

BACHELOROPPGAVE

Aktivering av kjernemuskulatur i knebøy, knebøy i smith-maskin og beinpress

av

(126) Didrik Sundsbø Ravnan

(101) Kevin Ellila

Core muscle activation during squats, squats in smith-machine and leg press

Idrett, fysisk aktivitet og helse

Desember 2015



Avtale om elektronisk publisering i Høgskulen i Sogn og Fjordane sitt institusjonelle arkiv (Brage)

Jeg gir med dette Høgskulen i Sogn og Fjordane tillatelse til å publisere oppgaven (Skriv inn tittel) i Brage hvis karakteren A eller B er oppnådd.

Jeg garanterer at jeg er opphavsperson til oppgaven, sammen med eventuelle medforfattere. Opphavsrettslig beskyttet materiale er brukt med skriftlig tillatelse.

Jeg garanterer at oppgaven ikke inneholder materiale som kan stride mot gjeldende norsk rett.

Ved gruppeinnlevering må alle i gruppa samtykke i avtalen.

Fyll inn kandidatnummer og navn og sett kryss:

Didrik Sundsbø Ravnan (126)

JA NEI

Kevin Ellila (101)

JA NEI

Innholdsfortegnelse

Forord.....	4
Sammendrag	5
1. Innledning.....	6
1.2 Begrepsavklaring	7
2 Teori.....	8
2.1 Styrke.....	8
2.2 Faktorer som påvirker styrke	8
2.3 Ustabilitet i styrketrening.....	8
2.3.1 Frivekter og maskinøvelser.....	9
2.3 Hva er kjernemuskulatur?	9
2.4 Kjernemuskulatur i bruk ved styrketrening.....	10
2.5 Problemstilling.....	11
2.6 Hypoteser	11
3 Metode	12
3.1 Oversikt overs studie	12
3.2 Forsøkspersoner	12
3.3 Testprosedyre.....	13
3.3.2 Testprosedyre knebøy	14
3.3.3 Testprosedyre knebøy i smith-maskin	15
3.3.4 Testprosedyre beinpress	16
3.3.5 Eksperimentell test med EMG.....	17
3.3.7 Statistikk	18
4 Resultater	19
4.1 Rectus abdominis	19
4.2 Eksternus obliquus	20
4.3 Erector spinae.....	21
4.4 Kraftutvikling	21
5 Diskusjon	22
5.1 Rectus abdominis	22
5.2 Eksternus obliquus	23
5.3 Erector spinae.....	24
5.4 Metode diskusjon og feilkilder	25
5.5 Konklusjon	25
Litteraturliste.....	26
Vedlegg 1. Samtykkelseserklæring.....	29
Vedlegg 2. Skjema for standardisering.....	31

Førord

Dette er en bachelor oppgave i forbindelse med studiet Idrett, Fysisk aktivitet og Helse(IFAH), ved Høgskolen i Sogn og Fjordane, avdeling Sogndal. Vi valgte å skrive om kjernemuskelaktivering ved knebøy, knebøy i smith-maskin og beinpress. Dette fordi teamet er mye diskutert med mangelfull forskning. På bakgrunn av mangelfull bias ville vi sammenligne kjernemuskelaktivering ved tradisjonell knebøy, og knebøy i Smith-maskin og beinpress.

Vi vil rette en stor takk til:

- Vår veileder Vidar Andersen ved Høgskulen i Sogn og Fjordane for konstruktiv kritikk, masse hjelp, og hans åpen dør politikk.
- Idrettssenteret for lån av utstyr og lokale.
- Biblioteket for god hjelp til litteratur-søk og –utskrift.
- Alle forsøkspersonene som stilte opp med gode prestasjoner og innsatsvilje under testingen.

Sammendrag

Formålet med denne studien var å sammenligne kjernemuskulatur ved 3RM i knebøy, knebøy i smith-maskin og beinpress. 16 jenter (alder $23,6 \pm 4,8$ år, høyde $167,4 \pm 6,3$ cm og vekt $64,4 \pm 5,0$ Kg). FP hadde i gjennomsnitt $4,2$ år $\pm 1,9$ år med styrketreningserfaring. Det ble gjennomført en randomisert, within-subjects crossover design. Elektromyografisk (EMG) aktivitet ble målt i rectus abdominis, eksternus obliquus og erector spinae, og var plassert på høyre side av FP.

I rectus abdominis var muskelaktiviteten målt signifikant høyere ved knebøy i smith-maskinsammenlignet med beinpress ($p=0.020$). I eksternus obliquus ble det observert signifikant høyere aktivitet ved knebøy ($p=0.027$), og knebøy i smith-maskin ($p=0.010$) sammenlignet med beinpress. I likhet med funnene gjort ved eksternus obliquus ble det observert signifikant høyere aktivitet i knebøy og knebøy i smith-maskin sammenlignet med beinpress. Det ble ikke observert signifikante forskjeller i nevro-muskulær aktivitet ved rectus abdominis ($p=0.734$), eksternus obliquus ($p=0.196$) og erector spinae ($p=1.000$) ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin.

For å konkludere ble det observert statistisk signifikante nevro-muskulære forskjeller i aktivering i rectus abdominis, eksternus obliquus og erector spinae ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og benpress. Det ble tilsvarende observert signifikante forskjeller i aktivering i musklene eksternus obliquus og erector spinae ved sammenligning av knebøy og benpress. Det ble i motsetning ikke observert statistisk signifikante forskjeller i noen av musklene ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin. Valg av modalitet bør avhenge av formålet ved treningen, men knebøy og knebøy i smith-maskin er anbefalt framfor benpress for høyere aktivering av kjernemuskulatur i styrketrente individer.

1. Innledning

Mange profesjonelle utøvere og trenere bruker i dag frivekter og apparater som sine modaliteter i øktene for å oppnå styrke, kraft og atletiske fordeler (Haff, 2000). For å øke muskelstyrken er frivekter mye brukt da det tillates bevegelse i de fleste plan og kravet til balanse øker. Ved bruk av apparater i styrketreningen reduseres dette kravet til balanse da løftebanen som oftest er låst, og åpner mulighetene for isolasjonstrening i større grad enn med frivekter (Cotterman, et al., 2005). Det som i nyere tid er dokumentert er at de globale og lokale musklene i kjernen er en faktor som spiller en stor rolle i hvordan denne kraften blir brukt og overført i over og underekstremitetene (Lilleheim, 2010). Flere studier har tidligere foretatt EMG målinger på underekstremitetene ved stabilt og ustabilt underlag som f.eks. (Escamilla, et al., 2001) og (Maier, et al., 2009), men ettersom majoriteten av disse studiene har sett på nevro-muskulær aktivitet i henhold til lårmuskulatur, har vi heller ønsket å rette et fokus på hvordan aktiveringsforskjellen i kjernen blir påvirket av forskjellige varianter av knebøy, mye likt det Anderson og Behm tidligere har sett på (Anderson & Behm, 2005). Valget av tema ble basert på tre ulike kriterier; interesse, originalitet og et ønske om å kartlegge aktiveringsforskjeller. Vi ønsket med denne studien å kartlegge eventuelle aktiveringsforskjeller i de globale kjernemusklene; Rectus abdominis, eksternus obliquus, og erector spinae ved trening med frivekter, kontra maskin- og låst bane – øvelser.

1.2 Begrepsavklaring

RM – repetisjon av maksimum, for eksempel er 1RM den tyngste ytre motstand man kan løfte 1 gang.

FP- Forsøksperson, frivillig medstudent som deltar på prosjektet.

EMG- består av summen av de elektriske bidrag fra de aktive motoriske enhetene som blir detektert ved hjelp av elektroder plassert på huden ovenfor muskelen. (Farina, et al., 2004).

Isometrisk - En isometrisk muskelkontraksjon betyr at spenningen i muskelen øker uten at lengden endres (Raastad, et al., 2010).

Amplitude - Amplitude er et mål på energien som bæres av en hvilken som helst bølge. Høyere amplitude – høyere energifrigjøring

Kranialt - Mot hodet

Kaudalt – Bort fra hodet, og mot nedre del av en struktur.

Synergist- Synergist betyr en som samarbeider (Dahl & Rinvik, 2010, p. 32).

2 Teori

2.1 Styrke

Styrketrening har blitt en av de mest populære formene for trening når det kommer til å bedre fysisk form. Ettersom populariteten øker, øker også etterspørselen for treningsutstyr og apparater.

