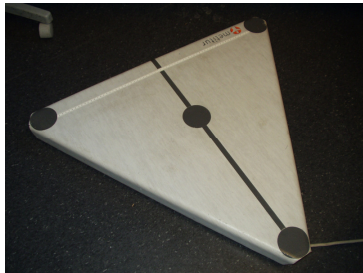
Dersom personen falt av eller et av tauene strammet seg ble testen stoppet og tiden notert.

Det var viktig at ikke testpersonen falt av fordi vedkommende ble sliten og en test varte derfor ikke lenger enn 50 sekunder. Hvis testpersonen klarte å holde ut hele testperioden ble resultatet notert som fullført. Hver testperson gjennomførte fem tester hver med to minutter pause mellom hver test, slik at tretthet ikke skulle spille inn. Tiden på testen og pausene ble bestemt etter tilbakemelding fra seks ulike personer som prøvde ulike tidsintervaller.

4.5 Måleutstyr

Gjennomgang av plattformen ARR som ble brukt til de dynamiske testene er grundig beskrevet i kapittel 3, og er derfor ikke tatt med her.

Ved testing av statisk balanse valgte vi å benytte balanseplattformen, Good Balance (Metitur Oy, Jyvaskyla, Finland). Som vist i figur 28 består måleenheten av en likesidet trekantet kraftplattform.



Figur 28. Balanseplattformen "Good Balance".

Måling av balanse på denne plattformen er basert på registrering og analyse av vertikale krefter produsert av testpersonen og overført til flaten under han. Disse vertikale kreftene er registrert av transdusere festet på hvert hjørne av plattformen. Deformasjonsmålere er festet til transdusernes stålhylstre. Disse deformasjonsmålerne er i stand til å registrere hver minste bøyning og retting av disse stålhylstrene på grunn av eksterne krefter. På den måten er man i stand til å registrere forflytning av tyngdepunktet i x og y retning til en person som står på plattformen. Plattformen er koblet til en analog/digital omformer som igjen er koblet til en PC som gjør at rådata kan behandles via dedikert programvare (1).

