



# BACHELOROPPGAVE

Sammenligne muskelaktivering i underekstremiteten ved en knebøy og en beinpress på ulike belastninger.

A comparison of muscle activation in the lower extremity by a squat and a leg press on different loads.

## Kandidatnummer – 820 & 818

Faglærer i kroppsøving og idrettsfag  
Fakultet for lærerutdanning, kultur og idrett  
Institutt for idrett, kosthold og naturfag.  
Veileder: Arild Hafstad og Coral Falco  
Innleveringsdato: 15.02.2021  
Ord: 11 678

Jeg bekrefter at arbeidet er selvstendig utarbeidet, og at referanser/kildehenvisninger til alle kilder som er brukt i arbeidet er oppgitt, jf. Forskrift om studium og eksamen ved Høgskulen på Vestlandet, § 12-1

## Abstract

**Purpose:** The main purpose of this study was to compare the muscle activity in the lower extremity by a squat and a leg press on different loads. In addition to this a test to exhaustion was performed in both exercises. **Methods:** Eight men (height:  $182.8 \pm 9.3$  cm, weight:  $85.6 \pm 13.7$  kg, age:  $23 \pm 2.2$  years, muscle mass left leg:  $11.25 \pm 1.7$  kg, experience with resistance training:  $4.8 \pm 1.1$  years) participated in the study. They performed two repetitions at 20, 40, 60, 80 and 90% of 1 repetition maximum (1RM) in both the squat and leg press at a  $90^\circ$  knee angle. The test to exhaustion was performed at 80% of 1RM in both exercises. Electromyographic activity of the vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) and bicep femoris (BF) were measured in the concentric phase of each repetition. **Results:** Results show that VM and VL produces significantly higher EMG activity in the leg press exercise compared to the squat at 60, 80 and 90% of 1RM. BF produced significantly higher activity at 90% of 1RM in the squat compared to the leg press exercise. No significant differences were found between loads at 20 and 40% of 1RM. The exhaustion test indicated that VM and VL activity significantly increased from the first to the last repetition in leg press, where there were no significant increases in these muscles in the squat. However, BF activity significantly increased in the squat exercise. **Conclusion:** The greater muscle activity in the leg press compared to the squat implies that leg press may be more effective in muscle activation of the quadriceps. In addition to this, the leg press exercise will be a better exercise to train the VM and VL to exhaustion, compared to a squat.

## **Forord**

Denne oppgaven er skrevet i forbindelse med bachelorutdanningen Faglærer i kroppsøving og idrettsfag ved Høgskulen på Vestlandet, avdeling Bergen. Studiet ble gjennomført i 2020.

Dette studiet baserer seg på styrketrening og sammenligningen av en knebøy og en beinpress i et keiserapparat. Vi har valgt denne problemstillingen ved at det er gjort lite forskning som sammenligner øvelsene, og at vi har en stor interesse for faget. Det som har vært mest interessant ved studien var å ta i bruk elektromyografi og måle muskelaktivitet, noe som var lærerikt og spennende.

Vi ønsker å rette en stor takk til veiledere Arild Hafstad og Coral Falco for svært god hjelp med oppgaven. Takk til Morten Kristoffersen for lån av testlokale og innspill om utmattelsestest, og Lars Peder Bovim for innføring i EMG og lån av EMG utstyr. Vi vil også rette en stor takk til alle testpersonene som deltok i studiet.

# Innholdsfortegnelse

<b>1.0 Innledning</b> .....	<b>6</b>
1.1 Hovedproblemstilling: .....	7
1.1.1 Hypoteser til hovedproblemstilling: .....	7
1.2 Delproblemstilling: .....	7
1.3 Avgrensing: .....	7
<b>2.0 Teori</b> .....	<b>8</b>
2.1 Styrketrening.....	8
2.2 Muskelens kraftutvikling og arkitektur.....	9
2.3 Rekruttering .....	10
2.4 Elektromyografi .....	10
2.5 Knebøy .....	11
2.5.1 Studier på muskelaktivering i knebøy.....	11
2.6 Beinpress/Keiser.....	13
2.6.1 Studier på muskelaktivering i beinpress .....	14
2.7 Studie som sammenligner knebøy og beinpress.....	15
2.8 Viktigheten av et konsentrisk muskelarbeid.....	15
2.9 Frivekter vs. stasjonære apparater .....	16
2.9.1 Studier på trening med frivekter og stasjonære apparater .....	16
2.10 Trening til utmattelse.....	17
2.10.1 Studier på utmattelse .....	17
<b>3.0 Metode</b> .....	<b>18</b>
3.1 Forskningsmetode.....	18
3.2 Prosedyrer .....	18
3.3 Deltakere.....	19
3.4 Testprosedyre tilvenningsdag .....	20
3.5 Testprosedyre eksperimentelle dager.....	21
3.6 MVIC som normaliseringsmetode.....	23
3.7 Utmattelse i beinpress og knebøy.....	23
3.8 Overflate elektromyografi under testing .....	24
3.8.1 Klargjøring av hud .....	25
3.8.2 Plassering av sensorer og elektroder .....	26
3.8.3 Sikring av sensor- og elektrodeplassing .....	27
3.8.4 Signalsjekk .....	27
3.9 Etske vurderinger .....	27
3.10 Innsamling og behandling av data .....	28
3.11 Validitet og reliabilitet i studiet .....	29
3.11.1 Visuell inspeksjon av EMG signalet.....	30
3.11.2 Feilkilder overflate EMG .....	30
<b>4.0 Resultat</b> .....	<b>32</b>

4.1 Vastus medialis .....	33
4.2 Vastus lateralis.....	34
4.3 Bicep femoris.....	35
4.4 Utmattelse i beinpress og knebøy.....	36
<b>5.0 Diskusjon.....</b>	<b>38</b>
5.1 Hovedfunn i oppgaven.....	38
5.1.1 Maksimal mobilisering fører til lite aktiveringsforskjeller på lavere belastninger .....	38
5.1.2 Høyere quadriceps aktivering i beinpress og høyere hamstrings aktivering i knebøy.....	39
5.2 Utmattelsestrening i knebøy og beinpress .....	41
5.2.1 Tidligere forskning på utmattelsestrening.....	41
5.3 Metodediskusjon.....	42
5.3.1 Utvalg av TP.....	42
5.3.2 Beinstilling i knebøy .....	42
5.3.3 Beinstilling i beinpress .....	43
5.3.4 Knevinkel .....	43
5.3.5 MVIC.....	44
<b>6.0 Konklusjon.....</b>	<b>45</b>
<b>Vedlegg 1: Samtykkeskjema.....</b>	<b>54</b>

## Figur og tabelloversikt

<b>Figur 1. Flytskjema.....</b>	<b>20</b>
<b>Figur 2. In-Body 770 &amp; goniometer.....</b>	<b>22</b>
<b>Figur 3. TP i beinpress &amp; knebøy, og manuell EMG måling.....</b>	<b>23</b>
<b>Figur 4. EMG utstyr brukt direkte på TP.....</b>	<b>25</b>
<b>Figur 5. Rengjøringskrem.....</b>	<b>26</b>
<b>Figur 6. Elektrodeplassing.....</b>	<b>27</b>
<b>Figur 7. Utbedre EMG signal.....</b>	<b>29</b>
<b>Figur 8. Resultat Vastus medialis.....</b>	<b>34</b>
<b>Figur 9. Resultat Vastus lateralis.....</b>	<b>35</b>
<b>Figur 10. Resultat Bicep femoris.....</b>	<b>36</b>
<b>Figur 11. Resultat utmattelse.....</b>	<b>38</b>
<b>Tabell 1. Deskriptiv av TP.....</b>	<b>21</b>
<b>Tabell 2. Resultat 20,40,60,80,90% av 1RM i mikrovolt og signifikante forskjeller.....</b>	<b>33</b>
<b>Tabell 3. Resultat utmattelse i mikrovolt og signifikante forskjeller.....</b>	<b>37</b>

# 1.0 Innledning

Ett av de mest grunnleggende bevegelsesmønstrene som benyttes til å forbedre idrettsprestasjoner, redusere skaderisiko og støtte opp om livslang fysisk aktivitet er uten tvil bevegelsesmønsteret i en knebøy. Dette kommer av at store deler av muskulatur i underekstremiteten blir rekruttert ved et slikt bevegelsesmønster, og øvelsen knyttes til flere idrettsprestasjoner (Schwarz et al., 2019). Dette bevegelsesmønsteret kan gjennomføres som frivektstrening i form av tradisjonell knebøy, og denne formen er generelt foretrukket over trening i stasjonære apparater av kroppsbyggere og styrketreningsatleter (Schwanbeck et al., 2009). Frivektstrening setter utøveren i en ustabil posisjon, og det er tenkelig at dette kan gi større rekruttering av muskulatur i kjerne og underekstremitet (Anderson & Behm, 2005; Schwanbeck et al., 2009; Wirth et al., 2016). Stasjonære apparater, slik som beinpress, er i tillegg til tradisjonell knebøy et populært valg for å trene underekstremiteten, og bruken av frie vekter eller stasjonære apparater er et tema som stadig diskuteres (Haff, 2000; Wirth et al., 2016; Schwarz et al., 2019).

Det er flere studier som tar i bruk elektromyografi og måler muskelaktivitet i ulike varianter av knebøy (Wretenberg et al., 1993; Wretenberg et al., 1996; McCaw & Melrose, 1999; Zink et al., 2001; Paoli et al., 2009; Da Silva et al., 2017; Yavuz & Erdag, 2017; Brice et al., 2019; Tillaar et al., 2019). Det er derimot færre studier som tar for seg muskelaktivering i øvelsen beinpress (Da Silva et al., 2008; Walker et al., 2011; Schoenfeld et al., 2014; Tøien et al., 2018). Til vår kjennskap er det bare gjort et studie som sammenligner muskelaktivering i underekstremiteten ved øvelsene knebøy og beinpress (Escamilla et al., 2001).

På bakgrunn av at det er stor diskusjon rundt bruken av frivekts- og stasjonær trening, og svært lite forskning som sammenligner knebøy og beinpress, vil dette studiet sammenligne muskelaktivitet i knebøy og beinpress på ulike belastninger, i et forsøk på å avdekke eventuelle forskjeller i muskelaktivering mellom disse øvelsene. I tillegg til dette er det gjennomført et forsøk som hadde til hensikt å se hvordan muskelaktiveringen endres i knebøy og beinpress ved trening til utmattelse.

## **1.1 Hovedproblemstilling:**

Sammenligne muskelaktivering i underekstremiteten ved en knebøy og en beinpress på ulike belastninger.

### **1.1.1 Hypoteser til hovedproblemstilling:**

1. Signifikant høyere aktivering i quadriceps i en beinpress vs knebøy
2. Signifikant høyere aktivering i hamstrings i en knebøy vs beinpress

## **1.2 Delproblemstilling:**

Hvordan endres aktivering i knebøy og beinpress når man trener til utmattelse?

## **1.3 Avgrensing:**

Dette studiet fokuserer i hovedsak på å sammenligne muskelaktivitet mellom beinpress og knebøy. Det er derfor ikke valgt å sammenligne en belastning i knebøy mot en annen belastning i samme øvelse. Knebøy er en kompleks øvelse med flere ulike varianter hvor mange faktorer påvirker prestasjonen (Raastad et al., 2010, s.33). Der er derfor valgt å fokusere på en knebøy med loddrett rygg (high bar) ved at denne varianten aktiverer fremside lår i stor grad (Raastad et al., 2010, s.333). En frontbøy kunne muligens aktivert fremside lår i ytterligere grad, men denne øvelsen er ikke valgt da deltakerutvalget hadde lite erfaring med dette. Det er tatt EMG målinger på vastus medialis, vastus lateralis og bicep femoris ved at disse musklene var enkle å lokalisere og ga tydelige målinger ved testdagene. I tillegg er det vastus medialis og vastus lateralis som fremkaller størst muskelaktivitet i quadriceps ved en beinpress (Muyor et al., 2020), og disse musklene har også vist seg å gi 30-90% høyere aktivitet enn rectus femoris ved knebøy og beinpress (Escamilla et al., 2001). Den eksentriske fasen i knebøy er ekskludert i dette studiet ved at utførelsen i keiser starter i bunnposisjon. Dermed vil man ikke starte bevegelsen med en eksentrisk fase.

## 2.0 Teori

### 2.1 Styrketrening

Styrketrening er en godt etablert treningsmetode som er effektiv for å utvikle evnen til å generere muskelkraft (Bird, 2012). Kraemer et al. (2002) viser til flere positive helseeffekter av denne treningsformen, hvor styrketrening blant annet øker basalmetabolismen og reduserer kroppsfett og blodtrykket, samt øker tverrsnittet for muskel og bindevevet. Styrketrening bidrar også til forbedringer i fysiske egenskaper hvor man ser forbedringer i muskulær styrke, kraft, utholdenhet og hypertrofi (Kraemer et al., 2002). Styrketrening kan utføres gjennom mange ulike treningsprogrammer, hvor man kan manipulere ulike variabler som muskelaksjonen, valg av øvelser, pauser, antall serier, repetisjoner eller belastning (Bird, 2012). Dersom styrketrening skal ha en god effekt på den som utøver treningen bør ulike nøkkelementer som progressiv overbelastning, variasjon og spesifisitet stå i fokus for å maksimalisere fordelene ved denne type trening (Kraemer et al., 2002).

Ved trening av ulike muskulære egenskaper kan vi se på typiske trekk for maksimal, eksplosiv og utholdende styrketrening, og ta utgangspunkt i en relativt godt trent utøver. Typiske trekk for maksimal styrketrening kan være >80% av 1RM (repetisjon maksimum) med 1-5 repetisjoner i 4-8 serier per øvelse. Eksplosiv styrketrening kan gjennomføres med <50% med 1-5 repetisjoner i 4-8 serier. Denne metoden kan også gjennomføres med tyngre motstand og maksimal mobilisering, men selve begrepet er først og fremst assosiert med lettere vekter og maksimal mobilisering. Muskulær utholdenhet kjennetegnes ved lett motstand fra 20-60% med repetisjoner >15 og 1-3 serier (Raastad et al., 2010, s.123). Dersom trening skal ha en positiv og progressiv effekt, bør man trene samme muskelgruppe regelmessig to til tre ganger per uke for å utvikle styrken (Raastad et al., 2010, s.110).

