

# BACHELOROPPGAVE

**Er det noen forskjell i muskelaktiveringen ved bilaterale kontra unilaterale amerikanske kettlebell svinger i rectus abdominis, external oblique, erector spinae og multifidus?**

av  
200, Roy-André Vang Slåttland  
og  
212, Øyvind Fougli Vraalsen

Idrett og Kroppsøving

ID3-323

Desember, 2013



# Forord

---

Dette er en bachelor oppgave i forbindelse med idrett og kroppsøving ved Høgskolen i Sogn og Fjordane, avdeling Sogndal. Vi valgte å skrive om styrketrening med kettlebells. Dette er et område som er lite forsket på fra før av, og har generelt få studier. Derfor ville vi gjøre en studie hvor vi tok for oss muskelaktivering med tanke på bilateral og unilateral amerikansk kettlebell-sving i core- muskulaturen.

Vi vil rette en stor takk til:

- Veileder Vidar Andersen ved Høgskolen i Sogn og Fjordane for god veiledning og konstruktive tilbakemeldinger
- Aril Gunnarskog og Georg Andrimne Jungård for godt samarbeid
- Idrettssenteret for disponering av lokale og utstyr
- Biblioteket for god hjelp med søk etter artikler, v/ Anita Svedal
- Alle forsøkspersonene som har stilt opp

---

Roy-André Vang Slåttland

---

Øyvind Fougli Vraalsen

Sogndal, desember 2013

# Sammendrag

---

Formålet med denne studien var å undersøke muskelaktiveringen i kettlebell-sving ved unilateral og bilateral trening, i og med at dette ikke er gjort tidligere. Etter 2-5 tilvenningsøkter (til teknikken ble godkjent av sertifisert kettlebell-instruktør) ble 15 friske og styrketrente menn (alder  $24,9 \text{ år} \pm 6,1$ , høyde  $179,5 \text{ cm} \pm 6,8$ , og vekt  $79,5 \text{ kg} \pm 7,95$ ) testet i 10 repetisjoner unilateralt og bilateralt i randomisert rekkefølge. EMG-aktiviteten fra rectus abdominis, external oblique og erector spinae og multifidus ble målt. Vekten på kettlebellen som ble løftet veide 12kg. Den eneste signifikante forskjellen som ble funnet i de ulike EMG-målingene var i muskelaktiviteten til rectus abdominis ( $p= 0,01378$ ). I de tre andre musklene ble det ikke funnet noen signifikante forskjeller (multifidus  $p= 0,2264$ , erector spinae  $p= 0,1275$ , external oblique  $p=0,4069$ ).

## Konklusjon

Ved trening av multifidus, erector spinae og external oblique er det ingen forskjell på om kettlebell-svingen utføres unilateralt eller bilateralt, i rectus abdominis derimot er det signifikant større muskelaktivering ved bilateral sving. Det studien viser er at bilateral sving kan være bedre med tanke på aktivering i core- muskulaturen.

# Innholdsfortegnelse

---

## Innhold

Forord.....	1
Sammendrag.....	2
Innholdsfortegnelse.....	3
1. Innledning.....	5
1.1 Historisk perspektiv på kettlebell .....	6
1.2 Valg av tema.....	6
1.3 Begrepsavklaring.....	7
2. Teori.....	7
2.1 Adaptasjoner til styrketrening .....	8
2.2 Core.....	9
2.3 Unilaterale og bilaterale studier .....	10
2.4 Kettlebell-studier .....	11
2.5 Problemstilling .....	13
2.6 Hypoteser.....	13
3. Metode.....	13
3.1 Forsøkspersoner .....	14
3.2 Inklusjonskriterier for å delta i studien.....	14
3.3. Tilvenning.....	15
3.3.1 Pilottest: .....	15
3.3.2 Testprosedyre.....	15
3.4 Eksperimentell test med elektroder .....	17
3.5 MVC.....	18
3.6 Statistikk.....	19
4. Resultat.....	19
4.1 Abdominal muskulatur.....	20
4.2 Ryggmuskulatur .....	21
4.3 Løftetid.....	22
5. Diskusjon.....	22
5.1 Muskelaktivering.....	23
5.2 Resultater opp mot andre studier .....	24

5.2.1 Erector spinae .....	24
5.2.2 External oblique .....	25
5.2.3 Rectus Abdominis: .....	26
5.2.4 Multifidus .....	26
5.2.5 Kettlebell og videre forskning .....	27
5.4 Metodediskusjon og feilkilder .....	27
6. Konklusjon.....	29
7. Kilder.....	30
8. Vedlegg.....	33

# 1. Innledning

---

## 1.1 Historisk perspektiv på kettlebell

Kettlebell har sin opprinnelse fra det gamle Russland. Som et tidsfordriv ble konkurranser i landsbyer og liknende arrangert (Cotter, 2013). I løpet av 1940- tallet ble kettlebell den nasjonale idretten i Sovjetunionen. Vektløftere, olympiske idrettsutøvere og det militære personelle i Sovjet, begynte da å bruke ulike kettlebell-øvelser til treningsformål (Cotter, 2013). I 1960 ble kettlebell innført i skole og universiteter (Cotter, 2013). Den amerikanske svingen kom etter at kettlebell kom inn i det amerikanske crossfitmiljøet som stilte spørsmålet: Hvorfor stoppe halvveis, hvorfor ikke å fullføre svingen helt over hodet? De argumenterte for dette ved at de ikke gjør noe halvveis, men ønsket å fullføre den naturlige bevegelsen videre opp (Glassman, 2004). Ifølge Manocchia et.al (2013) og McGill og Marshall (2012) har interessen for kettlebell-trening økt mer og mer de siste årene. Veldig lite forskning på treningsformen kettlebell, og ingen med bakgrunn i forskjellene ved unilateral og bilateral sving, gjør at det er behov for forskning på området.

## 1.2 Valg av tema

I august 2013 bestemte vi oss for å undersøke hvilke styrketreningsprosjekter som var i startfasen ved Høgskolen i Sogn og Fjordane. Styrketrening generelt er noe som interesserer oss begge og som vi kan dra nytte av i forhold til vår egen helse (Raastad et.al, 2010). Det å gjennomføre en studie innen styrketrening vil også føre til heving av vår egen kunnskap innen feltet. Vi tok kontakt med Vidar Andersen for å høre om han visste om noen interessante temaer. Han hadde en oppgave som omhandlet kettlebell-sving og to forskjellige typer av denne. Studien gikk ut på muskelaktivering i core-muskulatur ved to ulike kettlebell-svinger, unilateralt og bilateralt. Amerikansk kettlebell-sving hørtes for oss veldig spennende ut. Lite tidligere forskning på kettlebell-trening generelt, og ingen på

unilateral og bilateral amerikansk kettlebell-sving, gjorde at oppgaven ble enda mer interessant. Hensikten med bachelor oppgaven er å tilføre mer forskning på dette området, i tillegg er det interessant å undersøke noe som er lite forsket på. Oppgaven gikk i hovedsak ut på å se på muskelaktivering på kontralateral side ved unilateral sving, kontra bilateral sving.

### 1.3 Begrepsavklaring

- **Bilateral:** Betyr tosidig (Lindskog, 1998), en øvelse som omfatter begge sider, f.eks. når man svinger kettlebell-kulen med begge armene.
- **Unilateral:** Betyr ensidig, (Lindskog, 1998) f.eks. når man svinger kettlebell-kulen med en arm.
- **Kontralateral:** Betyr motsatt side (Lindskog, 1998). F.eks. å trene på høyre side, for så å se effekten på venstre side
- **Ipsilateral:** Betyr på samme side (Lindskog, 1998). F.eks. å trene på høyre side, for så å se effekten på høyre side.
- **Core:** Core betyr kjerne. Uttrykket core blir brukt for å beskrive kroppens lumbal, hofter og bekkenregion, samt de musklene som ligger i dette området (Bergmark, 1989).
- **Dynamisk muskelarbeid:** Skape bevegelse i et ledd, armbøyer og armstrekker skaper bevegelse i albueleddet som da blir dynamisk muskelarbeid. (Gjerset et.al, 2001)
- **EMG:** En forkortelse for elektromyografi og omhandler overflate og indre målinger av muskelaktivering, sEMG er brukt i denne studien (overflate EMG) (Farina, 2006).
- **MVC:** MVC betyr maksimal voluntær kontraksjon, for eksempel når man utøver et maksimalt konstant press mot et eksternt objekt. MVC utføres isometrisk.
- **Ekstensjon:** Utstrekning av lem, f.eks. når kneleddet strekkes ut (Lindskog, 1998).
- **FP:** Forsøkspersoner.
- **Dominerende arm:** Den armen som er naturlig å bruke.

