
HVILKEN ØVELSE AV KNEBØY, BULGARSK SPLITTKNEBØY OG HIP-THRUST AKTIVERER M.GLUTEUS MAXIMUS MEST?

En observasjonsstudie

Ole-Kristen Jacobsen og Benjamin Christensen

EXAMENSARBETE

Naprapathögskolans rapportserie, Stockholm i maj 2014

Innholdsfortegnelse

Abstract	3
Introduksjon	4
<i>Bakgrunn</i>	5
<i>Trening av gluteus maximus</i>	6
<i>Øvelsene</i>	9
<i>Knebøy</i>	9
<i>Bulgarsk utfall</i>	11
<i>Hip-thrust</i>	13
<i>Formål og problemstilling</i>	14
Materiale og metode	15
<i>Intervensjon</i>	18
<i>Dataanalyse</i>	19
Resultat	20
<i>Gjennomsnittsakivering</i>	20
<i>Maksimalaktivering</i>	21
Diskusjon	22
<i>Maksimal aktivering</i>	22
<i>Gjennomsnittlig aktivering</i>	23
<i>Svakheter</i>	24
Konklusjon	27
Referanseliste	28
Appendix	35

Abstract:

Vi ønsket å finne ut i hvor stor grad knebøy, bulgarsk splittknebøy og hip-thrust aktiverte m.gluteus maximus med overflate elektromyografi. Knebøy er en styrkeøvelse som brukes mye i idrettssammenheng, samt av vanlige mosjonister. Bulgarsk splittknebøy er en øvelse som de siste årene har blitt mer populær, og som utfordrer kroppen i en situasjon der en stor del av belastningen må kontrolleres på ett ben. Hip-Thrust er en styrkeøvelse hvor fokuset ligger på hofteekstensjon, og den har blitt foreslått som en god øvelse for m.gluteus maximus. De 28 testpersonene som ble inkludert i studiet utførte 5 repetisjoner på en 10RM vekt med 2 sekunder eksentrisk fase, 1 sekund pause i strukket posisjon, 1 sekund konsentrisk fase og 1 sekund pause i topposisjon. Muskelaktiviteten ble målt med en elektromyografi måler med overflateelektroder plassert på dominant sides m.gluteus maximus. Undersøkelsen på maksimal aktivering viste at Hip-thrust aktiverte m.gluteus maximus 49% mer enn ved knebøy og 31,5% mer enn bulgarsk splittknebøy. Undersøkelsen på gjennomsnittsakivering viste at hip-thrust aktiverte 82% mer enn knebøy og 30% mer enn bulgarsk splittknebøy. For målsettinger der hypertrofi og økt styrke i setemusklene er prioritert kan hip-thrust være et godt øvelsesvalg.

Nøkkelord: Knebøy, Bulgarsk splittknebøy, Hip-thrust, m.gluteus maximus, elektromyografi,

1. Introduksjon:

Setemusklene er en muskelgruppe på baksiden av kroppen som sammen med mm.

Hamstrings og bakre del av m. Adduktor magnus danner hofteekstensorene. Setemusklene dannes av Gluteus Maximus, Gluteus medius og gluteus minimus. Gluteus maximus er kroppens største og sterkeste muskel i absolutt kraft, og er den tyngste av musklene i nedre ekstremitet. Muskelen er større hos menn, men i forhold til kroppsstørrelse er det ingen kjønnsforskjeller. (1, 2)

M. Gluteus maximus springer ut ifra crista iliaca, sacrum, coccyx, samt den thoracolumbale fasciaen. Den fester inn på trochanter major, tuberositas glutea, linea aspera labium laterale samt den laterale tibiacondylen via tractus iliotibialis. Muskelen er en av kroppens sterkeste hofteekstensorer, og bidrar også mye til utrotasjon og abduksjon av hofteladdet. Muskelen skaper en posterior tilt av bekkenet, og vil i stående posisjon dermed rette ut lordosen i lumbalryggen (3). Via de dype sacrale fibre og den thoracolumbale fasciaen stabiliserer muskelen også SI-leddet via force closure (4). Muskelen har en stabiliserende effekt på kneleddet lateralt via fascia latae og tractus iliotibialis.

Hofteekstensorene er viktige muskler for fremdrift. Jo raskere man løper og jo tyngre man løfter, jo mer brukes hofteekstensorene (5). Ved løft av tunge gjenstander, vil hofteekstensorene ta en større del av belastningen etter hvert som belastningen øker. (6) Ved økende høyde vil hofteekstensorene bidra med prosentvis mer kraft ved vertikalt hopp (7). I mange individ og lagbaserte idretter er akselerasjonsevne, toppfart og vertikal hoppevne viktige parametre. Ettersom samtlige av disse parametrene påvirkes kraftig av hofteekstensorenes evne til å produsere kraft vil det å rette treningen mot å øke styrke og muskelmasse i hofteekstensorene være et viktig område for idrettsutøvere. Ved trening av gluteus maximus vil det å velge øvelser som aktiverer muskelen maksimalt gi større fremgang i muskelvekst og styrke i denne muskelen. Som en primær fremdriftsmuskel er sannsynlig at

en økt styrke og muskelmasse i m. Gluteus maximus potensielt vil kunne påvirke yteevne i idrett. Gluteus maximus vil også stabilisere femur i transversalplanet, og er spiller dermed en viktig rolle for stabilisering av femur i situasjoner der man står på ett og ett ben(3).

Ettbensposisjoner under tung belastning er vanlig i idrettssituasjoner, og en godt utviklet gluteus maximus vil hjelpe idrettsutøvere å takle dette optimalt.

Bakgrunn

M. Gluteus maximus ansees av mange terapauter å være en viktig muskel for funksjon i det myofasciale systemet (8). Det er en sentral muskel rundt kroppens midtpunkt, og den har en rekke roller som gjør at den evner å påvirke strukturer langt unna selve muskelen. Ved utspringet på crista iliaca og sacrum har man funnet ut at de dypere delene av muskelen krysser SI-leddet, og fester på en måte som gjør at muskelen ved kontraksjon vil skape en force-closure effekt og dermed stabilisere SI-leddets posteriore aspekt(9). SI-ledds stabilitet ansees å være viktig for bekkenrelaterte plager. Korrekt trening og aktivering av m. gluteus maximus kan bidra til å øke form closure av SI-leddet og potensielt bidra til å redusere plagene hos PGP pasienter (4,10,11). Smerter i korsryggen er satt i sammenheng med svakhet og dårlig motorkontroll av setemusklene (12), og øvelser for å aktivere setemusklene brukes ofte i rehabilitering for korsryggpasienter.

Gluteus maximus er en del av den posteriore oblique slyngen, der den krysser sacrum og fester inn i den kontralaterale thoracolumbale fasciaen. Det har blitt foreslått at denne sammenhengen gjør at setemusklene sammen med kontralaterale m.latissimus dorsi kontrollerer og skaper rotasjonskrefter ved fysisk utfoldelse og sport (13).

Gjennom sin påvirkning på femur i transversalplanet vil gluteus maximus kontrollere innrotasjon i hofteleddet ved å skape et utrotasjonsmoment. I et løpesteg vil denne

stabiliseringen være med å motvirke valgusstilling av nedre ekstremitet, som er ansett å være en riskfaktor for PFSS, ACL ruptur, MCL skader og en rekke andre skader (14).

