

# BACHELOROPPGAVE

## En sammenligning av muskelaktivering i gluteus maximus i hip-thrust, vektløfterbøy og styrkeløfterbøy

Av

101655, 102197

29. April 2016

VF201 – Bacheloroppgave vår 2016

Fysisk aktivitet og ernæring

6136

April, 2016

Institutt for helsefag – Høyskolen Kristiania

”Denne bacheloroppgaven er gjennomført som en del av utdanningen ved institutt for helsefag –Høyskolen Kristiania. Høyskolen Kristiania er ikke ansvarlig for oppgavens metoder, resultater, konklusjoner eller anbefalinger.”

## Forord

Denne oppgaven inngår som en avsluttende del av studiet Fysisk aktivitet og ernæring ved Høyskolen Kristiania i Oslo . Vi har gått i dybden på et tema vi hadde grunnleggende kunnskap om fra før. Prosessen har både vært lærerik, og like spennende som utfordrende. Forskning og oppgaveskriving er ikke gjort over natten. Å jobbe jevnt med prosessen gir det beste resultater. Utover dette har vi økt vår forståelse av, og kompetansen, innenfor muskelfysiologi og biomekanikk. Det har vært en god erfaring å få et innblikk i forskningsprosessen, EMG måling og det teorien skiver om. Det blir nyttig for oss å ta dette med videre i studier og arbeidslivet.

Vi vil rette en stor takk til:

- Alle medstudenter og bekjente som stilte opp og deltok i forsøket, samt leserne av denne oppgaven.
- Førstelektor John Magne Kalhovde, for dyktig veiledning. Han har bidratt ved å drive prosessen fremover med gode råd og tilbakemeldinger.
- Professor Per Morten Fredriksen, for å gi oss god opplæring i SPSS og innspill til analyseringen.
- Hovedbibliotekar Ingeborg Teigland, for god innføring i Zotero og litteratursøk.
- Alle våre medstudentene som vi har jobbet side om side med.

Oslo 29.april 2016

101655, 102197

## Sammendrag

**Objektivt.** Hensikten med denne oppgaven er å finne ut om hip-thrust er en bedre øvelse for å trene gluteus maximus enn knebøy. Oppgaven tar utgangspunkt i å måle muskelaktiviteten i gluteus maximus i øvelsene, hip-thrust, vektløfterbøy og styrkeløfterbøy. Problemstillingen vi har jobbet ut fra er: Hvilken øvelse aktiverer gluteus maximus i større grad av hip-thrust, vektløfterbøy og styrkeløfterbøy?

**Metode.** I denne oppgaven benytter vi oss av kvantitativ metode. Vi har gjennom et deskriptivt forskningsdesign foretatt en tverrsnittsundersøkelse i form av EMG-måling. Innsamlet datamateriale ble analysert ved hjelp av analyseringsprogrammet SPSS og Prism. Utvalget består av 12 friske frivillige kvinner og menn (gjennomsnitt  $\pm$  SD høyde,  $169 \pm 12$  cm; vekt,  $68 \pm 15$  kg) i alderen 18-30 år (Gjennomsnitt  $\pm$  SD,  $25 \pm 3$  år), med frafall av 2 underveis.

**Resultater.** Vi observerte ingen signifikante forskjeller i gjennomsnittsaktiveringen ( $39 \pm 16$  %, vs.  $42 \pm 19$  %, vs.  $58 \pm 19$  %,  $p=0.244$ ) eller maksimalaktiveringen ( $98,3 \pm 39,5$  % vs.  $123,2 \pm 83,5$  % vs.  $132,4 \pm 45,7$  %,  $p=0.498$ ) i gluteus maximus ved sammenligning av vektløfterbøy, styrkeløfterbøy og hip-thrust.

**Konklusjon.** Denne oppgaven viser til ingen signifikante forskjeller i muskelaktiveringen i gluteus maximus mellom hip-thrust, vektløfterbøy og styrkeløfterbøy. Vi beholder null hypotesen: Hip-thrust aktiverer ikke gluteus maximus i større grad enn vektløfterbøy og styrkeløfterbøy". Alle øvelsene aktiverer gluteus maximus i en betydelig grad. Alle øvelser kan anvendes i trening hvor økt styrke og hypertrofi av gluteus maximus er ønsket.

**Nøkkelord:** hip-thrust, knebøy, squat, elektromyografi, gluteus maximus, biomekanikk.

# Innholdsfortegnelse

<b>1.0 INNLEDNING</b> .....	<b>5</b>
1.1 HYPOTESER .....	6
1.2 AVGRENSNING AV OPPGAVEN .....	6
1.3 BEGREPSFORKLARING .....	6
<b>2.0 TEORI</b> .....	<b>7</b>
2.1 MUSKELVEKST .....	7
2.2 MUSKELENS EVNE TIL AKTIVERING .....	8
2.3 ELEKTROMYOGRAFI (EMG) .....	8
2.3.1 Svakheter .....	9
2.4 GLUTEUS MAXIMUS .....	9
2.5 TRENING AV M. GLUTEUS MAXIMUS .....	10
2.5.1 Styrkeløfterbøy (low-bar) .....	11
2.5.2 Vektløfter bøy (high-bar) .....	12
2.5.3 HIP-THRUST .....	13
<b>3.0 METODE:</b> .....	<b>13</b>
3.1 METODEVALG .....	13
3.2 UTVALG .....	13
3.2.1 ETISKE HENSYN .....	14
3.3 TESTPROSEDYRE .....	14
3.3.1 En repetisjon maksimum test (IRM) .....	14
3.3.2 EMG-måling .....	15
3.4 RELIABILITET OG VALIDITET .....	16
3.5 ANALYSERING AV DATA .....	17
<b>4. RESULTATER</b> .....	<b>18</b>
4.1 GJENNOMSNITTS AKTIVERING .....	18
4.2 MAKSIMAL AKTIVERING .....	18
<b>5.0 DISKUSJON</b> .....	<b>19</b>
5.1 DRØFTING AV FUNN OPP MOT LITTERATUR .....	19
5.2 VÅRE FUNN .....	21
5.4 STYRKER OG SVAKHETER .....	22
<b>6.0 KONKLUSJON</b> .....	<b>22</b>
<b>7.0 REFERANSELISTE</b> .....	<b>23</b>
<b>8.0 VEDLEGG</b> .....	<b>26</b>
8.1 INFORMASJON OG SAMTYKKEERKLÆRING .....	26

## 1.0 Innledning

Styrketrening har blitt en av de mer populære formene for trening. Et mål om former og stor muskuløs setemuskulatur har blitt mer populært(1). Kvinner har det siste tiåret endret kropp og utsende, fra å være magre til å bli muskuløse, vise styrke og sunnhet(2).

Massemedier, som for eksempel bøker, tv, avis og internett, gjør det enkelt for én person eller institusjon å sende ut et budskap til mange(3). "Fitspiration" nettsider er relativt nytt(4). De er ment for å inspirere folk til å leve sunt og leve med en "fit" livstil gjennom motiverende trening- og kostholds relaterte bilder. Bilder og tekst funnet på disse sidene motiverer gjerne leserne til å trene spesifikke øvelser for utseendemessige grunner. Når de forskjellige "fitspiration" nettsidene kommer med motsiende informasjon, er det ikke å se bort i fra at enhver kan bli forvirret.

*«Uten tvil er det mest fremtredende kjennemerke ved livet i denne siste delen av det nittende århundre, er HASTIGHET,- det vi kan kalle travelhet, den takten vi beveger oss etter, det høye presset vi arbeider under; og spørsmålet som må vurderes er, først, hvorvidt denne raske takten i seg selv er en gode, og deretter, hvorvidt det er verdt den prisen vi betaler.» W.R Greg 1877 "Life at High pressure"(5) sitert i Levine 1999 s. 178*

Sitatet viser at tidsknapphet og opplevelsen av økende tidspress ikke er noe nytt. At folk er preget av tidsknapphet i hverdagen, øker interessen for effektive øvelser og gode resultater. I dag vet vi at god progresjon i treningsmotstand, regelmessighet og trening over tid er viktige stikkord for gode resultater(6).

Da flere "Fitspiration" nettsider, motiverer til spesifikke øvelser, har vi observert at knebøy blir referert som en god øvelse for setemuskulaturen. Gjennom bachelorstudiet fysisk aktivitet og ernæring, har vi fått god innsikt i, og større interesse for biomekanikken. Det gjør oss nysgjerrig på hvorfor knebøy anses som en god øvelse for setemuskulaturen. På bakgrunn av dette ønsker vi å svare på følgende problemstilling:

Hvilken øvelse aktiverer gluteus maximus i større grad av hip-thrust, vektløfterbøy og styrkeløfterbøy?

Denne oppgaven fokuserer på EMG aktivering av gluteus maximus i tre øvelser med ulikt belastningsmønster. Valget av øvelsene er gjort på grunnlag av interesse, og hvilken kunnskap vi har om biomekanikk. Det var gjennom studiet vi fikk kjennskap til en forskningsartikkel som sammenlignet gluteus maximus aktivering i knebøy og hip-thrust(7). Det var slik vi fikk ideen å sammenligne hip-thrust med to ulike varianter av knebøy.

