

BACHELOROPPGAVE

«Hvilken effekt har variabel motstand på muskelaktivering i den konsentriske fasen i markløft sammenlignet med konstant motstand?»

Axel Bakkevold Hansen

Espen Schön Outzen

Idrett, Fysisk aktivitet og Helse

Høgskolen på Vestlandet

Atle Hole Sæterbakken

14.12.2018

Jeg bekrefter at arbeidet er selvstendig utarbeidet, og at referanser/kildehenvisninger til alle kilder som er brukt i arbeidet er oppgitt, jf. Forskrift om studium og eksamen ved Høgskulen på Vestlandet, § 10.

Forord

Bacheloroppgaven vår ble utarbeidet som en del av studiet Idrett, fysisk aktivitet og helse ved Høgskolen på Vestlandet (HVL) gjennom høsten 2018. Valg av tema og problemstilling ble vi enige om tidlig i fasen da vi begge er interessert i styrketrening.

Vi vil rette en stor takk til

- Alle forsøkspersonene for god innsatsvilje og godt humør
- Veileder Atle Sæterbakken for konstruktiv kritikk og godt samarbeid ved testingen
- Idrettssenteret Spenst og Høgskolen på Vestlandet for tilgang til utstyr og lokale

Axel Bakkevold Hansen

Espen Schön Outzen

Sogndal, 14.12. 2018

Sammendrag

Vår studie er et within-subject design som har som mål å se på forskjellen i muskelaktivering (MA) ved to ulike metoder for konvensjonell markløft; med konstant motstand (frivekter alene) og med variabel motstand (frivekter + elastiske bånd).

16 mannlige, styrketrente personer ble rekruttert (alder: $22,8 \pm 1,7$ år, vekt: $84,0 \pm 8,8$ kg, høyde: $183,8 \pm 6,6$ cm) med $2,5 \pm 1,5$ års erfaring med styrketrening. Kriteriene for å delta var og kunne løfte minimum $1,5 \times$ sin egen kroppsvekt, minimum ett års erfaring med markløft, ingen skader, sykdommer eller smerter, samt å ha trent markløft regelmessig. Hver deltaker skulle løfte en maksimal repetisjon (1RM) i markløft med frivekter alene (FRI) og 1RM i markløft med frivekter og elastiske bånd (EBF). For at resultatene skulle være så valide som mulig, ble rekkefølgen på modalitetene randomisert. Det ble brukt overflate-EMG og en lineær enkoder for å registrere resultatene. Før den eksperimentelle testen hadde alle deltakerne tre tilvenningsdager med 48-72 timer restitusjon mellom.

Resultatene fra den eksperimentelle testen viste ingen signifikante forskjeller i MA av *m. erector spinae* ($p = 0,490$), *m. vastus lateralis* ($p = 0,575$), *m. vastus medialis* ($p = 0,465$), *m. biceps femoris* ($p = 0,090$), *m. gluteus maximus* ($p = 0,224$) og *m. semitendinosus* ($p = 0,476$) mellom modalitetene. Resultatene fra kraft viste at FRI produserte en signifikant større kraft i startfasen enn EBF ($p = 0,008$). I slutfasen derimot, ble det påvist en signifikant større kraft ved EBF enn FRI ($p = 0,023$). For gjennomsnittskraften ble det ikke påvist noen signifikante forskjeller mellom metodene ($p = 0,159$).

Vi konkluderer med at det ikke er forskjeller i MA mellom FRI og EBF, og at vi derfor ikke kan hevde at EBF er en bedre metode enn FRI. Vi mener derimot at EBF kan brukes som en alternativ variant, og som en metode for å trene øvre del av markløftet. Dette kan vi si på bakgrunn av resultatene fra kraft og muskelaktivering.

Summary

Our study is a within-subject design that aims to look at the difference in muscle activation by two different methods of conventional deadlifting; with constant resistance (free weights) and with variable resistance (free weights + elastic bands).

16 strength-trained males persons were recruited (age: 22.8 ± 1.7 years, weight: 84.0 ± 8.8 kg, height: 183.8 ± 6.6 cm) with 2.5 ± 1.5 years of strength training experience. Criteria for participation were to be able to lift at least 1.5 x their own body weight, at least one year of experience with deadlift, no injury, illness or pain, and regularly deadlift training. Each participant was supposed to lift 1RM deadlift with free weights and 1RM deadlift with free weights and elastic bands. In order for the results to be as valid as possible, the order of methods was randomized. The surface EMG and a linear encoder was used to record the results. Prior to the experimental test, all participants had three familiarization sessions with 48-72 hours of recovery between.

The results of the experimental test showed no significant differences in muscle activation of *m. erector spinae* ($p = 0.490$), *m. vastus lateralis* ($p = 0.575$), *m. vastus medialis* ($p = 0.465$), *m. biceps femoris* ($p = 0.090$), *m. gluteus maximus* ($p = 0.224$) and *m. semitendinosus* ($p = 0.476$) between the different methods. The results of power showed that the constant resistance produced a significantly greater power in the start-up phase than the variable resistance ($p = 0.008$). In the final phase, a significantly greater force was found at variable resistance than the constant resistance ($p = 0.023$) For the average power, no significant differences were found between the methods ($p = 0.159$).

Our conclusion is that there are no differences in muscle activation between constant- and variable resistance, and therefore we cannot argue that variable resistance is a better method than constant resistance. We mean, on the other hand, that the variable resistance can be used as an alternative variant and as a method of training the upper part of the deadlift. This can be said based on the results of power and muscle activation.

Innholdsfortegnelse

Forord	2
Sammendrag	3
Summary	4
1. Innledning	6
1.1 Innledning	6
1.2 Begrepsavklaring	7
2. Teori	8
2.1 Markløft	8
2.1.1 Biomekanikk i markløft.....	8
2.2 Adaptasjoner til styrketrening	9
2.3 Variabel motstand	10
2.4 Bakgrunn for problemstilling	14
2.5 Hypoteser	14
3. Metode	15
3.1 Studiedesign	15
3.2 Testpersoner	15
3.3 Kriterier for deltakelse	15
3.4 Testutstyr	15
3.5 Tilvenningsdager	16
3.6 Oppvarming	16
3.7 Testprosedyre ved eksperimentell test	17
3.8 EMG-målinger	18
3.9 Statistisk analyse	18
4. Resultat	19
4.1 Muskelaktivering	19
4.2 Kraft	20
5. Diskusjon	21
5.1 Resultat i forhold til hypotese 1	21
5.1.1 Muskelaktivering opp mot andre studier	22
5.2 Resultat i forhold til hypotese 2	24
5.3 Metodediskusjon	25
5.4 Feilkilder	25
Konklusjon	26
Litteraturliste	27
Vedlegg 1 – Deltakeravtale	30
Vedlegg 2 – Informasjonsskriv	31

1. Innledning

1.1 Innledning

Skal vi dømme etter utbredelsen av helsestudioer landet over, er styrketrening sannsynligvis den størst voksende treningsaktiviteten i Norge i dag. Tall fra SSB (2017) viste at 40% av de spurte i en landsomfattende spørreundersøkelse hadde drevet med styrketrening det siste året. Styrketrening har i lang tid blitt brukt for å oppnå ulike mål; som bedre kroppslig utseende, høyere idrettslig prestasjon, rehabilitering av skade eller forebygging av skader (Raastad, Paulsen, Refsnes, Rønnestad & Wisnes, 2010). Valg av treningsmetode og utstyr spiller en stor rolle for resultatet - uavhengig av bakgrunnen til personen (Raastad et al., 2010).

Konstant motstand har dominert i styrkeverden frem til nå. Variabel motstand, i form av elastiske bånd eller kjetting, har blitt mer brukt de siste årene av profesjonelle idrettsutøvere, da dette er blitt mer akseptert som en godkjent treningsmetode (Wallace, Winchester, & McGuigan, 2006). Variabel motstand har vært et viktig verktøy i rehabilitering i mange år, men brukes nå også til andre formål. Viten om de akutte konsekvensene av å ta i bruk kjetting eller elastiske bånd i markløft er for det meste begrenset til effekt og kraft (Davis, Galpin, Brown, & Coburn, 2013).