Svakhet i gluteus maximus og forsinket aktivering er sett hos grupper med PFSS sammenlignet med friske individer (15). Mange terapauter bruker øvelser for gluteus maximus som rehabilitering etter smertetilstander i rygg, bekken og hofteledd. Via festet på condylus lateralis tibia via tractus iliotibialis kan m.gluteus maximus skape et posteriort drag på tibia når kneet er i en flektert posisjon (16). Dette antas å kunne avlaste ACL, og dermed være med å forebygge ACL-skader, en alvorlig og vanlig idrettsskade i norsk og internasjonal idrett. Tractus iliotibialis stabiliserer også kneet lateralt, og gluteus maximus her dermed en rekke påvirkningsevner over kneleddet. Gluteus maximus spenner opp Fascia latae, som er ansett som en viktig struktur for lårets integritet og overfører kraft mellom muskelgruppene rundt hofte og lår (17).

Trening av m.gluteus maximus

M. Gluteus maximus danner det primære muskelmassen i området mellom crista iliaca og trochanter major, og er det mest bidragsytende muskelen til setets utseende. Mange som trener på treningssenter har hovedfokus på estetikk, og mange av dem ønsker å stramme opp rumpeområdet. Da er trening av gluteus maximus er da ofte en prioritet. Det å finne øvelser som maksimalt aktiverer muskelen for å i størst mulig grad oppnå hypertrofi av muskelen er noe som kan hjelpe mange i å investere sin tid på øvelser som gir dem mest mulig igjen for innsatsen sin på et treningssenter.

Når ønsket er å få en treningseffekt på setemusklene og hofteekstensorene brukes en rekke forskjellige øvelser. Tradisjonelt sett har flerleddsøvelser som knebøy og markløft med vektstang vært mye brukt, men de siste årene har flere andre øvelsesvarianter blitt vanligere. Det har blitt foreslått at øvelser på ett ben har større overføringsverdi til hverdag og idrett enn

tobensøvelser som knebøy. Setemusklene får da en større utfordring på å stabilisere bekkenet og lårbenet i både frontal og transversalplanet. (18)

Gjennom en biomekanisk analyse av hofteekstensorene har man kommet frem til at gluteus maximus aktiveres mest i posisjoner nær hofteleddets nøytralposisjon i saggitalplanet, rundt 0 grader hofteekstensjon (19,20). Knebøy og bulgarsk splittknebøy belastes aksialt ved at vektstangen presser kroppen ovenifra og ned, og øvelsenes natur vil dermed gi stort moment på hofteleddet i bunnposisjon, da hoften er flektert (21). I topposisjonen, der hofteleddet er nært null grader er rotasjonsmomentet på hofteleddet nesten fraværende, og kompresjonskreftene dominerer. Dermed oppfyller ikke disse øvelsene setemusklens aktivitetsmønster med stor aktivitet rundt 0 grader hofteekstensjon. Hip-thrust belastes horisontalt, ved av kroppen ligger vinkelrett mot tyngdekraften. Dette gjør at maksimal ytre belastning på hofteleddet skjer når hofteleddet er ekstendert i 0 grader hoftefleksjon. Dette samstemmer med gluteus maximus sin posisjon for maksimal aktivering. (19,20)

Man har også sett at gluteus maximus aktiveres mer når kneleddet er bøyd (22). Dette antas å være fordi gluteus maximus sin synergist over hofteleddet, mm. Hamstrings er toleddsmuskel. En toleddsmuskel som forkortes i begge ender vil gå inn i aktiv insuffisiens og skape mindre kraft grunnet kryssbroenes manglende kobling i en så kort posisjon (23). Setemusklene må dermed ta en større del av belastningen i hofteekstensjon når hamstrings ikke kan skape mye kraft. Dette har man sett at øker aktiviteten i gluteus maximus, og senker aktiviteten i mm. Hamstrings. Om kneet ekstenderes samtidig som hoften ekstenderes har man sett at gluteus maximus har lavere aktivitet enn om kneet holdes flektert gjennom hele øvelsen (8). Dette påvirker øvelser som knebøy og bulgarsk splittknebøy, siden de fra bunnposisjon får en kombinert hofteekstensjon og kneekstensjon. Siden gluteus maximus er en utadrotator av hofteleddet, har man sett at muskelens aktivitet ved ekstensjon øker når hofteleddet er

utradotert (24). Vinkelen av bekkentipp vil påvirke gluteus maximus sin aktivitet, og en anterior tilt av bekkenet vil senke aktiviteten, mens en posterior tilt vil øke aktiviteten (25). Øvelser med vektstang er ofte for tungt å begynne med hos pasienter med smerte, men i en sen rehabiliteringsfase kan de ha en rolle. I en tidlig rehabfase kan kroppsvektvariantene av øvelsene brukes, og de kan tenkes å ha et ganske likt forhold mellom muskelaktivering som de belastede variantene.

Om man summerer faktorene hvor gluteus maximus aktiveres maksimalt ser man at det er ved belastning rundt 0 grader hofteekstensjon, med bøyde kne under hele utførelsen, hofteladdet i en utrotert posisjon, og bekkenet tiltet posteriort. (19,20,24,25)

Øvelsene

Knebøy:



Figur 1. Knebøy i topp og bunnposisjon.

Knebøy (vist ved figur 1) er en av de vanligste frivektsøvelsene for bena som blir utført på treningssentre og idrettsanlegg. Øvelsen kan utføres på mange måter, både med og uten belastning. Belastningen kan være i form av en kettlebell, hantel eller vektstang. I vårt forsøk har vi brukt knebøy med vektstang på øvre rygg. Vektstangen kan holdes på forsiden og baksiden av skuldrene, der sistnevnte er den mest brukte. Øvelsen utføres ved å stå med en vektstang på skuldrene som holdes på plass av armene. Deretter skal man sette hoften ned og

tilbake til man når et dyp der hofteleddet er under kneleddet, heretter kalt ”under parallell dybde”. Dette er standarddybden i styrkeløft, der knebøy er en av konkurransegrenene. Knebøy kan utføres på mange måter, og de vanligste variantene er olympisk knebøy, med stangen plassert høyt på øvre rygg og en utførelse med oppreist overkropp og styrkeløftknebøy med stangen plassert litt lenger ned på øvre rygg og med en større vinkling av overkroppen i forhold til bakken. Det er antatt at disse vil påvirke muskelaktiviteten forskjellig (26). Knebøy der man kun senker seg delvis ned er også en mye brukt øvelse, men man har sett at knebøy under parallell dybde gir en rekke ekstra effekter med tanke på muskelaktivering og prestasjonsøkning (27,28,29). Derfor har vi valgt å bruke knebøy under parallell dybde som standard i vårt forsøk, og det var et krav om alle repetisjoner skulle utføres slik for at settet skulle bli godkjent. Knebøy er en øvelse som det finnes mange studier rundt, og øvelsen har god evidens for å øke styrke, eksplosivitet og muskelvolum i ben og hoftemuskulatur (19). I treningsbransjen frontes knebøy ofte som en øvelse som er veldig bra for å belaste og øke muskelmassen på setemusklene. Vi synes derfor det var interessant å se om knebøy faktisk gir en høy aktivering av setemusklene. Tidligere studier har sett på aktiviteten til gluteus maximus i forhold til quadriceps under knebøy, men disse studiene har metodologiske svakheter i form av manglende normalisering til MVIC posisjon (30). Ingen tidligere studier har sammenlignet gluteus maximus aktivering i knebøy med bulgarsk splittknebøy og hip-thrust. Studier har vist tendenser til at knebøy under parallell dybde gir høyere glutes maximus aktivering enn halve knebøy (31). Det er også evidens for at knebøy med en bredere benstilling gir høyere aktivering av gluteus maximus (32). Dette er mest sannsynlig fordi en bredere benstilling gir mer utrotasjon i hofteleddet under utførelsen, og det er en av momentene man ser at påvirker aktiveringen positivt. Knebøy belaster setemusklene mest i en strukket posisjon, med femur lett utrotert. Når hofteleddet ekstenderes ekstenderes kneet samtidig og bekkenet er i en kontrollert anterior tilt. Ut ifra disse faktorene

er det logisk at knebøy ikke er en optimal øvelse for å belaste setemusklene. Knebøy med vektstang er en øvelse som belaster columna tungt med både kompresjonskrefter og glidekrefter, da den tillater bruk av tung belastning. Dette kan være en riskikofaktor for skade.