# 2. Teori

---

## 2.1 Adaptasjoner til styrketrening

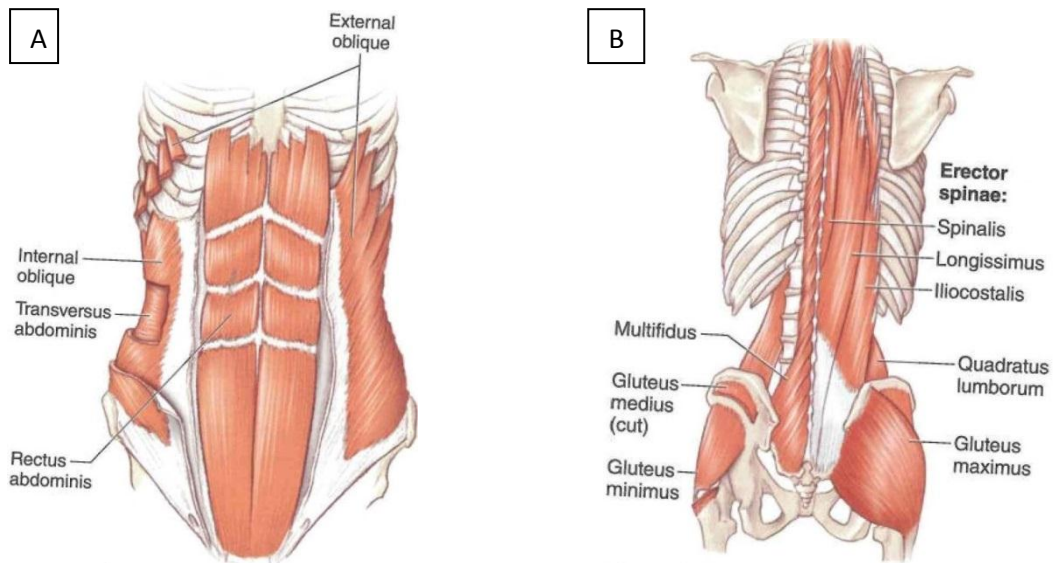
Den mest effektive måten å øke muskelstyrke på er ved styrketrening (Fleck, 1999).

Adaptasjoner i styrketrening består av forandringer i det muskulære og i det neurologiske systemet (Sale, 1988).

Det å forbedre idrettslige prestasjoner hos allerede veltrente utøvere krever utvikling av sofistikerte treningsprogram som inneholder stor grad av spesifisitet og variabilitet. En rekke idrettslige prestasjoner har blitt bedret etter perioder med ballistisk styrketrening samt tung styrketrening hos relative svake trente individer (Cormie et.al, 2010). Studier har vist at etter de første 6-8 ukene med styrketrening, kan det være et misforhold mellom styrkeøkning og muskelvekst. Dette kan forklares ved økt aktiveringsgrad av motoriske enheter (Moritani og DeVries, 1979; Raastad et.al 2010). Forbedret evne til koordinering av agonister, synergister og antagonister ved maksimal mobilisering ser ut til å påvirke teknikken i positiv retning i nye øvelser (Sale, 1988). Disse forandringene kalles nervøse tilpasninger. Nervøse tilpasninger kan føre til store endringer i muskelstyrke når vi måler dette som endring i 1 RM i kompliserte øvelser som stiller krav til god teknikk. Nervøse tilpasninger har mindre betydning for den styrkeøkningen vi måler i enkle tester av maksimale styrke over ett ledd. Årsaken til nervøse tilpasninger er blitt omtalt som dominerende i forhold til styrkeøkning i begynnelsen av treningsperioder, der det er misforhold mellom muskelvekst og styrke økning (Raastad et.al, 2010). I flere studier er det sett at EMG- signalene under maksimale isometriske aksjoner øker tidlig i en treningsfase (Raastad et.al, 2010, Moritani og DeVries 1979, Sale 1988). EMG- aktiverings studier har vist seg å være den som har mest direkte målinger på nevrologiske adaptasjoner til styrketrening (Sale 1988). Tydelig økning i hele musklens aktivering blir hovedsakelig brukt som evidens for nevrologiske adaptasjoner, men det er også sannsynlighet for at morfologiske faktorer spiller inn (Sale, 1988; Raastad et.al 2010). Kraft utviklingen i en muskelgruppe kan reguleres av antall motoriske enheter som blir rekruttert, og hvilken fyringsfrekvens de aktiverer. Kraftutvikling og fyringsfrekvens i en muskelfiber har en sammenheng og det er direkte relatert til kalsiumkonsentrasjonen i cytosolen (Raastad et.al, 2010).



## 2.2 Core



**Figur 1A: Viser core- muskulaturen sett forfra (Contreras, 2014). Figur 1B: Viser core- muskulaturen sett bakfra (Contreras, 2014).**

Core- muskulaturen blir av Bergmark (1989) brukt som en fellesbetegnelse for muskler i mage og ryggregionen. Core- musklene omfatter multifidus, lumbal erector, quadratuslumborum, spinalis, erector spinae, external oblique, internal oblique, rectus abdominis og transversus abdominis (Bergmark, 1989).

Hovedfunksjonene til de nevnte musklene er å rotere, flektre og ekstendere ulike retninger for overkroppen (Bergmark, 1989). Core- muskulaturen har i tillegg som oppgave å stabilisere ryggraden i ulike retninger.

En annen viktig funksjon til core- muskulaturen er å overføre kraft fra eksempelvis bein, gjennom core og ut til ulike ekstremiteter som for eksempel armer, noe Konin et.al (2003) betegner som "The Serape Effect". De trekker fram at ved skader hos ulike idrettsutøvere i ulike idretter fokuseres det hovedsakelig på å bygge opp den eller de ekstremitetene som er skadet. Det blir sjeldent fokusert på at forbedring av core- muskulaturen som kan hindre og forebygge skader, dette på grunn av den økte overføringsverdien (Konin et.al, 2003).

## 2.3 Unilaterale og bilaterale studier

Det er gjort flere studier på ulike styrkeøvelser, og utførelsen av dem unilateralt og bilateralt (Lauder og Lake, 2008; Jones et.al, 2012; Fenwick et.al, 2009; Santana et.al, 2007; Behm et.al, 2005; Saeterbakken og Fimland, 2012). Studiene er ikke identiske, men alle konkluderer med at det er større effekt av å trene unilateralt, spesielt da med tanke på aktivering av ulike core- muskulatur.

Lauder og Lake (2008) så på forskjellen ved uni- og bilateral rykkøvelse hvor de fant at det ble utviklet mye større kraft på kontralateral side, for å få handelen opp og over hodet måtte bein og hoft flektet mer for å utvikle nok kraft. I denne studien fant de en større kraft ned mot bakken på kontralateral side i forhold til ipsilateral side under hele øvelsen (opp og ned) i unilateral rykk. En annen studie av Jones et.al (2012) har også sett på forskjellen unilateralt og bilateralt, med bein i fokus. Her ble det undersøkt forskjellene i unilateral og bilateral knebøy og sEMG ble målt på erector spinae for å finne belastningen på denne muskelen. Av alle musklene som ble observert her så var det signifikant minst aktivering av erector spinae, men det var ingen signifikante forskjeller ved unilateral kontra bilateral knebøy. På bakgrunn av at bevegelsen unilateralt er mer idrettsspesifikk anbefaler de denne, selv om vekten er ulik.