Ut ifra våre litteratursøk finnes det bare et fåtall studier som har sett på forskjellen i MA med og uten strikk i markløft (Nijem, 2013; Iversen, Mork, Vasseljen, Berquist, & Fimland, 2017). Da vi begge er interessert i styrketrening, ga det seg selv at dette måtte bli temaet for oppgaven. Problemstillingen vår ble som følger:

«Hvilken effekt har variabel motstand på muskelaktivering i den konsentriske fasen i markløft sammenlignet med konstant motstand?»

1.2 Begrepsavklaring

Forkortelse	Ord
1RM	En maksimal repetisjon
TB	Total belastning
EB	Elastisk bånd
EBF	Elastisk bånd + frivekter
FRI	Frivekter alene
RFD	Kraftutvikling
s-EMG	Overflate-elektromyografi
MA	Muskelaktivering
KF	Kjetting + frivekter
mV	Millivolt
GRF	Reaksjonskrefter fra underlaget

2. Teori

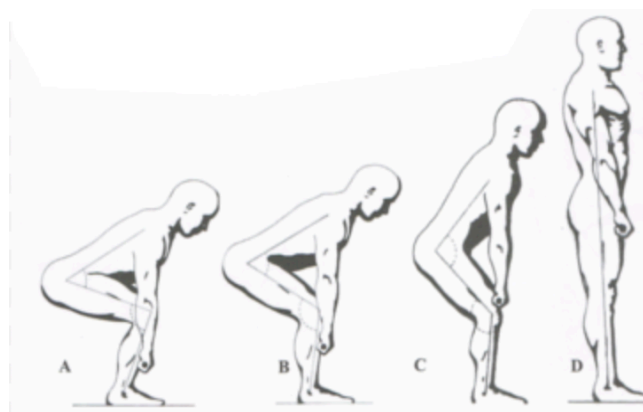
2.1 Markløft

God utførelse av markløft er avgjørende for at de store muskelgruppene som hoftestrekkeren, ryggstrekkeren, knestekkeren og hamstringen skal bli trent og aktivert i størst mulig grad. Hofte- og kneekstensjon er primærbevegelsene i markløft (J. Kompf & Arandjelovic, 2017). Kneekstensjonen blir styrt av *m. quadriceps*. *M. erector spinae* aktiveres ved hofteekstensjon. Hofteekstensjonen er et samspill mellom *m. biceps femoris*, hvor *m. semimembranosus*, *m. gluteus maximus* og *m. semitendinosus* fungerer som synergister (J. Kompf & Arandjelovic, 2017).

2.1.1 Biomekanikk i markløft

Hales, Johnson & Johnson (2009) utførte en studie med 25 styrkeløftere hvor de brukte en tredimensjonal analyse og en filmobservasjon i de ulike fasene av markløft og knebøy. Bakgrunnen for studien var at de mente mange styrkeløftere feilaktig benyttet knebøyøvelser for å øke prestasjonen i markløft. I studien ble det utført analyser av de forskjellige fasene, vinklene på leddene og det kritiske punktet. Det kritiske punktet blir av Zatsiorsky & Kraemer (2006) definert som punktet der løftehastigheten blir redusert i øvelsen.

Resultatene av studien viste blant annet at markløft har en segmental bevegelsesbane. Det vil si at ekstensjonene i leddene skjer etter hverandre. Det første segmentet (se figur A og B i bilde 1) strekker seg fra stangen ligger på gulvet til stangen er løftet til knærne. Denne bevegelsen viste en større kneekstensjon enn den lille ekstensjonen som skjer i hofta. Det neste segmentet (se figur C) viste motsatt ekstensjon mellom kne og hofta. Det siste segmentet (se figur D), som er slutten av løftet, viste en kombinasjon mellom kne- og hofteekstensjon (Hales et al., 2009).



Bilde 1: Viser utførelsen av markløft fra start til slutt. Figur A og B viser det første segmentet. Figur C viser det andre segmentet før D viser det tredje segmentet og hvordan posisjonen er øverst i øvelsen (Chaparala, S, 2016).

Et annet resultat av studien var en sammenligning av leddvinklene i knebøy og markløft. Ved markløft viste det seg at hoftevinkelen var dobbelt så stor som ved knebøy med henholdsvis 60 og 30 grader. Ved det kritiske punktet var hoftevinkelen 60 grader ved markløft og 40 ved knebøy. Når det gjelder vinkelen i ankelleddet, var forskjellen ikke så stor; 75 og 70 grader (Hales et al., 2009).

Konklusjonen i studien var at resultatene støtter Hales et al. (2009) sin påstand om at knebøyøvelser ikke kan benyttes som en erstatning for markløft. Studien viser at markløft har en segmentert bevegelse kontra knebøy som har en synergistisk bevegelse. I tillegg til bevegelsesbanen viste begge øvelsene forskjellige kritiske punkter i løftet (Hales et al., 2009). Funnene av belastningsforskjellene på hofta hjelper oss til å forstå bedre hvordan deler av kroppen jobber i øvelser. Kunnskap som dette vil hjelpe oss når vi skal implementere elastiske bånd i studien.

2.2 Adaptasjoner til styrketrening

Den viktigste faktoren for hvor stor kraft som kan utvikles ved langsomme forkortningshastigheter er muskelens tverrsnittareal (Katch, Victor & McArdle, 2009). For å øke muskelstyrken er styrketrening den mest effektive måten, og adaptasjoner i styrketrening består av forandringer i det muskulære og i det neurologiske systemet (Sale, 1988).

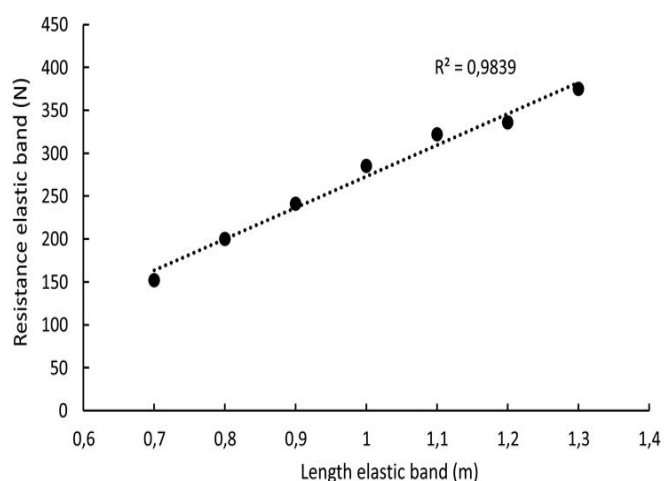
De motoriske enhetene kan enten rekrutteres ved dynamiske bevegelser, hvor dreiemomentet gradvis økes over ett ledd, eller uten endring av dreiemoment i en isometrisk kontraksjon (Raastad et al., 2010). Studier viser at det kan være et misforhold mellom økning i styrke og muskelvekst etter de første 6-8 ukene, noe som kan forklares med økt aktiveringsgrad av motoriske enheter (Moritani & DeVries, 1979; Raastad et al., 2010). Henneman (1957) beskrev hvordan motoriske enheter rekrutteres i et slags hierarkisk system. I praksis vil det si at de minste enhetene, altså de muskelfibrene som nerver har kontakt med, blir rekruttert ved liten kraft, mens flere enheter rekrutteres ved større kraft. Er det nødvendig med maksimal kraft, vil alle tilgjengelige enheter rekrutteres og fyringsfrekvensen til de motoriske enhetene øke (De Luca & Contessa, 2012). Alle enhetene vil også bli rekruttert ved rene eksentriske muskelaksjoner (Raastad et al., 2010).

Forandringene som skjer i nervesystemets kontroll av muskelaktivitet blir ofte kalt for *nervøse tilpasninger*. Gjennom komplekse øvelser hvor det trenes over flere ledd og som stiller høye krav til teknikk; som for eksempel knebøy eller markløft, kan nervøse tilpasninger resultere i endringer i muskelstyrke i 1RM. Det ser derimot ut som, selv om det avhenger av treningsstatus, at nervøse tilpasninger ikke har så stor betydning for måling av øvelser som kun går over ett ledd (Raastad et al., 2010).