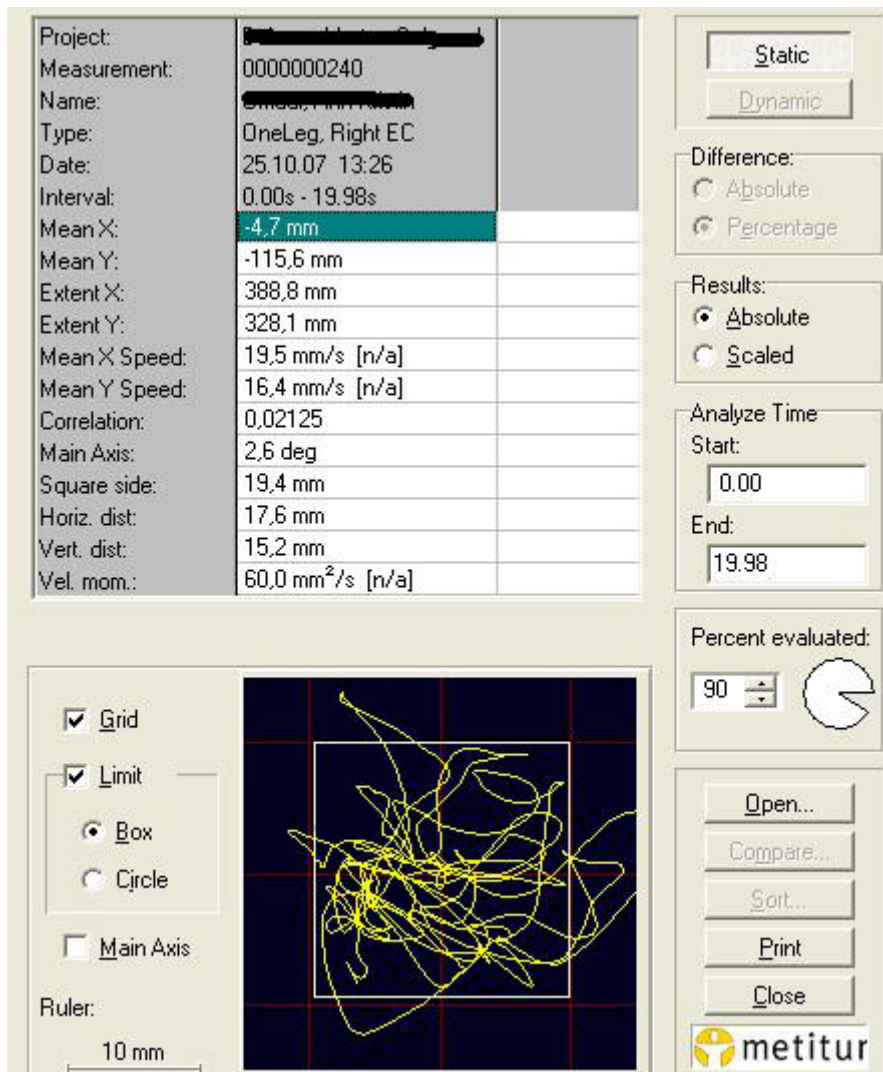
4.6 Databehandling

Det målet som oftest blir brukt når man benytter Good Balance plattformen er velocity moment (mm^2/s). Dette er et godt mål, da det ikke bare tar hensyn til bevegelsen av tyngdepunktet, men også hastigheten bevegelsen skjer i. Dette vil si at to personer som har beveget tyngdepunktet like langt, men i ulik hastighet ikke vil få samme resultat. Det har ikke vært mulig å oppdrive ligningen for hvordan dette blir regnet ut. Det var derfor umulig å bruke velocity moment som resultat fra plattformen ARR.

Da det var ønskelig å kunne sammenligne målene fra de to ulike plattformene direkte opp mot hverandre, måtte jeg derfor finne et annet mål på balansen fra Good Balance plattformen. Det ble her valgt å bruke areal som mål på balanse. Det er flere grunner til at valget ble areal.

Viktigst er at korrelasjonen mellom velocity moment og areal var akseptabel ($r= 0,858$). Det er i tillegg et enkelt mål å beregne seg frem til fra rådataene til ARR. Dette er nærmere beskrevet i kapittel 3.7.5, "Fra rådata til areal", side 33, og er derfor ikke beskrevet her.

Areal som mål er den lengden kroppens trykksenter beveger seg i langs x-aksen multiplisert med lengden langs y-aksen. Hvis vi ser på skjermbildet fra Good Balance under vil arealet være punktet "Horiz. dist" multiplisert med "Vert. dist" (figur 29). Altså horisontal distanse og vertikal distanse. Det hvite kvadratet viser arealet testen dekker. Legg merke til at det er kun 90 % av målingene som er evaluert. De 10 % som befinner seg utenfor er ikke tatt med for å ta hensyn til såkalte ville verdier. Dette er verdier som kan bli kunstig høye ved at noen går av plattformen før tiden er helt ute eller støy i overføringen av data fra plattform til programvare.



Figur 29. Skjermbilde fra Good Balance sitt program for databehandling. Viser de ulike målene på balanse som plattformen og programvaren produserer.