Fenwick et.al (2009) så hovedsakelig på belastningen for erector spinae ved ulike ro-øvelser, de testet da omvendt roing, stående fremoverlent roing og stående unilateral roing i kabel. I forhold til den unilaterale roingen så fant de signifikant større aktivering av venstre external oblique (kontralateral side) og høyre internal oblique (ipsilateral side). Santana et.al (2007) så på unilateral kabelpress opp imot bilateral benkpress. Den unilaterale kabelpress øvelsen viste signifikant effekt på kontralateral side, henholdsvis i venstre internal oblique og venstre latissimus dorsi da øvelsen kun ble utført med høyre arm. De konkluderer med at man bør trene unilateralt fremfor bilateralt med tanke på aktivering av core-muskulatur. Det samme gjør Behm et.al (2005), som har testet uni- og bilateral skulderpress og brystpress. Behm et.al (2005) så på EMG målinger på erector spinae og nedre del av magemuskulaturen. I

forhold til bryst øvelsen fant de signifikant effekt på nedre del av magemuskulaturen. På den unilaterale skulderpressen fant de signifikante effekter på erector spinae og aktiveringen av denne, kontra den bilaterale skulderpressen. En annen studie som har undersøkt core-aktivitet ved uni- og bilateral skulderpress er Saeterbakken og Fimland (2012). Behm et.al (2005) gjorde sine forskninger kun på høyre side av kroppen, mens Saeterbakken og Fimland (2012) hadde EMG målinger på begge sider av kroppen på rectus abdominis, external oblique og multifidus. På så å si alle de ulike øvelsene (testet sittende vs. stående og unilateral vs. bilateral) og musklene, fant de signifikante forskjeller. Sittende unilateral viser signifikant større effekt på rectus abdominis og external oblique, men ingen signifikant forskjell på erector spinae i forhold til bilateral. Stående derimot fant de signifikante forskjeller på alle øvelsene og alle musklene, med høyest aktivitet i external oblique.

## 2.4 Kettlebell studier

Det er skrevet flere artikler som omhandler kettlebell-trening, og forskjellige effekter av dette (Jay et.al, 2011; Farrar et.al, 2010; Matthews og Cohen, 2013; Zebis et.al, 2011; Manocchia et.al, 2013; McGill og Marshall, 2012).

Jay et.al (2011) så på hvordan kettlebell-trening kan redusere plager i nakke/skuldre og nedre del av ryggen. De hadde fire forskjellige øvelser, som omhandlet sving med armene uten vekt, knebøy med vekt og uni- og bilateral sving med kettlebell. Undersøkelsen viste at man får signifikant forbedring i slike plager som ofte er funnet på mennesker med en stillesittende jobb, for eksempel på et kontor. De trekker også fram at de ikke fant noen endring i den aerobe kapasiteten. I motsetning til dette konkluderer Farrar et.al (2010) med kettlebell-trening og effekten av dette opp imot den aerobe kapasiteten til FP. De så i sin studie på en Vo<sub>2</sub>-maks test, for så å trene kettlebell-svinger bilateralt. På 12 minutter skulle de gjennomføre så mange svinger de klarte, mens HF og Vo<sub>2</sub>-maks ble målt. De fant at den gjennomsnittlige prosentandelen av HF var signifikant høyere enn den gjennomsnittlige Vo<sub>2</sub>-maks andelen, og ifølge «American College of Sports Medicine» sin intensitetsskala lå snittene på en intensitet som kan kategoriseres som Vo<sub>2</sub>-maks forbedrende (HF snitt på 87

% og Vo<sub>2</sub>-maks snitt på 65 %). De konkluderer da med at kettlebell-trening øker det kardiovaskulære systemet og dermed Vo<sub>2</sub>-maks.

Matthews og Cohen (2013) skriver en artikkel om «The Modified Kettlebell Swing». De så på den vanlige svingen med stor svikt i knær som lite relevant for trening med hamstring i fokus. På grunn av den store belastningen underveis i de aller fleste idretter ville de stive av knær slik at det kun var hofter og overkropp som arbeidet. Zebis et.al (2013), Manocchia et.al (2013) og McGill og Marshall (2012) trekker hamstringmuskulaturen inn i sin studie. Zebis et.al (2013) så på 14 forskjellige øvelser, hvor en av øvelsene var kettlebell-sving. Her så de på hvilken hamstringmuskel som var mest aktivert under svingen. Resultatet viste at den mediale hamstringmuskulaturen var signifikant større aktivert enn den laterale. Zebis et.al (2013) konkluderer med at kettlebell-sving er en veldig bra øvelse for idrettslige aktiviteter, noe som var bakgrunnen til Matthews og Cohen (2013) og deres modifisering av kettlebell-svingen. Manocchia et.al (2013) tester 3RM støt, 3RM benkpress, maksimalt vertikalt hopp og ryggekstensjon til utmattelse. De fant en signifikant økning i forhold til støt og benkpress, men ikke de to andre øvelsene, ut i fra dette anbefaler de denne type trening for vektløftere og styrkeløftere. Manocchia et.al (2013) konkluderer i stor grad med det samme som Matthews og Cohen (2013), og Zebis et.al (2013).

McGill og Marshall (2012) så på belastningen erector spinae utsettes for ved 3 ulike unilaterale kettlebell-svinger (sving, sving til snatch og sving med «kime»), utført kun med høyre arm. Ved siden av dette observerte de EMG-aktiviteten på rectus abdominis, external oblique, internal oblique, og annen muskulatur i over- og underekstremitetene. I denne studien ble det funnet signifikant aktivering kun på tre ulike muskler. På ipsilateral side, i henholdsvis external oblique og rectus femoris, og på kontralateral side fant de signifikant aktivering i internal oblique. Ved tilførelsen av kime fikk høyre rectus femoris og venstre internal oblique en signifikant økning i muskelaktivering, men ingen forskjell i høyre external oblique mellom de tre ulike kettlebell-svingene. McGill og Marshall (2012) finner i tillegg en belastning for erector spinae som ikke er helt normal å finne i dagligdagse aktiviteter og sier det kan resultere i ulike ryggplager for noen personer. Til tross for dette er

det flere som bedriver slik trening med tanke på gjenopprettelse og styrking av helse og funksjon.

## 2.5 Problemstilling

Det er ikke funnet noen studier som omhandler unilateral kontra bilateral amerikansk kettlebell-sving, og aktivering av core- muskulatur ved slik trening. Dette området har altså ingen forskning, og dette trenger dermed større bakgrunn. Av det følgende ønsket vi å svare på følgende problemstilling: «Er det noen forskjell i muskelaktiveringen ved bilaterale kontra unilaterale amerikanske kettlebell-svinger i rectus abdominis, external oblique, erector spinae og multifidus?».

## 2.6 Hypoteser

- $H_1$ : Det er forskjell i muskelaktiveringen i rectus abdominis, external oblique, erector spinae og multifidus ved bilateral kontra unilateral sving
- $H_0$ : Det er ingen forskjell i muskelaktiveringen i rectus abdominis, external oblique, erector spinae og multifidus ved bilateral kontra unilateral sving

## 3. Metode

---

Metodikken i denne studien er en kvantitativ metode. Det første som ble gjort før studien skulle gjennomføres, var å rekruttere FP. Deretter var det å få FP på tilvenningsøker. En pilottest ble gjennomført før den eksperimentelle testen. Etter den eksperimentelle testen ble data analysert.

### 3.1 Forsøkspersoner

15 frivillige friske og styrketrente menn ble rekruttert som FP (alder  $24,9 \text{ år} \pm 6,1 \text{ år}$ , høyde  $179,5 \text{ cm} \pm 6,8 \text{ cm}$ , og vekt  $79,5 \text{ kg} \pm 7,95 \text{ kg}$ ). FP hadde i tillegg en styrketreningserfaring på  $6,5 \text{ år} \pm 6,5 \text{ år}$ . Testledere gikk igjennom testprotokoll, tidspunkt for tester og antall tester både skriftlig og muntlig med FP. I tillegg måtte FP ved deltagelse gi skriftlig samtykke før den eksperimentelle testen, (se vedlegg). HSF sine etiske retningslinjer og den siste versjonen av Helsinkideklarasjonen krever at FP skriver under på et slikt skriv. FP kunne når som helst trekke seg fra studiet uten å oppgi grunn.

### 3.2 Inklusjonskriterier for å delta i studien

Kriteriene for å delta i studiet var at FP måtte være medlem av treningssenteret i Sogndal, minimum 0,5 år med regelmessig styrketrening, og heller ikke ha noen form for skader (spesielt ikke core- muskulaturen). FP fikk instruksjoner om å ikke drikke alkohol, eller trene hard styrketrening 24 timer før eksperimentell test.

