



BACHELOROPPGAVE

Sammenligne muskelaktivering i strakmark, rygghev 45° og ryggekstensjon i apparat med sEMG-målinger fra erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris.

A comparison of muscle activity in stiff-leg deadlift, back extension and back extension in apparatus with sEMG-measurements from erector spinae, gluteus maximus and biceps femoris.

Jørund Løken – 620

Nikolai Bråta Strømstad - 323

Idrett og kroppsøving - ID3-323

Høgskolen på Vestlandet

Helene Pedersen

14.12.2018

Forord

Denne oppgaven er skrevet i forbindelse med utdanningen Idrett og Kroppsøving på Høyskolen i Sogndal. Forskningen har basert seg på sammenligning av muskelaktivering i øvelsene strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat i tre muskelgrupper. Vi valgte denne problemstillingen på grunnlag av lite tidligere forskning i denne retningen samt interesse for faget. Dette har vært en lang prosess med masse arbeid, og det er med en god følelse vi leverer denne oppgaven.

Vi vil takke vår veileder Helene Pedersen for all hjelp med oppgaven og arbeidet hennes under de eksperimentelle testene. Takk Spenst og HVL Sogndal for disponering av utstyr og testlokale. Takk Atle Hole Sæterbakken og Vidar Anderssen for hjelp med problemstilling, svar på alle spørsmål og hjelp med testing. Takk til alle forsøkspersoner som har bidratt med en svært sentral del av denne oppgaven.

Nikolai Bråta Strømstad

Jørund Løken

Innhold

Sammendrag	4
1.0 Innledning.....	6
1.1 Problemstilling.....	7
1.2. Hypotese	7
2.0 Teori	8
2.1 Adaptasjoner til styrketrening	8
2.2 Morfologiske adaptasjoner	8
2.3 Nevrologiske adaptasjoner	8
2.4 Utstyr	9
2.5.1 Apparat	9
2.5.2 Frivekter	9
2.6 Studier som sammenligner muskelaktivering mellom apparat og frivekter	10
2.7 Muskelaktivering og intensitet	11
2.8 Studier på strakmark, rygghev 45 ° og ryggekstensjon i apparat	12
2.8.1 EMG-studier på strakmark	12
2.8.2 EMG-studier på rygghev	13
3.0 Metode.....	15
3.1 Studiedesign.....	15
3.2 Forsøkspersoner.....	15
3.3 Inklusjon- og eksklusjonskriterier	15
3.4 Etikk.....	16
3.5 Testprotokoll.....	16
3.6 Standardisering og gjennomføring av øvelsene.....	17

3.6.1 Oppvarming.....	17
3.6.2 Øvelsene	17
3.6.3 Strakmark	18
3.6.4 Rygghev 45°	19
3.6.5 Ryggekstensjon i apparat	20
3.7. Bruk av elektroder	21
3.7 Elektrodeplassering	21
3.8 Statistikk og analyse	22
4 Resultat.....	23
4.1 Biceps Femoris	23
4.2 Erector Spinae.....	24
4.3 Gluteus Maximus.....	25
5.0 Diskusjon.....	26
5.1 Ryggekstensjon i apparat.....	26
5.2 Strakmark og rygghev	27
Forskjellen i muskelaktivering påvirket av biomekanikk?	29
Strakmark og rygghev mot ryggekstensjon i apparat	30
5.5 Metodediskusjon og feilkilder	31
5.5.1 Repetisjoner.....	31
5.5.2 Intillinger og grep.....	32
5.5.3 OEMG målinger.....	32
6.0 Konklusjon	33
Bibliografi	34

Sammendrag

Målet med dette studiet var å sammenligne muskelaktivering i strakmark, rygghev 45° og ryggekstensjon i apparat med oEMG-målinger fra erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris. Studiet benytter et within-subject design der 16 kvinner (alder: $21.75 \pm 1,12$ år, treningserfaring: $4,25 \pm 1,94$ år, vekt: $68,58 \pm 13,22$ kg, høyde: $166,94 \pm 6,62$ cm) ved HVL Sogndal ble rekruttert. To tilvenningstester ble brukt for at forsøkspersonene skulle bli kjent med øvelsene og at vi kunne finne ut belastning til testen. På den eksperimentelle testen ble det løftet 4 repetisjoner av 6 RM i alle øvelsene med 4 minutters mellomrom. Rekkefølgen på øvelsene ble randomisert. Det ble utført målinger med overflate elektromyografi i muskelgruppene erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris. Erector spinae viste signifikant høyere aktivering i rygghev 45° mot ryggekstensjon i apparat ($p=0,004$). Gluteus maximus viste signifikant høyere muskelaktivering i rygghev 45° mot ryggekstensjon i apparat ($p=0,000$), signifikant forskjell ble også funnet mellom ryggekstensjon i apparat og strakmark ($p=0,032$). Biceps femoris viste signifikant høyere muskelaktivering i rekkefølgen rygghev 45° < strakmark < ryggekstensjon i apparat ($P \leq 0.000$). Resultatene indikerer at rygghev 45° er et bedre alternativ enn strakmark og ryggekstensjon i apparat for å aktivere erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris.

ABSTRACT

The purpose of the present study was to compare muscle activation in stiff-leg deadlift, back extension 45 ° and back extension machine with sEMG measurements sampled from the erector spinae, gluteus maximus and biceps femoris. Employing a within-subject design, 16 women (age: 21.75 ± 1.12 years, training experience: 4.25 ± 1.94 years, weight: 68.58 ± 13.22 kg, height: $166.94 \pm 6, 62$ cm) at HVL Sogndal was recruited. Two pre-tests were used to get the subjects familiar with the exercises, as well as we could calculate the load for the test day. At the experimental test 4 repetitions of 6 RM were raised in all exercises at 4-minute intervals. The order of the exercises was randomized. Surface electromyography was used to measure muscle activation in erector spinae, gluteus maximus and biceps femoris during the lifts in the test day. Erector spinae showed significantly greater peak activation during back extension 45 ° compared to back extension in apparatus ($p = 0.004$). Significantly greater peak muscle activation for gluteus maximus was found in back extension 45 ° compared to back extension in apparatus ($p = 0.000$), back extension machine compared to stiff-leg deadlift ($p = 0.032$). Biceps femoris showed significantly higher activation in the order of; back extension 45 ° < stiff-led deadlift < backbone in device ($P \leq 0.000$). Results indicate that the back extension 45 ° exercise is a better alternative than stiff-led deadlift and back extension machine for activation in erector spinae, gluteus maximus and biceps femoris.

1.0 Innledning

Til tross for at strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat utfører svært like bevegelser, tilknyttes de forskjellig bruksområder inn mot trening og forskning (Wright, Delong, & Gehlsen, 1999; Clark, Manini, Mayer, Ploutz-Snyder, & Graves, 2002; Ebbem, 2009; Smith, Bissel, Bruce-Low, & Wakefield, 2011; Ridder, Oosterwijck, Vleeming, Vanderstraeten, & Danneels, 2013; Park & Yoo, 2014; Schoenfeld, et al., 2015; Hegyi, Péter, Finni, & Coronin, 2018). Øvelsene strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat har til felles å utføre ekstensjon av hofteddet. Dette innebærer aktivering av en kjede dorsale strekk-muskler (McAllister, et al., 2014; Behnke, 2006). Musklene som ser ut til å være mest sentral i øvelsene er erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris (Behnke, 2006; Raastad et al., 2010). Erector spinae har som funksjon å ekstendere- og sideveis flektare ryggstøyla, tillegg fungerer den som viktigste stabilisator under løft eller for å holde ryggstøyla naturlig rett. Gluteus maximus' mest sentrale funksjon er ved å ekstendere hofta. Biceps femoris eksterender hofta i tillegg til å flektare kneet.

Etter det vi kjenner til er det ikke gjort sammenligning av muskelaktivering i strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat. Studier på strakmark, rygghev og ryggekestensjon i apparat indikerer et bredt bruksområde der strakmark og rygghev ofte er undersøkt som skadeforebyggende øvelser for hamstring og nedre ryggstøyle (Ebbem, 2009; Hegyi et al., 2018). Det eksisterer tilsynelatende lite forskning på øvelsen da vi bare har funnet en studie på ryggekestensjon i apparat. Dette studiet undersøkte øvelsens effekt til behandling og prevensjon av nedre ryggskader (Smith et al., 2011). Hamstringskader er en typisk skade for eksplosive idretter (Ebbem, 2009; Bourne, et al., 2016) og nedre ryggskader er noe som kan ramme alt fra den utrente til topprente utøveren (Smith, et al., 2011; Clark, et al., 2002). Svakheter i muskulatur er en risiko for skader (Wright., 1999; Bourne, et al., 2016; Clark et al., 2002), men å benytte styrketreningsprogram er den mest effektive måten å øke muskelstyrke (Fleck S. J., 1999).

Strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat er tre øvelser som utfører ekstensjon i hofteddet. Det er imidlertid ikke klart hvilke av øvelsene som bør prioriteres inn i et styrketreningsprogram. Målet med dette studiet er å sammenligne muskelaktiveringen i

strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat med overflate elektromyografi (oEMG)-målinger fra erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris.

1.1 Problemstilling

Sammenligne muskelaktiveringen i strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat med oEMG-målinger fra erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris

1.2. Hypotese

H1: Rygghev 45° og strakmark vil vise signifikant høyere muskelaktivering i erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris i forhold til ryggekestensjon i apparat.

H2: Rygghev 45° vil vise signifikant høyest muskelaktivering i biceps femoris

2.0 Teori

2.1 Adaptasjoner til styrketrening

Styrketrening er en av de mest populære treningsformene (Fleck & Kraemer, 2014). Som respons av styrketrening, blir adaptasjoner til trening delt inn i to kategorier som tar for seg endringer i skjelettmuskulatur, og endring i muskelaktivitet gjennom nervesystemet (Sale, 1988; Folland & Williams, 2007). De treningspåvirkede endringene innenfor skjelettmuskulatur og nervesystem vil videre bli referert som morfologiske og nevrale adaptasjoner.

Ved oppstart av styrketrening vil man ofte kunne merke en større progresjon i ytre belastning enn i muskelstørrelse, eller som Raastad et al. (2010) utrykte det: «I begynnelsen av en styrketreningsperiode er styrkeøkning målt som endring i 1 RM i treningsøvelsene (ca. 1% per økt), ofte større enn den økningen vi finner i tverrsnittsareal i de aktuelle muskelgruppene».

