

**Masteroppgave**

# **Hvordan teste styrke/stabilitet i kroppens kjernemuskulatur?**

**- En metodisk sammenligning av ulike testprosedyrer.**

Av  
Karete Johansen

Masteroppgaven er gjennomført som et ledd i utdanningen ved Universitetet i Agder og er godkjent som sådan. Denne godkjenningen innebærer ikke at universitetet innestår for de metoder som er anvendt og de konklusjoner som er trukket.

Veileder:  
Stephen Seiler

Universitetet i Agder, Kristiansand

Dato: 28.11.08

# Hvordan teste styrke/stabilitet i kroppens kjernemuskulatur?

- En metodisk sammenligning av ulike testprosedyrer.



Karete Johansen  
Masteroppgave  
Idrettsvitenskap 2008  
Universitetet i Agder

## Sammendrag

**Hensikt:** Hensikten med studien var å kartlegge de testmetoder som kan benyttes til å kvantifisere kapasitetsevnen i kjernemuskulaturen. Studien ser nærmere på to testmetoder som blir mye brukt i klinisk arbeid. Studien tar sikte på å standardisere og videreutvikle disse to kliniske testene ved å tilføre dem en objektiv struktur. Testene blir sammenlignet opp mot fire testmetoder som er mye brukt i forskningsbasert arbeid. Det overordnede målet var å finne en pålitelig testmetode som tester kjernens kapasitetsevne i tråd med den aksepterte teoretiske plattform. **Metode:** Tretti idrettsaktive jenter i alderen 16 til 25 år deltok i studien. Jentene gjennomførte til sammen seks forskjellige tester, fire isolerte muskeltester, samt to integrerte funksjonstester. De integrerte funksjonstestene som ble valgt, var ryggliggende abduksjonstest og ettbeins knebøyttest. Testene måler ut i fra et "weak link-perspektiv". For å sammenligne integrerte funksjonstester og isolerte muskeltester, testet man begge metodene ut på ett og samme utvalg. Fire av litteraturens mest reliable og anvendte testmetoder ble valgt ut for å representere isolerte muskeltester (sidebrottest, fleksjonstest, Biering-Sørensentest, hoft abduktortest). **Resultater:** Ryggliggende abduksjonstest oppnådde test re-testsamsvar på 86 % på høyreside og 82 % på venstreside. Deltagerne oppnådde høyest poengscore og minst læringseffekt på forsøk utført med visuelt feedback. Forskjellen var signifikant. Ettbeins knebøyttest oppnådde test re-testsamsvar på 95 % på høyrebeinet og 90 % på venstrebeinet. Resultatene fra de isolerte muskeltestene, viste forholdsvis lik score mellom studiens utvalg og utvalget som representerte normalscoretabellen til McGill et al. (1999). 27 % av deltagerne besto ikke ryggliggende aduksjonstest på begge sider, mens 43 % av jentene ikke bestod ettbeins knebøyttest på begge bein. Dette til tross for at 73 % av utvalget svarte at de trente kroppens kjernemuskulatur ukentlig. Når man sammenligner gruppen "ingen weak links" (bestått integrerte funksjonstester) kontra gruppen "weak links", finner man ingen signifikant prestasjonsforskjell på resultatene fra de isolerte muskeltestene. Deltagerne som kombinerte trening på stabilt og ustabil underlag tenderte mot lavere forekomst av weak links. **Konklusjon:** Det er ingen signifikant prestasjonssammenheng mellom isolerte muskeltester og integrerte funksjonstester. Testene ser ut til å måle ulike dimensjoner av kroppens kjernekapasitet. Integrerte funksjonstester vurderes til å ha høyere grad av samsvar mellom teoretisk- og operasjonell definisjon, hvilket styrker testenenes validitet. Testene oppnår også høyt test re-testsamsvar, og det ser derfor ut til at disse testene egner seg godt både som gyldige og repeterbare målemetoder i klinisk- og forskningsbasert arbeid.

# Innhold

<b>SAMMENDRAG .....</b>	<b>2</b>
<b>FORORD.....</b>	<b>5</b>
<b>1.0 INNLEDNING .....</b>	<b>6</b>
1.1 Begrepsavklaring .....	7
<b>2.0 TEORI.....</b>	<b>8</b>
2.1 Kjernen (core) .....	8
2.2 Kjernestabilitet.....	9
2.3 Stabiliseringssystemer.....	11
2.4 Kinetisk kjede.....	13
2.5 Weak links (redusert funksjonsevne) .....	15
2.6 Viktig å teste i tre plan.....	16
2.7 Testmetoder som er brukt for å måle kjernens kapasitetsevne .....	17
2.8 Problemstilling .....	20
<b>3.0 METODE .....</b>	<b>21</b>
3.1 Begrunnelse for valg av metode .....	21
3.2 Utvalg .....	21
3.3 Datainnsamling.....	21
3.4 Analyseprosedyre .....	21
3.5 Presentasjon av måleinstrumentene i studien (testprosedyrer) .....	22
<b>4.0 RESULTATER.....</b>	<b>31</b>
4.1 Karakteristikk av utvalget .....	31
4.2 Reliabilitets analyser av de integrerte funksjonstestene .....	32
4.3 Weak link prevalens.....	34
4.4 ”Normalscoreverdier” på isolerte muskeltester .....	35
4.5 Sammenligning av resultater på tvers av testmetodikk. ....	36
<b>5.0 DISKUSJON .....</b>	<b>39</b>

<b>6.0 KONKLUSJON .....</b>	<b>45</b>
<b>REFERANSER.....</b>	<b>46</b>
<b>VEDLEGG.....</b>	<b>51</b>

## Forord

Det har vært en fantastisk erfaring å følge dette prosjektet fra idemyldring til et endelig og konkret resultat. Veien har vært lang, og utfordringene mange. Men det er likevel med stor glede og iver jeg leverer fra meg dette arbeidet. Det har vært en utrolig lærerik og givende prosess. Mest av alt har jeg satt pris på at jeg har fått brukt hele meg og fått utfolde mine kreative sider. Jeg håper mitt arbeid kan være til hjelp og nytte for andre som jobber innenfor samme fagkrets.

Jeg vil rette en stor takk til min dyktige veileder Stephen Seiler. Du har vært en uvurderlig støtte gjennom hele prosjektet og gitt meg frihet og tillit, hvilket har betydd veldig mye. Det er med et stort flir rundt munnen jeg husker tilbake til mine første møter med deg her på universitetet. Du var en av de foreleserne jeg likte aller minst! Du var nesten litt for ærlig og direkte, og la ikke to fingre i mellom om det var noe du var misfornøyd med. Men så gikk tiden, og jeg lærte deg å kjenne. Jeg ble stadig fascinert av ditt kompetansenivå, din arbeidskapasitet, din form for humor og din flotte innstilling til forskning. Etter hvert ble du en person jeg så opptil og en person som motiverte meg til å ta mastergrad i idrettsvitenskap. Du er en fantastisk foreleser, en fantastisk veileder og en fantastisk inspirator. Du er den foreleseren jeg kommer til å huske best av alle, mest fordi du stilte krav, og fordi du klarte å hente frem det aller beste i meg som student☺.

Ellers vil jeg rette en stor takk til min samarbeidspartner Monica Johnsen. Vi har jobbet tett sammen både med oppgaveskriving og testing. Hun har blitt en nær venninne gjennom studiet og vi har hatt mange gode samtaler både faglig og privat. Takk for all hjelp og takk for at du er du☺.

Så vil jeg rette en spesiell takk til Per Eikeseth Knudsen, som jobber som kjemiker på universitetet. Han synes å ha genuin interesse for universitetets studenter og har virkelig strukket seg langt for å hjelpe en student i nød. Søndag før hovedtestingen startet opp, hadde måleinstrumentet begynt å lekke, og jeg visste ikke min arme råd for hvordan jeg skulle få fikset det. Per tok utfordringen på strak arm og kjørte ned til universitetet. Han jobbet mange timer før han til slutt fikk bukt med problemet. Så Per... hjertelig takk, jeg er imponert☺.

## 1.0 INNLEDNING

Kjernemuskulatur er en samlebetegnelse på sentrale muskler i mage- og ryggregionen. I de senere år har kjernens nøkkelrolle i idrettssammenheng og i hverdagslige settinger, blitt viet stort fokus. Forskning har vist at god kontroll og styrke kan virke prestasjonsfremmende og forebyggende mot en rekke patologiske (sykelige) tilstander. Det har dukket opp nye treningsformer som direkte baserer seg på styrking og koordinering av kroppens kjernemuskulatur. Målet med studien var å kartlegge og videreutvikle de metodiske verktøy som brukes til å avsløre ustabilitet og svakhet i denne region.

Forskningsbasert testmetodikk er preget av statiske tester hvor kjernen for det meste testes i ett plan. Dette til tross for at forskernes definisjonsbasis presiserer at muskulaturen arbeider variert, og i alle tre bevegelsesplan samtidig. Dette er et problem da ”teori og praksis” ikke stemmer overens, hvilket vil svekke testenes overføringsverdi. Det foreligger bred uenighet rundt testmetodikken, det være seg reliabilitetsresultater, og hvor vidt styrke vs stabilitet er beste indikator for kapasitetsevnen i kjerneregionen. Forskerne har ikke enes eller sluttet seg til en testmetode majoriteten vil stille seg bak. Det ser derfor ut som at den metoden som en gang kommer til å bli ”standard” ennå ikke eksisterer. Det store spriket mellom kjernens definisjonsbasis og de tilgjengelige metodiske verktøy, underbygger disse antagelser.

Vitenskapens kjennskap til kjernens funksjon, må sies å være godt i gang, mens testmetodikken tilsynelatende er i en startfase. Dette har vakt min interesse og jeg ønsker med denne studien å bidra til den videre utviklingen mot testmetoder som i høyere grad har overføringsverdi til dagligdagse- og idrettslige settinger.

Denne studie tester ut to *integrerte funksjonstester* som er mye brukt i klinisk arbeid. Disse testene er ikke tidligere prøvet ut i forskningssammenheng, og studien forsøker av den grunn å fokusere på de rene metodiske utfordringer. Fire *isolerte muskeltester*, som derimot er mye brukt i forskningssammenheng, er også testet ut i denne studien. Man ønsket å se på testenes kvaliteter og svakheter, og sammenligne metodene opp mot hverandre på ett og samme utvalg.

## 1.1 Begrepsavklaring

**Kjernestabilitet:** Evnen til å *motstå* ufrivillig rotasjon i kjernen, slik at det opprettholdes kontroll av stilling og bevegelse av trunkus over bekkenet og underekstremiteter for å muliggjøre optimal utvikling av-, overføring av- og kontroll av kraft og bevegelse til de perifere kroppssegmenter i den integrerte kinetiske kjedes aktiviteter (oversatt og tilpasset fra Kibler et al. 2006).

**Kjernestyrke:** Evnen til å *skape* rotasjon i kjernen, slik at stilling og bevegelse av trunkus over bekkenet og underekstremiteter maksimeres med tanke på optimal kraft utvikling-, kraftoverføring- og evne til å kontrollere kraft og bevegelse til de perifere kroppssegmenter i den integrerte kinetiske kjedes aktiviteter (oversatt og tilpasset fra Kibler et al. 2006).

**Kjernekapasitet:** Summen av kjernestabilitet og kjernestyrke.

**Kinetisk kjede:** Ledd og segmenter i serie, forbundet til samme kraftenhet. En forbindelse som sammen må motstå/skape rotasjon i kjernen.

**Lukket kinetisk kjede:** Distale del er fiksert og vekt bærende; proksimale segmenter beveges på et fiksert distalt segment, som for eksempel ved knebøy (19).

**Åpen kinetisk kjede:** Distale del er ikke fiksert og ikke vekt bærende. Distale segmenter beveges på et fiksert proksimalt segment, som for eksempel ved leggekstensjon i en maskin (19).

**Weak link:** Et avvik i den biomekaniske kjeden – f.eks. redusert nevromuskulær kontroll, nedsatt stabilitet, redusert muskelfraft og “fear avoidance” som resulterer i dysfunksjon i muskel-/skjelettsystemet (Kirkesola, upublisert arbeid).

**Isolerte muskeltester:** Biering-Sørensentest, sidebrottest, fleksjonstest, hofte abduksjonstest.

**Integrerte funksjonstester:** ryggliggende abduksjonstest og ettbeins knebøytest.



## 2.0 TEORI

Innledningsvis defineres kjernen og dens prinsipper med hensyn til stabilitet og funksjon. Videre beskrives hvordan kjernen fungerer i dagligdagse utfordringer og i idrettslig prestasjonssammenheng.

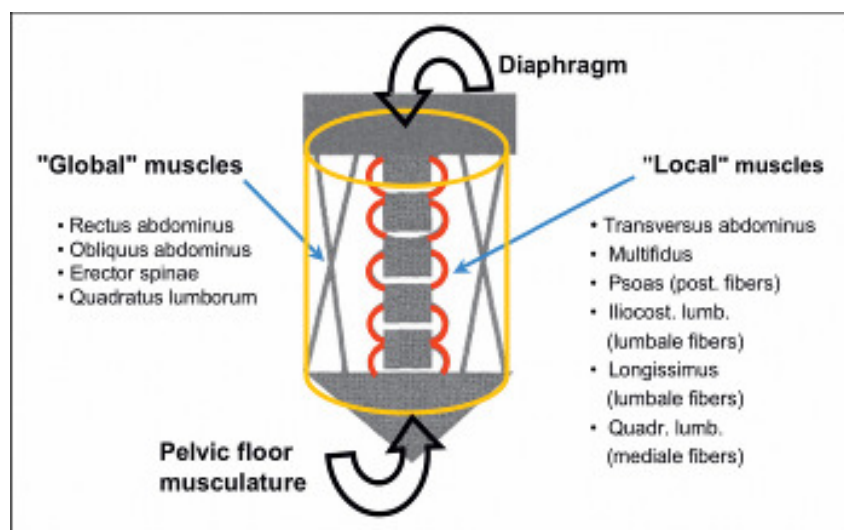
### 2.1 Kjernen (core)

Kroppens kjernemuskulatur består av overfladisk- og dyp ryggradsmuskulatur, abdominal muskulatur, bekkenbunnsmuskulatur og muskulatur som omslutter hoftene.

*"The core musculature includes the muscles of the trunk and pelvis that are responsible for the maintenance of stability of the spine and pelvis and help in the generation and transfer of energy from large to small body parts during many sports activities".*

(Kibler et al., 2006, s. 189)

Kjernen er ofte beskrevet som en boks (fig. 1) med abdominals i front, paraspinalene og gluteene i bak-kant, diaphragma som tak, og bekkenbunnsmuskulatur og muskulatur som omslutter hoftene som bunn (1). Kjernen er kroppens nøkkelmuskulatur ved all kroppslig bevegelse, i større eller mindre grad. Akuthota et al. (2004) beskriver kjernen som et senter for den funksjonelle kinetiske kjede, der kjernen fungerer som en enhet for å stabilisere kropp og ryggrad, med eller uten lembevegelse.

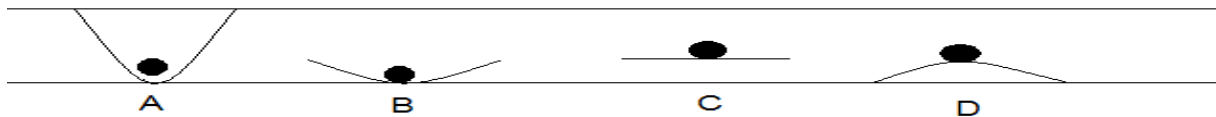


Figur 1: Grafisk fremstilling av de viktigste globale og lokale musklene som stabiliserer kropp og ryggrad (4).

## 2.2 Kjernestabilitet

Begrepet kjernestabilitet og kjernestyrke blir ofte brukt om hverandre, men begrepene er ikke synonyme. Stabilitet i et hvert system, er evnen til å begrense bevegelse og opprettholde strukturell integritet (39). McGill (2001) beskriver grundig hvordan han tolker kjernestabilitet og henter inspirasjon og kunnskap til sitt ”*stabilitets-konsept*” fra studiet til professor Anders Bergmark (1987).

Potensiell energi kan gi oss stabilitet ved 2 grunnleggende former. For å forklare den første form for potensiell energi ( $PE = \text{masse} \cdot \text{gravitasjon} \cdot \text{høyde}$ ) visualiserer McGill (2001) prinsippet med å bruke en ball plassert oppi en bolle (fig. 2).