### 3.3. Tilvenning

FP måtte før den eksperimentelle testen utføre tilvenningsøkter fram til teknikken ble godkjent av en sertifisert kettlebell-instruktør. Hver tilvenningsøkt på ca. 45 minutter ble gjort likt på alle FP. Underveis i tilvenningsøktene ble kettlebell-vekten satt til 12 kg, ettersom FP viste best kontroll ved denne belastningen. Alle FP hadde 2-5 tilvenningsøkter hver, da enkelte brukte lengre tid på å få godkjent teknikken. Det var 2-7 dager mellom hver tilvenningsøkt. På tilvenningsøktene utførte FP de ulike øvelsene mange ganger for å lære teknikken riktig, som da resulterte med at øvelsene ble godt utført også under den eksperimentelle testingen.

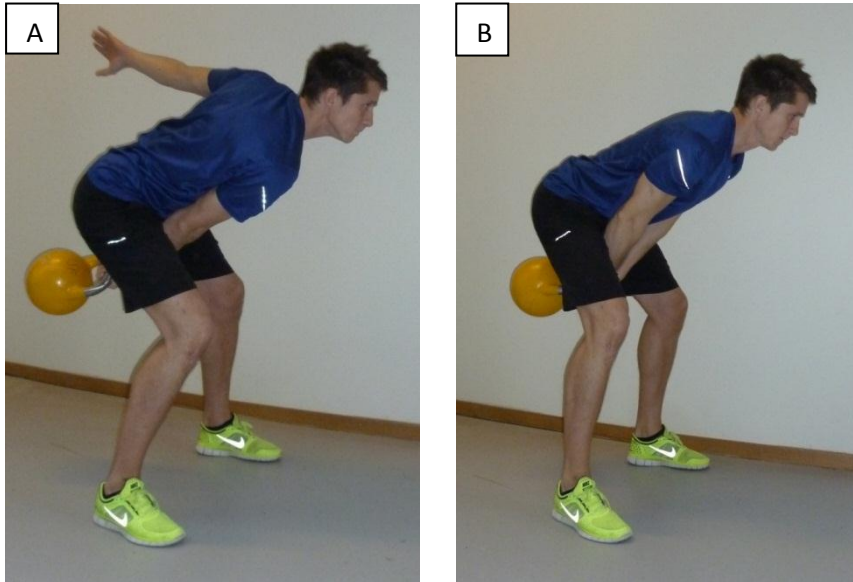
#### 3.3.1 Pilottest:

Pilottest ble gjennomført for å sette en standardisering av testen. På bakgrunn av dette ble også testledere godt kjent med testprosedyren. Kjennskap til testen sørger for mer kontinuitet under den eksperimentelle testingen. Pilottesten ble i tillegg gjennomført for å forsikre om at alt utstyr var i orden. Ved gjennomføring av pilottest ble testprosedyren fastsatt som gjør at testresultatene ble reliable og valide.

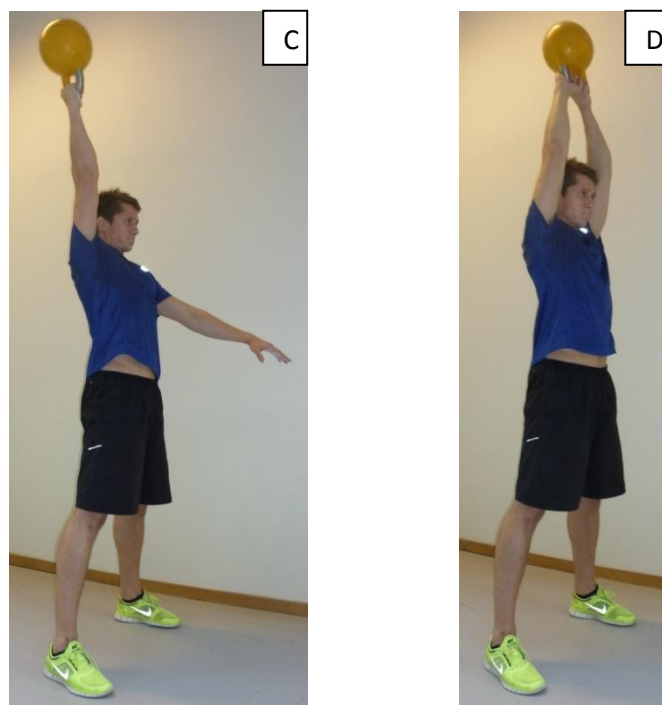
#### 3.3.2 Testprosedyre

Alle FP ble testet i amerikansk kettlebell-sving, både unilateralt og bilateralt. Det ble gjennomført med en perfekt randomisert, og counterbalanced rekkefølge, med tanke på rekkefølgen av unilateral og bilateral sving for FP. Unilateralt ble FP kun testet i dominerende arm. Våre FP fikk beskjed om at de ikke skulle foreta en individuell oppvarming før testing, i og med at vi kun skulle jobbe med relativt lette vekter (12 kg). FP fikk også muligheten til å benytte seg av kalk, for å få bedre grep på kettlebellen. FP måtte ha en viss flyt i svingen for at testledere kunne godkjenne den. Under svingene ble alltid kettlebellen løftet opp til FP i horisontalt plan, slik at armene stod 90° ut fra trunkus. Gjennom hele svingen skulle FP ha ekstenderte armer og konstant kontakt med underlaget med begge heler (se figur 2A, B C, D). Samme rutine ble brukt under begge testene. Hver enkelt repetisjon ble godkjent når

kettlebellen berørte strikken (festet over testsubjektet), og når kroppen var strak/rett. Testen ble godkjent når FP hadde fullført 10 repetisjoner. De samme kettlebellene ble brukt hver gang.



Figur 2A og 2B viser: Startfasen i amerikansk kettlebell-sving, unilateral og bilateral



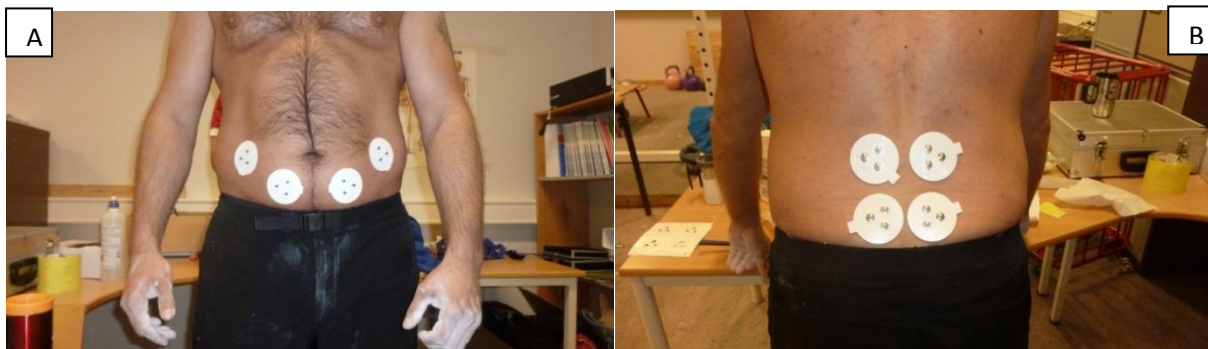
Figur 2C og 2D viser: Toppunktet ved amerikansk kettlebell-sving, unilateralt og bilateralt.



### 3.4 Eksperimentell test med elektroder

Før elektrodene ble festet ble hårvekst barbert bort, øverste epitellev fjernet med sandpapir og huden rensset med desinfiserende middel basert på anbefalinger av Hermens et.al (2000). Selvklebende elektroder (Dri-stick circular sEMG electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, USA) ble festet på alle musklene, av samme testleder, for å eliminere metodiske feil med elektrodeplasseringen. Elektrodegele ble benyttet for å optimalisere de elektriske signalene.

Etter klargjøring ble elektrodene (11 mm kontaktflate, med senter til senter avstand 20 mm) plassert midt på muskelbunten i antatt muskelfiberretning på de utvalgte musklene (se figur 3A og 3B). Elektrodene ble festet på rectus abdominis, external oblique, multifidus og erector spinae på begge sider av kroppen, selv om det kun skulle registreres aktivitet på kontralateral side. Det ble brukt sEMG som står for overflate EMG. Dette gir en overfladisk indikasjon på muskelaktivering.