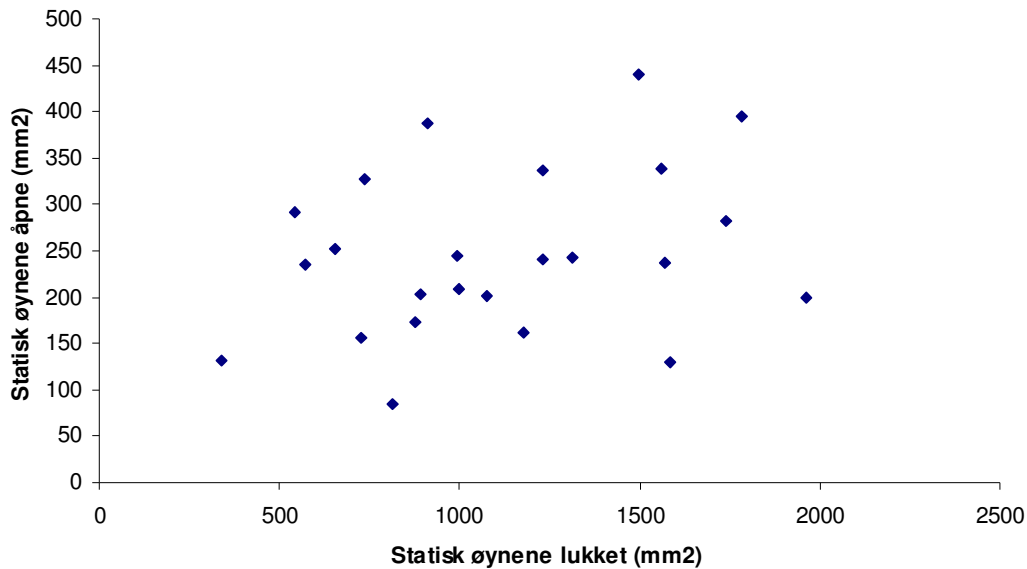
5.0 Resultat

Tabell 3 gir en oversikt over resultatene til testpersonene på de tre ulike testene.

Testperson	Statisk øyne åpne	Statisk øyne lukket	Dynamisk øyne åpne
TP 1	326,6	736,1	4557,9
TP 2	131,1	337,3	1456,6
TP 3	245,1	991	4160
TP 4	439,7	1495	3657,2
TP 5	208,1	998,5	3959
TP 6	337,2	1229	3987,6
TP 7	130	1582	3020,2
TP 8	162,3	1178,4	4200,4
TP 9	201,1	1075	6262,6
TP 10	251,7	655,1	3378,9
TP 11	173,4	878	4756,4
TP 12	84,9	813,2	1754,2
TP 13	394,1	1783,9	2367,1
TP 14	236,7	1572	4052,7
TP 15	235,6	572,6	2134,6
TP 16	241,3	1232,4	2902,1
TP 17	203,4	890,6	3457,8
TP 18	282,2	1738,8	3856,4
TP 19	242,8	1314,7	3657,1
TP 20	156,8	726,7	3024,7
TP 21	338	1560,6	4789,4
TP 22	291,5	541,8	3047,3
TP 23	386,7	908,7	3678,9
TP 24	198,9	1963,7	4600,5

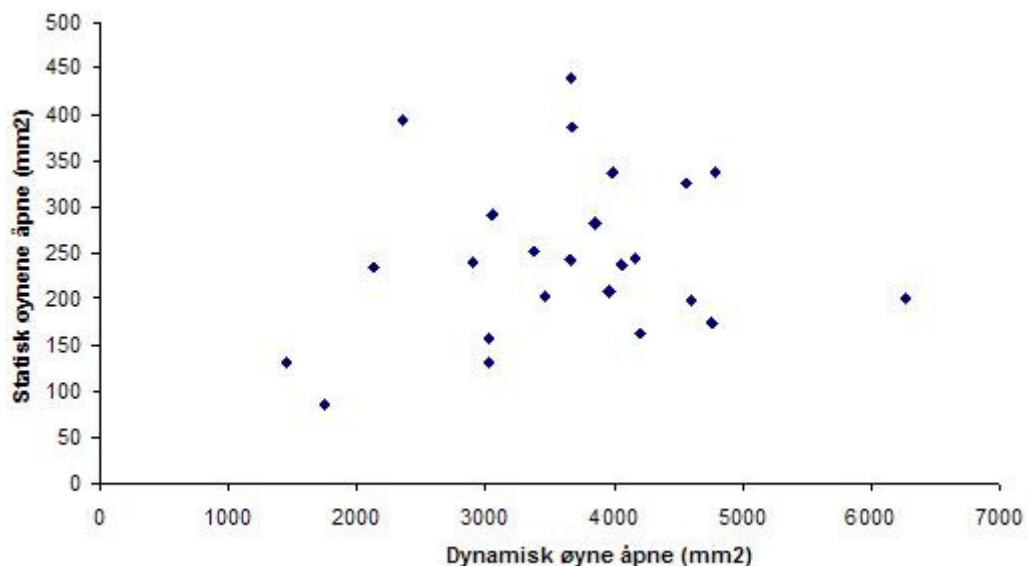
Tabell 3. Viser resultatene til testpersonene på de ulike testene. Alle tallene er i mm², og viser gjennomsnittet av de tre beste av fem tester total for testpersonen.

