

BACHELOROPPGAVE

Er det en signifikant forskjell i muskelaktivering eller total belastning i den konsentriske fasen av 1RM konvensjonelt markløft mellom variabel og konstant motstand?

Is there a significant difference in muscle activation or total resistance in the concentric phase of a 1RM conventional deadlift between variable and constant resistance?

Arne Hånes, Marius S. Pedersen, Patrick Johnson

Idrett og Kroppsøving

Høgskolen på Vestlandet

Atle Hole Sæterbakken

15.12.2017

Vi 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 Høgskolen på Vestlandet, § 10.

Forord

Denne bacheloroppgaven ble skrevet som en del av bachelorutdanningen “Idrett og kroppsøving” ved Høgskolen på Vestlandet (HVL). Alle deltagere ble rekruttert blant studenter og lokale styrkeløftutøvere i kommunen Sogndal, der alle testene fant sted i samme styrketestlaboratorium. Vi valgte å skrive om styrketrening, variabel motstand og markløft som tema og problemstilling på grunnlag av våre felles interesser og et område inne styrkefeltet som var lite forsket på tidligere.

Vi vil rette stor takk til

- Alle involverte deltagere
- Atle Hole Sæterbakken og Vidar Andersen for god hjelp og engasjement for studiet
- Idrettssenteret Spenst og Høgskolen på Vestlandet for lån av utstyr og lokale

Arne Christian Sandvik

Hånes

Marius Strøm Pedersen

Patrick Johnson

Høgskolen på Vestlandet

Avdeling for Lærerutdanning og Idrett

Idrett og Kroppsøving

Sogndal, 2017

Sammendrag

Relativt få studier har undersøkt effekten av variabel vs konstants motstand i markløft. Derfor var hensikten med studiet å undersøke om det var større muskelaktivering og total belastning under 1RM konvensjonell markløft med variabel motstand enn med konstant motstand.

Studiet var et within-subject design med 15 menn (alder $23,58 \pm 3,09$ år; høyde $181,96 \pm 4,91$ cm; vekt $90,75 \pm 11,26$ kg) med en treningserfaring på 3.67 ± 1.50 år. Inklusjonskriteriet var å kunne løfte minst to ganger sin egen kroppsvekt (med 5% avvik godkjent) i en repetisjon maksimum (1RM) i øvelsen markløft. Studiet målte to 1RM løft per deltager med overflate-EMG og en lineær dekode. Det ene løftet ble utført med frivekter (FRI) (konstant motstand) mens det andre løftet ble utført med en kombinasjon av fire elastiske bånd og frivekter (EBF) (variabel motstand). De elastiske båndene utgjorde i gjennomsnitt 41% av den totale belastningen i EBF. Før testen gjennomførte hver deltager to tilvenningstester med tre til fire dagers restitusjon imellom der deres 1RM ble kartlagt med begge motstandene. For å sikre at deltagerens 1RM ikke ble påvirket av rekkefølgen på metodene, utførte halvparten av deltakerne EBF-testen først mens de andre begynte med FRI (loddrekning).

Måling av muskelaktivering (MA) ble analysert med en parett *t*-test i det hele konsentriske løftet og i tre individuelle faser, *nedre*, *midtre* og *øvre fase*. I den konsentriske fasen fant vi ingen signifikante forskjeller i MA for *m. biceps femoris* ($p = 0,171$), *m. vastus lateralis* ($p = 0,098$), *m. vastus medialis* ($p = 0,114$), *m. gluteus maximus* ($p = 0,268$), og *m. erector spinae* ($p = 0,110$) mellom de to metodene. I de individuelle fasene fant vi en signifikant større MA i *m. biceps femoris* med FRI i midtre fase ($p = 0,036$), og *m. vastus lateralis* med EBF i øvre fase ($p = 0,012$). I *m. gluteus maximus* fant vi en sterk statistisk signifikant med EBF i øvre fase ($p = 0,051$). Målingene av total belastning (TB) ble også analysert med en parett *t*-test men ble delt i fire vertikale posisjoner, *Start*, *Start-midt*, *Midt-slutt* og *Slutt*. Dataen viste en signifikant større gjennomsnittlig TB for FRI vs. EBF ($p = 0,002$). I de ulike fasene fant vi en signifikant TB for FRI vs. fasene *Start* ($p = 0,001$) og *Midt-start* ($p = 0,001$), mens i *Slutt* fasen var TB signifikant større for EBF vs. FRI ($p = 0,001$). T.d. fant vi ingen signifikant forskjell mellom FRI vs. *Midt-slutt* fasen for EBF ($p = 0,099$).

Innholdsfortegnelse

Forord	1
Sammendrag	1
1. Innledning og problemstilling	4
1.1. Innledning	4
1.4. Begrepsavklaring	5
2. Teori	6
2.2. Styrkeløftøvelse: Markløft	6
2.2.1. Faktorer som bestemmer vår muskelstyrke	6
2.3. Biomekanikk i Markløft	8
2.7. Variabel motstand	10
2.8 Problemstilling	13
2.9. Hypotese	13
3. Metode	14
3.1. Oversikt over studiet	14
3.2. Testdeltagere	14
3.3. Kvalifiseringskriterier	15
3.4. Testutstørs	15
3.5. Testprosedyre	16
3.5.1. Oppvarming	17
3.5.2. Testkontroll	17
3.8. EMG målinger	18
3.9. Analyse av de forskjellige fasene	19
3.10. Statistisk Analyse	19
4. Funn	20
4.1 Muskelaktivering	20
4.1.1. Tabell 2: MA i den konsentriske fasen	20
4.1.2. Tabell 3: MA i nedre fase av løftet	21
4.1.3. Tabell 4: MA i midtre fase av løftet	22
4.1.3. Tabell 5: MA i øverste fase av løftet	23
4.2. Total belastning	23
4.2.1. Figur 1: Total belastning i Newton (N) og kilogram (kg)	24

5. Diskusjon.....	25
5.1. Muskelaktivering i forhold til hypotese.....	25
5.2. Muskelaktivering	26
5.2.1. Hofteekstensorer	26
5.2.2. Kneekstensor.....	27
5.2.3. Ryggekstensor.....	28
5.3. Total belastningen i forhold til hypotese	28
5.4. Total Belastning.....	29
5.5 Metodikk.....	29
5.6 Testutvalg	30
5.7. Teknikk.....	31
5.8. Praktiske applikasjoner.....	31
5.9. Begrensninger.....	32
5.9.1 Overflate EMG.....	32
6. Konklusjon	33
Litteraturliste	34
Vedlegg	36
Bilder.....	37

1. Innledning og problemstilling

1.1. Innledning

Styrketrening blir i dagens samfunn brukt for å oppnå flere forskjellige mål. Bedre prestasjon, forebygging av skader, rehabilitering etter skade eller for å få et bedre utseende er bare noen eksempler av slike mål (Raastad, Paulsen, Refsnes, Rønnestad, & Wisnes, 2010). Uavhengig av bakgrunnen vil valg av utstyr og metode spille en stor rolle for resultatet enten om det trenes eksplosivt eller maksimal styrke (Raastad et al., 2010). I nyere tid har variabel motstand, i form av kjetting eller elastisk bånd blitt mer akseptert som en valid metode selv for profesjonelle idrettsutøvere (Wallace, Winchester, & McGuigan, 2006).

Markløft er en av de viktigste øvelsene for å trene hamstring og hoftestrekkeren og er en konkurranseøvelse i styrkeløft. De aktive musklene er i tillegg del av rekke naturlige bevegelser og har derfor et godt utbytte av øvelsen (Raastad et al., 2010). Variabel motstand som metode i øvelsen markløft er relativt lite forsket på tidligere sammenlignet med knebøy og benkpress. Kunnskapen om de akutte konsekvensene av å implementere elastiske bånd eller kjetting i markløft er for det meste begrenset til *kraft* og *effekt* (Davis, Galpin, Brown, & Coburn, 2013; Galpin et al., 2015; Joy, Lowery, Oliveira de Souza, & Wilson, 2016). Til vår viten finnes det bare tre studier som har sett på forskjellen i muskelaktivering (MA) med og uten elastisk bånd i markløft, (Iversen, Mork, Vasseljen, Bergquist, & Fimland, 2017; Larsen & Solheim, 2016; Nijem, 2013).

I øvelser som knebøy er det gjort flere studier på MA med variabel motstand som metode, men til tross for at øvelsene aktiverer flere av de samme musklene er bevegelsesmønsteret annerledes (segmental vs. simultant) (Hales, Johnson, & Johnson, 2009). Implementeringen av variabel motstand vil også endre flere kinetiske variabler (Galpin et al., 2015) Derfor er det nødvendig å gjennomføre akutte studier i hver enkelt øvelse for å få en mer helhetlig forståelse på variabel motstand.

Dette studiet er vårt bidrag til å forsterke forskningen om variabel motstand i 1RM markløft. Vårt mål er å se om det er større MA eller TB med elastisk bånd og frivekter (EBF) enn med frivekter (FRI) alene. I studiet utgjør den variable motstanden gjennomsnittlig 41% av den total belastningen i et egetmodifisert løftebur.

1.4. Begrepsavklaring

Ord	Forkortelse	Beskrivelse
Overflate elektromyografi	s-EMG	Elektroder plassert på huden for å måle muskelaktivering
En maksimal repetisjon	1RM	Det maksimale en utøver kan løfte i et gitt løft i en øvelse
Frivekter	FRI	Øvelse utført med frivekter alene
Elastisk bånd	EB	Øvelse utført med elastiske bånd alene
Elastisk bånd + frivekter	EBF	Øvelse utført med elastisk bånd og frivekter
Kjetting + frivekter	KF	Øvelse utført med kjetting og frivekter
Muskelaktivering	MA	Den neuromuskulære aktiviteten inn i en muskel aktiv
Total Belastning	TB	Summen av den eksterne kraften (vekt * tyngdekraft)
<i>kraftutvikling</i>	RFD	Kraftutvikling over tid
Millivolt	mV	Måleenheten brukt for neuromuskulær aktivitet
Det Kritiske punkt		Det svakeste punktet i en øvelse
Konsentrisk fase		Den første halvdel av øvelsen, fra utgangsstilling til lockout
Eksentrisk fase		Den siste halvdel av løftet, fra lockout og tilbake til utgangsstilling
m. biceps femoris	<i>biceps fem</i>	Muskel del av m. hamstring på baksida lår ansvarlig for hofteekstensjon i markløft.
m. vastus lateralis	<i>vast lat</i>	Ytre muskel av m. quadriceps på framsida lår, ansvarlig for kneekstensjon i markløft
m. vastus medialis	<i>vast med</i>	Indre muskel del av m. quadriceps på framsida lår, ansvarlig for kneekstensjon i markløft
m. gluteus maximus	<i>glutea</i>	Den store setemuskulaturen og primærmuskelen bak hofteekstensjonen i markløft
m. erector spinae	<i>erector</i>	Samlebegrep for erector spinae komplekset, også kjent som ryggstrekkerne, ansvarlig for ryggeekstensjon i markløft

2. Teori

2.2. Styrkeløftøvelse: Markløft

Markløft er en styrkeøvelse som hovedsakelig trener den store ryggstrekkeren, hoftestrekkerne og bakside lår (Nuckols, 2016). I markløft består primærbevegelsen av en hoft- og kneekstensjon (J. Kompf & Arandjelovic, 2017). Hofteekstensjonen består av et samspill mellom *m. gluteus maximus* og *m. biceps femoris*, støttet opp av *m. semitendinosus* og *m. semimembranosus*. Mens kneekstensjonen derimot er primært styrt av *m. quadriceps* som består av *m. vastus medialis*, *-lateralis*, *-intermedius* og *m. rectus femoris*. Samtidig med hoft- og kneekstensjonen oppstår det en statisk aktivering av *m. interspinales* og *m. multifidus* som del av *m. erector spinae* komplekset, også kjent som ryggstrekkene. Ytterligere er det flere mindre muskler som fungerer som synergister for stabilisering av bevegelsene (J. Kompf & Arandjelovic, 2017). Markløft er en konkurranseøvelse i styrkeløft der et godkjent løft er når stangen løftes fra bakken til kroppen er i en fullt utstrakt stilling og skuldrene er presset bak midtlinjen (IPF, 2017). God styrke i markløft kan være med på å gjøre løfting i arbeid og fritid lettere (Raastad et al., 2010). Følgende del blir å omhandle muskelstyrke og biomekanikk i kontekst av problemstillingen siden de henger tett sammen med muskelaktivering (MA) og total belastning (TB) en kan løfte.