Hvordan de forskjellige styrketreningsmetodene påvirker ulike muskulære egenskaper over tid, vises gjennom Campos et al. sitt beinpressstudie fra 2002. I dette studiet deltok 32 menn. De ble delt i en Low Rep Group (LRG) som trente med tung motstand og få repetisjoner i hver serie (4x3-5RM), en Intermediate Rep Group (IRG) med moderat motstand (3x9-11RM), og en High Rep group (HRG) med relativt lett motstand (2x20-28RM). Hver gruppe hadde 2-3 økter per uke i en periode på 8 uker. Resultatet viste at de som trente i LRG hadde betydelig større økning i 1RM og submaksimal trening, mens de som trente i HRG viste en betydelig



større økning i den muskulære utholdenheten. Resultatene viste også til større hypertrofiske tilpasninger i muskulaturen hos LRG og IRG.

## 2.2 Muskelens kraftutvikling og arkitektur

Den viktigste faktoren for kraftutvikling i en muskelgruppe er tverrsnittsarealet. Under en maksimal isometrisk aksjon og ved en optimal lengde kan en muskel skape et drag i en sene som tilsvarer 20-30 newton (N) per  $\text{cm}^2$  (Raastad et al., 2010, s.20). Dette tilsier at jo større tverrsnittsareal eller anatomisk tverrsnitt muskelen innehar desto mer kraft kan den produsere. I tillegg til det anatomiske tverrsnittet spiller musklens arkitektur inn på kraftutvikling. Muskelarkitektur tilsier hvordan fibrene er ordnet i forhold til muskelens lengderetning. I kroppen finner vi muskler med spoleform, ensidig fjærform, tosidig fjærform og multippel fjærform. Når det skal skapes stor vinkelhastighet i et ledd, vil de spoleformede musklene virke best (Raastad et al., 2010, s.21). Når det skal skapes stor kraft med lav forkortningshastighet, vil de fjærformede musklene virke best (Raastad et al., 2010, s.22).

På den fremre siden av låret finner vi muskelgruppen quadriceps, bestående av rectus femoris, vastus intermedius, vastus medialis (VM) og vastus lateralis (VL). VM har utspring fra den intertrokantære linjen og den mediale leppen til linea aspera på femur, mens VL har utspring fra trokantor major og den laterale leppen av linea aspera på femur. Begge disse musklene møtes i en felles sene på patella og festes på tuberositas tibiae. På den bakre siden av låret finner vi muskelgruppen hamstring, bestående av semitendinosus, semimembranosus og biceps femoris (BF). BF består av to hoder hvor "long head" har utspring fra sittebenet (os ischii) og "short head" fra linea aspera og den laterale suprakondylære linjen av femur. Begge disse musklene festes på den laterale siden av caput fibula (Agur et al., 2009, s.377, 387). BF kategoriseres som en spoleformet muskel (parallel muscle) hvor muskelfibrene går parallelt med muskelens lengde. VM og VL kategoriseres som fjærformede muskler (pennate muscles) hvor muskelfibrene er kortere og går på tvers av muskelens lengderetning (Carlson, 2019, s.125-126).

Kraften en muskel kan utvikle bestemmes i stor grad av antallet myosinhoder som griper tak i aktinfilamentene (Dahl, 2005, s.165). Muskellengden endres ved at leddet settes i ulike vinkler. Muskelgrupper i kroppen har ulike leddvinkler/muskellengder som er optimale for kraftutvikling (Raastad et al., 2010, s.26). Maksimal kraft i quadriceps musklene kan oppnås

gjennom en kne ekstensjon med en leddvinkel på 70-90 grader, mens en maksimal kraft i hamstrings kan oppnås gjennom en knefleksjon med en leddvinkel på 20-30 grader (Konrad, 2005, s.32).

## **2.3 Rekruttering**

En viktig faktor som bestemmer muskelstyrken er evnen til å rekruttere motoriske enheter til en gitt oppgave (Raastad et al., 2010, s.28). Hennemans størrelsesprinsipp tilsier at motoriske enheter rekrutteres i et hierarkisk system fra de minste motoriske enhetene til de største (Henneman et al., 1965). Dette innebærer at det er type I fibre som rekrutteres først, og ettersom behovet for kraftutvikling i muskelen øker vil type IIA og type IIX fibre rekrutteres. Fyringsfrekvensen fra de motoriske enhetene øker i samspill med rekrutteringen av de motoriske enhetene. I følge Raastad et al. (2010, s.28-29) vil de fleste større muskelgruppene i kroppen rekruttere alle de motoriske enhetene ved muskelarbeid som tilsvarer 80% av maksimal kraft. For å komme opp mot 100% av maksimal kraftutvikling, må dermed fyringsfrekvensen i de motoriske enhetene øke. Det finnes enkelte unntak fra dette hierarkiske systemet. Disse unntakene er muskelarbeid som utføres eksplosivt eller eksentrisk. I en eksplosiv muskelaksjon er hensikten å skape størst mulig kraft på kortest mulig tid. Alle de motoriske enhetene aktiveres sannsynligvis til samme tid her. I enkelte tilfeller ved submaksimale eksentriske muskelaksjoner kan type II fibre være de eneste aktive fibre (Raastad et al., 2010, s.29).

## **2.4 Elektromyografi**

Elektromyografi (EMG) er et redskap som tas i bruk for å måle nevro-muskulær aktivitet gjennom å måle de motoriske nervecellenes aksjonspotensialer (Halaki & Ginn, 2012, s.175). EMG kan benyttes gjennom to ulike metoder hvor vi kan invasivt måle EMG aktivitet intramuskulært, eller noninvasivt gjennom overflate EMG (Farina & Negro, 2012, s.3). EMG-redskapet gir brukeren muligheten til å «se» direkte inn i musklens funksjon. EMG kan benyttes i mange ulike sammenhenger, som å måle muskulær prestasjon og gjøre analyser som kan brukes til forbedringer. I tillegg benyttes EMG under pasientbehandling, slik at man kan dokumentere behandling og effekt av treningsregimer, eller se virkningen av kirurgiske inngrep (Konrad, 2005, s.5). EMG brukes hyppig i aktiveringsstudier som sammenligner ulike styrkeøvelser for å finne ut hvilken øvelse som er best egnet for å aktivere en spesifikk muskel. Det finnes flere slike studier hvor blant annet Solstad et al. (2020) sammenlignet

muskelaktivitet i pectoralis major, anterior deltoids, triceps brachii og biceps brachii, og observerte aktiveringsforskjeller i benkpress og dumbbell flyes.

## **2.5 Knebøy**

Knebøy er en av de mest anerkjente flerleddsøvelsene i styrketrening. Øvelsen står sentralt i mange styrketreningsprogram. Øvelsen ses på som en viktig bevegelse for å øke underekstremitetenes funksjon, samtidig som det er en effektiv rehabiliteringsøvelse. Det finnes flere varianter av knebøy, hvor man kan skille mellom to typer, kalt high- og low bar knebøy (Glassbrook et al., 2017). De ulike løfteteknikkene gjenkjennes ved plasseringen av stangen. I en high bar knebøy er stangen plassert på skuldrene rundt cervical 7, mens en low bar knebøy gjenkjennes ved at stangen ligger lenger nede på ryggen (Wretenberg et al., 1996). De ulike formene for knebøy har hvert sitt belastningsmønster og løftebane, hvor hoft- og knestrekkerne påvirkes ulikt. I en «high bar» knebøy skal ryggen være mest mulig vertikal. Dermed vil det oppstå et stort ytre dreiemoment over kneleddet. Dette resulterer i at knestrekkerne vil belastes i stor grad. I en «low bar» knebøy vil ryggstillingen automatisk bli mer horisontalt vinklet, og det skapes et større dreiemoment over hoftleddet. Dette vil resultere i at hoftestrekkerne belastes i større grad (Raastad et al., 2010, s. 333).

### **2.5.1 Studier på muskelaktivering i knebøy**

Tillaar et al. (2019) sammenlignet muskelaktivering i knebøy ved ulike belastninger. 13 menn med gjennomsnittlig seks års erfaring med styrketrening utførte knebøy med 30-100% av 1RM. EMG ble målt på vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, biceps femoris og gluteus maximus i den konsentriske fasen av løftet. Aktiveringen i samtlige muskler økte når den ytre belastningen i knebøy ble større, men økningen viste seg å være ulineær. 100% av 1RM viste signifikant høyere grad av aktivering sammenlignet med de andre belastningene. Muskelaktiveringen mellom 40% og 60% og 70% og 90% av 1RM var tilnærmet lik i agonistene når øvelsen ble utført med maksimal mobilisering. Studiet konkluderte med at man kan oppnå samme muskelaktivitet i en knebøy på ulike belastninger, dersom øvelsen utføres med maksimal mobilisering, og at dette kompenserer for den økte belastningen. Yavuz og Erdag (2017) har i likhet med Tillaar et al. (2019) sammenlignet muskelaktivitet i knebøy på ulike belastninger. Musklene som ble undersøkt var vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, semitendinosus, bicep femoris, gluteus maximus og erector spinae. De viser i sitt studie at den muskulære aktiviteten endres i underekstremiteten

når belastning øker opp mot 90 og 100% av 1RM i knebøy. I dette studiet ble kinematikken analysert gjennom et todimensjonalt analyseprogram, slik at utøverens løftebane ble analysert. Studiet konkluderte med at de tyngre belastningene førte til at utøverne ble mer fremoverlent, noe som resulterte i høyere aktivering i gluteus maximus og vastus medialis.

Da Silva et al. (2017) undersøkte forskjellene i muskelaktivering med samme belastning når utøvere utførte en “partial squat”, hvor utøveren ikke går helt ned i 90 grader, og en “full back squat” hvor utøveren gjør det. Det ble plassert EMG på vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris, biceps femoris, semitendinosus, erector spinae, soleus og gluteus maximus. 15 utøvere utførte deretter 10RM. Studiet konkluderte med at dybden i en knebøy vil føre til endret aktivitet i agonisten gluteus maximus og stabiliserende muskulatur som soleus og biceps femoris ved en partial squat. Derimot ble det ikke funnet signifikante endringer i kneekstensorer ved de ulike knebøy dybdene. Wretenberg et al. (1993) sine funn samsvarer med resultatene til Da Silva et al. (2017). Studiet sammenlignet muskelaktivering i quadriceps når en knebøy ble utført med forskjellig knevinkel. Åtte olympiske vektløftere utførte fire typer knebøy; 45 grader, 90 grader, parallell og dyp knebøy. Hver av de ulike typene ble gjennomført med 65% av 1RM. Resultatene viste at muskelaktiviteten i quadriceps økte når dybden i løfte ble større, men økningen var så liten at det ikke hadde stor betydning. Studiet konkluderte med at dersom man utfører en parallell knebøy istedenfor en dyp knebøy vil ikke dette endre aktiveringen i quadriceps i stor grad. Studier har i tillegg til å undersøke effekten av ulike knevinkler sett på effekten av å benytte ulike former for knebøy. Wretenberg et al. (1996) sammenlignet muskelaktivitet i vastus lateralis, rectus femoris og biceps femoris i en high bar knebøy og en low bar knebøy, der åtte vektløftere utførte high bar knebøy, og seks styrkeløftere utførte low bar knebøy med 65% av 1RM. Resultatet viste at vektløfterne hadde belastningen jevnere fordelt mellom hofta og kne, mens styrkeløfterne hadde en større belastning på hofteteleddet.

McCaw og Melrose (1999) sammenlignet muskelaktivitet i seks muskler (rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, adductor longus, gluteus maximus, biceps femoris) når knebøy ble utført med forskjellig bredde mellom føttene. Ni mannlige testpersoner utførte knebøy med 60% og 75% av 1RM. Testpersonene gjennomførte en smal knebøy (75% av skulderbredde) og en bred knebøy (140% av skulderbredde). Resultatene viste at muskelaktiveringen i quadriceps ikke forandret seg ved ulik beinstilling, mens muskelaktiveringen i adductor longus og gluteus maximus økte når knebøy ble utført med

bred beinstilling. Dette stemmer overens med Paoli et al. (2009) som gjorde et tilnærmet likt studie. Her sammenlignet de muskelaktivitet i vastus medialis, vastus lateralis, semitendinosus, rectus femoris, biceps femoris, gluteus maximus, gluteus medius og adductor major når knebøy ble utført med tre ulike bredder mellom beina. Seks personer med god erfaring innen styrketrening gjennomførte tre sett med ti repetisjoner på 0%, 30% og 70% av 1RM, hvor hvert sett ble gjort med ulik beinstilling. Resultatet viste at det kun var signifikante endringer i EMG aktivitet i gluteus maximus når øvelsen ble gjennomført med bred beinstilling, mens det var ingen signifikante endringer i de resterende musklene som ble målt. Studiet konkluderte med at bred beinstilling i knebøy er forbundet med økt muskelaktivering i gluteus maximus.

## 2.6 Beinpress/Keiser

Beinpress regnes som en viktig alternativ øvelse for underekstremitetene. Løftebanen i en beinpress bestemmes av apparatets konstruksjon, hvor belastningen kan varieres ved å endre på føttenes plassering. I følge Raastad et al. (2010, s.454) aktiverer man hoftestrekkerne i større grad hvis man posisjonerer føttene høyt på fotbrettet, mens aktiveringen i knestrekkerne vil øke dersom føttene plasseres lavt på brettet. Det anbefales å ha føttene i en mellomstilling for å aktivere både hofte- og knestrekkerne, samt å unngå at hoftelrådet eller kneleddet havner i fullstendig ytterstilling (Raastad et al., 2010, s. 454).

Keiser leg press (*Keiser A300 Model 2531, Keiser Co. Inc., Fresno, California, USA*) er et beinpressapparat som tar i bruk pneumatisk teknologi. Det vil si at den ytre motstanden skapes gjennom lufttrykk (Frost et al., 2016). Vi har ikke funnet tidligere forskning som benytter dette apparatet og sammenligner muskelaktivering opp mot en knebøy. Keiser apparatet er konstruert slik at man enkelt kan stille inn motstanden fra 0 kg til 545 kg i løpet av kort tid. Balachandran et al. (2017) viser i sitt studie til effekten av å benytte pneumatisk teknologi mot platebelastede maskiner på eldre mennesker. Etter tolv uker med trening viste resultatene at det var ingen store forskjeller i kraftutvikling mellom gruppen som trente med pneumatiske apparater vs. gruppen som trente med platebelastede apparater. Studiet konkluderte med at styrketrening kan trygt og effektivt gjennomføres ved bruk av både pneumatiske og platebelastede styrketreningsapparater.