Dynamisk styrke blir vanligvis målt ved og registrert som den tyngste vekten en muskel eller muskelgruppe kan lykkes med å løfte én gang, altså maksimal styrke (Cotterman, et al., 2005), men begrepet styrketrening handler også om eksplosiv styrke som er evnen til hurtig kraftutvikling uten at det trenger å være med den vekten man bare klarer 1RM med (Raastad, et al., 2010).

2.2 Faktorer som påvirker styrke

Ved å se litt nærmere på det fysiologiske som skjer ved trening kan vi gå inn på kontraksjonsmekanismen som skjer i muskelen. En muskelkontraksjon starter med at en nerveimpuls ledes langs en motorisk nervefiber til de presynaptiske nervecellene, dette kalles å rekruttere motoriske enheter. Når signalene ankommer musklene skjer det en rekke kjemiske reaksjoner som ender med at sarkomerene forkortes og myofilamentene sklir over hverandre og skaper en kontraksjon (Haug, et al., 1992). Hver enkelt motorisk enhet kan tilpasse seg intensiteten i arbeidet etter behov enten ved å bli regulert av impulsfrekvensen i motoneuronet eller ved å variere antall motoriske enheter som skal rekrutteres. Dette blir da regulert ut ifra hvor stor kraft kontraksjonen av en muskel skal ha (Dahl & Rinvik, 2007). Ved systematisk styrketrening øker muskelvolumet deretter, dette kan skje på forskjellige måter; muskelfibre kan øke tvernsnittsarealet og/eller lengden (hypertrofi), og muskelen kan øke i volum ved at flere muskelfibre dannes (hyperplasi) (Raastad, et al., 2010). Det er ikke bare de morfologiske forandringene som spiller en rolle når det kommer til økning i styrke, men også de nevrologiske adaptasjonene. De nevrologiske og morfologiske adaptasjonene ble forklart i en 8 ukers treningsintervensjon ledet av Moritani og DeVries der de konkluderte med at de nevralt faktorene spilte en størst rolle i de første ukene av studien, mens de morfologiske adaptasjonene først spilte en rolle de siste ukene (Toshio & DeVries, 1979). Det vil si at styrkeøkningen de første ukene kom av at flere motoriske enheter ble rekruttert, mens de siste ukene ble styrken i større grad påvirket av hypertrofi da FP klarte å rekruttere maksimalt antall motoriske enheter (Gabriel, et al., 2006).

2.3 Ustabilitet i styrketrening

I styrketrening finnes det en rekke ulike måter og modaliteter som øker kravet til stabilitet og ustabilitet (Willardson, 2007). Å endre på underlaget ved å gjøre det mindre stabilt, å gjennomføre øvelser oppreist versus sittende, benytte seg av frivekter fremfor apparater og velge unilaterale øvelser framfor bilaterale øvelser er måter som er med på å øke kravet til stabilitet (Saeterbakken & Fimland, 2012) (Saeterbakken, et al., 2011). Reduserer man antall støttepunkt eller areal på

støtteflaten vil kravet til stabilitet øke, og ser vi på studier fra (Santana, et al., 2007) og (Fenwick, et al., 2009) viser det seg at EMG-aktiviteten er høyere i primærmuskulaturen hvis støtteflaten blir redusert.

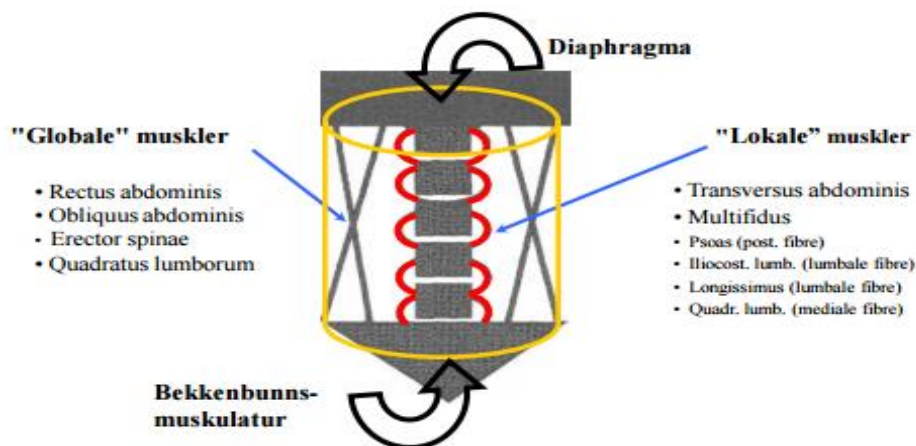
2.3.1 Frivekter og maskinøvelser

De to mest brukte modalitetene innenfor styrketrening er frivekter og maskiner. Frivekter tillater bevegelse i flere plan og krever en relativ balanse, mens maskinøvelser ofte gir en fast løftebane og krever minimal stabilitet (Cotterman, et al., 2005). Man ser ofte en nedgang i muskelstyrke når det kommer til øvelser med frivekter kontra øvelser i maskiner, og som oftest konkluderes dette med at det kreves mer balanse og dermed høyere aktivering av sekundære muskelgrupper og synergister når man trener med frivekter (Thoma, 2006). Ved trening av mindre muskler og muskelgrupper, vil det i enkelte tilfeller være nok med egen kroppsvekt, men som oftest trengs det en ytre belastning for å oppnå den nevromuskulære aktivitet en man ønsker, og i slike tilfeller er det fint å kunne velge mellom frivekter og apparater (Schwanbeck, et al., 2009). Nybegynnere innenfor styrketrening blir ofte henvist til apparatene i første omgang da det stilles mindre krav til teknikk, og ettersom bevegelsesbanen allerede er låst slipper vedkommende å tenke for mye på hvordan øvelsen utføres. Til tross for at nybegynnere ofte bruker apparater, betyr ikke det at apparater ikke benyttes av viderekomne. Apparater kan nemlig være et vel så godt alternativ som frivekter, det er bare snakk om individuelle målsetninger og krav. Selv om apparater ikke stiller like store krav til helhetlig kontroll og dermed ikke er spesifikke mot forskjellige typer idretter, kan de stilles inn på ulike dra/press-retninger som frivekter ikke tillater, og dette gjør da at en kombinasjon av både frivekter og apparater kan være gunstig i mange tilfeller (Rongland & Hallén, 2011).

2.3 Hva er kjernemuskulatur?

Kjernemuskulatur er ulike muskler i buk- og rygg-regionen som jobber for å stabilisere, bevege og beskytte overkroppen. (Enoksen, et al., 2007). Musklene i den fremre og den laterale bukveggen blir sett på som et hele, der musklene samarbeider og aldri jobber isolert. Helhetlig kan de jobbe sammen med andre muskler og delvis kan de jobbe sammen med deler av andre muskler (Dahl & Rinvik, 2007). Kjernemuskulaturen deles inn i to grupper; Lokale og globale stabilisatorer. De lokale musklene jobber for å kontrollere krummingen i ryggen og for å gi sagital og lateral stivhet for å opprettholde mekanisk stabilitet i ryggraden. Det er de innerste buk- og ryggmusklene som kalles lokale muskler, i tillegg til noen globale muskler som også delvis jobber lokalt. De globale musklene består av de overfladiske musklene i buk- og rygg-regionen som er med på å bevege overkroppen og som responderer på ekstern belastning, f.eks. ved at man blir dyttet så er det de overfladiske musklene som jobber for å stabilisere. Det vi kaller buktrykk/intra-abdominalt trykk kommer også innunder kategorien for globale muskler og opprettholdes via de omkringliggende musklene

(Bergmark, 1989). Ved sin elastiske spenning øker bukmusklene et jevnt trykk på bukinvollene, og holder dem på plass. Dette trykket øker når alle musklene som er spent ut mellom knokkelveggene i bukhulen kontraherer seg. Musklene virker da som en bukpresse, eller buktrykk som det også kalles og hjelper å stabilisere lumbal columna f.eks. når vi løfter noe tungt (Dahl & Rinvik, 2007). Både de lokale og globale musklene jobber sammen for å bevege overkroppen, men de lokale musklene som primært jobber for å stabilisere hvert enkelt ledd i ryggraden kan bli aktivert uten at de globale musklene blir aktivert (Bergmark, 1989). I tillegg til de globale og lokale musklene har vi diafragma og bekkenbunns-muskulaturen som ligger kranialt og kaudalt for bukhulen slik at kjernen vår kan sees på som en sylinder med topp og bunn (Dahl & Rinvik, 2007) (figur 1). I kategorien globale muskler har vi rectus abdominis, obliquus abdominis, erector spinae og quadratus lumborum, mens de lokale består av transversus abdominis, multifidus, psoas (posterior del), iliocostalis (lumbale del), longissimus (lumbale del) og quadratus lumborum (mediale del) (Østvold, 2011).