Korrelasjonen mellom de statiske testene på Good Balance plattformen, stående på et ben med øynene åpne mot stående på et ben med øynene lukket viste en korrelasjon på 0,292 (se figur 30). En korrelasjon som er meget lav.



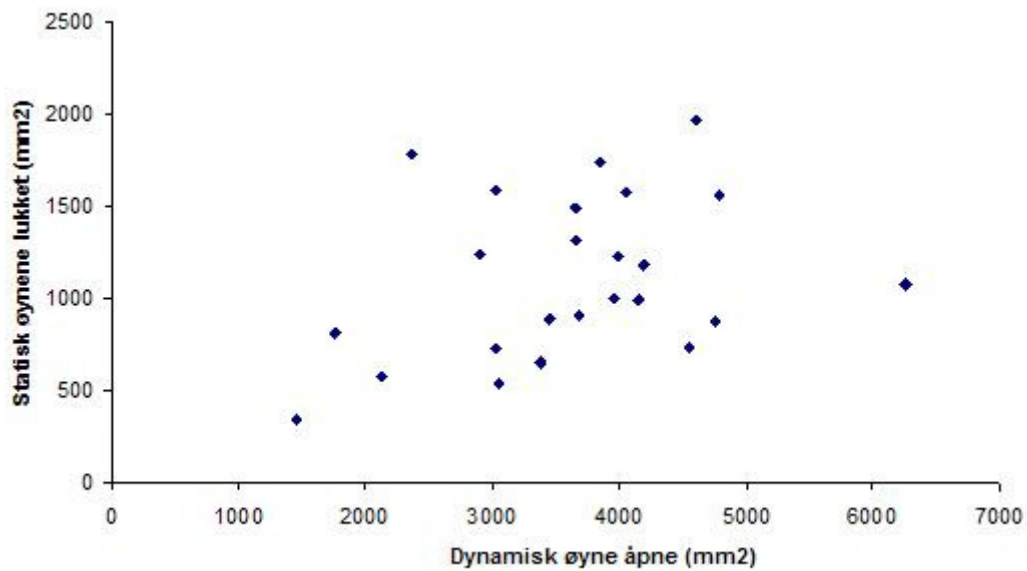
Figur 30. Viser korrelasjonen ($r=0,292$) mellom testene, stående på et ben med øynene åpne sammenlignet med stående på et ben med øynene igjen på Good Balance plattformen for alle testpersonene ($n=24$).

Korrelasjonen mellom testen på Good Balance med øynene åpne på et ben og ARR med øynene åpne på et ben viste en korrelasjon på 0,186 (se figur 31). Igjen med en lav korrelasjon.



Figur 31. Viser korrelasjonen ($r=0,186$) mellom testene, stående på et ben med øynene åpne på Good balance plattformen mot stående på et ben med øynene åpne på ARR for alle testpersonene ($n=24$)

Korrelasjonen mellom testen på Good Balance med øynene lukket på et ben og ARR med øynene oppe på et ben viste en korrelasjon på 0,326 (se figur 32). Tendensen er den samme her som i de foregående testene med en lav korrelasjon mellom målene.



Figur 32. Viser korrelasjonen ($r=0,362$) mellom testene, stående på et ben med øynene igjen på Good balance plattformen mot stående på et ben med øynene oppe på ARR for alle testpersonene ($n=24$)

Maks dynamisk balansetesten ble avbrutt underveis da det viste seg at resultatene her ikke kunne brukes, da testen ikke var utfordrene nok. Av 14 testpersoner var det bare fire stykker som ikke klarte å stå de fulle 50 sekundene alle fem testene, og av til sammen 70 tester var det bare fem av testene som endte med fall (se tabell 4).