Det er gjort lite forskning på det samme keiser apparatet og målinger av muskelaktivitet slik

som i dette studiet. Det finnes studier som har benyttet apparatet og undersøkt kraftproduksjon, og satt det i sammenheng med ulike idrettsprestasjoner slik som i fotball (Redden et al., 2018; Grendstad et al., 2020). Det er derimot blitt gjort et studie hvor EMG ble målt i et tilsvarende keiser apparat. Clark et al. (2011) så i dette studiet på sammenhengen mellom nevro-muskulær aktivitet og muskulær prestasjon i quadriceps hos eldre mennesker med blant annet begrensninger i mobiliteten. Resultatene i dette studiet vil likevel ikke være svært relevant for vårt studiet ved at det er benyttet ulikt deltakerutvalg og annet formål.

### **2.6.1 Studier på muskelaktivering i beinpress**

Da Silva et al. (2008) sammenlignet muskelaktivitet i rectus femoris, vastus lateralis, biceps femoris, gastrocnemius og gluteus maximus i forskjellige beinpress teknikker. 14 kvinner utførte tre ulike typer beinpress. De ulike typene var 45 graders knevinkel og beinpress med høy og lav beinstilling på 40% og 80% av 1RM. Resultatene viste at muskelaktivering i quadriceps økte når øvelsen ble utført med lav beinstilling, mens muskelaktiviteten i gluteus maximus økte når øvelsen ble utført med høy beinstilling. Studiet konkluderte med at å utføre beinpress med lav beinstilling vil aktivere quadriceps i stor grad, mens en beinpress med høy beinstilling vil øke gluteus maximus aktiviteten.

Walker et al. (2011) sammenlignet konstant og varierende motstand i en beinpress når øvelsen ble utført med jevne og eksplosive kontraksjoner. Ni friske og utrente menn utførte enkelt repetisjoner med fire forskjellige motstandsinnstillinger. Et modifisert David M16 beinpressapparat ble brukt i forsøket. Dette apparatet gir en mulighet til å velge hvilke faser av løftet man ønsker økt eller redusert motstand. Varianter av dette var konstant motstand, to innstillinger som økte motstanden i samsvar med økt knevinkel, og en innstilling som reduserte motstanden ved økt knevinkel ble tatt i bruk. Deltakerne utførte enkelt repetisjoner på 40, 60 og 80% av 1RM for å måle konsentrisk kraft, hastighet og EMG fra vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris og biceps femoris. Resultatene viste at kraft og muskelaktivitet ble større ved å øke motstanden når øvelsen ble utført i jevnt tempo. Under eksplosive kontraksjoner kunne deltakerne oppnå høyere hastighet når motstanden ble redusert ved store knevinkler. Studiet konkluderte med at å bruke økende motstand i samsvar med økende knevinkel i en beinpress kan føre til økt kraft og EMG aktivitet, noe som kan være fordelaktig for å øke styrke og muskelmasse. På den andre siden viser studiet at hastigheten i løftet kan

øke dersom man reduserer motstanden ved store knevinkler, noe som kan gi en fordel dersom man driver med eksplosiv styrketrening.

## **2.7 Studie som sammenligner knebøy og beinpress**

Escamilla et al. (2001) sammenlignet muskelaktivering i rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis, biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus og gastrocnemius i en knebøy og beinpress når øvelsene ble utført med forskjellige teknikker. Ti menn med god erfaring innenfor styrketrening utførte øvelsene med bred og smal beinstilling, og med to ulike vinkler i føttene (0% abduksjon og 30% abduksjon). Beinpress ble i tillegg gjort med lav og høy beinstilling. Belastningen for hver deltaker tilsvarte 70-75% av 1RM. Resultatet viste ingen forskjeller i muskelaktivering med ulik vinkel i føttene. Beinpress med bred beinstilling viste en høyere muskelaktivering i hamstrings sammenlignet med smal beinstilling, mens smal knebøy viste en høyere aktivering i gastrocnemius sammenlignet med en bred knebøy. Knebøy viste en høyere aktivering i både quadriceps og hamstrings sammenlignet med beinpress. Studiet konkluderte med at å utføre en knebøy vil gi en høyere muskelaktivering i underekstremiteten sammenlignet med beinpress med lav og høy beinstilling.

## **2.8 Viktigheten av et konsentrisk muskelarbeid**

I et longitudinelt studie på åtte uker gjennomført av Tøien et al. (2018) ble det sett på effekter av maksimal og eksentrisk styrketrening i beinpress. Maksimal styrketrening ble gjennomført med eksentrisk og konsentrisk arbeid på 90% av 1RM, og eksentrisk styrketrening ble gjennomført på 150% av 1RM. Under dette studiet ble det gjort funn som indikerer at eksentrisk trening med belastning over 1RM ikke nødvendigvis forbedrer effekten av de motoriske nervesignalene og kraftreguleringen. Studiet viser videre til at intensiv trening som innebærer en konsentrisk fase kan øke maksimal fyringsfrekvens og rekruttering av de motoriske enhetene. Moritani et al. (1987) undersøkte aktivitet i de motoriske enhetene i biceps brachii ved konsentrisk og eksentrisk muskelarbeid ved bruken av overflate EMG og intramuskulær EMG. Det ble gjort målinger av biceps brachii på ulike muskellengder gjennom varierende leddvinkler på 30-150 grader. Studiet viste at det er signifikant større aktivering ved en konsentrisk muskelaksjon, spesielt ved kortere muskellengder, og signifikant større aktivitet i de motoriske enhetene i konsentriske aksjoner sammenlignet med eksentriske aksjoner.

## **2.9 Frivekter vs. stasjonære apparater**

Man skiller ofte mellom trening ved bruk av frivekter og stasjonære apparater. Disse formene for styrketrening har både fordeler og ulemper. Idrettsutøvere trener som oftest med frivekter og manualer, mens nybegynnere ofte i starten kan føle at stasjonære apparater fungerer best (Raastad et al., 2010, s.355). Fordeler med frivekter er at de ofte brukes ved øvelser som involverer flere muskelgrupper samtidig, enten om musklene bidrar aktivt i bevegelsen eller om de bidrar til å stabilisere øvelsen. Trening med frivekter er ofte overførbart til hverdagslige situasjoner (Haff, 2000). En markløft kan overføres til å plukke opp tunge gjenstander fra bakken, mens en skulderpress kan overføres til å løfte utstyr opp på loftet. En utfordring ved frivektstrening er å beherske en god løfteteknikk. Dersom man ikke har en tilstrekkelig teknikk i den valgte øvelsen kan dette øke risikoen for å skade seg (Haff, 2000).

De generelle fordelene ved å trene med apparater er at de vanligvis ikke skremmer nybegynnere, de kan være designet for å gi motstand i hvilken som helst retning, og at sannsynligheten for å skade seg er redusert sammenlignet med bruk av frie vekter. Ulempene ved bruk av apparater er hovedsakelig at man trener isolerte muskelgrupper istedenfor å aktivere større muskelgrupper samtidig. Øvelser som utføres i stasjonære apparater er i tillegg lite overførbare til den virkelige verden med tanke på at man svært sjeldent utfører arbeidsoppgaver som krever tilnærmet ingen form for stabilitet (Haff, 2000)

### **2.9.1 Studier på trening med frivekter og stasjonære apparater**

Wirth et al. (2016) så på treningseffekten av å trene i stasjonære apparater og ved frie vekter. 120 mannlige deltagere ble delt inn i to grupper som skulle fokusere på enten beinpress eller knebøy. Målet med studiet var å finne ut hvilken treningsform som var optimal for å øke 1RM i beinpress og knebøy, squat jump, countermovement jump og maksimal isometrisk kraftutvikling. Etter åtte ukers systematisk trening viste resultatene at begge gruppene hadde en signifikant økning i 1RM, mens det var kun knebøygruppen som hadde en signifikant økning i squat jump og countermovement jump. Disse funnene indikerer at knebøy med frivekter er en bedre øvelse for å forbedre prestasjon i eksplosive hopp-varianter som squat jump og countermovement jump, sammenlignet med beinpress.

Anderson og Behm (2005) undersøkte forskjellene i muskelaktivitet i biceps femoris, vastus lateralis, soleus, bukmusklene, og erector spinae. Her ble det gjennomført tre ulike typer



knebøy med ulikt behov for stabilitet. 14 mannlige testpersoner utførte knebøy i smith-maskin knebøy, knebøy med frivekter, og ved å stå på to balanseplater. Resultatet viste at EMG aktiviteten var størst i soleus, bukmusklene, og erector spinae i en ustabil knebøy, og lavest i smith-maskin. Resultatene viste også en signifikant større aktivering i vastus lateralis når knebøy ble utført i smith-maskin, sammenlignet ved bruk av frivekter og balanseplater.

## **2.10 Trening til utmattelse**

De aller fleste vil ha stor effekt og god progresjon av å trene generell styrke etter generelle retningslinjer. Likevel finner vi en rekke «spesialmetoder» for å stimulere til muskelvekst gjennom å utmatte musklene (Raastad et al., 2010, s.364). Willardson (2007) viser til at trening til utmattelse kan bidra til en rekke positive effekter på kroppens nevromuskulære systemer. Denne type trening kan føre til større stimulering av de motoriske enhetene, ved at det sikrer at så mange som mulig av de motoriske enhetene og muskelfibrene blir aktivert. Dette kan videre bidra til stor økning i muskelstyrke og hypertrofi. Det finnes flere ulike spesialmetoder slik som superserier, droppserier, gigantserier, tri-sett, pre-exhaust sett, cheating reps o.l (Raastad et al, 2010, s.364).

### **2.10.1 Studier på utmattelse**

Schoenfeld et al. (2014) sin studie sammenlignet EMG aktiviteten i vastus lateralis, vastus medialis, rectus femoris og biceps femoris i en beinpress. Ti menn utførte øvelsen til utmattelse/failure med 30% og 75% av 1RM. Resultatet viste en signifikant høyere EMG aktivitet i musklene når øvelsen ble utført med høy belastning vs lav belastning. Studiet konkluderte med at trening til utmattelse med lav ytre belastning ikke nødvendigvis aktiverer maksimalt antall av motoriske enheter i quadriceps og hamstrings.

Brice et al. (2019) undersøkte bevegelsesmønsteret og kinematikken i ankel, kne, hofte og bekken ved 80% av 1RM i knebøy, når øvelsen ble utført til utmattelse. Elleve godt trente menn utførte tre sett til failure, hvor andre repetisjon i første sett, og siste repetisjon i tredje settet ble sammenlignet. Resultatene viste at det oppstod signifikante endringer i spesielt kneleddet og hofte- og bekkenet hvor det ble signifikant lavere knemoment, mens hofte- og bekkenmomentene gjennomgikk kompenserende økninger.

## 3.0 Metode

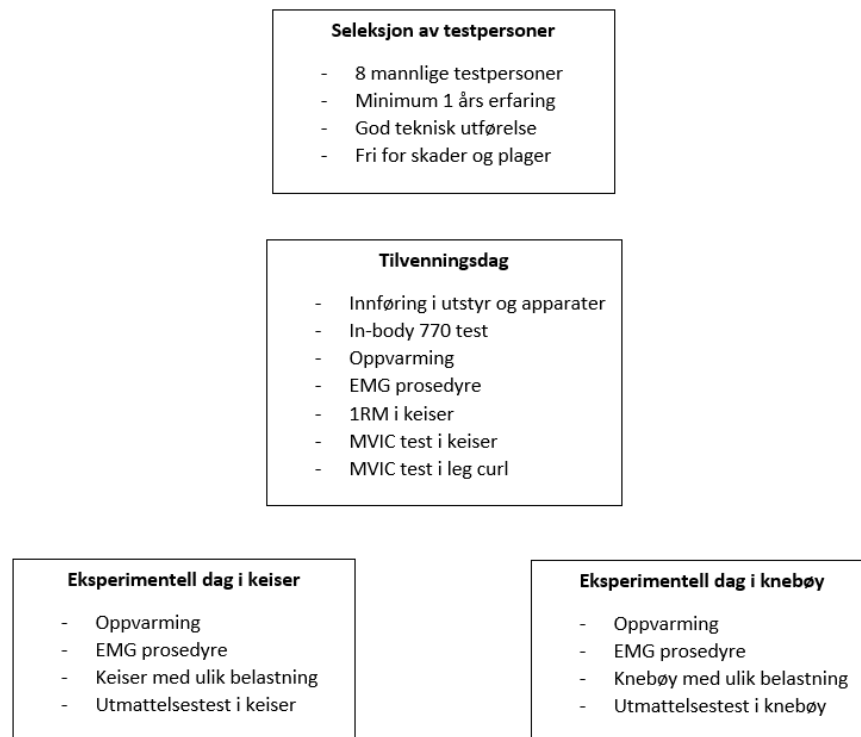
### 3.1 Forskningsmetode

Studiet har blitt utarbeidet gjennom en kvantitativ forskningsmetode. Denne metoden er valgt ved at studiet ser på korrelasjonen mellom muskelaktivering av ulike muskler i underekstremiteten. Det vil i dette studiet være gunstig å ta i bruk en kvantitativ metode ved at store mengder tall og data samles inn og deretter analyseres. I tillegg kan denne metoden brukes til å se hvor utbredt et fenomen er, og om det er forskjeller eller likheter mellom individer (Nyeng, 2012, s.36, 84; Fangen & Sellerberg, 2011, s.72).

### 3.2 Prosedyrer

Under alle testdagene ble det gjennomført samme oppvarmingsprotokoll og EMG prosedyre. Det ble benyttet overflate EMG på testpersonenes (TP) venstre bein i alle forsøkene og måleenheten mikrovolt ( $\mu V$ ) i analysen. Venstre bein ble benyttet av praktiske grunner, hvor dette beinet blant annet står nærmest testledere i keiserapparatet (**Figur 3A**). For å gjøre TP godt informert ble det benyttet en tilvenningsdag. To eksperimentelle testdager ble benyttet for å samle data fra vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) og bicep femoris (BF). Alle gjennomførte minimum to repetisjoner på 20%, 40%, 60%, 80% og 90% av sin 1RM i knebøy og beinpress. Data fra disse ble normalisert gjennom en MVIC-test. Som avsluttende del av de eksperimentelle dagene gjennomførte TP en test til utmattelse i begge øvelsene. Deltakerne fikk instruksjon om å ikke bruke fuktighetskrem eller former for olje på huden samme dag som testingen. De kunne heller ikke innta energidrikk eller andre former for koffein på testdagene.