2.2 Morfologiske adaptasjoner

Morfologiske adaptasjoner omhandler en økning i muskelstørrelse som resultat av trening, hovedsakelig ved en økning i tverrsnittsareal (Goldberg, Etlinger, Goldspink, & Jablecki, 2008). Dette skjer ifølge Folland & Williams (2007) ved en økning i tverrsnittet til hele muskelens og dens individuelle fibrer, som en årsak av økning i størrelse og antall myofibriller. Tidlig aktivering av satellittceller og deres spredning og fusjon med eksisterende fibre ses på som nært relatert til denne hypertrofiske adaptasjonen. Andre mulige adaptasjoner som også blir inkludert er overganger i muskelfibertype, økning i tettheten av myofilament, struktur av sener og bindevev, og muskelarkitektur. Sammensatt resulterer adaptasjonene i økning av styrke, eksplosiv kraft og muskulær utholdenhet, som er kritisk for idrettslig suksess (Baechle, 2000).

2.3 Nevrologiske adaptasjoner

Litteraturen viser samsvarende tolkning av de nevrologiske adaptasjonene tilknyttet trening (Sale D.G, 1987; Baechle, 2000; Folland & Williams 2007; Raastad, Paulsen, Refsnes, Rønnestad, & Wisnes, 2010). De nevrologiske adaptasjoner tar for seg endringer i koaktivering og tilrettelegging for bedre rekruttering og aktivering av agonister, synergister og antagonister

i en gitt styrkeøvelse. Dette gjør at den trente klarer å aktivere sentral muskulatur i spesifikke øvelser, bedre egenskapen til å koordinere aktivering av all relevant muskulatur, og derfor skape kraft i ønsket retning av bevegelsen. Noen av adaptasjonene kan dermed være synlig gjennom bedre teknikk. OEMG er et vanlig utstyr for å måle størrelsen på nevralt aktivering tilknyttet trening (Baechle, 2000). En økning i muskelaktivering indikerer større nevralt aktivering, og det finnes sterke og positive lineære forhold mellom målt muskelaktivering med oEMG, og mengden muskelmasse rekruttert under testing (Moritani & deVries, 1979). Både Baechle (2000) og Raastad et al, (2010) nevner flere studier som viser økning av styrke og EMG signal etter treningsperioder fra fem uker til over ett år. For å måle muskelaktivering i erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris, ser det ut til å være oEMG som er mest benyttet (Clark, et al., 2002; Bezerra, et al., 2003; Anderson & Behm, 2005; Giacomo Severini, 2018; McCurdy, Walker, & Yuen, 2018).

2.4 Utstyr

Den vanligste typen utstyr for styrketrening er frivekter og apparat (Cotterman, Darby, & Skelly, 2005). Frivekt blir av Coburn & Malek (2012) definert som: «ethvert objekt som har en fast masse uten begrensninger på bevegelsen» (s.64). I et apparat styres bevegelsesmønsteret gjennom hele øvelsen (Baechle, 2000). Øvelser med frivekter kan ha større antall frihetsgrader enn et apparat, og kan klassifiseres ut ifra antall frihetsgrader i øvelsen etter hvor mange retninger av bevegelse utstyret tillater (Tillaar & Sæterbakken, 2012).

2.5.1 Apparat

Et apparat gir eller krever som regel bare kraft i en retning, og kan dermed ses på som et mer sikrere og «enklere» alternativ grunnet redusert krav til teknikk. Apparat som bare tilrettelegger for bevegelse i en retning vil være en øvelse med 1 frihetsgrad. Apparater kan muligens tilrettelegge for større belastning av agonistene til bevegelsen, grunnet det reduserte behovet for stabilitet (McCaw & Jeffrey J. Friday, 1994). Derfor kan et apparat også være lettere å utføre for personer som sliter med balanse (Schwanbeck et al., 2009).

2.5.2 Frivekter

Siden det ikke er et apparat som styrer bevegelsen, blir frivekter konstant påvirket vertikalt av tyngdeloven (Haugland & Mathisen, 2003). Dermed kommer motstanden vekten virker på

bevegelsen med an på hvilken retning vekten beveger seg Coburn & Malek (2012). Motstanden vil være størst der vektarmen er lengst (Raastad et al. 2012). Grunnet frivektøvelsers naturlige- og frie rørslemønstre, omtales de ofte som mer idrettsspesifikke sammenliknet med apparat Stone & Bryant (1987).

2.6 Studier som sammenligner muskelaktivering mellom apparat og frivekter

Det er tilsynelatende lite forskning som sammenligner muskelaktivering mellom frivekter og apparat, og da særlig i de øvelsene vi har valgt. Anderson & Behm, (2005) sammenlignet muskelaktivering til soleus, vastus lateralis, biceps femoris, bukstabilisatorer, øvre lumbar erector spinae, og lumbo-sacral erector spinae ved gjennomføring av knebøy ved ulike stabiliseringsbehov og motstand. 14 mannlige forsøkspersoner gjennomførte knebøy med Smith maskin, frivekter og stående på to balanseballer. Muskelaktivering var høyest for soleus, bukstabilisatorer, øvre lumbar erector spinae og lumbo-sacral erector spinae i ustabile knebøy og lavest i Smith machine. Smith machine viste signifikant høyere vastus lateralis muskelaktivering i forhold til de to andre variantene.

Schwanbeck et al, (2009) sammenlignet knebøy med frivekter og Smith maskin ved bruk av EMG. Målet deres var å avdekke hvorvidt knebøy med frivekter eller Smith maskin var optimalt for å aktivere agonist- og synergistmuskulatur i ben og torso. Deltakerene utførte ett sett av 8 RM knebøy med frivekt og Smith maskin i randomisert rekkefølge med minimum 3 dager mellom øktene. Det ble hypotesert at den mer stabile øvelsen Smith maskin ville oppnå høyere aktivering av agonist og at den mindre stabile knebøyen ville aktivere synergist muskulatur mer. Med målinger av tibialis anterior, gastrocnemius, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris, lumbar erector spinae og rectus abdominus, viste resultatene til frivekter signifikant høyere EMG-målinger for gastrocnemius, biceps femoris og vastus mediales. Selv om det ikke ble funnet signifikante forskjeller for de andre musklene, påpeker Schwanbeck et al., (2009) at EMG-målingene i gjennomsnitt over all muskulatur viste 43% høyere verdi hos frivekt enn Smith maskin knebøy. Funnene til Schwanbeck et al., (2009) for vastus lateralis står i kontrast til de tidligere funnene av Anderson & Behm (2005). Schwanbeck et al., (2009) peker på at dette mest sannsynlig har med å gjøre at Anderson & Behm (2005) ikke brukte relativ motstand slik Schwanbeck et al., (2005) gjorde.

Studier som ser på øvelser i overkroppen viser en videre indikasjon på at apparater og frivekter vil kunne oppnå like målinger av muskelaktivering i agonist til øvelsen. Studiet til Saeterbakken, Tillar, & Fimland (2010) så på muskelaktivering ved 1RM i brystpress øvelser med ulike stabiliseringskrav og frihetsgrader. Under gjennomføring av brystpress med Smith maskin, vektstang og hantler, ble muskelaktivering målt fra pectoralis major, deltoid anterior, biceps, og triceps brachii. Saeterbakken et al., (2010) konkluderer med at ettersom behovet for stabilisering økte, endret aktivering i synergistmuskulatur (biceps/triceps), men ikke for agonist muskulatur (anterior deltoid/pectoralis).

Funn ifra Shick et al., (2010) viser samsvarende resultater som Saeterbakken et al., (2010). De sammenlignet muskelaktivering til anterior deltoid, medial deltoid, og pectoralis major mellom benkpress i Smith maskin og frivekt. Det ble gjort målinger ved intensiteter tilsvarende 70- og 90% av 1RM. Resultatene deres viste at muskelaktivering var høyest ved 90% av RM, og at muskelaktiveringen av synergisten medial deltoid var signifikant høyere ved frivekter.

2.7 Muskelaktivering og intensitet

Graden av muskelaktivering i en øvelse kan tenkes å være et resultat av intensitet og hvorvidt øvelsen stimulerer de involverte musklens funksjon. I følge Hennemans størrelse prinsipp rekrutteres muskler etter et hierarkisk system ifra de minste til de største (Henneman, 1957; Henneman, Samjen, & Carpenter, 1965). Dette betyr at muskelfibertype 1 først blir aktivert og at type 2 blir aktivert ettersom intensitet øker. Tall presentert i Raastad et al., (2010) viser at alle motoriske enheter er aktivert ved 80% av maksimal kraft, for å øke kraften ytterligere opp til 100%, må fyringsfrekvensen økes. I studiet til Andersson, Ortegren, Hergerts, (1977) testet de muskelaktivering med EMG i ryggmuskulatur. Studiet deres viste at muskelaktiveringen av erector spinae økte ved høyere motstand i fremoverbøyning.

Muskelaktivering ved høy og lav belastning ble sammenlignet med EMG, i en studie av Schoenfield, Contreras, Willardson, Fontana, & Tiriyaki-Sonmez, (2014). Høy belastning ble bestemt som 75% av 1RM og den lave belastningen ble bestemt til 30% av 1RM. Forsøkspersonene gjennomførte ben press til utmattelse ved begge belastningene. Resultatene viste at gruppa med høy belastning viste signifikant høyere muskelaktivering i benmuskulatur inkludert biceps femoris.

2.8 Studier på strakmark, rygghev 45 ° og ryggekestensjon i apparat

Bourne et al., (2016) sammenlignet blant annet rygghev 45° og strakmark i lag med 8 andre øvelser i et forsøk på å kartlegge hvilke øvelser som selektivt aktiverer biceps femoris. 24 mannlige forsøkspersoner deltok i studien der muskelaktivering ble målt med EMG og funksjonell MRI i en 12RM test. FMRI ble brukt for å bestemme hvilke øvelser som mest/minst selektivt aktiverer biceps femoris i forhold til medial hamstring. Resultatene deres viser at størst biceps femoris til medial hamstring ratio oppsto under eksentrisk gjennomføring av rygghev 45°. I den konsentriske delen viste rygghev 45° og utfall høyest muskelaktivering. Resultat fra studien viser at rygghev 45° aktiverer biceps femoris mer enn strakmark. Bourne et al., (2016) konkluderer med at hoftebaserte hamstring øvelser kanskje er mer nyttig enn Nordic hamstring øvelsen for å selektivt aktivere den ofte skadet biceps femoris muskelen.