Figur 2. ”The continuum of stability”. ”A” er mest stabil, mens ”D” er minst stabil. (22).

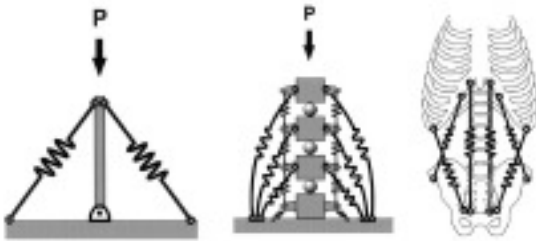
Ball ”A” er stabil. Dersom en kraft påvirker ballen, vil ballen vandre opp langs siden av bollen, men så komme tilbake til bunnposisjon igjen (energy well). Dette systemet blir mindre ustabil ved å gjøre bollen dypere. For å stadfeste stabilitet, kreves spesifisering av den uforstyrrede energien (den potensielle energi) som er i systemet, samt stadfesting av uroen. Hvis mengden energi i arbeid er mindre enn mengden energi i den potensielle energien fra systemet, vil systemet forbli stabilt. McGill (2001) siterer Bergmark (1987):

”*stable equilibrium prevails when the potential energy of the system is minimum*”.

(McGill., 2001, s. 27)

Eksempelet med bollen og ballen kan sammenlignes med et hengselledd, som har evne til fleksjon og ekstensjon. Til sammenligning kan ryggradens ledd rotere i tre plan og forflytte seg rundt tre akser. Dette krever en seksdimensjonal bolle for hvert ledd. En matematisk beregning viser oss at vi trenger en 36-dimensjonalbolle (seks lumbal ledd med 6 frihetsgrader) for å representere den lumbale ryggraden. Hvis en av disse sidene er redusert, vil ballen kunne rulle ut. Dette sier oss noe om kompleksiteten i stabiliseringsystemet hos mennesker.

I tillegg kan potensiell energi ses på som en funksjon av stivhet og lagret elastisk energi, brukt til muskel- og skjelettanvendelse (fig. 3). Elastisk potensiell energi (PE) er kalkulert fra stivhet (k) og deformasjon (x) i det elastiske element:  $PE=1/2*k*x^2$ .



Figur 3. Øker stivheten i kablene (muskler), øker stabiliteten og evnen til å støtte større belastning (P).

Ryggradsstivhet og stabilitet oppnås ved kompliserte samhandlinger mellom stivende strukturer langs ryggsøylen, og strukturer som former torso veggen (25). Leddstivhet øker raskt (ikke lineært) med muskel aktivering, sånn at selv beskjeden muskelaktivitet kan skape tilstrekkelig stive og stabile ledd (25). Ledd innehar naturlig leddstivhet ved den passive kapsel og ligamenter som bidrar til stivhet, spesielt i utkanten av bevegelsesutslag. Kraftpar virker rundt alle tre akser av et ledd. Og hvis kraftarmfunksjonen fungerer ideelt, er det en balanse mellom synergistisk og antagonistisk muskulatur, og det er likevekt mellom aktive og passive krefter. Dette fører til at rotasjonsaksen/banen av det øyeblikkelige bevegelsesenter forblir konstant og stabil (9). Det er både aktive (muskulatur) og passive elementer, som bidrar til kjernestabilitet. Det passive element er bestående av samspillet mellom mekanisk belastning på beinarkitektur, og elastisiteten til mykt vev (fig.3) (39). Motorisk-kontrollcenter bidrar til leddstabilitet gjennom å koordinere muskulær førkontraksjon, og minske antall frihetsgrader ved å plassere leddet i en posisjon som skaper passiv stivhet (25). Cholewicki & McGill (1996) viste at tilstrekkelig stabilitet i ryggsøylen er nådd (i ro) ved veldig lave føraktiveringsnivåer av paraspinalis og abdominal veggmuskulatur. ”Tilstrekkelig stabilitet” er et komplisert konsept, der et objekt søker den optimale balansen mellom stabilitet og mobilitet (25). McGill (2001) mener at evnen til å forbli stabil (innenfor ”margin of safety”) ved dagligdagse oppgaver, ikke er et spørsmål om muskulær styrke, men heller et spørsmål om tilstrekkelig muskulær utholdenhet.

Kjernestabilitet er ikke entydig definert. Hva som blir lagt i begrepet, vil antagelig også variere. Dette har sammenheng med at fysioterapeuter, trenere og forskere som studerer muskel/skjelett fenomener, har ulike bruksområder og innfallsvinkler. Kernestabilitet kan defineres som lumbal-bekken-hoftekompleksets evne til å forebygge utbuling av ryggstøylen og returnere den til utgangsstillingen, som er i nøytral sone (30). Kibler et al. (2006) velger å si:

*"A general definition of core stability ...is the ability to control the position and motion of the trunk over the pelvis and leg to allow optimum production, transfer and control of force and motion to the terminal segment in integrated kinetic chain activities"*.

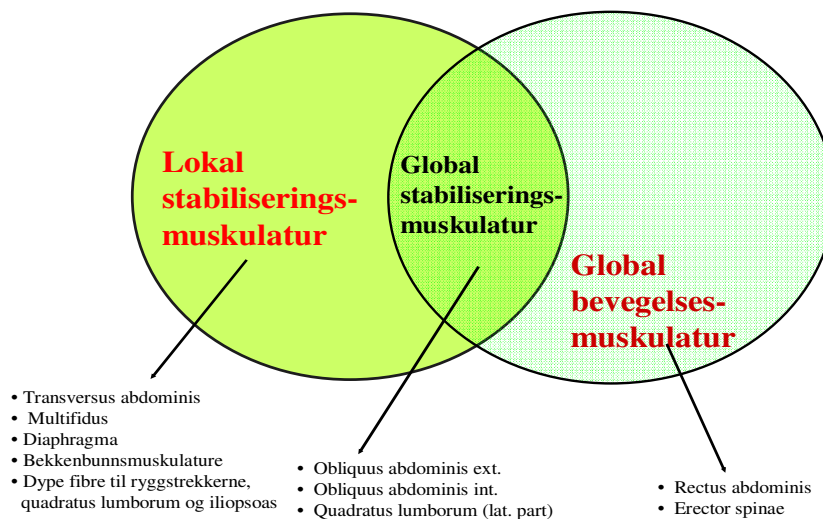
(Kibler et al., 2006, s. 190)

Kjernestabilitet er "øyeblikkelig"; det er marginale bevegelser i et meget snevert tidsperspektiv, som har stor betydning for ryggstøylens evne til å være i balanse (39). Ryggstøylen skal være i stand til å opprettholde nøytral posisjon ved lav belastning i vektoverførende aktiviteter og normal gange. Bekkenet skal ikke bevegges eller dra kroppen inn i vektbærende overføring. Skulderleddet skal ikke føre til eller produsere store ryggbevegelser. Og skulderen skal kunne prestere, mens støylen opprettholder nøytral stilling i senter av gravitasjon ved bevegelser fremover, bakover, og side til side (9). Evnen til å bevege kroppens gravitasjonssenter over sin støttebase på et globalt nivå, og å opprettholde gravitasjonssenteret av individuelle bevegelsessegmenter over deres nærliggende segment på et lokalt nivå, er essensielt for prestasjon (9).

## 2.3 Stabiliseringssystemer

Panjabi (1992) presenterer begrepet spinal stabilitet basert på tre undersystemer; *passiv ryggstøyle, aktiv ryggmuskulatur og nervekontroll*. Liemohn et al. (2005) tolker dette som at kernestabilitet er en funksjonell integrering av disse tre undersystemene. Tilstrekkelig rygggradsstabilitet tillater individet å opprettholde ryggstøylen innenfor fysiologiske grenser (nøytral og elastisk sone), mens vi presterer aktiviteter i dagliglivet (20). Kibler (2006) mener et hvert bevegelseskrav som involverer trunkusregionen, vil trenge mer enn bare ett spesifikt muskelsystem som er aktivt involvert. Videre presiseres det at en muskel eller ett muskelsystem ikke kan favoriseres og trekkes frem som den viktigste. Systemet må ansees som en enhet (16).

Bergmark (1989) klassifiserer kjernemuskulatur i enten globalt- eller lokalt stabiliseringssystem (fig. 4). Hovedoppgaven til det lokale stabiliseringssystemet, er i følge Bergmark, å koordinere og kontrollere de intersegmentelle bevegelsene, til de mer kraftfulle bevegelsene skapt av det globale stabiliseringssystemet. Det lokale stabiliseringssystemet består av dyp muskulatur som ligger tett på ryggspylen og danner bukveggen. Musklene har smalt tverrsnitt og inneholder stort antall muskelspøler (29). Liemohn et al. (2005) tolker dette som at de primært fungerer som stillingsomformere for ryggspylen. Muskulatur som tilhører lokalt stabiliseringssystem, er assosiert med leddstabilitet av ryggspylen under store bevegelser, og når stillingsjusteringer er påkrevd (4). Det globalt stabiliseringssystemet består av store overfladiske muskler rundt mage-, rygg-, og hofteregion. Disse har større masse og lengre momentarm for kraft, enn muskulatur i det lokale stabiliseringssystemet (4). Disse musklene er primære i bevegelse av trunkus, hoft fleksjon, ekstensjon, og rotasjon (21). Kraftutviklingen starter ved små rotasjoner i den sentrale kjerne (lokalt), for så å forplante seg til kraftigere rotasjoner ut til de distale deler (globalt), likt med reaksjonsmønsteret ytterst på en pisk (16).



Figur 4. Musklene i kjerneregionen gruppert etter funksjon (upublisert tegning fra Gitle Kirkesola, 2003).

## 2.4 Kinetisk kjede

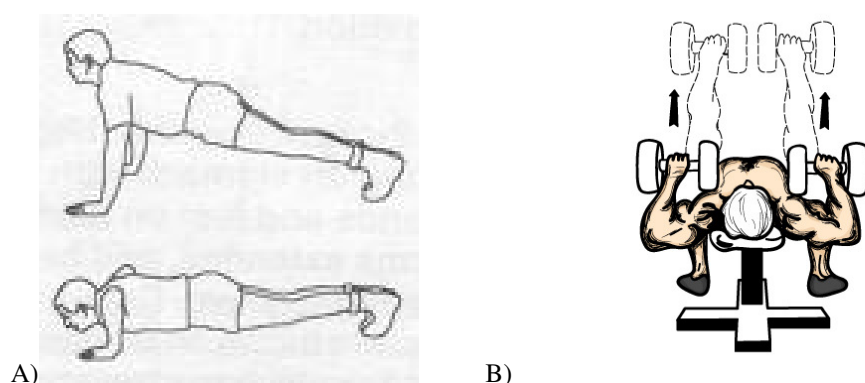
Kjernen fungerer som et senter for kroppens kinetiske kjede (1). Konseptet kinetisk kjede, ble først omtalt i mekanisk ingeniørvitenskap av Reuleaux´ fra Tyskland i 1875. Steindler (1955) analyserte senere menneskets bevegelser og mente ekstremitetene var som stive og overlappende segmenter i serie. Han definerte den kinetiske kjede som

*”...a combination of several successively arranged joints constituting a complex motor unit”.*  
(In Mayer et al., 2003 s. 182)

Disse kjedene kan være åpne eller lukkede. Det som karakteriserer en åpen kinetisk kjede, er at bevegelsesmønsteret ikke er avgrenset eller fiksert i distal del og bærer ikke kroppens vekt (fig. 5b). Et lukket kjedemønster er derimot avgrenset til et annet objekt som enten er fiksert eller er i bevegelse og er vektbærende (fig. 5a). Kibler (2006) presiserer kjernens unike rolle i den kinetiske kjede:

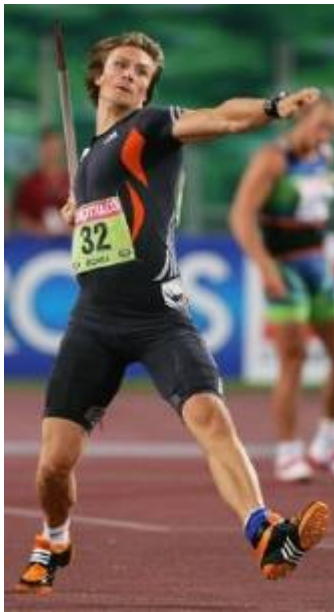
*“since the core is central to almost all kinetic chains of sports activities, control of core strength, balance, and motion will maximize all kinetic chains of upper body and lower extremity function”.*  
(Kibler et al., 2006 s.190)

I årenes løp har anbefalingene vekslet mellom disse to former for bevegelsesmønstre, både i trening og rehabilitering. Argumentasjonen for og i mot er grovt sett bygget på funksjonalitet vs isolasjon. Man begynner imidlertid å bevege seg bort fra begrepene åpen og lukket kjede. Vektbærende- og ikke vektbærendeøvelser, er de nye begrepene som er i ferd med å ta over.



Figur 5. Illustrasjon av kropps-vektbærende (A) og ikke kropps-vektbærende (B) øvelser.

Ved f. eks spydkast (se fig.6) involveres underekstremitetene og overekstremiteten i samme øvelse. Kraftene forplanter seg fra underlaget (A), oppover i beinet, gjennom kjernen, videre til skulderen, opp i armen og ut i spydet (B). Dette er en typisk bevegelse der den kinetiske kjede binder sammen over- og underekstremitetene. Kjernerregionens stabilitets- og styrkeevne vil ha en avgjørende rolle for hvor effektivt kraften ledes fra "A" til "B" i kjeden. Hvis kroppens kjernemuskulatur er svak, vil dette påvirke evnen til å generere kraft ut til distale lemmer. Er stabilitetsevnen nedsatt, vil dette resultere i at mye av kraften forsvinner til stabiliserende oppgaver. Spydets kastlende er derfor underlagt kraftens vandring gjennom den kinetiske kjede. På lik linje vil alle andre idrettslige prestasjoner og dagligdagse utfordringer, påvirkes av kraftoverføringsevnen gjennom den kinetiske kjede.



Figur 6. Illustrasjon på kraftoverføring i den kinetiske kjede (Spydkast av Andreas Thorkildsen, 2007, [www.yourwebapps.com](http://www.yourwebapps.com))

## 2.5 Weak links (reduisert funksjonsevne)

Når vi tester kjernen, gjør vi det ofte for å kartlegge funksjonsevnen og kapasiteten til muskulatur i kjerneregion. En persons reduserte funksjonsevne kan være tilstrekkelig funksjonsevne for en annen, og motsatt, og er av den grunn individuelt definert (9). Smerte og dysfunksjon opptrer ofte sammen, men er ikke alltid relatert til hverandre. Dette er viktig å være klar over ved testing av funksjon/dysfunksjon i kjernen. Dagligdagse gjøremål og idrettsprestasjoner avhenger av at kroppen dekker tilstrekkelige funksjonsbehov.

Tilfredsstillende kjernefunksjon har stor betydning for menneskets evne til å forbli frisk (39) å prestere i idrettssammenheng (16). Vi ser at nedsatt funksjonsevne kan påvirke kroppslige funksjoner også helt andre steder i kroppen (16). Det er gjort studier som viser at blant annet ankelskader, hamstringsskader, bekkenløsningssplager og inkontinensproblemer er funnet årsaksforklarende med svak kjernekapasitet (10, 11, 18, 33, 34, 36). I klinisk arbeid har metoder som avslører ”svake koblinger” og ”kamouflerte dysfunksjoner” eksistert over en lengre periode. Dette er funksjonelle tester som evaluerer muskel-/skjelettsystemet på en helhetlig måte. De kaller disse funnene *weak links*. Gitle Kirkesola velger å si at weak links er:

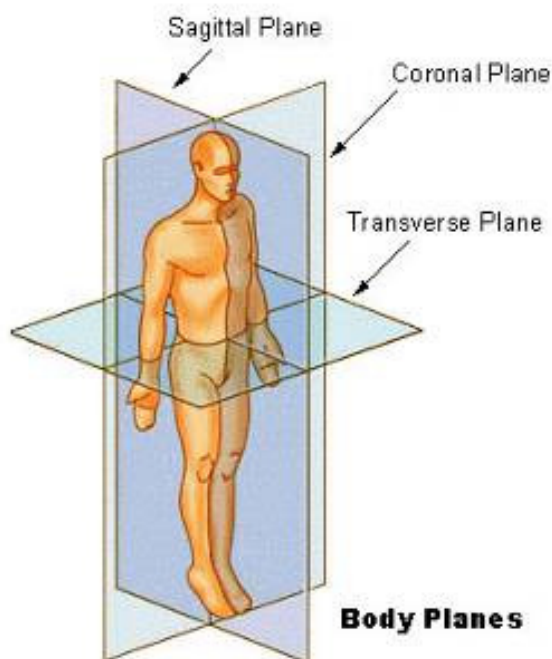
*Et avvik i den biomekaniske kjeden – f.eks. redusert nevromuskulær kontroll, nedsatt stabilitet, redusert muskelkraft og “fear avoidance” som resulterer i dysfunksjon i muskel-/skjelettsystemet.*

Gitle Kirkesola, upublisert arbeid.