Bulgarsk splittknebøy



Figur 2. Bulgarsk splittknebøy vist i topp og bunnposisjon

Bulgarsk splittknebøy (vist ved figur 2) er en øvelsesvariant som også kan gå under navn som bulgarsk utfall og splittknebøy med bakre fot elevert. Utførelsen skjer ved at man ved en stang på ryggen plasserer en fot i plantarflektert posisjon på en benk ca 1m bak seg. Deretter senker man seg ned mellom fremre og bakre ben, og med fokus på fremre ben kontrollert presser seg opp igjen. Det skal foregå med en naturlig avstand til fremre ben, og dybden skulle være til det bakre kneet var rett over bakken. Øvelsen setter stort krav til balanse og ettersom øvelsen er mer ettbensbasert må bekkenet og femur stabiliseres i langt større grad enn ved en mer stabil tobensøvelse som knebøy. Gluteus maximus og de andre setemusklene er det primære musklene som kontrollerer både bekkenets stabilitet i frontalplanet, og femur sin stabilitet i saggital, frontal og transversalplanet (3, 33). Setemusklene settes derfor under

en stor belastning for å skape stabilitet i alle plan samtidig som kraft skal produseres for å løfte en ytre belastning. Styrken i Bulgarsk splittknebøy er satt i sammenheng med evne til akselerasjonkraft og smidighet i sport (34), og er dermed en viktig øvelse for idrettsutøvere. Litteraturen viser også at muskelaktiviteten er ganske lik som ved knebøy med stang, men gluteus medius jobber mer i bulgarsk splittknebøy, og quadriceps jobber mer i knebøy (35). Disse studiene har foreslått bulgarsk splittknebøy som en god variant og mulig erstatter i treningsprogrammer for idrettsutøvere. Den akutte hormonfrisettingen etter økten kan i noen tilfeller være høyere i bulgarsk splittknebøy enn i knebøy. Dette har tidligere vært foreslått å være viktig for muskelvekst, men denne hypotesen har fått kritikk i de siste årene (36). Bulgarsk splittknebøy belaster setemuskulene mest i strukket posisjon, med hoften i nøytral posisjon, og bekkenet i nøytral tilt. Kneet ekstenderes samtidig som hofteleddene ekstenderes. Øvelsen setter krav på setemuskulene til å stabilisere pelvis og femur i større grad enn ved knebøy, men flere av faktorene som påvirker gluteus maximus sin funksjon er ikke oppfylt. Et studie har sett på overkroppens vinkling i utførelsen av en lignende øvelse, gående utfall. Der så man at en 15-20 graders foroverlent posisjon av overkroppen økte aktiviteten i gluteus maximus, mens en bakoverlent posisjon av overkroppen i forhold til nøytral posisjon senket aktiviteten (37). Siden mekanikken i øvelsene er lignende, er det mulig at en vinkling av kroppen kan påvirke muskelaktiviteten også i bulgarsk splittknebøy.

Hip-thrust



Figur 3. Hip-Thrust i bunn og topposisjon

Hip-Thrust (vist ved figur 3) er en øvelse som har økt i popularitet de siste årene, selv om øvelsen i seg selv ble brukt på midten av 1900 tallet av kroppsbyggere og treningsinteresserte. Den økte bruken av øvelsen startet først som en øvelse med kroppsvekt for å aktivere setemusklene i sammenheng med trening og rehabilitering. Deretter ble øvelsen popularisert som en øvelse for å spesifikt styrke setemusklene. Øvelsen går ut på å ligge med øvre del av ryggen mot en benk, med en stang på hoftene. Stangen har en beskyttende pute rundt delen som er i kontakt med hoften for å ikke kjøles spiss og ubehagelig mot hoften. Bena skal være i 90 grader fleksjon i toppsisjonen, og hele foten skal være i bakken under utførelsen. Topposisjonen nås når hofteleddet er helt ekstendert, mellom 0 og 10 grader ekstensjon avhengig av studiepersonen bevegelighet (38) Øvelsen kan også utføres som en såkalt "glute-bridge" eller "hofteløft" der man utfører samme øvelse, men ligger med ryggen på bakken. Få studier har sett på hip-thrust sin påvirkning på setemuskelaktivitet, men biomekaniske analyser og studier med n=1 har vist at aktiveringen er betydelig høyere enn øvelser som knebøy og bulgarsk splittknebøy (39). Hofteleddet belastes maksimalt ved 0 grader hofteekstensjon, kneet er bøyd under utførelsen, hofteleddet er lett utrotert og bekkenet tiltes posterior i topposisjonen. Utifra disse faktorene ser man at gluteus maximus burde aktiveres mye under utførelsen av denne øvelsen.

EMG

For å måle aktiveringen av musklene bruker vi overflate elektromyografi, heretter kalt EMG. EMG brukes som diagnostisk verktøy innen nevrologi, og brukes for å identifisere en rekke forstyrrelser og sykdommer i det neuromuskulære systemet. Nålbasert EMG har erstattet overflate EMG som diagnostisk verktøy for mange sykdommer (40), men den enklere og ikke-invasive målingen overflate EMG tilbyr brukes fortsatt mye innen fysioterapi,

idrettsmedisin og biomekanisk forskning, der den teoretiske og kliniske verdien er høy (41) Forskning på de individuelle hodene i m.quadriceps viser at overflate EMG viser god validitet på muskelaktivitet når det ble målt i forhold til nål-EMG (42, 43). Reliabiliteten for målinger på M.Rectus femoris er god på kort sikt, og spesielt på lavere prosent av maksimal frivilling isometrisk kontraksjon (Heretter kalt MVIC) (43). Reliabiliteten på bekkenbunnmuskulaturen på friske kvinner er også god (44). Siden ingen studier har sett på reliabiliteten til m.gluteus maximus, kan man se på muskler med et tilsvarende lag av ikke-kontraktilt vev mellom elektroden og muskelen. Overflate EMG av M.Transversus adominis og M.Obliquus internus abdominis viste god validitet og reliabilitet på målingene (45). Alt i alt har overflate EMG svakheter, men ved å normalisere til MVIC og standardisere elektrodeplassering vil målingen bli best mulig.