**Figur 3A og 3B: Elektroder festet på rectus abdominis og external oblique (3A), multifidus og erector spinae (3B).**

En forforsterker ble brukt for å minske støy fra ytre kilder, som da filtrerte og forsterket signalene som var høy og lavfrekvensfiltrert (maksimal/minimal frekvens på 8-600 Hz). Rå EMG- signaler ble konvertert til root-mean-square (RMS) gjennom bruk av en maskinvare (gjennomsnitt konstant på 12 ms, frekvensrespons på 450 kHz, total feilkilde  $\pm 2,5$  %). Det ble brukt en lineær enkoder (ET-ENC-02, Ergotest Technology AS, Langesund, Norge) som ble festet til kettlebellen for å måle løftetiden, og for å kunne identifisere topp og bunn punkt på svingen. Dette førte til at svingen fikk en negativ og positiv utvikling. For å analysere

muskelaktivitet og løftetid ble Software programmet V8. 13 (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge) brukt.

### 3.5 MVC

MVC (Maksimal voluntær kontraksjon) av musklene ble utført etter at FP ble testet. Denne testen er en isometrisk øvelse som måler maksimal egenprodusert kraftutvikling i ulike muskler. MVC blir gjennomført for å kunne sammenligne den maksimale kraftutviklingen som FP klarer å utføre opp imot hvor mye kraft som utøves under de ulike øvelsene. Det ble gjennomført MVC i denne studien for å kunne sammenligne muskelaktivering bilateralt og unilateralt opp imot maksimal kraftutvikling for FP.

Det ble gjennomført to MVC tester på begge øvelsene slik at testledere kunne velge ut den som gav det beste resultatet. MVC test går ut på maks kontraksjon i 3 sekunder, før FP kan slappe av. Den andre MVC testen ble gjennomført når FP var uthvilt og klar, dermed ble det en egenvalgt pause mellom disse to testene.

For erector spinae og multifidus ble det utført en statisk maksimal rygghev ved at en testleder holdt beina til FP og en annen skulle holde fast ryggen slik at den ikke kunne løftes. Denne øvelsen omtales som Biering-Sorensen posisjon av McGill og Marshall (2012) og Fenwick et.al (2009) (se figur 4A). For rectus abdominis og external oblique satt FP på bakken, med ca. 45 grader i hofta, et tau festet bak seg og over skuldrene, slik at det å utføre en situps ble umulig (se figur 4B).



**Figur 4A: Viser MVC for rygg (Biering-Sorensen posisjon (McGill og Marshall 2012; Fenwick et.al, 2009)). Figur 4B: Viser MVC for mage (sit-ups)**

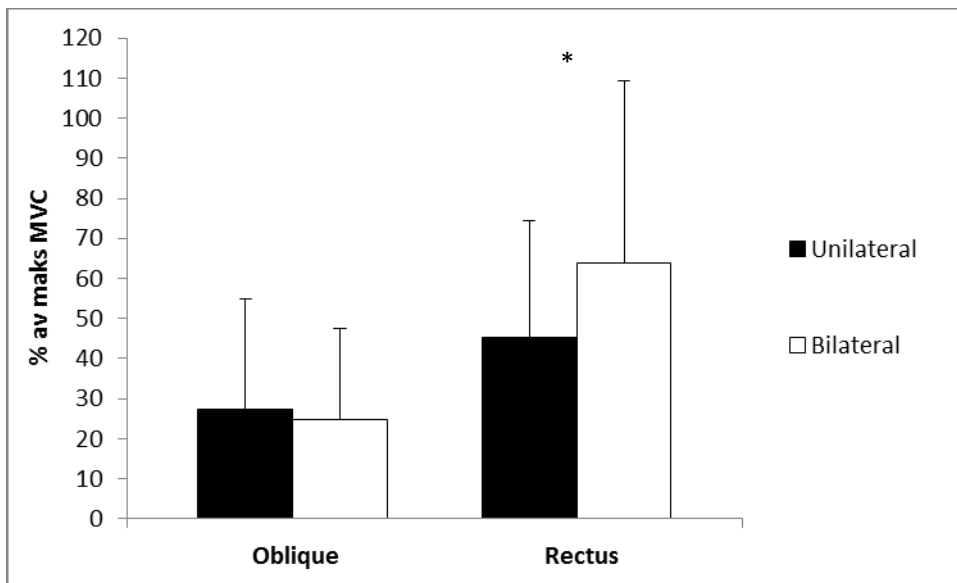
## 3.6 Statistikk

For å finne signifikante forskjeller mellom unilateral og bilateral sving i de ulike musklene, ble dataprogrammet Microsoft Excel brukt og funksjonen t-test tatt i bruk. Tabellene i resultatdelen ble laget i Excel. Signifikansnivå ble satt til  $p \leq 0,05$ . Alle verdier i resultatdelen er oppgitt i gjennomsnitt  $\pm$  standardavvik.

# 4. Resultat

## 4.1 Abdominal muskulatur

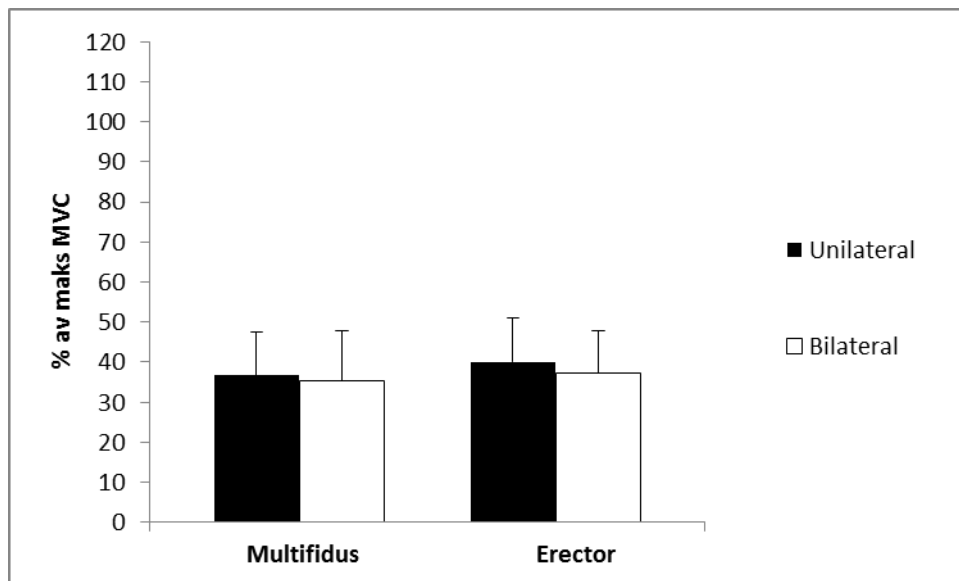
Vi fant ingen signifikant forskjell i external oblique (unilateral  $27,45 \pm 27,50$ , bilateral  $24,76 \pm 22,83$   $p=0,4069$  %). Det var derimot en signifikant forskjell i rectus abdominis (unilateral  $45,32 \pm 29,20$ , bilateral  $63,75 \pm 45,45$   $p=0,0137$  %). (Se figur 5). Det var ca. 40,7 % mer muskelaktivering i rectus abdominis ved bilateral kontra unilateral sving.