2.2.1. Faktorer som bestemmer vår muskelstyrke

Tverrsnittarealet til en muskelgruppe er den viktigste faktoren for hvor stor kraft som kan utvikles ved langsomme forkortingshastighet (Raastad et al., 2010). Det vil si at får du større ryggstrekkere, hoftestrekke og lår vil man få et større potensial til å bli sterkere i markløft. Hvis alle andre faktorer mellom to muskler er like vil den største muskelen være sterkst, derfor er hypotrofi også viktig å trene spesifikt i perioder (Nuckols, 2015; Israetel, 2014). Muskelarkitektur, muskelfibertypesammensetning, indre- og ytre momentarmer er eksempler på genetiske muskulære-faktorer som bestemmer maksimal styrke. Ytre og indre moment har lite å si på styrken sammenlignet med de andre faktorer. Fellestrekket mellom disse faktorene er at ikke kan bli påvirket av trening i stor grad (Nuckols, 2015; Sand, Sjaastad, Haug, & Toverud, 2014).

Det er også en rekke nevralt faktorer som spiller inn på muskelstyrke. Kraften man kan produsere i en muskelgruppe reguleres av hvor mange motoriske enheter som til enhver tid er rekruttert og hvilken kraft man kan utvikle i de aktiverte enhetene (Raastad et al., 2010). Kraften i de motoriske enhetene er styrt av frekvensen på aksjonspotensialene som kommuniserer med muskelfibrene (Raastad et al., 2010). Den fysiologiske prosessen i en muskulær kontraksjon danner det vi kaller myoelektriske signaler som dannes i membranen av muskelfibrene. Dette signalet kan registreres og analyseres ved hjelp av elektromyografi, som er en eksperimentell teknikk for å måle den neuromuskulære aktiviteten i en aktiv muskel (Konrad, 2006). Kvaliteten på EMG målingene er sterkt avhengig av riktig preparering av huden og plasseringen av elektrodene. Hovedstrategien for hudpreparasjon er stabil elektrodekontakt og lav hudimpedans (Konrad, 2006).

Motoriske enheter rekrutteres i en muskel når man gradvis øker dreiemomentet over et ledd. Enhetene rekrutteres etter størrelses-prinsippet. De mindre enhetene produserer lite kraft og kan jobbe over lengre tid mens de store produserer mye kraft raskt men trettes fortare (Sand et al., 2014). Samspillet mellom ulike muskler er en viktig faktor når det kommer til muskelstyrke (Raastad et al., 2010, Gjerset et al., 2015). Når et dreiemoment skapes i et ledd er det som regel flere muskler som aktiveres, er flere ledd involvert er dreiemomentet skapt av et samspill mellom mange muskler (Raastad et al., 2010). Sammen fungerer derfor musklene som koordinative enheter for regulering av tid og kraft (Sand et al., 2014). God teknikk i en øvelse som markløft vil derfor spille stor rolle på hvor mye kraft som kan skapes og vekt som kan løftes (Raastad et al., 2010).

Hvor raskt kraften stiger i starten av en muskelaksjon kalles *kraftutvikling* (RFD). Dette kan måles for å finne ut stigningen på kraftkurven eller hvor mye kraft som skapes på et gitt tidspunkt i kraftkurven (Raastad et al., 2010). Det siste kan for eksempel være nyttig hvis man vet at man har en kort periode tilgjengelig for å skape kraft i sin idrett (Raastad et al., 2010). RFD er altså mest relevant for mer eksplosive idretter/styrke.

2.3. Biomekkanikk i Markløft

En studie av Hales et al. (2009) sammenlignet knebøy og markløft som utført i konkurranse. En tredimensjonal analyse og filmobservasjon ble utført på 25 styrkeløftere for å analysere de forskjellige fasene av øvelsen, det kritiske punktet og leddvinklene gjennom bevegelsen. Studiet gjorde flere funn. For det første har markløft det vi kaller en segmental bevegelsesbane. Det vil si at leddekstensjonene fullføres etter hverandre (Hales et al., 2009).

Markløft har tre segmenter. Fra utgangsstilling er det første segmentet dominert av en kneekstensjon som er signifikant større enn den lille ekstensjonen som oppstår i hofta samtidig. Det andre segmentet starter i det stangen passerer knærne og har en motsatt signifikant ekstensjon i relasjon mellom hofta og knærne. Mot slutten fullføres begge ekstensjonene i unison med hverandre for å oppnå en lockout, det øverste punktet i den konsentriske fasen (Hales et al., 2009).

Studiet sammenlignet også leddvinkelene mellom knebøy og markløft. Relativt til bakken viste markløft en dobbelt så stor lårvinkel enn knebøy (60 vs. 30 grader). Ved det kritiske punktet var også hoftevinkelen (60 vs. 40 grader) og i ankelvinkelen (75 vs. 70) større for markløft. Disse funnene vektlegger den større belastningen som ligger på hofta i markløft enn i knebøy (Hales et al., 2009). For oss er dette viktig fordi en av hensiktene til variabel motstand er å gjøre det kritiske punktet lettere å overkomme for å kunne tillate musklene å jobbe nærmere sin maksimale yteevne gjennom hele bevegelsen. Derfor er det viktig å forstå hvordan deler av kroppen som er jobber mest i øvelsen (Justin Kompf & Arandjelović, 2016).

I faglitteratur blir det kritiske punktet definert som det punktet i bevegelsen med lavest styrkepotensial. Den maksimale vekten som kan løftes, kan derfor ikke være større enn det som kan løftes i det svakeste punkt. Det kritiske punktet kan også defineres som det punktet der løftehastigheten reduseres (Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Det er altså uenighet om en korrekt definisjon. I en litteraturstudie om det kritiske punkt av Kompf et al. (2016) foreslår forfatteren at det kritiske punktet kan defineres som det punktet i løftet som har en uproporsjonalt større vanskelighetsgrad i forhold til resten (Justin Kompf & Arandjelović, 2016) slik at definisjonen både tar for seg kraft og hastighet. Elliot et al. (1989) rapporterte at det kritiske punktet kun oppsto ved maksimal og supramaksimal intensitet hos profesjonelle styrkeløftere i en studie om benkpress (Elliott, Wilson, & Kerr, 1989). I markløft oppstår det kritiske punktet i slutten av startfasen og i det stangen passerer kneet (J. Kompf & Arandjelovic, 2017).

En studie av van den Tillaar et al. (2010) rapporterte en signifikant større muskelaktivering for primermusklene i benkpress mellom før og etter det kritiske punkt. Forfatteren spekulerer i at dette er en mekanisk respons til opplevd redusert styrke i musklene under det kritiske punktet. Denne påstanden går ut ifra at ytelsen i primærmusklene ikke er maksimalt aktivert i et maksimalt løft, men at den maksimale ytelsen er en koordinativ handling mellom primærmusklene. Videre blir det spekulert at det kritiske punktet ikke oppstår av manglende mekanisk styrke, men som et tegn på opplevd redusert styrke forårsaket av en neurologisk forsinkelse (Roland van den Tillaar & Gertjan Ettema, 2010). Denne påstanden forutsier at utøveren er sterk nok til å gjennomføre løftet. En neurologisk forsinkelse er trolig ikke årsaken til et mislykket løft hvis utøveren er for svak.

I en studie utført av Beckham et al. (2012) ble den isometriske kraften undersøkt i forskjellige faser av markløft. 14 styrkeløftere ble testet på kraftplate der de utførte en rekke maksimale løft (1RM) mens deres kraftutvikling ble målt. Funnene viste at det svakeste punktet i øvelsen var starten med en gjennomsnittlig kraft på 3400 Newton (N). Når vektstangen var ved knehøyde utgjorde stangen et gjennomsnitt på 4100 N, mens kraften lå rundt 4900 N ved lockout. Den sterkeste posisjonen ble målt når vektstanga var halvveis opp låret på 5800 N, altså 70% mer kraft enn på det svakeste punktet (K. Beckham et al., 2012). En interessant observasjon her er at det svakeste punktet oppstår ved starten og bryter derfor med den faglitterære forståelsen av det kritiske punktet (Zatsiorsky & Kraemer, 2006).

2.7. Variabel motstand

Variabel motstand som metode kan utøves på flere måter, maskiner, elastiske bånd og kjetting er de vanligste typene (Wallace et al., 2006). Under like forhold er det ingen signifikant forskjell i belastning mellom kjetting og elastiske bånd. Den praktiske forskjellen er at kjetting har en lineær masseforflytning mens elastiske bånd har en krumlinjet deformering. Kjetting er derfor en mer lineær belastningen enn elastiske bånd (McMaster, Cronin, & McGuigan, 2010). Elastiske bånd har i tillegg en lengdevariasjon på 3.5-5,2% i hvile, som resulterer i en gjennomsnittlig belastningsubalanse på 8-19% blant samme båndtype (McMaster et al., 2010).

Hensikten med variabel motstand er å ta bedre hensyn til forholdet i dreiemoment mellom musklene og den eksterne kraften. Dette fører til at det kritiske punktet blir lettere å overkomme slik at musklene kan jobbe nærmere sin maksimale yteevne gjennom hele bevegelsesbanen. (Andersen et al., 2016; Anderson, Sforzo, & Sigg, 2008; Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Avhengig av festepunktet kan elastiske bånd avlaste leddene der de er på sitt svakeste og kan utvikle minst kraft. (R. van den Tillaar & G. Ettema, 2010; Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Svakheten med variabel motstand som metode er at øvelser som involverer flere muskler har ofte komplekse bevegelsesbaner og styrkekurve. Utstyrmessig er kjetting og elastiske bånd ikke tilstrekkelig for å optimalt ta hensyn til disse kinetiske variasjonene i øvelser som markløft (Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Det vil derimot ikke si at variabel motstand i form av kjetting eller bånd ikke kan gi like bra om ikke bedre utbytte som frivekter, som bevist i følgende avsnitt.

Til vår viten er det kun utført en studie med markløft over tid. Joy et al. (2016) testet 14 andredivisjonsbasketballspillere der halvparten erstattet 30% av deres 1RM med variabel motstand over 5 uker (1 økt i uken). Studiet målte effektutvikling over tid (RPD), maksimal effekt, vertikal hopphøyde, maksimal styrke og kroppsmasse og brukte variabel motstand på øvelsene markløft, knebøy, benkpress og vertikalt hopp. Begge metodene viste en signifikant progresjon over tid, det var derimot ingen forskjell mellom EBF og FRI. EBF gruppen viste størst progresjon i maksimal effekt, mens FRI gruppen viste størst fremgang 1RM markløft og viste størst progresjon i maksimal stryke (Joy et al., 2016).

Det er gjort totalt to masterstudier på variabel motstand i markløft, begge ble utført ved Statsuniversitetet i California. Ramsey Nijem (2013) utførte en masterstudie på 13 styrkeløftere og sammenlignet muskelaktivering (MA), reaksjonskrefter fra underlaget (GRF) og kraftutvikling (RFD) mellom kjetting med frivekter (KF) og frivekter (FRI). Deltagerne utførte tre repetisjoner med en intensitet på 85% av deres 1RM markløft med begge metodene der KF utgjorde 20% av den totale belastningen. Studiet fant en signifikant høyere GRF og signifikant høyere MA for *m. gluteus maximus* med FRI vs. KF. Ingen signifikante forskjeller i MA ble funnet for *m. erector spinae* og *m. vastus lateralis*. Studiet fant heller ingen signifikante forskjeller i RFD (Nijem, 2013).