Figur 1- Framstilling på hvordan sylindren ser ut. Bildet hentet fra (Bergmark, 1989)

2.4 Kjernemuskulatur i bruk ved styrketrening

Det har vært teorisert at en sterk kjerne vil tillate en overføring av kraft fra underekstremitetene til overekstremitetene med et minimalt energitap via torso. Hvis denne kraften blir skapt, men ikke overført vil ytelsen bli negativt påvirket, så det å bruke styrken i kjernemuskulaturen til å påvirke styrken i ekstremitetene vil være gunstig i bruk ved rehabilitering samt ved idrettsprestasjoner (Konin, et al., 2003). Den nåværende litteraturen viser viktigheten ved å ha en sterk kjerne i forhold

til statisk og isokinetisk trening/øvelser (Shinkle, et al., 2012). En studie gjennomført av (Hamlyn, et al., 2007) hvor det ble sett på muskelaktivering av rectus abdominis, eksternus obliquus og erector spinae ved knebøy og markløft satt opp mot to øvelser primært for kjernemuskulaturen konkluderte med at det var unødvendig å legge inn egne øvelser for kjernemuskulatur dersom programmet allerede inneholder kjernestabilitet gjennom stående dynamisk fullkroppsøvelser. Men hvis målet er enda større aktivering av kjernen vil det være nødvendig med spesifikke kjerneøvelser. (Hamlyn, et al., 2007). En studie av Anderson og Behm der knebøy, knebøy i smith-maskin og knebøy på balansebrett ble satt opp mot hverandre for å finne muskelaktivering av 6 muskelgrupper i kjernemuskulaturen, viste det seg at kjerneaktivering ble høyere jo mer ustabil underlaget ble, det var da mest aktivering ved knebøy på balansebrett, mindre aktivering ved vanlig knebøy og minst aktivering i smith-maskin (Anderson & Behm, 2005). En annen studie som man kan trekke inn, er en studie gjennomført av Behm med flere, hvor det ble konkludert med at den største fordelene ved ustabil beintrening var høyere aktivering av kjernemuskulatur framfor høyere aktivering av muskulatur i underekstremitetene (Behm, et al., 2002). Når det gjelder ustabil beintrening er det da ment ustabil underlag, men selv om underlaget er stabilt kan en øvelse antakeligvis gjøres mer eller mindre ustabil ved å bruke frivekter og apparater.

2.5 Problemstilling

Det foreligger ingen tidligere studier som har sett på kjernemuskelaktivering ved de ulike beinøvelsene; knebøy, knebøy i smith-maskin og beinpress. De studiene som er gjort har enten ustabile underlag som en av faktorene (Anderson & Behm, 2005), eller et annet utvalg av øvelser enn det vi vil se på (Escamilla, et al., 2001). På bakgrunn av dette ønsker vi da og svare på følgende problemstilling: Er det forskjellig aktivering av kjernemuskulatur i knebøy, knebøy i smith-maskin og beinpress?»

2.6 Hypoteser

- Høyere aktivering av kjernemuskulatur i knebøy ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin.
- Høyere aktivering av kjernemuskulatur i knebøy ved sammenligning av knebøy og beinpress
- Høyere aktivering av kjernemuskulatur i knebøy i smith-maskin ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress

3 Metode

3.1 Oversikt over studie

Ett within-subjects crossover design ble brukt for å undersøke forskjeller i nevro-muskulær aktivitet av kjernemuskulatur under knebøy, knebøy i smith-maskin, og beinpress med lik relativ motstand(3RM). Samtlige FP var tidligere kjent med øvelsene knebøy, knebøy i smith-maskin og beinpress. I forkant av testene ble det gjort en avgjørelse på at forsøkspersonene skulle ha 80 grader i kneleddet. Ved både tilvenning og den eksperimentelle testen gjennomførte FP 3RM-løft i alle tre øvelser. En ICC (interclass correlation Coefficient) ble gjennomført og viste høy reliabilitet mellom tilvenning og eksperimentell test (0,930-0,957). Rekkefølgen på øvelsene ble randomisert og det var en systematisk rotasjon mellom FP. Mellom tilvennings- og den eksperimentelle testen var det minimum 7 dager. På tilvenningstestene løftet FP 3RM. FP ble gitt 3-5 min pause mellom hvert 3RM-løft. På tilvenningstesten var målet å finne 3RM-løftet, som FP skulle løfte på den eksperimentelle testingen i de ulike øvelsene.

3.2 Forsøkspersoner

16 Frivillige, skadefri og godt trente jenter ble rekruttert som FP til prosjektet (alder $23,6 \pm 4,8$ år, høyde $167,4 \pm 6,3$ cm og vekt $64,4 \pm 5,0$ Kg). FP ble rekruttert gjennom ulike bekjentskap, veileder og medstudenter. FP hadde i gjennomsnitt $4,2$ år $\pm 1,9$ år med styrketreningserfaring. Informasjon vedrørende tester, testprosedyre, og testtidspunkt ble gjennomgått både muntlig og skriftlig. Før tilvenningstest måtte FP underskrive samtykkeskjema, som skriftlig samtykke for bruk av data. Dette er i tråd med NSD (norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste) sine retningslinjer. FP har gjennom hele prosjektet mulighet til å trekke seg fra prosjektet uten å oppgi grunn. Kriteriene for deltakelse i studien var som følger:

- Av det kvinnelige kjønn
- Minimum 1 års tidligere treningserfaring i de utvalgte øvelsene.
- Ingen skader eller smerter som kan påvirke maksimal innsats under trening.

FP kunne ikke nyte alkohol eller trene bein og kjernemuskulatur minimum 48 timer før testing. Det var ikke tillatt med hjelpemidler som belte o.l. under testingen.

3.3 Testprosedyre

Oppvarmingsprosedyren var identisk ved både tilvennings og den eksperimentelle testen. FP utførte tre oppvarmingssett i henhold til gjeldende anbefalinger (Baechle & Earle, 2008). Under oppvarming ble det ved enkelte tilfeller gjort justeringer i henhold til oppvarmingsprotokollen. Vekten ble da justert ned som en følge av at FP ble sliten og/eller ikke klarte å fullføre antall repetisjoner i oppvarmingsprotokollen. Dette kan skyldes at FP vanligvis gjennomfører knebøy med 90 grader i kneleddet, kontra 80 grader som er et krav i vår studie. FP gjennomførte en spesifikk progressiv oppvarmingsprotokoll bestående av 12 repetisjoner med 40 % av 1RM, 7 repetisjoner med 75 % av 1RM og 3 repetisjoner med 85 % av 1RM. 3-5 min pause ble gitt ved hvert forsøk og test. All oppvarming ble gjort i knebøy, uavhengig av hvilken rekkefølge øvelsene ble gjennomført i. Ved tilvenningstest rapporterte FP selv 1RM for utregning av oppvarmingsprotokoll. Tilvenningstesten ble vurdert fullført når FP ikke lenger kunne løfte vekten 3 ganger, eller ved at dårlig teknikk oppstod. Under den eksperimentelle testen, startet testingen ved den tidligere oppnådde 3RM. Vekten ble økt eller redusert med 2,5 kg eller 5kg til 3RM var oppnådd. Under tilvenningstesten plasserte FP beina i foretrukket posisjon. Posisjonen på beina ble målt, kontrollert og var identisk ved hver test. Korrekt kneledds vinkel ved hver øvelse ble funnet ved hjelp av et goniometer. (SS21L; Biopac System, Inc., USA). Kneledds- vinkelen ble målt mellom linjene fra os coxae, langs femur og til patella, samt lengden fra patella, til articulatio talocruralis. (figur2) For å kontrollere identisk knevinkel fra repetisjon til repetisjon ble det festet en strikk mellom to badminton stativ. (Saeterbakken, et al., 2011). Ved berøring av strikken med gluteus maximus fikk FP et verbalt tegn fra testleder, og returnerte tilbake til startposisjon.



Figur2- FP demonstrer hvordan mål i henhold til kneledds vinkel er blitt foretatt.