## 2.6 Viktig å teste i tre plan

Bevegelse av menneskekroppen gjennom tre plan, ved forskjellige hastigheter og forskjellige dreiemoment og krefter, setter store krav til styrke, utholdenhet og koordinering av kroppens kjernemuskulatur (2). Kroppslige bevegelser foregår i tre plan; sagittal-, frontal- og transversplan (se fig. 7). Sagittalplanet deler kroppen i høyre og venstre kroppshalvdel. Frontal-, også kalt coronalplan, deler kroppen i fremre (anterior) og bakre (posterior) del. Transverseplanet deler kroppen i øvre (cranial) og nedre (caudal) del. Når vi beskriver anatomiske bevegelser, beskriver disse planene rundt hvilken akse bevegelsen foregår. For eksempel bevegelser som flytter seg fra hode til tær (et vertikalt hopp), er bevegelser som skjer i transvers planet. Kjernestabilitet og kjernestyrke opptrer i alle disse planene, som en nødvendighet for kroppslig bevegelse. For å skape stabilitet i alle bevegelsesplan må noen muskler bli aktivert i et mønster som er annerledes enn deres primærmønster (16). Og det er derfor viktig å ikke utelukke enkelte elementer ved fenomenet, men se på det som en helhet (1, 16). Innen klinisk arbeid er det en felles forståelse for at testing av kjernen i tre plan øker testenes overføringsverdi og praktiske relevans (16).



Figur 7. Anatomiske plan i menneskekroppen (www.answers.com).

## 2.7 Testmetoder som er brukt for å måle kjernens kapasitetsevne

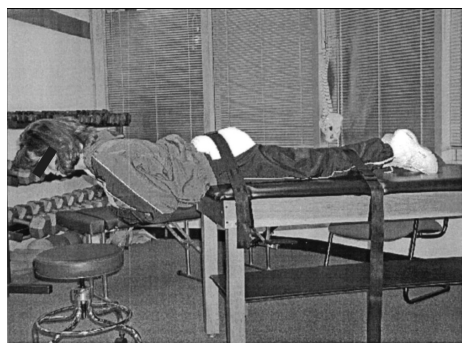
Det eksisterer intet standardisert testbatteri som måler kjerneregionenes kapasitetsevne.

Kjernekapasitet kan testes på mange forskjellige måter, og tilgjengelig litteratur er av den grunn meget vanskelig å sammenligne. Litteratursøket ble omfattende og her presenteres derfor kun de fire som er benyttet i studien. Testprosedyrene blir beskrevet i kapitlet *presentasjon av måleinstrumentene* under avsnittet isolerte muskeltester (se kap. 3.5.2).

Resterende tester er presentert i vedlegg 1.

### **Biering-Sørensentest**

Biering-Sørensen (1984) introduserte i sin studie, ryggfleksjonstesten, senere kalt *Biering-Sørensentest* (fig. 8). Det er tidenes mest anvendte utholdenhetstest på global ryggektensjon (39). En mulig forklaring på at den er blitt så populær, kan være at den er kostnadseffektiv og enkel i bruk (24).



Figur 8. Biering-Sørensentest. Deltager ligger fastspennet med nedre ekstremiteter ved hjelp av stropper over legg og rumpe. Øvre ekstremiteter stekkes ut som en forlengelse av benken i samme høyde. Testen måler tid (sek) til utmattelse (18).

Resultater viser at pasienter med Low Back Pain (LBP) og ”snart kommende” LBP pasienter (innen 1 år), tenderer til signifikant dårligere isometrisk ryggutholdenhet, enn ryggfrisk individer (5, 15, 17). God isometrisk utholdenhet korrelerer positivt med generell god ryggelse (5). Kvinner tenderer større ekstensjonsutholdenhet for ryggstabiliserende muskulatur, enn menn (17, 22, 24). Testen korrelerer positivt med aktivitetsnivå og fysisk arbeid, og negativt med alder, høyde, vekt og prosentvis kroppsfett (17). Testen har blitt grunnlag for en rekke reliabilitetsstudier (15, 17, 22, 24, 26). Men forskerne strides om testens reliabilitet, samt testmetodens overføringsverdi. Latikka et al. (1995) mente testen var lite reliabel hos mennesker med nedre ryggmerter. Moreland et al. (1997) finner testen ”moderat” reliabel (0.59) på ryggfriske individer (n=39). Mens Mayer et al. (1995) finner testen ”ekstremt lite reliabel” (0.20) hos ryggfriske individer (n=152). Resultatene viste også

negativ korrelasjon til alle de andre isokinetiske utholdenhetstestene som ble gjennomført i studien. McGill et al. (1999) utarbeidet en *normal score tabell* (se tabell 1), der gjennomsnittlig prestasjon for kvinner og menn er fremstilt i en tabell. I den forbindelse ble fem deltagere også re-testet og studien kom frem til at testen hadde ”ypperlig” reliabilitet (0.99).

### **Fleksjonstest**

McGill et al. (1999) introduserte fleksjonstesten, som er en populær isometrisk test for fleksjonsutholdenhet i trunkus (fig. 9).



Figur 9. Fleksjonstest. Deltager sitter på gulvet med nitti graders knefleksjon. Hendene holdes i kryss på brystet mens tærne er fiksert under en stropp. Testen måler tid (sek) til utmattelse i denne posisjon(39).

McGill et al. (1999) testet 74 unge kvinner og menn i begynnelsen av tyveårene ( $23 \pm 2,9$ år). Det ble utarbeidet en normalscoretabell på testen (se tabell 1). Fem personer deltok i et reliabilitetsstudie der det ble funnet ”ypperlig” reliabilitet (0.97).

### **Sidebrotest**

McGill et al. (1999) introduserte også sidebrotest, som er en populær isometrisk utholdenhetstest på lateral fleksjonsutholdenhet (fig. 10).



Figur 10. Sidebrotest. Deltager ligger på siden og holder kroppen strak i en plankestilling med underarm og føtter som eneste kontaktpunkt. Øverste fot holdes fremfor den nederste for støtte. Deltager har nittigraders vinkel i skulder- og albueledd. Testen måler tid (sek) til utmattelse i denne posisjon (39).

Også her ble 74 unge kvinner og menn ( $23 \pm 2,9$  år) testet. Resultatene la grunnlag for normalscoretabellen (se tabell 1) som er mye brukt som klinisk referanse. Fem av deltagerne ble også re-testet. Reliabilitetsresultatene viste også her ”ypperlig” reproduserbarhet (0.99). McGill et al. (1999) fant i sin studie ingen signifikant forskjell mellom høyre- og venstresidig brotest hos ryggfriske individer. Menn oppnådde imidlertid bedre utholdenhet i sidebro enn kvinner (18, 24).

Tabell 1. Normalscore tabell

Test	Menn			Kvinner			Begge		
	$\bar{x}$ (s)	SD	Ratio	$\bar{x}$ (s)	SD	Ratio	$\bar{x}$ (s)	SD	Ratio
<b>Ekstensjon (Biering-Sørensen)</b>	146	51	1.0	189	60	1.0	171	60	1.0
<b>Fleksjon</b>	144	76	.99	149	99	.79	147	90	.86
<b>Sidebro h.</b>	94	34	.64	72	31	.38	81	34	.47
<b>Sidebro v.</b>	97	35	.66	77	35	.40	85	36	0.5

Gjennomsnittlig utholdenhetstid (sek) for nedre rygg øvelser hos ryggfriske individer (n=31 kvinner og 44 menn). Ekstensjonstest (Biering-Sørensentest), Fleksjonstest, Sidebrotest høyre/venstre.  $\bar{x}$  = Gjennomsnittlig utholdenhets tid (sek), SD = standardavvik og Ratio (referansetid standardisert til ekstensjonstest, 24).

### Hofte abduktortest

Hofte abduktortest, med håndholdt dynamometer, er en mye brukt isometrisk styrketest som måler maksimalt dreimoment rundt hofteleddet (fig. 11).



Figur 11. Hofte abduktortest med håndholdt dynamometer og stabiliseringsbånd. Deltager ligger på siden og holder kroppen strak. En pute er plassert mellom beina for å oppnå 10 graders abduert posisjon. Deltager skal presse så hardt som mulig opp mot dynamometeret. Maksimalt dreimoment (N) blir registrert som testscore (39).

Testen har vist moderat til god reliabilitet. Bohannon (1997) fikk et test re-test resultat på 0.76 (n=231) og Cahalan (1989) fikk 0,96 (n=13). Leetun et al. (2004) fant at kvinner og skadeforfulgte idrettsutøvere presterte signifikant svakere i hofte abduktortest, enn menn og skadefrie utøvere.

## 2.8 Problemstilling

Etter å ha studert litteraturens tilgjengelige testmetoder, så man behovet for en ny og bedre metodisk tilnærming. De forskningsbaserte testmetodene synes å stride mot forskernes egen teoretiske plattform, da de ikke tester kjernen ved de kriterier kjernen er definert ved (se 2.1 kjernen). Sidebrottest, fleksjonstest, Biering-Sørenstest og hoft abduktortest er fire av de mest brukte og reliable testmetodene benyttet i forskningssammenheng. Testene er preget av isolasjon og fokus på muskulær styrke og utholdenhet, og har av grunn fått fellesbetegnelsen *isolerte muskeltester*. Det finnes imidlertid tester som synes å være gode, slik som sittende balansetest, quick release test og bruk av EMG (se vedlegg 1). Men disse er ikke lett tilgjengelige og krever dessuten mye kompetanse for å tas i bruk. Man så derfor behovet av en ny og enklere testmetodikk, som i større grad linker teori og metodikk sammen.

I samråd med fysioterapeut Tor Einar Sandvikmoen ved Vågsbygd fysikalske institutt, Gitle Kirkesola ved S.E.T. klinikken på Lysaker, og Professor Stephen Seiler ved UIA, fant man frem til to kliniske testmetoder man ønsket å se nærmere på. Testene som ble valgt var ryggliggende abduksjonstest og ettbeins knebøyttest, heretter kalt *integreerte funksjonstester*. Disse testene er etablerte kliniske tester, som blir benyttet til å avsløre weak links. Testene ble tilpasset og standardisert (under pilotprosjektet) på en slik måte at de lot seg objektivt testes ut. Testene er tilsynelatende godt tilpasset den teoretiske plattform, samtidig som de er kostnadseffektive og enkle i bruk.

Det reiste seg da tre relevante *forsknings spørsmål*.

- 1) Finner vi samsvar i prestasjon mellom integrerte funksjonstester og isolerte muskeltester?
- 2) Er ryggliggende abduksjonstest og ettbeins knebøyttest reliable testmetoder?
- 3) Hva er prevalensen av ”weak links” blant unge idrettsaktive kvinner?

## **3.0 METODE**

### **3.1 Begrunnelse for valg av metode**

En ønsket å tilføre fagfeltet en testmetodikk som i høyere grad kunne påberope seg gyldighet. Integrert funksjonstester ble valgt ut, fordi den metodiske tilnærmingen langt på vei er tro mot de definisjoner fagfeltet selv legger til grunn. Spørsmålet var snarere om man kunne sikre repeterbare testresultater ved metoden. Denne utfordring ble møtt ved å tilføre testene en mer objektiv struktur. For å sammenligne testmetodene opp mot tidligere etablert testmetodikk, valgte man å teste ved begge metodene på samme utvalg. Dette muliggjorde sammenligning av resultater på tvers av individer, samtidig som man hadde mulighet til å kartlegge resultater på tvers av testmetodikk. Dette ville også gi oss anledning til å sammenligne utvalget opp mot tidligere studier, der isolerte muskeltester hadde etablerte normalscoreverdier.

### **3.2 Utvalg**

Utvalget besto av 30 idrettsaktive jenter i alderen 16 til 24 år. Mesteparten av deltagerne ble rekruttert gjennom et samarbeid med idrettslinjen på Gimle videregående skole. Utvalget bestod kun av jenter p.g.a. prevalent skaderisiko hos jenter.

### **3.3 Datainnsamling**

All datainnsamling foregikk på motorikklaboratoriet ved Universitetet I Agder (UIA). Alle deltagerne gjennomførte to integrerte funksjonstester og fire isolerte muskeltester. En integrert funksjonstest ble også reliabilitetstestet (ryggliggende abduksjonstest). Deltagerne fylte ut personalia i det de ankom testlokalet, mens testleder noterte testresultatene fortløpende (se vedlegg 2). Alle deltagere ble tildelt id-nummer. Id-nummeret ble blant annet brukt til å spore tilbake til rådata dersom noe var uklart. Ved endt prosjekt ble alle originaldata (data som ikke var anonymisert) makulert.

### **3.4 Analyseprosedyre**

Alle resultatene har blitt analysert i SPSS 15.0 for Windows. Alle diagrammer og figurer er utarbeidet i Microsoft Excel. Utvalget beskrives gjennom enkel deskriptiv statistikk. Til å vurdere testenes reliabilitet, er det benyttet paired sample t test. En p verdi  $\leq 0,05$  ble vurdert som signifikant. På nominaldata ble det benyttet samsvarsprosent.

### 3.5 Presentasjon av måleinstrumentene i studien (testprosedyrer)

Deltagerne ble forklart at det ikke ville bli gitt informasjon og oppmuntring under selve testingen. De ble også forklart at om det ble gitt korrigeringer på kroppsholdningen underveis, skulle de bare fortsette testen og forsøke å ta til seg korreksjonene. Ved utholdenhetstestene ble de bedt om å holde fokus på egen prestasjon og yte maksimalt frem til utmattelse.

#### Integrerte funksjonstester

##### Ryggliggende abduksjonstest

Ryggliggende abduksjonstest er en øvelse som utføres i treningsapparatet *Redcord Trainer* (fig. 13). Det er et apparat bestående av to regulerbare tau som henger ned fra taket. Testen utfordrer kjernen i tre bevegelser, ustabilit og i vekt bærende posisjon der over- og underekstremiteter forbindes i et kjernesentrum. Øvelsen er godt kjent i norske fysioterapi- og rehabiliteringsmiljøer, både som treningsøvelse og klinisk test. Testen er forholdsvis ny i forskningssammenheng, og reliabilitetsresultater foreligger ikke. Sæterbakken (2007) brukte imidlertid denne testen i sin studie for å avsløre weak links (fig 12). Testen måler kjernens evne til å skape/motstå det rotasjonsmoment som oppstår inne på ryggsøylen når det ene beinet abdukeres utover. Sæterbakkens (2007) studie ble filmet og vurdert eksternt av to uavhengige fysioterapeuter til bestått/ikke bestått.



Figur 12: Ryggliggende abduksjonstest med filmmetoden. Testen ble utført på rygg med ett bein plassert i en slynge som hang ned fra taket. Deltagerne hadde armene hvilende langs siden, mens de løftet seg opp i brostilling og forsøkte abdukere det frie beinet ut til 45 graders vinkel uten å tilte i hoften. Testen ble filmet fra to kameravinkler, en fra siden og en fra fotenden (37).

Sæterbakken (2007) tar selvkritikk på at testmetoden var for subjektiv og at filmmaterialet ikke var optimalt som vurderingsgrunnlag. Man ønsket derfor i denne studie å videreutvikle testen, slik at den ble mer objektiv og enklere å vurdere. Det man trengte var en målemetode eller et måleinstrument, som kunne løse dette objektivitetsproblemet. Løsningen ble et selvkonstruert måleinstrument (se fig. 16) som fikk navnet Gradert Parabelvater (GP-vater).