Masterstudiet til Kyle Davis (2013) så på hva akutte konsekvenser 20 og 35% EBF hadde på relativ-, maksimal- og gjennomsnittlig kraft, effekt og løftehastighet sammenlignet med FRI. Studiet ble utført på åtte styrkeløftere med en intensitet på 60% av deres 1RM markløft (203 ± 24 kg). Det ble ikke funnet noen signifikante forskjeller på effekt og løftehastighet. Kraft var derimot signifikant lavere for begge EBF metodene vs. FRI.

Kyle Davis sammen med Galpin et al. (2015) fulgte opp dette studiet med et større utvalg og en ekstra intensitet for videre forskning på kraft, effekt og løftehastighet. Studiet ble utført på tolv styrkeløftere med en intensitet på 60 og 85% av 1RM markløft (188 ± 16 kg) med 15 og 35% EBF vs. FRI. Studiet fant en signifikant korrelasjon mellom utviklingen av kraft og mengden variabel motstand; jo større andel båndene utgjorde, des mindre kraft ble utviklet uavhengig av intensitet. FRI viste signifikant større kraft enn 15% EBF, som igjen var signifikant større enn 35% EBF med begge intensitetene. Kraftutviklingen med 35% EBF var kun signifikant større vs. FRI og 15% EBF med 85% intensitet. Løftehastighet viste en motsatt korrelasjon i signifikant størrelse med begge intensitetene (FRI < 15% EBF < 35% EBF). Dataen for effekt var signifikant større for begge EBF modellene vs. FRI. 35% EBF var kun signifikant større enn 15% EBF i maksimal effekt med 85% intensitet (Galpin et al., 2015). For videre lesning utførte medvirkende forskere ytterligere undersøkelser på dataen som ser nærmere på prestasjonsfaktorer og relasjonene mellom kraft, effekt og løftehastighet (Cho, Ka, Galpin, Brown, & Coburn, 2013; Malyszek et al., 2015; Record et al., 2015).

I tillegg til Nijem. R (2013) fant vi kun to andre studier som har sett på MA i markløft. En av studiene av Iversen et al. (2017) så på de akutte konsekvensene med variabel motstand når all belastning ble erstattet med elastiske bånd (EB). Studiet ble utført på 39 personer (17 menn, 12 kvinner) i 10RM markløft, knebøy, roing og nedtrekk. Med 100% variabel motstand viste FRI metoden en signifikant større total MA i samtlige øvelser. I markløft viste *m. erector spinae*, *m. gluteus maximus*, *m. semitendinosus* og *m. obliquus externus* en signifikant større MA med FRI i første halvdel av den konsentriske- og siste halvdel av den eksentriske fase. *m. biceps femoris* viste en signifikant lavere MA i hele den konsentriske fase og siste halvdel av den eksentriske. Forfatterne konkluderte med at 100% EB markløft kan ha praktiske applikasjoner for rehabilitering men ikke for maksimal styrketrening (Iversen et al., 2017).

Det andre studiet var en bacheloroppgave av Larsen et al. (2016) brukte EB som avlastning med den hensikt å se nærmere på rehabiliterendetrening med markløft. I dette studiet ble båndene montert i toppen av løfteburet og avlastet gjennom hele øvelsen, slik at utøverne kunne løfte mer i den øvre fasen. Studiet ble utført på 15 erfarne styrkeløftere med to EBF metoder vs. FRI i 2RM markløft. Forfatterne listet ikke opp hvor mye de elastiske båndene avlastet, bare at de økte antallet fra ett til to elastiske bånd per side typen ROPES 3002 Bungee mellom EBF metodene. Testresultatene viste ingen signifikante forskjeller i muskelaktivering av samtlige muskler (Larsen & Solheim, 2016).

Som vi forstår det er det gjennomgående funnet til studiene over at implementeringen av elastiske bånd kan ha signifikant påvirkning på effekt og kraft i motsatt relasjon til hverandre, der effekten oftest øker mens kraft synker jo større prosent den variable motstanden utgjør. (Davis et al., 2013; Galpin et al., 2015; Record et al., 2015). Når det kommer til muskelaktivering viser studiene at elastiske bånd kan oppnå lik MA i samtlige muskler ved lav variabel prosent, men at FRI har størst total aktivering i alle musklene bortsett fra *m. vastus lateralis* og *-medialis* ved høy variabel prosent i konsentrisk og nedre eksentrisk fase av løftet (Iversen et al., 2017; Larsen & Solheim, 2016; Nijem, 2013).

2.8 Problemstilling

Med kun tre studier som omhandler MA med variabel motstand i markløft og en varierende konsekvens for total belastning mellom studiene, mener vi at dette er et område som er nødvendig å forskes videre på. Ytterligere var metodikken i de tre studiene ulike i både festepunkt, variabel belastning og type muskler som ble målt. Det er derfor vanskelig å se en korrelasjon mellom funnene. Ut fra hva vi har lest gir ikke tidligere litteratur noe tydelig svar på om variabel motstand kombinert med frivekter kan gi et godt utbytte for muskelaktivering eller om det kan gi så bra utbytte i andre faktorer at en eventuell lavere MA er verdt å argumentere for. Vi ser det er det derfor behov for å skaffe ytterligere klarhet rundt dette temaet. På bakgrunn av dette er problemstillingen vår:

"Er det en signifikant forskjell i muskelaktivering eller total belastning i den konsentriske fasen av 1RM konvensjonelt markløft mellom variabel og konstant motstand."

2.9. Hypotese

Hypotese 1: Vi forventer ingen signifikante forskjeller for *biceps fem*, *vast lat*, *vast med*, *glutea* eller *erector* gjennom det konsentriske løftet. I de individuelle fasene forventer vi derimot en signifikant større aktivering av *erector* i *midt* fase og *glutea* i *øverste* for EBF vs. FRI.

Hypotese 2: Vi forventer en signifikant lavere total belastning med EBF vs. FRI gjennom det konsentriske løftet. I de ulike fasene forventer vi en signifikant lavere total belastning med EBF vs. FRI i *Start* og *Midt-start*. Ytterligere forventer vi at samtlige deltagere vil kunne øke sin absolutte vekt på stanga for EBF vs. FRI.

Se «5.1. Muskelaktivering i forhold til hypotese» og «5.3 Total belastning i forhold til hypotese» under «5. diskusjon» for bakgrunnen til hypotesene.

3. Metode

3.1. Oversikt over studiet

Studiet ble gjennomført som et eksperimentelt studie med en within-subject studiedesign der vi undersøkte om muskelaktivering (MA) av *m.biceps femoris*, *m.vastus lateralis*, *m.vastus medialis*, *m.gluteus maximus* og *m.erector spinae* ble større med variabel motstand som metode sammenlignet med konstant. Studiet var spesifikt rettet mot 1RM konvensjonelt markløft. Testen besto av to maksimale repetisjoner i et egetmodifisert løftebur, en repetisjon med FRI og en med EBF. Før testen gikk hver deltager gjennom to tilvenningsdager med tre til fire dagers restitusjon imellom der deres 1RM ble kartlagt. For å sikre at deltagerens 1RM ikke ble påvirket av rekkefølgen på metodene, utførte halvparten av deltakerne EBF repetisjonen først mens de andre begynte med FRI (loddrekning). På testdagen ble MA målt med overflate-elektromyografi (s-EMG), to kraftceller og en lineær enkoder ble brukt for å analysere løftetid og indentifisere ulike løftefaser. Utstyret ble synkronisert med 4020e. Alt utstyret var fra Ergotest.no

3.2. Testdeltagere

15 erfarne styrke-løftere (alle menn) ble frivillig rekruttert til å delta på studiet. Av de 15 deltagerne som deltok ble to ekskludert for å ikke oppfylle kvalifiserings-

Tabell 1: Deltagerens data listet som gjennomsnitt med standardavvik og spenn fra minst til størst.

Alder (år)	Erfaring (år)	Høyde (cm)	Vekt (kg)
23,5 ± 3,0	3,6 ± 1,5	181,9 ± 4,9	90,7 ± 11,2

kravene våre (2x egen kroppsvekt i 1RM) og en måtte trekke seg på grunn av skade. Deltagerne ble rekruttert gjennom bekjente og medstudenter ved Høgskolen på Vestlandet (HVL) og Spenst, det lokale treningssenteret i Sogndal Kommune. Alle deltagerne ble muntlig informert om testprosedyren, kvalifiseringskrav og testtidspunkt ved oppstart. Etter testen fikk deltagerne tilsendt informasjonsskriv (se vedlegg) om godkjenning til publisering av data og rettigheten til å trekke seg. Ved oppstart måtte hver deltager oppgi informasjon om vekt, høyde, alder og antall år med treningserfaring (se Tabell 5). Dataen er oppgitt i gjennomsnitt med standardavvik.

3.3. Kvalifiseringskriterier

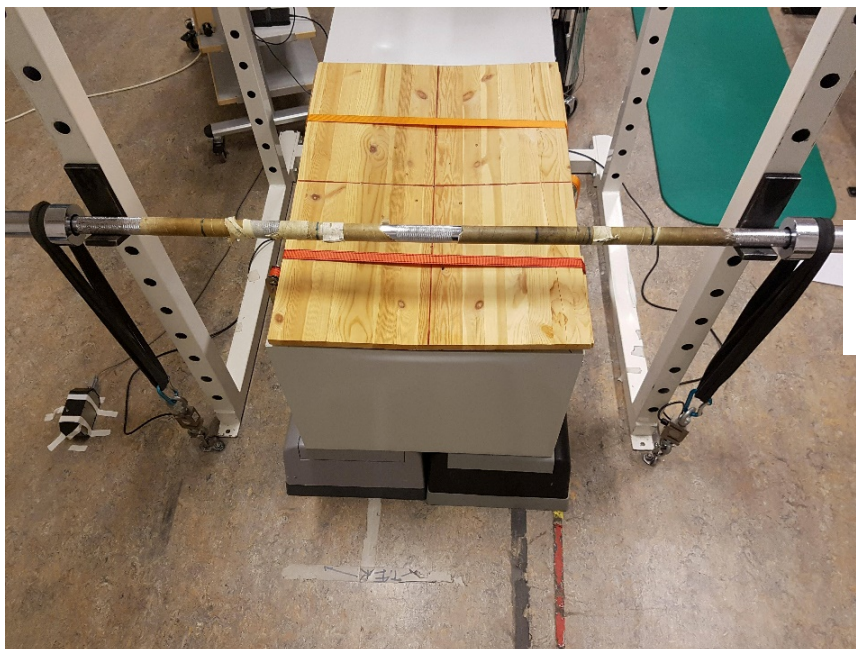
Målgruppe for dette studiet var erfarne mannlige styrkeløftere. Vi rettet oss ikke mot en spesifikk vektklasse, men hadde et kvalifiseringskriterie at utøverne skulle kunne løfte det dobbelte av sin egen kroppsvekt i konvensjonelt markløft med et 5% avvik akseptert. Avviket ble fremarbeidet fra observasjonene vi gjorde på de 4 første deltagerne som ikke utførte tilvenningsøvelsene i løfteburet. Når de utførte sin 1RM FRI hovedtest i løfteburet så vi en gjennomgående 2,3-5% nedgang i 1RM. Resten av utvalget gjennomførte både tilvenningsøvelsene og hovedtesten i løfteburet, men var derfor akseptert med et 5% avvik. God løfteteknikk og erfaring med markløft var vitale kriterier for å kunne delta og gi prosjektet høy reliabilitet i forhold til resultater. Ingen av deltagerne kunne ha skader som ville påvirket resultatene eller sikkerheten, deltagerne som pådro seg skader før eller underveis i studiet ble derfor ekskludert. For å standardisere testen mest mulig fikk alle deltagerne de samme kravene om bekledning og utstyr ved alle testene. Deltagerne måtte ha fravær fra markløft de siste 48 timene før test for å sikre optimal restitusjon. Alkohol og andre rusmidler skulle heller ikke benyttes de siste 24 timene før hovedtesten. Det var ikke satt et formelt krav til alder, men siden vi i all hovedsak rekrutterte blant medstudenter og bekjente var alle godt over 18 år.