Det finnes etter vår kjennskap lite forskning på ryggekestensjon i apparat. Forskningen vi har funnet bruker øvelsen til å se på effekten inn mot rehabilitering av ryggskader. Det skal sies at apparatet brukt i deres studie har mulighet for å feste hofte og ben til maskin. Studie forteller oss at 42 forsøkspersoner med kroniske rygg smerter deltok i en intervensjon på 12 uker trening i ryggekestensjon med og uten stabilisering i bekkenet (Smith et al., 2011). Resultatene fra dette studiet viser at ryggekestensjon med stabilisering i bekkenet førte til reduserte smerter i ryggvirvelen. Ryggekestensjon uten stabilisering i bekkenet førte ikke til noen signifikant forskjell.

2.8.1 EMG-studier på strakmark

Studiet til Ebbem, (2009) ser på hamstring aktivering ved ulike underkroppsøvelser. Studie søkte også å vurdere forskjeller i hamstring til quadriceps muskelaktiveringsforhold og kjønnsforskjeller deri. Et randomisert design ble brukt for å sammenligne 34 høyskoleutøvere i øvelsene knebøy, sittende leg curl, strakmark, enfots strakmark, markløft, good morning, og Russian curl. Muskelaktivering ble samlet med EMG fra biceps femoris og rectur femoris. I dette studiet viser muskelaktivering til strakmark å være signifikant lavere enn Russian curl og sittende fot curl. Strakmark viser lignende muskelaktivering med enfots strakmark og good morning, og signifikant høyere enn knebøy.

I studiet til Wright et al., (1999) sammenlignet de leg curl, strakmark og knebøy med EMG fra biceps femoris og semitendinosus under eksentrisk og konsentrisk muskelarbeid. 11 menn med erfaring fra styrketrening gjennomførte 3 repetisjoner på 75% av 1RM. Høyest muskelaktivering ble funnet i konsentrisk leg curl og konsentrisk strakmark uten at det var signifikant forskjell de to imellom. Wright et al., (1999) konkluderer med at leg curl og strakmark aktiverer hamstring i tilsvarende grad, men at knebøy aktiverer hamstring om lag halvparten så lite som leg curl og strakmark.

I nyere forskning på strakmark fra Hegyi et al., (2018) og Schoenfeld et al., (2015) er øvelsen undersøkt i tilknytning til regions-spesifikk muskelaktivering i hamstring. I studiet til Hegyi et al., (2018) ble strakmark sammenliknet med nordic hamstring. De fant at semitendinosus hadde betydelig større muskelaktivering enn biceps femoris i nordic hamstring. Semitendinosus og biceps femoris viste derimot liten forskjell hos strakmark. Grunnet relativt lav muskelaktivering i den eksentriske fasen i strakmark, spekulerer Hegyi et al., (2018) at strakmark alene kanskje ikke vil være like effektiv til skadeforebygging som Nordic hamstring.

Schoenfeld, et al., (2015) testet også regional muskelaktivering. 10 mannlige forsøkspersoner utførte 8RM der halvparten først begynte med strakmark og andre halvparten begynte med leg-curl. Deres studie viste at leg-curl hadde større muskelaktivering av nedre laterale og nedre mediale hamstring sammenlignet med strakmark.

2.8.2 EMG-studier på rygghev

Mayer et al., (1999) undersøker i sin studie hvilken effekt vinkel og hand posisjon har på muskelaktivering av lumbar multifidus og erector spinae i øvelsen rygghev. To kvinnelige og åtte mannlige kandidater gjennomførte 10-sekunders repetisjoner med en repetisjon for kvar vinkel- og handinnstilling. Repetisjonene ble gjort uten ytre belastning og ved unik vinkel på stativet (totalt seks) og fire ulike håndposisjoner. Resultat i studien viser at lumbar multifidus og erector spinae oppnår høyere muskelaktivering desto mer horisontal stilt stativet er.

Et interessant funn gjort av Clark et al., (2002) er det non-lineære forholdet mellom muskelaktivering i erector spinae ved ulike intensiteter (40-50-70% av MVC) i forhold til gluteus maximus og biceps femoris i rygghev. Forskjellen i muskelaktiveringen mellom erector

spinae og gluteus maximus-biceps femoris var størst ved 40% der erector spinae var signifikant mer aktivert, men dette forholdet ble mindre ettersom belastninga økte. Clark et al., (2002) refererer til studier som viser en relativt høy prosent type I muskelfibrer i erector spinae og som dermed gjør muskelen mer egnet for stabilitet. Forklaringen blir da at erector spinae er mindre ansvarlig for å produsere krafta som kreves av å løfte tyngre ekstern motstand. Studie til Clark et al., (2002) indikerer at hamstring og spesielt gluteus maximus er mer involvert økningen av ekstern motstand. Resultatene deres viser også effekten muskulær tretthet kan spille inn på muskelaktivering. Muskelaktiveringen til erector spinae viste lavere verdier ettersom volumet økte i form av flere sett. Til kontrast, økte gluteus maximus og biceps femoris for hvert sett.

Ridder et al., (2013) sammenlignet fire ekstensjonsøvelser: dynamisk torso ekstensjon, dynamisk-statisk, holder horisontal posisjon i 5 sekund) torso ekstensjon, dynamisk-statisk torso ekstensjon og dynamisk leg ekstensjon. Testen ble gjort på 14 forsøkspersoner i randomisert rekkefølge ved intensitet tilsvarende 60% av en 1RM. Muskelaktivering ble samlet fra latissimus dorsi, longissimus thoracis pars thoracic og lumborum, iliocostalis lumborum pars thoracic og lumborum, lumbar multifidus og gluteus maximus. Studiet konkluderer med at rekrutteringa av bakre muskelkjede er påvirket av hvilke deler av kroppen som beveger seg, og ikke av typen kontraksjon. Alle musklene så høyere muskelaktivering under torso ekstensjon enn ben ekstensjon. Ridder et al., (2013) poengterer tilslutt at for å trene latissimus dorsi og gluteus maximus burde andre øvelser prioriteres.

Park & Yoo, (2014) ser på effekten hand og kne posisjon har på muskelaktiveringen i rygghev 60°. 18 mannlige forsøkspersoner gjennomførte fire ulike varianter rygghev med to ulike handposisjoner (krysset armet og bak hodet), og to kne posisjoner (utstrekt og 90° flektert kne). Muskelaktivering ble samlet fra nedre trapezius, latissimus dorsi, erector spinae i T12 paraspinal region, erector spinae i L3, gluteus maximus og biceps femoris. Resultat fra studien viser at L3 erector spinae oppnår over dobbelt så høy muskelaktivering i forhold til gluteus maximus og biceps femoris som viste lik de to imellom. Park & Yoo, (2014) konkluderer med at for å oppnå større muskelaktivering i den hofteladdstrekkerne i øvelsen rygghev, er versjonen med flektert kne en nyttig måte og øke motstanden på.

3.0 Metode

3.1 Studiedesign

For å besvare vår problemstilling ble en kvantitativ forskningsstrategi med tverrsnittdesign som metode valgt (Dalland, 2017). Ved bruk av den kvantitative metoden utarbeider man seg data i form av tall og målinger. Tallene kan brukes til å regne ut gjennomsnittsmålinger (Dalland, 2017). Vårt prosjekt er et tverrsnitt studie med et within-subject design hvor vi skal sammenligne muskelaktivering i erector spinae, glutus maximus og biceps femoris, i strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat. En av styrkene ved å velge et tverrsnittstudie er at man ganske enkelt bare trenger en test for å samle inn data, for å kunne regne ut et resultat. Det legges i tverrsnittstudier til rette for at man kan bruke data fra andre studier til sitt eget formål.

3.2 Forsøkspersoner

16 skadefrie kvinner fra Høgskolen på Vestlandet deltok i denne studien. Forsøkspersonene ble rekruttert gjennom muntlig forespørsel og via sosiale medier. Vi henvendte oss til 20 personer og endte opp med et utvalg på 17 forsøkspersoner til test 1. I forkant av den eksperimentelle testen valgte en av forsøkspersonene å trekke seg.

Alder (år)	Treningserfaring (år)	Vekt (kg)	Høyde (cm)
21.75 ± 1,12	4,25 ± 1,94	68,58 ± 13,22	166,94 ± 6,62

Tabell 1: Gjennomsnitt og standardavvik av de 16 forsøkspersonene som deltok i prosjektet.

3.3 Inklusjon- og eksklusjonskriterier

- Kvinne mellom 19-25 år
- Kjennskap til øvelsene
- Ingen skader på testpersoner

Det ble informert om å ikke innta alkohol minimum 24 timer i forkant av testene. Forsøkspersonene kunne heller ikke trene de gjeldende muskelgruppene minimum 24 timer i forkant av testene. Vi satt kriteriene for at testen skulle gi reelle og reliable resultater.

3.4 Etikk

Alle som deltok i denne studien ble holdt anonyme. Deltakere fikk i forkant av prosjektet muntlig informasjon på hva prosjektet dreide seg om. Når testpersonene møtte til første test fikk de tildelt et skriv som inneholdt deres rettigheter. Forsøkspersonene fikk tildelt et forsøksnavn (FP 1-16) ved første test. Deltakerne kunne underveis trekke seg uten grunn når de ville uten konsekvenser (viser til vedlegg 1).

3.5 Testprotokoll

Forsøkspersonene gjennomførte øvelsene rygghev 45°, ryggekstensjon i apparat og strakmark. I forkant av den eksperimentelle testen måtte forsøkspersonene gjennom to tilvenningstester. Målet med tilvenningstestene var å gjøre forsøkspersonene kjent med øvelsene, og finne deres 6 RM i strakmark, rygghev 45° og ryggekstensjon i apparat. Rekkefølgen på øvelsene ble randomisert for å gjøre testen reliabel og for å oppnå like forutsetninger for prestasjon i de tre øvelsene. Vi hadde 2-3 restitusjonsdager mellom de to tilvenningstestene og den eksperimentelle testen. På den eksperimentelle testen utførte forsøkspersonene en test på 4 repetisjoner av 6 RM. Vi hadde fokus på restitusjonspauser mellom øvelsene slik at forsøkspersonene skulle få ut sitt maksimale på hver øvelse. Etter hver øvelse fikk forsøkspersonen en pause på 4 minutter. Det er ifølge Coburn & Malek, (2012) anbefalt 2-5 minutters pause når man løfter 6 RM.