### **Ryggliggende abduksjonstest med GP-vater**

Testen ble standardisert til at deltagerne lå på ryggen med det ene beinet i slyngen, mens det andre beinet hvilte parallelt på benken. Slyngen var 10cm bred (fig. 14) og ble plassert i overgangen mellom kne og lår, slik at senter av slyngen traff 5cm proksimalt for senter av pattela (fig. 18a). Slyngen hang 20cm over benken i vektpåvirket tilstand. Bena var rette og tærne pekte vertikalt opp mot taket. Armene lå hvilende langs siden med håndflaten mot benken (fig 18a). GP-vateret ble plassert midt på spina iliaca anterior superior (SIAS). Det frie beinet ble løftet opp på siden av "slyngebeinet", samtidig som deltagerne hevet bekkenet, slik at kroppen sto i en plankestilling (fig 18b). Først ble deltagerne ført gjennom bevegelsesbanen og gitt instruksjon, mens testleder fysisk holdt hoftene i riktig posisjon. Dette for å erfare rett bevegelsesmønster. Deretter gikk deltagerne selv opp og justerte seg inn i riktig utgangsposisjon (fig. 17), ved hjelp av visuelt feedback fra GP-vateret. Begge SIAS punktene var nå like høye og deltagerne forsøkte å opprettholde denne nøytralposisjon samtidig som de rolig og kontrollert abduserte testbeinet ut til 30 graders vinkel (fig. 15). På forsøk en, to og fem fikk deltagerne orientere seg om bekkenets posisjon ved hjelp av visuelt feedback fra boblen under hele testen. Men på forsøk tre, fire og seks måtte deltagerne se i taket etter at de hadde oppnådd vatret utgangsposisjon. Deltagerne måtte nå benytte proprioseptisk feedback (istedenfor visuelt feedback), mens de forsøkte å holde bekkenet i samme posisjon under resten av testen. Mellom alle forsøkene fikk deltagerne stille seg inn på nytt. Venstre side ble testet først.

Deltagerne ble vurdert på en skala fra en til ti, der fem og lavere var ikke bestått, og seks og høyere ble bestått. En var svært dårlig og ti var meget bra. Vurderingen ble tatt på det tidspunkt beinet var i 30 graders abduisert posisjon (fig. 18c). For å oppnå seks eller høyere (bestått), måtte vaterboblen være innenfor 2,5 graders markeringene (fig. 17). Ytterligere poeng ble tildelt for stabiliteten til boblen. Sto boblen nærmest stille i senter av markeringene, ble testpersonen tildelt høyeste poengscore, ti. Var boblen meget ustabil, ble testperson tildelt poengscoren seks. I de tilfeller der boblen holdt seg på utsiden av markeringene, ble deltager tildelt poengsummen fem eller lavere (ikke bestått). Var boblen like på utsiden av markeringene, ble deltager tildelt fem i poengscore. I de tilfeller der boblen var meget ustabil og skled langt utenfor markeringene, ble laveste poengsum en tildelt. Hele poengskalaen ble brukt med disse retningsgivende poengkriterier.





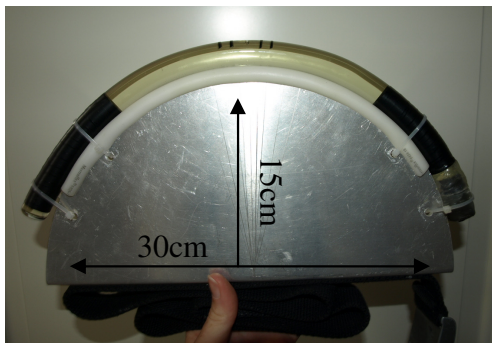
Figur 13: Redcord Trainer.



Figur 14: Redcord slynge, 10cm bred.



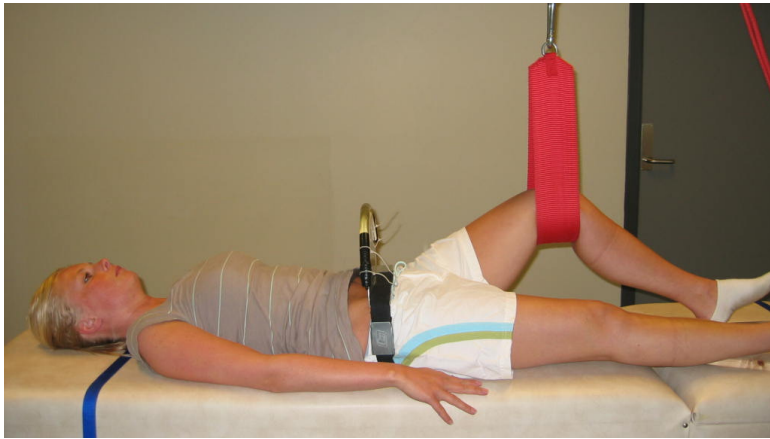
Figur 15: 30 graders vinkel.



Figur 16: Målsatt bilde av GP-vateret.



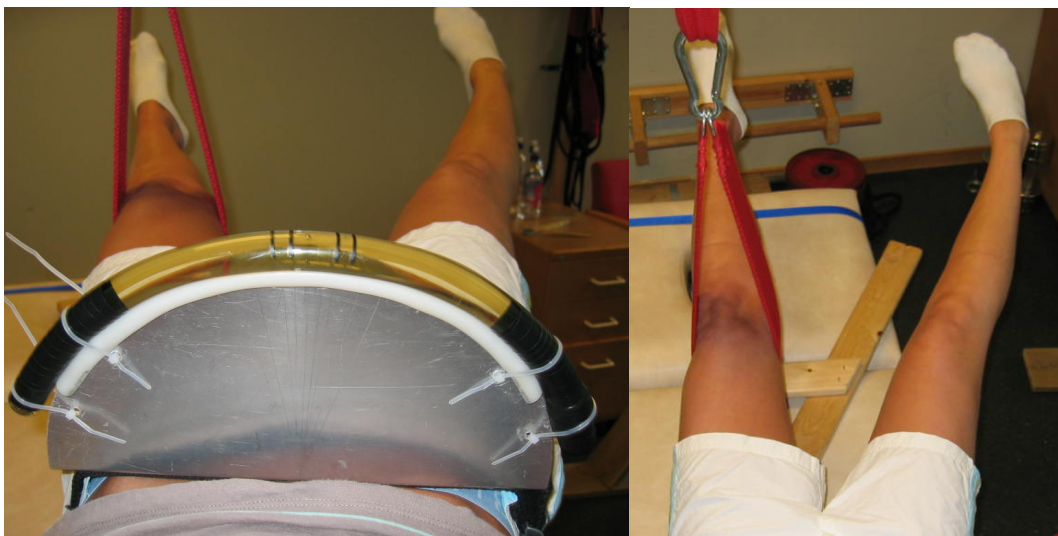
Figur 17: Nærbilde av GP-vateret som viser bestått sonen (innerste markering) og korrekt utgangsposisjon for vateret.



Figur 18a: Hvileposisjon.



Figur 18b: Start/stopp posisjon.



Figur 18c: Ytterste testposisjon (30 graders vinkel mellom beina).

### **Ettbeins knebøy**

Ettbeins knebøy er en øvelse som utfordrer kjernen i tre bevegelsesplan, ustabil og i vektbærende posisjon der over- og underekstremiteter forbindes i et kjernesentrum.

Deltagerne utførte denne testen oppå et bord, foran et speil. De sto med beina fra hverandre (skulderbredde) og med armene i kryss over brystet. Deltagerne gikk ned i knebøy til bakside lår og legg dannet nitti graders vinkel. Denne posisjon ble holdt i to sekunder, for så å returnere til utgangsstilling igjen. Det beinet som ikke skulle testes førte de fremfor kroppen. Deltagerne ble instruert til å holde en rett linje mellom tå, kne, hofta og skulder. Deltagerne utførte tre prøveforsøk, etterfulgt av tre testforsøk, sakte og kontrollert. Testen ble utført på begge bein, venstre først.

Som en kvalitetssikring, benyttet man filmklippene som ekstern vurdering. Filmklippene ble ved en senere anledning vurdert separat fra testvurderingen. I de tilfeller der testvurderingen og kamera vurderingen ikke stemte overens, ble kameravurderingen stående som gjeldene. Kameraet var plassert på en slik måte at deltagerne ble filmet både forfra og fra siden. Dette ble løst ved at deltagerne sto i 45 graders vinkel bort fra speilet slik at personens speilbilde også ble fanget opp (fig. 19a). På den måten fikk vi dobbel informasjon ut av et og samme perspektiv, både forfra (for å vurdere "linjen" (fig. 19a)) og fra siden (for å vurdere oppnådd 90 graders knefleksjon, fig. 19b). Testleder vurderte deltagerens evne til å føre kroppen i den "rette" linje, samt oppnåelse av 90 graders knefleksjon. Klarte deltagerne dette, var testen bestått. Testen var derimot ikke bestått dersom: deltagerne ikke evnet å holde denne "linjen", kne søkte motsatt kne for støtte, overkropp roterte, kne vinglet fra side til side ukontrollert eller ikke oppnådd 90 graders vinkel mellom lår og legg.



Figur 19a: Start-/stopposisjon.



Figur 19b: Speilbildet viser endt bevegelsesbane (90 graders knefleksjon).

## Isolerte muskeltester

### Sidebrotest

Deltagerne utførte testen på en behandlingsbenk. De ble instruert til å ligge på siden (høyre side først), med beina utstrakt (fig. 20a). Den øverste foten ble plassert fremfor den nederste, for støtte. Når testen startet, hevet deltagerne hoften opp fra underlaget og opprettholdt en strak posisjon, slik at føtter og albue var eneste kontaktpunkt med underlaget (fig. 20b-c). Uinvolvert arm ble holdt i kryss over på motsatt skulder. Testen ble avsluttet når deltagerne ikke lenger klarte å opprettholde posisjonen, eller når deltagerne selv sa stopp ved utmattelse. Antall sekunder deltagerne klarte å holde posisjonen, ble brukt som testscore.



Figur 20a: Startposisjon.



Figur 20b: Testposisjon forfra.



Figur 20c: Testposisjon fra siden.

### Fleksjonstest

Deltagerne satt på en behandlingsbenk og støttet overkroppen mot en 60 graders vinkel (fig. 21a). Hofte og knær hadde 90 graders bøy, armene ble holdt i kryss over brystet, mens tærne var festet under en stropp. Vinkelen ble trukket bort fra ryggen i det øyeblikk testen startet (fig. 21b). Testen ble avsluttet når overkroppen ikke lenger opprettholdt 60 graders vinkel, eller når deltager selv sa stopp ved utmattelse. Antall oppnådde sekunder ble brukt som testscore.



Figur 21a: Startposisjon.



Figur 21b: Testposisjon.



### **Biering-Sørensentest**

Deltagerne lå på magen med nedre ekstremiteter festet til en benk med stabiliseringsbånd. Et stabiliseringsbånd over hoften og et rett under knærne (fig. 22a ). Mens stroppene ble festet, og instruksjonen ble gitt, fikk deltagerne hvile overkroppen mot en stol. Når testen startet, hevet deltagerne øvre ekstremiteter til samme nivå som nedre ekstremiteter og benk (fig. 22b). Hoftekammen gikk kant i kant med benken, og armene ble holdt i kryss over brystet. GP-vateret ble plassert mellom skulderblader og halebein. Deltagerne fikk muntlig korreksjon i forhold til vaterboblen og hevet/senket ryggen etter disse tilbakemeldingene, slik at ryggen hele tiden var i riktig høyde i forhold til nedre ekstremiteter. Testen ble avsluttet når deltagerne ikke lenger evnet å holde boblen innefor markeringene ( $\pm 2,5$  grader), eller når deltagerne selv sa stopp ved utmattelse. Antall oppnådde sekunder ble notert som testscore.



Figur 22a: Startposisjon.



Figur 22b: Vateret viser korrekt testposisjon.

### Hofte abduktortest

Deltagerne lå på siden på en behandlingsbenk (fig. 23a). Stroppene ble justert slik at øverste bein var abduisert omtrentlig 10 grader og ble plassert 5cm lateralt for kneleddet (fig. 23b). Et dynamometer ble festet i den ene enden til en fastmontert plate, og i den andre enden til stroppen som deltagerne skulle presse mot. På den måten målte dynamometeret dreimomentet rundt hofteleddet. Testen gikk ut på at deltagerne skulle presse beinet så hardt som mulig opp mot taket i fem sekunder. Først gjennomførte deltagerne en øvelsestest, så tre eksperimentttester med 15 sekunders hvile mellom testene. Testleder noterte ned resultatene (Newton) og regnet ut gjennomsnittet av de to beste. Gjennomsnittsverdien ble brukt som testscore.



Figur 23a: Hvileposisjon



Figur 23b: Testposisjon, vateret viser 10 grader abduksjon.

Dynamometeret tilhører et fysiologisk testsystem som heter Musclelab. Dynamometeret ble kalibrert i forkant av hver testdag, som anbefalt fra produsent. Belastningene 0kg og 9,845kg ble brukt som referanseverdier.

## 4.0 RESULTATER

### 4.1 Karakteristikk av utvalget

30 deltagere deltok i første testrunde. Alle gjennomførte samtlige tester og fylte inn skjema for personalia. Tabell 2 viser fysisk karakteristikk av utvalget.

Tabell 2: Fysisk karakteristikk av utvalget (n=30).

	<b>Alder (år)</b>	<b>Høyde (cm)</b>	<b>Vekt (kg)</b>	<b>BMI (score)</b>	<b>Treningsstatus (timer pr. uke)</b>
<b>Gjennomsnitt ±SD</b>	18 ± 1,05	167 ± 6,65	60 ± 5,02	22 ± 2,83	13 ± 5,52
<b>Min/Maks</b>	16/23	150/180	47/70	19/33	1/30

SD = standardavvik, BMI = body mass index.

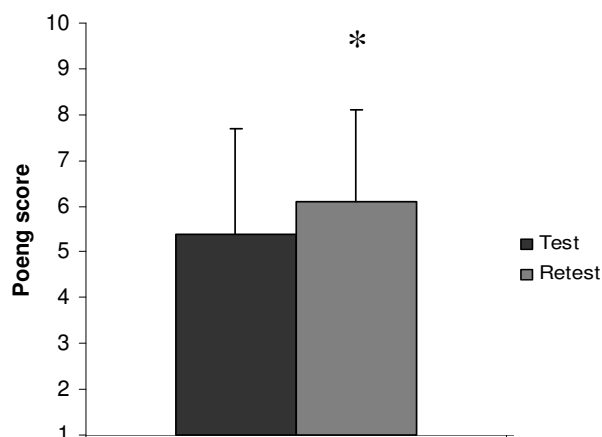
22 av 30 deltagere (73 %) oppga at de trente bevisst kjerneområdet. Av dem svarte 13 deltagere at de trente mest stabile øvelser, 4 trente mest ustabile øvelser, mens 5 deltagere kombinerte stabile og ustabile øvelser i sitt treningsprogram. 97 % av deltagerne var høyredominante på kast og 87 % var høyredominante på spark.



## 4.2 Reliabilitets analyser av de integrerte funksjonstestene

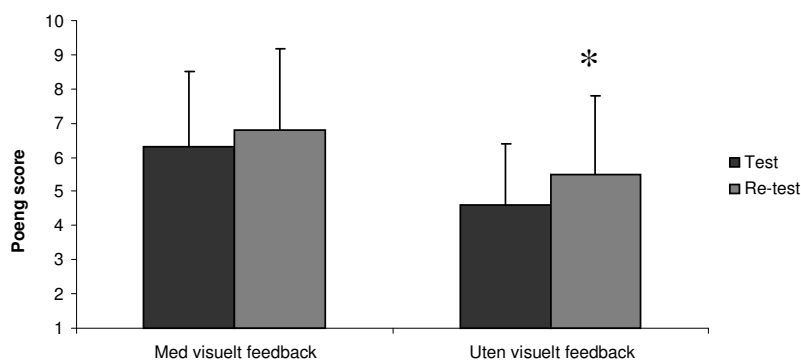
### Ryggliggende abduksjonstest

22 deltagere deltok i reliabilitetsstudiet på ryggliggende abduksjonstest. Figur 24 viser en liten, men statistisk signifikant, økning i poeng-score fra test til re-test ved ryggliggende abduksjonstest. Likevel så man høy korrelasjon (0,94) mellom testforsøkene. I denne analysen er forsøk med- og uten visuelt feedback sammenlignet under ett.