Vi håper oppgaven kan være et nyttig bidrag til en bedre forståelse av hvordan bevegelsesmønstret i øvelsene påvirker kravet til bruk av gluteus maximus. Samtidig gi et utgangspunkt for å designe gode treningsprogrammer for muskelvekst, og hvilke forhold vi bør påvirke ved treningen.

## 1.1 Hypoteser

H0: "Hip-thurst aktiverer ikke gluteus maximus i større grad enn vektløfterbøy og styrkeløfterbøy".

H1: "Hip-thurst aktiverer gluteus maximus i større grad enn vektløfterbøy og styrkeløfterbøy".

## 1.2 Avgrensning av oppgaven

For å unngå at forsøket blir for omfattende, fortas det avgrensninger. Vi arbeider innenfor en begrenset tidsperiode. Dette innebærer at vi har avgrenset oppgaven til temaene vi mener er mest relevant for problemstillingen. Avhandlingen vil også være begrenset for generalisering. Vi benytter oss av studenter ved Høyskolen Kristiania, som vil kunne svekke avhandlingens eksterne validitet.

## 1.3 Begrepsforklaring

- **EMG:** Elektromyografi er en undersøkelse av den elektriske aktiviteten i muskler(8).
- **Kryssnakk:** Et uønsket signal fra en nærliggende muskel, som kan forstyrre målingen(9).
- **MVIC:** Maksimal frivillig isometrisk kontraksjon.
- **Aksjonspotensial:** Aksjonspotensial, elektriske potensialvariasjoner av noen millisekunders varighet som registreres fra nerve- og muskelceller under aktivitet(10).
- **Dreiemoment:** Et uttrykk for den direkte virkningen som en kraft har om en akse(6).
- **Momentarm:** Definert som den korteste avstanden fra kraftens virkelinje og til omdreiiingsaksen(6).
- **Amplitude :** Amplitude er et mål på energien som bæres av en hvilken som helst bølge. Høyere amplitude – høyere energifrigjøring(9).
- **Muskelkontraksjon:** Aktiv forkortning av muskelen(konsentrisk muskelaksjon)(6).
- **Muskelaksjon:** Enhver aktivering av muskelen. Avhengig av den ytre motstanden kan muskelaksjon føre til en forkortning (kontraksjon), en opprettholdelse av muskellengden (isometrisk) eller en forlengelse av muskelen, når den utvikler kraft (bremser en bevegelse skapt av ytre motstand, eksentrisk)(6).
- **Komplekse Øvelser:** Bevegelse over flere ledd: f.eks. knebøy(6).

- **Kalibrering:** Sammenligning av et instrument mot en normal eller et annet instrument som er mer nøyaktig, for å bestemme avviket fra korrekt verdi. Kalibreringen kan også være sammenligning mot et referansemateriale(11).
- **Nevrale tilpasninger:** Raskere og bedre aktivering av muskulaturen(6).
- **Agonist:** Muskler med samme virkning(12).
- **Antagonist** Muskler som motvirker hverandre(12).
- **Synergist:** Muskler som virker sammen(6).
- **Bias:** Bias kan oppstå på grunn av feil eller unøyaktigheter ved utvalg av deltakere, valg av metode eller vurdering av resultater(13).

## 2.0 Teori

### 2.1 Muskelvekst

En muskelfiber vokser ved at innholdet av kontraktile proteiner i muskelcellen øker(6). Proteininnholdet i en muskelfiber kan øke enten ved at hastigheten på proteinsyntesen økes, ved at hastigheten på proteindegraderingen reduseres, eller som følge av kombinasjon av disse. I dag vet vi at det er flere signalveier som styrer balansen mellom proteinsyntese og proteinnedbrytning i en muskelcelle. Signalveiene kan påvirkes på ulike måter ved styrketrening.

Muskelvolum kan øke på flere måter(6). Hver enkelt fiber kan øke tverrsnittsarealet og/eller lengden (Hypertrofi), samt ved dannelse av flere muskelfibre (Hyperplasi). En muskelgruppe kan øke sitt totale volum ved at det dannes mer bindevev. Økning av muskelens bindevev vil i de fleste tilfeller ikke føre til økt muskelstyrke, men endringer i bindevev og sener, kan påvirke muskelens elastiske egenskaper.

De viktigste treningsrelaterte faktorene som stimulerer til muskelvekst, er et stor drag i muskulaturen og et metabolsk stress i muskelfibrene(6). Dette bekreftes i studier av både mennesker og dyr(14,15). Antageligvis er dette et produkt av kraften i draget og hvor lenge draget varer(6). Det betyr at både størrelsen på treningsmostanden og tiden med stor kraftutvikling, er viktige faktorer for treningseffekten i forhold til å stimulere muskelvekst. Dersom et mekanisk drag i muskulaturen var eneste signal som førte til muskelvekst, ville det vært akseptabelt å anta at eksentrisk styrketrening er mer effektiv enn konsentrisk(16,17). Sammenlignes en konsentrisk trening med eksentrisk trening, kan økning i muskelstyrke og vekst være like stor eller større ved konsentrisk trening. Dette indikerer at det metabolske stresset i muskelcellene er større ved konsentriske enn ved eksentriske muskelaksjoner(6).

Disse stimuliene til muskelvekst virker direkte på signalveier inne i muskelcellene. De virker via lokale vekstfaktorer, og virker sammen med hormoner(6).

## 2.2 Muskelens evne til aktivering

Kontraksjon av skjelettmuskulatur er forårsaket av nerveimpulser som kommer fra det sentrale nervesystemet (6).

Henneman beskriver hvordan motoriske enheter er ordnet i et rekrutteringshierarki(6,18). Hirearrkiet forklarer om vi trenger liten kraft i en muskelaksjon, rekrutterer vi bare de minste enhetene og etter hvert som vi gradvis utvikler større kraft i en isometrisk muskel kontraksjon aktiverer vi stadig flere og større enheter. (6,18)

Kraften i en muskelgruppe reguleres av hvor mange motoriske enheter som er rekruttert til enhver tid og hvilken kraft de aktiverte enhetene utvikler(6). I tillegg til å regulere kraften i en muskelaksjon med antall motoriske enheter som er involvert, kan også fyringsfrekvensen regulere kraften i hver enkelt enhet. Normalt aktiveres ikke de motoriske enhetene med jevnt tog av impulser med samme frekvens. Hvor nært aksjonspotensialene følger etter hverandre i tid, avgjør i hvilken grad vi får en kumulativ økning av kalsium i cytosol ved en muskelaksjon. Ofte vil frekvensen på de første aksjonspotensialene være høyere enn de neste. Hensikten med dette er å komme raskt opp i en ønsket kalsiumkonsentrasjon. Hvilken frekvens aksjonspotensialene må komme med for at vi skal oppnå stor nok kalsiumkonsentrasjon til å frigjøre alle bindingssteder på aktiv, varierer mellom de ulike fibertypene våre. Det betyr at vi trenger en lavere fyringsfrekvens for å komme opp i maksimal kraft i en type I-fiber enn i en type II-fiber.

Flere faktorer bidrar til økt muskelstyrke og større muskelvolum(6). Hvor viktig de er for kraftutvikling, varierer på hvilken måte muskelen brukes. De ulike faktorene er med på å bestemme i hvilken grad en muskel blir aktivert. I denne sammenheng er det derfor viktig å ha en grunnleggende forståelse av hvordan enkelt faktorene virker, og hvordan de virker sammen.

Det er muskelgruppens tverrsnittareal, fibertypesammensetning, muskellengde, konsentrasjon av kontraktil proteiner og biomekanske forhold, som påvirker muskelens evne til å utvikle kraft(6). I sentralnervesystemet er det grad av aktivering, koordinering og teknikk.

Tverrsnittarealet er den viktigste faktoren for maksimal styrke(6). Fibertypesammensetningen og muskellengden er viktigere for den eksplosive styrken. Prestasjonen i komplekse øvelser som involverer bevegelse over flere ledd kan påvirkes av psykologiske faktorer som vilje, motivasjon, smerte og redsel. Begrenset koordinering og teknikk kan påvirke samspillet mellom ulike muskelgrupper, den nevralt aktivering av agonister, synergister og antagonist. Det er flere muskler som involveres når et dreiemoment skapes. Aktivitet i antagonistene forekommer til en viss grad i alle typer muskelkontraksjoner. Antagonistaktiveringen er i enkelte tilfeller uhensiktsmessig høy, og kan hemme det dreiemomentet vi ønsker å utvikle.

## 2.3 Elektromyografi (EMG)

EMG måler den elektriske aktiviteten i musklene(6). EMG-signalet fanges opp av elektroder, og reflekterer summen av elektrisk aktivitet i muskelfibrene. Signalet øker både som en følge av at flere motoriske enheter rekrutteres, og grunnet fyringsfrekvensen i hver enkelt enhet



økes stigende kraftutvikling. Overflateelektroder er den mest brukte metoden for måling av elektrisk aktivitet i en muskel(9). Sammenlignet med underflate elektroder er overflate elektroder mer praktisk og ikke-invasiv. Elektromyografi (EMG) blir ofte brukt som en indikator på intensiteten av en øvelse. I tillegg kan EMG-analyser gi informasjon om den relative mengden muskelaktivitet en øvelse krever(19). Relabiliteten og et positivt lineært forhold mellom isometrisk muskelkraft og overflate EMG-amplitude er godt dokumentert(20).