3.6 Standardisering og gjennomføring av øvelsene

3.6.1 Oppvarming

Som generell oppvarming utførte forsøkspersonene roing i apparat på middels intensitet i 3 minutter (Brown & Weir, 2001). På tilvenningstest 1 måtte vi prøve oss frem for å finne forsøkspersonens 6 RM. Vi økte gradvis med vekter over 3 sett. Når forsøkspersonen løftet 6 repetisjoner til utmattelse hadde vi funnet 6 RM. Vi kunne herfra regne ut at forsøkspersonen på test 2 skulle varme opp spesifikt med 6 repetisjoner på 50% av 6 RM (Saeterbakken & Fimland, 2013). Vi valgte å bruke en generell og en spesifikk oppvarming for å unngå skader under testingen (Brown & Weir, 2001). Før den eksperimentelle testen utførte forsøkspersonen et oppvarmingssett i de tre øvelsene på lik måte som test 2. Etter at dette var utført fikk forsøkspersonene festet elektroder på musklene, og kunne begynne den eksperimentelle testen.

3.6.2 Øvelsene

I strakmark står beina i bakken, og i rygghev 45° er bevegelsen for beina hindret av stativet. I ryggekestensjon i apparat sitter man mens sete og ben ikke har mulighet for å bli festet til apparatet. Strakmark og rygghev 45° blir av oss regnet som frivekt øvelser som har 3 frihetsgrader. Tyngdekrafta vil virke med vertikal kraft på øvelsene. «Vektarmen er den vinkelrette avstanden fra akselen til kraftens retning» (Haugland & Mathisen, 2003. s. (24). Vektarmen vil dermed være størst i øvelsene når torso er horisontal. Ryggekestensjon i apparat virker med kraft gjennom skulderputa. Apparatet er designet slik at vektarmen skal være lik under hele bevegelsen.

3.6.3 Strakmark

Gjennomføring: I startposisjon står man oppreist, og fotstillingen skal være naturlig der knærne er fiksert, tærne peker fram og armene går loddrett ned fra skuldrene. Ned fra startposisjon skal løftet utføres i kontrollert tempo der stangen får en naturlig loddrett bane. Ryggen holdes rett under hele øvelsen. Stangen skal senkes til vekstskivene når bakken før øvelsen kan repeteres uten å bruke vekt fra sammenstøt med underlaget. «Se figur 1 og 2».

Standardiseringer: Det ble standardisert ved å måle beinstilling og grep med tape og målebånd. Alle forsøkspersoner løftet uten sko for å få likt utgangspunkt og mer kontakt med underlaget. Vektstangen veide 20 kg, og ble tildelt når forsøkspersonen sto i startposisjon (figur1). Gradeskive ble brukt for å måle forsøkspersonens vinkel i hoften ved startposisjon ($175,8^\circ \pm 5,2^\circ$) og nedre posisjon ($58^\circ \pm 13,2^\circ$). Ingen av forsøkspersonene fikk bruke kalk for bedre grep. Repetisjon 2, 3 og 4 ble gjeldende for strakmark under oEMG-målingene.



Figur1 – Startposisjon



Figur 2 – Nedre posisjon

3.6.4 Rygghev 45°

Gjennomføring: I denne øvelsen benyttet vi retningslinjer fra boka Strength training (Second ed.) (Brown L. &, 2017). Stativet man bruker i denne øvelsen skal stilles inn slik at hoften hviler på puten mens beina er strukket ut. I startposisjon skal ryggen holde sine naturlige krumninger. Utførelsen starter ved å senke torso kontrollert ned til hofta former 90°, før man hever torso tilbake i startposisjon. «Se figur 3 og 4».

Standardiseringer: Beinstillingen ble målt med tape og målebånd. Stativet hadde en innstilling i hoftepartiet som ble tilpasset forsøkspersonen. Ved bruk av gradeskive ble det målt hvor stor vinkel i hoften forsøkspersonen hadde i øvelsens startposisjon ($174,5^\circ \pm 6,6^\circ$) og nedre posisjon ($86,4^\circ \pm 5,69^\circ$). Standardiseringene ble skrevet ned og brukt på samtlige tester for å gjøre det reliabelt. I denne øvelsen ble det brukt en vektvest på 10 kg. Vesten ble brukt av samtlige FP i tillegg til ekstra vekter som forsøkspersonen måtte holde foran på brystet under øvelsen. Vektene ble tildelt når forsøkspersonen sto i startposisjon. Alle utførte øvelsen med sko. Repetisjon 2, 3 og 4 ble de gjeldende løftene under oEMG-målingene i rygghev 45°.



Figur 3 – Startposisjon



Figur 4 – Nedre posisjon

3.6.5 Ryggekestensjon i apparat

Gjennomføring: Startstillingen i ryggekestensjon i apparat er i bakre stilling (som vist i figur 5). Ryggputen er stilt inn slik at den treffer i området rundt skulderbladene. Beina må være plassert i riktig posisjon med tanke på setemuskulaturen og ryggen (Raastad et al. 2010 s. 442). Under utførelse arbeider man eksentrisk helt ned til apparatets fremre posisjon, for så å arbeide konsentrisk tilbake igjen. Ryggen skal være strak under hele bevegelsen. «Se figur 5 og 6».

Standardiseringer: I denne øvelsen tok vi mål av beinstilling med tape og målebånd, samt å stille inn ryggstøtten i en posisjon som var tilpasset forsøkspersonen. Gradeskive ble brukt for å måle vinkel i hoften ved forsøkspersonens startposisjon ($82,3^\circ \pm 4,8^\circ$) og nedre posisjon ($41,5^\circ \pm 7,1^\circ$). Under øvelsen løftet vi vekten i apparatet opp slik at forsøkspersonene startet øvelsen bakre posisjon. Forsøkspersonene utførte denne øvelsen med sko. oEMG-målingene tok opp muskelaktivering i repetisjon 2, 3 og 4 i ryggekestensjon i apparat.



Figur 5 – Startposisjon

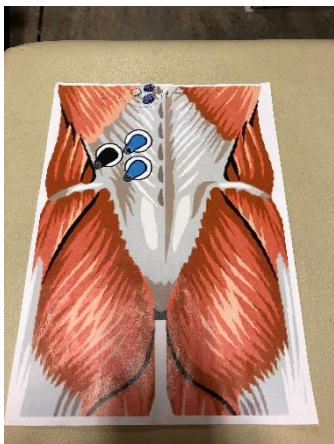


Figur 6 – Fremre posisjon

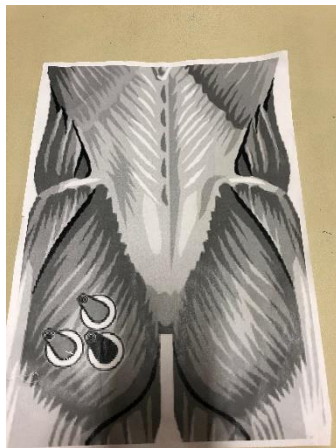
3.7. Bruk av elektroder

Det ble gjort oEMG-målinger på Biceps femoris, gluteus maximus og erector spinae. Etter anbefalinger ble huden barbert, pusset med sandpapir og vasket med alkohol før elektrodeplassing (Andersen, et al., 2016) (Seniam, 2018). Elektrodene materiale var av sølv og sølvklorid (ag/AgCl), og er den mest brukte for måling av muskelaktivering (Hermens, Freriks, Klug, & Rau, 2000). Elektrodene (Dri-Stick Silver circular EMG Electrodes AE131, NeuroDyne Medical, USA) var selv-klebrige. De var 11 millimeter i diameter og hadde standardisert 20 millimeter avstand mellom elektrodesentrene. Før elektrodene ble festet på huden, ble de smurt med et tynt lag gel. For å fange mest mulig av aktiveringen ble elektrodene festet sentralt og parallelt med muskelfiberretningen (De Luca, 2008). Elektrodene som tok opp muskelaktiveringen fra erector spinae ble festet på den lumbale delen av ryggvirvelen (Behnke, 2006). På biceps femoris ble elektrodene festet til det lange hodet av muskelen (Behnke, 2006). Elektrodene ble plassert sentralt på gluteus maximus (Behnke, 2006). EMG utstyret som ble brukt var av typen MuscleLab 4020e (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge). En kommersiell programvare (MuscleLab V8.13, Ergotest Technology AS, Langesund, Norge) ble brukt for å analysere oEMG-data. For å kunne måle trekraft, hastighet og forskyvning brukte vi en lineær Encoder (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge).

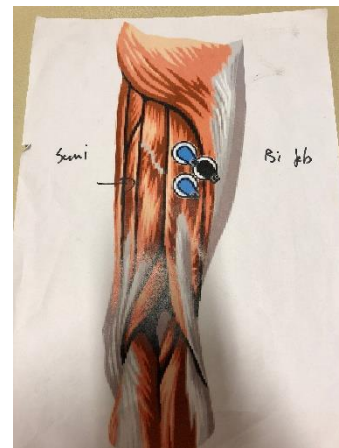
3.7 Elektrodeplassing



Figur 7 - Erector Spinae



Figur 8 - Gluteus Maximus



Figur 9 - Biceps femoris

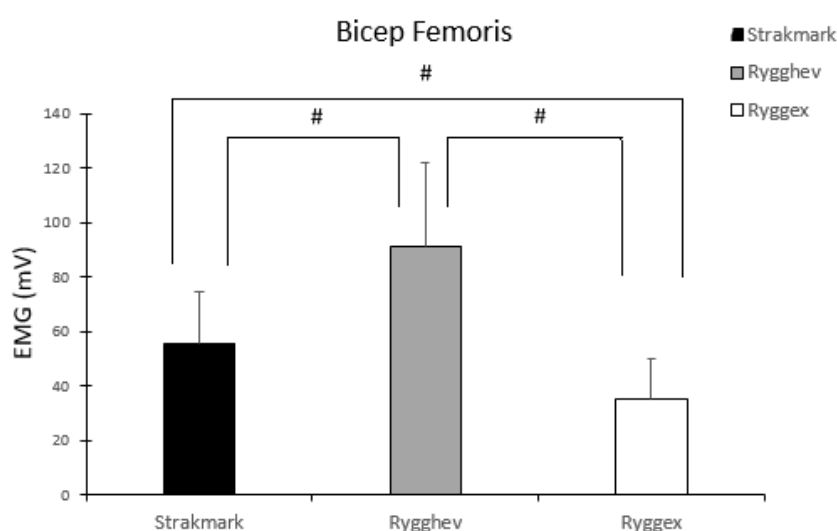
3.8 Statistikk og analyse

For å kunne analysere dataene fra den eksperimentelle testen ble dataprogrammet SPSS brukt. Enveis ANOVA med Bonferroni post hoc i SPSS ble brukt for å finne eventuelle signifikante forskjeller mellom øvelsene. Deskriptiv statistikk med gjennomsnitt \pm standardavvik ble ført inn i Excel 2016. Signifikantnivået ble satt til $p \leq 0,005$. Resultat (figur 10-12) ble fremstilt i Excel 2016.