Markløft og knebøy er eksempler på to komplekse øvelser hvor forbedring av evnen til samarbeid mellom agonister, synergister og antagonister vil gi en positiv effekt på muskelstyrken (Raastad et al., 2010; Gjerset, Nilsson, Helge, Enoksen, Raastad, Meen & Beyer, 2015). Agonister og synergister er de som skaper dreiemomenter over ett eller flere ledd. Antagonistene er de muskelene som jobber mot agonisten. Skjer det en for høy aktivisering i antagonistene, kan dreiemomentet bli redusert og agonistene og synergistene må aktiveres mer (Raastad et al., 2010). Faktorer som motstand, hastighet på bevegelse, presisjon i bevegelse, varighet på akselerasjons- og bremsefasen, teknikk og hvilken type muskelaksjon det er, bestemmer graden av aktivisering i antagonistene (Raastad et al., 2010). EMG-signalet viser at det blir et tydelig trefaset forløp jo hurtigere kontraksjonen blir ved aktivisering av antagonistene. Ved disse øvelsene vil altså samspillet mellom muskelgruppene være avgjørende for muskelkraften (Raastad et al., 2010).

2.3 Variabel motstand

Ved bruk av variabel motstand tar man bedre hensyn til forholdet i dreiemomentene mellom den eksterne kraften og musklene. Det kritiske punktet blir derfor enklere å overkomme, slik at det blir lettere for musklene å jobbe nærmere sin maksimale yteevne gjennom bevegelsen (Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Det kritiske punktet oppstår i startfasen av markløft.



Bilde 2: Grafen viser forholdet mellom strekk lengden på elastisk bånd og motstanden som de elastiske båndene sørger for (Saeterbakken, AH., Andersen, V., dan den Tillaar, R, 2016).

Ved variabel motstand blir det enklere å overkomme det kritiske punktet da belastningen ikke er så høy tidlig i løftet. Når løftet har nådd slutfasen, vil musklene jobbe hardere i og med at belastningen er som størst (Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Variabel motstand kan frambringes på forskjellige måter. De vanligste typene er bruk av kjetting, maskiner med kamaksler og elastiske bånd eller strikk (Wallace et al., 2006). I likhet med elastiske bånd kan kjetting påvirke retardasjonsfasen ved å øke belastningen i øvre konsentriske del av løftet (se bilde 2) (Baker & Newton, 2009).

Den praktiske forskjellen mellom elastiske bånd og kjetting er at man ved bruk av elastiske bånd kan feste båndet til frivektene både ovenfra og nedenfra, slik at motstanden varierer gjennom bevegelsen. Bruk av kjetting gir en variabel motstand, samt mer lineær belastning enn elastisk bånd. Derfor er det ingen store signifikante forskjeller i belastning under like forhold mellom de to variablene - med mindre kjettingen eller strikkene er veldig tykke (McMaster, Cronin, & McGuigan, 2010). Øvelser som omhandler flere muskler har gjerne komplekse bevegelsesbaner, noe som gjør variabel motstand som metode mindre egnet. Når det gjelder kinetiske variasjoner, tar ikke elastiske bånd og kjetting optimalt hensyn til øvelser som markløft (Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Det trenger derimot ikke å bety at elastiske bånd eller kjetting ved variabel motstand ikke gir like godt utbytte, om ikke bedre enn frivekter.

I vår undersøkelse av variabel motstand og frivekter som metode i øvelsen markløft, er det interessant å se om det skjer ulik påvirkning på MA dem imellom. Våre litteratursøk viser at knebøy topper antall studier som har sett på variabel motstand som metode.

Bevegelsesmønsteret er annerledes enn ved markløft (simultant vs. segmental), selv om øvelsene aktiverer flere av de samme muskelgruppene. Bruk av variabel motstand er med på å endre flere kinetiske variabler (Galpin, Malyszczek, Davis, Record, Brown, Coburn & Manolovitz, 2015).

Det finnes to studier som har undersøkt power og kraft i knebøy med bruk av elastiske bånd sammen med frivekter (EBF) (Wallace et al., 2006; Stevenson, Warpeha, Dietz, Giveans, & Erdman, 2010). Begge studiene så på effekten av strikk på kraftutvikling (RFD), peak force (PF) og peak power (PP). I studien til Stevenson et al. (2010) deltok 20 godt trente forsøkspersoner. De utførte tre sett med tre repetisjoner på 55% av 1RM med EBF og FRI. RFD viste seg å være signifikant større for EBF enn FRI i den konsentriske fasen.

For Wallace et al. (2006) var det kun ti godt trente deltakere som deltok i studien. Her skulle forsøkspersonene løfte to sett med tre repetisjoner på 60 og 85% av 1RM med EBF og FRI. En signifikant økning i PP og PF ble funnet ved bruk av EBF. Det var under den høyeste belastningen (85% av 1RM) at effekten viste seg å være størst. Konklusjonen til de to studiene er at trening med elastiske bånd kombinert med frivekter gir økt kraftutvikling i benmuskulaturen i knebøy (Wallace et al., 2006; Stevenson et al., 2010). Resultatene av disse to studiene får en kanskje til å tro at økt power og kraft vil gi større MA.

Ut ifra tidligere forskning har vi funnet fem studier om markløft hvor kun én av de brukte kjetting som variabel motstand. Den første er en masterstudie som ble gjort ved Statsuniversitetet i California. I studien til Davis et al. (2013) deltok åtte styrkeløftere. Hensikten var å se på hvilke akutte konsekvenser bruk av 20 og 35% elastiske bånd og frivekter (EBF) hadde på maksimal-, relativ- og gjennomsnittlig kraft, løftehastighet og effekt sammenlignet med frivekter alene (FRI). 20 og 35 er antall prosent som strikkene utgjør av 100. Det vil si at de resterende prosentene består av vektene på stangen. Deltakerne skulle gjøre 1RM markløft på en intensitet av 60% på hver av modalitetene. På løftehastighet og effekt fant man ingen signifikante forskjeller, mens FRI viste seg å gi mer kraft enn begge EBF- metodene (Davis et al., 2013).

Den andre masterstudien av Ramsey Nijem (2013) sammenlignet reaksjonskrefter fra underlaget (GRF), MA og RFD mellom FRI og kjetting med frivekter (KF) hos 13 styrkeløftere. Deltakerne gjorde tre repetisjoner på en 85% intensitet av deres 1RM. Kjetting med frivekter sto for 20% av den totale belastningen. Det ble ikke funnet noen signifikante forskjeller i RFD. En høyere MA og GRF ble funnet for *m. gluteus maximus* med KF vs. FRI. Når det gjelder musklene *m. vastus lateralis* og *m. erector spinae*, ble det ikke funnet noen signifikante forskjeller på muskelaktivering (Nijem, 2013).

Galpin et al. (2015) slo seg sammen med Davis for, om mulig, å forbedre studien hans. 14 styrkeløftere utførte tre løft ved 15% EBF, 35% EBF og 100% FRI på to intensiteter (60 og 85%) av 1RM. Resultatene av studien var at de fant en signifikant forskjell mellom kraft og mengden variabel motstand. De fant ut at jo større motstand båndene utgjorde, desto mindre kraft ble det utviklet uavhengig av intensitet. Resultatene viste at de fikk en signifikant mindre kraftutvikling når de testet 65% FRI + 35% EBF enn når de testet 85% FRI og 15% EBF. Videre viste det seg at 100% FRI hadde en signifikant større kraftutvikling enn 85%

FRI + 15% EBF (Galpin et al., 2015). Enkelt forklart vil det si at jo større motstand båndene utgjorde, jo mindre ble kraftutviklingen. Ser vi på dataene ved løftehastigheten, ser vi at det blir en motsatt effekt. Desto større andel prosent strikken utgjør, desto mer øker hastigheten på løftet. Resultatet for maksimal effekt var signifikant større for både 15 og 35% EBF enn FRI (Galpin et al., 2015).