### 2.3.1 Svakheter

Grunnet vevets filtreringsegenskaper, kan det målte signalet med overflateelektroder bli redusert (lavere amplitude)(9). Det kan være utfordrende å måle en enkeltmuskel uten at det forekommer kryssnakk fra nærliggende muskler. Det er ikke mulig å skille mellom enkelte motoriske enheter med overflateelektroder(9). Tidligere EMG analyse har konkludert med at EMG-signalets lave amplitude kan være utsatt for støy(19). Støy kan komme både som elektronisk støy fra omgivelsene og fra bevegelsen, både mellom elektrode og hud, og bevegelse i kablene. Til tross for svakheter, blir gode målinger gjort ved standardisert elektrodeplassering og normalisering til MVIC. Anvendelse av maksimal frivillig isometrisk kontraksjon(MVIC) øvelser som frembringer den høyeste aktiveringen, er viktig for å øke validiteten av en EMG-studie(21).

## 2.4 Gluteus Maximus

Gluteus maximus sitter på baksiden av kroppen(figur 1)(22). Sammen med hamstrings og bakre del av adduktorknus, danner de hofteekstensorene. Setemusklaturen består av gluteus maximus, medius og minimus. Hovedfunksjonen til gluteus maximus er hofteekstensjon, i tillegg er muskel en utadrotatorer i hoften.

Gluteus maximus har utspring fra Os Sacrum, Os Illium og Ligament Sacrotuberale(22). Fester inn på Trektus Illiotibialis (superior fibre) og Tuberositas glutea(inferior fibre).

Gluteus maximus ser ut til å være viktig både for prestasjonsidretter og for skadeforebygging. Gluteus maximus bidrar til høy hastighetsbevegelse og stabilisering av kne(7).

Hvor stor kraft muskelen kan utvikle, bør vi se på muskelens arkitektur(6). Gluteus maximus har en uvanlig arkitektur. Fibrene ligger tilnærmet samme vei, likevel kan den beskrives som vifteformet(figur 1). Med et stor fysiologisk tverrsnittsareal, vil gluteus maximus ha god evne til å skape stor kraft ved lav forkortningshastighet.



*Figur 1. Fotografiet illustrerer et anatomisk bilde av gluteus maximus(preparat).*

## **2.5 Trening av m. gluteus maximus**

Trening øker ikke antallet muskelfibre, men forandrer egenskapene til de fibre vi allerede har(12). Langvarige treningsøkter med lav intensitet, fører ikke til større muskler. For å øke muskeltverrsnittet og dermed muskelkraften, må treningsintensiteten øke. Størst virkning har kortvarige kraftutfoldelser nær opp til muskelens maksimale yteevne(6).

Knebøy er antagelig en av de øvelsene som er mest forsket på(23). Øvelsen blir brukt innen styrketrening, hvor målet er å styrke underkroppen og spesielt m. gluteus maximus(7). Et flertalls forskningsartikler har undersøkt muskelaktivitet i gluteus maximus i knebøy(24).

Det rapporteres at muskelaktivering i underekstremitetene avhenger av faktorer som dybde, fotplassering, personenes treningsstatus og intensitet(24–28). Ved å tilføre økt motstand vil muskelaktivering være større(29). Den høyeste muskelaktivering forekommer i den innledende delen av den konsentriske fasen av bevegelsen(26,27). Det er midlertidig lite data som undersøker muskelaktivering av gluteus maximus i andre type øvelser med vektstang sammenlignet med knebøy(7).

Knebøy er brukt i idretter som fotball, friidrett, styrkeløft og olympiske løft(7). Øvelsen styrker hofta, lår og bakside muskulatur som blant annet er viktig for løping, hopp og løfting(30). Øvelsen kan og gjenkjennes i hverdagslige oppgaver.

Forskning viser til at gluteus maximus EMG er større under MVIC når hoften er fullt ekstendert, sammenlignet med hoften flektert(31). Det er antatt at hip-thrust aktiverer øvre og nedre gluteus maximus i større grad sammenlignet med knebøy(7). Studien viser til at knebøy har høye nivåer av quadriceps EMG-aktivitet, og lavere nivåer av gluteus maximus EMG-aktivitet.

Lenge har flerleddsøvelser som knebøy og markløft vært inkludert i styrketreningsprogrammer(6). Likevel har flere andre øvelsesvarianter for gluteus maximus blitt mer vanlig de siste årene(7). Både knebøy og hip-thrust er to øvelser som fortiden brukes mye i forbindelse med å styrke underekstremiteten. For å vurdere hvordan øvelsene fungerer, er det ikke tilstrekkelig å kun vite hvilke muskler som er aktive under øvelsen(6). I tillegg er

det nødvendig å vite kravet til muskelkraft underveis i bevegelsen. Forskjellig utgangsstilling i øvelsene krever forskjellig kraft og muskel bruk. Ved biomekaniske analyser av kne- og hoftestensorene, vil vi se hvordan variasjon av de ytre kreftenes momentarmer kan påvirke behovet for muskelkraft.

Ulike varianter av knebøy har forskjellig belastningsmønstre med hensyn til kne- og hoftesensorene(6). Det ytre dreiemomentet om kneleddet bestemmes av vekten over kneleddet, og den ytre mostanden multiplisert med momentarmene til kneet. Hver enkelt muskel har momentarmer som varierer gjennom bevegelsesbanen. For enkelte muskler varierer dette mye og for andre relativt lite. Dette avhenger av hvordan utspringet og festet er plassert på knoklene, og dermed muskelkraftens virkelinje i forhold til bevegelsesaksen. I knebøyen er bevegelsesbanen gjennom kne og hoftelodd. Momentarmen er liten når kneet er fullt ekstendert, og øker gradvis opp til 125° fleksjon. Analyseres endringene i momentarmen underveis i øvelsen, ser vi at det ytre dreiemomentet om kneet er stort i bunn posisjon, og reduseres etter hvert som vi nærmer oss utgangsstilling. Momentarmene varierer også i forhold til hvilken stilling ryggen har. Er ryggen mer loddrett, får øvelsen et stort dreiemoment over kneleddet, og dermed relativt stor belastning på kneestensorene. Utføres øvelsen med ryggen nærmere horisontalt, resulterer det i et mindre dreiemoment i forhold til knærne. Derimot skapes et stort dreiemoment i forhold til hofteloddet og hoftestensorene blir belastet.

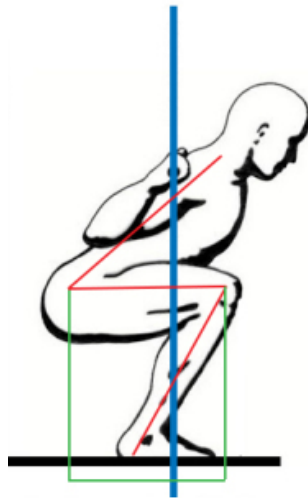
Boken Strength training anatomi skriver om at høyde kan påvirke teknikken i knebøy, som er med på å bestemme hvilke muskler som blir aktivert(32). Er du høy, og utfører øvelsen med ryggen fremoverlent, vil gluteus maximus aktiveres i større grad. Dermed tillater deres morfologi dem til å løfte signifikant mer enn korte mennesker.

Hip-thrust ble først introdusert i litteraturen av Conteras og kollegene 2011(33). Hip-thrust utfordrer både ryggeksensorene og hoftestensorene(34). Det er hoftestensorene som beveger musklene. Ryggmusklene stabiliserer. Bevegelsesbanen kan være fra ca. 90° hoftefleksjon til hoften er fullt ekstendert(0° fleksjon). Øvelsen belastes horisontalt, som betyr at kroppen ligger vinkelrett mot tyngdekraften. Derfor vil den maksimale ytre belastningen på hofteloddet skje når leddet er ekstendert i 0° hoftefleksjon. Dette stemmer overens med at gluteus maximus har god evne til å skape ekstensjonsmomenter, med sitt relative store tverrsnitt og lange momentarmer. Forskning sier når øvelsen utføres med 90° knefleksjon vil hamstring forkortes i begge ender(31). Hamstring vil skape mindre kraft og gluteus maximus må dermed utvikle større kraft i hoftestensjonen. Siden gluteus maximus i tillegg er en utadrotator av hofteloddet, øker muskelens aktivitet ved ekstensjon, når øvelsen utføres med hofteloddet utadotert.