TESTPERSON	Tid i sekunder før fall				
	TEST 1	TEST 2	TEST 3	TEST 4	TEST 5
TP 1	x	x	x	x	x
TP 2	34	x	x	x	x
TP 3	x	x	x	x	x
TP 4	x	x	x	x	x
TP 5	x	x	43	x	x
TP 6	x	x	x	x	x
TP 7	34	x	42	x	x
TP 8	x	x	x	x	x
TP 9	x	x	x	x	x
TP 10	45	x	x	x	x
TP 11	x	x	x	x	x
TP 12	x	x	x	x	x
TP 13	x	x	x	x	x
TP 14	x	x	x	x	x

Tabell 4. Viser tid til fall for testpersonene. En x betyr at testen ble fullført uten fall.

6.0 Diskusjon

6.1 Korrelasjon mellom de ulike balansetestene

Korrelasjonsmål på 0,186 og 0,326, forteller oss at det ikke er noen sammenheng mellom de statiske og dynamiske målene på balanse. Vi kan altså ikke nøye oss med å måle balansen statisk på Good balance plattformen og bruke dette som et mål for hvor bra en person hadde gjort det på den dynamiske testen på ARR. Dette støtter opp om det som finnes av eksisterende teori på området. Det som er mer overraskende er at det er en såpass lav korrelasjon ($r= 0,292$) mellom testene med øynene lukket og åpne. Dette er to balanseoppgaver som ligner veldig på hverandre, de har samme underlag og går ut på det samme, og man skulle derfor tro at det var mulig å se en høyere korrelasjon.

Det er ulike forklaringsmuligheter på den lave korrelasjonen. Først og fremst må man se på antallet testpersoner. Det skal klare resultater til for å få en god korrelasjon mellom to mål, når antallet målinger er 24. Grunnet tekniske problemer ved plattformen ARR var det dessverre ikke mulig å få testet flere personer.

Når det gjelder korrelasjonen mellom den dynamiske og de statiske testene, så må vi ta hensyn til at de ikke er utført på samme plattform. Selv om vi er rimelig sikre på at tallene fra plattformen ARR er riktige, må man huske at dette fortsatt er en prototyp som ikke er ferdig utviklet. Det har også vært noen tekniske problemer underveis som har gjort at den ikke alltid har fungert. Dette gjør at vi ikke med 100 % sikkerhet kan slå fast at tallene vi har fått ut er riktige sett opp mot hverandre.

Det er også mulig at det å stå på en plattform som er i bevegelse og det å prøve å stå så rolig som mulig er to fundamentalt ulike balanseoppgaver. Når man står på et underlag som er i bevegelse vil dette fremme reaktiv balansekontroll i den forstand at det hele tiden er små korrigeringer som må til for å holde balansen. Står man derimot stille på en plattform som ikke beveger seg går testen ut på å eliminere bevegelsen. Det er helt klart store forskjeller på disse to typene tester. I den dynamiske testen trenes det på korrigere riktig i forhold til underlaget, mens i de statiske trenes det på å unngå å bruke korrigeringer. Det kan derfor være at vi ikke ser noen korrelasjon mellom disse målene fordi det ikke skal være noen.

Balanse er en meget sammensatt egenskap som styres av tre ulike komponenter, synet, det somatosensoriske systemet (muskelsensorer i kroppen) og den vestibulære sans (balanseorganet i øret) (3). Det kan derfor være at det finnes flere aspekter av balanse enn bare dynamisk og statisk. Kanskje det også kan være relevant å se på balansen med syn og uten syn som to ulike deler av balansen. Når man tester balanse med øynene igjen må kroppen stole på de to balansesansene som er igjen. Hvis en person er vant til å stole på synet sitt og plutselig bare kan bruke de to andre sansene, så vil de få et dårligere resultat enn en person som er vant til å trene disse sansene. Den lave korrelasjonen mellom de statiske testene støtter opp om at dette. Det er også tidligere gjort forsøk her på UiA som viser samme tendens. I en studie av Atle Amundsen (1) som gikk på treningsspesifitet, viste det seg at de som trente balanse på ustabil underlag (balanseputer) med øynene åpne ikke fikk noen signifikant bedre statisk balanse når de testet med øynene igjen. Jeg er sikker på at disse personene fikk en bedre balanse av treningen, men de ble bare ikke bedre til å stå i ro med øynene igjen. Det viste seg også i samme studie at de som trente med øynene igjen ble bedre på alle områder. Dette kan tyde på at så lenge man har synet tilgjengelig, så styrer dette mye av balansen vår, og hvis man ikke er vant til å bruke de andre systemene som styrer balansen vil man gjøre det dårligere på tester enn personen som er vant til å bruke disse systemene.