Figur 5 Viser gjennomsnitt og standardavvik ved 10 repetisjoner unilateral og bilateral amerikansk kettlebell-sving. \* viser signifikant forskjell i muskelaktivering mellom svingene.  $p \leq 0,05$

## 4.2 Ryggmuskulatur

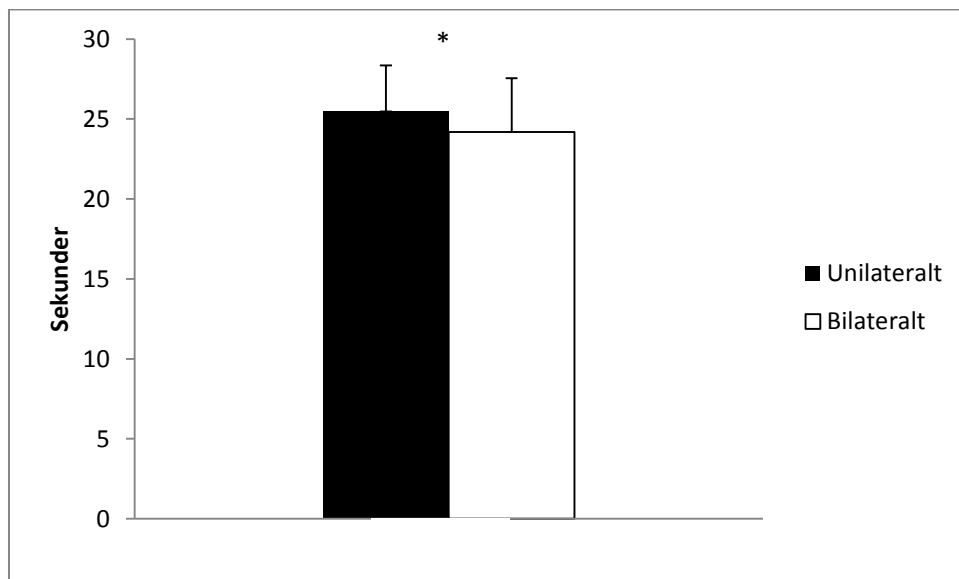
Det var ingen signifikante funn i multifidus (unilateral  $36,73 \pm 10,93$ , bilateral  $35,50 \pm 12,29$   $p=0,2264$  %), det var heller ingen signifikante funn i erector spinae (unilateral  $40,03 \pm 11,05$ , bilateral  $37,24 \pm 10,69$   $p=0,1275$  %). (se figur 6)



Figur 6 Viser gjennomsnitt og standardavvik for muskelaktivering ved 10 repetisjoner unilateral og bilateral amerikansk kettlebell-sving.

### 4.3 Løftetid

Det ble funnet en signifikant forskjell i løftetiden mellom unilateral og bilateral sving (unilateral  $25,47 \pm 2,87$ , bilateral  $24,19 \pm 3,37$   $p = 0,0005$  %). (Se figur 7). Det var ca. 5 % hurtigere gjennomførelse ved bilateralt kontra unilateralt sving.



Figur 7 viser gjennomsnitt og tiden brukt ved 10 repetisjoner amerikansk kettlebell-sving. \* viser signifikant forskjell mellom svingene.  $p \leq 0,05$

# 5. Diskusjon

---

## 5.1 Muskelaktivering

Resultatene av denne studien, på de fire ulike musklene (rectus abdominis, external oblique, erector spinae og multifidus) som ble sEMG overvåket, viser til kun en signifikant forskjell mellom unilateral og bilateral sving. Multifidus, erector spinae og external oblique viser ingen signifikante forskjeller og støtter oppunder vår  $H_0$  hypotese. Rectus abdominis derimot viser signifikant større aktivering ved bilateral kontra unilateral sving og støtter oppunder vår  $H_1$  hypotese.

Erector spinae viser størst aktivering av de målte musklene, men altså ingen signifikant forskjell mellom øvelsene. Saeterbakken og Fimland (2012) sier i sin studie at ved større ytre belastning på unilaterale øvelser, er det behov for større muskelaktivering på kontralateral side for å kunne stabilisere godt nok. Dette kan være en bakgrunn til at det ikke ble funnet noen signifikante forskjeller på kontralateral side, i og med at det ble benyttet en relativt lett kettlebell (12kg). Muskelaktiveringen i core var ikke spesielt stor i vår studie og aktiveringen varierte fra 24,76 % som det laveste og 63,75 % som det høyeste. Dette underbygger tanken om at ved tyngre vekter kan man se en større muskelaktivering på kontralateral side.

Rectus abdominis sin hovedoppgave er å bøye den lumbale og thoracale delen av ryggen (Behnke, 2006). Den er i tillegg med på å stabilisere ryggraden. Rectus abdominis viser til henholdsvis 45,32 % muskelaktivering unilateralt og 63,75 % bilateralt. I kettlebell-svingen fungerer rectus abdominis som en kokontraktor, som blir en sentral faktor for å kunne utføre svingen med rett teknikk. Den signifikante forskjellen på rectus abdominis ved bilateral sving kontra unilateral sving kan være sammenheng med nettopp denne anatomiske oppgaven, samt den signifikante tempo økningen på bevegelsen til kettlebellen. Når svingen er på topp, og kettlebellen skal stanses og føres nedover ved hjelp fra tyngdekraften igjen, er rectus abdominis nødt til å arbeide ekstra for at kroppen ikke skal

komme ut av posisjon. Det å motarbeide den påbegynte bevegelsen i en utsatt posisjon (toppen av svingen) er en viktig oppgave med tanke på å klare å bremse ned farten på kettlebellen, så rectus abdominis blir veldig sentral her. Det ble funnet signifikant større aktivering av rectus ved bilateral sving, og grunnen til dette kan være den signifikant større hastigheten kettlebellen får (ca. 5 % hurtigere bilateralt kontra unilateralt). Dermed må rectus aktiveres i større grad for å stoppe bevegelsen og hindre at kettlebellen fortsetter bakover.

## 5.2 Resultater opp mot andre studier

Det er funnet flere studier som tester forskjeller i muskelaktiviteten ved uni- og bilaterale studier (Santana et.al, 2007; Saeterbakken og Fimland, 2012; Jones et.al, 2012; Behm et.al, 2005; Fenwick et.al, 2009).

### 5.2.1 Erector spinae

Santana et.al (2007), Saeterbakken og Fimland (2012) og Jones et.al (2012) har forsket på erector spinae ved ulike styrkeøvelser. Santana et.al (2007), Behm et.al (2005) og Saeterbakken og Fimland (2012) har testet styrketrening med tung ytre belastning til utmattelse på overekstremitetene. Det at disse har forsket på styrkeøvelser med stor ytre motstand kan ha betydning for at de fant signifikante forskjeller i erector, i motsetning til funnene i vår studie som da har trent på submaksimal belastning. Jones et.al (2012) har derimot også testet med RM trening, men fant ingen signifikante forskjeller. De forsket med underekstremitetene (knebøy), og hadde i tillegg det beinet som ikke utførte bevegelsen støttet på en benk bak seg. Kravet for da å motstå en lateral fleksjon blir mindre med dette. Dette kan være en faktor som gjør at erector spinae er signifikant minst aktivert av alle musklene og at de dermed ikke finner noen signifikante forskjeller i erector spinae.

Fenwick et.al (2009) undersøkte erector spinae opp i mot 3 ulike ro øvelser på submaksimal belastning. Det ble funnet signifikante større aktivering på erector spinae ved de to bilaterale øvelsene, kontra den unilaterale øvelsen. Denne studien er basert på trekk-øvelser, noe som



er en helt annen bevegelsesbane enn i vår studie. Dette kan forklare at Fenwick et.al (2009) fant signifikante forskjeller, noe som ikke er gjort i vår studie.

Erector spinae aktiveringen hos Behm et.al (2005) viser en kontralateral signifikant økning ved bruk av venstre hånd. På samme måte som vår studie, har også Behm et.al (2005) brukt lik vekt på alle øvelsene (relativt lav), men det er ikke funnet noen signifikante forskjeller i vår studie. Behm et.al (2005) tester den unilaterale øvelsen med begge armer og finner signifikant forskjell kun ved bruk av venstre hånd. Det kan spekuleres i at FP i studien til Behm et.al (2005) har høyre hånd som den dominante, og at dette kan være en begrunnelse for avvikene til våre resultater, opp imot Behm et.al (2005) sine. I vår studie har det derimot kun vært gjennomført testing på dominant arm.

Begge øvelsene i vår studie kan sees på som bilaterale øvelser, da med bakgrunn i at begge beina er godt plantet i bakken, og kraftoverføring til kettlebellen starter i bein og hofter, gjennom trunkus, før armene står for siste del av svingen. Om det kun hadde vært overekstremitetene som stod for arbeidet kunne studien blitt enda mer konkret definert som uni- og bilateral forskning. Bevegelsene i bein og hofter, samt støtte fra ikke svingende arm unilateralt, kan ha hatt innvirkninger på resultatet vi fant. Amerikansk kettlebell-sving gjennomføres over et stort sagittalt plan og er en ballistisk øvelse, så noen flere begrensninger eller en annen type tilnærming til øvelsen kunne vært gjort for å få mer fokus på den unilaterale og bilaterale delen av øvelsen.