Formål og problemstilling

Vi ønsker å finne ut hvilken øvelse som aktiverer gluteus maximus mest, så terapeuter, trenere og idrettsutøvere kan gjøre et informert valg av øvelse. Om deres målsetting skulle innebære at hypertrofi, stykrekning og økt motorisk kontroll av m.gluteus maximus er en prioritet, kan resultatet av vårt studie være med i vurderingen. M. Gluteus maximus, har med sin store størrelse og kraft som primær hofteekstensor en stor rolle i atletisk utvikling og skadeforebygging, både for trenere og terapauter og personer som er ute etter maksimal setemuskelhypertrofi.

Vår problemstilling er: Hvilken øvelse aktiverer m.gluteus maximus mest av hip-thrust, knebøy og bulgarsk splittknebøy

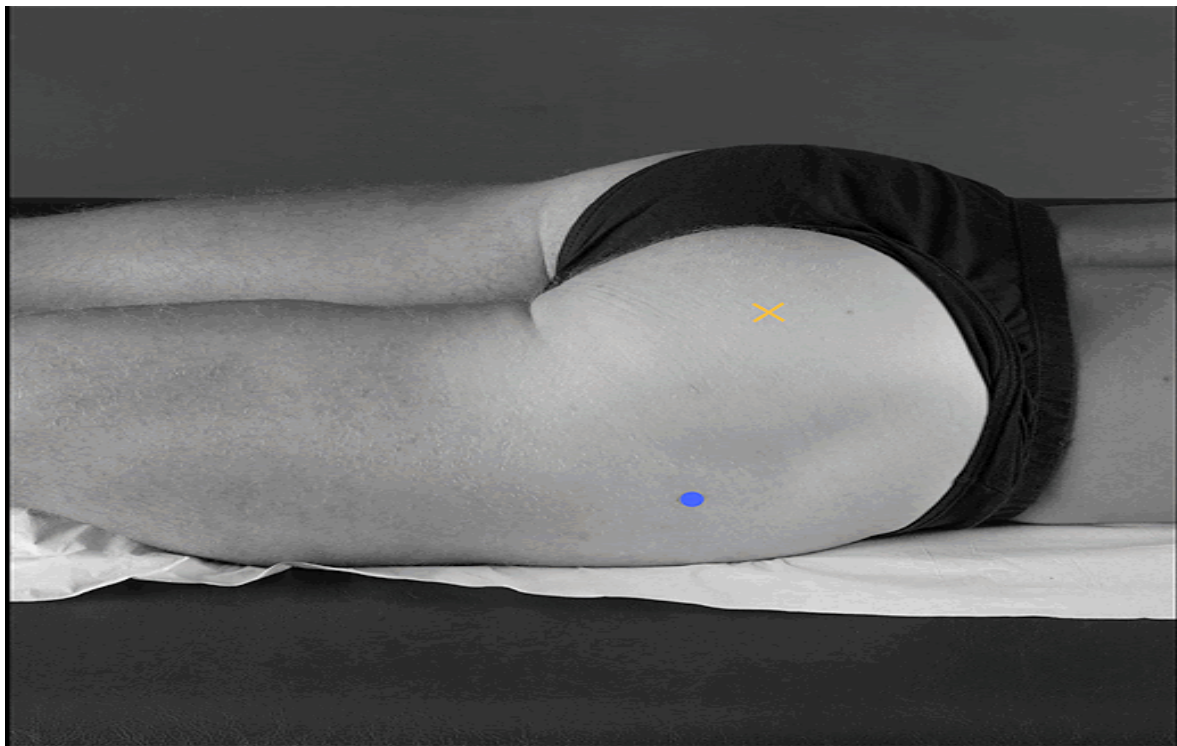
2. Matriale og metode:

Studiepersonene ble rekruttert fra treningsmiljøet i Oslo, Bergen og Stockholm. Vi brukte studenter fra personlig trener-studiet i Bergen, ferdig utdannede personlige trenere fra både Oslo og Bergen, samt studenter fra Naprapathögskolan i Stockholm. Alle medvirkende studiepersoner fikk utdelt et informasjonsblad som opplyste om hvordan intervensjonen var lagt opp samt våre inklusjons og eksklusjonskriterier. Dersom de innfridde disse og ønsket å medvirke i studiet, skrev de under på informasjonsbladet hvor de samtykket til deltagelse. Målingene ble gjennomført Februar 2014 på ”Crossfit Bergen” i Bergen, ”Optimal trening” i Oslo og ”Sats Hornstull” i Stockholm.

28 friske personer mellom 18-35 år (10 menn og 18 kvinner) med en gjennomsnittsalder på 21,5år deltok i studiet. Følgende inklusjonskriterier måtte oppfylles for å delta i studiet: friske individer mellom 18 og 40 år, og ikke ha noen skader i korsrygg, hofta eller nedre ekstremitet. Minst 12 måneder treningserfaring med styrketrening. Ha utført øvelsene ved minst 10 treningstilfeller før studien. Ha tilstrekkelig bevegelighet for å utføre øvelsene korrekt, som vil si å komme under parallell dybde med lårbenet i forhold til kneet. Personene ble ekskludert fra studiet dersom de oppfylte noen av følgende kriterier: Graviditet. Smerte ved utførelse av øvelsene knebøy, bulgarsk splittknebøy eller hip-thrust, samt om de hadde noen form for nevrologiske tilstander. Av de opprinnelige 30 personene som viste interesse for å delta, ble 2 stykker ekskludert grunnet teknikk som ikke oppfylte våre krav, samt manglende treningserfaring til de øvelsene som studiet omfattet.

EMG på m. gluteus maximus ble målt med overflateelektroder plassert midt mellom Trochanter major og Sacrum. Elektrodene ble plassert i henhold til gjeldende forskningsstandard (46), som er illustrert ved figur 4. For å sikre best mulig signal fra elektrodene ble området hvor de skulle bli plassert først vasket med desinfiserende våtservietter (Cutisoft wipes). Om det var nødvendig ble hår også fjernet med en barberhøvel. Avstanden mellom elektrodene ble satt til

20 mm for å minske sjansen for kryssende signaler (46), og det ble sørget for at ledningene fra elektrodene ikke havnet i klem. Singelelektroder bestående av Ag/AgCl som heter "Ambu blue sensor M" ble benyttet på alle studiepersoner. To overflateelektroder ble satt på m.gluteus maximus til testpersonens dominante ben, som ble bestemt som det benet man vil sparke en ball med. Som referanseverdi ble M.Gluteus maximus sin maksimale frivillige statiske aktivering (Maximum voluntary isometric contraction, heretter MVIC) målt. MVIC testes i den posisjonen hvor en muskel kan utvikle mest kraft og testes i m. Gluteus maximus sitt tilfelle stående på alle fire, hoften i nøytral posisjon (0 grader fleksjon) med kneet bøyd til 90 grader. Testpersonen trykket sitt ben opp mot taket og det ble påført motstand rett ovenfor kneet. Studier (19,20) tilsier at dette er posisjonen hvor Gluteus maximus har høyest EMG. Figur 5 illustrerer MVIC posisjon for m. Gluteus maximus.



Figur 4. Viser elektrodeplassing merket med ett X mellom sacrum og trochanter major.