3.4. Testutstyrs

Utstyrmessig ekskluderte vi bruken av løftebelte, sko og knevarmere. Dette er lovlig utstyr i utstyrsfri styrkeløftkonkurranse (IPF, 2017), men ville blokkert for plasseringen av enkelte elektroder og trolig påvirket testresultatene i uønsket grad. Ytterligere måtte samtlige deltagere bruke overarmsgrep på stangen slik at muskelaktivering ikke ble påvirket av motsatt grep. Som kompensasjon var det påbudt at samtlige brukte reimer av lær (gForce Strap, GForce) og flytende magnesium (Sport Outlet) for å sikre grepet og hindre glipp av stangen. Dette var av sikkerhetsmessige årsaker ettersom de elastiske båndene var en ekstra ekstern kraft som dro vektstanga mot bakken.

3.5. Testprosedyre

Alle testene ble gjennomført i et egetmodifisert løftebur (power rack, gym 2000) (Rammekonstruksjon 60 x 60 x 2; lengde 130 cm, bredde: 125 cm, høyde: 222 cm) (se vedlegg) i en fast styrketestlab (Fosshaugane Campus, Sogndal, Norge) med en olympisk barbell vektstang (Diameter 2.8cm, lengde 1,92 cm, vekt 20 kg). Deltagerne sto oppå et løfteplatå under løftet slik at de elastiske båndene kunne være ankret i gulvet og strekt fra utgangsstilling. Løfteplatået var en forhøyning laget av to stepper-bokser og et solid metalskap toppet med en tykk treplate som fordelte vekten. Fra gulvet utgjorde løfteplatået en høyde på 71 cm, mens vektstangen var festa 83 cm fra gulvet. Det vil si at fra utgangsstilling var vektstangen 12 cm over løfteplatået og 9 cm lavere enn standard. Bak steppene sto en jekk for å stabilisere løfteplatået under testingen.



Bilde 1

Bilde 1: viser løfteplatået som den så ut i utgangsstilling før første oppvarmingssett med båndene montert.

Fire elastiske båndene (Powerbånd x-lett lilla, 10 – 40 kg, 100 x 3 x 0,5 cm, 0,3 kg) ble ankret til gulvet og festet til vektstangen (to på hver side). Fra utgangsstilling var de elastiske båndene utstrakt med 73 cm (ekskludert den 10 cm lange ankringen). EBF testen var ellers identisk til gjennomføringen av FRI testen. Deltagerne fikk ikke velge løfteteknikk ettersom det ville påvirket MA, samtlige deltagerne ble derfor påbudt å bruke konvensjonell stil. Deltagerne fikk selv regulere hastighet og tempo under kontrollerte omgivelser. Mellom vær

repetisjon ble de oppmuntret til å ta noen minutters pause (ca. 3-5) for optimal restitusjon mellom hvert forsøk (Raastad et al., 2010). Under hovedtesten fikk alle deltagerne bruke sin favoritt treningsmusikk og fikk lik verbal motivasjon for at alle skulle yte sitt beste.

Studiet ble inndelt i to tilvenningsdager og én hovedtestdag. Mellom hver dag var det 72-96 timers mellomrom der deltagerne fikk fortsette sine vanlige rutiner uten kontroll, men de fikk ikke lov å trene markløft innen 48 timer av hovedtesten. Dette var for at deltagerne skulle få rikelig med restitusjon og ikke oppleve muskulær tretthet under testingen som ville påvirket resultatet. Eksempel på testdager kunne være: tilvenningstest mandag og torsdag etterfulgt av hovedtesten den påfølgende mandagen. For å holde testene så konsis som mulig utførte alle deltagerne sine tilvenningsøvelser og tester innen det samme tidsrommet (time) på alle dagene.

3.5.1. Oppvarming

I starten av prosjektet satte vi opp en standardisert plan på en større oppvarming. Planen er listet opp i *antall repetisjoner x intensitet av 1RM*. 8 x 10%, 5 x 30%, 5 x 40%, 3 x 50%, 3 x 60%, 3 x 70%, 2 x 80%, 1 x 90%, 1 x 95%, 1 x 100% (1RM). Dette var utgangspunktet vi tenkte å starte testingen ut i fra, men det ble gjort endring i under prosjektet da dette ble i overkant for lang oppvarming. 3 x 60% ble fjernet og 2 x 80% ble endret til 1 x 80%.

3.5.2. Testkontroll

Deltagernes leddvinkel og leddavstand mellom armer og bein ble målt for å sikre at deltagerne brukte samme utgangsstilling under begge 1RM testene. Vi så en stor variasjon mellom enkelte deltagere, et interessant oppfølgende forskningsspørsmål ville vært å se om disse faktorene spilte en rolle i overførbarheten av muskelaktivering og total belastning fra FRI til EBF.

Tabell 2: Deltagernes leddvinkel og -avstand i utgangsstilling.			
Vinkel Kne i grader	Vinkel hofte i grader	Mellomrom Armer (cm)	Mellomrom Bein (cm)
91,2° ± 8,2°	48,7° ± 8,2°	48,6 ± 8,7	27,3 ± 7,2

3.8. EMG målinger

Prepareringen av deltagerens hud og plasseringen av elektrodene ble gjort etter Seniam prosjektet (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) sine retningslinjer, som er et internasjonalt prosjekt som sikter for å danne en standardisert metode for EMG-studier med best mulig kvalitet (Seniam.org, 2017). Før plasseringen av den gelebelagte selvklebende elektroden (Dri-Stick Silver Circular sEMG Elektrodes AE-131; NeuroDyne Medical, Cambridge, MA, USA), ble huden barbert, og epitelvevet fjernet med sandpapir vasket med desinfiserende væske. Hvor mye hudpreparasjon er nødvendig er avhengig av hvor komplekse og raske bevegelser som skal måles (Konrad, 2006). Elektrodene materiale var av sølv og sølvklorid (Ag/AgCl), de var 11 mm i diameter og hadde en standardisert 22 millimeter avstand mellom elektrodesentrene.

Et kommersielt EMG målesystem ble brukt for å måle muskelaktiviteten (MuscleLab 4020e; Ergotest Technology AS). En pre-amplifier ble plassert så nærme elektrodene som mulig for å filtrere og forsterke rå EMG-signal gjennom en forforsterker med en innstilling på 100 dB. De rå EMG-signalene ble filtrert med en 16 cut off-frekvens på 8-600 kHz. Av de filtrerte signalene ble signalene omgjort til root-mean-square (RMS) verdier av et maskinvarekrets-nettverk (Gjennomsnitt konstant 100 ms, total error + 0,5 %, frekvensrespons 0-600 kHz). RMS verdiene ble samlet med en frekvens på 100Hz av en 16 bit A/D-konverter, og analysert med programvaren MuscleLab v8.13 (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge). Etter hovedtesten utførte hver deltager en rekke kliniske tester for å sikre at elektrodene målte riktig ved å gjennomføre isolerte kontraksjoner av de fem musklene som ble målt. Disse testene ble gjort etter Seniam sine anbefalinger (Seniam.org, 2017).

3.9. Analyse av de forskjellige fasene

En lineær enkoder med sampling-frekvens på 100 Hz (ET-Enc-02, Ergotest AS, Langesund, Norge) ble festet til vektstangen og synkronisert med EMG-målingene, dette ved hjelp av MuscleLab 4020e som ble brukt til målingen av EMG. Data ble analysert av en kommersiell programvare V8.13 (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge). I tillegg ble to kraftceller (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge) festet til bakken. De elastiske båndene ble festet til kraftcellene og videre til stanga. På den måten målte vi kraftutviklingen i hele løftfasen. Enkoderen ble brukt for utregning av total løftetid i den konsentriske fasen og for å identifisere de forskjellige løftfasene. Både enkoderen, kraftcellene og EMG-målingene var synkronisert.

3.10. Statistisk Analyse

EMG-målingene med konstant motstand og variabel motstand ble analysert med en paret *t*-test. *T*-tester ble også brukt for å undersøke forskjeller i de tre fasene av løftet; *nedre*, *midtre* og *øvre fase*. Det ble også gjort en paret *t*-test for hele den *konsentriske fasen*, som er den sammenlagte dataen fra de tre forskjellige fasene. Lik metode (*t*-test) ble valgt for å analysere forskjellen i total belastning (TB) i fire vertikale posisjoner. Posisjonene ble inndelt i *Start*, *Start-midt*, *Midt-slutt* og *Slutt*, og sammenlagt for å utgjøre hele den konsentriske fasen.

Microsoft Excel 2016, Versjon 16 (365 Office, Microsoft) ble brukt til å analysere dataene og statistisk nivå var satt til ($p < 0,05$). Excel ble også brukt til å fremstille grafene i Tabell 1-5, mens Figur 1 ble fremstilt med CC Illustrator, Versjon 22 (Adobe Creative Cloud, Adobe Systems Inc.). Alle resultatene er oppgitt i gjennomsnitt \pm standardavvik.

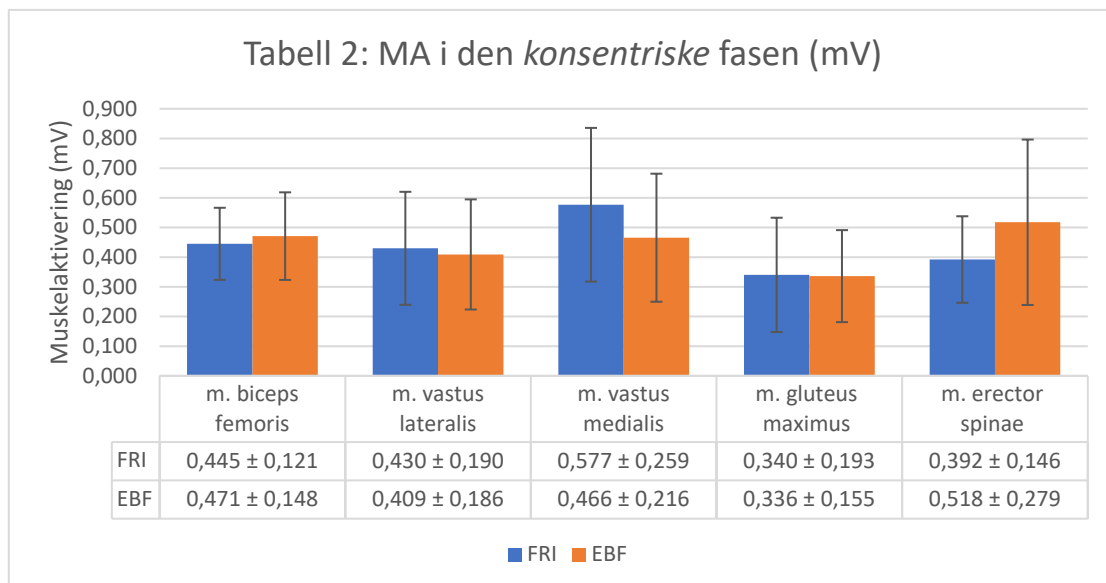
4. Funn

4.1 Muskelaktivering

I den *konsentriske fasen* av løftet ble ingen signifikante forskjeller observert i MA for *m. biceps femoris* (*biceps fem*), *m. vastus lateralis* (*vast lat*), *m. vastus medialis* (*vast med*), *m. gluteus maximus* (*glutea*) eller *m. erector spinae* (*erector*) mellom de FRI og EBF ($p = 0,098 - 0,268$). To signifikante forskjeller ble derimot observert i de ulike fasene av løftet. I *midtre fase* viste *biceps fem* signifikant større MA for FRI ($p = 0,036$) (se tabell 4), mens *vast lat* viste signifikant større MA i *øvre fase* for EBF ($p = 0,012$) (se tabell 5). I *glutea* ble det observert en sterk statistisk trend større med EBF i *øvre fase* sammenlignet med FRI ($p = 0,051$) (se tabell 5).