3.3.2 Testprosedyre knebøy

Samme vektstang(16,5 Kg)(2,8 cm diameter, lengde 1.92m) og squat rack (Gym 2000, Modum, Norge) ble brukt ved alle testene(figur3). Samtlige FP var tidligere kjent med øvelsen, men ble for sikkerhetsmessige årsaker påmint tre nøkkelpunkt for gjennomføring; fotbladet i kontakt med gulvet, knærne skal peke i samme retning som tærne, og korsryggen skal til enhver tid ha en naturlig svai. Kontaktpunktet i forhold til tærne og squat racken ble kontrollert til å være identisk ved alle repetisjoner. Avstanden mellom squat rackens bakre del og strikkens posisjon ble standardisert til 34 cm.



Figur 3- FP i startposisjon, med full ekstensjon av underekstremitet. FP i bunnposisjon med kontraksjon av underekstremitet, med 80 grader i kneleddet.

3.3.3 Testprosedyre knebøy i smith-maskin

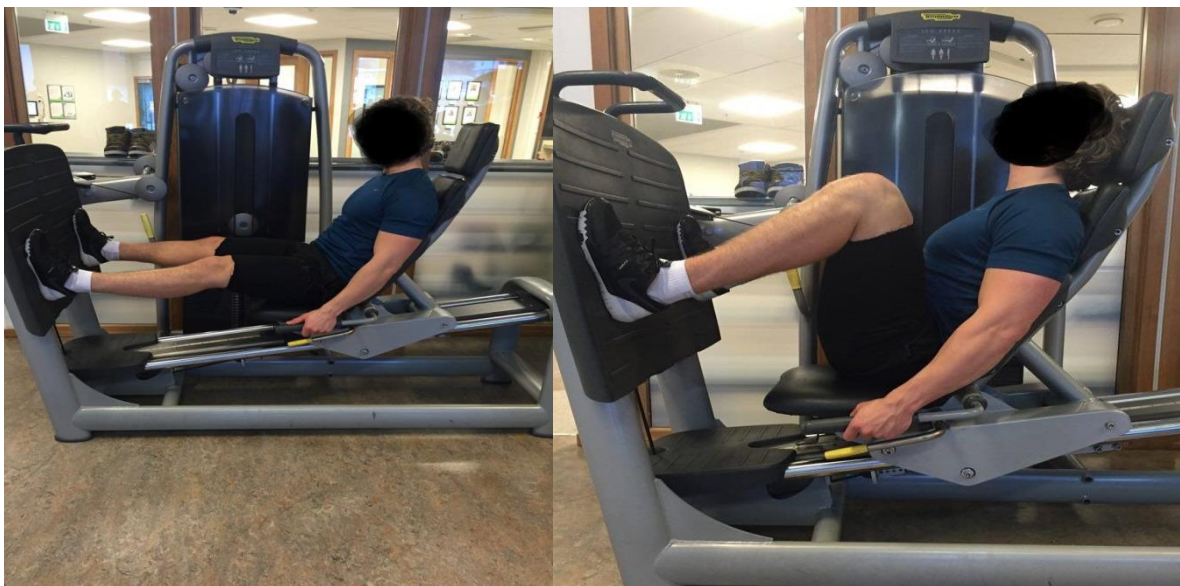
Øvelsen ble gjennomført i en smith-maskin(figur4) av typen Pivot 680 (sportsmaster Club, AS Norge) som fullt ut støtter en olympisk vektstang, som gjør at stangen holdes helt stabil. Avstandene ble kontrollert til å være identisk ved alle repetisjoner, og avstanden fra badminton stativet til rackets bakre del, ble standardisert til å være 71cm. I henhold til plassering av beina, ble det gjort en standardisering på at beina skal plasseres loddrett under stangen. FP fikk lik påminnelse i henhold til teknikk når det gjelder vekt på fotbladet, knærne og naturlig svai i ryggen(se knebøy). FP fikk også hjelp til rotasjon av stang ved avløft dersom det var ønskelig.



Figur 4- FP i startposisjon, med fulle ekstensjon av underekstremitet. FP i bunnposisjon med kontraksjon av underekstremitet, med 80 grader i kneleddet.

3.3.4 Testprosedyre beinpress

All testing ble gjennomført i et beinpressapparat(figur5) av type Technogym, selection line(Cesena, Italia). Målinger gjort i henhold til fotplassering ble målt, kontrollert og var identisk ved alle tester. Kneledds vinkel ble målt med goniometer i en nedre posisjon. FP presset isometrisk i nedre posisjon, for å kompensere for puten som presses lenger inn ved høyere motstand. Alle test-tilfeller ble startet i en oppreist posisjon, definert som startposisjon. FP fikk hjelp til startposisjon, slik at utgangspunktet ved alle tester var likt.



Figur 5 – FP i startposisjon med full ekstensjon i underekstremitet. FP med kontraksjon av underekstremitet med 80 grader i kneledd.

3.3.5 Eksperimentell test med EMG

Før festing av elektroder ble hårvekst barbert vekk, og øverste epitellag fjernet med sandpapir og huden rensert med desinfiserende middel basert på anbefalinger (Hermens, et al., 2000). Samme testleder gjorde denne delen, for å luke vekk eventuelle metodiske feil ved elektrodeplasseringen. Tilslutt ble det påført en elektrodegele for å optimalisere de elektriske signalene. En lineær enkoder (ET-Enc-02, Ergotest AS, Langesund, Norge) ble synkronisert med EMG målingene ved hjelp av Musclelab 4020e, og analysert av en kommersiell programvare V8. 13 (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge). Elektrodeplassering og målinger var i tråd med gjeldende anbefalinger og retningslinjer (SENIAM). Elektroder (11mm kontakt diameter) med en senter-til-senter avstand på 2,0 cm, ble plassert i den antatte muskelfiberretningen etter SENIAM's anbefalinger (Hermens, et al., 2000). Selvklebrige elektroder (dri-stick silver circular sEMG Electrodes AE-131, NeuroDyne Medical, USA) ble plassert på rectus abdominis (3 cm lateralt fra umbilicus), eksternus obliquus (ca. 15 cm lateralt for umbilicus), og erector spinae (ved L1 og 3 cm lateralt). Ved endt gjennomføring av de utvalgte øvelsene, gjennomgikk FP en MVC (maximum voluntary contraction)-måling på rectus abdominis, eksternus obliquus, og erector spinae. MVC ble gjennomført ved at FP hadde 90 grader i hoftelddet, hvor en av testlederne holdt beina, mens den andre holdt igjen overekstremitet til FP ved skuldrene i en 45 grader vinkel. Ved måling av rectus abdominis og eksternus obliquus presset FP forholdsvis rett frem og til siden. Derimot ble måling av erector spinae gjort på magen, med FP pressende oppover, med en av testlederne som motkraft ved å presse overekstremiteten til FP nedover. Hver MVC ble gjort isometrisk og med et tidsintervall på 5-10 sekunder, hvorav de 3 sekundene med høyest amplitude ble benyttet. (McBride, et al., 2006).

Alt av EMG-data ble samlet under en test, for å forhindre eventuelle metodiske feil med elektrodeplasseringen (Farina, et al., 2004). EMG- signaler ble filtrert og forsterket gjennom en forforsterker. Signalene var høy og lavfrekvensfiltrert (minimum/maksimal frekvens på 8-600Hz). Root-mean-square (RMS) signalene ble konvertert ved bruk av maskinvare (gjennomsnitt konstant på 12 m, frekvensrespons på 450Khz, total feilkilde $\pm 0,5$ %) fra det RAW EMG signalet. En lineær enkoder ble festet til stangen eller vekten (beinpress) og ble brukt for å måle løftetiden i 3RM løftene og den vertikale posisjonen/bevegelsesbanen til stangen eller vekten. Og slik ble start- og – sluttfasen for de 3 repetisjonene identifisert og EMG aktivitet ble kalkulert som gjennomsnittlig RMS av de tre repetisjonene. Den lineære enkoderen hadde en innsamlingsfrekvens på 100Hz og ble synkronisert med EMG-malingene fra MuscleLab 2040e. Softwareprogrammet V8. 13 (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge) ble brukt for å analysere løftetid og muskelaktivitet.