**Figur 1. Flytskjema som beskriver de ulike dagene**



### 3.3 Deltakere

Det ble selektert åtte mannlige deltakere (**Tabell 1**) til testene. Disse ble selektert ut fra fire kriterier:

1. Mann
2. Hadde minimum ett års erfaring med generell styrketrening
3. Hadde god teknisk utførelse i øvelsene knebøy og beinpress
4. Var skadefri og hadde ingen plager som kunne hemme prestasjonen

I tillegg til dette ble det satt et femte kriterium som omhandlet Korona pandemien. Hvis en TP kjente på symptomer tilsvarende Covid-19, ble de øyeblikkelig ekskludert fra testingen. TP ble randomisert og tilfeldig delt i to testgrupper. Deres selvrapporterte 1RM i knebøy tilsvarte  $141.9 \pm 15.6$  kg i knebøy, og deres 1RM test i beinpress tilsvarte  $418.9 \pm 60.6$  kg. For å sikre at TP fikk tilstrekkelig med restitution, gjennomførte vi testene med 48 timers mellomrom (Raastad et al., 2010, s.273). Hver TP underskrev et samtykkeskjema (**Vedlegg 1**) utarbeidet i

henhold til NSD (Norsk senter for forskningsdata) sine retningslinjer, som skulle sikre deres identitet og personvern.

*Tabell 1. Deskriptiv av testpersoner (gjennomsnitt  $\pm$  standardavvik (min-max)).*

	<b>Gj. <math>\pm</math> SD (min-max)</b>
<b>Høyde (cm)</b>	182.8 $\pm$ 9.3 (168-193)
<b>Kroppsvekt (kg)</b>	85.6 $\pm$ 13.7 (63-102)
<b>Alder</b>	23 $\pm$ 2.2 (21-28)
<b>Muskelmasse venstre bein (kg)</b>	11.25 $\pm$ 1.7 (8-13)
<b>Fettprosent (%)</b>	11.7 $\pm$ 4.29 (6-20)
<b>Erfaring med styrketrening (år)</b>	4.8 $\pm$ 1.1 (3-6)
<b>Selvrappertert 1RM Knebøy (kg)</b>	141.9 $\pm$ 15.6 (120-160)
<b>Målt 1RM Beinpress (kg)</b>	418.9 $\pm$ 60.6 (340-501)

N = 8

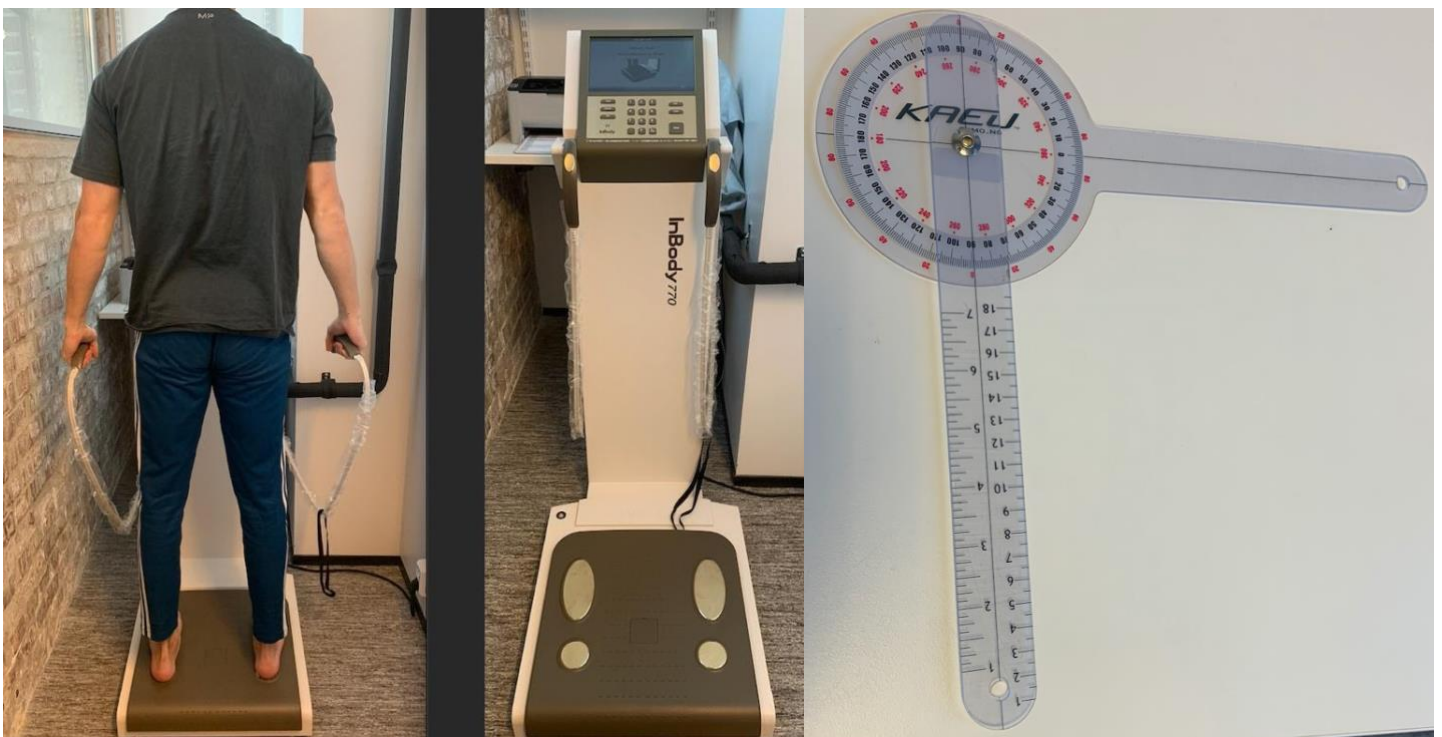
### 3.4 Testprosedyre tilvenningsdag

På tilvenningsdagen ble TP gjort kjent med øvelsene, apparatene, testprosedyrer og EMG, og man fikk sett utførelse og teknikk på hver enkelt. TP teknisk utførelse la grunnlaget for om de kunne bli med på videre testing, slik at testene ble utført uten risiko for skader. Første del av tilvenningsdagen ble startet med en test i In-Body 770 (Biospace, Co., Seoul, Korea). Dette apparatet måler personens kroppssammensetning og betydningsfulle verdier som vekt, muskelmasse og fettprosent. Deltakerne utførte testen ved å stå barbeint på fotplaten mens de holdt i apparatets to håndtak (**Figur 2**). Det var her viktig at de holdt en stolt positur hvor armene ikke skulle være i kontakt med kroppen, og at de holdt kroppen helt i ro slik at de elektriske impulsene fikk målt ulike verdier i kroppen. TP varmet deretter opp i ca. 10-15 minutter på ergometersykkel som generell oppvarming. De fikk instruksjon om å ligge på 100 watt (W) med 70 RPM. For å ha et utgangspunkt til å sette prosentvis belastning på de eksperimentelle dagene, utførte hver TP en 1RM test i beinpress. Ved at alle drev aktivt med styrketrening hadde de et klart bilde av sin egen 1RM i knebøy.

Etter den generelle oppvarmingen ble det plassert EMG på musklene. TP satte seg deretter i keiserapparatet med 90 graders knevinkel. Her ble et goniometer benyttet for å finne den

riktige vinkelen (**Figur 2**). For å finne 1RM i beinpress ble Seo et al. (2012) sin prosedyre brukt som et utgangspunkt. TP ble gjort kjent med bevegelsesmønsteret ved å gjennomføre 8-10 repetisjoner med lett motstand (<50% av forventet 1RM) som spesiell oppvarming. Etter ett minutt hvile utførte TP repetisjoner med økende belastning, helt til de fant sin 1RM. Dette tok gjennomsnittlig 6-8 forsøk. Mellom hvert forsøk på tung belastning fikk de 3-5 minutters hvile, slik at de kunne yte maksimalt ved neste forsøk.

**Figur 2. Viser TP i In-Body scan 770 apparatet og goniometer som ble brukt til å måle 90 graders vinkel i kneleddet.**



### **3.5 Testprosedyre eksperimentelle dager**

TP møtte opp til to forskjellige tidspunkt på eksperimentell dag i beinpress og knebøy. Gruppe 1 gjennomførte testene fra kl. 12:00-15:00, mens gruppe 2 gjennomførte testene fra kl. 15:30-18:30. Samme oppvarmingsprotokoll som på tilvenningsdagen ble gjennomført under begge testdagene. Ut fra den maksimale repetisjonen de fant på tilvenningsdagen ble det utarbeidet ulike belastninger på 20, 40, 60, 80 og 90% av 1RM. Hver TP utførte minimum to repetisjoner med maksimal mobilisering på hver belastning. Mellom hver repetisjon ble det

gitt tre minutters pause, noe som er et typisk trekk ved maksimal og eksplosiv styrketrening (Raastad et al., s.123).

I beinpress fikk TP instruksjon om å sette seg i apparatet og plassere beina på fotplaten. Apparatet ble stilt inn slik at alle hadde 90 grader i knevinkel (**Figur 3A**). Øvelsen ble deretter utført bilateralt med maksimal mobilisering. I knebøy fikk TP instruksjon om å plassere vektstangen (IWF Eleiko Weightlifting competition bar, vekt 20kg, lengde 2200mm) høyt oppe på ryggen, og holde overkroppen mest mulig loddrett gjennom løftet (**Figur 3B**). Deretter gjorde de en kontrollert eksentrisk bevegelse ned til 90 graders knevinkel. Denne knevinkelen var målt i forkant av øvelsen og satt ved hjelp av vektskiver (IWF Eleiko Weightlifting competition plates). I bunnposisjon gjorde TP et markant stopp for å hindre en elastisk effekt eller strekk-refleks (Migliaccio et al., 2018), for så å løfte en konsentrisk fase med maksimal mobilisering. EMG målingen måtte tas manuelt ved hvert løft (**Figur 3C**). TP fikk derfor signal fra testleder når målingen ble startet. Deretter ble øvelsen utført, og når løftet var avsluttet stanset testleder målingen. Slik ble det sikret at EMG målingene ble registrert for hvert løft.

**Figur 3. Viser TP i keiser (3A), knebøy (3B) og praktisk utførelse av EMG måling (3C).**



### **3.6 MVIC som normaliseringsmetode**

For å sammenligne EMG aktivitet i samme muskel på forskjellige dager, på forskjellige individer, eller mellom ulike muskler, må man normalisere aktiveringen. Dette gjøres vanligvis ved å dividere EMG signalet med en referanseverdi man har hentet fra den samme muskelen (Halaki & Ginn, 2012, s.177). Denne verdien kan igjen multipliseres med 100 for å få verdien i prosent. I dette studiet ble en MVIC test brukt som en referanseverdi for å normalisere EMG data som ble hentet fra de ulike testdagene. TP gjennomførte MVIC testen som avsluttende del av tilvenningsdagen. Første steg i en slik test er å finne en vinkel som gir gode målinger for muskelen som skal testes (Konrad, 2005, s. 30). I dette tilfellet var det 90 grader for quadriceps, og 30 grader for hamstrings (Konrad, 2005, s.32). For å finne MVIC i VM og VL ble keiser apparatet brukt. Her ble det skrudd på maks belastning for å sikre at testen ble gjennomført isometrisk. TP fikk beskjed om å gradvis øke kraften i 3 sekunder til de nådde sin maksimale kraftutvikling. Deretter fikk de instruks om å holde kraften vedlike i ytterligere tre nye sekunder, for så å umiddelbart slappe av i muskulaturen (Konrad, 2005, s. 30). For å finne MVIC i BF gjennomførte TP samme prosedyre med en knevinkel på 30 grader i et leg curl apparat.

### **3.7 Utmattelse i beinpress og knebøy**

Utmattelsestesten ble gjennomført som avsluttende del på hver av de eksperimentelle dagene. Etter at TP var ferdig med å utføre sin siste repetisjon på 90% i beinpress og knebøy, fikk de 15 minutters hvile. Deretter løftet de 80% av 1RM til utmattelse. Utmattelse vil i denne sammenheng være helt til de ikke lenger klarte å løfte en konsentrisk fase. Tilsvarende belastning er brukt i ulike studier med muskelutmattelse (Schoenfeld et al., 2014; Brice et al., 2019). Alle TP løftet knebøy testen med løftebelte. Zink et al. (2001) viser til at det forekommer ingen signifikante forskjeller i muskelaktivering av VL og BF ved bruken av løftebelte i en knebøy. For å sikre at begge øvelsene ble utført i likt tempo ble det brukt et metronom. En hastighet på 45 BPM (beats per minute) ble observert som et godt tempo for gjennomførelse i begge øvelsene.

### 3.8 Overflate elektromyografi under testing

EMG som ble benyttet i studiet var av typen Noraxon (Noraxon U.S.A. Inc.). Noraxon systemet består av en Desktop DTS (Direct transmission system) som mottar trådløse målinger fra Research DTS sensorer. Sensoren mottar signaler fra elektroder festet til huden, hvor det ble brukt Noraxon Dual Electrode (4cm x 2.2cm). Når overflate EMG skal benyttes til testing kan det oppstå mange feilkilder. Dette kan føre til at signalet endrer form og karakteristika, noe som igjen kan føre til misvisende resultater. I følge Konrad (2005, s.11) finnes det ulike faktorer som kan påvirke EMG. En påvirkende faktor er testpersonens fettprosent. Denne faktoren kan variere i stor grad mellom ulike testpersoner og på ulike steder av kroppen. Et tykkere fettvev kan føre til svakere signaler. En annen faktor som kan påvirke signalet, og som er svært typisk for overflate EMG, er fysiologisk cross-talk. Cross-talk viser til at nærliggende muskler kan føre til at EMG signalet forstyrres. Ved å plassere overflate EMG settes ikke elektroden direkte inn i muskelen, slik som ved intramuskulær EMG (Farina & Negro, 2012, s.3). Det vil dermed være en større risiko for cross-talk ved overflate EMG. I tillegg til dette kan testing som utføres ved dynamiske eller eksplosive øvelser føre til at elektroder og ledninger løsner. Alle avstandsendringer mellom elektroden og plasseringen på huden kan føre til et endret EMG signal. Videre kan også ekstern støy og kvaliteten på utstyret bidra til kvaliteten på testen (Konrad, 2005, s.11). For å sikre en valid og reliabel test er det derfor nødvendig å følge klare retningslinjer for klargjøring og plassering av overflate EMG.