4.1.1. Tabell 2: MA i den konsentriske fasen

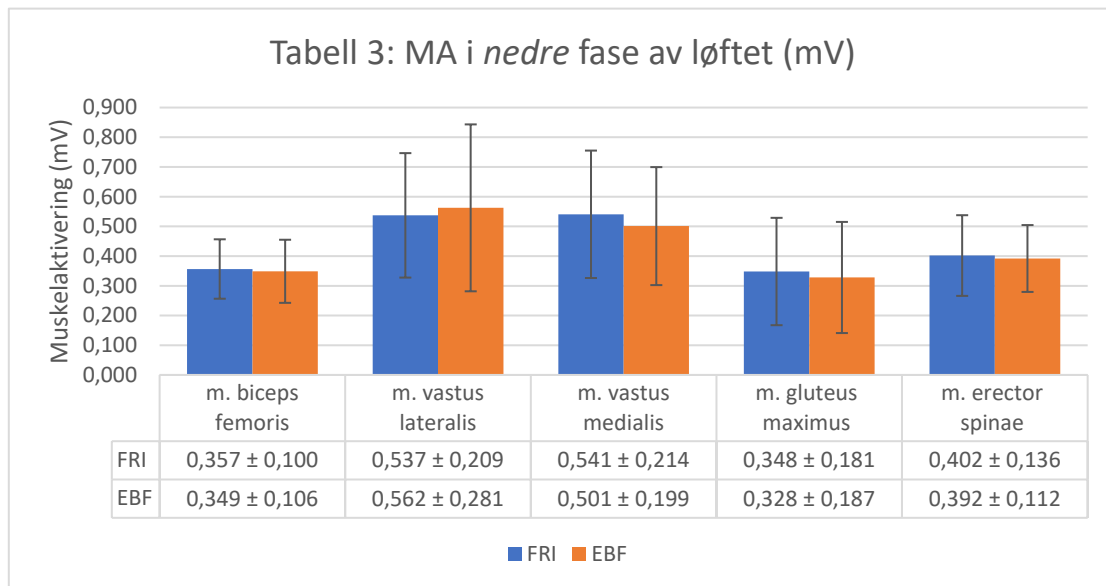
I den *konsentriske fasen* ble ingen signifikante forskjeller observert i MA for *biceps fem*, *vast lat*, *vast med*, *glutea* eller *erector* mellom FRI og EBF ($p = 0,098 - 0,268$).



Tabell 2: Viser sammenligningen av den totale muskelaktivering gjennom hele den konsentriske fasen i de målte musklene. Muskelaktivering er målt i millivolt og verdiene er oppgitt i gjennomsnitt ± standardavvik.

4.1.2. Tabell 3: MA i nedre fase av løftet

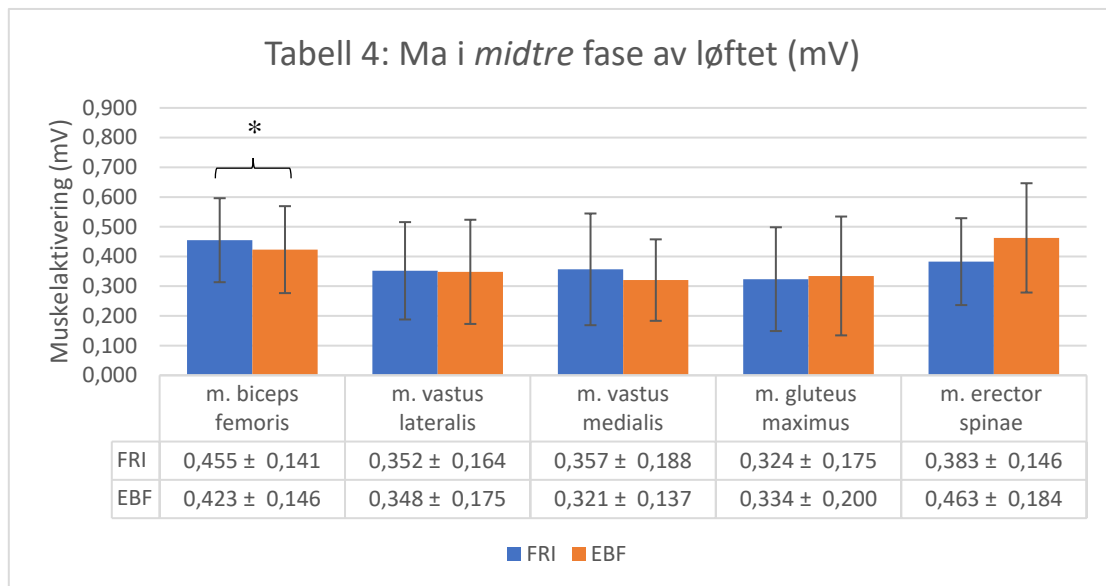
I den *nedre* fasen av løftet ble ingen signifikante forskjeller observert i MA for *biceps fem*, *vast lat*, *vast med*, *glutea* eller *erector* mellom FRI og EBF ($p = 0,209 - 0,388$).



Tabell 3: Viser sammenligningen av muskelaktivering i den *nedre* fasen av løftet i de målte musklene. Muskelaktivering er målt i millivolt og verdiene er oppgitt i gjennomsnitt ± standardavvik.

4.1.3. Tabell 4: MA i midtre fase av løftet

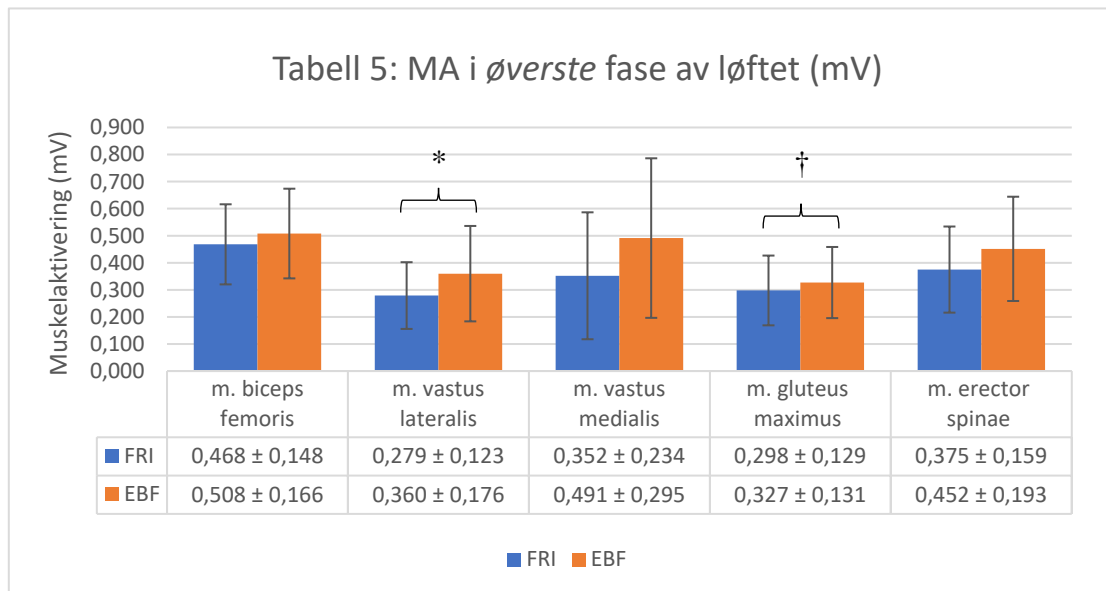
I den *midtre* fasen av løftet ble det observert en signifikant større MA i *biceps fem* for FRI vs. EBF ($p = 0,036$). T.d. ble ingen signifikante forskjeller observert *vast lat*, *vast med*, *glutea* eller *erector* mellom FRI og EBF ($p = 0,141 - 0,433$).



Tabell 4: Viser sammenligningen av muskelaktivering i den *midtre* fasen av løftet i de målte musklene. Muskelaktivering er målt i millivolt og verdiene er oppgitt i gjennomsnitt ± standardavvik. Signifikant forskjell er symbolisert med stjerne (*)

4.1.3. Tabell 5: MA i øverste fase av løftet

I den *øverste* fasen av løftet ble det observert en signifikant større MA i *vast lat* ($p = 0,012$) for EBF vs. FRI. En sterk statistisk trend med større aktivering med EBF ble observert i *glutea* enn FRI ($p = 0,051$). T.d. ble ingen signifikante forskjeller observert i *biceps fem*, *vast med*, eller *erector* mellom FRI og EBF ($p = 0,105 - 0,161$).



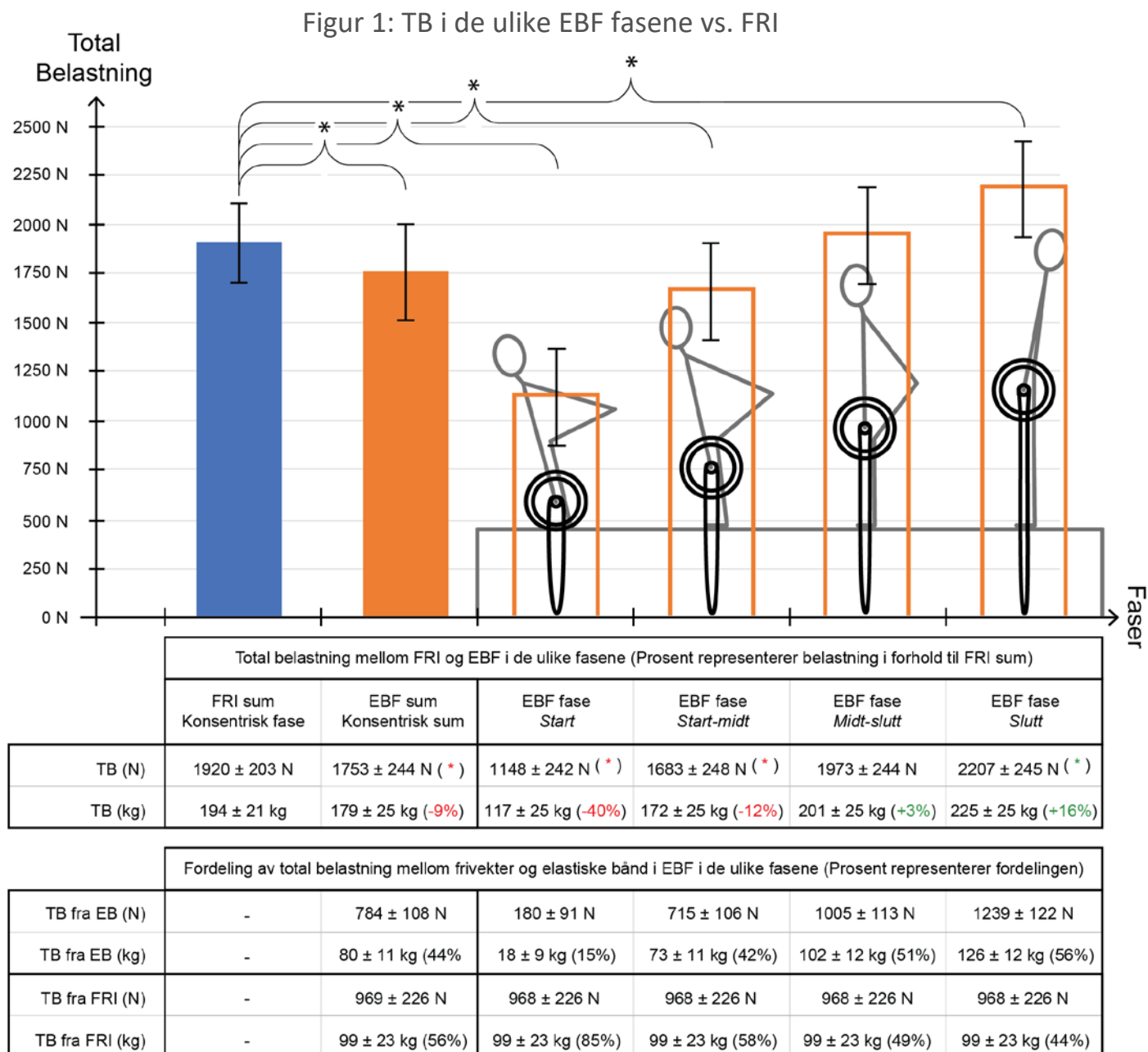
Tabell 5: Viser sammenligningen av muskelaktivering i den Øvre fasen av løftet i de målte musklene. Muskelaktivering er målt i millivolt og verdiene er oppgitt i gjennomsnitt ± standardavvik. Signifikant forskjell er symbolisert med stjerne (*), sterk signifikant trend er markert med dolk (†).