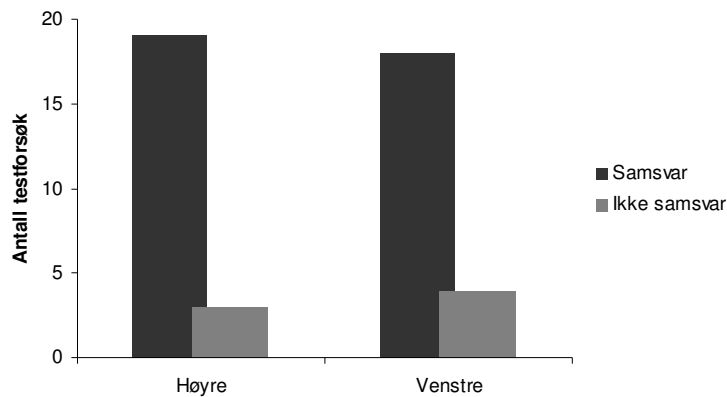
Figur 24: Test re-test læringseffekt på ryggliggende abduksjonstest. Gjennomsnittscore test  $5,4 \pm 2,3$ ; re-test  $6,1 \pm 2,0$ . \* =  $p < 0,05$ .

Ser man på forsøk med og uten visuelt feedback hver for seg (fig. 25) ser man imidlertid at det er forsøk uten visuelt feedback som er årsak til den signifikante læringseffekten. Forsøk utført med visuelt feedback er ikke signifikant forskjellig fra test til re-test. Læringseffekten med visuelt feedback utgjorde 0,5 poeng (6,3-6,8), mens læringseffekten utført uten visuelt feedback utgjorde 1 poeng (4,5-5,5).



Figur 25: Test re-test reliabilitet på forsøk utført med visuelt feedback og test re-test reliabilitet på forsøk utført uten visuelt feedback. Gjennomsnittscore med visuelt feedback: Test  $6,3 \pm 2,2$  og re-test  $6,8 \pm 1,8$ ; uten visuelt feedback test  $4,5 \pm 2,4$  og re-test  $5,5 \pm 2,3$ . \* =  $p < 0,05$ .

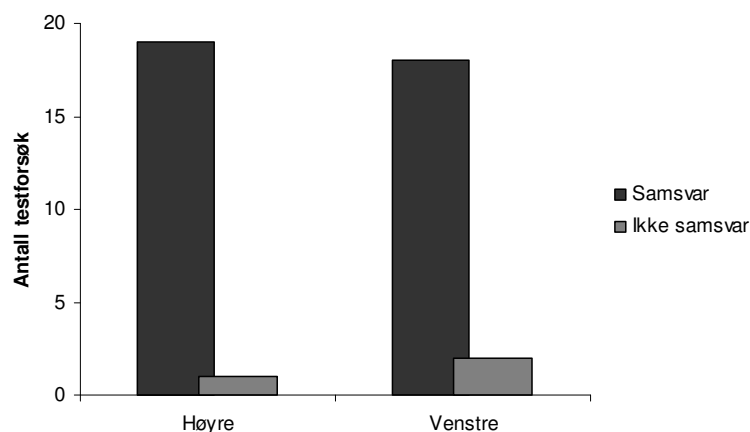
På bakgrunn av minst læringseffekt, er forsøk utført med visuelt feedback (forsøk 1, 2 og 5) valgt ut for å vurdere bestått vs ikke bestått (weak link). Var to av tre forsøk bestått, ble deltager vurdert til bestått. Figur 26 viser oss at det var 86 % samsvar i disse vurderinger på høyre side og 82 % samsvar på venstre side, fra test re-test.



Figur 26: Samsvar i total karakter fra test til re-test (bestått/ikke bestått) på ryggliggende abduksjonstest. 18 av 22 deltagere oppnår samsvar på høyre side, mens 19 av 22 deltagere oppnår samsvar på venstre side.

### Ettbeins knebøyttest reliabilitet

Reliabilitetsresultatene på ettbeins knebøyttest kommer fra pilotstudiet som ble utført i forkant av denne studie. I de tilfeller der testvurderingen og kameravurderingen ikke stemte overens, ble kameravurderingen stående som gjeldene. Utvalget bestod av 20 idrettsaktive kvinner og menn i alderen 19 til 24 år. Resultatene viste at 37 av totalt 40 forsøk (20x2 bein), oppnådde samme vurdering (bestått/ikke bestått) fra test til re-test (fig. 27). Dette gav et samsvar på 95 % på høyrebeinet, og 90 % på venstrebeinet.



Figur 27: Samsvar fra test til re-test ettbeins knebøyttest. 19 av 20 vurderinger samsvarte på høyre bein mens 18 av 20 samsvarte på venstre bein.

## 4.3 Weak link prevalens

### Ryggliggende abduksjonstest

Data er basert på resultater fra første testrunde. Dette ble gjort for å unngå læringseffekt og for å basere data på et størst mulig utvalg. 30 deltagerne ble vurdert seks ganger på hver side. Av disse seks, var tre forsøk med visuelt feedback (1, 3 og 5) valgt ut som vurderingsgrunnlag for weak links. Var to eller tre av forsøkene bestått, ble testen vurdert som *bestått*. Tabell 3 viser at 1/3 av forsøkspersonene ble vurdert til å ha weak links ved ryggliggende abduksjonstest. Det ble ikke funnet noen sedeforskjell-tendens i resultatene.

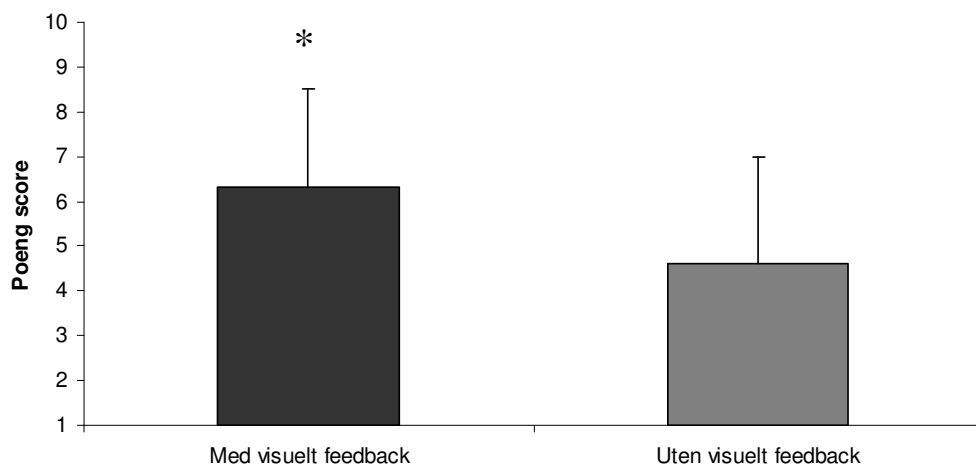
Tabell 3: Resultater ryggliggende abduksjonstest

Test (n = 30)	Weak link
Høyre side	10
Venstre side	10
Begge sider	8

33 % av deltagerne besto ikke ryggliggende abduksjonstest på høyre- og venstre side. 30 % av deltagerne hadde weak links på begge sider.

### Effekt av visuelt feedback på ryggliggende abduksjonstest

Figur 28 viser at forsøk med visuelt feedback gav signifikant bedre resultater enn forsøk utført uten visuelt feedback.



Figur 28: Ryggliggende abduksjonstest (n=30) utført med visuelt feedback gav en gjennomsnittlig poengscore på  $6,3 \pm 2,2$  poeng. Mens forsøk utført uten visuelt feedback gav en gjennomsnittlig poengscore på  $4,6 \pm 2,4$  poeng. \* =  $p < 0,05$ .

### Ettbeins knebøyttest

30 deltagerne ble vurdert tre ganger på hvert bein. Var testen vurdert til bestått på 2 av 3 forsøk, fikk deltagerne *bestått* på det aktuelle beinet. Ved tvilstilfeller utførte deltagerne testen en til to ganger ekstra. Tabell 4 viser oss at nær halvparten av deltagerne ble vurdert til å ha weak links på begge bein ved ettbeins knebøyttest.

Tabell 4: Resultater ettbeins knebøyttest

Test (n = 30)	Weak link
Høyre bein	17
Venstre bein	13
Begge bein	13

57 % av deltagerne bestod ikke ettbeins knebøyttest på høyrebein, mens 43 % ikke bestod på venstrebein. 43 % av deltagerne bestod ikke på noen av beina.

## 4.4 "Normalscoreverdier" på isolerte muskeltester

Tabell 5 sammenligner resultatene fra dette studie med McGill et al. (1999) sin tidligere etablerte "normalscoretabell". Resultatene viser at dette utvalget presterte noe bedre på sidebrottest og fleksjonstest, men svakere på Biering-Sørensentest. Standardavviket viser oss at det er generelt stor spredning i resultatene, og begge utvalgene ser derfor ut til å representere deltagerne av varierende fysisk kapasitet. I normalscoretabellen til McGill et al. (1999) er det også utarbeidet ratioverdier. Disse tar sikte på å predikere prestasjonssammenhengen mellom testene. Biering-Sørensentest er brukt som referansetest (ratio 1). For eksempel var det normalt å prestere ca 40 % av utholdenhetstiden man oppnådde på Biering-Sørensentest, ved sidebrottest i studiet til McGill et al. (1999). Resultatene i denne studien viser imidlertid uoverensstemmelse mellom disse ratioforhold.

Tabell 5: Sammenligning av resultater på tvers av utvalg

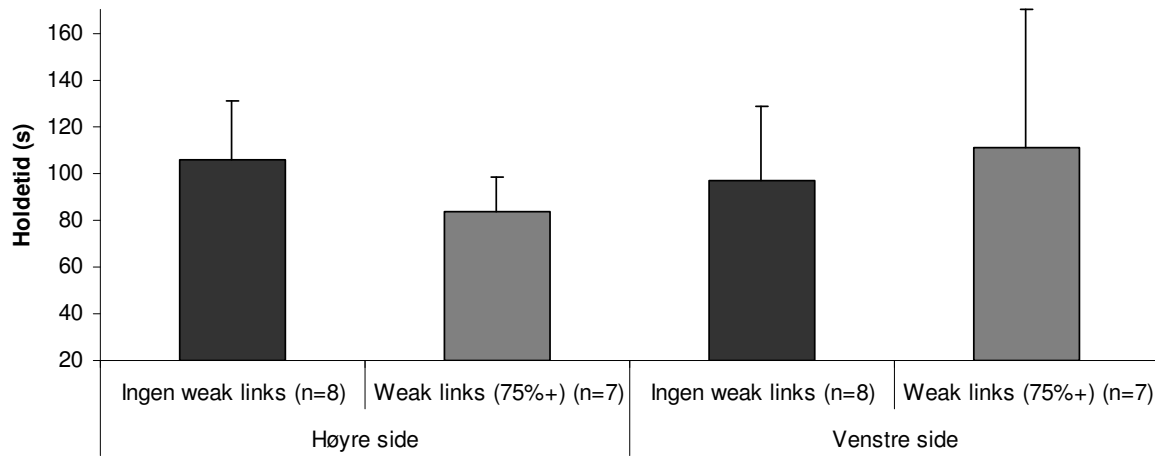
Test	Dette studie			Normalscore tabell McGill et al., 1999.		
	Gj.s + SD	Ratio	N	Gj.s + SD	Ratio	N
Sidebro høyre (sek)	92 ± 41,5	,81	30	72 ± 31	,38	31
Sidebro venstre (sek)	89 ± 23	,77	30	77 ± 35	,40	31
Fleksjonstest (sek)	203 ± 114	1,77	30	149 ± 99	,79	31
Biering-Sørensen (sek)	114 ± 33	1	30	189 ± 60	1	31
Hofte abduktor test høyre (Newton)	200 ± 40	-	30	-	-	-
Hofte abduktor test venstre (Newton)	198 ± 48	-	30	-	-	-

Gj.s = gjennomsnitt, SD = standardavvik, Ratio = score i forhold til prestasjon på Biering-Sørensen test.

## **4.5 Sammenligning av resultater på tvers av testmetodikk.**

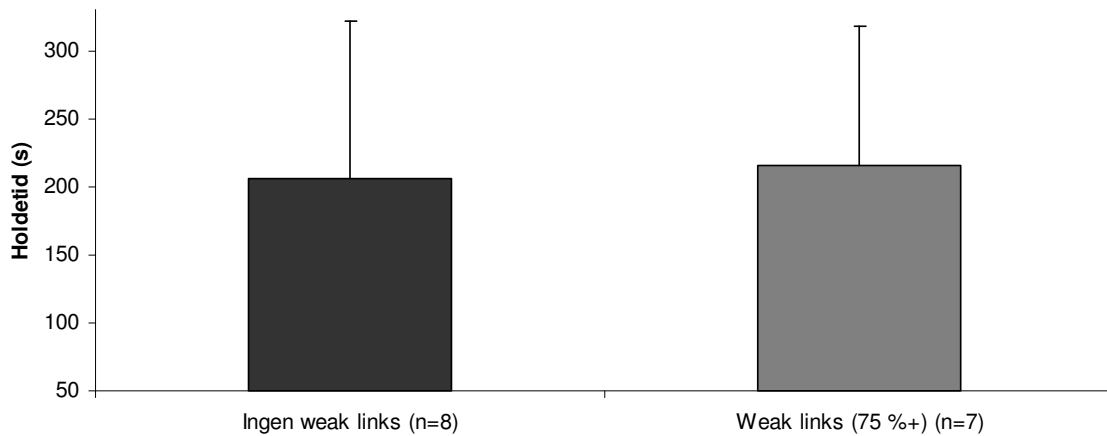
Åtte av deltagerne bestod de integrerte funksjonstestene på begge sider og begge bein. Disse ble gruppert sammen i gruppen "Ingen weak links". Sju av deltagerne bestod ikke de integrerte funksjonstestene på begge sider og begge bein, eller besto kun en av testene på den ene siden. Disse deltagerne ble gruppert sammen i gruppen "Weak links (75 %+)". Deltagerne som ikke falt inn under disse kriterier, ble ikke med i denne analysen (n=15). Figur 29, 30, 31 og 32 viser at det ikke er signifikant forskjell i prestasjon ved isolerte muskeltester, mellom gruppen som bestod de integrerte funksjonstestene (ingen weak links) vs gruppen som ikke bestod (weak links 75 %+). Man ser ingen konsekvent tendens mellom gruppen som har weak links vs gruppen som ikke har weak links, og det er tilsynelatende ingen prestasjonskorrelasjon mellom de to testmetodene.

## Sidebrottest



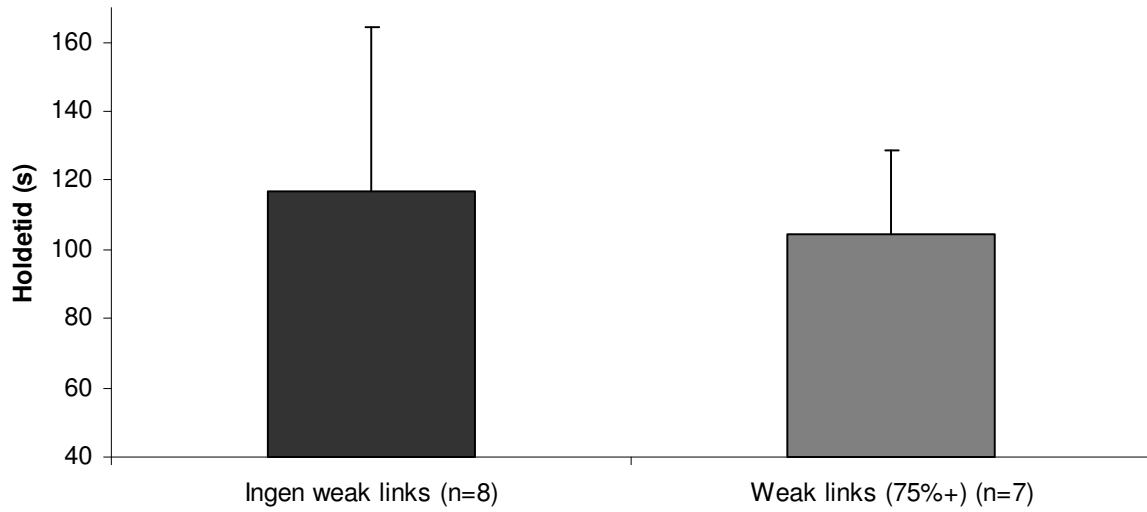
Figur 29: Gjennomsnittscore  $\pm$  standard avvik ved sidebrottest. Høyre og venstre side er analysert hver for seg og resultatene er presentert etter gruppetilhørighet.