### **5.2.2 External oblique**

Studiene til Fenwick et.al (2009), Saeterbakken og Fimland (2012) og Santana et.al (2007) forsker alle på external oblique, men i et helt annet plan enn det som er gjort i vår studie. I tillegg, som tidligere nevnt, har Saeterbakken og Fimland (2012) og Santana et.al (2007) forsket på muskelaktivering ved tung styrketrening. Fenwick et.al (2009) og Saeterbakken og Fimland (2012) finner signifikant forskjell i external oblique med høyest aktivering i de unilaterale øvelsene. Mye av forklaringen på dette kan være hvilket plan øvelsen går i. Der

øvelsene deres går i et plan som er utenfor kroppens sentrum, arbeider kettlebell-svingen i vår studie i sentrum av kroppen. Dette kan gjøre at muskelaktivering i external oblique ikke trenger å aktiveres like mye for å stabilisere kroppen for å unngå en lateral fleksjon. Og det kan være mye av grunnen til at vi ikke har funnet signifikante forskjeller i vår studie. Santana et.al (2007) har funnet signifikant peak level av external oblique i sin bilaterale benkpress, som er en øvelse som går i kroppens sentrum. Men de har trent med tunge styrkeøvelser, og dette kan ha en vesentlig betydning for aktiveringen av ulike muskler med tanke på stabiliseringen av kroppen.

### **5.2.3 Rectus Abdominis:**

Fenwick et.al (2009) fant ingen signifikante forskjeller i rectus abdominis ved øvelsene sine. Derimot gjorde Behm et.al (2005), Santana et.al (2007) og Saeterbakken og Fimland (2012) forskning som viste signifikant større aktivering av rectus abdominis ved sine unilaterale øvelser kontra sine bilaterale øvelser. Alle disse tre studiene har en testprosedyre også på tiden hver enkelt skal bruke. I Saeterbakken og Fimland (2012) sin studie skulle alle øvelsene utføres i likt tempo, Santana et.al (2007) testet 1RM og den eksentriske fasen var rolig og Behm et.al (2005) sine FP ble instruert til å holde en hastighet som tilsvarte 30 repetisjoner i minuttet. I vår studie var løftetid helt opp til FP selv og løftetiden på unilateral var ca. 23 repetisjoner i minuttet og ved bilateral sving var det ca. 25 repetisjoner i minuttet. Det var ønsket å se på en tilnærmet lik treningssituasjon, noe som resulterte i signifikant større hastighet ved bilateral sving. Dette kan være grunnen til at vår studie viser signifikant større aktivering av rectus abdominis ved bilateral sving. Det å bremse hastigheten på toppen av svingen vil kreve mer av rectus abdominis for å endre retningen på kettlebellen, siden rectus abdominis her fungerer som en kokontraktor.

### **5.2.4 Multifidus**

De aller fleste studier omtaler multifidus som en del av erector spinae. Det er derfor ikke funnet noen studier som omhandler multifidus sin funksjon og betydning i forhold til bilaterale og unilaterale øvelser. Heller ikke i denne studien er det funnet noen signifikante

forskjeller på multifidus. Multifidus har som oppgave å beskytte ryggraden ved ulike bevegelser, det kan dermed spekuleres i om en tyngre kettlebell kunne hatt en effekt.

### **5.2.5 Kettlebell og videre forskning**

Innen kettlebell-trening er det lite forskning, og innen forskjellen ved unilateral og bilateral kettlebell sving er det ingen tidligere forskning. Dette tilsier at det er lite forskning å sammenligne studien vår med. Studien som ligner mest er McGill og Marshall (2012), men de har kun sett på unilateral sving og har ingen bilateral øvelse, noe ingen kettlebell-studier har gjort tidligere. McGill og Marshall (2012) så i sin studie fra 2012 på aktiviteten i rectus abdominis, external oblique og erector spinae. Forskningen deres viser signifikant forskjell på ipsilateral side, på alle tre svingene i external oblique. De finner altså ingen signifikant aktivering på kontralateral side som denne studien har tatt for seg.

Som tidligere nevnt er det lite forskning innen området. McGill og Marshall (2012) har sett på ipsilateral side, men ikke kontralateral som vår studie fokuserer på. Dermed kan det være interessant for senere forskning å se på ipsilateral side ved unilateral kettlebell-sving. Tanken på en intervensjonstudie på kettlebell-sving er et annet interessant tema som kan forskes på.

### **5.4 Metodediskusjon og feilkilder**

Ved testing av ulike egenskaper er det viktig at validiteten og reliabiliteten ligger til grunn. «Tester er valide når egenskapen som testes, har stor relevans for prestasjonen man ønsker å forbedre.» (Thomas et.al, 2011; Raastad et.al, 2010). Det bør fastsettes en testprosedyre før selve testingen starter for å øke validiteten på testen (Thomas et.al, 2011). Testing brukes til flere forskjellige ting, men brukes i denne sammenheng for å sjekke effekten på unilateral og bilateral amerikansk kettlebell-sving (Raastad et.al, 2010). Reliabilitet handler om at testen må være pålitelig. Nøkkelord med tanke på reliabilitet er reproduserbarhet og målesikkerhet. Dette går på erfaringen med selve testen, og med tanke på testleder som bør være samme person fra gang til gang. (Thomas et.al, 2011; Raastad et.al, 2010). Det å kunne

vise til like resultater ved to tester på forskjellige dager, øker også reliabiliteten på en test (Thomas et.al, 2011). Dette er særdeles viktig for slike tester, for at resultatene skal kunne være pålitelige.

Gjennom utførelse av pilottest før selve testingen av FP, ble det satt opp en standardisert testprosedyre som ble fulgt. Dette gjorde at studien fikk eliminert en god del feilkilder som kunne oppstå. I tillegg var det hele tiden med erfarne testlederne som hadde ansvaret for barbering, pussing, desinfisering, festing av EMG- elektrodene og ellers oppfølgelse av målingen. Dette gjorde at den målte EMG aktiviteten ble tilnærmet helt lik for FP til FP. Resultatet av at dette ble gjort, øker reliabiliteten og validiteten for testingen.

Øvelsene ble også randomisert med tanke på hva man startet med av unilateral og bilateral sving. Slik at en eventuell muskelutmattelse ikke skulle påvirke resultatene. Med denne randomiseringen sikret studien seg ekstra mot at noe muskulært skulle være grunnlag for signifikante forskjeller.

FP hadde fra før relativt liten erfaring med kettlebell-trening. Ved gjennomføring av flere tilvenningsøkter, tilegnet de seg såpass med erfaring at testene ble både valide og reliable. Alle FP hadde ikke like mange tilvenningsøkter, fordi noen tok teknikken fortere enn andre. En sertifisert kettlebell-instruktør var tilstede under alle tilvenningsøktene, og gav klarsignal når teknikken var godkjent. Flere tilvenningsøkter kunne vært et behov for enkelte FP, men enkelte FP hadde andre avtaler (skole, arbeid etc.) som gjorde at noen fikk færre enn andre.

Ifølge en artikkel av Farina et.al (2004) er det flere faktorer som kan påvirke EMG- signalene ved overflate EMG. I artikkelen blir begrepet crosstalk nevnt, som omhandler påvirkning av EMG signalene. Disse påvirkningene kan komme fra nærliggende muskulatur. Dette kan føre til feilkilder med tanke på musklene som blir overvåket (Farina et.al, 2004). Denne feilkilden er konstant i vår studie ettersom elektrodene sitter på samme sted til enhver tid under

testen. Dette er et større problem ved intervensjonsstudier hvor elektrodene blir satt av og på flere ganger for flere tester (Farina, 2004)

Saeterbakken og Fimland (2012) sier at ved tyngre vekter vil man se en signifikant økning av muskel aktivitet på kontralateral side. I denne studien er det brukt en 12 kg kettlebell, som kan ha noe å si for den kontralaterale effekten med tanke på hva Saeterbakken og Fimland (2012) sier i sin studie.

Ettersom vår studie ble gjennomført med valgfri hastighet ved de forskjellige svingene for FP, kan dette ha ført til signifikante forskjeller på de unilaterale kontra bilaterale svingene. Om det i vår studie hadde blitt brukt en metronom med en takt som FP måtte følge igjennom hele øvelsen, er det muligheter for at vi ikke hadde sett disse utslagene.