Figur 5. MVIC posisjon for m. Gluteus maximus

Under studiet ble det brukt et EMG-apparat kalt "Biomekanikk EMG sensor" som er utviklet av Neckgraph.AS. Dette produktet består av en registreringsboks med to kabler som man fester elektroder til. EMG-måleren registrerer signalene fra elektrodene og sender informasjonen videre gjennom bluetooth til en data. Programmet viser Root Mean Square (RMS) av de to EMG-kanalene ettersom det er den vanligste måten å tolke EMG-data på. Elektrodene registrerer nervesignalene fortløpende, og ved hjelp av RMS med steglengde 200 millisekunder finner dataprogrammet medianverdien innenfor hver steglengde og produserer grafer, slik at en aktivt kan lese av muskelaktiveringens mens forsøket pågår. Vi benyttet oss av en sampelfrekvens på 1kilohertz og knekkfrekvens på 10Hz og 480 Hz. Muskelaktiviteten er proporsjonal med effekten av EMG- signalet, og RMS er måten å beregne effekten av et signal på. Programmet som ble brukt til å tolke målingene heter "Biomekanikk EMG".

Intervensjon

Ole-Kristen Jacobsen festet elektrodene på testpersonene og de fikk deretter varme opp med 5-10 minutter rolig jogging på tredemølle, før de utførte en MVIC test på det dominante benet. Studiepersonen fikk trekke øvelsesrekkefølgen de skulle gjennomføre øvelsene i. Dette gjorde de ved å velge tall mellom 1-3. Hvert tall var knyttet opp mot en av øvelsene, og på denne måten ble rekkefølgen randomisert for hver enkelt studieperson. Studiepersonen opplyste om sin 10 RM i de forskjellige øvelsene, og to sett spesifikk oppvarming av øvelsene på 50% og 75% av arbeidsvekt ble utført før selve øvelsen med 5 repetisjoner av 10 rm vekten ble gjennomført. Rm regnes som en person sin maksimale evne til å gjennomføre x-antall repetisjoner av en øvelse før man ikke klarer å gjennomføre ytterligere godkjente repetisjoner. Mellom hver øvelse hvilte testpersonen 5 minutter for å sikre mest mulig restitusjon før utførelsen av neste øvelse. Forsøksleder 1 sørget for at studiets kriterier for korrekt teknikk ble møtt, og forsøksleder 2 overvåket at målingene ble registrert inn på en bærebær pc hvor m.gluteus maximus sin maksimale og gjennomsnittlige aktivering ble registrert. For å standardisere hver repetisjon i alle øvelser fikk studiepersonene beskjed om å bruke 2 sekunder på den eksentriske fasen av løftet. I bunnposisjon skulle hver person ha en statisk pause på 1 sekund, for deretter å bruke 1 sekund opp igjen i den konsentriske fasen. I toppposisjon ble det igjen lagt inn 1 sekund pause før neste repetisjon ble påbegynt.

Dataanalyse

Data ble analysert i SPSS med gjentakende ANOVA test med post hoc analyse for parvise sammenligninger mellom øvelsene. Utrekningene ble gjort med prosentverdi av MVIC, som er forskningsstandard for EMG studier. Vi betrakter statistisk signifikans som en P-verdi under 0,05.

Pairwise Comparisons						
Measure: MEASURE_1						
(I) Øvelse	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	Difference ^b		
				Lower Bound	Upper Bound	
1	2	-10,482	4,177	,055	-21,144	,180
	3	-38,786*	6,521	,000	-55,431	-22,140
2	1	10,482	4,177	,055	-,180	21,144
	3	-28,304*	7,288	,002	-46,906	-9,701
3	1	38,786*	6,521	,000	22,140	55,431
	2	28,304*	7,288	,002	9,701	46,906

Based on estimated marginal means

*. The mean difference is significant at the ,05 level.

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Verdier fra maksimalaktivering

Pairwise Comparisons						
Measure: MEASURE_1						
(I) øvelse	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b		
				Lower Bound	Upper Bound	
1	2	-8,643	1,520	,000	-12,522	-4,764
	3	-17,839*	2,317	,000	-23,752	-11,926
2	1	8,643*	1,520	,000	4,764	12,522
	3	-9,196*	1,996	,000	-14,290	-4,103
3	1	17,839*	2,317	,000	11,926	23,752
	2	9,196*	1,996	,000	4,103	14,290

Based on estimated marginal means

*. The mean difference is significant at the ,05 level.

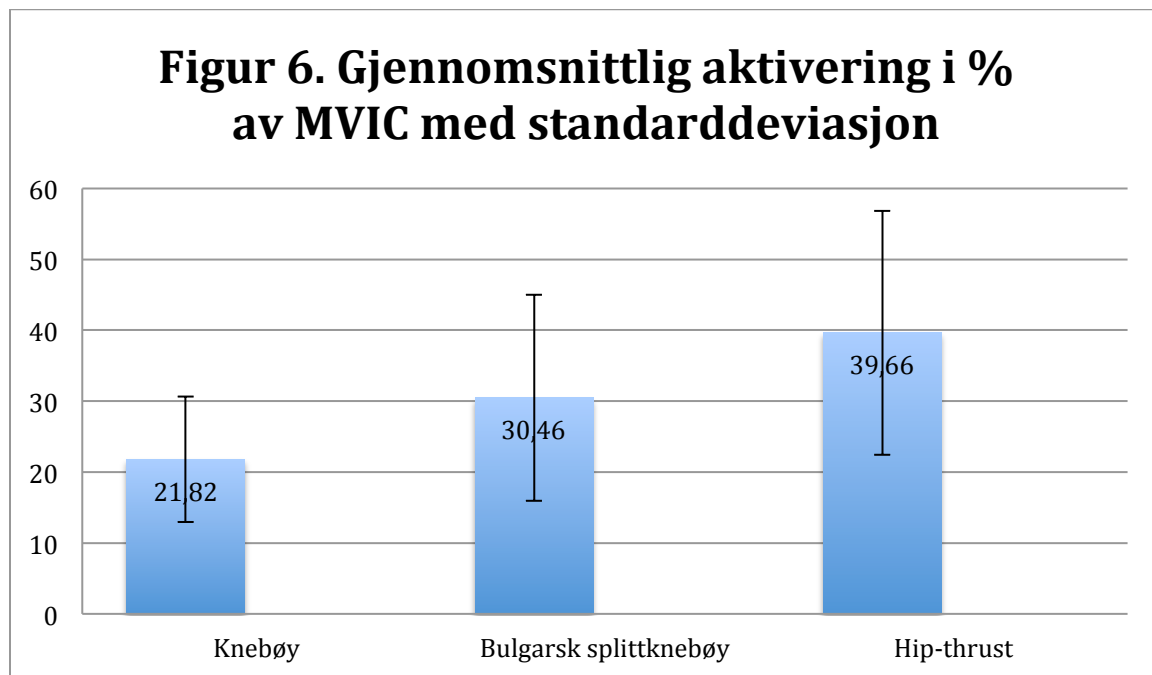
b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Verdier fra gjennomsnittaktivering