Iversen et al. (2017) utførte en studie med 29 deltakere (17 menn og 12 kvinner) som omhandlet 10RM i øvelsene knebøy, nedtrekk, roing og markløft. De ville se hvilke akutte konsekvenser det kunne få dersom en byttet ut all belastning med elastiske bånd. Resultatene avslørte at med 100% variabel motstand viste FRI en signifikant større total muskelaktivering i de nevnte øvelsene. Testene av markløft viste at *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae*, *m. obliquus externus* og *m. semitendinosus* hadde en signifikante større MA med FRI tidlig i den konsentriske fasen og siste halvdel av den eksentriske fasen. *M. biceps femoris* viste derimot en høyere MA i hele den konsentriske fasen og siste halvdel av eksentriske fasen for FRI. Resultatet av studien gjorde at Iversen og kolleger (2017) konkluderte med at 100% variabel motstand kan gi positiv effekt for rehabilitering, men for maksimal styrketrening ble det anbefalt FRI. (Iversen et al., 2017).

Joy, Lowery, Oliveira de Souza, & Wilson (2016) utførte en studie med markløft på 14 basketballspillere i andredivisjon over fem uker. Utøverne ble delt inn i to grupper, hvor den ene gruppen erstattet 30% av deres 1RM med elastiske bånd som variabel motstand. Den andre gruppen brukte kun frivekter. Øvelsesutvalget var vertikalt hopp, knebøy, markløft og benkpress. Over de fem ukene ble det målt kroppsmasse, vertikal hopphøyde, RFD, maksimal effekt og maksimal styrke. Progresjonen i hver gruppe (EBF og FRI) var signifikant på to punkter. FRI-gruppen målte størst i maksimal styrke på 1RM markløft, mens EBF-gruppen viste størst progresjon i maksimal effekt (Joy et al., 2016).

Etter å ha gått gjennom syv studier som omhandler knebøy og markløft er det usikkert om bruk av elastiske bånd som variabel motstand har signifikant påvirkning på kraft og effekt. Jo mer den variable motstanden utgjør i prosent, desto mindre blir kraftutviklingen under 1RM i markløft. Det som derimot øker ved større prosent av variabel motstand, er løftehastigheten. (Galpin et al., 2015; Davis et al., 2013). Ser vi på MA, vil bruk av elastiske bånd med lav variabel prosent oppnå lik MA i flere av de arbeidende musklene sammenlignet med frivekter alene.

Størst total aktivering i alle musklene viser seg å komme ved bruk av FRI når vi ser bort fra *m. vastus medialis* og *m. vastus lateralis* (Nijem, 2013). Disse blir mer aktivert i øvre og nedre fase av løftet ved høy variabel prosent (Nijem, 2013; Iversen et al., 2017).

2.4 Bakgrunn for problemstilling

Etter å ha gått gjennom litteraturen, kom vi frem til at det kun var Iversen et al. (2017) og Nijem (2013) som hadde sett på MA i markløft med variabel motstand. Med kun disse to studiene blir det vanskelig for oss å komme frem til et helt klart svar på om variabel motstand med frivekter gir et godt utbytte for MA. Dette underbygger vi med at metodikken i de to studiene er forskjellig. Den eneste likheten de hadde var to tilvenningstester før den eksperimentelle testen. Iversen et al. (2017) sin studie randomiserte ikke modalitetene, noe Nijem (2013) gjorde. Iversen et al. (2017) benyttet seg av elastiske bånd, mens Nijem (2013) brukte kjetting som utgjorde ca. 20% av total belastning. Iversen og kolleger (2017) valgte også å bruke enten kun frivekter eller kun elastiske bånd som belastning. Hos Nijem (2013) kunne forsøkspersonene bestemme sko, grep og kalk selv. De hadde også forskjellig oppvarming, hvor Nijem (2013) blant annet brukte en del av oppvarmingen til dynamiske bevegelser. De målte i tillegg færre muskler. Det er på denne bakgrunn at vi ønsker å se nærmere på temaet:

«Hvilken effekt har variabel motstand på muskelaktivering i den konsentriske fasen i markløft sammenlignet med konstant motstand?»

2.5 Hypoteser

H1: Vi forventer økt muskulær aktivitet for *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae*, *m. biceps femoris* og *m. semitendinosus* med FRI, og lik muskulær aktivitet for *m. vastus lateralis* og *m. vastus medialis*.

H2: Vi forventer at FRI vil produsere mer kraft i startfasen, at EBF vil produsere mer kraft i sluttfasen og at gjennomsnittskraften vil være lik for begge modalitetene.

3. Metode

3.1 Studiedesign

I denne studien benytter vi et within-subjekt studiedesign hvor vi undersøker MA av *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. biceps femoris*, *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae* og *m. semitendinosus* ved 1RM i markløft med variabel og konstant motstand.

3.2 Testpersoner

Det ble rekruttert 16 friske, styrketrente menn som har erfaring med øvelsen markløft. Detaljene om forsøkspersonene er beskrevet i tabell 1. Av de 16 deltakerne som deltok, klarte alle å oppfylle kvalifikasjonskravene

våre. Disse var: løfte 1,5x egen kroppsvekt, minimum ett års erfaring med markløft, ingen skader, sykdom eller smerter, samt regelmessig trening av

Tabell 1: Liste over gjennomsnitt med standardavvik og spenn fra minst til størst for deltakerne.			
Alder (år)	Vekt (kg)	Høyde (cm)	Erfaring (år)
22,8 ± 1,7	84,0 ± 8,8	183,8 ± 6,6	2,5 ± 1,5

markløft. Deltakerne ble rekruttert gjennom bekjente og medstudenter ved Høgskolen på Vestlandet og Spenst Sogndal. Testpersonene ble først muntlig informert om hva deltakelsen innebar, testprosedyrer og tidsbruk.

3.3 Kriterier for deltakelse

Sammen med kvalifikasjonskravene, som er beskrevet i «3.2 Testpersoner», fikk deltakerne beskjed om å avstå fra alkohol, andre rusmidler og motstandstrening av bein de siste 48 timene før testene. Dette for å bedre restitusjonen. Ingen krav om alder ble satt, men ettersom vi rekrutterte studenter fra høgskolen, var alle over 18 år.

3.4 Testutstyr

Det ble brukt overflate-elektromyografi for å finne MA, og en lineær enkoder for å analysere ulike løftefaser og løftetid. Bruk av utstyr som knevarmere, løftebelte og sko var ikke tillatt. Deltakerne var nødt til å bruke overarmsgrep på stangen. Alle løftet med drareimer.

3.5 Tilvenningsdager

Det praktiske arbeidet ble inndelt i tre tilvenningsdager og én dag med eksperimentell testing. Mellom tilvenningsdagene var det et tidsintervall på 48-72 timer. For å standardisere tilvenningsdagene fikk deltakerne omtrent samme møtetidspunkt hver gang. De ble i tillegg delt inn i to grupper, hvor de utførte modalitetene i ulik rekkefølge. Ved det første møtet med deltakerne for tilvenning ble hver enkelt målt og veid. I tillegg måtte de svare på hvor lang erfaring de hadde med markløft. Deltakerne fikk med seg et informasjonsskriv hjem om studien (se vedlegg 2).

På den første tilvenningsdagen oppga hver deltaker sin antatte 1RM ved FRI. Dette for at vi skulle ha noe å gå ut ifra. Ved første tilvenning brukte vi den antatte 1RM for å gjennomføre oppvarmingen, slik tabell 2 i kapittel 3.6 viser. Deretter skulle hver deltaker utføre maksimum tre løft hver ved FRI og EBF. Første tilvenning ble brukt til å optimalisere og standardisere teknikken til hver enkelt. Under første tilvenning målte vi greps- og armbredden som ble brukt på de påfølgende tilvenningsdagene.

Andre tilvenning hadde lik oppvarming som den første, men her skulle antall løft ved FRI og EBF være maksimum to løft per person for å finne 1RM. Her opplevde vi at flere deltakere hadde et mislykket forsøk på første løft, noe som resulterte i at vi måtte redusere med 2,5 kg eller 5 kg for å finne riktig 1RM på løft nummer to.

Tredje tilvenning skulle være så tilnærmet lik den eksperimentelle testen som mulig. Dette innebar nøyaktig samme antall kilo og repetisjoner på oppvarmingen, samt løftene ved FRI og EBF. Deltakerne fikk beskjed om å løfte så hurtig som mulig på tilvenningsdagene, slik at hver deltaker kunne utføre 1RM så hurtig som mulig med god teknikk under den eksperimentelle testen.