**Figur 4. Viser utstyr som ble brukt direkte på testpersonen. Fra venstre: Research DTS sensor, dobbeltsidig teip til sensor og Noraxon dual electrode.**





### 3.8.1 Klargjøring av hud

Kvaliteten på EMG målinger avgjøres i stor grad av hvor godt man klargjør huden før elektrodene skal plasseres. Man klargjør huden før testing for å sikre at elektrodene sitter stabilt, og at hud-impedansen er lav rundt områdets elektrodeplassering (Konrad, 2005, s.21). For å sikre minst mulig signalforstyrrelser ble Konrad (2005, s.14) sine retningslinjer tatt i bruk. Det første som ble gjort var å fjerne kroppshår med en tørrbarberingshøvel der elektrodene skulle plasseres. Deretter ble det påført rengjøringskrem (ECG preparation cream “custo prep” 40002) som fjernet døde hudceller og rensset huden for urenheter og svette. Da huden var ferdig rengjort fikk den en lett rød farge. Dette var en indikasjon på at prosessen var nøye gjennomført (Konrad, 2005, s.14).

*Figur 5. Viser rengjøringskrem brukt på testpersonene.*



### 3.8.2 Plassering av sensorer og elektroder

Over de siste tiårene har kunnskapen rundt overflate EMG og bruken av dette økt i stor grad. SENIAM sine anbefalinger står sentralt i Europa for elektrodeplassering ved bruk av overflate EMG (Hermens et al., 2000). For å lokalisere muskler og plassere elektroder ble dermed SENIAM sine anbefalinger brukt. Alle TP ble bedt om å stille med tøy hvor man enkelt kan nå ulike muskler i hofteregionen. For å lokalisere quadriceps musklene sto TP oppreist og gjorde en fleksjon av fremside lår. På VM ble elektroden festet ved omlag 80% av en vinkelrett linje, mellom anterior spina iliaca superior og det mediale sideligamentet i kneet. Elektroden på VL ble festet på  $\frac{2}{3}$  av linjen mellom anterior spina iliaca superior og den laterale siden av patella. Deretter la TP seg på magen og gjorde en fleksjon i bakside lår. Elektroden på BF ble plassert ved 50% av linjen mellom tuber ischiadicum og den laterale epicondylen av tibia.

**Figur 6. Viser elektrodeplassering. Venstre bilde: elektrodeplassering vastus medialis og vastus lateralis. Høyre bilde: elektrodeplassering bicep femoris.**



### **3.8.3 Sikring av sensor- og elektrodeplassing**

Sensorene ble sikret ved bruk av tosidig teip (**Figur 4**). Dersom en av TP fikk løse sensorer eller kabler ble det brukt sportsteip for å ytterligere sikre sensorene. Dette sørget for at elektrodene var godt festet til huden for å minimere uønskede bevegelser som kan føre til feilkilder. Etter Konrad (2005, s.18) sine anbefalinger ble det ikke festet noen som helst form for teip over selve elektroden. Hvor man velger å plassere elektroden på muskelen har stor effekt på verdiene man får (Hermens & Freriks, 1997). Ettersom det ble gjennomførte tester på forskjellige dager, ble det markert med tusj rundt elektroden for å sikre at plassering var lik på alle testdagene.

### **3.8.4 Signalsjekk**

For å sikre at EMG målingene var pålitelige ble det gjennomført en signalsjekk før hvert løft. TP fikk først beskjed om å kontrahere quadriceps, for så å gjøre en kontraksjon i hamstrings. Dette ble gjort for å se at muskelaktivering samsvarte med EMG signalene på datamaskinen. For å sikre at det ikke var noe støy på signalene, fikk TP beskjed om slappe fullstendig av i muskulaturen der elektrodene var plassert. Dersom signalene ikke oversteg 10-15 mikrovolt var dette en indikasjon på at det ikke var noen tydelige forstyrrelser på EMG systemet (Konrad, 2005, s.22).

## **3.9 Etiske vurderinger**

Når man skal gjennomføre et kvantitativt studie og bruke testing av deltakerne som innsamlingsverktøy, må deltakernes anonymitet ivaretas. Alle deltakerne har blitt anonymisert i studiet. Hver TP har fått et nummer fra 1-8 hvor de er gjort ugjenkjennelige. Det var derfor ikke nødvendig med en søknad til NSD. Alle TP har fått et informasjonsskriv med rammer for prosjektet, og de har underskrevet et samtykkeskjema på at deres personopplysninger kunne brukes anonymt i prosjektet. De hadde også muligheten til å trekke seg fra studiet dersom de ønsket det.

Da testene ble gjennomført var det viktig å opprettholde gode smitteverntiltak for å sikre at ingen TP ble smittet av Covid-19. Dette ble gjort gjennom god håndhygiene, minst 1 meters avstand mellom hver TP, og godt renhold av utstyr, apparater og overflater

(Folkehelseinstituttet, 2020). TP ble i tillegg delt i to grupper for å hindre at det var for mange personer på styrkerommet til samme tid.

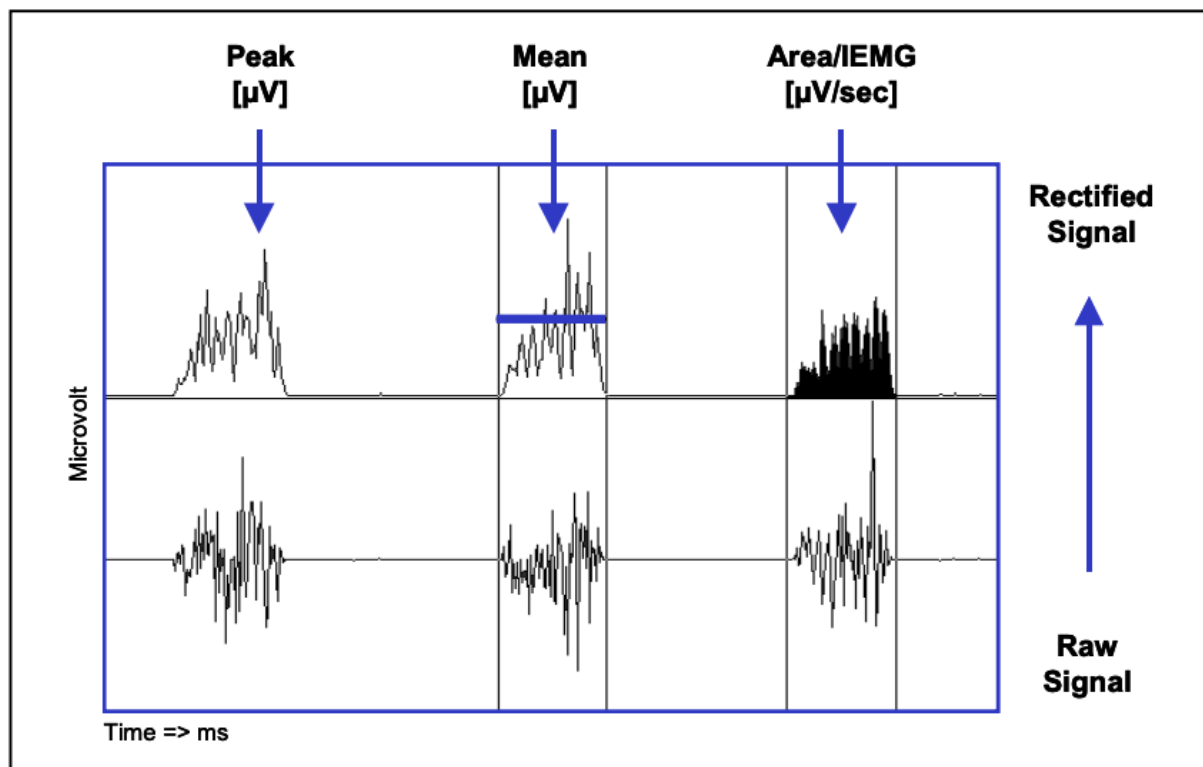
### 3.10 Innsamling og behandling av data

Gjennom forsøkene har det blitt samlet inn store mengder data fra de ulike løftene. Det ble også valgt å bruke to repetisjoner fra hver belastning, for å øke reliabilitet og få et bedre gjennomsnitt av målingene (Konrad 2005, s.36). Alle verdier er samlet inn som  $\mu\text{V}$  fra muskelens aktivitet. Verdier i Noraxon vises i første omgang som et “raw emg signal” (Figur 7). Et slikt signal brukes kun i begrensede sammenhenger (Halaki & Ginn, 2012, s.176), ved at det blant annet har en gjennomsnittsverdi tilsvarende null. Det var derfor ønskelig å forbedre signalet ved å gjøre endringer som fører til økt reliabilitet og validitet i målingen.

*Figur 7. Raw EMG signal og utbedret EMG signal, av P. Konrad, 2005, s.39*

*(<https://www.researchgate.net/publication/270895853> The abc of emg).*

ISBN 0-977162214



I Noraxon ble verdiene utbedret og jevnet ut gjennom “rectification and smoothing” (Figur 7), noe som fører til at alle negative signaler blir “flyttet opp” og vist som positive verdier, og

at lite hensiktsmessige verdier blir minimalisert (Konrad, 2005, s.26-27). Dette er gunstig ved at man ønsker å ta sikte på signalene som bidrar til muskelkontraksjonen. I dette studiet var det interessant å analysere den konsentriske fasen, og EMG-målingene måtte derfor avgrenses. Dette ble gjort ved visuell inspeksjon hvor det ble redegjort for når muskelen startet aktiveringen, og når den konsentriske aksjonen ble avsluttet (Raez et al., 2006). Løftene på de lettere belastningene ble avgrenset til ca. 0,5 sekunder, mens de tyngre løftene ble avgrenset til ca. 1 sekund. Det ble deretter utarbeidet en mean og en peak verdi fra den konsentriske fasen.

Utbedrede EMG verdier av peak og mean ble først hentet ut fra Noraxon. Deretter ble de lagt inn i Microsoft Excel (Microsoft Excel versjon 16.43.20110804), og normalisert ved bruk av referanseverdien MVIC. Når alle data var plassert systematisk i Excel, ble de deretter eksportert videre til SPSS (SPSS Statistics, versjon 26.0.0.0). I SPSS ble det gjort t-tester på belastningene i beinpress og knebøy. For å se om det var signifikante forskjeller i aktiveringsgrad ble signifikansnivået satt til  $P < 0.05$ . Dette gir et konfidensintervall på 95% som viser til feilmarginer eller hvor pålitelig testen er.

Etter å ha foretatt t-tester på både peak og mean verdier i SPSS, viste mean verdiene flere troverdige signifikante forskjeller. Ettersom Konrad (2005, s.39) og Halaki og Ginn (2012, s.185) viser til at en mean verdi er mindre sensitiv for ulike variabler, og at denne verdien fungerer bedre i analyser som sammenligner en selektert muskel, benyttes derfor mean verdier i resultatene.

### **3.11 Validitet og reliabilitet i studiet**

En god test kjennetegnes ved at den er gjennomført med høy kvalitet. To nøkkelfaktorer som påvirker testens kvalitet er validiteten og reliabiliteten. Validitet viser til testens gyldighet. Tester er valide når testen har stor relevans til egenskapen vi ønsker å måle. Reliabilitet viser til testens pålitelighet. En reliabel test er målesikker og reproduserbar, og kan styrkes ved at man får likt resultat ved å utføre den flere ganger (Raastad et al., 2010, s. 139-140). Dersom en test skal ha høy reliabilitet kreves det nøye planlegging og god struktur i gjennomførelsen (Fangen & Sellerberg, 2011, s. 82-83).

I dette studiet utføres beinpress i et horisontalt plan og knebøy i et vertikalt plan. Det ble satt en 90 graders knevinkel ved hjelp av et goniometer, slik at det ble en lik grense på dybde i

løftene. TP fikk heller ikke mulighet til å bruke fottøy under noen av testene, ved at ulikt fottøy kan ha en innvirkning i ulike løft (Whitting et al., 2016). Keiser apparatet bidro til å kvalitetssikre målinger ved at man har mulighet for å stille inn eksakt motstand tilsvarende 1RM, og at øvelsen stiller lite krav til teknikk. Utførelsen ble styrket ved at alle TP var godt kjent med knebøy og hadde tidligere erfaringer med beinpress. Et løft som innebærer en eksentrisk fase vil ha en stor innvirkning på kraften man produserer i den konsentriske fasen (Miyaguchio & Demura 2008; Raastad et al., 2010, s.15). I et keiser apparat vil ikke TP kunne utnytte den eksentriske fasen ved at man starter løftet i bunnposisjon. Øvelsene ble derfor gjort tilnærmet like ved at den eksentriske fasen i knebøy ble ekskludert. Dette ble gjort ved at TP fikk instruksjon om å gjøre en kontrollert eksentrisk bevegelse ned til 90 graders knevinkel, og deretter gjøre et markant stopp. De kunne dermed ikke nyttiggjøre seg av den elastiske eller plyometriske effekten en eksentrisk fase fører til.

### **3.11.1 Visuell inspeksjon av EMG signalet**

Hvordan man avgrensner EMG målinger har betydning for gjennomsnittsverdien i analyseintervallet. Ræz et al. (2006) viser til at visuell inspeksjon er den vanligste metoden for å avgrense et EMG-signal. Han påpeker også at dette bør utføres av en "EMG-ekspert", eller en person med god erfaring innenfor EMG. I dette studiet ble det gitt en kort innføring til de testansvarlige i hvordan man avgrensner et EMG-signal av en ekspert på dette området. Ved at ingen av de testansvarlige i dette studiet var en "EMG ekspert", kunne dette blitt lært ytterligere før signalene skulle avgrenses. Signalene som ble avgrenset var derimot tydelige, og det var relativt enkelt å se når musklene startet og avsluttet muskelarbeidet. Hvert løft på de lavere belastningene ble som tidligere nevnt avgrenset til ca. 0,5 sekunder, mens hvert løft på de tyngre belastningene ble avgrenset til ca. 1 sekund. Ved at det tar lengre tid å løfte tyngre motstander kan dette muligens styrke at den visuelle avgrensningen ble gjennomført på en god måte.