### 2.5.1 Styrkeløfterbøy(low-bar)

Styrkeløfterbøy(low bar) karakteriseres ved at bevegelsen foregår primært om hofteloddet og mindre om kneleddet(figur 2)(6). Vektstangen blir plassert nede på skuldrene. Setet blir ført godt tilbake til vinkelen av overkroppen er mindre enn 45% til underlaget. I den dypeste stilingen er leggen nærmest loddrett mot bakken. Denne teknikken krever mer aktivitet fra hoftestrekkene og hamstrings, og stiller enorme krav til ryggstrekkene for å stabilisere og holde ryggsoylen naturlig rett. Dette løftet skåner knærne for store krefter, men belastningen på nedre del av korsryggen er svært stor. Teknikken anbefales bare for erfarne utøvere og ikke

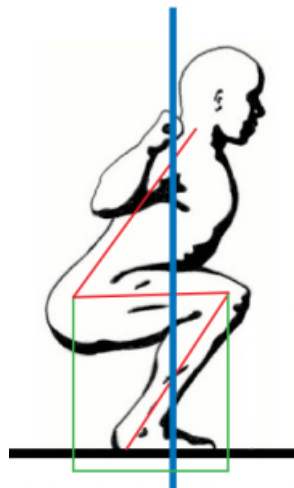
for nybegynnere.



*Figur 2. Viser virkelinjene (rød) og momentarmene til muskulaturen i forhold til den yte motstanden (blå) i styrkeløfterbøy.*

### 2.5.2. Vektløfter bøy (high-bar)

Når vi henviser til knebøy, mener vi alltid vektløfterbøy (figur 3)(6). I vektløfterbøy føres verken kneleddet eller hoftelddet til ytterstilling. Teknikken er relativt skånsom både for rygg og knær, og kan anbefales av de fleste. Løftet aktiverer muskulaturen både på framsiden og baksiden av låret. Det blir beskrevet at knebøy kanskje er den aller viktigste og beste øvelsen for å trene muskulaturen på fremside lår. Utøvere innen en rekke idretter trener knebøy regelmessig for å øke volum og muskeltverrsnitt.



*Figur 3. Viser virkelinjene (rød) og momentarmene til muskulaturen i forhold til den yte motstanden (blå) i vektløfterbøy.*

### 2.5.3 Hip-thrust

Øvelsen går ut på å ligge med øvre del av ryggen mot en benk, med en vektstang på hoftene(figur 4)(33). Stangen har en beskyttende pute rundt delen som er i kontakt med hoften. Bena skal være i 90 grader fleksjon i topp posisjon, og hele foten skal være i kontakt med bakken under utførelsen. Topposisjonen nås når hofteledet er helt ekstendert, mellom 0 og 10 grader ekstensjon, avhengig av personenes bevegelighet.



Figur 4. Viser utførelsen av hip-thrust ved utgangsstilling(1) og ved full ekstensjon(2).

## 3.0 Metode:

I dette kapittelet redegjøres det for den metodiske gjennomføringen. For å kunne besvare problemstillingen på en hensiktsmessig måte, kreves det en kritisk vurdering av gjennomføringen(35).

### 3.1 Metodevalg

En metode er en fremgangsmåte, et redskap til å løse problemer og framskaffe kunnskap(35). Metodevalget skjer på bakgrunn av problemstillingen og sikrer oss gode data og belysning av problemet på en faglig interessant måte.

Kvantitative metoder undersøker i bredden og uttrykker problemfelt med variabler og målbare størrelser(35). Den kvantitative data innsamlingen kan skje ved spørreskjema, systematiske og strukturerte observasjoner eller tester. Valget av en kvantitativ undersøkelse vil være best egnet til å svare på oppgavens problemstilling. Vi ønsker å gå i dybden og forske på et større antall personer. Tverrsnitts design ble brukt til å undersøke forskjeller i aktiviteten av gluteus maximus under vektløfterbøy, styrkeløfterbøy, og hip-thrust med 65% av 1RM(10 RM).

### 3.2 Utvalg

Utvalget er basert på en bekvemmelighetsutvelgelse. Utvalget bestod av 12 friske frivillige kvinner og menn (gjennomsnitt  $\pm$  SD høyde,  $169 \pm 12$  cm; vekt,  $68 \pm 15$  kg) i alderen mellom 18-30 år (Gjennomsnitt  $\pm$  SD,  $25 \pm 3$  år) med frafall av 2 underveis.

Deltakerne var uten skader og hadde minimum 12 måneder treningserfaring med styrketrening. Deltakerne ble ekskludert fra forsøket dersom de hadde ryggsmarter, kneskader, var gravid, hatt operasjon i mage eller hoft region de siste fire månedene eller andre skader eller nevrologiske tilstander som kan påvirke riktig teknikk og gjennomførelse av testene.

### 3.2.1 Etiske hensyn

Informasjon vedrørende tester, prosedyre, og tidspunkter ble gjennomgått både skriftlig og muntlig før test-dag. Før testing måtte forsøkspersonene underskrive et samtykkeskjema, som et skriftlig samtykke for bruk av data. Dette skjema er i tråd med Høyskolen Kristiania sine retningslinjer. Forsøkspersonene har gjennom hele studiet hatt mulighet til å trekke seg fra forsøket uten å måtte oppgi forklaring. Forsøkspersonene ble informert om å unngå noen form for styrketrening eller anstrengende aktivitet av underekstremiteten minimum 48 timer før de skulle gjennomføre testen.

### 3.3 Testprosedyre

Testene ble gjennomført ved Høyskolen Kristianas treningslokaler. Vektstang (Casall Olympic Barbell, 20 kg) og knebøy rack ble brukt ved alle testene. Deltakerne var tidligere kjent med øvelsene og ble påminnet nøkkelpunkt for gjennomføring.

Nøkkelpunkt:

**Knebøy:** Press skuldrene godt tilbake, knærne peker i samme retning som tærne under hele løftet, og press brystet fram, hold ryggen naturlig rett og dra pusten godt foran hvert løft for å skape høyt buktrykk(6).

**Hip-thurst:** Plasser føttene godt plantet i bakken og pass på å ikke overekstenderer ryggen(33).

Skulderbredden ble målt for standardisering av beinplassering. Avstanden ble kontrollert med tape, plassert 103 cm fra rackens fremre kant. 125° fleksjon i kneleddet ble bestemt forut av testene for knebøy(34). Vinkel i kneleddet ble funnet ved at deltakeren bøyde seg ned til og holdt posisjonen når rett vinkel var nådd. Kontroll av identisk knevinkel fra repetisjon til repetisjon under ble gjort med strikk mellom to hekker(36). Verbalt signal fra testleder ble gitt ved deltakerens berøring av strikken, og da returnerte til utgangsposisjon. Vinkel i kneleddet ble funnet i hip-thurst ved at deltakeren ekstender hoften opp til godkjent ekstensjon. Føttene ble flyttet til 90° i kneleddet. Deltakerne gjennomførte 10 RM-løft i alle tre øvelsene på 65% av sin målte en repetisjon maksimum(1 RM). Testleder randomiserte rekkefølgen på øvelsene ved systematisk rotasjon mellom deltakerne. 1 RM-testen og EMG-måling ble gjennomført på samme dag. Det var tillatt å bruke belte under testingen.

#### 3.3.1 En repetisjon maksimum test (1RM)

Det er to metoder for å fastslå den maksimale vekten som kan bli løftet(37) Enten en repetisjon maksimum test(1 RM), eller alternativt en 3- 10 RM test med lettere motstand. En, 1RM test er et mer direkte mål av en persons maksimale stryke. Er bakgrunnen for bruk av 1RM test i denne studien.

Deltakerne gjennomførte 5-10 minutters oppvarming på sykkel med selvvalgt intensitet. Oppvarmingsprosedyren var identisk for knebøy og hip-thurst. En spesifikk progressiv oppvarmingsprotokoll bestående av tre oppvarmingssett ble utført. 10 repetisjoner med 50 %, 5 repetisjoner med 70% og 3 repetisjoner med 80% av 1 RM(6). Motstanden ble estimert

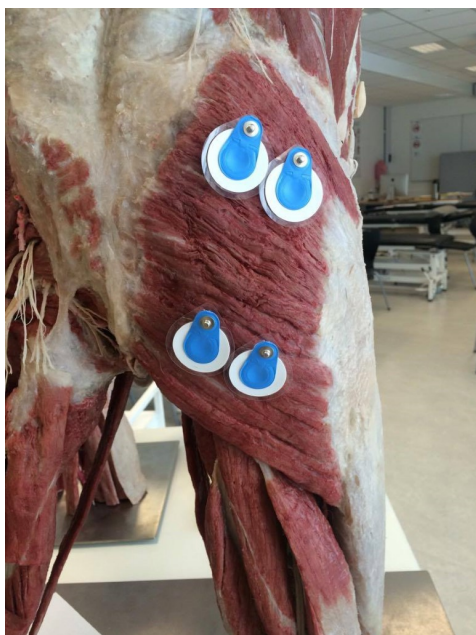


basert på selvrappoert 1 RM i hver øvelse. Tempoet for hvert løft var selvvalgt. Posisjonen av hendene på stangen var individuelt, så lenge de var plassert innenfor det skraverte området. 3-5 forsøk ble gitt for de to øvelsene. Testen ble avsluttet når deltakeren ikke klarte å løft vekten, eller når dårlig teknikk oppstod. Motstanden ble økt eller redusert med 2,5 kg eller 5 kg til 1 RM var oppnådd. 1-3 min pause ble gitt ved hvert forsøk. Deltakerens resultat ble brukt for utregning av 65% av 1 RM.