4 Resultat

4.1 Biceps Femoris

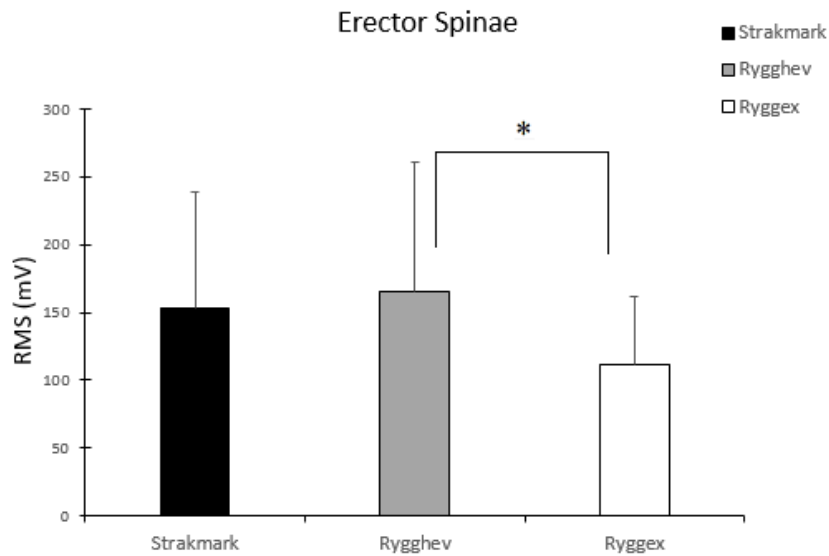
Figur 10 viser muskelaktiveringen til biceps femoris i de ulike øvelsene strakmark, rygghev 45° og ryggekstensjon i apparat. I muskelgruppen biceps femoris er det signifikant forskjell ($p = 0,000$) i muskelaktiveringen mellom strakmark ($55,17 \pm 18,98$), og rygghev 45° ($91,13 \pm 30,52$). Det er også signifikant forskjell ($p = 0,000$) mellom rygghev 45° ($91,13 \pm 30,52$) og ryggekstensjon i apparat ($34,97 \pm 14,78$). Muskelaktiveringen viser også signifikant forskjell ($p = 0,000$) mellom ryggekstensjon i apparat ($34,97 \pm 14,78$) og strakmark ($55,17 \pm 18,98$).



Figur 10 – Muskelaktivering i biceps femoris. Signifikante forskjeller merket med (# = $P > 0,001$), (* = $P < 0,001$).

4.2 Erector Spinae

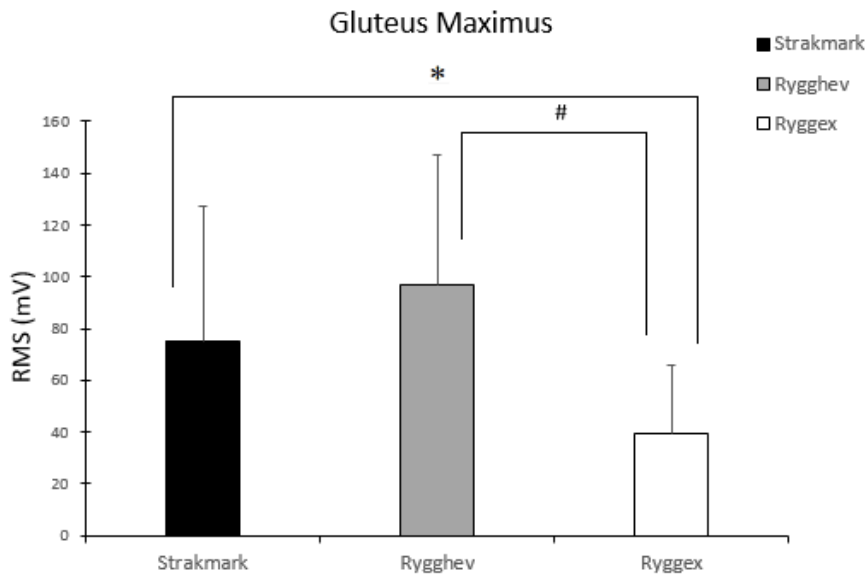
I muskelgruppen erector spinae var det ikke signifikant forskjell ($p = 1,000$) mellom strakmark ($152,72 \pm 86,27$) og rygghev 45° ($165 \pm 94,14$). Man finner derimot en signifikant forskjell ($p = 0,004$) mellom rygghev 45° ($165 \pm 94,14$) og ryggekstensjon i apparat ($111 \pm 50,75$). Når vi ser ryggekstensjon i apparat ($111 \pm 50,75$) opp mot stakmark ($152,72 \pm 86,27$) finner man heller ingen signifikant forskjell ($p = 0,102$).



Figur 11 – Muskelaktivering i erector spinae. Signifikante forskjeller merket med (# = $P > 0,001$), (* = $P < 0,001$)

4.3 Gluteus Maximus

I muskelgruppen gluteus maximus finner man ingen signifikant forskjell ($p = 0,411$) mellom strakmark ($75,22 \pm 51,82$) og rygghev 45° ($98,57 \pm 50,45$). Man finner derimot en signifikant forskjell ($p = 0,000$) mellom rygghev 45° ($98,57 \pm 50,45$) og ryggekstensjon ($39,49 \pm 26,47$). Muskelaktiviteten i ryggekstensjon i apparat ($39,49 \pm 26,47$) og strakmark ($75,22 \pm 51,82$) viser oss også signifikant forskjell ($p = 0,032$).



Figur 12 – Muskelaktivering i gluteus maximus. Signifikant forskjeller merket med (# = $> 0,001$), (* = $P < 0,001$).

5.0 Diskusjon

I dette studiet samlet vi muskelaktivering fra erector spinae, gluetus maximus og biceps femoris under øvelsene strakmark, rygghev 45° og ryggekstensjon i apparat. Hovedfunn viser at rygghev 45° oppnår høyest muskelaktivering i erector spinae, gluetus maximus og biceps femoris. Forskjellen er signifikant i biceps femoris sammenlignet med strakmark, og signifikant i alle musklene sammenlignet med ryggekstensjon i apparat. Det andre hovudfunnet er at ryggekstensjon i apparat viser lavest muskelaktivering i erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris. Forskjellen til strakmark var signifikant i glutues maximus og biceps femoris.

5.1 Ryggekstensjon i apparat

Ryggekstensjon i apparat viste signifikant lavere muskelaktivering i biceps femoris sammenlignet med strakmark og rygghev 45°. Muskelaktivering av gluteus maximus var signifikant lavere sammenlignet med både strakmark og rygghev 45°. For erector spinae viste også ryggekstensjon i apparat minst muskelaktivering, men forskjellen var bare signifikant sammenlignet med rygghev 45°.

En mulig årsak til hvorfor ryggekstensjon i apparat gir lavest muskelaktivering kan være at sete letter fra apparatet ved tung motstand. Det er mulig at dette gjør det vanskeligere å yte med samme relative kraft som i strakmark og rygghev 45. I prinsippet gir ryggekstensjon i apparat lik motstand under hele bevegelsesbanen, men av observasjon og erfaring blir øvelsen vanskeligere desto nærmere utøver befinner seg øvelsens bakre posisjon(startposisjon). Dette kan forklares ut ifra funksjonene til gluteus maximus og biceps femoris. I øvelsens fremre posisjon vil gluteus maximus og biceps femoris kunne virke på hofta uten at sete løfter seg. Siden skulderputen i denne posisjonen befinner seg fremfor hofta, vil presset fra skulderputen fortsatt presse sete ned i apparatet. Dette endrer seg når hofta ekstenderer og desto lengre bak i apparatet utøver kommer. Gitt at kraften fra apparatet er stor nok, letter rumpa seg ifra apparatet og det kan dermed tenkes at quadriceps og hamstring må stå imot og ta over funksjonen seteputen har i øvelsen.

Ved motstand tilsvarende 4 av 6 RM kan det være tenkelig at ryggekstensjon i apparat er vanskelig å utføre etter de standardiseringene vi satt for øvelsen. Dette tenkes å gå utover belastningen, og at forsøkspersonene mulig hadde løftet tyngre om øvelsen for eksempel hadde

hatt mulighet for å feste hofta. Det er derfor tenkelelig at den lave muskelaktivering til ryggekstensjon i apparat kan kobles til forskning som viser til høyere muskelaktivering ved høyere belastninger (Ortengren, Herberts, 1977; Clark et al, 2002; Schoenfield et al., 2014).

Til tross for at ryggekstensjon viste lavere muskelaktivering i øvelsene kan det tenkes at ryggekstensjon i apparat kan brukes til rehabilitering som nødvendigvis ikke trenger å trene med høy belastning. Smith et al., (2011) så på effekten av et ryggekstensjons apparat i forhold til behandling av nedre ryggskader. Apparatet de brukte skilte seg fra det vi benyttet med at apparatet hadde større muligheter for stabilisering (låsing ben og hofte). Et interessant resultat fra studiet deres var at forsøkspersonene som gjennomførte trening med stabiliseringene til apparatet, opplevde signifikant fremgang. Ryggekstensjon uten stabilisering i bekkenet førte ikke til noen signifikant fremgang.