Hvis vi ser på resultatene fra de tre testene ser vi at i alle tilfellene er det lavest areal på testen, statisk med øynene åpne og høyest areal på testen, dynamisk med øynene åpne. Dette skulle tyde på at det er vanskeligst å holde balansen på den dynamiske testen. Jeg er ikke sikker på at dette er tilfelle. Her må man nemlig se bak resultatene. Siden plattformen beveger seg vil det kreves bevegelse av kroppen for å kunne holde seg på den. Når plattformen vipper til en side vil vi automatisk flytte tyngdepunktet vårt i motsatt retning for å korrigere for bevegelsen. Dette forklarer det høye arealet på disse testene. Det behøver altså ikke å være vanskeligere å stå på en plattform som er i bevegelse i forhold til å stå med øynene lukket på en plattform som er i ro. Det er bare ikke den samme oppgaven.

Det vi kan si med sikkerhet er at balanse er en meget kompleks egenskap å måle. Det kan ikke på nåværende tidspunkt påvises noen sammenheng mellom dynamisk og statisk balanse.

6.2 Maks dynamisk balanse, en ny tilnærming til dynamisk balanse

Tanken bak denne testen var å måle balanse på en annerledes måte. De tre andre testene måler kanskje ulike aspekter ved balansen, men det er samme grunntanke bak alle de tre testene, jo bedre du er til å stå i ro jo bedre balanse har man. Så kan man spørre seg om dette er riktig. Vi står sjeldent i ro i vår hverdag og er det da sånn at balansen vår burde måles etter hvor gode vi er til å ikke bevege oss. Kroppen vår er jo lagd for bevegelse, det å korrigere og kompensere for forstyrrelser utenfra skjer hele tiden. Hvis vi ser på en situasjon i idretten, si en kroppsfinte i håndball, vil finten faktisk bli bedre jo mer vi klarer å forflytte tyngdepunktet vårt til den ene siden før vi korrigerer og går andre veien. Det har i hvert fall liten betydning for resultatet hvor mye man beveger tyngdepunktet så lenge man unngår å falle. Kanskje det ikke er så viktig at tyngdepunktet vårt skal være i ro. Kanskje en god balanse vil si å ha kontroll over tyngdepunktet. Det kan være at en god balanse kan være evnen til å innhente seg, altså hvor god er man til å ikke falle.

Testen ”Maks dynamisk balanse” ble utviklet for å se på dette. Den gjør ingen målinger på bevegelsen av tyngdepunkt, men tar bare hensyn til om en person faller eller ikke. Så lenge en person ikke falt, så er det like bra uansett hvordan testen ble gjennomført. Testen er inspirert av oppbygningen av en VO²maks-test. Vi øker vanskelighetsgraden helt til testpersonen ikke klarer mer.

Problemet med testen var at utfordringen ikke var stor nok. Så og si alle testpersonene klarte å stå hele tiden ut (5 av 70 tester endte med fall). Jeg synes allikevel at testen er meget spennende. Den gir et nytt mål på balanse som jeg ikke har vært borte i før. Personlig føler jeg at denne testen har en større økologisk validitet innenfor testing av balanse for mange idretter enn tester hvor målet er å stå så stille som mulig. Akkurat dette er et spennende tema. Hvilken måte er det riktig å måle balanse for en bestemt idrett? Kan det være sånn at det finnes ikke en gullstandard for måling av balanse, men at hvilken metode som er den rette avhenger av idretten? Siden målinger av balanse varierer så mye fra test til test tyder det jo på at det er mange ulike aspekter av balanse. Det å spørre seg selv om hva jeg faktisk måler når man bruker et balansemaal blir meget viktig. Tester du den egenskapen du er ute etter å måle?