3.6 Oppvarming

Som tabell 2 viser ble oppvarmingen standardisert i antall repetisjoner x intensitet av 1RM. Testdeltakerne brukte elastisk bånd festet til vektstangen under hele oppvarmingen (vekt: 20 kg, diameter: 2,8cm, lengde: 192 cm). Strikken utgjorde omtrent 10 kg fullt utstrakt uten vekter på. Hensikten bak bruk av strikk under oppvarmingen var for å venne kroppen til variabel motstand og for å kunne prestere bedre i 1RM EBF.

Tabell 2: Deltakernes antall repetisjoner x intensitet av 1RM						
8 x 10%	5 x 30%	5 x 40%	3 x 50%	3 x 70%	1 x 80%	1 x 90%

3.7 Testprosedyre ved eksperimentell test

Testen ble utført i et styrkelaboratorium på Fosshaugane Campus, Sogndal. Gjennomføringen av begge testene ble gjort i et stativ (Power Rack Gym, 2000) (se bilde 3) med en olympisk vektstang (vekt: 20 kg, diameter: 2,8cm, lengde 192 cm). I midten av stativet ble det plassert en kraftplattform med en kapasitet på 2000 kg (vekt: 23 kg, lengde: 80 cm, bredde: 60 cm, høyde 6 cm).



Bilde 3: Viser elementer som stativ, vektstang og kraftformplate.



Bilde 4: Viser enkoderen og hvordan de elastiske båndene var ankret til gulvet.

To elastiske bånd ble festet på hver side av stangen og ankret til gulvet (se bilde 4). Gjennomføringen av FRI og EBF var identisk når man ser bort fra bruk av strikk. Mellom hvert 1RM-forsøk fikk deltakerne en hvileperiode på 3-5 minutter. Alle testpersonene mottok samme verbale motivasjon under den eksperimentelle testen, for at de skulle yte sitt beste. For å standardisere testene ble den eksperimentelle testen utført på samme tidspunkt som på tilvenningsdagene.

Bein- og grepsbredden, som ble registrert på tilvenningen, ble også brukt under den eksperimentelle testen. Det samme gjelder oppvarmingsprogrammet (se avsnitt 3.5). For å få ett godkjent løft var deltakerne nødt til å ha en jevn bevegelse uten krumming av korsryggen. Etter fullført løft av den konsentriske fasen måtte deltakerne ha ustrakt kne og hofte, en naturlig svai i ryggen og skuldrene trukket tilbake.

3.8 EMG-målinger

I henhold til anbefalingene fra SENIAM (2017) ble elektrodene (11 mm kontaktdiameter og 2 cm avstand mellom elektrodesentrene) plassert på *m. erector spinae* og musklene på det dominante benet i den antatte retningen av de underliggende muskelfibrene. Det rå EMG-signalet ble forsterket og filtrert ved hjelp av en forforsterker for å minimere støy fra omgivelsene. For å få full nytte av forsterkeren, måtte den være plassert så nærme elektrodene og prøvetakningspunktet som mulig. Ved hjelp av et maskinvare-kretsnettverk (frekvensrespons 0 - 600 kHz, gjennomsnittlig konstant 100 ms, total feil $\pm 0,5\%$) ble EMG-signalene konvertert til RMS-signaler. For å kunne analysere de lagrede EMG-dataene ble det brukt en kommersiell programvare (MuscleLab V8.13, Ergotest Technology AS, Langesund, Norge). Programvaren analyserte hele løftefasen. En lineær enkoder, som var festet til stangen, indentifiserte begynnelsen og slutten av løftet, samt hvor lang løftetiden var (Ergotest Technology AS, Langesund Norge, samplingsfrekvens på 100 Hz). Den lineære enkoderen ble synkronisert med EMG-opptakssystemet (MuscleLab 4020e, Ergotest Technology AS, Langesund, Norge). Etter den eksperimentelle testen ble det gjennomført to maksimale isometriske kontraksjoner (MVC) på hver deltaker på alle fem musklene. Deltakerne ble bedt om å oppnå maksimal kraft så hurtig som mulig og holde posisjonen i minst tre sekunder. Bakgrunnen for disse testene var å normalisere EMG-data.

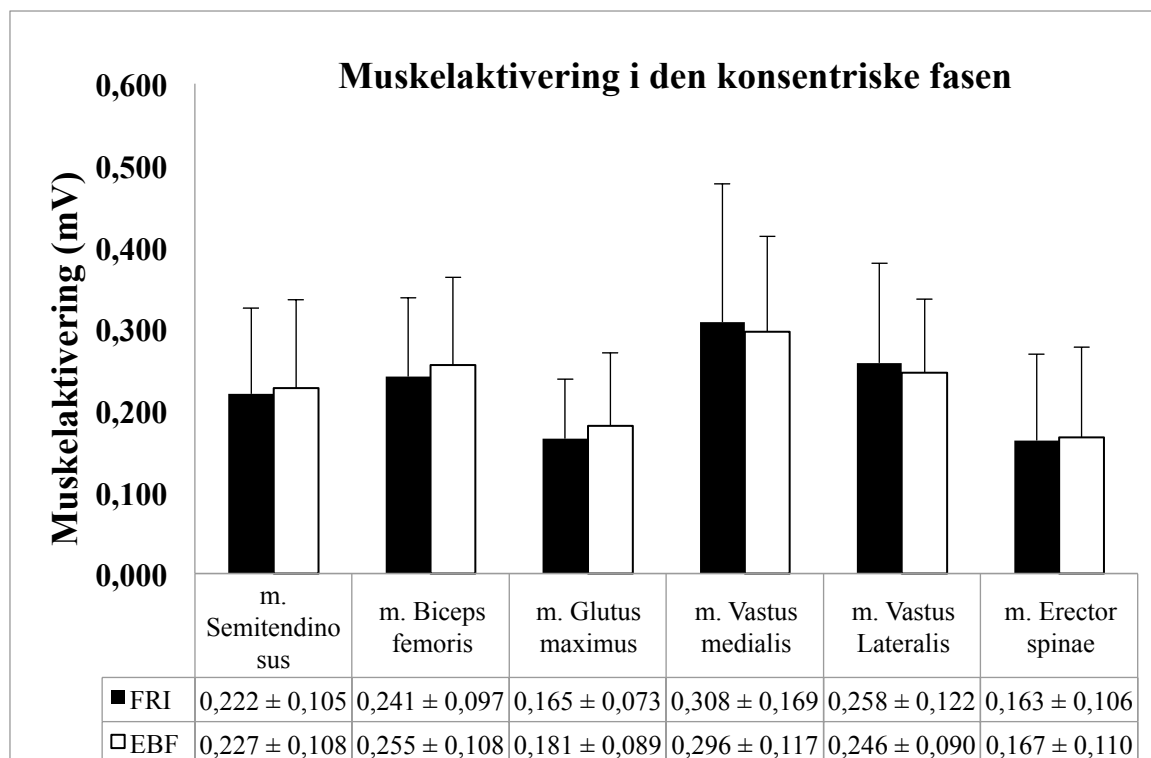
3.9 Statistisk analyse

Microsoft Excel 2016 (365 Office, Microsoft) ble brukt i de statistiske analysene. Para T-tester ble anvendt for å undersøke forskjellen i muskelaktivitet mellom variabel og konstant motstand. Videre ble Para T-tester benyttet til å undersøke forskjellen mellom modalitetene for den eksterne motstand gjennom hele den konsentriske fasen, samt mellom start- og sluttfasen. Alle resultatene er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik. Signifikantnivået var satt til $p \leq 0.05$.