3. Resultat:

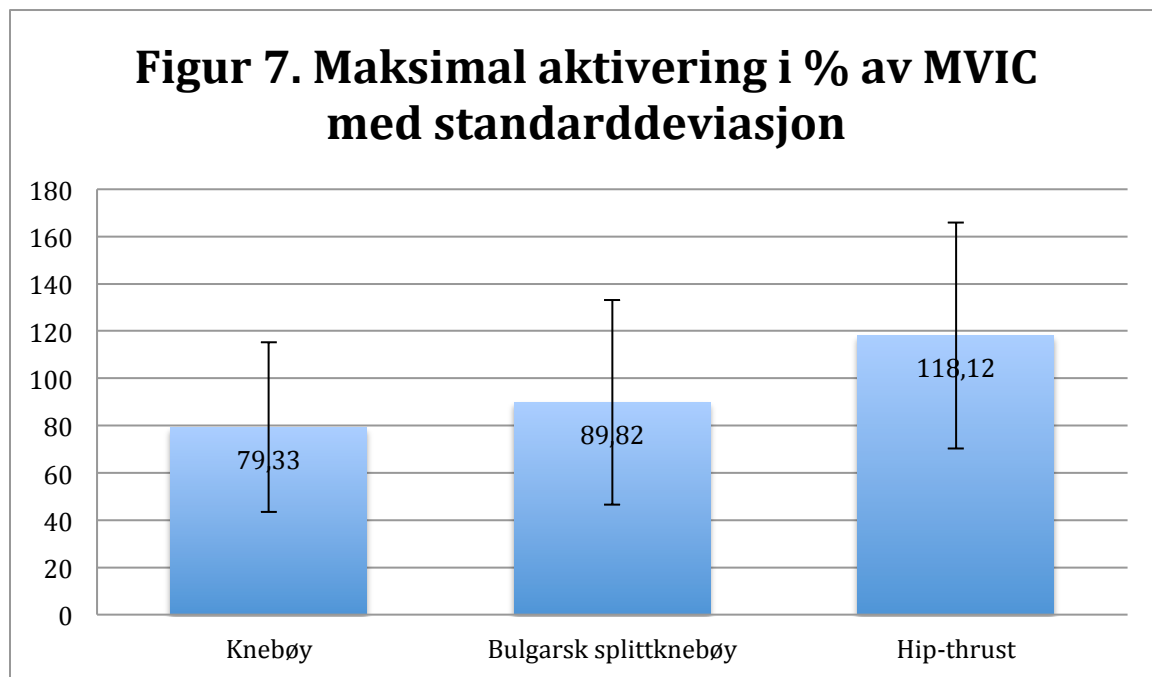
Basert på resultatene av vårt utvalg har M. Gluteus maximus gjennomsnittaktivering er statistisk signifikant høyere på hip-thrust enn de to andre øvelsene (P=0,049). Som vist i figur 6 ga Knebøy en 21,82% aktivering, Bulgarsk splittknebøy en 30,46% aktivering, mens Hip-

thrust ga en aktivering på 39,66%. Forskjellen mellom alle tre øvelsene er statistisk signifikant.



Figur 6.

Basert på øvelsene vårt utvalg gjennomført er maksimalaktiveringen statistisk signifikant høyest i hip-thrust, med signifikante forskjeller mellom øvelsene, bortsett fra mellom knebøy og bulgarsk splittknebøy ($p=0,055$). Som Figur 7 viser ga Knebøy en maksimalaktivering på 79,33%, Bulgarsk splittknebøy 89,82% og Hip-Thrust en aktivering på 118,12%.



Figur 7.

Resultatene viser at hip-thrust aktiverer setemusklene mest, både når det gjelder maksimal aktivering og gjennomsnittsaktivering. De individuelle variasjonene var tilstede, men de fleste hadde hip-thrust som det mest aktiverende øvelsen, og knebøy som den minst aktiverende øvelsen. Bulgarsk splittknebøy overrasket oss med høy aktivering i forhold til belastningen, selv om øvelsen i større grad går på ett ben enn de andre øvelsene.

4. Diskusjon:

Meningen med dette studiet var å undersøke i hvilken grad tre forskjellige styrkeøvelser aktiverer m.gluteus maximus. Alle tre styrkeøvelsene er øvelser som brukes av mange i treningssammenheng, og vi ønsker å kunne gi de som bruker øvelsene som mål å utvikle m.gluteus maximus muligheten til å velge øvelsen som aktiverer muskelen i størst grad.

Maksimal aktivering:

Basert på våre målinger av maksimal og gjennomsnittlig aktivering får man et godt bilde av hvor mye muskelen aktiveres. Maksimalverdier er generelt satt i sammenheng med kraftproduksjonen i muskelen (47), og resultatet kan dermed brukes for å se hvilken øvelse som egner seg best for å øke kraft og styrke i setemusklene. Maksimalt spenn i setemusklene gir et kraftig mekanisk stress til de kontraktile og ikke-kontraktile strukturene. Mekanisk stress er sett på som en av de viktigste faktorene til hypertrofi (48). Hip-thrust aktiverte gluteus maximus mest i maksimalaktivering, og dette er antagelig fordi hofteleddet belastes maksimalt når hoften er utstruktet, altså ved 0 grader fleksjon. Øvelsen utføres også på en måte som utfyller mange av faktorene man har sett at maksimerer aktiveringen av gluteus maximus. Disse faktorene er at kneet er flektert til 90 grader, bekkenet er tiltet posterior og belastningen er størst ved 0 grader hoftefleksjon. Øvelsen har gode muligheter for tung belastning, og dette kombinert med ovennevnte faktorer er antagelig årsaken til at hip-thrust gir den høyeste aktiveringen.

Gjennomsnittsaktivering

Gjennomsnittsresultatet viser i hvilken grad muskelen belastes gjennom hele settet. En høyere aktivering gjennom hele settet vil gjøre at muskelen kontraherer over en lengre periode. Ved

en gjennomsnittlig høyere kontraksjon vil man med tilstrekkelig belastning få en hypoxisk tilstand i muskelen, som bidrar til to av faktorene som er viktige ved muskelvekst, metabolsk stress og cellehevelse. (48)

Ved målsettinger om høyere kraftproduksjon og styrke i muskelen kan dermed øvelsene som gir høyest maksimal aktivering være det beste valget. Ved målsettinger om hypertrofi av gluteus maximus vil øvelsene som gir høyest gjennomsnittlig aktivering være en viktig del av programmet, ettersom det er viktig for metabolsk stress i muskelen. Hip-thrust ga den høyeste gjennomsnittsaktiveringen, og dette er mest sannsynlig fordi øvelsen gir en relativt konstant belastning på muskelen. Den konstante belastningen kommer muligens fordi en stor del av øvelsen skjer i den delen av bevegelsesbanen der gluteus maximus har høyest aktivitet. At kneet er bøyd gjennom utførelsen vil også gjøre at synergisten mm. Hamstrings ikke har mulighet til å bidra i samme grad. Det er sannsynlig at dette øker aktiveringen av m.gluteus maximus. Under utførelsen av knebøy observerte vi at m.gluteus maximus hovedsakelig var høyt aktivert i den konstante fasen, og var veldig lavt aktivert i den eksentriske fasen. Øvelsens natur gjør også at topposisjonen gir tilnærmet ingen aktivering i hofteekstensorene grunnet at belastningens tyngdepunkt er rett over hofteleddet omdreiningspunkt. Disse to faktorene medvirker mest sannsynlig til at knebøy viste en lav gjennomsnittsaktivering av gluteus maximus.