## Fleksjonstest



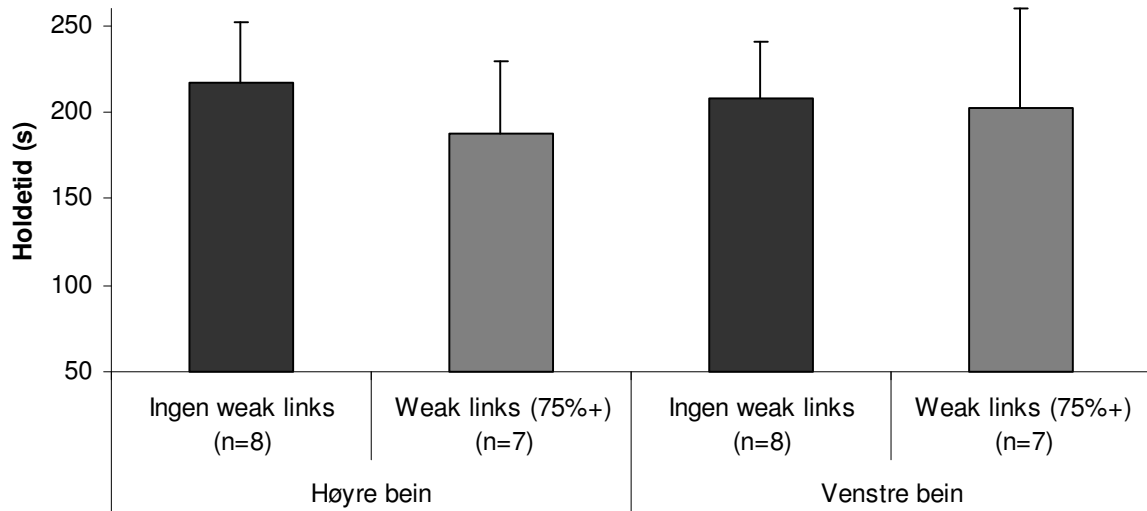
Figur 30: Gjennomsnittscore  $\pm$  standard avvik ved fleksjonstest. Resultatene er presentert etter gruppetilhørighet.

## Biering-Sørensentest



Figur 31: Gjennomsnittscore  $\pm$  standard avvik ved Biering-Sørensentest. Resultatene er presentert etter gruppetilhørighet.

## Hofte abduktortest



Figur 32: Gjennomsnittscore  $\pm$  standard avvik ved hofte abduktortest. Høyre og venstre bein er analysert hver for seg og resultatene er presentert etter gruppetilhørighet.

## 5.0 DISKUSJON

### Testenes sammenlignbarhet

Studiens hovedfunn er at integrerte funksjonstester og isolerte muskeltester, som begge hevder å teste kjernens kapasitetsevne, ikke gir sammenfallende resultater. Gruppen uten weak links oppnådde ikke bedre resultater på de isolerte muskeltestene, enn gruppen som hadde weak links (75 %+). Det kan se ut som at disse testene ikke måler samme dimensjon, da det ikke finnes samsvar i prestasjonsnivå på tvers av testmetodikk. Dette er problematisk da begge metodene hevder de måler kjernens kapasitetsevne.

Skyldes dette dårlig reliabilitet ved den ene eller begge testmetodene? Det er lite som tyder på det. De integrerte funksjonstestene, ryggliggende abduksjonstest og ettbeins knebøyttest, oppnådde bra test- retest samsvar. På ryggliggende abduksjonstest samsvarte 86 % på høyre side og 82 % på venstre side; ettbeins knebøyttest samsvarte med 95 % på høyrebeinet og 90 % på venstrebeinet, fra test til re-test. McGill et al. (1999) testet i sin studie ut tre av de isolerte muskeltestene (Biering-Sørensentest, sidebrottest og fleksjonstest) og fant ”ypperlig” reliabilitet. Reliabilitetsresultatene lå mellom (0,87 - 0,99). Man skal likevel merke seg at kun fem deltagere deltok i reliabilitetsstudiet.

Ser man på testenenes indre validitet, finner man imidlertid interessante funn. Det er tilsynelatende dårlig samsvar mellom den *teoretiske definisjon* som legges til grunn, og den metoden forskerne har valgt for å få svar på forskningsspørsmålene. Studien setter derfor spørsmålsteget ved den *operasjonelle definisjon* ved isolerte muskeltester. Det er vanskelig å se for seg hvordan disse testene skal klare å predikere en persons kjernekapasitet. Dette sett i lys av de teoretiske definisjoner som forklarer hva kjernen er og hvordan kjernen fungerer. Integrerte funksjonstester ser ut til å møte disse utfordringer bedre. Kjernen testes under arbeidsforhold som i høyere grad samsvarer med den teoretiske definisjon, og man ser at overføringsverdien til dagligdagse- og idrettslige bevegelsesmønstre er bedre. Ser man nærmere på den integrerte funksjonstesten ettbeins knebøy, blir kjernen utfordret i kroppsvektbærende posisjon i tre bevegelsesplan (se fig. 7), der over- og underekstremiteter blir forbundet i et kjernesentrum. Testen utfordrer kjernens muskulatur til å arbeide rundt hele ryggsøylen i stående stilling. Kjernen testes under *monopedale* arbeidsforhold (på en fot), hvilket krever at kroppen må holde senter av gravitasjon over kun halvparten av sin støttebase. Kjernen arbeider derfor hardt for å holde bekkenet i posisjon og danne bro mellom



underekstemitetene, likt med dagligdagse og idrettslige bevegelsesmønstre. Ved kroppslig forflyttelse og i de fleste idrettslige settinger, arbeider vi mer monopodalt enn *bipedalt* (på to føtter). Evnen til å overføre kraft og opprettholde stabilitet i denne kroppsposisjon er derfor viktig å teste.

Ryggliggende abduksjonstest tester også i tre bevegelsesplan og i kroppsvektbærende posisjon. Testen utfordrer kroppens evne til å generere og overføre kraft gjennom kjernen. Overkropp og bein fungerer som vektarmer, med bekkenet i senter. Ved å abducere det ene beinet ut til siden skapes det et moment inne på ryggspylen. Maksimal evne til å skape/motstå dette torsjons-/rotasjonsmoment utvikles gjennom en koordinert aktivering mellom dyp- og overfladisk muskulatur i kjernen. Enkelte segmenter skal holdes stabile, samtidig som andre skal være i bevegelse. Ser man derimot på isolerte muskeltester, ser vi at kjernen for det meste testes statisk i ett plan, hvor arbeidende muskulaturen er isolert vekk fra et samarbeid med nærliggende muskulatur. Dette strider mot kjernens definisjonsbasis. Studiens påstand er derfor at ettbeins knebøyttest og rygliggende abduksjonstest, innehar høyere validitet, fordi at testene i større grad binder teoretisk- og operasjonell definisjon sammen.

Integrerte funksjonstester innehar også noen svakheter det er viktig å være klar over. En utfordring er at man bare registrerer om det er en funksjonssvakhet eller ikke, og man er ikke i stand til å spesifisere hvilken muskulatur eller hvilken del av systemet som ikke fungerer tilstrekkelig. Andre kliniske metoder kan løse disse utfordringer, men disse testene er heller ikke funnet standardisert og testet ut ved forskning. Det er også viktig å være klar over at skader og patologiske tilstander kan skape støy i testresultatene. For eksempel hvis du tester en person som har ankel- eller kneproblemer kan dette resultere i at vedkommende ikke består ettbeins knebøyttest på grunn av smerter. Denne potensielle feilkilde bør kontrolleres for, det kan bl.a. gjøres i form av spørreskjema.

## Weak link prevalens

Resultatene viser at hver tredje jente ikke bestod ryggliggende abduksjonstest (begge sider), og at over halvparten av jentene ikke bestod ettbeins knebøyttest (begge bein). Dette er overraskende og oppsiktsvekkende resultater. Siden så mange deltagere ikke besto de integrerte funksjonstestene, må man spørre seg om bestått kriteriene er for strenge, eller om svakheter i kjernerregionen er så vanlig? Det er vanskelig å si hva deltagerne som består disse testene kan karakteriseres med; og det er vanskelig å finne klare gruppeforskjeller. Siden deltagerne ikke er gradert i forhold til talent og prestasjon, er det umulig å fastslå noen sammenheng mellom disse parameter. Ser man imidlertid på treningshistorikk, kan man se visse gruppetendenser.

Av dem som kombinerte stabile og ustabile øvelser (17 %), bestod 80 % (4 av 5) både ryggliggende abduksjonstest og ettbeins knebøyttest. Av dem som hadde hovedvekt på ustabile øvelser, bestod ingen de integrerte funksjonstestene (50 % bestod ryggliggende abduksjonstest og 25 % bestod ettbeinsknebøyttest, n=4). Er dette tilfeldig, eller er det slik at en kombinasjon mellom stabile og ustabile kjerneøvelser er det optimale? Utvalget her er for lite til å konkludere med, men disse funn høres rimelige ut sett i lys av de funn Andersen og Behm (2005) kom frem til i sin studie. De fant at utførelse av isometrisk brystpress på ustabil underlag senket maksimal styrke, til tross for lik EMG (elektromyografisk) aktivitet. De antok dette skyldtes høynet aktivitet i nærliggende støttemuskulatur, dette for å kontrollere ustabiliteten. Det er da rimelig å tro at trening på ustabil underlag resulterer i bedret *funksjonell* styrke. Resultatene viste at styrken ble hele 60 % redusert ved trening på ustabil underlag. Dette tyder på at dersom man kun trener ustabil, vil man ikke være i stand til å trekke muskulaturen maksimalt. Man er da avhengig av å kombinere disse to treningsformer for å både få maksimalt styrke- og stabilitets stimuli. Det er mulig det er denne treningseffekten som kommer til syne ved de integrerte funksjonstestene i gruppen som kombinerte trening på stabilt og ustabil underlag.

### **Ryggliggende abduksjonstest**

Tipoengskalaen og vurderingskriteriene for ryggliggende abduksjonstest synes å fungere godt. Det var bra samsvar i prestasjonsnivå mellom testforsøkene, og vi fant høy inter-korrelasjon (0,94) hos deltagerne. Utøvere som gjorde det bra uten visuelt feedback, gjorde det tilsynelatende også bra med visuelt feedback, og motsatt. Likevel så vi at visuelt feedback spilte en sentral rolle for deltagernes poengnivå. Visuelt feedback synes å være en viktig faktor for deltagernes evne til å plassere og opprettholde bekkenet i nøytralposisjon. Karaktermessig scorete deltagerne konsekvent bedre på de testene der de fikk benytte visuelt feedback. Forskjellen var signifikant. Resultatene viste også mindre læringseffekt på forsøk utført med visuelt feedback (0,5 vs 1 poeng). Det anbefales derfor å teste med visuelt feedback dersom man skal velge, dette for å oppnå minst mulig læringseffekt. Det er viktig å merke seg at gjennomsnittsscoren for forsøk gjort med- og uten visuelt feedback praktisk talt stilte seg på hver sin side av bestått/ikke beståttgrensen (6 og høyere vs 5 og lavere, respektivt). Slik det ser ut her, ville en gjennomsnittlig prestasjon *uten* visuelt feedback *ikke bestått*, mens en gjennomsnittlig prestasjon *med* visuelt feedback ville *bestått*. Ved fremtidig bruk av denne testen, er det viktig at terapeut og forsker er klar over dette og baserer bruken av resultatene deretter.

### **Studiens generaliserbarhet**

Når vi sammenligner resultatene fra de isolerte muskeltestene i denne studien, med utvalget til McGill et al. (1999), ser man at resultatene på sidebrottest og fleksjonstest nært kan sammenlignes på grunnlag av prestasjonsnivå (tabell 5). Biering-Sørensentest viste imidlertid ikke godt samsvar, men mest sannsynlig skyldes dette ulike testprosedyrer. Blant annet brukte denne studien *GP-vater* til å korrigere deltagerne når de begynte å falle. Dette ble gjort fordi man ellers hadde problemer med å vite når testen skulle avbrytes. Testen ble oppfattet lite troverdig uten denne objektive standardisering. Ratioverdiene stemte heller ikke overens, men dette kan mest sannsynlig forklares med at Biering-Sørensentest fungerer som referansegrunnlag (ratio 1). Sett at *GP-vateret* var ”skyld” i resultatavviket på Biering-Sørensentest, så er det rimelig å anta at resultatene i denne studien er generaliserbare for andre større og tilsvarende grupper. Men på bakgrunn av at utvalget kun består av jenter, og at utvalget bare representerer idrettsaktive personer, vil generaliserbarheten til den *øvrige* befolkning være begrenset.

## Videre forskning

Denne studie bør etterprøves på et større utvalg, samt testes ut på utvalg som representerer andre grupper i befolkningen. Dette for å bekrefte eller avkrefte om disse funn er reelle og for å danne en normaldatabase. Det vil også være nødvendig å kartlegge weak links på ryggliggende abduksjonstest og ettbeins knebøyttest i sammenheng med skader og prestasjon.

Man bør også teste ut beståttgrensene på de integrerte funksjonstestene. Ideelt sett bør beståttnivået bestemmes av de funksjonsbehov den enkelte utøver har, og settes i sammenheng med de krav idretten stiller til dem. Nivået bør også settes i sammenheng med patologi og skaderisiko. Det er derfor mulig at man trenger flere og mer nyanserte beståttkriterier. En eldre kvinnes krav til styrke og funksjonalitet i kroppens kjernemuskulatur vil være en ganske annen enn hos en kvinnelig spydkaster som sikter mot eliten. Fremtidens målemetodikk bør ha evne til å tilpasse seg og differensiere kravene opp mot ulike funksjons- og prestasjonsbehov.

Et annet viktig område som bør studeres nærmere, er kjernemuskulatur og sansemotorikk. Deltagernes evne til å kommunisere med egen muskulatur var meget variabel. Man observerte at deltagerne skilte seg fra hverandre allerede i utgangsposisjon på ryggliggende abduksjonstest. Enkelte var meget stabile og muskulaturen arbeidet kontrollert og finjustert for å holde bekkenet i nøytralsonen. Andre var meget ustabile og hadde tilsynelatende liten kontroll. Hva skiller disse to gruppene? Det er lite som tyder på at det kun er muskulær styrke og utholdenhet. Dette fordi kjernen har begrenset belastning i startposisjon (før beinet abdukeres); og fordi kjernen arbeider innenfor eller rett rundt nøytralsonen i en tidsavgrenset periode. En bedre forklaringsmodell kan være at det er kjernens aller dypeste muskulatur (den mest leddnære) som blir utfordret i øvelsens første fase. Er denne hypotesen riktig, vil det være rimelig å anta at det er deltagernes evne til å kontrollere leddnær muskulatur, som er mangelvare. Det var flere deltagere som bestod testen selv om de ikke hadde denne finmekanismen inne. De klarte også å holde bekkenet i nøytralsonen, men på en mer hakkete og ukontrollert måte. Kan man si at disse deltagerne hadde god styrke i kjernen, men dårligere sansemotorisk kontroll? Vi er da inne på forskjellen mellom kjernestyrke og kjernestabilitet. Disse funn bør undersøkes nærmere. Det kan bl.a. gjøres ved å videreutvikle GP-vater til å inneha en måleenhet som registrerer *uro* (en digital anretning).

Man bør også se nærmere på sammenhengen mellom bestått ryggliggende abduksjonstest og grad av uro i utførelsen, opp mot evnen til å aktivere transversus abdominus (TA). Pilotforsøk med ultralyd har vist at TA normalt blir aktivert ved ettbeins hofteløft i slynge (som utgangsposisjonen på ryggliggende abduksjonstest). Det ville da vært interessant å se hvordan personer som ikke klarer å aktivere TA reagerer på ryggliggende abduksjonstest. Kan man finne noe mønster i dette, vil testen ha ytterligere nytteverdi, spesielt i klinisk arbeid. Dette fordi man i dag er avhengig av ultralyd for å konstantere om denne muskulaturen er aktivert eller ei.

Det vil også være interessant å teste LBP pasienter opp mot ryggfriske pasienter med og uten visuelt feedback. Dette fordi studiet til Radebold et al. (2001) viste at LBP pasienter hadde dårligere stillingskontroll over ryggsøylen, samt større avhengighet til visuelt feedback enn ryggfriske. Det er derfor mulig at testen kan ha nytteverdi i både diagnostisering og gjenopptrening av normalfunksjon. LBP pasienter kan ved bruk av GP-vateret muligens få hjelp til å trene opp sin nedsatte evne til å orientere og koordinere kroppens kjernemuskulatur. Man kan da trene både med visuelt feedback, for å forsøke å automatisere korrekte bevegelsesmønstre, samtidig som man trener uten visuelt feedback for å bedre de proprioceptive signalstrømmer.