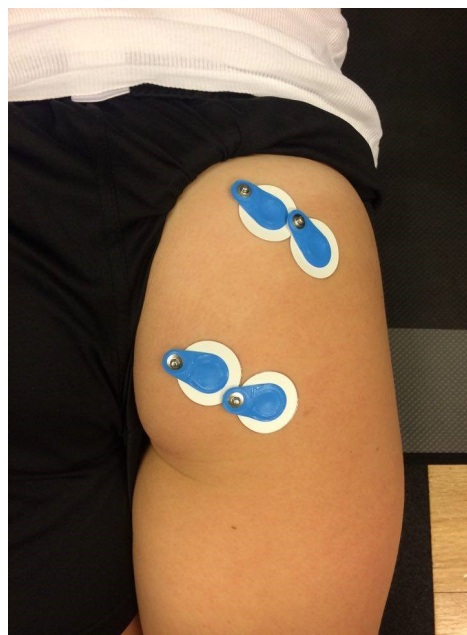
### 3.3.2 EMG-måling

En kommersiell tilgjengelig overflate EMG system utviklet av Neckgraph.AS (EMG-lommelabb) ble brukt til å registrere muskelaktiviteten i gluteus Maximus. EMG-lommelabb er en 2-kanals EMG som måler muskelaktivitet fra 10HZ til 480Hz og en sampelfrekvens på 1kHz(38). EMG-sensoren registrerer signalene fra elektrodene og sender informasjonen via Bluetooth til nettbrettet. Ambu© Blue Sensor M singel Silver cholride ECG elektroder ble benyttet til å registrere muskelens aksjonspotensial på alle deltakerne(39). Størrelsen på elektrodene var 40,8 x 34 mm (Lengde x bredde).

For å redusere hud impedans og oppnå gode resultater, fjernet testperson 2 overflødig hudrester. Området ble rensset med desinfiserende middel(antibakk 70%). Om nødvendig ble hårvekst fjernet. Fire overflateelektroder ble plassert på gluteus maximus til deltakerens dominante bein. Fastslått som beinet deltakeren ville spraket en ball med. Elektrodene ble plassert i lengderetningen av muskelfibrene. Elektrodene ble plassert mellom den posterior superior kanten av trochanter major og den laterale kanten av sacrum(40). Vi registrerte aktiviteten av muskelens øvre og nedre del. Elektrodene ble plassert 2 cm ovenfor og nedenfor den gjeldende forskningsstander(Figur 5 og 6). Avstanden mellom elektrodene på øvre og nedre del ble satt til 9,5 cm. For å eliminere metodiske feil, gjennomførte testleder 2 elektrodeplassering på alle deltakerne. Fleksible bånd med borrelås og dobbeltsidig tape ble brukt til feste registreringsboksen. Plassert på høyre side ved lumbalen. Når elektrodene var plassert, ble elektrodene værende på huden til all data var registrert.



Figur 5. Viser elektrodeplassering for gluteus maximus 2 cm over og under anbefaling for elektrodeplassering direkte på muskelen. (forsknings preparat)



Figur 6. Viser elektrodeplassering for gluteus maximus 2 cm over og under anbefaling for elektrodeplassering

### 3.3.2.1 Kalibrering

Deltakerne gjennomførte en MIVC, som mål på sin referanseverdi(21). MVIC ble gjort stående på alle fire, med hoften i en nøytral posisjon (null grader fleksjon). Kneet flektert til 90 grader. Ved å flektere kneleddet til 90 grader har vi en mulighet å redusere innvirkningen til hamstringsgruppen. Deltakeren trykket beinet sitt opp mot taket med en motstand som ble påført rett over kneleddet i 10 sekunder.

### 3.3.2.2 Utførelse

I vektløfterbøy ble vektstangen plassert nedenfor Cervical 7(6). Definert som nakkevirvelen som stikker merkbart ut fra de andre. I styrkeløfterbøyen ble vektstangen plassert lengre ned, på angelus superior på scapula. Knebøyvariantene startet fra oppreist posisjon med knærne og hoften fullt ekspedert. Deltakeren flekterte i kne- og hoftelddet til godkjent dybde, stoppet bevegelsen og presset stangen tilbake til utgangsposisjon. Hip-thrust hadde sin utgangsstilling sittende(33). Angulus inferior ble plassert inntil en benk. Vektstangen ble plassert hvilende på spina iliaca anerior superior. Deltakeren lente seg bakover, og presset hoften opp til godkjent ekstensjon, og senket seg ned til utgangsstilling.

Hver deltaker gjennomførte 10 repetisjoner i hver øvelse. 3- 5 minutter hvile ble gitt mellom hver øvelse. Testleder 2 sørget for at kriteriene for teknikk ble møtt. Testleder 1 overvåket og noterte hver måling. I knebøy ble tempoet satt til tre sekunder på den eksentriske fasen. To sekunder i den konsentriske, med ett sekund hold i topposisjon før neste repetisjon. I hip-thrust ble tempoet satt til tre sekunder på den konsentriske fasen, og to sekunder i den eksentriske fasen. Ett sekund hold i bunnposisjon før neste repetisjon. Alle deltakerne ble filmet (HD, 30 HZ bildefrekvens) med EMG-Lommelabb i sagetaleplanet av bevegelse. EMG aktivitet ble registret som prosent av MVIC.

## 3.4 Reliabilitet og Validitet

Ved kvantitative undersøkelser er det viktig å understreke to viktige forhold; Reliabilitet og validitet(41).

Reliabilitet handler om i hvilken grad man ville fått de samme resultatene etter en måling, under de samme forholdene om målingene ble etterprøvd(41). Manglende reliabilitet kan komme av ulikheter mellom dem som utfører målingene, manglende stabilitet i måleinstrumentet eller variasjon i det som blir målt. I alle våre målinger og forberedelser for denne studien deltok vi begge. Dette gav oss muligheten til å ha en hoved testleder og en observerende testleder. Dette bidrar til å styrke reliabiliteten ved at målingene og prosedyrene blir mer pålitelig med to ledere til å kontrollere gjennomføringen. Målingene ble ikke etterprøvd i denne studien. Problemer med reliabiliteten kan oppstå og skyldes slurv under innsamling og behandling av data, om målingene blir etterprøvd.

Validitet innebærer at vi virkelig undersøker det vi vil undersøke, og ingenting annet(41). For å sikre den indre validitet, forutsetter at vi har god kontroll over mulige bias(42). Tester og prosedyrer er basert på teori om anbefalinger for EMG-måling og treningslære, og belyser de ulike muligheter for bias. Intern validitet ivaretas også ved at deltakerne har hatt elektrodene på gjennom hele EMG-målingen.

Ekstern validitet er overførbarhet eller generalisering, og beskriver hvilke kontekster funnene er gyldige i(42). Kun ti deltakere, kan funnene i liten grad generaliseres. Like fullt; har deltakerne gitt relativt gode målinger og kan bidra til troverdig kunnskap og data for videre forskning på området.



### 3.5 Analysering av data

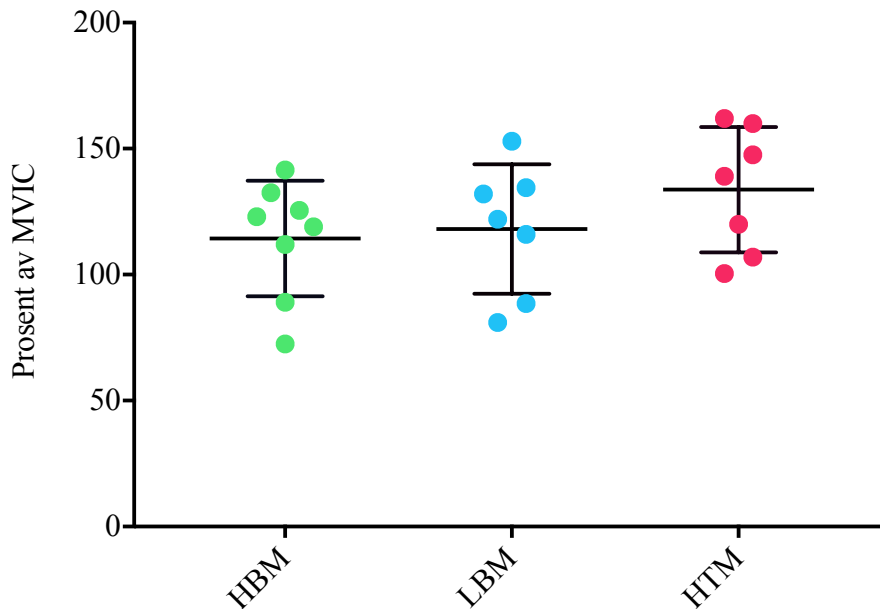
Målingene registrert av EMG-sensoren ble sendt via Bluetooth til Samsung Tablet 3 (modell SM-T310) med Android-versjon 4.42(38). Via tilhørende Android app EMG-Lommelab versjon 2, fikk vi automatisk beregning av gjennomsnitt-, maks og min aktivering på vist tidsområde. Etter målingene forstørret vi tidsområdet til de fem siste repetisjonene for hver øvelse. Videre eksporterte vi gjennomsnitts- og maksimalverdiene inn i Microsoft Excel 2011 (Microsoft, USA). Analysen av datamateriale startet med å forta utregning av gjennomsnittet mellom de to kanalene. Videre ble gjennomsnittet og standardavviket for alle verdiene utregnet. Gjennomsnittsverdiene ble samlet i maksimalaktivering og gjennomsnittsaktivering. Verdiene ble overført til IBM SPSS 21.0 for Mac (SPSS inc., Chicago, IL, USA) for videre analyse. Datamaterialet hadde en svært skjev fordeling og ble sammenlignet med en ikke-parametrisk Kruskal-Wallis test(3 øvelser). Analysen ble utført med signifikansnivå,  $P < 0.05$  og konfidensintervall 95 %. Datamaterialet ble tilslutt overført til Prism 7 (GarphPad Software inc., San Diego, California) for å framstille grafer som danner et bedre bildet av resultatene. Analysen ble gjennomført i både i SPSS og Prism 7.