Svakheter:

Resultatene våre kan påvirkes av en rekke faktorer, der det første som må belyses er EMG-målingers svakheter. Selv med forsøkt standardisering av elektrodeplassering vil små variasjoner forekomme, noe som kan påvirke resultatet ved at forskjellige deler av muskelen blir målt. Det har blitt observert forskjellig muskelaktivitet i forskjellige deler av muskler, og fettlaget på setemusklene kan også variere fra område til område. Sistnevnte vil i stor grad

utjevnes ved at målingen alltid baseres på en individuell MVIC, og faktorer som fettlag og individuelle forskjeller i avlesbarhet vil ikke påvirkes når personen måles opp imot sin egen maksverdi, med mindre elektrodene flyttes underveis i forsøket. Under utførelsen av øvelsene kan elektrodene skli, og miste kontakt, og dermed ikke gi nøyaktige målinger. Det ble ikke under forsøket observert at elektrodene mistet taket eller gled, men det er mulig at det kan ha skjedd uten vårt oppmerksomhet, ettersom studiedeltagerene hadde klær på seg. Når øvelsene blir utført over et stort bevegelsesomfang vil både muskel, fett og hud forskyves og endre form under utførelsen. Det kan tenkes at det kan påvirke avlesningen og hvor mye signaler som kommer til overflaten og dermed blir fanget opp av utstyret.

Tempoet som ble valgt for å standardisere øvelsenes utførelse kan ha påvirket resultatet. Tempoet ble valgt for å kunne gi et godt svar på gjennomsnittlig aktivering. Om noen av øvelsene hadde blitt utført med kortere eller lengre pause mellom repetisjoner vil det påvirke gjennomsnittsaktiveringen. Hip-thrust har høy aktivering i topposisjon, hvor det ble holdt et ett sekund hold. Verken knebøy eller bulgarsk splittknebøy hadde samme aktivering av muskelen i stoppfasene, og dette kan ha gjort at de ga lavere gjennomsnittresultat.

Studiepersonene selv er også en kilde til mulig feil i studien. Selv om studiedeltagerene hadde erfaring med øvelsene, hadde de flest mer erfaring med knebøy enn de andre øvelsene.

Erfaring med øvelsen gir en bedre nevrologisk effektivitet og høyere aktivering av muskulaturen, og kan muligens ha gjort at resultatene i knebøy ble høyere enn om erfaringen med øvelsene hadde vært jevn. For å gjøre forsøket minst mulig komplisert ønsket vi at studiepersonene utførte øvelsene som de hadde gjort det på sin trening, så lenge det møtte våre kriterier i forhold til tempo og bevegelsesutslag. Studiepersonene hadde forskjellige teknikker, og i knebøy er det sannsynlig at bredde på benstilling, vinkling av tær, vinkling av knær, vinkel på overkropp i forhold til bakke, og dybde under parallell vil påvirke muskelaktiviteten til en viss grad. I bulgarsk splittknebøy er det mulig at avstand fra benken,

vinkling av overkroppen og vinkling av kne kan påvirke aktivering. Skotøyet som ble brukt under utførelsen av øvelsene var det skotøyet testpersonene vanligvis trente øvelsene i. Noen utførte øvelsene i olympiske vektløftingssko. Dette er en veldig solid sko med en hard opphøyd hel, og den brukes for å trene vektløfting med økt ankelvinkel. Dette vil ofte gi en mer oppreist knebøystil. Dette kan ha påvirket resultatet på testpersonene som gjorde det, men vi mente at det å endre skotøyet bort fra det de vanligvis trente i kunne endre resultatene mer. I hip-thrust vil graden av posterior tilt i topposisjonen, samt avstand mellom føtter og benk og utrotasjon av femur i topposisjon påvirke aktivering av setemusklene. Det er sannsynlig at aktiviteten hadde blitt høyere om studiepersonene hadde blitt oppmuntret til å klemme rumpa, tippe bekkenet bakover og rotere ut femur under utførelsen av øvelsen. Dette ønsket vi ikke å gjøre, men testen var ment å undersøke aktivering under personenes egne utførelse, så lenge de møtte våre tekniske krav. Generelt for alle øvelsene er at et økt fokus på å spenne setemusklene vil øke aktiviteten i setemusklene. Dette unngikk vi bevisst å oppmuntre til, siden det vil påvirke resultatene. Om studiepersonen for eksempel spenner setemusklene kraftig på toppen av en knebøy, vil dette føre til høy muskelaktivitet i den posisjonen, der setemusklene i praksis ikke belastes spesielt. Dermed vil det øke gjennomsnittsaktiviteten i settet uten at arbeidet muskelen har gjort har endret seg nevneverdig. Dette kunne vi observere i dataprogrammet under målingene, men vi observerte ikke at dette var et problem under vårt forsøk. Om det hadde blitt utført ville knebøy fått en fordel av dette. Belastningen studiepersonene brukte var basert på deres egen oppfattning av sin styrke, og sin egenvurderte 10rm. Individets over eller undervurdering av egen styrke i de forskjellige øvelsene kan ha påvirket resultatene. En høyere eller lavere belastning kan ha påvirket aktivering. Noen testpersoner hadde vanskelig for å spenne setemusklene i MVIC posisjonen, og fikk dermed høyere prosentuelle verdier på øvelsene. Forholdet mellom øvelsene de utførte vil fortsatt bli det samme, så det vil ikke påvirke resultatene.

Det kan tenkes at rekkefølgen på øvelsene kan ha påvirket resultatet, ved at belastningen som blir satt på muskelen i de første øvelsene enten har slitt ut muskelen eller fasciliert muskelen til enten lavere eller høyere aktivitet i påfølgende øvelse. Dette ønsket vi å eliminere ved å randomisere øvelsesrekkefølgen og ha 5 minutters pause mellom øvelsene, men om øvelsene har ulik påvirkning på hverandre vil det fortsatt ha påvirket sluttresultatet.

Siden vi ikke har funnet noen tidligere studier som sammenligner disse øvelsene med EMG, er det vanskelig å sammenligne med tidligere resultater. Våre resultater sammenfaller med upubliserte resultater (39), som også kom frem til hip-thrust som den dominerende av disse tre øvelsene. Knebøy og Bulgarsk splittknebøy har mange andre kvaliteter enn hip-thrust og vil fortsatt være relevante øvelser for idrettsutøvere og individer som ønsker å øke muskelmasse på nedre ekstremitet. Bulgarsk splittknebøy gir god aktivitet i m.gluteus maximus, og med det økte kravet til stabilitet er øvelsen utmerket for å bygge ettbens styrke og stabilitet, med en god aktivering av lår og setemusklene. Som en isolasjonsøvelse for setemusklene vil hip-thrust være det optimale valget for å trene setemusklene alene, og et godt supplement i et treningsprogram for å øke styrke, få mer muskelmasse, øke idrettsprestasjoner eller i en rehabiliteringssammenheng.

Konklusjon:

Alle øvelsene aktiverer m.gluteus maximus i stor grad. Øvelsene kan appliseres i trening som ønsker økt styrke, hypertrofi og kontroll av m.gluteus maximus.

Hip-thrust er øvelsen som aktiverer m. Gluteus maximus mest både i maksimal og gjennomsnittsaktivering. Bulgarsk splittknebøy aktiverer m.gluteus maximus bra, men ikke like bra som Hip-thrust. Knebøy gir den laveste aktiveringen av m.gluteus maximus.