4.2. Total belastning

Dataen viste en signifikant større gjennomsnittlig total belastning for FRI vs. EBF ($p = 0,002$). I de ulike fasene fant vi en signifikant TB for FRI vs. fasene *Start* ($p = 0,001$) og *Midt-start* ($p = 0,001$), mens i *Slutt* fasen var TB signifikant større for EBF vs. FRI ($p = 0,001$). T.d. fant i ingen signifikant forskjell mellom FRI vs. *Midt-slutt* fasen for EBF ($p = 0,099$) (se figur 1). Ytterligere ble det observert en signifikant økning av absolutt vekt på stangen hos samtlige deltagere ($p = 0,001$) for EBF vs. FRI, der vekten økte med et gjennomsnitt på 9%.

4.2.1. Figur 1: Total belastning i Newton (N) og kilogram (kg)

Figur 1 viser sammenligningen av total belastningen (TB) i konsentrisk fase og de fire ulike fasene. Total belastning er målt i Newton (N) og konvertert til kilogram (kg) nedenfor. Verdiene er oppgitt i gjennomsnitt ± standardavvik. Forkortelsen på første kolonne er de forskjellige belastningstypene; EB = Elastiske bånd og FRI = frivekter. Signifikant forskjell er symbolisert med stjerne (*).



5. Diskusjon

5.1. Muskelaktivering i forhold til hypotese

Vi forventer ingen signifikante forskjeller for samtlige muskler gjennom den *konsentriske* fasen, men en signifikant større aktivering av *erector* i *midtre* fase og *glutea* i *øvre* fase. Bakgrunnen til disse forventningene var til dels basert på tidligere funn, hvordan vår metodikk skilte seg fra andre studier og opplevd forskjell under designet av testet. For den konsentriske fasen prøvde vi å se etter likhetstrekk mellom studiene, som var vanskelig ettersom de var betydelig forskjellige i både metodikk og variabel belastning. Det vi tolket fra studiene til Nijem (2013), Larsen et al. (2016) og Iversen et al. (2017) var at en variabel belastning på mellom 15-30% kunne stimulere til lik neuromuskulær aktivering mellom EBF og FRI, men når den variable motstanden erstatter frivektene helt vil de føre til en signifikant mindre aktivering (Iversen et al., 2017; Larsen & Solheim, 2016; Nijem, 2013). I følge våre funn viste den første delen av hypotesen seg å være riktig ($p = 0,098 - 0,268$).

For de ulike fasene var det enda vanskeligere å basere seg på de andre studiene ettersom det kun var studiet til Iversen et al. (2017) som hadde inndelt løftet i faser i sin studie. En studie vi i utgangspunktet stilte oss kritisk til ettersom forfatteren selv innrømmer at de elastiske båndene var relativt slakk i utgangsstilling i forhold til resten av løftet. Dette var noe vi spesifikt gikk inn for å unngå under konstrueringen av løfteplataet til testen. Derfor så vi på andre studier som omhandlet markløft men ikke nødvendigvis variabel motstand. Basert på vår tolkning av studiet til Hales et al. (2009) som bemerket det økte arbeidskravet for *glutea* i markløft vs. knebøy, spekulerte vi at implementeringen av elastiske bånd kunne videre forsterke dette arbeidskravet med en ekstra vanskelig *øvre* fase (Hales et al., 2009). Våre forventninger til *erector* var mest basert på den lavere plassering av vektstangen, som kunne trolig føre til en mer horisontal positur i ryggen. Etter vår tolkning av artikkelen til Nuckols (2016) vil en mer fremoverlent positur kunne sette et større arbeidskrav på ryggstrekkeren (Nuckols, 2016) og derav en trolig større neuromuskulær aktivitet. For *glutea* var våre forventninger delvis riktig med funn som viser til en sterk statistisk trend ($p = 0,051$). Det skal sies at tre feilmålinger ble fjernet i denne fasen pga. uleselig data, noe som fort kan skje hvis elektrodene løsner fra festet og delvis mister hudkontakten under løftet (Konrad, 2006). For *erector* viste hypotesen seg å være feil, da høyden på vektstangen ikke virker å ha en stor innvirkning på aktivering. Vi observerte altså ingen signifikant forskjell i *erector* for EBF i *midtre* fase ($p = 0,177$).

5.2. Muskelaktivering

5.2.1. Hofteekstensorer

M Biceps Femoris

Muskelen *biceps fem* ble ikke målt i studiet til Nijem (2013). Det er heller ingen korrelasjon mellom bacheloroppgaven til Larsen et al. (2016) og Studiet til Iversen et. al (2017) når det kommer til muskelaktivering med EBF. På lik linje med vår studie fant Larsen et al. ingen signifikant forskjell i *biceps fem* mellom FRI og EBF ($p = 0,171$). Til vår overraskelse fant vi en signifikant større aktivering av *biceps fem* for FRI vs. EBF i *midt*re fase ($p = 0,036$). Våre funn har derfor mer til felles med studiet til Iversen et al. (2017) som fant en signifikant større aktivering av *biceps fem* i hele den konsentriske fasen og siste halvdel av den eksentriske for FRI vs. EBF. Vi forventet ikke å finne noen signifikant forskjell på *biceps fem*, mest på grunn av funnene til Larsen et al. (2016) og fordi deres variable motstand var nærmere vår (15 og 25% vs. 41% respektivt) enn studiet til Iversen et al. (2017) med 100% variable motstanden. Vi er usikker på bakgrunnen til dette funnet, annet enn at det trolig kan ha en relasjon til den større aktiveringen av *glutea* for EBF i *øvre* fase. Altså at implementeringen av elastiske bånd påvirker hvor dominant biceps og *glutea* er i hofteekstensjonen i forhold til hverandre i den siste halvdel av konsentrisk fase.

M. Gluteus Maximus

Vi fant ingen signifikant forskjell mellom EBF og FRI med aktivering av *glutea* ($p = 0,110$), men en sterk signifikant trend av større aktivering i *øverste* fase for EBF ($p = 0,051$). Sammenlignet med de andre studiene stemmer våre funn over ens med bacheloroppgaven til Larsen et al. (2016) som heller ikke fant noen signifikant forskjell gjennom løftet. Derimot viste studiene til Nijem (2013) og Iversen et. al (2017) en signifikant større aktivering av *glutea* for FRI vs. EBF. Interessant å bemerke seg observerte Iversen et al. (2017) ingen signifikant forskjell i *øvre* halvdel av den konsentriske fasen. Som vi tolker dette er at FRI har potensiale til å stimulere frem en større total neuromuskulær aktivitet, mens EBF kan vise til sterk statistisk trend for en større aktivering i *øvre* konsentriske fase på grunn av den økte vanskelighetsgraden for å fullføre løftet (Iversen et al., 2017; Larsen & Solheim, 2016; Nijem, 2013). Videre kan det diskuteres om forskjellen på utstyr kan påvirke resultatet, der Nijem (2013) brukte kjetting med 20% brukte Larsen et al. (2016) tilnærmet lik belastning for

elastiske bånd. Det kan derfor spekuleres til om elastiske bånd er mer gunstig ettersom det har en mindre lineær belastning enn kjetting og viser til mindre redusert muskelaktivering (Larsen & Solheim, 2016; McMaster et al., 2010; Nijem, 2013).

5.2.2. Kneekstensor

M. Vastus Lateralis

Vi fant en signifikant høyere muskelaktivering av *vastus lat* i den øverste fasen av løftet med EBF ($p = 0,012$). Dette til tross for ingen signifikante funn i *nedre* og *midt*re fase. I verken av studiene til både Nijem et al. (2013) og Larsen et al. (2016) ble det ikke observert noen signifikante forskjeller for *vast lat*. Larsen et. al (2016). De brukte tilsvarende variabel belastning (15-25%) som Nijem et.al (2013) (20%), men med forskjellig metodikk (avlastning vs. belastning respektivt). Det kan derfor være at det er den økte båndbelastningen i vår studie gjorde at aktiveringen av *vastus lat* ble signifikant. Dette er en motsetning til studiet av Iversen et al. (2017) som fant signifikant høyere aktivering med FRI vs. 100 % EBF. Dette kan også skyldes metodikk av slakk strikk i utgangsstilling (Iversen et al., 2017).

I vår hypotese forventet vi ikke å finne noen signifikant forskjell i *vastus med* mellom EBF og FRI. Vi vet ikke hva som kan være årsaken til denne forskjellen, annet enn at det trolig kan ha noe med *vastus lateralis* sin funksjon for stabilisering av kneet under kneekstensjon (J. Kompf & Arandjelovic, 2017). Med andre ord kan variabel motstand som metode være så uvant for enkelte utøvere slik at de må jobbe ekstra hardt for å oppnå en stabil bevegelsesbane med enkelte muskler.

M. Vastus Medialis

Vi fant ingen signifikant forskjell mellom EBF og FRI når det kommer til aktivering av *vast med* ($p = 0,114$). Dette var til dels etter våre forventinger i hypotesen. Kun to av de andre studiene målte aktiviteten i *vast med*. I studien til Iversen et. al (2017) var det en signifikant forskjell i favør for FRI gjennom hele løftet, mens ingen signifikante funn ble observert i de ulike fasene (Iversen et al., 2017). Våre funn stemmer derfor mer over ens med bacheloren til Larsen et al. (2016) som heller ikke fant noen signifikant forskjell (Larsen & Solheim, 2016).

5.2.3. Ryggektensor

M.Erector Spinea

Vi fant ingen signifikant forskjell mellom EBF og FRI når det kommer til aktivering av *erector* i den *konsentriske* fasen ($p = 0,110$). Dette stemmer over ens med funnene til Larsen et al (2016) og Nijem (2013) som heller ikke observerte noen signifikante forskjeller (Larsen & Solheim, 2016; Nijem, 2013). I studien til Iversen et al (2017) derimot var det signifikant større aktivering av *erector* med FRI første halvdel av *konsentrisk* fase og siste halvdel av den *eksentriske* (Iversen et al., 2017). I vår hypotese forventet vi en større aktivering i *midt* fase for *erector* med EBF med bakgrunn i metodikken vår. Denne hypotesen viste seg å være feil ($p = 0,177$) og våre funn viser tendenser til samme funn som tidligere studier, med unntak til Iversen (Iversen et al., 2017; Larsen & Solheim, 2016; Nijem, 2013).

5.3. Total belastningen i forhold til hypotese

I vår hypotese om kraft forventet vi en signifikant lavere total belastning med EBF vs. FRI gjennom det konsentriske løftet og en signifikant lavere belastning i fasene *Start* og *Midt-start* med EBF vs. FRI. Denne hypotesen var primært basert studiet til Galpin et al. (2015) som gjorde en interessant observasjon der de fant en signifikant korrelasjon mellom utviklingen av kraft og mengden variabel motstand; jo større andel båndene utgjorde, des mindre kraft ble utviklet uavhengig av intensitet. Masteroppgaven til Davis (2015) viste tilsvarende funn. Det var derfor trolig at vi kom til å finne en redusert total belastning med variabel motstand som metode (Davis et al., 2013). For de to ulike fasene var den større variable motstanden en viktig faktor. Når den variable motstanden utgjør over 40% er det lett å se for seg at belastningen i den *nedre* fasen vil bli betydelig lettere sammenlignet med den konstante motstanden. Denne hypotesen viste seg å være delvis riktig. Som forventet fant vi en signifikant større aktivering for FRI vs. EBF i konsentrisk fase ($p = 0,002$) og i fasene *Start* ($p = 0,001$) og *Midt-start* ($p = 0,001$), men et uforutsett funn var at den økte belastningen fra EBF i øvre fase viste seg å være stor nok til å være signifikant større enn FRI ($p = 0,001$)

I hypotesen forventet vi også å finne en signifikant høyere absolutt intensitet på stanga hos deltagerne med EBF vs. FRI i øvre fase. Dette var hovedsakelig basert på et av de grunnleggende formålene med variabel motstand, som var at i teorien skulle utøveren kunne løfte mer hvis det kritiske punktet i løftet ble lettere å overkomme (Zatsiorsky & Kraemer,

2006). Denne delen av hypotesen viste seg også å være rett ettersom vi fant en signifikant økning av absolutt intensitet på stanga for EBF vs. FRI ($p = 0,001$), der den gjennomsnittlige økningen lå på 9%.