## 6. Konklusjon

---

Unilateral og bilateral sving førte kun til høyere muskelaktivitet på kontralateral side i rectus abdominis.

Om vi ser på  $H_1$  hypotesen vår så bekreftes denne om vi kun ser på rectus abdominis hvor vi fant signifikante forskjeller på bilateral kontra unilateral sving. Dermed blir vår  $H_0$  hypotese forkastet av denne muskelen.

External oblique, erector spinae og multifidus bekrefter vår  $H_0$  hypotese i og med at det ikke ble funnet noen signifikante forskjeller. Disse musklene forkaster da vår  $H_1$  hypotese.

Ved trening av multifidus, erector spinae og external oblique er det ingen forskjell på om kettlebell-svingen utføres unilateralt eller bilateralt, i rectus abdominis derimot er det signifikant større muskelaktivering ved bilateral sving. Det studien viser er at bilateral sving kan være bedre med tanke på aktivering i core- muskulaturen.

## 7. Kilder

---

- Behm, D. G., Leonard, A. M., Young, W. B., Bonsey, W. A. C. og MacKinnon, S. N. (2005) Trunk Muscle Electromyographic Activity With Unstable and Unilateral Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 19(1), s. 193-201.
- Behnke, R. S. (2006) *Kinetic Anatomy*. (2.utgave). USA, Human Kinetics.
- Bergmark, A. (1989) Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*. 230(60), s. 1-54.
- Contreras, B. (2014) *Bodyweight strength training anatomy*. (1. utgave). USA, Human Kinetics.
- Cormie, P., McGuigan, M. R. og Newton, R. U. (2010) Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training. *Med. Sci. sports exerc.* 42(8), s. 1582-1598
- Cotter, S. (2013) *Kettlebell Training*. (1.utgave). USA, Human Kinetics.
- Farina, D., Merletti, R. og Enoka, R. M. (2004) The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 96, s. 1486-1495.
- Farina, D. (2006) Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc. Sport sci. rev.*, 34(3), s. 121-127.
- Farrar, R. E., Mayhew, J. L. og Koch, A. J. (2010) Oxygen Cost of Kettlebell Swings. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 24(4), s. 1034-1036.
- Fenwick, C. M. J., Brown, S. H. M. og McGill, S. M. (2009) Comparison Of Different Rowing Exercises: Trunk Muscle Activation And Lumbar Spine Motion, Load, And Stiffness. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 23(5), s. 1408-1417.
- Fleck, S. J. (1999) Periodized strength training: A critical review. *Journal of strength and conditioning research*. 13, s. 82-89
- Gjerset, A., Haugen, K. og Holmstad, P. (2001) *Treningslære*. (2. utgave). Oslo, Gyldendal Norsk Forlag AS.

Glassman, G. (2004) The Kettlebell Swing. *Crossfit journal articles*. S. 1-5.

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. og Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 10, s. 361-374.

Jay, K., Frisch, D., Hansen, K., Zebis, M. K., Andersen, C. H., Mortensen, O. S. og Andersen, L. L. (2011) Kettlebell training for musculoskeletal and cardiovascular health: a randomized controlled trial. *Scand J work environ health*. 37(3), s. 196-203.

Jones, M. T., Ambegaonkar, J. P., Nindl, B. C., Smith, J. A. og Headley, S. A. (2012) Effects of unilateral and bilateral lower-body heavy resistance exercise on muscle activity and testosterone responses. *The Journal of Strength and Conditioning Research*. 26(4), s. 1094-1100.

Konin, J. G., Beil, N. og Werner, G. (2003) Facilitating the serape effect to enhance extremity force production. *Human kinetics*. 8(2), s. 54-56.

Lauder, M. A. og Lake, J. P. (2008) Biomechanical comparison of unilateral and bilateral power snatch lifts. *Journal of strength and conditioning research*. 22(3) s. 653-660.

Lindskog, B. I. (1998). *Universitetsforlagets store medisinske ordbok*. Oslo, Universitetsforlaget AS.

Manocchia, P., Spierer, D. K., Lufkin, A. K. S., Minichiello, J. og Castro, J. (2013) Transference of Kettlebell Training to Strength, Power and Endurance. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 27(2), s. 477-484.

Matthews, M. og Cohen, D. (2013) The Modified Kettlebell Swing. *Strength and Conditioning Journal*. 35(1), s. 79-81.

Mcgill, S. M. og Marshall, L. W. (2012) Kettlebell Swing, Snatch, And Bottoms-Up Carry: Back And Hip Muscle Activation, Motion, And Low Back Loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 26(1), s. 16-27.

Moritani, T. og DeVries, H. A. (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *American journal of physical medicine*. 58 (3), s. 115-130.



Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P.E., Rønnestad, B. R. og Wisnes, A. R. (2010) *Styrketrening i teori og praksis*. (1. utgave 2. opplag). Oslo, Gyldendal Norsk Forlag AS

Saeterbakken, A. H. og Fimland, M. S. (2012) Muscle activity of the core during bilateral, unilateral, seated and standing resistance exercise. *Eur J Appl Physiol*. 112, s. 1671-1678.

Sale, D. G. (1988) Neural adaption to resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*. 20(5) s. 135-145

Santana, J. C., Vera-Garcia, F. J. og McGill, S. M. (2007) A Kinetic and Electromyographic Comparison of the Standing Cable Press and Bench Press. *Journal of strength and conditioning research*. 21(4), s. 1271-1279.

Thomas, J. R., Silverman, S. J. og Nelson, J. K. (2011) *Research methods in physical activity*. USA, Human Kinetics

Zebis, M. K., Skotte, J., Andersen, C. H., Mortensen, P., Petersen, H. H., Viskær, T. C., Jensen, T. L., Bencke, J. og Andersen, L. L. (2013) Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: an EMG study with rehabilitation implications. *Br J sports med*. 47, s. 1192-1198.

# 8. Vedlegg

---

## Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjekt

“Unilateral vs bilateral kettlebells-sving”

**Bakgrunn og hensikt:** Høgskolen i Sogn og Fjordane ønsker å gjennomføre ett nytt forskningsprosjekt. Prosjektet har som hensikt å undersøke forskjellene i muskelaktivering for øvelsene unilateral og bilateral kettlebells-sving.

**Hva innebærer studien?** Som deltager i prosjektet vil du bli testa i 10-12 RM (det du klarer maksimalt 10-12 ganger) i både unilateral og bilateral sving. Under testene vil man ha på seg elektroder som viser muskelaktiveringen i 4 ulike muskler (erector spinae, multifidus, obliquus abdominis og rectus abdominis). I tillegg til selve testen kommer fire tilvenningstester der vi går gjennom og øver inn god teknikk samt finner din tilnærma 10-12 RM. Tung styrketrening må ikke forekomme minst 3 døgn i forkant av testing.

**Mulige fordeler og ulemper** Dette er en mulighet til å være med på ett forskningsprosjekt der en ønsker å finne mer informasjon om et element som ikke har tilstrekkelig vitenskapelig dokumentasjon. Her kan en også få innsikt i hvordan tester blir gjennomført samt hvordan det er å jobbe med bacheloroppgaver og testprosedyrer.

**Hva skjer med testresultata og informasjonen om deg?** Testresultata og informasjonen som blir registrert om deg har som formål å bli brukt for bachelor- og artikkelskriving. Alle opplysningene og resultata vil bli behandla uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger. Det er kun autorisert personell knytta til prosjektet som har tilgang til opplysningene vi får inn.

Det vil ikke være mulig å identifiser deg i resultata av studien når disse vert publisert. Etter prosjekts slutt vil alle identifikasjonslister bli slettet. Prosjektet er meldt til Personvernombudet for forskning, Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS.

**Frivillig deltakelse** Det er frivillig å delta i studien. Du kan trekke deg frå studien når du vil, uten å gi forklaring på hvorfor. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringa.

Prosjektet avsluttes 19.12.2013

Har du ytterligere spørsmål så kontakt høgskolelektor Vidar Andersen (prosjektansvarlig) på tlf. 97531437 evt mail: vidar.andersen@hisf.no

## **Unilateral vs bilateral kettlebells-sving**

### **Samtykke til deltakelse i studien**

Jeg er villig til å delta i denne studien og har mottatt informasjon om prosedyrene

.....  
(Signert av prosjektdeltager, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

.....  
(Signert, rolle i studien, dato)