6.3 På hvilke områder kan ARR forbedres?

Selv om det går an å få data fra ARR ved nåværende tidspunkt er det liten tvil om at dette fortsatt er en prototyp med et stort forbedringspotensial. Det har underveis i testperioden vært tekniske problemer som har gjort at testingen har flere ganger måttet blitt utsatt. Av og til har det holdt å skru av plattformen og programvaren for så og restarte systemet, mens andre ganger har programvaren måttet blitt fraktet til Grimstad slik at Morten Ottestad har kunnet feilsøke og rettet problemene. Dette er ikke godt nok for en plattform som skal kunne fungere både som en testplattform og et treningsapparat for balanse.

Når det gjelder de mekaniske løsningene har også plattformen et forbedringspotensial. Selve plattformen man står på er ca. 40cm i diameter. Dette fungerer bra for friske mennesker som skal stå på den med ett ben. Får man derimot dårlig fungerende personer opp på plattformen, for eksempel slagpasienter, som skal trene opp balansen må de kunne stå med på to ben med skulderbredde mellom bena. Det vil ikke kunne gå med størrelsen den har i dag. Det er også noe slark i plattformen som kan påvirke målingene. Dette må fjernes.

Selve aktuatorene som sørger for perturbasjonen i plattformen er ikke sterke nok eller klarer ikke å gi et stort nok vinkelutslag. Ved testen ”maks dynamisk balanse” presset vi plattformen så langt vi kunne på vinkelutslag. Det viste seg at dette ikke var nok til å få testpersonene ut av balanse og provosere frem et fall. Det burde være mulig å lage testen så vanskelig at tilnærmet ingen personer klarer å fullføre den.

Plattformens egenskap å rotere rundt z-aksen kan ikke brukes slik som den er i dag.

Bevegelsen er for brå og kan føre til vridninger i ankel og kneledd. Hvis denne funksjonen skal benyttes må det innføres en roligere akselerasjon og retardasjon av bevegelsen.

Programvaren som benyttes må utvikles videre. Det at rådataen ikke blir behandlet direkte i programmet, men må flyttes videre til Excel kan være en kilde til feil. Forflytting av data kan gjøre at noe av dataene kan gå tapt eller at de blir behandlet feil. Etter en balansetest er det ønskelig at dataene blir behandlet direkte slik at resultatene kan analyseres med en gang.

Det er også mulig å forbedre brukergrensesnittet kosmetisk, i dag er funksjonene i brukergrensesnittet gode, men det er fortsatt litt uoversiktlig og lite selvforklarende. Punkter som utslag på plattformen og hastighet på bevegelsen burde få nye verdier som grader og grader pr sekund istedenfor amplitude og frekvens.

7.0 Konklusjon

Balanse er nok en av de mest komplekse og vanskeligste egenskapene hos mennesker å måle. Det knytter seg mye usikkerhet til hva man måler og reliabiliteten til målene man får ut av metoder. Samtidig er balanse så viktig for oss mennesker at det er veldig interessant å se forandringer i en person sin balanse.

Det finnes i dag gode metoder for å måle statisk balanse hos mennesker, mens metodene som brukes til å måle dynamisk balanse i dag har mange svakheter. Dette gjør at nye metoder på området blir svært interessante. Adaptiv rehabiliteringsrobot (ARR) er meget spennende for den introduserer en ny måte å måle dynamisk balanse på. Den måler bevegelsen av kroppens tyngdepunkt, samtidig som den tilfører ustabilitet i form av bevegelse av selve plattformen. Selv om ARR fortsatt er en prototyp som er langt fra ferdig utviklet, har den et stort potensial og burde derfor bli utviklet videre. Det er så langt jeg kjenner ikke noen andre plattformer som minner om denne på dagens marked.

Det ble ikke funnet noen sammenheng mellom de tre ulike målene statisk med øynene åpne, statisk med øynene lukket og dynamisk med øynene åpne. Dette støtter opp om eksisterende teori.