Det kan tenkes at det er lettere å oppnå høyere motstand hvis hoften er festet i et ryggekstensjonsapparat. Dette antyder at ryggekstensjonsapparatet ikke er like egnet for høye belastninger. Et ryggekstensjonsapparat med mulighet for å feste hofte og ben slik som i studiet til Smith et al., (2011) vil kunne tenkes å tillate for trening ved høyere intensiteter ettersom apparatet vil holde hofta nede. Man vil da kunne kan bruke biceps femoris og gluteus maximus mer ved å presse opp mot beltet.

5.2 Strakmark og rygghev

På lik linje med hypotesen vår oppnådde rygghev 45° signifikant høyere muskelaktivering i biceps femoris i forhold til strakmark. Muskelaktivering i erector spinae og gluteus maximus er høyere hos rygghev 45° enn strakmark, men forskjellen er ikke signifikant. Studiet til Bourne et al., (2016) er til vår viten den eneste studien som sammenligner muskelaktiveringen til strakmark og rygghev 45° i samme studie. Vårt funn på at rygghev 45° oppnår høyere muskelaktivering i biceps femoris er samsvarende med funn i deres studie. Tidligere studier som sammenligner strakmark sammenligner den ofte opp imot hamstringøvelser der bevegelsen skjer rundt kneleddet (Wright et al., 1999; Ebbem 2009; Schoenfeld et al., 2015; Bourne et al, 2016; Hegyi et al., 2018). Studiet til Wright et al., (1999) fant at leg curl og strakmark aktiverer biceps femoris like mye. Dette står i kontrast til nyere forskning. Leg curl ble sammenlignet med strakmark i studie til Schoenfield, et al., (2015), og signifikant lavere

muskelaktivering ble mål for strakmark mot leg curl. Ebbem, (2009) fant i sin studie at muskelaktivering i strakmark var signifikant lavere enn Russian curl og sittende leg curl. Resultat fra Hegyi et al., (2018) viser høyere muskelaktivering av biceps femoris i Nordic hamstring mot strakmark. Dette samsvarer med funn av Bourne et al., (2016) som viser at leg curl, Nordic hamstring og rygghev 45 ° oppnår større muskelaktivering i biceps femoris enn strakmark. I Studie til Bourne et al., (2016) viser rygghev 45 ° lignende like resultat med leg curl. Vi ser på dette som en videre indikasjon på at rygghev aktiverer biceps femoris mer enn strakmark.

I motsetning til strakmark er ikke fokuset til forskning på rygghev like mye rettet mot hamstring. Studier vi går igjennom måler også muskelaktivering fra erector spinae og gluteus maximus (Mayer et al., 1999; Clark et al, 2002; Ridder et al, 2013; Park & Yoo, 2014). Funn fra Mayer et al., (1999) viser at lumbar multifidus og erector spinae oppnår høyere muskelaktivering desto mer horisontal stilt stativet er. Siden vi i vår studie brukte relativ intensitet tilsvarende 4 av 6 RM kan det tenkes at forskjellen i muskelaktivering til et mer horisontalt stativ forsvinner i at man vil løfte tyngre i et 45 ° stativ. Tidligere studie viser samsvarende funn på at erector spinae oppnår høyest muskelaktivering i rygghev, og at gluteus maximus og biceps femoris aktiveres mindre (Ridder et al., 2013; Park & Yoo, 2014; Clark et al., 2002). Av resultatene til Ridder et al., (2013) finner vi at erector spinae oppnår høyere muskelaktivering sammenlignet med gluteus maximus. Lignende funn av Park & Yoo, (2014) viser at L3 erector spinae oppnår over dobbelt så høy muskelaktivering i forhold til gluteus maximus og biceps femoris som viste lik de to imellom. Funn i studiet til Clark et al., (2002) viser også at muskelaktivering av erector spinae sammenlignet med gluteus maximus og biceps femoris er høyest, men at forskjellen er størst ved lavere intensiteter.

Våre funn er samsvarende med studier som måler muskelaktivering fra erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris ved rygghev 45 °. Erector spinae muskelaktivering oppnår signifikant høyere verdier enn gluteus maximus og biceps femoris (Ridder et al., 2013; Park & Yoo, 2014; Clark et al., 2002). Tidligere funn virker å antyde at gluteus maximus og biceps femoris aktiveres i større grad ettersom belastningen stiger (Clark et al, 2002; Park & Yoo 2014; Schoenfield, 2014). Clark et al., (2002) demonstrerte i sin studie en mindre økning i muskelaktivering for erector spinae muskulatur sammenlignet med gluteus maximus og biceps

femoris ettersom belastningen økte (40-50-70%MVC). Clark et al., (2012) hevder at ettersom motstanden ble tyngre måtte gluteus maximus og biceps femoris aktiveres mer for å løfte vekta enn det erector spinae trengte for å stabilisere vekta. I forklaringen til hvorfor erector spinae ikke er like avhengig av høy belastning, peker Clark et al., (2002) på erector spinaes relativt høye antall fibertype 1, og at den derfor fungerer mer som stabilisator av ryggsøylen. Park & Yoo, (2014) konkluderte med i sin studie at for å oppnå større muskelaktivering i gluteus maximus og biceps femoris i rygghev, er versjonen med flektert kne en nyttig metode for å øke motstanden. Det ser ut til at våre resultat støtter funna til Clark et al., (2002) og Park & Yoo, (2014). Vi diskuterte tidligere at ryggekestensjon i apparat kanskje ikke klarte å få den samme relative motstanden for muskulaturen sammenlignet med strakmark og rygghev. Om man ser på resultatene fra muskelaktivering ser man at erector spinae er muskelen som viser minst forskjell mellom øvelsene. Dermed kan det tenkes at dette støtter funn til Clark et al., (2002) der erector spinae aktiveres tidlig og at den ikke øker like mye ved høyere intensitet som gluteus maximus og biceps femoris.

En av ulempene med rygghev er at ettersom den ytre belastningen øker, kan det tenkes at begrensingen for å løfte tyngre mer går mot å kunne holde alle vektskivene. Dette var grunnen til at alle forsøkspersonene hadde på seg vektvest. Dette kan indikere at for sterke utøvere, vil kanskje strakmark være et bedre alternativ om det er ønsket å trene på høy belastning. I tillegg til at det kanskje er lettere å gripe rundt en vektstang enn vektskiver, kan utøver benytte seg av reimer om han sku slite med grepet.

Forskjellen i muskelaktivering påvirket av biomekanikk?

I samsvarende med funn med Bourne et al., (2016) viser biceps femoris høyere muskelaktivering for rygghev 45° sammenlignet mot strakmark. En mulig årsak til forskjellen i muskelaktivering mellom strakmark og rygghev 45° kan være ulik styrke-motstandskurve og hoftevinkel ved horisontal torso. Begge øvelsene benytter frivekter og motstanden er vertikal. Derfor vil øvelsene være tyngst når torso er horisontal siden dette medfører at vektarmen er lengst i denne posisjonen. Rygghev 45° starter med torso i omlag 45° vinkel i forhold til bakken i startposisjon, og følgende - 45° i forhold til bakken i nederste posisjon. Torso vil da være horisontal i midten av bevegelsesbanen. Sett imot strakmark som begynner oppreist vil torso være horisontal i nedre posisjon. Rygghev 45° vil derfor ha større vektarm i store deler av

bevegelsesbanen som resulterer i en tyngre motstandskurve sett imot strakmark, der man for eksempel kan hvile i oppreist posisjon.

Siden øvelsene ikke har lik utgangsposisjon er også vinkelen i hofta ulik mellom øvelsene når torso er horisontal. Kubo, Tsumoda, Kanehisa, & Fukunaga, (2003) undersøkte effekten til forskjellig leddvinkel av biceps femoris og rectus femoris på muskelaktivering ved isometrisk muskelaksjon. 23 forsøkspersoner gjennomførte isometrisk muskelaksjon mellom 40° til 110° grader med 10° grader mellom intervallene. Studiet viser at muskelaktiveringen til biceps femoris var signifikant høyere ved 90°, 100° og 110° grader i forhold til de andre vinklene. Dette viser at muskelaktiveringen til biceps femoris er høyere ved flektert kne. Dermed antyder dette at muskelen blir mer aktivert ved kortere muskellengder. I strakmark, rygghev 45° og ryggekstensjon i apparat var kneposisjonen bortimot den samme i alle øvelsene, men hoftevinkelen varierte. Siden biceps femoris går over to ledd, spekulerer vi om endring i muskellengde som følge av hoftevinkel, vil kunne påvirke muskelaktiveringen på samme måte som funna til Kubo et al., (2003). Vinkelen i hofteleddet ved horisontal torso har lavere vinkel i strakmark enn rygghev. Dette betyr at muskellengden til biceps femoris når torso er horisontal i strakmark, er lengre enn i rygghev.

Vi spekulerer om forskjellen i muskelaktivering mellom strakmark og rygghev 45° kommer av en mer gunstig styrke-motstandskurve, og at biceps femoris hos rygghev 45° er i en mer gunstig posisjon til å oppnå høyere muskelaktivering under øvelsenes tyngste posisjon. Selv om forskningen omtaler strakmark mer som en hamstring øvelse enn det rygghev 45° blir, vises likevel rygghev 45° å aktivere biceps femoris mer enn strakmark. Ut ifra våre funn og andre studier kan det tenkes at rygghev 45° er bedre til aktivere erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris.

Strakmark og rygghev mot ryggekstensjon i apparat

I studiene fra teoridelen der øvelser som representerer frivekter og apparat ble sammenlignet (McCaw & Friday, 1994; Schwanbeck et al, 2009; Anderson & Behm, 2005; Saeterbakken, Tillar, & Fimland, 2010; Schick, 2010), ble det ikke tydelig bevist at hverken av utstyrene skulle påvirke muskelaktivering av agonist. Våre funn står i kontrast dette. Foruten at strakmark ikke viste signifikant forskjell i erector spinae sammenlignet med ryggekstensjon i apparat, følger

resultatene hypotesen (H1) vår om at rygghev og strakmark ville aktivere erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris signifikant mer enn ryggekestensjon i apparat. Det er verdt å nevne at de studiene som sammenlignet apparat mot frivekter nyttet frivekt knebøy og knebøy i Smith maskin som ligner enda mer på hverandre enn våre. På en annen side kan dette fortelle oss at ryggekestensjon i apparat som i utgangspunktet er et stabilt apparat med lavere antall frihetsgrader enn strakmark og rygghev, ikke vil kunne gi høyere muskelaktivering enn frivekt øvelsene strakmark og rygghev ved 4 av 6 RM.