### **3.11.2 Feilkilder overflate EMG**

Konrad (2005, s.11) viser til at alle avstandsendringer mellom elektroden og plasseringen på huden kan føre til et endret EMG signal. Noen av TP hadde en tendens til å slippe fotplaten og dermed ikke bremse bevegelsen i keiserapparatet. Dette kan ha ført til vibrasjoner i beina og bevegelse på elektrodene som kan ha påvirket signalene. Elektrodeplasseringen ble derimot sjekket mellom hvert løft slik at de satt tilstrekkelig, og at de ikke endret plassering

fra tusjmerkene. I tillegg ble ledninger sikret med teip. Elektrodene ble også forsøkt plassert nøyaktig på samme sted mellom de ulike dagene, ved at det ble satt tusjmerke rundt elektrodens plassering.

I følge Farina og Negro (2012, s.3) vil det spesielt ved noninvasiv/overflate EMG være stor risiko for fysiologisk cross-talk. Dette studiet kan ikke garantere at andre nærliggende muskler slik som semitendinosus og semimembranosus påvirket målingene til BF, eller at rectus femoris eller vastus intermedius påvirket VM og VL målingene. Denne feilkilden kunne mer eller mindre vært utelukket hvis det hadde vært benyttet invasiv/intramuskulær EMG, men dette utstyret var ikke tilgjengelig. Det ble likevel fulgt retningslinjer fra SENIAM da elektrodene ble plassert på hver av TP.

Elektrodeplasseringen bør i følge Konrad (2005, s.17) plasseres etter muskelens fiberretning. Ved at muskler har ulik arkitektur og fiberretninger vil det dermed være noe forskjeller blant VM, VL og BF. Elektrodene ble plassert likt på alle TP som deltok i studiet, og elektroden på BF og VL ble plassert riktig i forhold til deres fiberretning. I ettertid ser vi at elektroden på VM kunne blitt plassert i en noe mer skråstilt retning (Konrad, 2005, s.19), ut fra hvordan den ble plassert (**Figur 6**).

## 4.0 Resultat

I denne delen vises data som er samlet fra de åtte TP i studiet. To repetisjoner fra hver av de ulike belastningene i beinpress og knebøy er samlet. Verdiene er hentet fra musklene vastus medialis, vastus lateralis og bicep femoris. I tillegg vises resultat fra første og siste repetisjon i utmattelses testen. Studier som benytter elektromyografi til å sammenligne muskelaktivitet viser ofte resultatene gjennom  $\mu\text{V}$  med standardavvik og/eller normaliserte verdier ut fra en referanseverdi. Det er derfor valgt å vise resultater både som gjennomsnittlige mean verdier  $\pm$  standardavvik og normaliserte verdier gjennom % av MVIC.

**Tabell 2. Viser hver muskel ved % av 1RM og gjennomsnittlig aktivering i mikrovolt med standardavvik. Tabell viser også signifikante forskjeller markert med \*.**

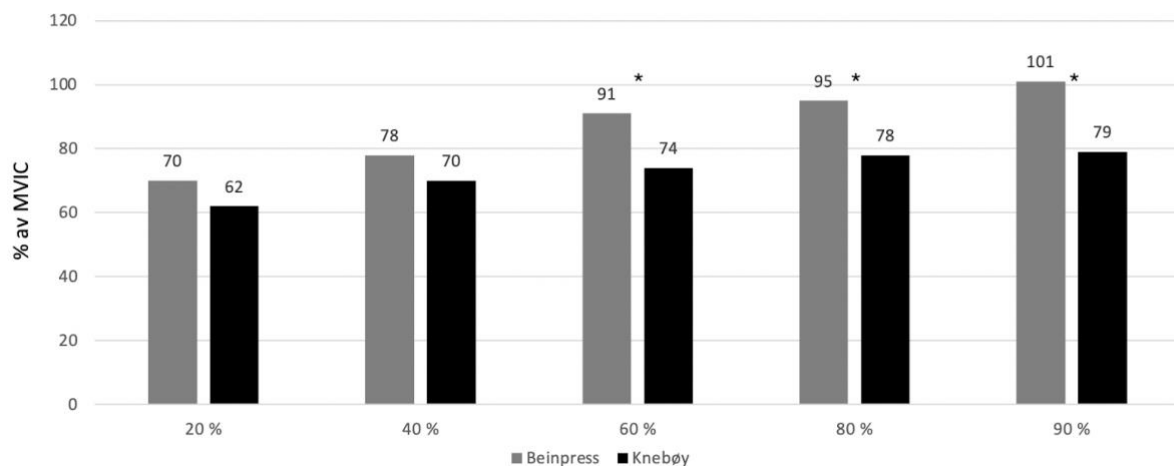
% av 1RM og muskel	Gj. $\pm$ SD ( $\mu\text{V}$ )		P < .05
	Beinpress	Knebøy	
20% VM	307 $\pm$ 85	282 $\pm$ 98	.185
20% VL	251 $\pm$ 49	256 $\pm$ 105	.845
20% BF	74 $\pm$ 28	64 $\pm$ 30	.106
40% VM	330 $\pm$ 98	320 $\pm$ 120	.305
40% VL	279 $\pm$ 85	283 $\pm$ 108	.914
40% BF	80 $\pm$ 29	72 $\pm$ 30	.165
60% VM	391 $\pm$ 120	333 $\pm$ 117	.014*
60% VL	346 $\pm$ 108	300 $\pm$ 112	.013*
60% BF	85 $\pm$ 42	85 $\pm$ 41	.936
80% VM	404 $\pm$ 103	352 $\pm$ 150	.005*
80% VL	369 $\pm$ 154	236 $\pm$ 138	.018*
80% BF	76 $\pm$ 46	94 $\pm$ 38	.065
90 % VM	436 $\pm$ 150	356 $\pm$ 158	.005*
90 % VL	396 $\pm$ 152	341 $\pm$ 156	.008*
90 % BF	76 $\pm$ 43	96 $\pm$ 50	.024 *

VM = vastus medialis, VL = vastus lateralis, BF = bicep femoris.



## 4.1 Vastus medialis

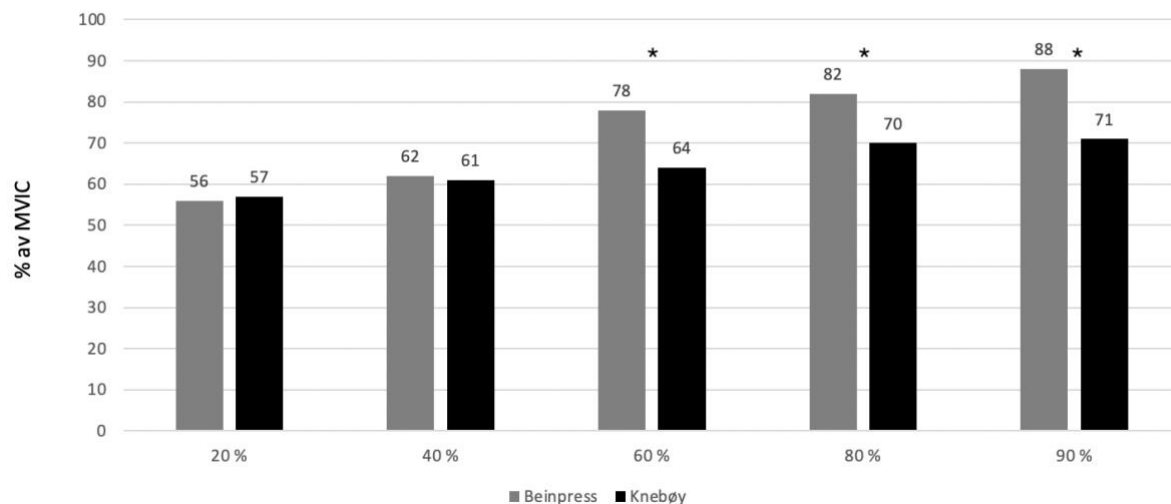
*Figur 8. Viser aktivering i % av MVIC av vastus medialis i beinpress og knebøy ved belastning på 20, 40, 60, 80 og 90% av 1RM. Signifikante forskjeller er markert med \*.*



T-testene viser ingen signifikante forskjeller ved 20% ( $P < .185$ ) og 40% ( $P < .305$ ). Ved 60% og 80% aktiveres vastus medialis 17% mer i beinpress enn i knebøy (60%:  $P < .014$ , 80%:  $P < .005$ ), og på 90% aktiveres vastus medialis 22% mer i beinpress enn i knebøy ( $P < .005$ ). (Figur 8).

## 4.2 Vastus lateralis

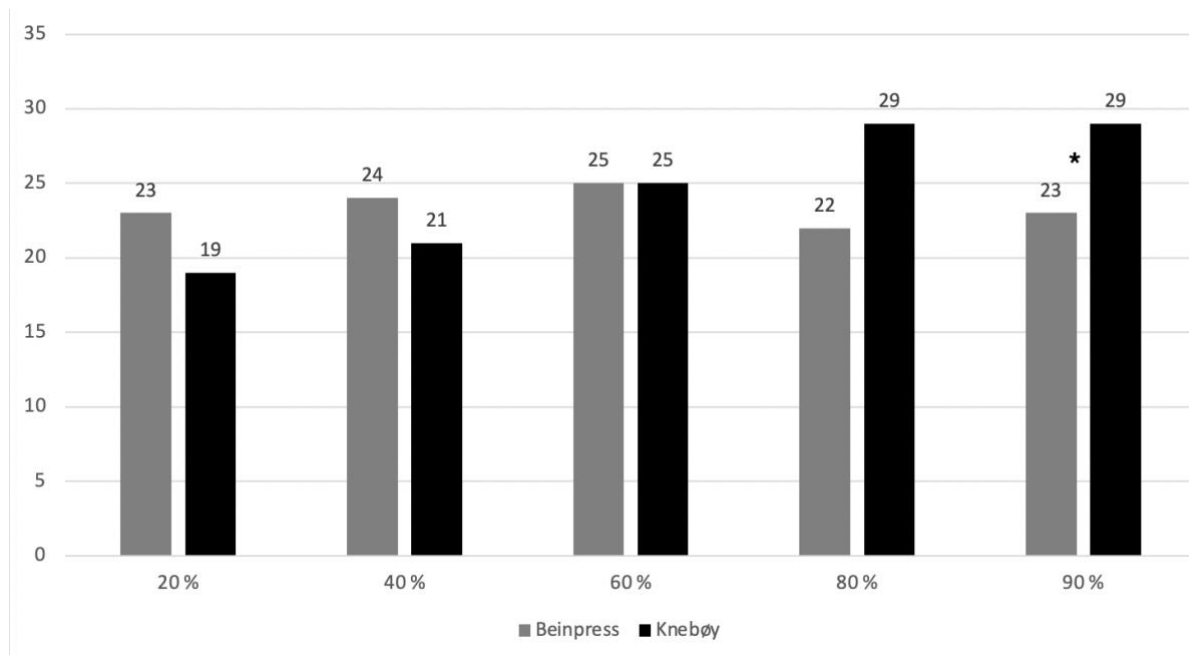
**Figur 9. Viser aktivering i % av MVIC av vastus lateralis i beinpress og knebøy ved belastning på 20, 40, 60, 80 og 90% av 1RM. Signifikante forskjeller er markert med \*.**



T-testene viser ingen signifikante forskjeller ved 20% ( $P < .845$ ) og 40% ( $P < .914$ ). Ved 60% aktiveres vastus lateralis 14% mer i beinpress enn i knebøy ( $P < .013$ ). Ved 80% aktiveres vastus lateralis 12% mer i beinpress enn i knebøy ( $P < .018$ ). Ved 90% aktiveres vastus lateralis 17% mer i beinpress enn i knebøy ( $P < .008$ ) (**Figur 9**).

### 4.3 Bicep femoris

*Figur 10. Viser aktivering i % av MVIC av bicep femoris i beinpress og knebøy ved belastning på 20, 40, 60, 80 og 90% av 1RM. Signifikante forskjeller er markert med \*.*



T-testene viser ingen signifikante forskjeller ved 20% ( $P < .106$ ), 40% ( $P < .165$ ), 60% ( $P < .936$ ) og 80% ( $P < .065$ ). T-testene viser signifikante forskjeller ved 90% ( $P < .024$ ).

## 4.4 Utmattelse i beinpress og knebøy

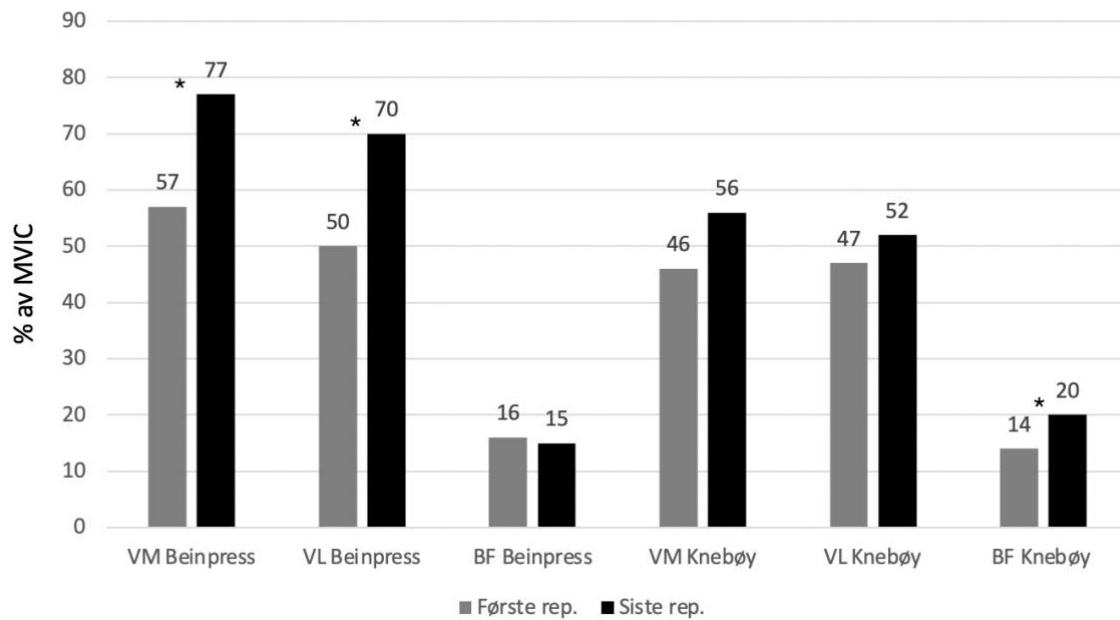
*Tabell 3. Viser gjennomsnittlig aktivering i mikrovolt med standardavvik på første og siste repetisjon av utmattelsestest. Tabell viser også signifikante forskjeller ved første og siste repetisjon markert med \*.*

Muskel og øvelse	Gj. $\pm$ SD ( $\mu$ V)		P < .05
	Første repetisjon	Siste repetisjon	
VM Beinpress	249 $\pm$ 72	332 $\pm$ 119	.032*
VL Beinpress	225 $\pm$ 65	297 $\pm$ 75	.039*
BF Beinpress	53 $\pm$ 22	47 $\pm$ 27	.639
VM Knebøy	211 $\pm$ 95	240 $\pm$ 125	.246
VL Knebøy	218 $\pm$ 91	223 $\pm$ 81	.404
BF Knebøy	44 $\pm$ 19	67 $\pm$ 29	.002*

VM = vastus medialis, VL = vastus lateralis, BF = bicep femoris

TP gjennomførte gjennomsnittlig 22,5  $\pm$  4.0 (min: 17, max: 30) repetisjoner i beinpress, og gjennomsnittlig 22.6  $\pm$  5.9 (min: 17, max: 35) repetisjoner i knebøy.