### **Oppsummering**

Som et resultat av dette studie, sees behovet for å rette søkelyset tilbake til den teoretiske plattform og videreutvikle objektive måleinstrumenter til gode funksjonelle tester. Fremtidig forskning bør ikke blendes av videre streben etter reproduserbarhet, men ha funksjonalitet og gyldighet som første prioritet. Forutsatt at det er en stabil "egenskap" du måler, vil reproduserbarheten komme som et resultat av objektiviteten. I streben etter å identifisere weak links i kjernen, vil det være fornuftig å teste bredt og teste kjernen som en enhet. Legger man Kirkesolas (upublisert data) definisjon av weak links til grunn, ser man at det er flere faktorer som kan være "synderen". Det vil derfor være nødvendig å utvikle et testbatteri som tar høyde for både det sansemotoriske system, globalt og lokalt stabiliseringssystem, samt skille mellom styrke og stabilitet. Fremtidig forskning bør fokusere på disse problemstillinger og videreutvikle testmetodikken fra der den står i dag. Ryggliggende abduksjonstest med GP-vater ser ut til å ha lovende egenskaper i denne retning. Men det gjenstår en del teknisk arbeid i forhold til målemetodikk, fastsetting av bestått nivåer, og utvikling av måleenheten som kan registrere uroen som blir skapt under arbeidet.

Målet med denne studien var å prøve ut to integrerte funksjonstester og sammenligne dem med fire isolerte muskeltester. Man ønsket å se om testmetodene fikk sammenfallende resultater og om integrerte funksjonstester ble reliable ved å tilføre dem en forskningstilpasset struktur. I dag tester få terapeuter kjernes kapasitetsevne ved hjelp av isolerte muskeltester. Dette av den grunn at de er funnet for dårlige med tanke på *gyldighet*. Forskerne på sin side benytter ikke terapeutenes metoder (integrerte muskeltester) fordi de har for dårlig *reproduserbarhet*. Studiens resultat er å ha standardisert to testmetoder som tilsynelatende både er *gyldige* (valide) og *repeterbare* (reliabilitet). Man har hentet det beste fra to leirer og bygge bro mellom disse to fagdisipliner.

## 6.0 KONKLUSJON

Weak links er forholdsvis vanlig hos unge kvinnelige idrettsutøvere. Kvinner som kombinerer trening på stabilt og ustabil underlag, tenderer lavere forekomst av weak links. De integrerte funksjonstestene oppnår bra test re-test samsvar og GP-vateret synes å fungere godt som objektivt måleinstrument for ryggliggende abduksjonstest. Ryggliggende abduksjonstest oppnår høyest poengscore og minst læringseffekt på forsøk utført med visuelt feedback. Forskjellen er signifikant. Det stilles spørsmål ved validiteten til isolerte muskeltester. Dette fordi det ser ut til å være dårlig samsvar mellom teoretisk- og operasjonell definisjon. Integrerte funksjonstester vurderes til å ha bedre samsvar mellom disse parametre. Man anser av den grunn disse testene til å være bedre egnet og mer gyldig til å predikere en persons kjernekapasitet.

## REFERANSER

1. Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85 (3 suppl 1): 86-92.
2. Anderson K, Behm DG. The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports Med.* 2005;35(1):43-53.
3. Behm D. G., Anderson K., Curnew R. S. Muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2002;16:416-22.
4. Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand.* 1989;230:20-24.
5. Biering-Sørensen F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over one-year period. *Spine.* 1984;9:106-119.
6. Bohannon RW: Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78:26-32.
7. Cahalan TD, Johnson ME, Liu S, Chao EY: Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clin Orthop.* 1989;246:136-145.
8. Cholewicki J, McGill SM. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech.* 1996;11:1-15.
9. Comerford MJ, Mottram SL. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy.* 2001;6(1):3-14.
10. Devlin L. Recurrent posterior thigh symptoms detrimental to performance in rugby union: Predisposing factors. *Sports Med.* 2000;18:273-287.

11. Fredricson M, Cookingham CL, Chaudhari M, Dowdell BC, Oestreicher N, Sharmann SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sports Medicine*. 2000;10:169-175.
12. Hodges P. W., Richardson C. A. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*. 1997a;114:326-370.
13. Hodges P. W., Richardson C. A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther*. 1997b;77:132-142.
14. Jaramillo J, Worrell TW, Ingersoll CD. Hip isometric strength following knee surgery. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1994;20:160-165.
15. Keller A, Hellesnes J Brox JI. Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sørensen test, and Åstrand bicycle test: Assessment of intraclass correlation coefficient and critical difference in patients with chronic low back pain and healthy individuals. *Spine*. 2001;26:771-777.
16. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med*. 2006;36(3):189-198.
17. Latikka P, Battie MC, Videma T, Gibbons LE: Correlations of isokinetic and psychophysical back lift and static back extensor endurance test in men. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1995;10:325-330.
18. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factor for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(6):926-934.
19. Lephart SM, Henry TJ. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sport Rehab*. 1996;5(1):71-87.
20. Liemohn WP, Baumgartner TA, Gagnon LH. Measuring core stability. *J. Strength Cond Res*. 2005;19(3):583-586.



21. Marshall PW, Murphy B A. Core stability exercises on and off a swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:242-9.
22. Mayer T, Gatchel R, Betancur J, Bavasso E. Trunk muscle endurance measurement: isometric contrasted to isokinetic testing in normal subjects. *Spine.* 1995;20:920-927.
23. Mayer F, Schlumberger A, Clingel VR, Henrotin Y, Laube W Schmidtbeicher D. Training and testing in open versus closed kinetic chain. *Isokinetics and Exercise Sciens.* 2003;11:181-187.
24. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from normal database. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80:941-944.
25. McGill SM. Low back stability: From formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev.* 2001;29(1):26-31.
26. Moreland J, Finch E, Stratford P, Balsor B, Gill C. Interrater reliability of six test of trunk muscle function and endurance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997;26:200-208.
27. Moseley G. L., Hodges P., Gandevia S. C. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine.* 2002;27(2):29-36.
28. Moseley G. L., Hodges P. Are the changes in postural Control associated with low back pain caused by pain interference? *Clin J Pain.* 2005;21:323-329.
29. Nitz AJ, Peck D. Comparison of muscle spindle concentrations in large and small humanepaxial muscles acting in parallel combinations. *Am Surg.* 1986;52:273-277.
30. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine, part 1. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J. Spinal Disord.* 1992;5:383-389.

31. Radebold A., Cholewicki J., Polzhofer G.K., Greene H.S. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response time in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*. 2001;26(7):724-730.
  
32. Seiler S, Skaanes PT, Kirkesola G. Effects of sling exercise training on maximum clubhead velocity in junior golfers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2006;38(5):286.
  
33. Smith M, Coppieters M, Hodges PW. Postural activity of the pelvic floor muscles is delayed during rapid arm movements in woman with stress urinary incontinence. *Int Urogynecology Journal*. 2007;18(8):901-911.
  
34. Sommer HM. Patellar chondropathy and apicitis, and muscle imbalance of the lower extremities in competitive sports. *Sports Med*. 1988;5:386-394.
  
35. Steindler A. *Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions*. 1955(opprekk 1977);Springfield(Ill.):Thomas.
  
36. Stuge B, Bragelien MV, Lærum E, Vøllestad N. The efficacy of a treatment program focusing on specific stabilizing exercises for pelvic girdle pain after pregnancy. A two-year follow-up of a randomized clinical trial. *Spine*. 2004;29:197-203.
  
37. Sæterbakken A. Øker S-E-T trening maksimal kasthastighet? –Et intervensjonsstudie med håndballspillere. [mastergradsoppgave, konferansebidrag akseptert]. Høgskolen I Agder, Norge, 2007.
  
38. Turner, R.R. Rehabilitation: Issues in functional assessment. *Quality of Life and Pharmacoeconomics in Clinical Trials* by Spilker, B. Lippincott-Raven. 1996;88:839-850.
  
39. Willson JD, Dougherty DO, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg*. 2005;13:316-325.

**Referanser fra nettsider:**

Figur 6: Bilde av Andreas Thorkildsen, 2007.

[www.disc.server.com/Indices/109718.html](http://www.disc.server.com/Indices/109718.html)

Figur 7: Illustrasjonsfoto anatomiske plan, 2008.

[www.answers.com/topic/anatomical-terms-of-location](http://www.answers.com/topic/anatomical-terms-of-location)

## VEDLEGG 1:

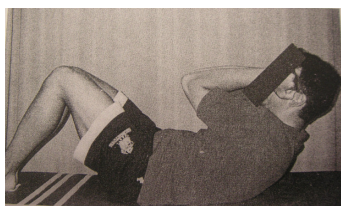
### Etablerte testmetoder som ikke ble testet ut i studien

Det blir her presentert de testmetoder som ikke fikk plass i studien. Dette er tester som er blitt benyttet for å måle kroppens kjernemuskulatur i forskningsbasert arbeid. Disse testene ble vurdert til å være mindre egnet og mindre tilgjengelige, enn de fire utvalgte ("etablert testmetodikk"). Men det er ikke synonymt med at de er dårligere eller innehar dårligst reliabilitet. Tvert om presenteres noen meget interessante tester slik som quick release test, balansetest og bruk av EMG. Men disse er ikke enkle i bruk eller lett tilgjengelige. Siden dette er et rent metodisk studie, ønskes det å gi bredes mulig innsikt i hva som eksisterer av testmetoder. Av den grunn presenteres de resterende testene her.

#### Abdominal (statisk) utholdenhetstest

Deltagerne ble instruert til å ligge på ryggen med 90 graders bøy i knærne (fig. 33).

Overkroppen ble hevet til det nivå der skapula ikke lenger berører benken. Deltagerne fikk lov til å korrigere posisjonen en gang. Antall sekunder deltageren klarte å opprettholde stillingen, ble notert som testscore (26).



Figur 33. Abdominal (statisk) utholdenhetstest (26).

Moreland et al. (1997) fant dårlig reliabilitet (0,51) (se tabell 6).

### **Hofte rotasjonstest**

Deltagerne sitter på en stol med hofte og knær bøyd i 90 grader (fig. 34). Mellom lårene ble det plassert et håndkle, dette for å ha konstant avstand mellom beina. Dynamometeret ble plassert 5cm proksimalt fra medial ankelknoke. Et stabiliseringsbånd ble festet rundt dynamometeret og i en fast anretning (18). Samme prosedyre som hofte abduktortest (se 3.5.2).



Figur 34. Hofte rotasjonstest med håndholdt dynamometer og stabiliseringsbånd (39).

Willson et al. (2005) referer til tre studier (6, 7, 14), der test/retest reliabiliteten har vist seg å være god for hofte rotasjon uten stabiliserings bånd. Resultater viser at kvinner og idrettsutøvere som opplever skade, presterer signifikant svakere i hofte rotasjons test, enn menn og skadefrie utøvere (18).

### **Abdominal krafttest (isometrisk)**

Deltagerne lå på ryggen på en behandlingsbenk, med overekstremiteter hvilende på en 30 graders pute (halvsittende stilling). Beina var bøyd 90 grader og armene hvilte på magen (fig. 35). Deltagerne bøyde seg opp og mot knærne, til ryggen ikke lengre berørte puten. Deltagerne ble instruert til å presse maksimalt opp mot et håndholdt dynamometer (Micro-FET), som var plassert 2,5cm under brystbeinet. Testleder holdt igjen slik at det ikke ble noen bevegelse (kun isometrisk kraft). Testen gjennomførtes tre ganger, og snittet av de to høyeste, ble benyttet som testscore (26).



Figur 35. Abdominal (isometrisk) krafttest (26).

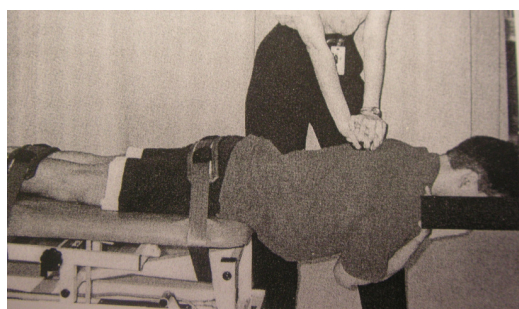
Testen viste dårlig reliabilitet (0.25) (26) (se tabell 6).

Tabell 6: Deskriptiv statistikk for hver test, mean ( $\bar{x}$ ), standard avvik (SD), spredning (range), correlation coefficients (ICC) og standard error of measurement (SEM). (Abdominal (dynamisk) utholdenhetstest, abdominal (dynamisk) utholdenhetstest (maks 75 rep), utholden (dynamisk) ekstensjonstest, abdominal (isometrisk) krafttest, isometrisk ekstensor krafttest, abdominal (statisk) utholdenhetstest og dynamisk ekstensjonstest) (26).

TEST	Gjennomsnitt	SD	Range	ICC (2,1)	SEM
Abd. Dyn. Uth. (curl up test) (rep)	49	75	0-415	0,59	56
Abd. Dyn. Uth. (max75 rep)	31	24	0-75	0,89	8
Uth. Dyn. Eksten. (rep)	46	18	23-103	0,78	9 reps
Abd. Isom. Kraft (N)	232	49	33-326	0,25	60 N
Isom. Eksten. Kraft (N)	281	44	163-373	0,24	68 N
Abd. Stat. Uth. (sek)	63	41	9-190	0,51	35 sec
Dyn. Eksten. (sek)	101	26	54-156	0,59	20 sec

### **Ryggekstensortest (isometrisk) (Biering-Sørenesen test med håndholdt dynamometer)**

Deltagerne lå på magen, med nedre ekstremiteter festet til en benk, ved hjelp av stabiliseringsbånd over hoften og under kneet (fig. 36). Når testen startet, hevet deltagerne øvre ekstremiteter til samme nivå som nedre ekstremiteter og benk. Hoftekammen gikk kant i kant med benken, og armene ble holdt i kryss over brystet. Dynamometeret ble plassert nederst på skapula. Deltagerne ble instruert til å presse maksimalt oppover mot dynamometeret. Testen ble utført tre ganger hvor gjennomsnitt av de to høyeste, ble benyttet som testscore (26).



Figur 36. Rygg ekstensor test (26).

Testen viste dårlig reliabilitet (0.24) (se tabell 6) (26).

### Isokinetisk ryggekstensjon-/ryggfleksjonstest

Deltagerne sto oppreist, med hoften fiksert med et belte under hoftekammen (fig 37). Bevegelsesbanen gikk fra oppreist stilling, til 80 graders forover fleksjon og tilbake til oppreist stilling igjen. En av testprotokollene var som følger: fire sammenhengende fleksjoner/ekstensjoner av overkroppen på 60 og 150 grader/sek etterfulgt av 20 like repetisjoner på 120 grader/sek. Ett minutt pause ble gitt mellom hver hastighet. Antall oppnådde Newton-meter ble notert ned som testscore (15).



Figur 37. Isokinetisk ryggekstensjon/ryggfleksjonstest (15).

Mayer et al. (1995) testet 152 ryggfriske individer og fant utmerket reliabilitetsverdier på ryggekstensjon (0.93, 0.88 og 0.85 på 60, 120 og 150 grader/sek, respektivt). Tilsvarende verdier ble oppnådd på ryggfleksjon (0.93, 0.92, 0.90 på 60, 120 og 150 grader/sek, respektivt). Resultatene viste at kvinnelige pasienter med LBP presterte innenfor ”normalscoren” (15). Det var ingen signifikant forskjell mellom pasienter og ryggfriske individer. Dette står i kontrast til andre studier, der ryggfriske individer har prestert bedre enn pasienter med LBP (12). Friske individer har vist bedre CD verdier, enn pasienter med LBP ved 120 og 150 grader/sek. Dette kan muligens forklares med smertefrykt (komplikasjonsfrykt) hos pasientene (15). Resultatene viste signifikant forskjell mellom test forsøk 1 og 2, hvilket kunne tyde på ”læringseffekt”. Testforsøk 3 og 4 viste seg å oppnå tilfredsstillende reliabilitetsverdier hos pasienter med LBP. Lignende læringseffekt ble ikke observert hos ryggfriske individer. Dette kan underbygge teorien om smertefrykt hos LBP pasienter. Keller et al. (2001) konkluderer med at testen hadde akseptable reliabilitetsverdier (evaluert med CD) ved 60 grader/sek, men for dårlig ved 120 og 150 grader/sek.