5.4. Total Belastning

Tidligere studier som har målt ekstern kraft, har altså vist et gjennomgående funn at implementeringen av variabel motstand vil redusere kraftutviklingen (Davis et al., 2013; Galpin et al., 2015; Nijem, 2013). Vel å merke har de samme studiene vist en motsatt innvirkning på effekt som har økt signifikant med større variabel motstand. Det vil si at elastiske bånd vil påvirke de kinetiske variablene i markløft slik at øvelsen kan bli mer eller mindre relevant for enkelte treningsregimer. Dette kan blant annet være til god nytte for idretter som krever at man genererer kraft hurtig og/eller for utøvere som ønsker å forbedre denne ferdigheten. Dette kan også være en fordel i form av rehabilitering, trening av eldre, avlastning eller en variasjon i et treningsregime til idrettsutøvere. Men om det er en fordel for en utøver som ønsker å maksimere styrkeframgangen sin kan diskuteres med tanke på at den totale treningsbelastningen er en viktig faktor for progresjon (Gjerset et al., 2015). I dette tilfellet kan EBF være en valid treningsmetode hvis det brukes som en variasjon og/eller supplerer av et treningsregime og ikke som en erstatning.

5.5 Metodikk

Variabel motstand kan implementeres på ulike måter forbi valget mellom kjetting eller elastiske bånd. Studiet til Galpin et al. (2015) og Davis (2013) valgte blant annet en horisontal montering av båndene, der hver ende var ankret i gulvet og lå over vektstangen, noe som fjernet behovet for et løftebur (Davis et al., 2013; Galpin et al., 2015). Denne metoden kan også benyttes med et løftebur skulle det være ønskelig at den variable motstanden slår inn senere i løftet, ved å montere den i hver ende av buret over bakken. Dette kan trolig være en gunstig metode hvis utøveren ønsker en tyngre *øvre* fase uten å redusere vekten i startfasen. Vår metode var å ta i bruk et løfteplata for å få en vertikal montering, der ene enden var ankret til bakken og den andre til vektstangen. Bakgrunnen til dette valget var å unngå at de elastiske båndene ville endre den naturlige bevegelsesbanen som hører til konvensjonell markløft og for å sikre

at båndene holdt seg utstrakt. Til vår viten er det ikke gjort noen konkrete studier på de akutte konsekvensene av ulike metoder for implementering av variabel motstand, noe som gjør det vanskelig å konkludere med hva slags direkte innvirkning vår metode hadde på resultatene sammenlignet med andre studier. I etterkant av studiet mener vi dette kan være et viktigere tema å undersøke før videre studier blir gjort på variabel motstand i markløft.

Et av svakhetene til variabel motstand som metode er å regne ut hvor stor del av belastningen som varierer. Dette krever god kunnskap om utstyret som blir utnyttet men kan selv da være utfordrende hvis treningsregime til utøver er rettet mot spesifikke intensiteter, eller mot øvelser som ikke like lett kan kombineres med variabelmotstand uten hjelp av ytterligere utstyr. For begge metodene beskrevet ovenfor krever det enten ankring i gulvet eller et løftebur for markløft.

5.6 Testutvalg

Testdeltagerne var informert på forhånd om at prosjektet hadde kriterier for å bli inkludert i studiet. Etter testperioden var over, satt vi igjen med 12 av 15 deltagerne som var innenfor inklusjonskravene. Hver deltager brukte inntil 10 dager fra første til siste test. En selvkritikk til vår studie var at vi ikke utførte noen form for treningskontroll på deltagerne i denne perioden annet enn å be dem holde seg unne markløft 48 timer før hovedtest. Det skal sies at det er mange flere øvelser som deltagerne kunne utført innen dette tidsrom som på lik linje med markløft trolig kunne påvirket resultatene og som burde vært unngått.

For å kunne delta i prosjektet ønsket vi erfarne deltagerne. Dette var for å unngå at teknikk skulle være en begrensende faktor eller at fravær derav skulle medføre risiko for skade. Grepstyrke er en begrensende faktor som kan være avgjørende i markløft. Ved å lage et påbud om bruk av reimer og kalk vil det være en mindre risiko for at grepet glipper under løftet. Bevisst ble også overhåndsgrep påbudt, da skjev løfting kunne påvirket ulik muskelaktivering.

De fire første deltagerne hadde tilvenningstester av FRI utenfor løftebur og tilvenningstester av EBF i løftebur. Dette er en svakhet i prosjektet som kan ha påvirket testresultatene uten at vi kan si noe for sikkert. Flere av deltagerne hadde også en økning fra første tilvenningstest til hovedtest. Dette er noe vi kan ta selvkritikk for, da vi ønsket at deltagerne skulle spare sin absolutte 1RM til hovedtesten. Et annet perspektiv er at vi også

ønsket at deltagerne skulle unngå skader. Dette fikk vi likevel oppleve hos en av deltagerne som måtte bryte løftet på grunn av en strekk i ryggen under et av løftene. Et tredje perspektiv er at to tilvenningstester ikke nødvendigvis er tilstrekkelig for å bli kjent med en "ny øvelse". Vi tenker at tre til fire tilvenningstester kunne kanskje forbedret teknikken hos samtlige med EBF som igjen kunne påvirket resultatene.

5.7. Teknikk

Under testene ble det ikke satt konkrete krav til teknikk annet enn at utøverne måtte fullføre lockout for å få et godkjent løft. Løft med middels teknikk ble godkjent. Det vi ser i etterkant er at det ikke alltid samsvarer å ha god teknikk og 1RM med to ganger kroppsvekt. Det skal også sies at 1RM kan tolkes på forskjellige måter; er det snakk om 1RM i form av absolutt maksimalt løft eller 1RM i form av maksimalt løft før teknikken bryter samme. Selv om flertallet av deltagerne hadde en gjennomgående god teknikk, kan studiet ha blitt svekket grunnet liten oppfølging på teknikk. Det kan diskuteres om et lavere kvalifiseringskriterium for 1RM men strengere krav til teknikk kunne gitt et større og bedre utvalg.

5.8. Praktiske applikasjoner

Basert på vår egen og andre sine studier gjort på variabel motstand i markløft, mener vi at EBF kan være en valid treningsmetode i form av variasjon og/eller supplering i et treningsregime (Davis et al., 2013; Galpin et al., 2015; Joy et al., 2016; Larsen & Solheim, 2016; Nijem, 2013). Variasjon i et treningsregime kan være med på å fremme progresjon og forhindre stagnasjon (Joy et al., 2016; Raastad et al., 2010). Vi er mer skeptiske til om EBF kan erstatte FRI helt, spesielt med tanke på toppidrettsutøvere eller generelt for utøvere som ønsker å bli sterkere i FRI øvelser. Dette er blant annet på grunn av prinsippet om spesifisitet som sier at for å bli god i noe må du øve på den ferdigheten du vil bli god i (Raastad et al., 2010).

Dette gjelder da også for markløft som øvelse. EBF kan trolig være en valid treningsmetode i form av rehabilitering, trening av eldre eller trening av funksjonshemmede. Dette er tenkelig ettersom både vår egen og samtlige andre studier har funnet mindre treningsbelastning med EBF i forhold til FRI (Davis et al., 2013; Galpin et al., 2015; Joy et al., 2016; Nijem, 2013). Derimot kan det diskuteres om dette er en fordel for utøvere som ønsker å

maksimere styrkeframgangen sin med tanke på at den totale treningsbelastningen er en viktig faktor for progresjon (Gjerset et al., 2015). Derfor mener vi at EBF kan fungere som en variasjon og/eller supplerer i et styrketreningsregime, og ikke som en erstatning.

5.9. Begrensninger

5.9.1 Overflate EMG

Det finnes ikke en universell fasit på hvordan utføre en s-EMG. Seniam er et internasjonalt forsøk på å finne en standardisert metode av god kvalitet, men selv den kan forbedres og bør oppdateres regelmessig ettersom ny forskning kommer til lys, dette er ikke bare en forskningsgruppe kan utføre alene, men et internasjonalt ansvar (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000). Overflate EMG viser også bare en estimert måling av muskelaktivering, og det er alltid en sjanse for at nærliggende muskler (synergister) kan påvirker målingene til tross for forholdsregler under preparering av hud og plassering av elektrodene. Dette kan føre til feilmålinger i form av for høye-, for lave- eller for uklare målinger (Farina, 2006).

6. Konklusjon

Vi konkluderer med at implementeringen av elastiske bånd (variabel motstand) ikke fører til en signifikant større muskelaktivering i *m. biceps femoris*, *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. gluteus maximus* eller *m. erector spinae* i konsentrisk fase sammenlignet med frivekter (konstant motstand). Allikevel kan elastiske bånd stimulere til signifikant større muskelaktivering i *m. vastus lateralis* og en sterk statistisk trend større aktivering av *m. gluteus maximus* i øverste fase av løftet enn med frivekter. Selv om frivekter stimulere til signifikant større aktivering av *m. biceps femoris* i midtre fase.

Studiet vårt bekrefter at det er en større total belastning med konstant motstand sammenlignet med variabel motstand, der elastiske bånd førte til en signifikant lavere total belastning i konsentrisk fase og i fasene *Start* og *Midt-start* sammenlignet med frivekter. EBF kan derimot tillate utøveren å løfte signifikant større total belastning i *Slutt*-fasen av løftet og føre til en signifikant økning i absolutt intensitet på stanga for EBF vs. FRI i samme fase.

Med disse funnene mener vi at elastiske bånd som variabel motstand opp til 40% kan være en valid treningsmetode i markløft, men fungerer nok best som variasjon og supplement for treningsregime og ikke som en erstatning for frivekter.

Litteraturliste

- Andersen, V., Steiro Fimland, M., Knutson Kolnes, M., Jensen, S., Laume, M., & Hole Saeterbakken, A. (2016). Electromyographic Comparison of Squats Using Constant or Variable Resistance. *J Strength Cond Res*, 30(12), 3456-3463. doi:10.1519/jsc.0000000000001451
- Anderson, C. E., Sforzo, G. A., & Sigg, J. A. (2008). The effects of combining elastic and free weight resistance on strength and power in athletes. *J Strength Cond Res*, 22(2), 567-574. doi:10.1519/JSC.0b013e3181634d1e
- Cho, A., Ka, D., Galpin, A., Brown, L., & Coburn, J. (2013). *Effect of elastic bands vs. free weights on deadlift interpeak time between ground reaction force, power, and velocity.*
- Davis, K., Galpin, A., Brown, L., & Coburn, J. (2013). Acute effects of elastic bands on power characteristics during the deadlift. In: ProQuest Dissertations Publishing.
- Elliott, B. C., Wilson, G. J., & Kerr, G. K. (1989). A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Med Sci Sports Exerc*, 21(4), 450-462.
- Farina, D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev*, 34(3), 121-127.
- 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
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Tekniske regler - IPFs regler for utstyrsfri løfting (2017).
- 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. doi:10.1519/JSC.0b013e3182986bef
- K. Beckham, G., S. Lamont, H., Sato, K., W. Ramsey, M., G. G. H., & H. Stone, M. (2012). Isometric Strength of Powerlifters in Key Positions of the Conventional Deadlift. *Journal of Trainology*, 1(2), 32-35. doi:10.17338/trainology.1.2_32
- Kompf, J., & Arandjelovic, O. (2017). The Sticking Point in the Bench Press, the Squat, and the Deadlift: Similarities and Differences, and Their Significance for Research and Practice. *Sports Med*, 47(4), 631-640. doi:10.1007/s40279-016-0615-9
- 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
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography* (Version 1.4 ed.): Noraxon USA, Inc.
- Larsen, T., & Solheim, F. (2016). Is there a difference in the activation of the m. Erector spinae, m. Gluteus maximus, m. Semitendinosus, m. Biceps femoris, m. Vastus medialis and m. Vastus lateralis during a deadlift with and without elastic bands? , 41.
- Malyszek, K. K., Record, S. M., Davis, K. A., Harmon, R. A., Manolovitz, A., Steele, J., . . . Galpin, A. J. (2015). Acute Effects Of Elastic Bands On Performance Characteristics During Deadlifts At