Presentasjon av innsamlet data og funn, er dataene presentert som gjennomsnitt  $\pm$  SD i prosent av MVIC.

## 4. Resultater

### 4.1 Gjennomsnittets aktivering

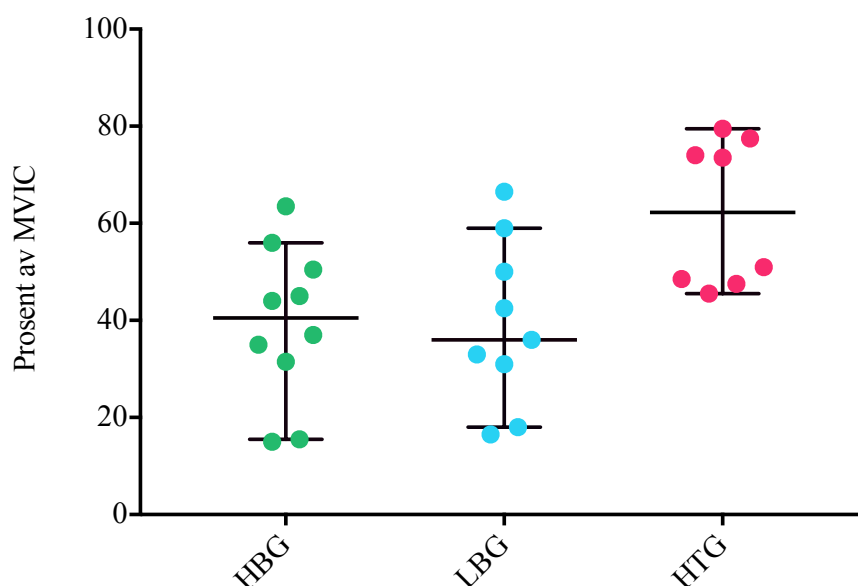
Analysen viste ingen signifikante forskjeller i muskelaktiveringen i gluteus maximus ved sammenligning av vektløfterbøy, styrkeløfterbøy og hip-thurst ( $39 \pm 16\%$ , vs.  $42 \pm 19\%$ , vs.  $58 \pm 19\%$ ,  $p=0.244$ )(figur 7).



Figur 4. illustrerer den gjennomsnittlige muskelaktiviteten i prosent av maksimal frivillig isometrisk kontraksjon, for de fem siste repetisjonene under vektløfterbøy<sup>HBG</sup>, styrkeløfterbøy<sup>LBG</sup> og hip-thrust<sup>HTG</sup>. Konfidensintervall 95%.

### 4.2 Maksimal Aktivering

Analysen viste ingen signifikante forskjeller i maksimalaktivitet i gluteus maximus ved sammenligning av vektløfterbøy, styrkeløfterbøy og hip-thurst ( $98,3 \pm 39,5\%$  vs.  $123,2 \pm 83,5\%$  vs.  $132,4 \pm 45,7\%$ ,  $p=0.498$ )(Figur 5).



Figur 5. Illustrerer den maksimale muskelaktiviteten i prosent av MVIC for de fem siste repetisjonene under vektløfterbøy<sup>HBM</sup>, styrkeløfterbøy<sup>LBM</sup> og hip-thrust<sup>HTM</sup>. Konfidensintervall 95%.

## 5.0 Diskusjon

Basert på tidligere studier og eget forsøk skal vi i dette kapittelet systematisk diskutere observasjoner og funn.

### 5.1 Drøfting av funn opp mot litteratur

Funnene i vår studie kan sammenlignes med en tidligere studie(7). Contrereas et.al 2015 studien konkluderte med at hip-thrust hadde signifikant høyere EMG aktivitet i øvre og nedre del av gluteus maximus, sammenlignet med knebøy. Vi fant derimot ingen signifikante forskjeller i EMG aktivitet mellom vektløfterbøy, styrkeløfterbøy og hip-thrust. Det er derfor interessant for oss å sammenligne Contrereas et.al 2015 metode og resultater opp mot egne.

Forfatterne i Contrereas et.al studien antok at hip-thrust ville aktivisere øvre og nedre gluteus maximus i større grad enn knebøy(7). Grunnet større EMG aktivitet under MVIC i 0° hoftefleksjon, sammenlignet med 90° hoftefleksjon(31). Det var derfor rimelig å anta at hip-thrust ville ha en større aktivisering.

Mangel på signifikante forskjeller i muskelaktivisering mellom øvelsene kan muligens skyldes bruk av forskjellig metode. Contrereas et.al 2015 inkluderte 13 kvinner i sin studie(7). Studien representerer et større utvalg sammenlignet med de 10 deltakere i vår studie. Det vil trolig ikke ha en betydning for resultatet.

Oppvarmingsprosedyren var tilnærmet lik, med unntak at det ble utført dynamiske tøyøvelser for underekstremiteten(7). Deltakerne til Contrereas et.al 2015 gjennomførte flere repetisjoner med moderat tung vekt, til 10 RM var oppnådd. Deltakernes 1RM ble deretter beregnet ut fra en tabell 15.7 på side 394 fra Baechle og Earles(43). Deltakerens 10RM ble estimert med samme tabell, som korresponderer til deltakernes 75% av 1 RM.

Contereas et.al 2015 prosedyre for elektrodeplasingen er tilnærmet lik vår(7). Studien har metodisk fulgt anbefalingen fra Hermes et.al 2000(40). De har tatt i bruk et annet merke på elektrodene, og det har trolig ingen påvirkning for oppnåelse av forskjellig resultat(44). For øvre del av gluteus maximus ble elektrodene plassert superior og lateralt for linjen trukket mellom posterior superior iliac spine (PSIS) og posterior trochanter major(7). For nedre del av gluteus maxmiums ble elektrodene plassert inferior og medial for linjen trukket mellom PSIS og posterior trochanter major. Selv med standardisering av elektrodeplasing vil det forekomme små variasjoner. Dette kan ha en påvirkning på resultatet mellom studiene. Forskjellige deler av muskelen kan ha blitt målt.

I en pilot studie av Contereas et.al 2015 sammenlignet de to ulike MVIC posisjoner for kalibrering(21). Den ene posisjonen var tilnærmet lik vår, med unntak at deltakeren lå på magen og testleder påførte mostanden på nedre del av femur. Den andre øvelsen til Contereas et.al 2015 ble utført stående, hvor deltakeren skulle stramme setemuskulaturen maksimalt. I resultatene kom det frem at et mindretall av deltakerne hadde en høyere aktivering i den stående posisjonen, sammenlignet med den liggende. I studien til Conteras et.al 2015 benyttet de seg av begge posisjonene(7). EMG ble normalisert til hvilken av posisjonene som framkalte større EMG aktivitet. I vår studie gjennomførte vi kun den ene MVIC posisjonen. Sett i sammenheng med våre resultater, observerte vi avvikende høy prosent andel EMG aktivitet hos noen av deltakerne. Antageligvis er det et resultat på at deltakeren ikke har klart å aktivere gluteus maximus maksimalt under MVIC kalibrering. Testleder kan ha feilet med påføring av absolutt mostand, når deltakerne trykket benet opp mot taket. Individuelle forskjeller mellom deltakerne kan ha variert på grunn av nevralt tilpasninger. Når deltakerne måles opp mot sin egen maksverdi betrakter vi at resultatene ikke har blitt påvirket, med mindre elektrodene er flyttet på underveis i forsøket. Til etterretning kan Conteras et.al 2015 liggende og stående posisjon være en bedre metode for å påføre mostand og redusere tilfellet av unormal høy gjennomsnitts- og maksimalaktivering(21).

EMG-målingene til Conteras et.al 2015 ble utført både dynamisk og isometrisk(7). Under den dynamiske målingen til Contereas et.al 2015, gjennomførte deltakerne 10 repetisjoner med deres estimerte 10RM. Deltakerne plasserte føttene noe bredere en skulderbredes avstand. Tærne pekende framover eller noe utover. Trolig vil bredde på beinstillingen, vinklingen av tær og knær påvirke aktiveringen i knebøy. Flere studier har konkludert med at beinbredde ved 40% bredere eller mer enn skulderbredes avstand, resulterer i større aktivering av gluteus maximus(24,26). Contereas et.al 2015 oppgir ikke spesifikk avstand mellom føttene i verken knebøy eller hip-thrust(7). Dermed kan vi ikke utale oss om avstanden kan ha påvirket til en større aktivering. Conteras et.al 2015 opplyser ikke om spesifikke detaljer om utførelsen av hip-thrust. Ut ifra metoden, kan vi ikke diskutere om forfatterne har utført øvelsen på en måte som resulterer i større aktivering. På bakgrunn av dette anser vi at øvelsen ble gjennomført på like måte som i vår studie.