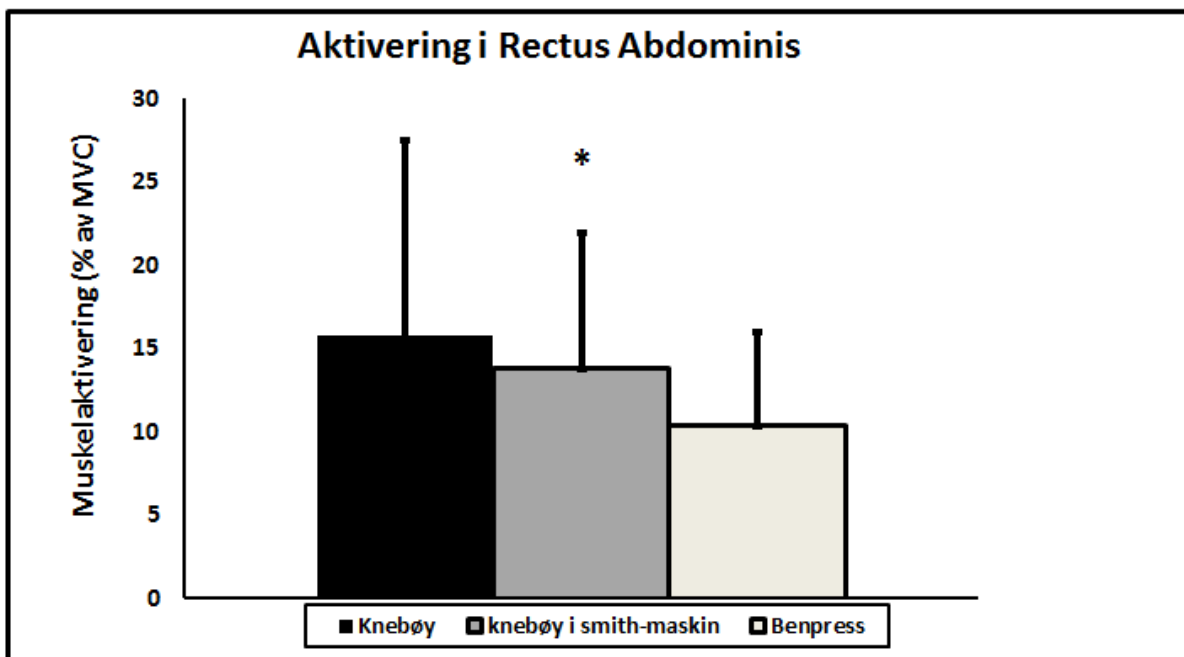
3.3.7 Statistikk

For å kunne vurdere forskjellen i den nevro-muskulære aktiviteten (EMG) i 3RM-løftene ble en one-way analysis of variance (ANOVA) benyttet. Alle resultatene ble oppgitt som gjennomsnitt \pm standardavvik, hvis ikke annet er oppgitt. Ved funn av en signifikant forskjell, ble det utført en Bonferroni post-hoc korreksjon for å lokalisere forskjellene. Statistisk signifikant nivå var satt til $p \leq 0,05$ og SPSS (versjon 19.0; SPSS, Inc Chicago, IL, USA) ble brukt for å analysere data.

4 Resultater

4.1 Rectus abdominis

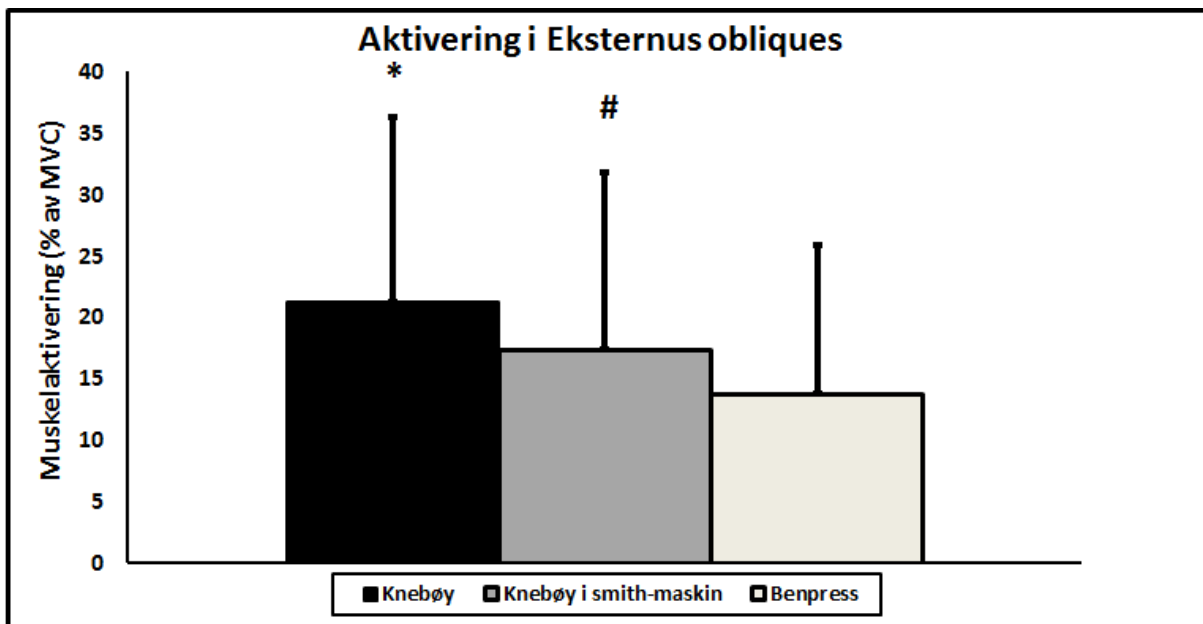
Analysene viste ingen signifikante forskjeller ved sammenligning av knebøy med knebøy i smith-maskin ($15,75 \pm 11,74$ % vs. $13,79 \pm 8,17$ %, $p=0.734$). Ved sammenligning av knebøy og beinpress ble det observert en tendens til 52 % høyere aktivering i knebøy, ($15,75 \pm 11,74$ % vs. $10,33 \pm 5,59$ %, $p=0.095$). Analysene viste videre 33 % signifikant høyere aktivering, ved knebøy i smith-maskin sammenlignet med beinpress ($13,79 \pm 8,17$ % vs. $10,33 \pm 5,59$ %, $p=0.020$) (Figur6).



Figur 6. Viser gjennomsnittlig muskelaktivitet i % av MVC for Rectus abdominis for de ulike øvelsene (knebøy, knebøy i smith-maskin og beinpress). *Signifikant forskjell i aktivering når man sammenlignet knebøy i smith-maskin og beinpress ($p=0.020$)

4.2 Eksternus obliquus

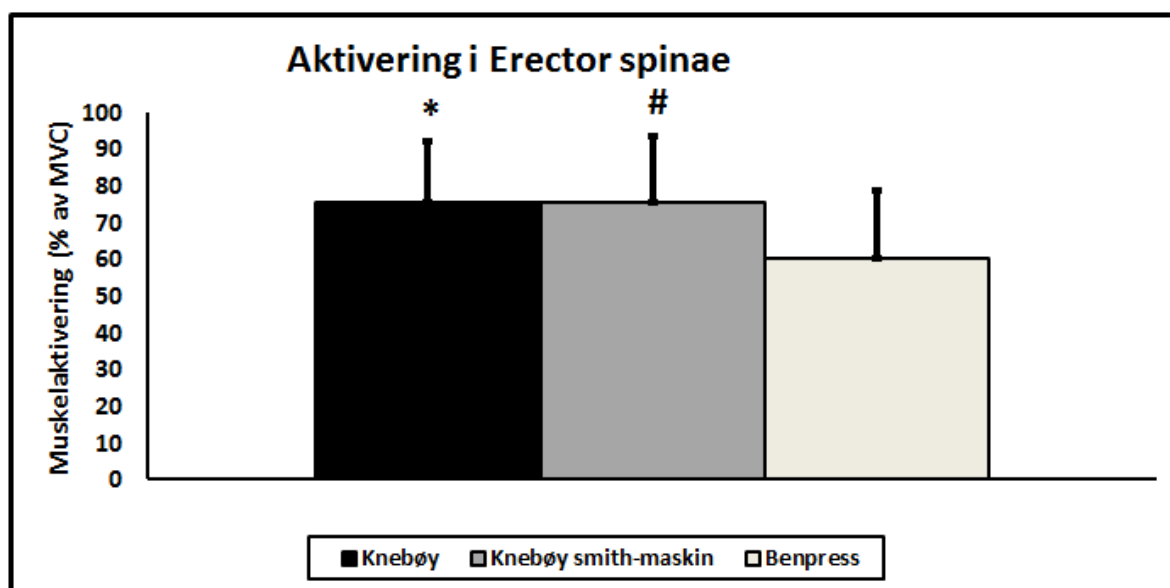
Analysene viste ingen statistiske forskjeller ved gjennomføring av knebøy sammenlignet med knebøy i smith-maskin ($21,22 \pm 14,98\%$ vs. $17,35 \pm 14,36\%$, $p=0.196$) (figur 7). 52 % høyere aktivering ble observert i knebøy ved sammenligning av knebøy og beinpress ($21,22 \pm 14,98\%$ vs. $13,73 \pm 12,10\%$, $p=0.027$). Det ble også observert 26 % større aktivering ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress ($17,35 \pm 14,36\%$ vs. $13,73 \pm 12,10\%$, $p=0.010$).