- Various Loads: 3433 Board #194 May 30, 9. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47, 929. doi:10.1249/01.mss.0000479253.57891.48
- 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. doi:10.1519/JSC.0b013e3181dc4200
- Nijem, R. (2013). *An Electromyographic and Force Plate Analysis of the Deadlift Performed with and Without Chains*: California State University, Fullerton.
- Nuckols, G. (2015, 2015). The Complete Strength Training Guide. Retrieved from <https://www.strongerbyscience.com/complete-strength-training-guide/>
- Nuckols, G. (2016). How to deadlift: The Definitive Guide Retrieved from How to deadlift: The Definitive Guide
- Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P. E., Rønnestad, B. R., & Wisnes, A. R. (2010). *Styrketrening : i teori og praksis*. Oslo: Gyldendal undervisning.
- Record, S., Malyszek, K., A. Davis, K., Brown, L., Coburn, J., Steele, J., . . . Galpin, A. (2015). *Acute Effects of Elastic Bands on Force, Velocity, and Power During the Deadlift at Various Loads*.
- 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/>
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010). The "sticking period" in a maximum bench press. *J Sports Sci*, 28(5), 529-535. doi:10.1080/02640411003628022
- van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2010). The "sticking period" in a maximum bench press. *J Sports Sci*, 28(5), 529-535. doi:10.1080/02640411003628022
- 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

Deltageravtale

I forbindelse med testing av deltagere til bachelorprosjekt i regi av Arne Hånes, Patrick Johnsson og Marius Pedersen ønsker vi å informere deg om dine rettigheter. Som deltaker i prosjektet har du 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. Ved signering av denne avtalen godtar du at vi benytter data vi innhenter om deg fra testresultatene til arbeid med bachelorprosjektet.

Fullt Navn

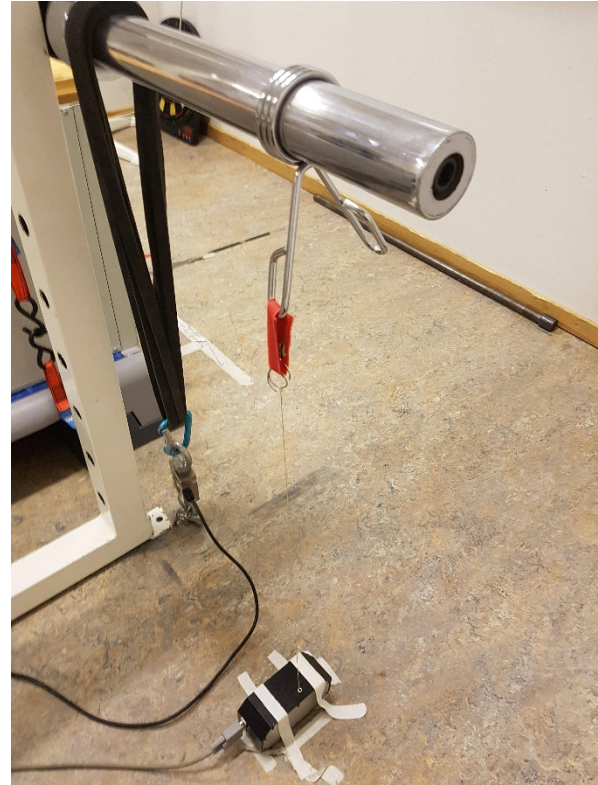
Dato

Høgskolen på Vestlandet
Avdeling for Lærerutdanning og Idrett
Idrett og Kroppsøving
Sogndal

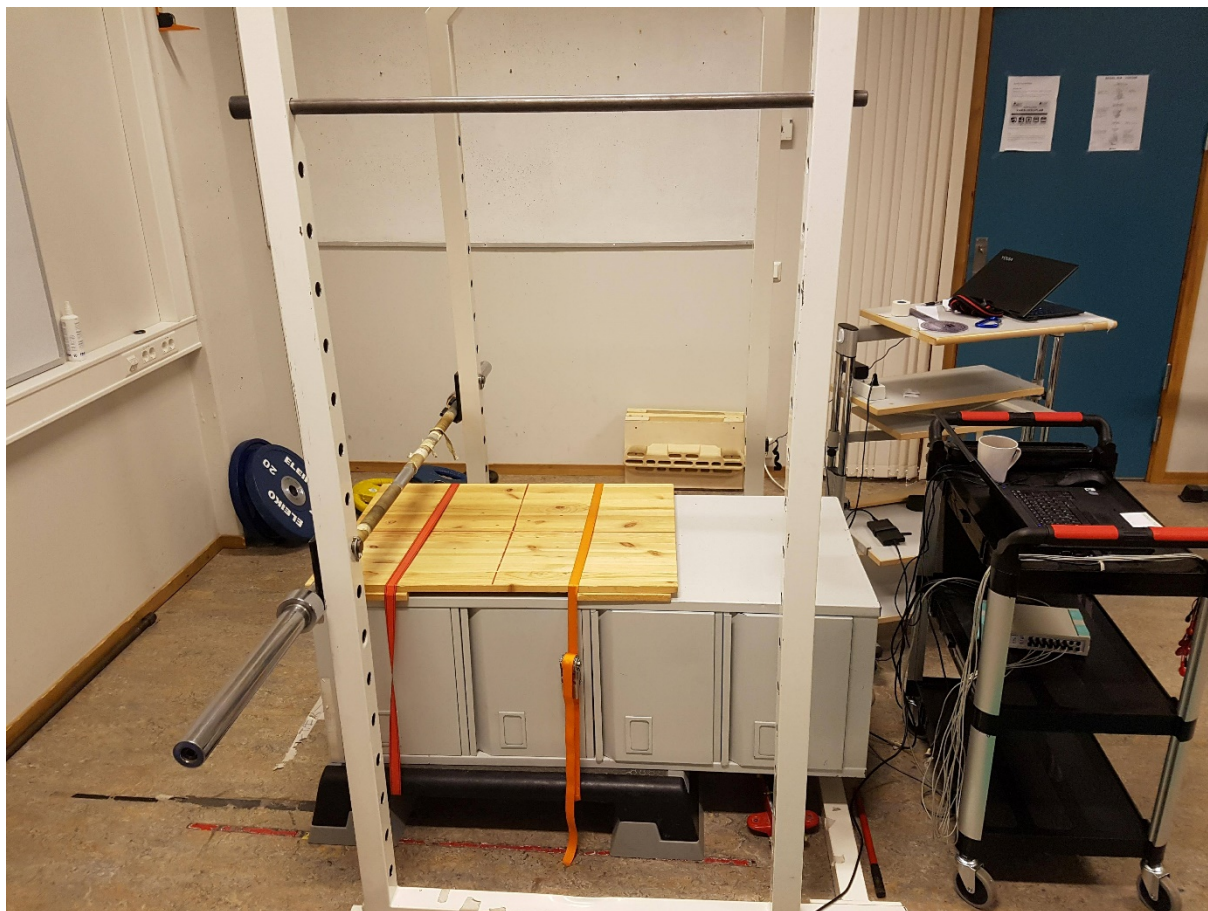
Bilder



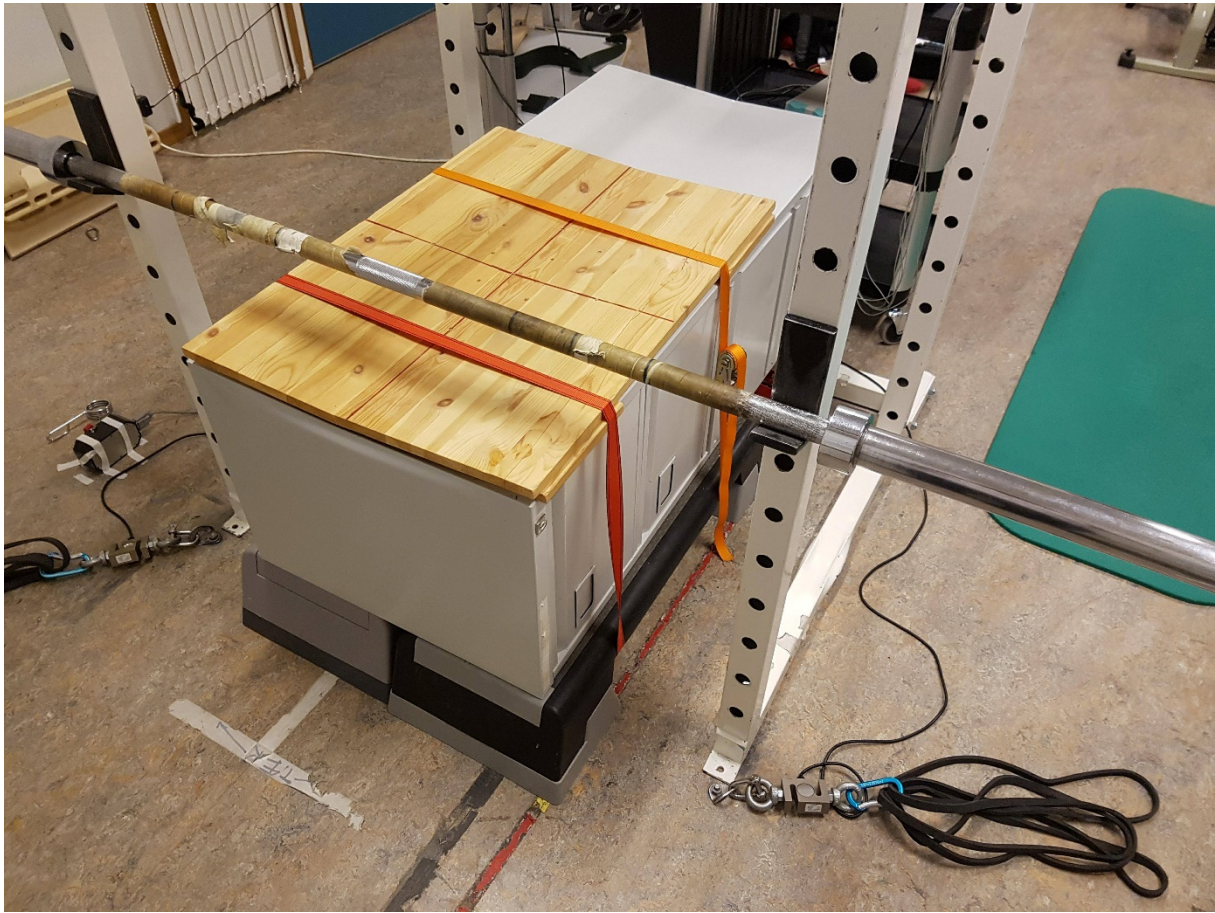
Bilde 2: En decline benk og en yogamatte ble brukt som underlag til de kliniske testene. Dette ble gjort i etterkant av hovedtesten for å sikre at elektrodene målte riktig ved å gjennomføre isolerte kontraksjoner av de fem musklene som ble målt. Disse testene ble gjort etter Seniam sine anbefalinger (Seniam.org,



Bilde 3: På hver ende av vektstanga ble det montert to elastiske bånd ankret i gulvet via kraftceller, mens på den ene siden ble det montert en lineær enkoder. Enkoderen ble brukt for utregning av total løftetid i den konsentriske fasen og for å identifisere de forskjellige løftefasene.



Bilde 4: Løfteplatået sett fra siden som den var montert i løfteburet, uten de elastiske båndene løfteplatået utgjorde en høyde på 71 cm og Vektstangen var montert 12 cm over platået, som er 9 cm lavere enn standard.



*Bilde 5: De elastiske båndene var begge ankret til en kraftcelle hver via en karabinkrok, som målte den eksterne motstanden utøverne løftet (vekt * tyngdekraft).*