Den isometriske målingen ble gjennomført med 3-sekunders hold(7). Målingene ble utført i parallell dybde i knebøy og full ekstensjon i hip-thrust. Den samme motstand ble brukt som for de dynamiske testene. Målingene til Contreras et.al 2015 viste til at hip-thrust hadde signifikat høyere isometrisk aktivering enn i knebøy. Antageligvis er dette grunnet at den muskulære innsatsen ser ut til å være størst i hip-thrust når hoftene er fullt ekstendert, men størst i knebøyen når hoftene er i 90° fleksjon(7,27,28). Vi kan ikke bekrefte forholdet mellom de to øvelsene, siden vi ikke gjennomførte en isometrisk måling.

Conteras et. Al 2015 anvendte SPSS (versjon 22,0, IBM Corp., Armonk, NY, USA) for data analysering(7). Parede t-tester ble utført og signifikansnivået var satt til 0,05. Forfatterne anvendte en Holm-Bonferroni korreksjon for å korrigere for multiple parvise sammenligninger for hver muskel. Contereas et.al 2015 beregnet i tillegg effektstørrelser (ES) ved Cohen's d hjelp av formelen  $M1-M2/SD$ , hvor gjennomsnittet fra hver gruppe (knebøy og hip-thrust) ble trukket i fra og delt på det sammenslåtte standaravviket (SD). konfidensintervaller (95% KI) for hver ES også beregnet.

Etter sammenligning av metode og resultater til Conteras et.al 2015, er det rimelig å anta at forfatterne har gjennomført en mer omfattende prosedyre(7). Sammenligning av resultater mellom EMG-studier kan være problematisk. Til betraktning, burde studiene ha samme elektrodeplassing, MVIC-posisjon, databehandling og amplitude presentasjon, øvelser, belastning og tempo. Dette er sjeldent tilfelle. I tillegg kan kjønn, alder og treningserfaring påvirke sammenligning av EMG-studier.

## 5.2 Våre funn

Det ble observert at hip-thrust hadde en tendens til høyere aktivering både for maksimal- og gjennomsnittsaktivering. Det var midlertidig uventet at vektløfterbøy og styrkeløfterbøy hadde omtrent lik aktivering(figur 4,5). Hver av knebøyvariantene har sine belastningsmønstre med hensyn til kneekstensorene og hofteekstensorene. På bakgrunn av dette var det rimelig å tro at styrkeløfterbøy ville ha større aktivering. Det å plassere vektstangen lengre ned mot scapula gjør at styrkeløfterbøyen blir preget av en større hoftefleksjon(25). Dette resulterer i en mer fremoverlent overkropp. Dermed reduseres vektarmen i forhold til kneet(29) og øker til hoften. Det tilsier at kravet til aktivering i gluteus maximus øker.

Den tilnærmede like aktiveringen mellom knebøyvariantene, kan skyldes at deltakerne utførte begge variantene med lik mostand(figur 4,5). Til betraktning ble momentarmen til hoften redusert når vi plasserte vektstangen lengre ned mot scapula. Dette kan har gitt deltakerne muligheten til å løfte tyngre. Det kan tenkes at aktiveringen hadde vært større, dersom vi hadde utført begge variantene med high-bar.

Wretenberg et.al 1996 diskuterer teknikken av knebøy med high-bar sammenlignet low-bar(29). Styrkeløfterne utførte øvelsen med tyngre belastning. Det kom tydelig fram at styrkeløfterne hadde en tendens til høyere EMG aktivitet enn vektløfterne. Med utgangspunkt i Wretenberg et.al 1996 sin studie kan det tyde på at vi feilet med valget av belastning, eventuelt utførelse.

Det er viktig å ta til betraktning at Wretenberg et.al 1996 brukte profesjonelle vekt- og styrkeløftere i sin studie(29). Deltakerne i vår studie var kjent med begge variantene. Likevel, ble det observert at et flertall hadde mer erfaring med vektløfterbøy. Erfaring kan ha påvirket utfallet av teknikk. Det er mulig at dette kan ha hatt en betydning for evnen til å rekruttere motoriske enheter i styrkeløfterbøy.

Spenning av gluteus maximus vil øke aktiveringen av muskelen(21). Under våre målinger observerte vi, at enkelte deltakere strammet setemuskulaturen i topposisjon i begge knebøyvariantene. Det kan ha påvirket resultatene. Ved analysing av opptakene, observerte vi den høyeste aktiveringen ved 90 ° hoftefleksjon. Dermed vil stramming av sete trolig ikke ha hatt betydning for resultatene. Hadde det vært tilfellet, ville knebøy hatt en fordel i grad av

aktivering. Det kunne antakelig ha forklart hvorfor forskjellen i aktivering mellom hip-thrust og knebøyvariantene ikke var større.

#### 5.4 Styrker og svakheter

En svakhet med denne studien er manglende mulighet til å generalisere funnene. Overførbarheten kan være begrenset til å gjelder andre populasjoner. Deltakerne kan ha som følge av kriteriene en bedre evne til stabilisering enn utrente. På grunn av studiens tidsperspektiv gjennomførte vi 1RM – testen på samme dag som EMG-målingen. Det kan ha ført til muskulær tretthet hos deltakerne og en mulig svakhet.

En styrke ved studien er at utvalget består av både kvinner og menn. Tidligere forskning har vært basert på kvinner(7). I oppgaven er det benyttet primærkilder. Teorien er hentet fra pensums litteratur og forsknings journaler. Dette kan bidra til å styrke oppgaven.

### 6.0 Konklusjon

Denne oppgaven viser til ingen signifikante forskjeller i muskelaktiveringen i gluteus maximus mellom hip-thrust, vektløfterbøy og styrkeløfterbøy. Vi beholder null hypotesen: Hip-thrust aktiverer ikke gluteus maximus i større grad enn vektløfterbøy og styrkeløfterbøy”. Alle øvelsene aktiverer gluteus maximus i en betydelig grad. Alle øvelseer kan anvendes i trening hvor økt styrke og hypertrofi av gluteus maximus er ønsket.

## 7.0 Referanseliste

1. Bratland-Sanda S, Nilsson MP, Sundgot-Borgen J. Disordered eating behavior among group fitness instructors: a health-threatening secret? *J Eat Disord* [Internet]. 2015 Jun 24 [cited 2016 Apr 19];3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4477507/>
2. Reischer E, S. Koo K. *The Body Beautiful: Symbolism and Agency in the social World*. Vol. 33. *Annual Review of Anthropology*; 2004. 297-317 p.
3. Aalen I. *En kort bok om sosiale medier*. Fagbokforlaget Vigmostand & Bjørke AS; 2013.
4. Boepple L, Ata RN, Rum R, Thompson JK. Strong is the new skinny: A content analysis of fitspiration websites. *Sci Elsevier*. 2016 Jan 3;
5. Levine RV. The pace of life in 31 countries. *J Cross-Cult Psychol*. 1999 Feb 3;30(2):178–205.
6. Raastad T, Refnes PE, Paulsen G, Rønnestad BR, Wisnes AR. *Styrketrening - i teori og praksis*. 1st ed. Oslo: Gyldendal Norsk Forlag AS; 2010. 142,333 p.
7. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. A Comparison of Gluteus Maximus, Biceps Femoris, and Vastus Lateralis Electromyographic Activity in the Back Squat and Barbell Hip Thrust Exercises. *J Appl Biomech*. 2015 Desember;31(6):452–8.
8. Jansen J. elektromyografi. In: *Store medisinske leksikon* [Internet]. 2014 [cited 2016 Apr 23]. Available from: <http://sml.snl.no/elektromyografi>
9. Winter D., Fuglevand A., Archer S. Crosstalk in surface Electromyography: Theoretical and Practical Estimates. *J Electromyogr Kinesiol*. 1994;4(1):15–26.
10. Kaada B. aksjonspotensial. In: *Store norske leksikon* [Internet]. 2014 [cited 2016 Apr 19]. Available from: <http://snl.no/aksjonspotensial>
11. Halbo L. kalibrering. In: *Store norske leksikon* [Internet]. 2014 [cited 2016 Apr 25]. Available from: <http://snl.no/kalibrering>
12. Sand O, Sjaastad ØV, Haug E, Bjålie JG. *Menneskekroppen, Fysiologi og anatomi*. 2nd ed. 2014.
13. Braut GS. bias i forskning. In: *Store norske leksikon* [Internet]. 2014 [cited 2016 Apr 28]. Available from: [http://snl.no/bias\\_i\\_forskning](http://snl.no/bias_i_forskning)
14. Leivseth G, Torstensson J, Reikerås O. Effect of passive muscle stretching in osteoarthritis of the hip. *Clin Sci Lond Engl* 1979. 1989 Jan;76(1):113–7.
15. Sola OM, Christensen DL, Martin AW. Hypertrophy and hyperplasia of adult chicken anterior latissimus dorsi muscles following stretch with and without denervation. *Exp*

Neurol. 1973 Oct;41(1):76–100.