**Figur 11. Viser aktivering i % av MVIC av alle muskler ved utmattelsestest i beinpress og knebøy. Signifikante forskjeller er markert med \*.**



T-testene viser ingen signifikante forskjeller i BF i beinpress ( $P < .639$ ). T-testene viser ingen signifikante forskjeller i VM ( $P < .246$ ) og VL ( $P < .404$ ) i knebøy. T-testene viser signifikante forskjeller i aktivering av VM ( $P < .032$ ) og VL ( $P < .039$ ) i beinpress. Både VM og VL aktiveres 20% mer i siste repetisjon i første repetisjon i beinpress. T-testene viser også signifikante forskjeller i BF i knebøy ( $P < .002$ ), hvor det ved siste repetisjon aktiveres 6% mer.

## 5.0 Diskusjon

### 5.1 Hovedfunn i oppgaven

I dette studiet ble muskelaktivering i de to øvelsene knebøy og beinpress sammenlignet ved innsamling av data fra musklene vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL) og bicep femoris (BF). Resultatene viste at det var signifikant høyere quadriceps aktivering i beinpress på 60% (VM: 17%, VL: 14%), 80% (VM: 17%, VL: 12%) og 90% (VM: 22%, VL: 17%) av 1RM. Knebøy viste signifikant høyere hamstrings aktivering ved 90% (BF: 6%) av 1RM. Resultatene viste ingen signifikante forskjeller ved løft på 20 og 40% av 1RM. Resultatene viser også at å gjennomføre øvelsen beinpress til utmattelse vil aktivere quadriceps i signifikant høyere grad (VM & VL: 20%), mens å utføre knebøy til utmattelse vil føre til signifikant økt aktivering i bicep femoris (BF: 6%).

#### 5.1.1 Maksimal mobilisering fører til lite aktiveringsforskjeller på lavere belastninger

Raastad et al. (2010, s.29) viser til et unntak av Henneman et al. (1965) sitt rekrutteringsprinsipp, nemlig ved eksplosive muskelaksjoner. Eksplosivt muskelarbeid kan knyttes tett med maksimal mobilisering, hvor utførelsen er preget av maksimal kraft og hastighet. Et slikt muskelarbeid vil da i følge Raastad et al. (2010, s.29) kunne føre til at alle de motoriske enhetene bli rekruttert samtidig, og det er dermed tenkelig at det oppstår lite aktiveringsforskjeller dersom en utøver utfører to ulike løft med forskjellig belastning. Tillaar et al. (2019) setter dette på spissen hvor maksimal mobilisering blir benyttet i knebøy. I dette studiet oppnår utøveren tilsvarende muskelaktivering i blant annet VL fra 30-90% av 1RM, og fra 40-60% og 70-90% på VM. Tillaar konkluderer med at samme muskelaktivering oppnås på de ulike belastningene på grunn av at øvelsen utføres med maksimal mobilisering, og at maksimal løfthastighet kan kompensere for belastningen som ligger på stangen. Likevel har vårt studie ikke funnet signifikante forskjeller på de lavere belastningene, noe Schoenfeld (2013) viser til. Han viser til at det muligens finnes en minimum intensitets terskel for at styrketrening skal ha en positiv effekt hos godt trente utøvere. Studiet peker på at lavere intensitet slik som 20 og 30% av 1RM ikke fremkaller et fullt spekter i rekruttering og aktivering av de motoriske enhetene, sammenlignet med tyngre belastninger over 60% av 1RM. Schoenfeld (2013) tar likevel ikke maksimal mobilisering i betraktning, og viser til at det mangler forskning på denne minimums intensitets terskelen, spesielt hos godt trente utøvere.

Med dette kan vi tenke oss at en moderat belastning må til for at det skal gi et utslag på muskelaktiviteten. En lav belastning slik som 20 og 40% av 1RM stiller muligens ikke store nok krav til muskulaturen, slik at det ikke blir store forskjeller i muskelaktivering. Det må antakelig en viss belastning til for at de nevro-muskulære funksjonene og muskelaktiveringen skal få en utfordring når øvelsen utføres med maksimal mobilisering. Vi kan dermed tenke oss at 20 og 40% av 1RM var for lav belastning til at det skulle utgjøre en signifikant forskjell i aktiveringsgrad mellom øvelsene.

### **5.1.2 Høyere quadriceps aktivering i beinpress og høyere hamstrings aktivering i knebøy**

I dette studiet ble funnet signifikant høyere aktivering i øvelsen beinpress, på musklene VM (**Figur 8.** 60 & 80% av 1RM: 17%, 90% av 1RM: 22%) og VL (**Figur 9.** 60% av 1RM: 14%, 80% av 1RM: 12%, 90% av 1RM: 17%), noe som samsvarer med hypotese 1. I knebøy ble det påvist signifikant høyere aktivering i BF (**Figur 10.** 90% av 1RM: 7%), noe hypotese 2 antydte.

Frivekter og stasjonære apparater stiller som tidligere nevnt i teorien ulike krav til utøveren. Frivektsøvelsen knebøy vil stille større krav til teknisk utførelse enn en beinpress. I en knebøy vil TP befinne seg i en mer ustabil posisjon og kroppen må naturlig holdes oppreist. Dette kan føre til at flere muskelgrupper bidrar til bevegelsen, slik som setemuskulatur (gluteus maximus) og stabiliserende muskler i buk og rygg. Anderson og Behm (2005) viser i resultatene sine til det store bidraget fra bukmusklene og stabiliserende muskulatur i ryggen som erector spinae i tre ulike former for knebøy. I tillegg viser Tillaar et al. (2019) til at spesielt gluteus maximus og semitendinosus aktivering øker i takt med økt belastning i en knebøy med frie vekter. Beinpress er derimot konstruert slik at utøveren blir isolert i apparatet, noe som kan føre til at stabiliserende muskulatur bidrar i mindre grad, og at agonistene dermed kan yte etter beste evne. Dette er trolig en av de viktige grunnene til at det er funnet signifikante forskjeller, ved at det var et mindre bidrag fra støttemuskulatur og setemuskulatur i beinpress. Denne påstanden kunne blitt styrket i større grad dersom det hadde vært plassert elektroder på sete- og kjernemuskulatur, som gluteus maximus og muskulatur i buk og rygg.

I en knebøy vil det være større rom for å endre utførelse og løftebane, ved at man ikke er isolert i apparatet slik som i beinpress. Kritz et al. (2009) viser blant annet til kompleksiteten i knebøy, hvor det finnes flere faktorer som kan sette begrensninger i utførelsen til utøveren.

Dette kan for eksempel være utøverens ankel- og hoftemobilitet og knestabilitet. I tillegg til dette vises det til et sentralt bidrag fra kjernemuskulaturen, slik som Anderson & Behm (2005). Yavuz og Erdag (2017) viser tydelig i studiet sitt at knebøy med tyngre belastninger kan endre løftebanen ved at utøveren kan ha en tendens til å bli mer fremoverlent, noe som kan gi større aktivering i VM og gluteus maximus. Da resultatene i vårt studie viste signifikant forskjell ved 90% av 1RM i BF, kan dette tyde på at TP løftebane ble endret i noen grad. Dette er ved at BF bidrar til å ekstendere hoften. I tillegg til dette viste dataene også store forskjeller på 80% av 1RM i BF. Men disse funnene var likevel ikke statistisk signifikante, trolig grunnet større standardavvik på 90% av 1RM (**Tabell 1:** Beinpress 80%  $76 \pm 46$ , knebøy 80%  $94 \pm 38$  vs beinpress 90%  $76 \pm 43$ , knebøy 90%  $96 \pm 50$ ). Påstanden om endret løftebane i knebøy er dermed et tidligere rapportert funn, og dette kunne blitt styrket hvis det ble tatt videoopptak av TP og utførelsen deres.

Escamilla et al. (2001) er en av få som har sammenlignet muskelaktivering i knebøy og beinpress. Hensikten med dette studiet var primært å se hvilken effekt ulike teknikker som lav og høy, og bred og smal beinstilling har på muskelaktivering i underekstremiteten. Metoden brukt i Escamillas studie har noen likhetstrekk med vårt studie, hvor det er benyttet ti mannlige deltakere, men med flere års erfaring innenfor øvelsene (knebøy:  $10.1 \pm 7.7$  år, beinpress:  $9.0 \pm 8.3$  år). Det er i tillegg benyttet samme datainnsamlingsmetode og tilsvarende knevinkel (90-100 grader).

Ett av funnene til Escamilla viser til høyere quadriceps aktivering (20-60%) i en knebøy mot en beinpress når det løftes på 70-75% av 1RM. Det er også funnet høyere hamstrings aktivering (90-225%) i en knebøy ved den samme belastningen. Det er derimot ikke benyttet en belastning på 70-75% av 1RM i vårt studiet, men tilnærmet slik som 80%. Escamilla diskuterer lite rundt hvorfor resultatene i quadriceps og hamstrings aktivering er oppnådd, da hovedfokuset i oppgaven ligger på hvordan variasjoner i teknikken fører til endret muskelaktivering. Det er dermed få resultater og verdier å vise til fra Escamilla, men mulige metodiske årsaker til at resultatene både samsvarer og ikke.

Escamillas deltakere gjennomførte en 12RM test i knebøy før testperioden, mens våre TP rapporterte sin 1RM. Dette kan ha ført til at TP i vårt studie ikke gjennomførte knebøy helt etter sin nøyaktige 1RM, slik som Escamillas deltakere. En 1RM test i knebøy før testperioden ville derfor vært gunstig. Ved at Escamillas deltakere var eldre ( $29.6 \pm 6.5$  år vs.



23.0 ± 2.2 år), hadde opp mot det dobbelte av erfaring med styrketrening, og betydelig større kroppsvekt (93.5 ± 14.0 kg vs. 85.6 ± 13.7 kg), kan det tenkes at de hadde et bedre treningsgrunnlag og teknisk utførelse i knebøy. Dette kan igjen ha ført til høyere quadriceps aktivering ved at utøveren ikke endret løftebane i like stor grad ved de tyngre belastningene, slik som antatt i vårt studie.

## **5.2 Utmattelsestrening i knebøy og beinpress**

Det var også ønskelig å se om muskelaktiveringen endret seg fra første til siste repetisjon i beinpress og knebøy når øvelsene ble utført til utmattelse. Selv om quadriceps aktiveringen steg i begge øvelser fra første til siste repetisjon, viste det seg å bare være signifikante forskjeller i beinpress (20%). I tillegg til dette viste bicep femoris en signifikant økning i knebøy fra første til siste repetisjon (6%). At knebøy førte til signifikant høyere aktivering av BF kan forklares slik som tidligere, ved at det er tenkelig at TP endret løftebane mot siste repetisjon. Ved at quadriceps ble “utmattet” i knebøy var det dermed større rom for annen muskulatur til å ta over arbeidet.

Disse funnene kan muligens vise til at beinpress er en god øvelse for å oppnå stort metabolsk stress (Raastad et al, 2010, s.364) på quadriceps. Disse funnene kan igjen bidra til å gi dokumentasjon på at det å trene til utmattelse i øvelsen beinpress kan bidra til større aktivering av quadriceps, og muligens stimulere til muskelvekst gjennom denne type utmattelses trening. Funnene viser også at knebøy muligens ikke er like optimalt som beinpress for å trene til utmattelse på quadriceps, da det ikke er signifikant økning i quadriceps aktivering, og at bicep femoris aktiveringen stiger signifikant fra første til siste repetisjon.

### **5.2.1 Tidligere forskning på utmattelsestrening**

Trening av quadriceps til utmattelse vil i denne sammenheng antakelig gi et større utbytte i et beinpress apparat når muskelaktivering står i fokus. Det er ikke funnet noe forskning som sammenligner knebøy og beinpress til utmattelse opp mot hverandre, men vårt funn kan muligens styrkes gjennom tidligere studier. Schoenfeld et al. (2014) viser til at beinpress til utmattelse vil gi stor muskelaktivering av VM og VL på 75% av 1RM, mot å benytte lavere belastning på 30%. Dette funnet er forenelig med vårt funn, hvor beinpress med en belastning på 80% av 1RM kan regnes som en god øvelse for å øke muskelaktivering på VM og VL ved

utmattelses trening. Brice et al. (2019) viser gjennom sitt studie at det oppstår lavere knemoment i knebøy på 80% til utmattelse, og at hofte- og bekkenet kompenserer for reduksjonen i kneet. Dette funnet samsvarer med vårt funn, hvor det er tenkelig at BF gjennomgår kompenserende økninger mot siste repetisjon, trolig grunnet endret løftebane.