4. Resultat

4.1 Muskelaktivering

I den konsentriske fasen ble ingen signifikante forskjeller observert i MA for *m. semedendinosus*, *m. biceps femoris*, *m. gluteus maximus*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis* eller *m. erector spinae* mellom FRI og EBF ($p = 0,090 - 0,575$) (se figur 1)



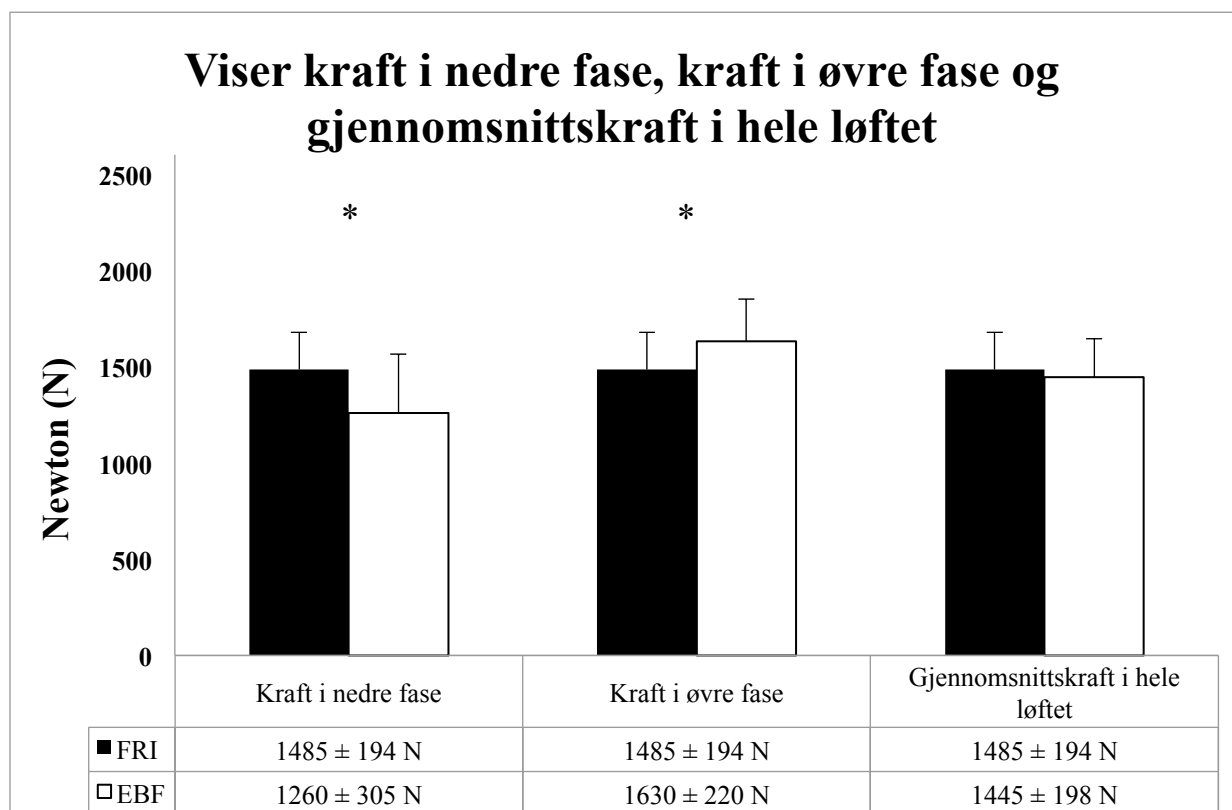
Figur 1: Muskelaktiveringen er målt i millivolt og verdiene er oppgitt i gjennomsnitt ± standardavvik.

4.2 Kraft

Resultatene viste ingen signifikant forskjell for gjennomsnittlig kraft for EBF vs. FRI ($p = 0,159$). I den nedre fasen var det en signifikant større kraft for FRI vs. EBF ($p = 0,008$), mens øvre viste en signifikant større kraft for EBF vs. FRI ($p = 0,023$) (se figur 2).

FRI i den nedre fasen ga 17,8% mer kraft enn EBF. EBF i den øvre fase ga 9,1% mer kraft enn FRI. Forskjellen i gjennomsnittet av kraften for FRI og EBF var 2,7%.

På løftetiden observerte vi ingen signifikante forskjeller mellom FRI og EBF ($p = 0,566$). Det samme gjaldt for løfteveien ($p = 0,345$).



Figur 2: Kraftdataene er målt i Newton og verdiene er oppgitt i gjennomsnitt ± standardavvik. *Signifikant forskjell $p < 0,05$.

5. Diskusjon

5.1 Resultat i forhold til hypotese 1

H1: Vi forventer økt muskulær aktivitet for *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae*, *m. biceps femoris* og *m. semitendinosus* med FRI, og lik muskulær aktivitet for *m. vastus lateralis* og *m. vastus medialis*.

At vår studie kun hadde deltakere som var styrketrente, og hadde erfaring i markløft, kan være en grunn til at vi ikke fant noen forskjeller på de ulike musklene mellom modalitetene. Samtidig gikk vi etter de som var erfarne for å unngå unødig tidsbruk på teknikktraining, samt begrense ulike faktorer som kunne medføre skade. Etersom resultatene nødvendigvis ikke kan generaliseres til andre populasjoner, kan det for videre forskning være interessant å se hvilke effekter de ulike modalitetene gir dersom en tester relativt utrente personer. Som metode for variabel motstand brukte Nijem (2013) KF, hvor den variable motstanden utgjorde omtrent 20%. Der observerte de kun en større aktivering MA av *m. gluteus maximus* ved KF vs. FRI. Iversen og kolleger (2017) testet kun 100% FRI eller 100% motstand med elastiske bånd. Der observerte de at 100% EB ga en mindre aktivering enn ved FRI. De delte også opp hele løftet i ulike deler. Hadde vi analysert flere deler av bevegelsesbanen, er det sannsynlig at vi hadde fått andre resultater. I vår studie varierte den variable motstanden ut ifra hvor mye eksterne vekter hver deltaker løftet. Dette er nok grunnen til at vi fikk de resultatene vi fikk. Etter å ha sett på likhetene mellom vår og deres studier som omhandler MA, ble vi mer usikre på hypotesen ettersom både variabel motstand og metodikk var forskjellige (Nijem, 2013; Iversen et al., 2017).

Tanken bak vår H1 er basert på tidligere funn i studier (Nijem, 2013; Iversen et al., 2017), og hvordan testprosedyren vår er forskjellig fra deres. Resultatene viste at for *m. gluteus maximus*, *m. erector spinae*, *m. semitendinosus* og *m. biceps femoris* var vår hypotese feil. For *m. vastus lateralis* og *m. vastus medialis* viste den seg å være riktig.

5.1.1 Muskelaktivering opp mot andre studier

Kneekstensorer

M. vastus lateralis

Den muskulære aktiviteten for *m. vastus lateralis* viste seg å være lik ved FRI og EBF ($p = 0,575$). I vår hypotese forventet vi lik MA fordi vi mener *m. vastus lateralis* vil fungere mer som en stabilisator for kneet ved kneekstensjon. Våre funn blir støttet av Nijem (2013), som heller ikke fant signifikante forskjeller for denne muskelen ved bruk av kjetting som utgjorde omtrent 20%. Iversen et al. (2017) fant derimot en signifikant høyere aktivering av *m. vastus lateralis*. Sannsynligheten er stor for at dette kan forklares med at de valgte å bruke FRI eller 100% EB og at strikken var slakk ved utgangsstillingen (Iversen et al., 2017).

M. vastus medialis

Også for *m. vastus medialis* viser den muskulære aktivering seg å være lik ved FRI og EBF ($p = 0,465$). Dette betyr at denne delen av H1 er riktig. Nijem (2013) valgte å ikke måle denne muskelen. Vi mener at han på ett vis støtter våre resultater, da han trolig mener denne muskelen ikke vil gi noen utslag på noen av modalitetene. I Iversen et al. (2017) sine resultater viste det seg at det var en signifikant forskjell i FRI kontra EBF gjennom hele løftet. Vi mener grunnen til dette er den samme som for *m. vastus lateralis*, hvor han brukte 100% variabel motstand og fordi strikken var slakk ved utgangsstillingen.

Ryggekstensor

M. erector spinae

Vårt resultat viste at det ikke var signifikant forskjell i MA ved EBF og FRI. ($p = 0,490$) for *m. erector spinae*. Det betyr at *m. erector spinae* ikke sammenfaller med vår hypotese, da vi trodde det ville være en forskjell mellom FRI og EBF. Funnene våre støttes av Nijem (2013), som heller ikke observerte noen signifikante forskjeller for *m. erector spinae*. Hos Iversen et al. (2017) derimot ble det observert en signifikant større MA med FRI i første halvdel av den konsentriske fasen og siste halvdel av den eksentriske fasen.