16. Heinemeier KM, Olesen JL, Schjerling P, Haddad F, Langberg H, Baldwin KM, et al. Short-term strength training and the expression of myostatin and IGF-I isoforms in rat muscle and tendon: differential effects of specific contraction types. *J Appl Physiol*. 2007 Feb 1;102(2):573–81.

17. Smith RC, Rutherford OM. The role of metabolites in strength training. I. A comparison of eccentric and concentric contractions. *Eur J Appl Physiol*. 1995;71(4):332–6.

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

19. Ekstrom RA, 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. Kadaba MP, Wootten ME, Gaine J, Cochran GV. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. 1985;3(3):350–9.

21. Contreras B, Vigotsky AD, Schoenfeld BJ, Beardsley C, Cronin J. A comparison of two gluteus maximus EMG maximum voluntary isometric contraction positions. *PeerJ*. 2015;3:e1261.

22. Gilroy AM, MacPherson BR, Ross LM, editors. *Atlas of Anatomy*. 2nd ed. Thieme medical publisher, inc.; 2009. 392-399 p.

23. Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc*. 2012 Apr;26(4):1169–78.

24. McCaw S, Melrose D. Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 1999 Mar; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10188748>

25. O'Shea P. The Paralell squat. *Natl Strength Cond Assoc J*. 1985 Feb;7(1):4–6.

26. Paoli A, Marcolin G, Petrone N. The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *J Strength Cond Res* [Internet]. 2009 Jan; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov.proxy.helsebiblioteket.no/pubmed/?term=The+effect+of+stance+width+on+the+electromyographical+activity+of+eight+superficial+thigh+muscles+during+back+squat+with+different+bar+loads>

27. Bryanton MA, Kennedy MD, Carey JP, Chiu LZF. Effect of squat depth and barbell load on relative muscular effort in squatting. *J Strength Cond Res Natl Strength Cond Assoc*. 2012 Oct;26(10):2820–8.

28. Bloomquist K, Langberg H, Karlsen S, Madsgaard S, Boesen M, Raastad T. Effect of



- range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *Eur J Appl Physiol.* 2013 Aug;113(8):2133–42.
29. Per Wretenberg YF. High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med Sci Sports Exerc.* 1996;28(2):218–24.
30. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc.* :2000.
31. Worrell TW, Karst G, Adamczyk D, Moore R, Stanley C, Steimel B, et al. Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2001 Dec;31(12):730–40.
32. Delavier F. *Strength Training Anatomy*. 3rd ed. Éditions Vigot; 2010. 130,131,155 p.
33. Bret Contreras, Cronin J, Schoenfeld BJ. Barbell Hip Thrust. *Strength Cond J.* 2011 Oktober;33(5):58–61.
34. R. Wisnes A. *Lærebok I Biomekanikk*. 1. ed. Cappelen Damm AS 2013; 98 p.
35. Dalland O. *Metode og oppgaveskriving*. 5th ed. Oslo: Gyldendal Akademisk; 2014.
36. Saeterbakken AH, Van Den Tillaar R, Fimland MS. A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *J Sports Sci.* 2011 Mar;29(5):533–8.
37. Schwellnus MP, editor. *The Olympic Textbook of Medicine in Sport (The Encyclopaedia of Sports Medicine)*. Vol. XIV. New Jersey: Wiley-Blackwell; 2008.
38. EMG-Lommelabb [Internet]. *Biomekanikk.no*. 2016. Available from: <http://biomekanikk.no/index.php/produkter/lommelab-emg-video-gyroskop>
39. Ambu Ideas that work for life [Internet]. Ambu BlueSensor M, ECG Electrode - Singel use. [cited 2016 Mar 10]. Available from: [http://www.ambu.com/corp/products/patient\\_monitoring\\_and\\_diagnostics/product/ambu%20AE\\_bluesensor\\_m-prod840.aspx#req](http://www.ambu.com/corp/products/patient_monitoring_and_diagnostics/product/ambu%20AE_bluesensor_m-prod840.aspx#req)
40. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:361–74.
41. Thurén T. *Vitenskapsteori For Nybegynnere*. 2nd ed. Oslo: Gyldendal Norsk Forlag AS; 2012. 31,32 p.
42. Frigessi A, Moger TA, Scheel I, Skovlund E, Veierød MB. *Statistiske metoder i medisin og helsefag*. 1st ed. Aalen OO, editor. Vol. 5. Oslo: Gyldendal Norsk Forlag AS; 2013.
43. Baechle TR, Earle RW. *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Human

Kinetics; 2008. 660 p.

44. Okamoto T, Tsutsumi H, Goto Y, Andrew P. A simple procedure to attenuate artifacts in surface electrode recordings by painlessly lowering skin impedance. Electromyogr Clin Neurophysiol [Internet]. 1987 Apr;(3). Available from: [http://www.pt.ipu.ac.jp/staff/andrew/papers/1987\\_skin\\_impedance.pdf](http://www.pt.ipu.ac.jp/staff/andrew/papers/1987_skin_impedance.pdf)

## 8.0 Vedlegg

### 8.1 Informasjon og samtykkeerklæring

## Informasjon vedørende deltakelse

**Bakgrunn og hensikt:** To bachelor studenter ved Høyskolen Kristiania ønsker å gjennomføre et forskningsprosjekt. Prosjektet har som hensikt å undersøke forskjellene i muskelaktivering for øvelsene knebøy, knebøy med framover lent rygg og hip-thurst.

**Hva innebærer studien?** Som deltaker vil du bli testet i 1 RM (det du klarer maksimalt 1 gang) i knebøy og hip-thurst. I tillegg skal du gjennomføre en eksperimentell test på 10 RM (som er aktiverings testen) i knebøy, knebøy med framover lent rygg og hip-thurst. Disse testene vil finne sted på samme dag. Under testene vil man ha på seg elektroder som måler muskel aktivering i den store setemuskulaturen (M. Gluteus Maximus). Uten om disse testene skal du gjennomføre to tilvenningstester der vi går gjennom og øver inn god teknikk. Tung styrketrening på underekstremiteten må ikke fore komme minst 48 timer i forkant av testing.

#### **Kriterier for deltakelse:**

- Både menn og kvinner
- Menn og kvinner i alderen 18-30 år.
- Bevegelighet for riktig teknikk
- Minimum 12 måneder treningserfaring med styrketrening hvor de relevante øvelsene er gjennomført regelmessig

**Fordeler med å delta:** Dette er en fin mulighet til å bli med på ett forsøk om du er interessert i å finne mer ut om tema som det ikke eksiterer tilstrekkelig med vitenskapelig dokumentasjon eller egen interesse for testene. I tillegg vil du få en innsikt i hvordan tester blir gjennomført, samt innsikt i hvilken muligheter du har som student ved Høyskolen Kristiania når du selv skal eventuelt skrive en bachelor.

**Hva skjer med testresultatene og informasjonen om deg?** Testresultatene og informasjonen som blir registret om deg har som formål å bli brukt for bachelorskriving. Alle opplysninger og resultatene vil bli behandlet konfidensielt, uten navn eller andre direkte gjenkjennelige opplysninger. Det er kun autorisert personell (undertegnende samt veileder) knyttet til forsøket som har tilgang til opplysningene som blir innsamlet.

Det vil ikke bli mulig å identifisere deg i resultatene etter at oppgaven er levert inn. Ved prosjektets slutt (Avslutning 29.04.2016) vil all identifikasjons informasjon og individuelle data bli slettet. Prosjektet følger retningslinjene for lov om behandling av personopplysning (personopplysningsloven).

**Frivillig deltakelse:** Det er frivillig å delta i studien. Du kan trekke deg fra studien når du vil, uten å gi noen forklaring på hvorfor. Det vil ikke forekomme noen konsekvenser for trekk seg fra studien. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkelseserklæringen.

Om du har spørsmål så gjerne kontakt Eileen eller Anja Margrethe på

- [Anja.liljegren@gmail.com](mailto:Anja.liljegren@gmail.com)
- [eilsoer@online.no](mailto:eilsoer@online.no)

## SAMTYKKEERKLÆRING

Bacheloroppgavens tittel:

---

Student(er):

---

Jeg har mottatt informasjon om prosjektet om formålet med bacheloroppgaven. Jeg er også gjort kjent med at opplysninger om meg vil bli behandlet konfidensielt og anonymisert, slik at det ikke kan etterspores. Jeg er videre kjent med at den ferdige, beståtte bacheloroppgaven i fremtiden kan bli gjort tilgjengelig for studenter i Høyskolen Kristianas bibliotek.

Jeg samtykker i å delta som pasient/intervjuobjekt/annet i prosjektet. Jeg er gjort kjent med at jeg når som helst kan trekke meg fra å delta, uten å måtte oppgi noen grunn til det. Stryk det som ikke passer.

Hvis annet spesifiser her:

---

---

Navn: \_\_\_\_\_

Sted: \_\_\_\_\_

Dato: \_\_\_\_\_

Signatur: \_\_\_\_\_