Figur 7. viser gjennomsnittlig muskelaktivering i % av MVC for Eksternus obliquus for de ulike øvelsene (knebøy, knebøy i smith-maskin, og beinpress). *Signifikant forskjell i muskelaktivering når man sammenlignet frivekter og beinpress ($p=0.027$). #Signifikant forskjell i muskelaktivering når man sammenlignet knebøy i smith-maskin og beinpress ($p=0.010$)

4.3 Erector spinae

Det ble observert ingen signifikante forskjeller i nevromuskulær aktivitet ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin ($75,45 \pm 17,87\%$ vs. $75,35 \pm 16,52\%$, $p=1.000$). Videre viste analysene henholdsvis 25 % høyere aktivitet i både knebøy, og knebøy i smith-maskin sammenlignet med beinpress ($75,35 \pm 16,52\%$ vs. $60,36 \pm 18,05\%$, $p=0.001$) ($75,45 \pm 17,87$ vs. $60,36 \pm 18,05\%$, $p<0.001$).



Figur 8. viser gjennomsnittlig muskelaktivering i % av MVC for Erector spinae for de ulike øvelsene (knebøy, knebøy i smith-maskin, og beinpress). *Signifikant forskjell i muskelaktivering når man sammenlignet frivekter og beinpress ($p=0.001$). # Det var også signifikant forskjell i muskelaktivering når man sammenlignet knebøy i smith-maskin og beinpress ($p<0.001$)

4.4 Kraftutvikling

Analysene mellom de tre øvelsene viste en høyere 3RM motstand ved bruk av beinpress sammenlignet med knebøy ($110,9 \pm 20,2$ kg vs. $71,6 \pm 13,7$ kg, $p=0,001$) og knebøy i smith-maskin ($110,9 \pm 20,2$ kg vs. $73,8 \pm 13,5$ kg, $p<0,001$). Ingen signifikante forskjeller ble observert ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin ($71,6 \pm 13,7$ kg vs. $73,8 \pm 13,5$ kg, $p=0,262$).

5 Diskusjon

Denne studien ønsket i hovedsak å sammenligne den nevromuskulære aktiviteten i kjernemusklene ved tre ulike beinøvelser. Hovedfunnene ved studien var signifikant større aktivering av rectus abdominis, eksternus obliquus, og erector spinae ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress. Det ble også observert ingen statistiske forskjeller i nevromuskulær aktivitet ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin.

5.1 Rectus abdominis

Det ble ikke funnet statistisk signifikante forskjeller ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin. Dette vil delvis korrelere med hypotesen, hvor det ble forespeilet forskjeller i kjernemuskulatur ved frivekter sammenlignet med maskiner, men hvor det ikke forespeilet signifikante forskjeller ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin. Hovedfunksjonen til den globale muskelen rectus abdominis er å ha en stabiliserende rolle for ryggspylen, og forhindre fleksjon ved stor motstand (Anderson & Behm, 2005). Mangelen på statistisk signifikante forskjeller i øvelsene kan antakeligvis skyldes at støtteflatene i øvelsene er like, samt at begge øvelsene beveger seg i sagittalplanet, slik at til tross for at konstruksjonen av smith-maskin tvinger utførelsen inn i en lineær bane, så vil kravet til stabilisering fra kjernemuskulatur være likt. I likhet med våre funn ble det ikke observert signifikant forskjell i aktivering av kjernemuskulatur ved knebøy og knebøy i smith-maskin i en studie gjennomført av Schwanbeck med flere. (Schwanbeck, et al., 2009). Dette vil også være i samsvar med resultater funnet i en studie av McCaw og Friday, som tilsa at samme effekt kan oppnås ved å benytte seg av frivekts øvelser kontra maskiner (McCaw & Friday, 1994).

I øvelsene knebøy og beinpress ble det funnet en tendens til høyere aktivering ved knebøy, men aktiveringsforskjellene var ikke statistisk signifikante. På bakgrunn av tendensen som ble observert mellom øvelsen, er det muligheter for at man har begått en type 2 feil. Man kan her spekulere om ville observert statistisk signifikante forskjeller ved flere forsøkspersoner. Disse resultatene var en motsigelse i henhold til hypotesen, hvor man hadde forespeilet forskjeller mellom øvelsene. En mulig årsak til ikke-signifikante resultater kan være at rectus abdominis allerede var aktivert i en ko-kontraksjon med erector spinae for å unngå fleksjon eller ekstensjon i kjernen. (Arokoski, et al., 2001). Dette fordi global muskulatur som rectus abdominis, har en stabiliserende rolle for ryggspylen ved stor motstand. (Anderson & Behm, 2005). Antakeligvis har musklene jobbet helhetlig sammen, og dette førte til en reduksjon i aktivitet i rectus abdominis (Dahl & Rinvik, 2007). En annen mulig forklaring på mangelen av signifikante forskjeller er at rectus abdominis hjelper til ved stabilisering av ryggspylen ved en økning av buktrykk. (Rab, et al., 1977). Resultatene fra analysen vil være i motsetning til en tidligere studie gjennomført av Behm med flere, hvor man fant høyere aktivering i

kjernemuskulatur ved ustabil beintrening. (Behm, et al., 2002), det skal sies at denne studien tok utgangspunkt i ustabil underlag, framfor ustabilitet i henhold til øvelsen.

Til tross for ingen signifikante forskjeller ved sammenligning av knebøy og beinpress, ble det observert signifikante forskjeller når det gjaldt øvelsene knebøy i smith-maskin og beinpress. Dette vil korrelere med hypotesen, hvor man trodde at man ville finne signifikante forskjeller i henhold til aktivitet mellom øvelsene. Resultatene vil også stemme overens med det økende kravet i henhold til stabilitet i ryggspylen, som er hovedfunksjonen til rectus abdominis. Den signifikante forskjellen skyldes antakeligvis et høyere krav til stabilisering av kjernemuskulatur ved knebøy i smith-maskin kontra beinpress som en følge av færre støtteflater. Dette vil være i samsvar med tidligere studier som har observert høyere EMG-målinger ved redusert støtteflate. (Fenwick, et al., 2009).

5.2 Eksternus obliquus

Slik som ved rectus abdominis ble det heller ikke observert statistisk signifikante forskjeller ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin. Som nevnt under forrige avsnitt, vil resultatene ikke stemme overens med hypotesen satt på forhånd. Til vår kunnskap har ingen tidligere studier undersøkt aktiveringsforskjeller i eksternus obliquus ved sammenligning av de ulike øvelsene. Mangelen på statistisk signifikante forskjeller i øvelsene knebøy og knebøy i smith-maskin kan antakeligvis forklares ved at begge øvelsene har likt bevegelses mønster, og at øvelsene har et likt antall støtteflater, og at den eksterne motstanden mellom øvelsene er like, med andre ord kravet til stabilitet er likt. Videre kan det like aktiveringsmønsteret skyldes likhet i den relative motstanden. Det kan også argumenteres for mangelen på signifikante forskjeller ved at forsøkspersonene som blir brukt i studien er godt trente, og har lik evne til rekruttering av motoriske enheter. Som nevnt under rectus abdominis ble det heller ikke funnet signifikante forskjeller ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin i studien til tidligere nevnte Schwanbeck (Schwanbeck, et al., 2009). I motsetning til vår studie har ikke Schwanbeck sett på eksternus obliquus som en isolert muskel, men sett på eksternus obliquus og rectus abdominis som en helhet.