5.5 Metodediskusjon og feilkilder

5.5.1 Repetisjoner

Vi hadde planlagt en submaksimal test med 80% av 6 RM for 4 repetisjoner. Det ble tatt en avgjørelse på å gjøre 4 repetisjoner av 6 RM siden vi ikke tenkte på at 80% av 6 RM i strakmark og ryggekestensjon i apparat ville føre til ulike relativ intensitet i forhold til rygghev 45° der kroppsvekta også fungerer som belastning. For å gitt lik relativ intensitet kunne vi gjort slik som Ridder et al., (2013) der de veide overkroppen i rygghev og brukte vekta av overkropp i tillegg til ekstern vekt som totalt vekt. Videre forskning bør undersøke de samme øvelsene ved lavere intensitet for å virkelig kunne sammenligne muskelaktivering på en måte som er mer lik treningsintensitet.

I den eksperimentelle testen utførte forsøkspersonene 4 repetisjoner av sin 6 RM i strak mark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat. Repetisjon 2, 3 og 4 ble gjeldende under oEMG-målingene i strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat. Vi hadde restitusjonspauser mellom øvelsene på 4 minutter etter anbefalinger fra Coburn & Malek, (2012). Med tanke på at forsøkspersonene utførte 12 repetisjoner til sammen vurderer vi det som at den eksperimentelle testen ikke førte til store muskulære trettheter i muskulaturen. Vi valgte allikevel å randomisere øvelsesrekkefølgen. Tanken med dette var at en øvelse ikke skulle få høyere utslag enn en annen grunnet en bestemt rekkefølge. Hadde forsøkspersonene løftet flere repetisjoner eller med tyngre vekter kunne vi testet de ulike øvelsene på forskjellige dager. Repetisjonene skulle utføres i et kontrollert tempo for å få det så likt som mulig blant forsøkspersonene. Det blir ifølge Haugland & Mathisen. (2003) brukt mer krefter når det løftes hurtig og med rykk.

5.5.2 Intillinger og grep

Forsøkspersonene fikk velge beinstilling og grepsbredde selv så lenge de holdt seg innenfor den riktige teknikken i øvelsen (Brown L. &, 2017). Dette kan ha påvirket muskelaktivering i de ulike øvelsene. For å unngå denne påvirkningen kunne vi innført faste beskrivelser på beinstilling og grepsbredde. Dette ble valgt bort grunnet stor høyde og vektforskjell mellom enkelte forsøkspersoner. For å holde testen reliabel noterte vi beinstilling og grepsbredde ved test 1 slik at de samme målene var like under alle testene. I rygghev 45° og ryggekstensjon stilte vi inn innstillingene i apparatet for forsøkspersonene slik at de stemte i forhold til (Brown L. &, 2017) og Raastad et al., (2010) sine retningslinjer. Apparatinnstillingene ble brukt likt gjennom samtlige tester.

5.5.3 OEMG målinger

Den eksperimentelle testen inneholdt festing av elektroder. Denne prosessen ble nøye utført etter Seniams, (2018) retningslinjer. Unøyaktig festing av elektroder og uklare prosedyrer kan føre til at signalene fra muskelaktivering blir påvirket av andre muskelgrupper enn den man ønsker å måle. For å unngå unøyaktig festing av elektroder brukte vi samme person til å feste elektrodene under de eksperimentelle testene. Det kan ikke utelukkes at det har oppstått en interferens fra de nærliggende musklene. Ut i fra Saeterbakken og Fimland, (2011) kan de nærliggende musklene påvirke signalene under oEMG-målingene. Semitendinosus og smimembranosus er nærliggende muskler rundt biceps femoris (Behnke, 2006). Vi har ingen håndfaste bevis på at det har vært påvirkning fra disse musklene. Men siden musklene ligger så tett om hverandre ser vi en mulighet for at dette kan ha påvirket muskelaktivering i strakmark, rygghev 45° og ryggekstensjon i apparat.

6.0 Konklusjon

Problemstillingen i denne oppgaven var å sammenligne muskelaktivering i strakmark, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat med oEMG-målinger fra musklene erector spinae, gluetus maximus og biceps femoris.

Ryggekstensjon i apparat viste lavest muskelaktivering i erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris. Sammenlignet med strakmark var forskjellen signifikant i glutues maximus og biceps femoris. Sammenlignet med rygghev var forskjellen signifikant i erector spinae også. Det blir spekulert om det skyldes at øvelsen ikke er like egnet for tunge løft slik som rygghev og strak mark. Nyere forskning bør sammenligne denne øvelsen under lavere intensiteter eller benytte seg av et apparat med mer stabilitet (d.v.s. magebelte).

Strakmark oppnår jevnt over lavere muskelaktivering for biceps femoris enn øvelsene den blir sammenlignet med. Men de fleste øvelsene strakmark blir sammenlignet er hamstring øvelser som flekterer kneet. Når strakmark blir sammenlignet med good morning og rygghev som ekstenderer hofta, er det bare mot rygghev som viser signifikant høyere aktivering. Ut ifra våre resultater kan strakmark tenkes å være mer nyttig for personer som vil trene med tyngre vekter da de kan være vanskelig å holde i rygghev 45°.

Rygghev 45° oppnår høyest muskelaktivering i erector spinae, gluetus maximus og biceps femoris. Forskjellen er signifikant i biceps femoris sammenlignet med strakmark, og signifikant i alle musklene sammenlignet med ryggekestensjon i apparat. Vi konkluderer med at rygghev er et bedre alternativ enn strakmark og ryggekestensjon i apparat i å aktivere erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris. Men presiserer at strakmark bør vurderes om utøver skal trene med tung belastning.

Bibliografi

- Andersen, V., Fimland, M. S., Kolnes, M. K., Jensen, S., Laume, M., & Saeterbakken, A. H. (2016, 12 01). *Ovid*. Hentet fra Insight Ovid: <https://insights.ovid.com/pubmed?pmid=27100320>
- Anderson, K., & Behm, D. G. (2005, February). Trunk Muscle Activity Increases With Unstable Squat Movements. *Canadian Journal of Applied Physiology*, ss. 33-45.
- Andersson GB, O. R. (1977, Jan). Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. *The Orthopedic Clinics of North America*, ss. 85-96.
- Baechle, T. A. (2000). Human Kinetics. *Essential Strength Training and Conditioning*.
- Behnke, R. S. (2006). *Human Kinetics, second edition*. Indiana States: Human Kinetics, Inc.
- Bezerra, E. S., Simão, R., Fleck, J. S., Paz, G., Maia, M., Costa, P. B., . . . Serrão, J. C. (2003, June). Electromyographic Activity of Lower Body Muscles. *Journal of Exercise Physiology*, ss. 30-39.
- Bourne, M. N., Duhig, S. J., Timmins, R. G., Williams, M. D., Opar, D. A., Najjar, A. A., . . . Sheild, A. J. (2016, October 28). Impact of the Nordic hamstring and hip extension exercises on hamstring architecture and morphology: implications for injury prevention. *British Journal of Sports Medicine*, ss. 1-9.
- Bourne, M. N., Williams, M. D., Opar, D. A., Najjar, A. A., Kerr, G. K., & Shield, A. J. (2016, May 13). Impact of exercise selection on hamstring muscle. *British Journal of Sports Medicine*, ss. 1021-1030.
- Brown, L. &. (2017). *Strength training (Second ed.)*. National Strength Conditioning Association.
- Brown, L. E., & Weir, J. P. (2001, August 3). Asep Procedures Recommendation I: Accurate Assessment Of Muscular Strength And Power. *Asep Procedures Recommendation I: Accurate Assessment Of Muscular Strength And Power*, ss. 1-21.
- Brughelli, M. M., & Cronin, J. P. (2008, February). Preventing Hamstring Injuries in Sport. *Strength and Conditioning Journal*, ss. 55-64.

- Chen CH, C. Y. (2018, Sept). Effects of preconditioning hamstring resistance exercises on repeated sprinting-induced muscle damage in female soccer players. *Biol Sport.*, ss. 269-275.
- Clark, C. B., Manini, T. M., Mayer, M. J., Ploutz-Snyder, L. L., & Graves, E. J. (2002, November). Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, ss. 1547-1552.
- Coburn, J. W., & Malek, M. H. (2012). *NSCA's ESSENTIALS of PERSONAL TRAINING*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Cotterman, M. L., Darby, L. A., & Skelly, W. A. (2005). COMPARISON OF MUSCLE FORCE PRODUCTION USING THE SMITH MACHINE AND FREE WEIGHTS FOR BENCH PRESS AND SQUAT EXERCISES. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 169–176.
- Dalland, O. (2017). *Metode og oppgaveskriving*. Oslo: Gyldendal Norsk Forlag AS.
- De Luca, C. J. (2008, 10 05). *Delsys*. Hentet fra Delsys:
https://www.delsys.com/Attachments_pdf/Practicum%20on%20sEMG%20v1.5.pdf
- Ebbem, W. P. (2009). Hamstring Activation During Lower Body. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, ss. 84-96.
- Fiatarone, M. A., Marks, E. C., Ryan, N. D., Carol, M. N., Lipsitz, L. A., & Evans, W. J. (1979, June). High-Intensity Strength. *American Journal of Physical Medicine*, ss. 115-130.
- Fleck, S. J. (1999, February). Periodized Strength Training: A Critical Review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 82-89.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (2014). *Designind Resistance Training Program*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Folland, J. P., & Williams, A. G. (2007). The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med*, ss. 145-168.
- Giacomo Severini, D. H. (2018, September 01). Kinematic and electromyographic analysis of the Askling L-Protocol for hamstring training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.