### **Curluptest og abdominal (dynamisk) utholdenhetstest**

Faulkner et al. (1989) introduserte curluptesten, som et ledd i utviklingen av et standardisert testbatteri på fysisk form (Canadian Standardized Test of Fitness). Senere er testen blitt et populært måleinstrument for abdominal dynamisk utholdenhet.

Deltagerne lå på en behandlingsbenk, flatt på ryggen med haken mot brystet. Knærne var bøyd i 90 grader og hendene hvilte langs siden (fig. 38). Deltagerne ble instruert til å heve overkroppen slik at fingrene berørte den aldersbestemte tape markering med langefingeren (8cm for deltagere som var 40 år eller eldre, og 12cm for deltagere som var yngre enn 40 år). En gjentagende beat fikk deltagerne til å utføre ca 25 repetisjoner i minuttet. Det var tillat å korrigere rytme eller teknikk en gang, men ved neste korreksjon ble testen avsluttet. Deltagerne fikk ikke informasjon om antall oppnådde repetisjoner under veis. Antall repetisjoner ble notert som testscore. Abdominal (dynamisk) utholdenhetstest er samme test, men denne testen ble avsluttet dersom deltagerne klarte flere enn 75 repetisjoner (26).



Figur 38. Curl up test og abdominal utholdenhetstest (26).

Testen viste dårlig reliabilitet (0,59), men oppnådde høyeste reliabilitet (0,89) blant seks øvelser ved maks 75 repetisjoner (se tabell 6) (26). Resultatene viste store grad av læringseffekt ved fritt antall repetisjoner, mens man så antydning på maks 75 rep. (tabell 7).



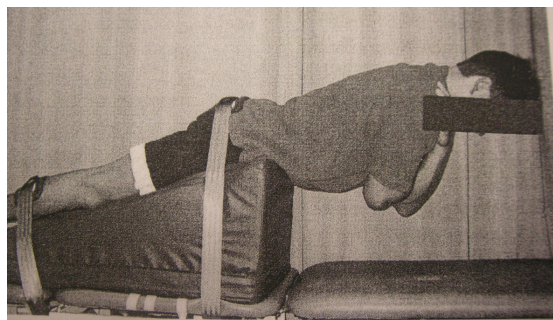
Tabell 7: Resultater fra diverse tester over tre dager.

TEST	Dag 1		Dag 2		Dag 3	
	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD
Abdominal statisk utholdenhet (sek.) (n=39)	58,7	44,4	56,6	33,4	74,1	65,9
Abdominal isoetrisk krafttest (N) (n=39)	242,9	68,7	239,8	56,3	236,5	65,8
Isometrisk kraftekstensortest (N) (n=39)	276,3	75,6	285	61,1	282	76,4
Abdominal dynamisk utholdenhetstest (curluptest) (rep.) (n=39)	<b>36</b>	45	<b>49</b>	90	<b>62</b>	115
Abdominal dynamisk utholdenhetstest. (max 75 rep) (n=39)	<b>28</b>	23	<b>32</b>	25	<b>34</b>	27
Utholden dynamisk ekstensjonstest (rep.) (n=39)	46	20	45	20	46	20

$\bar{x}$  = gjennomsnitt, SD =standardavvik (26).

### Dynamisk ekstensjonstest

Deltagerne lå med underekstremitetene oppå en 30 graders pute (som sto oppå en benk), med nesen vendt mot benken. Underekstremitetene ble festet med stabiliseringsbånd (en på hoften og en midt over leggen) rundt pute og benk, slik at testpersonen var låst i denne posisjonen (fig. 39). Overekstremitetene (fra hoftekammen) ble holdt som en strak forlengelse av puten. Deltagerne holdt hendene i kryss over brystet. Deltagerne ble instruert til å senke overkroppen ned mot benken til nesen traff underlaget, får så å heve overekstremitetene til utgangsposisjon igjen. En gjentakende beat fikk deltagerne til å utføre ca 25 repetisjoner i minuttet. En` korrigerende av rytme eller teknikk var tillat, mens neste korreksjon ble brukt som avsluttende signal. Antall oppnådde repetisjoner ble notert som testscore (26).



Figur 39. Ekstensjonstest (26).

Testen hadde akseptabel reliabilitet (0,78) (se tabell 6) (26).

### **Quadruped armraisetest**

Deltagerne sto oppå et balansebrett og hevet høyre og venstre arm annenhver gang. Kroppen stor parallelt med vippeaksen (fig. 40). Balanseplattformen registrerte ubalanse over ti grader. Antall sekunder testperson var utenfor akseptert balanse (>10 grader), ble brukt som mål for ustabilitet. Høy score indikerte dårlig stabilitet og lav indikerte god (20).

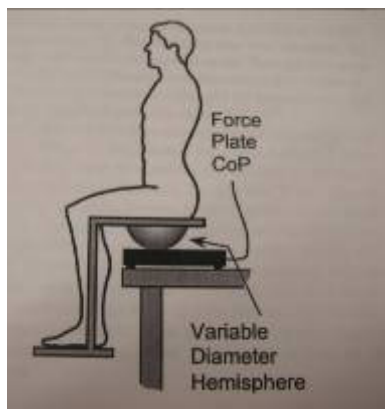


Figur 40. Quadruped arm raisetest (20).

Resultatene viste observert læringseffekt. Reliable resultater ble oppnådd, ved bruk av gjennomsnittscoren av test 2 til 5, på tredje dags målning (20).

### Sittende balansetest

Testen ble benyttet for å teste stillingskontroll av kroppens kjernemuskulatur hos LBP pasienter og ryggfriske individer. Sittende posisjon ble valgt for å eliminere stabilitetsbidraget fra nedre ekstremiteter. Test ble utført ved at deltagerne satt på et sete (med beina oppå en fotstøtte) som var festet til en halvkule (fig. 41). Fire forskjellige vanskelighetsgrader ble brukt, flatt (nivå 0), 50cm (nivå 1), 44cm (nivå 2) og 22cm (nivå 3) i diameter. Halvkulen ble plassert oppå kraft platen, hvor forskyvning av pressenter ble målt (center of pressure, CoP) (31).



Figur 41. Sittende balansetest (31).

Resultatene viste at sittende balansetest kan benyttes som viktig indikator for patologi i kjerneregion. Grad av stillingskontroll var signifikant dårligere hos LBP pasienter enn ryggfriske individer (31). Hele 71 % av kontrolldeltagerne klarte å gjennomføre nivå 3 med lukkede øyne. Til sammenligning gjennomførte 69 % av LBP pasientene med åpne øyne, mens kun 13 % gjennomførte nivå 3 med øynene igjen (31). Pasienter med kronisk LBP hadde også større avhengighet til visuelt feedback, enn ryggfriske individer (31). Studien fremlegger ikke reliabilitetsresultater på måleinstrumentet, men viser til tidligere etablerte prosedyrer (24).

### **EMG tester**

EMG (Electromyographic) er en nevrofysiologisk målemetode som fanger opp musklens elektriske aktivitet.

### **Påvisning av primær funksjon**

EMG ble brukt for å spesifisere primæroppgavene til kroppens kjernemuskulatur. Resultatene viste at dype og overfladiske multifidusfibre, er forskjellig aktivert. Retning på reaksjonskraft, som er forårsaket av armbevegelser, viser seg å være viktig indikator på forhåndsaktiviteten av den overfladiske multifidus og erector spinae. Data tyder på at dype multifidusfibre kontrollerer intersegmentale bevegelser. De overfladiske fibrene i multifidus ser ut til å være kontrollert på en retningsspesifikk måte, dette i forbindelse med ryggrads orientering. Resultatene viste også at transversus abdominis ikke er påvirket av reaksjonsretningen ved bevegelser, det kan derfor se ut som at primæroppgaven er å bidra til ryggradsstivhet (27).

### **Aktiverings mønster**

EMG resultater viser at transversus abdominis, tett etterfulgt av multifidus, er de første kjernemusklene som lar seg aktivere (12).

EMG ble brukt til å teste sammenhengen mellom bevegelse av nedre ekstremiteter og aktivitet i kjerneregionen i øyeblikket før bevegelsesstart. Resultatene viste at kjernemuskulaturen automatisk ble aktivert like før den faktiske beinbevegelsen (13), tilsvarende funn ble registrert ved raske armbevegelser (27). Denne mekanismen kontrollerer reaksjonskraften, forebygger uønsket uro, og hjelper trunkus å opprettholde stabilitet (27).

### **Påvisning av endret rekrutteringsmønster**

EMG ble også benyttet for å evaluere muskulær rekrutteringsrekkefølge i kjernen. Pasienter med LBP og matchende kontroll personer, gjennomførte rask skulderfleksjon, abduksjon og ekstensjon, på visuelt signal. Pasienter med LBP viste signifikant forsinket aktivering av transversus abdominis. Dette er uheldig da transversus abdominis bidrar til ryggradsstivhet (12).

Lignende resultater er funnet hos kvinner med urininkontinensplager. Resultatene viste forsinket stillingsaktivering og større EMG vidde i disse kvinnenes bekkenbunnsmuskulatur. Dette samsvarer med kvinnenes tilbakemeldinger: - ofte opptrer urinlekkasjer ved utførelse av oppgaver som utfordrer stillingskontrollen. Det er derfor mulig at frivillig

bekkenbunnsaktivering i forbindelse med stillingsforstyrrelser på lignende måte kan minske symptomene på inkontinens og/eller øke korsryggstabilitet, som også automatisk er utfordret (33).

### **Påvisning av årsak til endret rekrutteringsmønster**

EMG ble også brukt til å kartlegge aktivitet i muskulatur under smertepåvirkning. På klarsignal beveget deltagerne høyre arm forover. Økende elektrisk stimuli ble påført testperson via elektrode i nedre korsrygg, for å simulere smerte. Resultatene viste en gradvis og økende forsinkelse av transversus abdominis og obliquus internus, mens obliquus externus viste økende aktivitet under smerteforsøkene (28). Transversus abdominis reagerte konsekvent på smerte (12) og resultatene lignet tidligere funn som tidligere er funnet hos LBP pasienter (12). Ved smertefrie forsøk vedvarte denne tilstanden en stund, for så å gradvis vende tilbake til kontrollverdier. Studien konkluderte med at endret rekrutteringsmønster skyldes opptak av alternative stillingsstrategier og ikke forstyrrelser fra sentralnervesystemet. Resultatet av endret stillingsstrategi er muligens større vidde og hastighet på utslag i kjernen, forårsaket av ekstremitets bevegelser (28). Disse funn er viktige, fordi det viser at smerte fører til endret rekrutteringsmønster, og ikke motsatt.

### **EMG aktivitet på øvelser utført stabilt vs ustabil**

EMG ble benyttet til å undersøke grad av muskelaktivering på stabilt (gulv) vs ustabil (swiss ball) underlag. Transversus abdominis og internal obliques oppnådde signifikant høyere aktiveringsnivå ved topposisjon på ustabil underlag vs stabilt underlag. Ingen signifikant forskjell ble observert ved bunnposisjon på stabilt vs ustabil underlag. Studien konkluderte med at trening på ustabil underlag oppnår høyere grad av muskelaktivering og da spesielt når senter av kroppsmasse er langt borte fra underlaget (21).

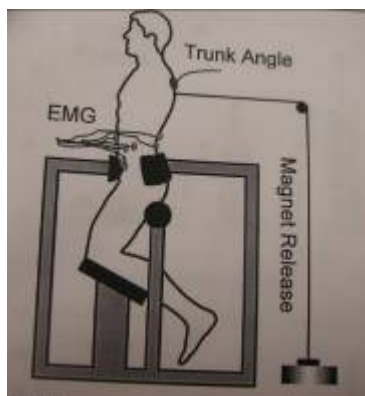
### **Påvisning av ikke lineært samsvar mellom EMG aktivitet og kraftutvikling**

EMG ble også benyttet til å stadfeste kraftutvikling vs EMG aktivitet, på stabilt vs ustabil underlag. Resultatene viste en kraftnedgang ved utførelse på ustabil underlag på 60 %, 70 % og 20 % ved benkpress, leggekstensjon og plantarfleksjon, respektivt (3). På tross av dette fant studien lik EMG aktivitet i muskulaturen. Studien konkluderte med at lik utstrekning av muskelaktivitet på tross av lavere muskel kraft, syntes å skyldes større aktivitet til stabiliserende oppgaver (2). Ytre kraft var svekket ved ustabilitet, mens muskelaktiveringen

var opprettholdt eller økt, pga det økte behovet for stabilitet (3). Det ble konkludert med at evnen til å utøve styrke og kraft er underlagt graden av ustabilitet.

### **Quick releacetest**

Quick releacetest tester responstid på kroppens kjernemuskulatur. Deltagerne ble plassert i en halvsittende stilling (fig. 42), og ble bedt om å utøve isometrisk fleksjon, ekstensjon og lateral bøyning av overkroppen. Den oppbygde motstanden ble plutselig frigitt, mens de målte EMG aktiviteten i kjernemuskulaturen. Sittende posisjon ble valgt bevist for å eliminere stabilitetsbidrag fra nedre ekstremiteter (31).



Figur 42. "Quick releacetest" (31).

Studien fant at pasienter med kronisk LBP hadde signifikant lengre responstid på muskulatur i kjernen, enn ryggfriske individer. Quick releasetest synes å være et nyttig indikatorverktøy for patologi i kjerneregionen. Studien påpeker at samme metode kan benyttes til å dokumentere eventuelle endringer i kjernemuskulaturens responstid (forbedring/fallering) (31).

## Vedlegg 2:

### Skjemaer brukt ved datainnsamling

#### Testinformasjon

Vi er to masterstudenter som skal teste kjernekapasitet hos idrettsaktive personer. Vi skal undersøke om det er noen sammenheng mellom svakhet i kjerneområdet (mage-, rygg- og hoftemuskler) og skaderisiko i nedre ekstremitet (nedre rygg, hofter, lår, kne og ankel). Vi skal også sammenlikne tidligere testmetoder brukt for å måle kjernekapasitet, med mer funksjonelle og nyutviklede metoder.

Alle deltakere vil bli anonymisert ved databehandling.

Du skal nå gjennomføre sju tester, samt fylle ut et spørreskjema. Vi er veldig takknemlig for din deltakelse.

Navn: \_\_\_\_\_

Alder: \_\_\_\_\_

Høyde: \_\_\_\_\_ cm

Vekt: \_\_\_\_\_ kg

Hvilken type idrett/aktivitet har du drevet **mest** med de siste to år? \_\_\_\_\_

Antatt treningsmengde pr uke: \_\_\_\_\_ timer

Trener du bevist kjerneområdet? (sett ring)

Ja

Nei

Hvis ja, hvilke øvelser utfører du ? 1) I hovedsak stabile øvelser på gulv (for eksempel situps, rygghev og lignende).

2) I hovedsak øvelser på ustabil underlag (f eks øvelser på ball, balansepute, slynge og lignende)

Fylles ut av testleder:	Beskrivelse	Bestått:	Ikke bestått:
Test 1: Supine abduction test	<b>Venstre</b> testside (sett ring):		
	Forsøk 1 (føre øvelsen)	xxxxx	Xxxxx
	Forsøk 2 (med visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 3 (med visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 4 (uten visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 5 (uten visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 6 (med visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 7 (uten visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	<b>Høyre</b> testside (sett ring):		
	Forsøk 1 (føre øvelsen)	xxxxx	xxxxx
	Forsøk 2 (med visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 3 (med visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 4 (uten visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 5 (uten visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 6 (med visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
	Forsøk 7 (uten visuelt feedback)	10 9 8 7 6	5 4 3 2 1
(Test 2: Navicular drop test)	Høyre fot	Sittende	mm
		Stående	
	Venstre fot	Sittende	
		Stående	
		Bestått	Ikke bestått
Test 3: Ettbeinsknebøy	Tre "lære" forsøk på hvert bein	xxxxx	xxxxx
	<b>Venstre</b> testside:		
	Forsøk 1		
	Forsøk 2		
	Forsøk 3		
	<b>Høyre</b> testside:		
	Forsøk 1		
	Forsøk 2		
	Forsøk 3		
		Sek	
Test 4: Sidebro	Høyre testside		
	Venstre testside		
Test 5: Fleksjonstest	Holdetid		
Test 6: Biering-Sørensen	Holdetid		
		Newton	
Test 7: Hofte abduktor test	Venstre testside (ansiktet mot vinduene)		
	Høyre testside		