Referanseliste:

1. Ito J1, Moriyama H, Inokuchi S, Goto N. Human lower limb muscles: an evaluation of weight and fiber size. *Okajimas Folia Anat Jpn.* 2003 Aug;80(2-3):47-55.
2. Cahalan TD1, Johnson ME, Liu S, Chao EY. Quantitative measurements of hip strength in different age groups. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 Sep;(246):136-45.
3. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010 Feb;40(2):82-94.
4. Vleeming A, Pool-Goudzwaard A, Stoeckart R. The Posterior Layer of the Thoracolumbar Fascia|Its Function in Load Transfer From Spine to Legs. *Spine.* 1995 Apr;20(7)
5. Schache AG1, Blanch PD, Dorn TW, Brown NA, Rosemond D, Pandy MG. Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Med Sci Sports Exerc.* 2011 Jul;43(7):1260-71.
6. Swinton PA1, Stewart A, Agouris I, Keogh JW, Lloyd R. A biomechanical analysis of straight and hexagonal barbell deadlifts using submaximal loads. *J Strength Cond Res.* 2011 Jul;25(7):2000-9.
7. Vanezis A1, Lees A. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics.* 2005 Sep 15;48(11-14):1594-603.

-
8. Wilson, Judy; Ferris, Emma; Heckler, Anna; Maitland, Lisa; Taylor, Carol. A structured review of the role of gluteus maximus in rehabilitation. *New Zealand Journal of Physiotherapy*. 2005 Nov;17(3):95-100.

 9. Gibbons. S Clinical anatomy and function of psoas major and deep sacral part of gluteus maximus. *Movement, stability & Lumbopelvic pain* 2007 Nov;2(1)25-30.

 10. Hungerford B1, Gilleard W, Hodges P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003 Jul 15;28(14):1593-600.

 11. Pool-Goudzwaard AL, Vleeming A, Stoeckart R, Snijders CJ, Mens JM. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Man Ther*. 1998 Feb;3(1):12-20.

 12. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Arch. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Phys Med Rehabil*. 1998 Apr;79(4):412-7.

 13. Vleeming A, Pool-Goudzwaard A, Stoeckart R, Van Wingerden J, Snijders, C. The Posterior Layer of the Thoracolumbar Fascia|Its Function in Load Transfer From Spine to Legs. *Spine*. 1998 April;20(7)753-863.

-
14. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005 Apr;33(4):492-501.
15. Barton C, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013;47:207-214
16. Alkjaer T, Wieland MR, Andersen MS, Simonsen EB, Rasmussen J. Computational modeling of a forward lunge: towards a better understanding of the function of the cruciate ligaments. *J Anat.* 2012 Dec;221(6):590-7.
17. Fourie W. The Fascia Lata of the Thigh – More Than a “Stocking”: A Magnetic Resonance Imaging, Ultrasonography and Dissection Study. University of the Witwatersrand, Johannesburg, Master of Science 2008.
18. McCurdy K, O’Kelley E, Kutz M. Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *J Sport Rehabil.* 2010 Feb;19(1):57-70.
19. Ekstrom RA1, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007 Dec;37(12):754-62

-
20. Oliver GD¹, Stone AJ, Plummer H. Electromyographic examination of selected muscle activation during isometric core exercises. *Clin J Sport Med.* 2010 Nov;20(6):452-7
21. Schoenfeld BJ. Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J Strength Cond Res.* 2010 Dec;24(12):3497-506
22. Sakamoto AC, Teixeira-Salmela LF, de Paula-Goulart FR, de Morais Faria CD, Guimarães CQ. Muscular activation patterns during active prone hip extension exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009 Feb;19(1):105-12.
23. William G, Coole JR, GIECK J. An analysis of hamstring strains and their rehabilitation. *Am Physical therapy association.* 1987 Nov;13(3)596-601.
24. Fischer FJ, Houtz SJ. Evaluation of the function of the gluteus maximus muscle. An electromyographic study. *Am J Phys Med.* 1968 Aug;47(4):182-91.
25. Queiroz BC¹, Cagliari MF, Amorim CF, Sacco IC. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010 Jan;91(1):86-92.
26. Lynn SK¹, Noffal GJ. Lower extremity biomechanics during a regular and counterbalanced squat. *J Strength Cond Res.* 2012 Sep;26(9):2417-25.
27. Drinkwater EJ¹, Moore NR, Bird SP. Effects of changing from full range of motion to partial range of motion on squat kinetics. *J Strength Cond Res.* 2012 Apr;26(4):890-6

-
28. Pinto RS, Gomes N, Radaelli R, Botton CE, Brown LE, Bottaro M. Effect of range of motion on muscle strength and thickness. *J Strength Cond Res.* 2012 Aug;26(8):2140-5
29. Hartmann H1, Wirth K, Klusemann M, Dalic J, Matuschek C, Schmidtbleicher D. Influence of squatting depth on jumping performance. *J Strength Cond Res.* 2012 Dec;26(12):3243-61
30. Caterisano A1, Moss RF, Pellingier TK, Woodruff K, Lewis VC, Booth W, et al. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J Strength Cond Res.* 2002 Aug;16(3):428-32.
31. Bryanton MA1, Kennedy MD, Carey JP, Chiu LZ. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *J Strength Cond Res.* 2012 Oct;26(10):2820-8.
32. McCaw ST1, Melrose DR. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med Sci Sports Exerc.* 1999 Mar;31(3):428-36.
33. Ward SA, Winters TA, Blemker SI, The Architectural Design of the Gluteal Muscle Group: Implications for Movement and Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2010 Aug;23(3) 33-35.
34. Brorsson, Sofia. Maximal strength in one leg squat correlates with acceleration capacity and agility. *Exercise Physiology, Biomechanics and Health.* 2010 Jun

-
35. McCurdy K1, O'Kelley E, Kutz M, Langford G, Ernest J, Torres M. Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *J Sport Rehabil.* 2010 Feb;19(1):57-70.
36. Schoenfeld BJ. Postexercise hypertrophic adaptations: a reexamination of the hormone hypothesis and its applicability to resistance training program design. *J Strength Cond Res.* 2013 Jun;27(6):1720-30.
37. Farrokhi S1, Pollard CD, Souza RB, Chen YJ, Reischl S, Powers CM. Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008 Jul;38(7):403-9.
38. Contreras B, Cronin B, Schoenfeld B. Barbell Hip Thrust. *National Strength and Conditioning journal.* 2011 Oct;33(5):58-61.
39. Contreras B, Beardsley C. Hip Extension training. Epub ;2013
40. S.L. Pullman, D.S. Goodin, A.I. Marquinez,. Clinical utility of surface EMG: Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 2000;(55):171-177
41. Karen Louise Gilmore, Jennifer Elizabeth Meyers. Using surface electromyography in physiotherapy research. *The Australian Journal of Physrotherapy.* 1963 Feb; 29(1):25-30

42. Kohei Watanabe, Hiroshi Akima. Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography. *Journal of Neuroscience Methods*. 2011 Jun;198(2):332-335

43. Josef Kollmitzer, Gerold R. Ebenbichler, Andreas Kopf. Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology*. 1999 Apr;110(4):725-734.

44. Helena Hallencreutz Grape, Åsa Dederind, Aino Fianu Jonasson. Retest reliability of surface electromyography on the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics*. 2009 Jun;28(5):395-399

45. McGill S, Juker D, Kropf P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity in the lumbar spine. *J Biomech* 1997 Nov;29(11):1503-7

46. www.seniam.org

47. Onishi H, Yagi R, Akasaka K. Relationship between EMG signals and force in human vastus lateralis muscle using multiple bipolar wire electrodes. *J Electromyography Kinesiology* 2000 Feb;10(1):59-67

48. Schoenfeld BJ. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *J Strength Cond Res*. 2010 Oct;24(10):2857-72.