Ved sammenligning av knebøy og beinpress ble det observert signifikante forskjeller i aktivering. Den signifikante forskjellen i nevromuskulær aktivering stemmer godt overens med hypotesen som ble satt på forhånd. Den signifikante forskjellen mellom øvelsene vil antakeligvis skyldes et høyere krav til stabilitet i kjernemuskulatur ved knebøy, som en følge av mer ustabilitet, på grunn av færre støtteflater enn ved beinpress. Dette underbygges av resultatene funnet i en studie gjennomført av Santana med flere, hvor det ble observert høyere EMG-målinger ved redusert støtteflate, som en følge av større ustabilitet. (Santana, et al., 2007).

På lik linje med knebøy og beinpress, ble det observert statistisk signifikante forskjeller i aktivering ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress. På lik linje som ved sammenligning av knebøy og beinpress, stemte resultatene ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress overens med hypotesen satt på forhånd. I likhet med funnene i henhold til aktiveringsforskjeller i øvelsene knebøy og beinpress skyldes antakeligvis forskjellene i aktivering et større krav til stabilisering av kjernemuskulatur ved knebøy i smith-maskin, som en følge av færre støtteflater, enn ved beinpress. Fenwicks studie kan sammen med en studie av Saeterbakken et al. være med å underbygge dette ved at det ble observert høyere aktivering av eksternus obliquus ved høyere krav til stabilisering i ulike ro-øvelser (Fenwick, et al., 2009) (Saeterbakken, et al., 2015).

5.3 Erector spinae

Det ble på lik linje med rectus abdominis og eksternus obliquus ble det heller ikke funnet statistisk signifikante forskjeller i nevro-muskulær aktivitet i erector spinae ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin. Dette vil ikke stemme overens med hypotesen hvor man forespeilet en høyere aktivering ved knebøy framfor knebøy i smith-maskin. Hovedfunksjonen til erector spinae er å ekstendere ryggspylen eller stabilisere og dermed unngå fleksjon i trunkus. Mangelen på statistisk signifikante forskjeller kan antakeligvis forklares ved at begge øvelsene stiller like krav til stabilitet i erector spinae, samt at begge øvelsene beveger seg i sagittalplanet, slik at til tross for at konstruksjonen av smith-maskin tvinger utførelsen inn i en lineær bane, så vil kravet til stabilisering fra erector spinae være likt. Våre funn korrelerer med funn gjort i tidligere studier (Schwanbeck, et al., 2009) (Andersen, et al., 2014) hvor man så på forskjell i aktivering mellom knebøy og knebøy i smith-maskin på stabilt og ustabilt underlag. I likhet med våre funn fant de ingen signifikante forskjeller i henhold til aktivering av erector spinae mellom øvelsene.

I likhet med eksternus obliquus ble det også funnet signifikante forskjeller i aktivering i erector spinae ved sammenligning av knebøy og beinpress. Dette stemmer overens med hypotesen satt på forhånd hvor man forventet høyere aktivering av erector spinae i knebøy enn ved beinpress. Funnene av statistisk signifikante forskjeller kan i hovedsak forklares ved at trunkus i større grad er bøyd fremover ved knebøy, samt at det er flere støtteflater ved knebøy enn beinpress. Fremoverbøyd trunkus, samt å senke kroppen dypere under knebøy krever at hoften går lenger bak. Den økte vektarmen fra hoften til tyngdepunktet, vil kunne være med på å øke muskelkraft og aktivering i erector spinae (Gorsuch, et al., 2013). En studie som så på forskjeller i henhold til markløft på ulike grader for ustabilitet, fant høyere aktivering i deler av erector spinae når høyere motstand ble brukt på et stabilt underlag. (Chulvi-Medrano, et al., 2010). Studien til Chulvi-Medrano, samt en studie

gjennomført av Anderson og Behm, som fant høyere aktivering i erector spinae ved større ustabilitet, vil være med å underbygge disse funnene. (Anderson & Behm, 2005). Til tross for standardiseringen, kan funnene også være en konsekvens av forskjellige teknikker

Også ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress ble det observert signifikante forskjeller i nevromuskulær aktivitet. På lik linje som ved sammenligning av knebøy og beinpress vil resultatene som ble funnet ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress stemme overens med hypotesen som ble satt på forhånd. Slik som ved sammenligning av knebøy og beinpress, vil de statistisk signifikante funnene antakeligvis skyldes færre støtteflater, og i stor grad fremoverbøyd trunkus. I likhet med våre funn vil studier gjennomført av Schwanbeck, og Anderson og Behm være med å underbygge funnene (Schwanbeck, et al., 2009) (Anderson & Behm, 2005), ettersom det også ble observert statistisk signifikante forskjeller i aktivering av erector spinae ved høyere ustabilitet.

5.4 Metode diskusjon og feilkilder

Det ble testet 16 kvinner over 20 år i studien. Kriteriet for deltakelse var at FP var godt trent, hadde ikke prestasjonsdempende skader og erfaring med styrketrening i henhold til de utvalgte øvelsene. FP kan som en følge av kriteriene ha en bedre evne til å stabilisere enn utrente personer, og resultatene i denne studien kan derfor ikke nødvendigvis generaliseres til andre populasjoner. I den eksperimentelle testen gjennomførte FP de tre øvelsene på samme dag med pause på tre til fem minutter. I tillegg ble det brukt en randomisert testrekkefølge for å minimalisere trøtthet som feilkilde. En annen mulig feilkilde kan være EMG-målingene. Å bruke overfalte-EMG gir kun et estimat av nevromuskulær aktivitet, og det foreligger en mulig risiko av «crosstalk» fra nabomuskler (Farina, et al., 2004). Videre, det fins metodiske limitasjoner ved dynamiske EMG-målinger (Farina, 2006). Det må også nevnes at i de statistiske beregningene ble en Bonferoni post-hoc korreksjon benyttet. Dette er en streng og konservativ korreksjon og kan føre til at man begår en type 2 feil.

5.5 Konklusjon

For å konkludere ble det funnet statistisk signifikante forskjeller i aktivering i rectus abdominis, eksternus obliquus og erector spinae ved sammenligning av knebøy i smith-maskin og beinpress. Det ble også observert signifikante forskjeller i eksternus obliquus og erector spinae ved sammenligning av knebøy og beinpress. Det ble derimot ikke observert noen nevromuskulære forskjeller ved sammenligning av knebøy og knebøy i smith-maskin. Valg av modalitet bør avhenge av formålet ved treningen, men knebøy og knebøy i smith-maskin er anbefalt framfor benpress for høyere aktivering av kjernemuskulatur i styrketrente individer.

Litteraturliste

- Andersen, V. et al., 2014. Muscle activation and strength in squat and bulgarian squat on stable and unstable surface. *International journal of sports medicine*, pp. 1196-1202.
- Anderson, K. & Behm, D., 2005. The impact of instability resistance training on balance and stability. *Sports med*, pp. 43-53.
- Anderson, K. & Behm, D. G., 2005. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can. J. Appl. Physiol.*, Volum 30, pp. 33-45.
- Anderson, K. & Behm, G. D., 2005. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can. J. Appl. Physiol*, pp. 33-44.
- Arokoski, J. P., Valta, T. & Kankaanpaa, M., 2001. Back and abdominal muscle function during stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil*, pp. 1089-1098.
- Baechle, T. R. & Earle, R. W., 2008. *Essentials of strength training and conditioning*. s.l.:Human Kinetics.
- Behm, G. D., Anderson, K. & Curnew, R. S., 2002. Muscle Force and Activation Under Stable and Unstable Conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, pp. 416-422.
- Bergmark, A., 1989. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering.. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, pp. 1-54.
- Chulvi-Medrano, I. et al., 2010. Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *Journal of strength and conditioning research*, pp. 2723-2730.
- Cotterman, M. L., Darby, L. A. & Skelly, W. A., 2005. Comparison of muscle force production using the smith machine and free weights for bench press and squat exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, pp. 169-171.
- Dahl, H. A. & Rinvik, E., 2007. Generelt om muskelen . I: *Menneskets funksjonelle anatomi*. Oslo: Cappelen, p. 270.
- Dahl, H. A. & Rinvik, E., 2007. Bukhulen. I: *Menneskets funksjonelle anatomi*. 2 red. Oslo: Cappelen, pp. 667-671.
- Dahl, H. A. & Rinvik, E., 2007. Bukmusklene arbeider sammen. I: *Menneskets funksjonelle anatomi*. Oslo: Cappelen, pp. 347-348.
- Dahl, H. A. & Rinvik, E., 2007. Musklene på truncus. I: *Menneskets funksjonelle anatomi*. Oslo: Cappelen, p. 347.
- Dahl, H. A. & Rinvik, E., 2010. *Menneskets funksjonelle anatomi*. Oslo: Cappelen damm. .
- Enoksen, E., Tønnesen, E. & Tjelta, L. I., 2007. *Styrketrening- i individuelle idretter og ballspill*. Kristiansand: Høyskoleforlaget AS.