- Goldberg, D. A., Etlinger, J. D., Goldspink, L. F., & Jablecki, C. (2008). Mechanism of work-induced hypertrophy of skeletal muscle. I T. R, *Essentials of Strength Training and Conditioning* (s. 100). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Graves, J. E., Pollock, M. L., Foster, D., Leggett, S. H., Carpenter, D. M., Vuoso, R., & Jones, A. (1990, Juni 6). Effect Of Treining Frequency and Specificity on Isometric Lumbar Extension Strength. *Effect Of Treining Frequency and Specificity on Isometric Lumbar Extension Strength*, ss. 504-509. Hentet fra Msx.
- Haugland, O. A., & Mathisen, G. (2003). *Biomekanikk i teori og praksis*. Tromsø: Eureka forlag, Høgskolen i Tromsø.
- Hegyi, A., Péter , A., Finni, T., & Coronin, N. J. (2018, March). Region-dependent hamstrings activity in Nordic hamstring exercise and stiff-leg deadlift defined with high-density electromyography. *Scand J Med Sci Sports.*, ss. 992-1000.
- Henneman, E. (1957, Dec 27). Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge. *Science*, ss. 1345-1347.
- Henneman, E. (1985). The size principle: A deterministic output emerges from a set of probabilistic connections. *The company og biologists limited*, ss. 105-112.
- Henneman, E., Samjen, G., & Carpenter, D. O. (1965, May 01). Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *Journal of Neurophysiology*, ss. 561-580.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000, Oktober 5). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*, ss. 361-374.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Klug, C. D., & Rau, G. (2000, Oktober). *Science Direct*. Hentet fra Journal of Electromyography and Kinesiology:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641100000274?via%3Dihub>
- Hoshikawa, Y., Lida, T., Muramatsu, M., Li, N., Nakajima, Y., & Chumank, K. (2013, Nov). Effects of Stabilization Training on Trunk Muscularity and Physical Performances in Youth Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 3142-3149.
- JOSE, A. (2000, Feb). Nonuniform Response of Skeletal Muscle to Heavy Resistance Training: Can Bodybuilders Induce Regional Muscle Hypertrophy? *J Strength Cond Res 14*, ss. 102-113.

- Kubo, K., Tsumoda, N., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2003, November 29). Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles. *European Journal of Applied Physiology*, ss. 349-352.
- Malliaropoulos, N., Mendiguchia, J., Pehlivanidis, H., Papadopoulou, S., Valle, X., Malliaras, P., & Maffulli, N. (2012, Sep). Hamstring exercises for track and field athletes: injury and exercise biomechanics, and possible implications for exercise selection and primary prevention. *Br J Sports Med.*, ss. 846-51.
- Matthew N Bourne, M. D. (2017). Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *Br J Sports Med* , ss. 1021-1028.
- Mayer, J. M., Graves, J. E., Robertson , V. L., Pierra , E. A., Verna, J. L., & Snyder, L.-L. P. (1999, July). Electromyographic Activity of the Lumbar Extensor Muscles: Effect of Angle and Hand Position During Roman Chair Exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, ss. 751-755.
- McAllister, M. J., Hammond, K. G., Schilling, B. K., Lucan, F. C., Jacob, R. P., & Lawrence, W. W. (2014, Jun 28). MUSCLE ACTIVATION DURING VARIOUS HAMSTRING EXERCISES. *J Strength Cond Res.*, ss. 1573-80.
- McCaw, S. T., & Jeffrey J. Friday. (1994). A Comparison of Muscle Activity Between a Free Weight and Machine Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 259-264.
- McCaw, S., & Friday, a. J. (1994). A Comparison of Muscle Activity Between a Free Weight an Machine Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 259-264.
- McCurdy, K., Walker, J., & Yuen, D. (2018, March). Gluteus Maximus and Hamstring Activation During Selected Weight-Bearing Resistance Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. p594-601.
- Mendes, A., de Freitas, S., Amorin, C., Cabral , C., & Padula, R. (2018, Feb 6). Electromyographic activity of the erector spinae: The short-effect of one workday for welders with nonspecific chronic low back pain, an observational study. *J Back Musculosket Rehabil.*, ss. 147-154.
- Moritani, T. M., & deVries, H. A. (1979, June). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med.*, ss. 115-30.

- P. J. Gardner, C. a. (1999, October). The Stiff-Legged Deadlift. © *National Strength & Conditioning Association*, ss. 7-14.
- Park, S.-y., & Yoo, W.-g. (2014, December). Effects of hand and knee positions on muscular activity during trunk extension exercise with the Roman chair. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, ss. 972-976.
- Pascal Coorevits, L. D. (2008, October). Test–retest reliability of wavelet – and Fourier based EMG (instantaneous) median frequencies in the evaluation of back and hip muscle fatigue during isometric back extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, ss. 798-806.
- R, B., Coenen, P., Howie, E., Williamson , A., & Straker, L. (2018, Aug 7). The Short Term Musculoskeletal and Cognitive Effects of Prolonged Sitting During Office Computer Work. *Int J Environ Res Public Health.*, s. 16.
- Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P. E., Rønnestad, B. R., & Wisnes, A. R. (2010). *Styrketrening - i teori og praksis*. Oslo: Gyldendal Undervisning.
- Ridder, E. M., Oosterwijck, J. O., Vleeming, A., Vanderstraeten, G. G., & Danneels, L. A. (2013, Jul 9). Posterior muscle chain activity during various extension exercises: an observational study. *BMC Musculoskelet Disord*, ss. 1-11.
- Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2013, April 27). Electromyographic Activity and 6RM Strength in Bench Press on Stable and Unstable Surfaces. *Electromyographic Activity and 6RM Strength in Bench Press on Stable and Unstable Surfaces*, ss. 1101-1107.
- Saeterbakken, A. H., Tillar, R. v., & Fimland, M. S. (2010, Nov 26). A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *Journal of Sports Sciences*, ss. 533-538.
- Sale, D. G. (1987). Influence of exercise and training on motor unit activation. *Exerc Sport Sci Rev*, ss. 95-151.
- Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *MEDICINE AND SCIENCE IN SPORTS AND EXERCISE*, ss. 135-145.
- Sale, D. G. (2008). Neural adaptations to strength training. I T. R. Earle, *Essentials of Strength Training and Conditioning* (s. 99). Champaign, IL: Human Kinetics.

- Schick, E. C. (2010, March). A COMPARISON OF MUSCLE ACTIVATION BETWEEN A SMITH MACHINE AND FREE WEIGHT BENCH PRESS. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 779-84.
- Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Tiryaki-Sonmez, G., Wilson, J. M., Kolber, M. J., & Peterson, M. D. (2015, January). Regional Differences in Muscle Activation During Hamstrings Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 159-164.
- Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Willardson, J. M., Fontana, F., & Tiryaki-Sonmez, G. (2014, February 23). Muscle activation during low- versus high-load resistance training in well-trained men. *Eur J Appl Physiol*, ss. 2491–2497.
- Schwanbeck, S., Chilibeck, P. D., & Binsted, G. (2009, December). A Comparison of Free Weight Squat to Smith Machine Squat Using Electromyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 2588-2591.
- Seniam. (2018, November 30). Hentet fra Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles: <http://www.seniam.org/>
- Smith, D., Bissel, G., Bruce-Low, S., & Wakefield, C. (2011, Oktober 1). The effect of lumbar extension training with and without pelvic stabilization on lumbar strength and low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, ss. 241-249.
Hentet fra EBSCOhost:
<http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=f38f249b-e331-49c7-989f-244daf3372db%40sessionmgr4010>
- Smith, E. (2009). *Instruktøren*. Cappelen Damm.
- Stone, M., & Bryant, H. O. (1987). *Weight Training: A Scientific Approach*. Minneapolis, MN: Burgees.
- Thelen DG, S. A.-M. (1995, May). Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. *J Orthop Res.*, ss. 390-398.
- Tillaar, R. V., & Sæterbakken, A. (2012, November). The Sticking Region in Three Chest-Press Exercises with Increasing Degrees of Freedom. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 2962–2969.
- Wright, G. A., Delong, T. H., & Gehlsen, G. (1999, May). Electromyographic Activity of the Hamstrings During Performance of the Leg Curl, Stiff-Leg Deadlift, and Back Squat Movements. *Journal of Strength and Conditioning Research*, ss. 1-7.

Young, A., Stokes, M., Round, J. M., & Edwards, R. H. (1983, October). The effect of high-resistance training on the strength and cross-sectional area of the human quadriceps. *European Journal of Clinical Investigation*, ss. 411-417.

Vedlegg 1: Samtykkeskjema

Informasjon og samtykke til prosjektet «Sammenligne muskelaktivering i strake markløft, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat».

Gjennomføring

Gjennom dette prosjektet skal vi teste muskelaktivering og må av den grunn plassere elektroder på testpersonene for å kunne ta disse målingene. Vi skal til sammen ha 3 økter med testpersonene. De to første testøktene vil være forberedelse til testdagen slik at alt er klart til siste test dag når vi skal ta målingene. Testpersonene skal løfte 6 RM i hver av øvelsene. Vi trekker øvelsesrekkefølgen tilfeldig.

Hva skal registreres?

Under testen vil vi ta ut data fra muskelaktiveringen som skjer hos testpersonene, og dette vil bli brukt i bacheloroppgaven. På bakgrunn av øvelsene som skal gjennomføres skal elektrodene plasseres på baksida lår, rumpe og langs ryggstøylen. Vår veileder Helene vil ta seg av plasseringen av elektrodene. Alle testpersoner vil bli holdt anonyme, og ingen navn vil bli oppgitt i oppgaven.

Bekledning

For at vi skal få så presise testresultater som mulig må forsøkspersonene under testen bruke shorts som ikke er tettsittende, slik at elektrodene holder seg på plass og ikke blir påvirket. Til overdel skal det brukes en topp slik at bevegelsesmønsteret blir godt synlig.

Jeg har lest gjennom informasjonen og samtykker til deltakelse i prosjektet «Sammenligne muskelaktivering i strake markløft, rygghev 45° og ryggekestensjon i apparat med EMG-målinger fra erector spinae, gluteus maximus og biceps femoris». Jeg er informert om at jeg har lov å trekke meg fra prosjektet når som helst uten å oppgi grunn.

Sted: _____ Dato: _____ Underskrift: _____

Vedlegg 2 - NSD

Bakgrunnsopplysninger som vil kunne identifisere en person ?

Ja Nei

Genetiske opplysninger ?

Ja Nei

Biometriske opplysninger ?

Ja Nei

Andre opplysninger som vil kunne identifisere en fysisk person ?

Ja Nei

Du har oppgitt at ingen personopplysninger skal behandles i prosjektet.

Dersom du kun skal behandle anonyme opplysninger, skal du ikke melde prosjektet. Et anonymt datamateriale består av opplysninger som ikke på noe vis kan identifisere enkeltpersoner, hverken direkte, indirekte eller via e-post/IP-adresse eller koblingsnøkkel.

Vi gjør oppmerksom på at dette ikke er en formell vurdering, men en veiledning basert på svarene du har gitt over.

[Gå til innlogging](#)