Testing av balanse kan gjøres på et utall måter og det er ikke klart hvilken metode som per dags dato er den beste. Metoden ”maks dynamisk balanse” er en ny metode for å måle dynamisk balanse på. Selv om metoden ikke førte frem på grunn av en for liten balanseutfordring for testpersonene mener jeg denne metoden er svært spennende og burde studeres videre.

Studiet bør først og fremst gi grobunn for nye studier og inspirasjon til fortsatt arbeid med ARR og andre nye metoder for måling av dynamisk balanse. Dette er et område som er langt fra ferdig utforsket.

8.0 Litteratur

1. Ammundsen, A. Trening av balanse: Effekt av treningsmetode og treningsfrekvens. 2005
2. Arnold BL, PhD Schmitz RJ PhD. "Examination of balance measures produced by the Biodex stability system." Journal of Athletic Training 33.4 (2006): 323-27.
3. Bergland A. Postural Kontroll - Balanse. 2001
4. Black FO, Wall C, Rockette HE, Kitch R. "Normal Subjects Postural Sway during the Romberg Test". American Journal of Otolaryngol 3(1982): 309-18.
5. Blackburn T, Guskiewicz KM, Pettschauer MA, Prentice WE. "Balance end joint stability: The relative contributions of proprioception and muscular strength". Journal of Sport Rehabilitation 9 (2000), 315-28.
6. Brodal P. Sentralnervesystemet. 2001
7. Ekdal C, Jarnol GB, Andersson SI. "Standing Balance in Healthy-Subjects – Evaluation of a Quantitative Test Battery on a Force Platform". Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine 21 (1989), 187-95
8. Emery CA. "Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature" Journal of Science and Medicine in Sport 6 (2003): 492-504
9. Gribble, P. A and J Hertel. "Considerations for normalizing measures of the Star Excursion Balance Test." Measurement in physical education and exercise science 7.2 (2003): 89-100.
10. Hertel J, Miller JS, Denegar CR. "Intratester and intertester reliability during the Star Excursion Balance Tests". Journal of Sport Rehabilitation. 2000;9:104–116.
11. Hinmann, R. H. "Factors effecting reliability of the Biodex Balance System: A summary of Four Studies." Journal of Sport Rehabilitation 9 (2000): 240-52.

12. Hoffmann, M. A. and Koceja, D. M. "Dynamic balance testing with electrically evoked perturbation: a test of reliability." Archives of physical medicine and rehabilitation. 78 (1997): 290-293.
13. McGuine, T. A., Greene, J. J., Best, T., Levenson, G. "Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players." Clinical Journal of Sport Medicine 10.4 (2000): 239-44.
14. Nakagawa, L. and M. Hoffmann. "Performance in Static, Dynamic, and Clinical Tests of Postural Control in Individuals With Recurrent Ankle Sprains." Journal of Sport Rehabilitation 13 (2004): 255-58.
15. Ottestad M. ADAPTIV REHABILITERINGS ROBOT, Funksjons beskrivelse. 2005
16. Ross, S. E. and K. M. Guskiewicz "Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles." Clinical Journal of Sport Medicine 14.6 (2004): 332-38.
17. Ross, S. E. and K. M. Guskiewicz "Time to stabilization: a method for analyzing Dynamic postural stability." Athletic Therapy Today 8.3 (2003): 37-39.
18. Riemann BL, Caggiano AC, and Lephart SM. "Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task." Journal of Sport Rehabilitation 8 (2006): 171-83.
19. Tropp, H., J. Ekstrand, and J. Gillquist. "Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury." Medicine and Science in Sports and Exercise 16.1 (1984): 64-66.
20. Wikstrom, E. A., M. D. Tillman, and P. A. Borsa. "Detection of dynamic stability deficits in subjects with functional ankle instability." Medicine and Science in Sports and Exercise 37.2 (2005): 169-75.
21. Wikstrom, E. A., et al. "A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index." Journal of Athletic Training 40.4 (2005): 305-09.

22. Yim-Chiplis PK, Talbot LA. "Defining and measuring balance in adults." Biological Research for Nursing 1.4 (2006).

Referanser fra Internett:

23. Balance system SD Applications,
http://www.biodex.com/rehab/balance/balance_300apps.htm