- Escamilla, R. F. et al., 2001. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and science in sports and exercise*, Volum 33, pp. 1552-1566.
- Farina, D., 2006. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions.. *exercise and sports science review.*, pp. 121-127.
- Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R. M., 2004. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of applied Physiology*, 1 4, Issue 4, p. 2004.
- Fenwick, C., Brown, S. & McGill, S., 2009. Comparison of different rowing exercises: Trunk muscle activation and lumbar spine motion, load, and stiffness. *Journal of strength and conditioning research*, pp. 1408-1417.
- Gabriel, D. A., Kamen, G. & Frost, G., 2006. Neural adaptations to resistive exercise. *Sports med.*, pp. 133-149.
- Gorsuch, J. et al., 2013. The effect of squat depth on multiarticular muscle activation in collegiate cross-country runners.. *Journal of strength and conditioning research*, pp. 2619-2625.
- Haff, G., 2000. Roundtable discussion: machines versus free weights. *National strength and conditioning association*, Desember, pp. 18-30.
- Hamlyn, N., Behm, D. G. & Young, W. B., 2007. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities.. *Journal of strength and conditioning research*, pp. 1108-1112.
- Haug, E., Sand, O. & Sjøstad, Ø. V., 1992. Skjelettet og musklene. I: *Menneskets fysiologi*. Oslo: Universitetsforlaget AS, pp. 237-245.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *journal of electromyography and Kinesiology (10)*, pp. 361-374.
- Konin, J. G., Beil, N. & Werner, G., 2003. Facilitating the serape effect to enhance extremity force production. *Athletic therapy today*, Mars, pp. 54-56.
- Lilleheim, M., 2010. Øvelsesprogresjon for stabiliseringskontroll i mage og rygg.. *Innenfra og utover - slett ikke bare kjernemuskulatur*, 09. August, pp. 1-5.
- Maior, A. S. et al., 2009. Neuromuscular activity during the exercise on an unstable platform. *Brazilian Journal of Biomotricity*, April, Volum 3, pp. 121-129.
- McBride, J. M., Cormie, P. & Deane, R., 2006. Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Volum 20.
- McCaw, S. T. & Friday, J. J., 1994. A comparison of muscle activity between a free weight and machine bench press. *journal of strength and conditioning research*, 8(4), pp. 259-264.
- Raastad, T. et al., 2010. Adapsjon til styrketrening. I: *Styrketrening i teori og praksis*. 1 red. Oslo: Gyldendal, p. 41.

- Raastad, T. et al., 2010. Definisjoner av sentrale begreper innenfor styrketrening. I: *Styrketrening - i teori og praksis*. Oslo: Gyldendal, pp. 13-15.
- Rab, G., Chao, E. & Stauffer, R., 1977. Muscle force analysis of the lumbar spine.. *The orthopedic clinics of north america*, Issue 1, pp. 193-199.
- Rongland, L. T. & Hallén, J., 2011. frie vekter eller apparater. I: *Treningslære for idrettene*. oslo: Akilles, pp. 166-167.
- Saeterbakken, A. et al., 2015. The effect of performing Bi-and unilateral row exercises on core muscle activation.. *international journal of sports medicine*, pp. 900-905.
- Saeterbakken, A. H. & Fimland, M. S., 2012. Muscle activity of the core during bilateral, unilateral, seated and standing resistance exercise. *European journal of pysiology*, pp. 1671-1678.
- Saeterbakken, A. H., Tillaar, V. d. R. & Fimland, M. S., 2011. A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *Journal of sports sciences*, 1 3, pp. 533-538.
- Santana, J., Vera-Garcia, F. & McGill, S., 2007. A kinetic and Electromyographic Comparison of the Standing Cabel Press and Bench Press. *journal of strength and conditioning research*, pp. 1271-1279.
- Schwanbeck, S., Chilibeck, P. D. & Binsted, G., 2009. A comparison of Free weight squat to smith machine squat using electromyography. *Journal of strenght and conditioning research* , 23 9.
- Shinkle, J., Nesser, T. W., Demchak, T. J. & McMannus, D. M., 2012. Effect of Core Strength on the Measure of Power in the Extremities. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Februar, pp. 373-380.
- Thoma, M., 2006. Hammer Strength vs. Free Weights: Upper Body 1. *Masters Theses & Specialist Projects*..
- Toshio , M. & DeVries, H., 1979. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength. *American journal of physical medicine*, pp. 115-130.
- Willardson, J., 2007. Core stability training: applications to sports conditioning programs.. *Journal of strength and conditioning research*, p. 979.985.
- Østvold, M., 2011. Femoral kontroll blant idrettsaktive kvinner. p. 17.

Vedlegg 1. Samtykkelseserklæring.

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjekt.

«Aktivering av kjernemuskulatur ved knebøy, knebøy i Smith maskin, og beinpress»

Bakgrunn og hensikt: Høgskolen i Sogn og Fjordane ønsker å gjennomføre et forskningsprosjekt. Prosjektet har som hensikt å undersøke forskjellene i muskelaktivering for øvelsene knebøy, knebøy i Smith maskin, og beinpress.

Kriterier for deltakelse: Deltakerne som deltar i dette prosjektet må være kvinnelige. Det er også lagt til grunn at vedkommende har erfaring innen styrketrening, samt erfaring fra de ulike øvelsene som skal gjennomføres. Det er også viktig at deltakerne ikke har skader forårsaket i henhold til øvelsene, eller restriksjoner i øvelsene man blir testet i.

Hva innebærer studien? Som deltaker i prosjektet vil du bli testet i 3RM (Det du klarer maksimalt 3 ganger) i Knebøy, Knebøy i Smith maskin, og beinpress. Disse testene vil finne sted på samme dag. Under testene vil man ha på seg elektroder som viser muskelaktiveringen i 3 ulike kjernemuskler (erector spinae, obliquus abdominis, og rectus abdominis). I tillegg til selve testen kommer 2 tilvenningstester der vi går gjennom og øver inn god teknikk samt finner din tilnærmet 3RM. Dette vil forekomme på separate dager forut for den eksperimentelle testen. Det vil være minimum 3 dager mellom hver test dag. Tung styrketrening må ikke forekomme minst 3 døgn i forkant av testing.

Mulige fordeler: Dette er en fin mulighet til å være med på ett forskningsprosjekt der en ønsker å finne mer informasjon om et tema som ikke har tilstrekkelig vitenskapelig dokumentasjon. Her kan en også få innsikt i hvordan tester blir gjennomført samt om enkelte type knebøy vil være mer fordelaktig å gjennomføre i sin egen trening.

Hva skjer med testresultatene og informasjon om deg? Testresultatene og informasjonen som blir registrert om deg har som formål å bli brukt for bachelor- og artikkelskriving. Alle opplysningene og resultatene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger. Det er kun autorisert personell (undertegnede samt veileder) knyttet til prosjektet som har tilgang til opplysningene vi får inn.

Det vil ikke være mulig å identifisere deg i resultatene av studien når disse blir publisert. Etter prosjektets slutt (prosjektet avsluttes 19.12.2015) vil alle identifikasjonslister og individuelle data 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 fra 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 samtykkelseserklæringen.

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

Evt ta kontakt med bachelorstudent Didrik Ravnán på e-post didrikr@stud.hisf.no evt tlf 9419 3464.

Aktivering av kjernemuskulatur ved knebøy, knebøy i Smith maskin og beinpress.

Samtykke til deltakelse i studien (lappen leveres personlig til Didrik Ravnán, evt Vidar Andersen)

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

.....
(signert av prosjektdeltaker, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

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

Vedlegg 2. Skjema for standardisering.

Person nr:	Avstand mellom bena.	Høyde på strikk.	Avstand til rack.	Grader i kneledd. (parallell)	Avstand fra hel til strikk.	Avstand tå, høyde benpress.	3RM.
Knebøy.							
Knebøy i Smith-maskin.							
Benpress.							
% av 1 RM	Repetisjoner.	Kg.					
40%	12						
75%	7						
85%	3						