Hofteekstensorer

M. gluteus maximus

For *m. gluteus maximus* viste det seg at det var ikke var noen forskjell i MA for FRI og EBF ($p = 0,224$). Dette betyr at hypotesen vår ikke samsvarer med funnet på *m. gluteus maximus*. Våre funn på *m. gluteus maximus* stemmer heller ikke overens med Iversen et al. (2017) og Nijem (2013) sine studier, som fikk en signifikant større muskelaktivitet ved FRI enn ved EBF. Hos Iversen et al. (2017) står det ingenting om erfaring eller hvor styrketrente deltakerne var, noe som kan forklare at de fikk en signifikant forskjell. Det kan også diskuteres om bruk av kjetting kan ha noe å si på resultatet til Nijem (2013). Går vi litt dypere inn i hver enkelt del av løftet til Iversen et al. (2017) sin studie, viste det ingen signifikant forskjell i øvre halvdel av løftet. Vi tror dette kan forklares med at FRI muligens kan fremme større nevro-muskulær aktivitet, mens EBF kan gi større aktivering i øvre fase på grunn av den store belastningen som deltakeren utsettes for (Nijem, 2013; Iversen et al., 2017).

M. biceps femoris

For *m. biceps femoris* observerte vi ingen forskjell i MA ved FRI og EBF ($p = 0,090$). Det vil si at for *m. biceps femoris* var ikke hypotesen vår riktig. Det er imidlertid verdt å merke seg at vi observerte en statistisk tendens til at EBF gir større aktivering i *m. biceps femoris* enn FRI ($p = 0,090$). Vi trodde i utgangspunktet at det skulle være en forskjell mellom modalitetene med tanke på den relative store aktiveringen av *m. biceps femoris*, men her tok vi feil. Studien til Iversen et al. (2017) viste en signifikant større aktivering av *m. biceps femoris* i hele den konsentriske fasen og i siste eksentriske fasen ved FRI enn ved EBF. At Iversen et al. (2017) fikk signifikante forskjeller, tror vi skyldes at han benyttet 100% motstand med elastiske bånd som variabel motstand. Resultatet til Iversen et al. 2017 gjorde at vi forventet større MA for *m. biceps femoris* ved FRI vs, EBF. Nijem (2013) studerte ikke denne muskelen.

M. semitendinosus

Når det gjelder *m. semitendinosus* fant Iversen og kolleger (2017) signifikant større MA med FRI tidlig i den konsentriske- og siste halvdel av eksentrisk fase. Grunnen til de signifikante funnene i studien til Iversen et al. (2017) kan være at deltakerne utførte 10RM kontra vår 1RM. For vår del observerte vi ingen forskjell ved FRI og EBF ($p = 0,476$). Nijem (2013) målte ikke denne muskelen.

5.2 Resultat i forhold til hypotese 2

H2: Vi forventer at FRI vil produsere mer kraft i startfasen, EBF vil produsere mer kraft i slutfasen og at gjennomsnittskraften vil være lik for begge modalitetene.

Bakgrunnen for H2 er basert på de funnene som ble observert i Davis et al. 2013 & Galpin et al. 2015 sine studier. Observasjoner som Galpin med kolleger (2015) gjorde om kraftutvikling og variabel motstand, viste oss at det ble mindre kraft jo større prosentandel de elastiske båndene utgjorde. Davis et al. (2013) observerte også at FRI ga størst kraft. Med tanke på at den variable motstanden kom til å utgjøre en høy prosentandel for hver deltaker, var vi ganske sikre på at antall produsert newton ville være høyere for FRI enn for EBF i startfasen.

Resultatene av løftet viser også at vår antagelse var riktig ($p = 0,008$). Vi hadde, uavhengig av resultatene fra andre studier, hatt forventninger om lavere kraft ved EBF enn FRI i startfasen. Dette fordi belastningen vil være lavere ved EBF enn FRI i dette stadiet. I slutfasen av løftet var den totale motstanden fra vektene og den totale motstanden fra de elastiske båndene større enn FRI. Dette underbygges av resultatene våre, hvor vi observerte en signifikant større kraft ved EBF kontra FRI i den øverste fasen ($p = 0,023$). For gjennomsnittskraften forventet vi at den skulle være lik ettersom FRI dominerer med antall newton i startfasen og EBF produserer mest kraft i slutfasen ($p = 0,159$).

For de tre delhypotesene i H2 viste alle seg å stemme. At variabel motstand reduserer RFD er bekreftet av tidligere studier som har målt ekstern kraft (Nijem, 2013; Davis et al., 2013; Galpin et al., 2015). Resultatene av de tre studiene viser også at effekten øker ved større prosentandel variabel motstand. Det betyr at variabel motstand vil kunne påvirke de kinetiske variablene, slik at det kan brukes på flere områder, som blant annet rehabilitering av skader og bedre ferdigheter i ulike idretter.

5.3 Metodediskusjon

Sammenligner vi antall deltakere i prosjektet vårt med de andre studiene vi har sett på, viser det seg at vi har flest deltakere, sett bortsett fra Iversen et al. (2017) & Stevenson et al. (2010). Antall deltakere i studiene varierte mellom 8-29. Vi kan dermed slå fast at våre 16 deltakere var en styrke for vår studie. Deltakerne ble på forhånd informert om de ulike kriteriene prosjektet hadde. Her fikk vi relativt raskt en god oversikt over hvilke personer som oppfylte kriteriene. Dette gjorde at vi satt igjen med 16 av 16 personer etter at testperioden var over. Selv om dette var en styrke, kan vi i ettertid kritisere oss selv for å ha hatt for liten kontroll på hva hver enkelt deltaker gjorde mellom tilvenningsdagene og i løpet av de 48 timene før den eksperimentelle testen. Selv om deltakerne ikke utførte øvelser som liknet markløft, kunne det være flere øvelser som påvirket resultatene under den eksperimentelle testen.

Ser vi på hvilken metode Galpin et al. (2015) & Davis et al. (2013) brukte for montering av de elastiske båndene, var dette horisontal montering. Det vil si at de valgte å montere strikkene foran og bak. Forskjellen vil trolig være at Galpin et al. (2015) og Davis et al. (2013) ønsket en mer lik belastning gjennom løftet, kontra vår metode som gir en mer ulik belastning gjennom løftet. Vår metode vil trolig være mer gunstig for å trene spesifikt på den øvre fasen. En svakhet i studien vår var at prosentandelen den variable motstanden utgjorde varierte fra person til person. I snitt utgjorde vekten av strikken på toppen av løftet 40%, men fra den laveste prosenten til den høyeste var det 17% forskjell. Når vi går nærmere inn på resultatene for hver enkelt deltaker, ser vi at noen av elektrodene delvis eller helt mistet hudkontakten under løftet. Vi tar selvkritikk for å ha tatt med disse målingene.

5.4 Feilkilder

Man må alltid være kritisk og ta høyde for eventuelle feilkilder som kan påvirke resultatene. Når det gjelder feste av overflate-EMG, fulgte vi de retningslinjene som er satt av SENIAM (2017). Ved måling av overflate-EMG er det viktig at elektroder festes nøyaktig. Selv om alle forholdsregler tas, kan de minste avvik gjøre utslag på målingene. Ved bruk av overflate-EMG vil bare den estimerte målingen av muskelaktivering vises, og signalene som blir registrert kan bli plukket opp og påvirke resultatene av nærliggende muskler (Saeterbakken, van den Tillaar & Fimland, 2011).

Konklusjon

Vi kan konkludere med at verken EBF eller FRI fører til signifikante forskjeller i muskelaktivitet for *m. semitendinosus*, *m. vastus medialis*, *m. vastus lateralis*, *m. erector spinae*, *m. biceps femoris* eller *m. gluteus maximus* i den konsentriske fasen. Likevel ser vi en statistisk tendens at EBF gi en større muskelaktivering for *m. biceps femoris*. Ved produksjonen av kraft ser vi at FRI gir en signifikant større kraft enn EBF i startfasen, mens EBF viser en signifikant større kraft i øvre del av løftet. Gjennomsnittet viser at det ikke er noen signifikante forskjeller.

Selv om våre resultater viser at variabel motstand gir en liten statistisk tendens i *m. biceps femoris*, er ikke dette nok til at vi kan konkludere med at EBF er en bedre treningsmetode enn FRI i konvensjonell markløft. Ser vi både på MA og kraft sammen, vil vi konkludere med at EBF kan være et godt alternativ og fungere som et nyttig hjelpemiddel for å styrke musklene som aktiveres i øvre fase av markløftet.

Litteraturliste

Baker, D. G., & Newton, R. U. (2009). Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *J Strength Cond Res*. 23(7):1941-6. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b3dd09.

Chaparala, S. (2016). Body Posture for deadlifting. Hentet fra https://bodypark.wordpress.com/2016/08/29/deadlift-a-strong-back-supports-everything-else-youdo/?fbclid=IwAR14ywRe_UHBUKk0xn9Uu8R5MhnLGBBO6hUh1UcaJH9AqooRa8bxGxv8Fg

Davis, K., Galpin, A., Brown, L., & Coburn, J. (2013). Acute effects of elastic bands on power characteristics during the deadlift. In: ProQuest Dissertations Publishing.

De Luca, C.J., & Contessa, P. (2012). Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *J Neurophysiol*. 2012 Jan;107(1):178-95.

Galpin, J. A., Malyszek, K. K., Davis, A. K., Record, M. S., Brown, E. L., Coburn, W. J., & Manolovitz, D. A. (2015). Acute Effects of Elastic Bands on Kinetic Characteristics During the Deadlift at Moderate and Heavy Loads. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(12), 3271-3278. doi:10.1519/JSC.0000000000000987

Gjerset, A., Nilsson, J., Helge, J. W., Enoksen, E., Raastad, T., Meen, H. D., & Beyer, N. (2015). *Idrettens treningslære* (2. utg. ed.). Oslo: Gyldendal undervisning.

Hales, M. E., Johnson, B. F., & Johnson, J. T. (2009). Kinematic analysis of the powerlifting style squat and the conventional deadlift during competition: is there a cross-over effect between lifts? *J Strength Cond Res*, 23(9), 2574-2580. doi:10.1519/JSC.0b013e3181bc1d2a

Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*. 1957 Dec 27;126(3287):1345-7.

Iversen, V. M., Mork, P. J., Vasseljen, O., Bergquist, R., & Fimland, M. S. (2017). Multiple-joint exercises using elastic resistance bands vs. conventional resistance-training equipment: A cross-over study. *Eur J Sport Sci*, 17(8), 973-982. doi:10.1080/17461391.2017.1337229

Joy, J. M., Lowery, R. P., Oliveira de Souza, E., & Wilson, J. M. (2016). Elastic Bands as a Component of Periodized Resistance Training. *J Strength Cond Res*, 30(8), 2100-2106.

Katch F., Victor. L., & McArdle, B.S. (2009). *Exercise Physiology: Nutrition, Energy, and Human Performance*. Point. Lippincott Williams & Wilkins.

Kompf, J., & Arandjelović, O. (2016). Understanding and Overcoming the Sticking Point in Resistance Exercise. *Sports Med*, 46, 751-762. doi:10.1007/s40279-015-0460-2

McMaster, D. T., Cronin, J., & McGuigan, M. R. (2010). Quantification of rubber and chain-based resistance modes. *J Strength Cond Res*. 24(8), 2056-2064.

Moritani, T. & 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.

Nijem, R. (2013). *An Electromyographic and Force Plate Analysis of the Deadlift Performed with and Without Chains*: California State University, Fullerton.

Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P. E., Rønnestad, B. R., & Wisnes, A. R. (2010). *Styrketrening: i teori og praksis*. Oslo: Gyldendal undervisning.

Saeterbakken, A. H., van den Tillaar, R., & Fimland, M. S. (2011). A comparison of muscle activity and 1-RM strenght of three chest-press exercises with different stability requirements. *J. Sports Sci*. 29(5):533-538.

Saeterbakken, A. H., Vidar, A., & van den Tillaar, R. (2016). Comparison of Kinematics and Muscle Activation in Free-Weight Back Squat With and Without Elastic Bands. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2016, Vol.30(4), p.945-952

Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*, volume: 20(5), 1988

Sand, O., Sjaastad, Ø. V., Haug, E., & Toverud, K. C. (2014). *Menneskets fysiologi* (2. utg. ed.). Oslo: Gyldendal akademisk.

Seniam.org. (2017). *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. Retrieved from <http://seniam.org/>

Simoneau, G. G., Bereda, S. M., Sobush, D. C., & Starsky, A. J. (2001). Biomechanics of Elastic Resistance in Therapeutic Exercise Programs” *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, volume: 31(1) s. 16-24, 2001

Statistisk sentralbyrå. (2017). Idrett og friluftsliv, levekårsundersøkelsen. Hentet fra <https://www.ssb.no/kultur-og-fritid/statistikker/fritid/hvert-3-aar>

Stevenson, M. W., Warpeha, J. M., Dietz, C. C., Giveans, R. M., Erdman, A. G. (2010). Acute Effects of Elastic Bands During the Free-Weight Barbell Back Squat Exercise on Velocity, Power, and Force Production” *Journal of Strength and Conditioning Research*, volume 24(11) s. 2944-2954, 2010

Wallace, B. J., Winchester, J. B., & McGuigan, M. R. (2006). Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *J Strength Cond Res*, 20(2), 268-272. doi:10.1519/r-16854.1

Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2006). *Science and practice of strength training* (2nd ed. ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.

Vedlegg 1 – Deltakeravtale

Deltakeravtale

Vi, Espen Schön Outzen og Axel Bakkevold Hansen, ønsker å opplyse deg som deltaker om dine rettigheter ved deltakelse i vårt bachelorprosjekt. Deltaker har til enhver tid mulighet for å trekke seg. Du må utføre tre tilvenningstester, samt to eksperimentelle tester på ett styrkelaboratorium ved Høgskolen på Vestlandet. Begge tester omhandler markløft. Resultater fra de eksperimentelle testene vil bli anonymisert og på ingen form distribuert. Ved signering av avtalen bekrefter du at vi får disponere dine testresultater i arbeidet med vår bacheloroppgave.

Fullt Navn

Dato

Høgskolen på Vestlandet
Avdeling for Lærerutdanning og Idrett
Idrett, Fysisk aktivitet og Helse
Sogndal, Campus Sogndal

Vedlegg 2 – Informasjonsskriv

Informasjonsskriv

I forbindelse med testing av deltakere til bachelorprosjekt for Idrett ved Høgskolen på Vestlandet, vil vi informere deg hva testene innebærer og hva du som deltaker kan forvente, både fra testene og fra oss som testansvarlige. Det vil bli to eksperimentelle tester med tre tilvenningstester. Begge testene vil omhandle markløft. Testene vil omhandle vanlig markløft og ikke andre former som sumo-mark osv.

Du som deltaker må ha ett års treningserfaring med markløft, løfte 1,5x egen kroppsvekt og ikke ha noen form for skade eller sykdom. I tillegg må du være mann.

Hver tilvenningstest vil omtrent ta én time hver gang (60 minutter). Alle testene vil bli gjennomført på et styrkelaboratorium (Fosshaugane Campus, Sogndal, Norge) med en olympisk vektstang (Diameter: 2.8cm, lengde: 192 cm, vekt: 20 kg). Deltakerne skal stå på en kraftplate under løftet (vekt: 23 kg, lengde: 80 cm, bredde: 60 cm, høyde: 6 cm). De elastiske båndene i den ene eksperimentelle testen være ankret i gulvet og strekt fra utgangsstilling. Siste eksperimentell test skal være vanlig markløft med konstant motstand.

Fra oss som testansvarlige kan du forvente profesjonalitet og anonymitet. Alt som blir observert og notert av testansvarlige blir kun brukt til å besvare bacheloroppgaven. Du har til enhver tid mulighet for å trekke deg som deltaker, uten noen etterfølgelser. Dataene vi innhenter fra testingen vil bli anonymisert og ikke videre distribuert.

Vedlegg 1 inneholder deltakeravtale der du skriver under på at du inne forstår deg på hva testene går ut på og at du som deltaker har til enhver tid mulighet til å trekke deg fra studiet, uten noen etterfølgelser.

Høgskolen på Vestlandet
Avdeling for Lærerutdanning og Idrett
Idrett, Fysisk aktivitet og Helse
Sogndal, Campus Sogndal