## 5.3 Metodediskusjon

### 5.3.1 Utvalg av TP

Åtte mannlige deltakere ble valgt ut fra fire kriterier: de var menn, hadde minimum ett års erfaring med styrketrening, god teknisk utførelse i øvelsene, og at de var skadefrie. Det var likevel stor variasjon i deltakerutvalget, med tanke på muskelmasse, høyde og vekt (**Tabell 1**). Det ble derfor sikret at alle TP utførte de ulike testene etter egne forutsetninger ved å gjennomføre en MVIC og 1RM test i beinpress på tilvenningsdagen, samt at de hadde selvrapporert 1RM i knebøy. Det som ikke ble tatt i betraktning var TP sin fettprosent. Inbody 770-testen viste store forskjeller i fettprosent hos de ulike deltagerne (6%-20%). I følge Ptaszkowski et al. (2019) og Konrad (2005, s.11) vil en høyere fettprosent føre til svakere EMG signaler, noe som ble tydeliggjort hos enkelte da det ble gjennomført signalsjekker.

### 5.3.2 Beinstilling i knebøy

TP valgte selv hvor de plasserte føttene sine da de utførte knebøy med ulike belastninger. De fikk denne muligheten ved at målet var å sammenligne aktivering i en naturlig knebøy opp mot en beinpress. Samtlige TP hadde minimum tre års erfaring med styrketrening (**Tabell 1**), og hver enkelt hadde utarbeidet sin egen personlige teknikk i knebøy. Hadde TP fått begrensninger i sin naturlige knebøy, ved at de eksempelvis utførte øvelsen med tilnærmet lik beinstilling som i en beinpress, ville dette sannsynligvis hemmet prestasjon. I følge McCaw og Melrose (1999) og Paoli et al. (2009) vil ikke ulik beinbredde i en knebøy ha innvirkning på muskelaktiveringen i quadriceps. Escamilla et al. (2001) viser gjennom sitt studie at ulik vinkel i føttene (0% abduksjon og 30% abduksjon) heller ikke utgjør noen forskjeller i muskelaktiviteten i quadriceps når man utfører en knebøy. Vi kan med dette tenke oss at TP individuelle beinstilling i knebøy ikke hadde noe stor virkning på muskelaktivering i quadriceps muskulaturen. McCaw og Melrose (1999) viser i tillegg til resultatet i quadriceps at muskelaktiveringen i gluteus maximus øker når knebøy blir utført med bred beinstilling. Dette kan indikere at TP som utførte knebøy med bredere beinstilling hadde noe større

aktivering i gluteus maximus. Dette ble imidlertid ikke målt, da det ikke ble plassert EMG på gluteus maximus, noe som kanskje ville gitt tydeligere funn i oppgaven.

### **5.3.3 Beinstilling i beinpress**

Raastad et al. (2010, s.454) og Da Silva et al. (2008) viser til at muskulatur i underekstremiteten bidrar ulikt ut fra hvordan føttene er plassert på fotbrettet i en beinpress. Dersom føttene plasseres høyt på fotbrettet, vil hoftestrekkerne aktiveres i større grad. Ved lav beinstilling vil knestrekkerne aktiveres i større grad. Escamilla et al. (2001) tar som nevnt opp diskusjonen om beinstilling i beinpress. Beinpress med bred beinstilling viste høyere muskelaktivering i hamstring, sammenlignet med smal beinstilling. Videre vises det til at det ikke var signifikante forskjeller i aktivering av vasti muskulaturen ved høy og lav beinstilling. Dette er ikke forenlig med Raastad et al. (2010, s.454) og Da Silva et al. (2008).

I dette studiet vil varierende beinplassering ikke være svært avgjørende, ved at TP sine muligheter for variasjon var svært begrenset på grunn av keiserapparatets utforming (**Figur 3A**). I tillegg til dette satt alle TP i 90 grader, slik at deltakerne hadde lite individuelle forskjeller i fotplasseringen.

### **5.3.4 Knevinkel**

Da Silva et al. (2017) viser til muskelaktivering ved ulike dybder i knebøy (“partial squat” og “full back squat”). Det vises til større aktivering i blant annet gluteus maximus og bicep femoris i en knebøy hvor utøveren ikke går helt ned i 90 grader. Wretenberg et al. (1993) viser til at quadriceps aktivering ikke endrer seg signifikant når knebøy utføres parallelt eller dypt. Med dette i fokus kan det tenkes at en annen knevinkel, da enten høyere eller lavere, ikke ville påvirke quadriceps i signifikant grad. Dersom TP hadde utført knebøy med en annen vinkel i kneleddet, kunne derimot gluteus maximus og bicep femoris blitt aktivert i større grad.

Alle deltakerne fikk en nøyaktig måling av sin 1RM i beinpress ved å ta i bruk keiserapparatet. Da deltakerne hadde god erfaring med knebøy ble det ikke gjennomført en 1RM test i denne øvelsen. Vi kan i etterkant tenke oss at deltakerne til vanlig utfører knebøy med en annen dybde enn 90 grader. Dette ble ikke tatt i betraktning da de oppga sin 1RM, og det kan derfor tenkes at de hadde en litt høyere 1RM i knebøy enn det de rapporterte på

tilvenningsdagen. I ettertid ser vi at det hadde vært hensiktsmessig å utføre en 1RM test i knebøy med knevinkel på 90 grader for å få høyere reliabilitet i målingene.

### 5.3.5 MVIC

Det finnes en rekke metoder for å skaffe referanseverdier som kan brukes i EMG sammenligning, hvor MVIC er den vanligste (Halaki & Ginn 2012). I dette studiet ble en MVIC brukt som normaliseringsmetode og referanseverdi. MVIC ble gjennomført for quadriceps i keiser apparatet, og for hamstrings i et leg curl apparat. Testene ble gjennomført etter Konrad (2005, s.30) sine retningslinjer, og vinkel i kneleddet anbefalt av han (Konrad, 2005, s.32). Da innsamlet dataen fra testene ble analysert, viste det seg at mange peak og noen mean verdier oversteg referanseverdiene fra MVIC-testene. Verdiene fra flere av de ulike løftene var dermed høyere enn referanseverdien tatt ved MVIC testen, og når resultatene ble normalisert viste de til over 100% av MVIC. Dette indikerer at MVIC testen kunne blitt utført med større kvalitet. Likevel er dette ikke uvanlig når man tar i bruk EMG og bruker MVIC som en referanseverdi. Det er flere nyere studier som viser til nettopp dette (Macadam et al., 2015; Muyor et al., 2020; Neto et al., 2020).

I følge litteraturstudiet til Aguilera-Castells (2020) er det flere studier som ikke viser fremgangsmåten eller bruker forskjellige fremgangsmåter for å finne MVIC. Det vises videre til at Konrad (2005) og Escamilla (2010) sine protokoller for å finne MVIC på forskjellige muskler er ulike og brukes ulikt. Dette kan indikere at det ikke finnes klare nok retningslinjer for bruken av MVIC, verken for protokoller for gjennomførelse av testen, eller for hvilke øvelser og hvilken vinkel som bør brukes på forskjellige muskler.

Da det finnes flere ulike retningslinjer og fremgangsmåter kunne testen i dette studiet blitt utført annerledes. MVIC for quadriceps burde muligens blitt gjennomført i et isolert leg extension apparat, slik som hamstrings ble utført i et isolert leg curl apparat. Halaki og Ginn (2012) viser blant annet til at vinklene som bør brukes er 60 og/eller 90 grader for quadriceps og hamstrings, mens Konrad (2005) viser til at quadriceps vinkel bør være 70-90 grader og 20-30 for hamstrings. Vinkelen ved MVIC testen kunne dermed vært gjennomført ved andre vinkler. MVIC-testen burde også ha vært repetert flere ganger (Konrad, 2005, s.30), slik at test-kvaliteten styrkes.

## 6.0 Konklusjon

Denne oppgaven hadde som formål å sammenligne muskelaktiveringen i underekstremiteten ved en knebøy og en beinpress på ulike belastninger. I tillegg ble det undersøkt hvordan muskelaktiveringen i underekstremiteten endres i en knebøy og beinpress når man trener til utmattelse.

VM og VL viste signifikant høyere aktivering på 60, 80 og 90% av 1RM i beinpress sammenlignet med knebøy. BF viste signifikant høyere aktivering på 90% av 1RM i knebøy sammenlignet med beinpress. Dette kan skyldes at utøvere i et beinpressapparat sitter relativt isolert, noe som kan føre til at agonistene kan yte etter beste evne. I en knebøy vil det være større rom for å endre utførelse gjennom løftet, noe som kan endre løftebanen og føre til at BF rekrutteres i større grad. Dette gjelder spesielt ved tyngre belastninger.

VM og VL viste signifikant høyere aktivering på siste repetisjon i beinpress sammenlignet med første repetisjon, når øvelsen ble utført til utmattelse. BF aktivering økte signifikant i knebøy fra første til siste repetisjon. Det spekuleres i, slik som i det ovennevnte funnet, at VM og VL kan yte etter beste evne i beinpress ved at det er lite rom for å endre teknikk gjennom utførelsen. Det at BF gjennomgår kompensierende økninger mot siste repetisjon i knebøy, skyldes trolig endret løftebane hos utøverne, og muligens bidrag fra annen muskulatur.

Vi konkluderer med at trening i et beinpress apparat vil føre til høyere quadriceps aktivering på tyngre belastninger enn i en knebøy. I tillegg til dette vil beinpress være et bedre apparat å trene VM og VL til utmattelse, sammenlignet med knebøy.

Til videre forskning kan det være interessant å plassere elektrode på gluteus maximus, ved at denne muskelen påvirkes i stor grad av ulike teknikkvariasjoner i øvelsene, slik som beinstilling og dybde. I tillegg til dette kan påstanden om endret løftebane styrkes ved å ta videoopptak av utøverne.

## Litteraturliste

Aguilera-Castells, J., Buscà, B., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Montalvo, A. M., & Peña, J. (2020). Muscle activation in suspension training: a systematic review. *Sports biomechanics*, 19(1), 55–75. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1472293>

Anderson, K., & Behm, D. G. (2005). Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Canadian journal of applied physiology = Revue canadienne de physiologie appliquee*, 30(1), 33–45. <https://doi.org/10.1139/h05-103>

Agur, A. M. R., Lee, M. J., & Grant, J. C. B. (2009). *Grant's atlas of anatomy*. (12th ed.) Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Balachandran, A. T., Gandia, K., Jacobs, K. A., Streiner, D. L., Eltoukhy, M., & Signorile, J. F. (2017). Power training using pneumatic machines vs. plate-loaded machines to improve muscle power in older adults. *Experimental gerontology*, 98, 134–142. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.08.009>

Bird, S. P., Tarpennig, K. M. & Marino, F. E. (2012). Designing Resistance Training Programmes to Enhance Muscular Fitness. *Sports Med* 35, 841–851. <https://doi.org/10.2165/00007256-200535100-00002>

Brice, S. M., Doma, K., Harland, L., & Spratford, W. (2019). Impact of performing heavy-loaded barbell back squats to volitional failure on lower limb and lumbo-pelvis mechanics in skilled lifters. *Journal of sports sciences*, 38(1), 100–105. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1683385>

Campos, G.E., Luecke, T.J., Wendeln, H.K. (2002). Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *European Journal of Applied Physiology* 88, 50–60. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0681-6>

Carlson, B. M. (2019). *The human body: Linking structure and function*. Academic press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-804254-0.00005-3>

Clark, D. J., Patten, C., Reid, K. F., Carabello, R. J., Phillips, E. M., & Fielding, R. A. (2011). Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 66(1), 115–121. <https://doi.org/10.1093/gerona/glq153>

Dahl, H. A. (2005). *Klar - ferdig - gå!* Cappelen forlag AS

Da Silva, E. M., Brentano, M. A., Cadore, E. L., De Almeida, A. P., & Kruel, L. F. (2008). Analysis of muscle activation during different leg press exercises at submaximum effort levels. *Journal of strength and conditioning research*, 22(4), 1059–1065. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181739445>

Da Silva, J. J., Schoenfeld, B. J., Marchetti, P. N., Pecoraro, S. L., Greve, J., & Marchetti, P. H. (2017). Muscle Activation Differs Between Partial and Full Back Squat Exercise With External Load Equated. *Journal of strength and conditioning research*, 31(6), 1688–1693. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001713>

Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B. W., & Moorman, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(9), 1552–1566. <https://doi.org/10.1097/00005768-200109000-00020>

Escamilla, R. F., Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., Pecson, A., Imamura, R., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2010). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 40(5), 265–276. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3073>

Fangen, K. & Sællerberg, A. (2011). *Mange ulike metoder* (1.utg). Gyldendal

Farina, D., & Negro, F. (2012). Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 5, 3–14. <https://doi.org/10.1109/RBME.2012.2183586>

Folkehelseinstituttet. (2020). *Råd til idrettsforeninger, svømmehaller, treningsentre, spa mv.* Fhi.no.<https://www.fhi.no/nettpub/coronavirus/rad-og-informasjon-til-andre-sektorer-og-yrkesgrupper/idrett-og-trening/>

Frost, D. M., Bronson, S., Cronin, J. B., & Newton, R. U. (2016). Changes in Maximal Strength, Velocity, and Power After 8 Weeks of Training With Pneumatic or Free Weight Resistance. *Journal of strength and conditioning research*, 30(4), 934–944.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001179>

Glassbrook, D. J., Helms, E. R., Brown, S. R., & Storey, A. G. (2017). A Review of the Biomechanical Differences Between the High-Bar and Low-Bar Back-Squat. *Journal of strength and conditioning research*, 31(9), 2618–2634.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002007>

Grendstad, H., Nilsen, A. K., Rygh, C. B., Hafstad, A., Kristoffersen, M., Iversen, V. V., Nybakken, T., Vestbøstad, M., Algrøy, E. A., Sandbakk, Ø., & Gundersen, H. (2020). Physical capacity, not skeletal maturity, distinguishes competitive levels in male Norwegian U14 soccer players. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 30(2), 254–263.  
<https://doi.org/10.1111/sms.13572>

Haff, G. G. (2000). Roundtable discussion: Machines versus free weights. *Strength & Conditioning Journal*, 22(6), 18

Halaki, M. & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges. *IntechOpen*.  
<https://doi.org/10.5772/49957>

Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *Journal of neurophysiology*, 28(3), 599–620.  
<https://doi.org/10.1152/jn.1965.28.3.59>

Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of*



*electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)

Hermens, H. J., & Freriks, B. (1997). The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures. Deliverable of the SENIAM Project.

Kritz, M., Cronin, J., Hume, P. (2009). The Bodyweight Squat: A Movement Screen for the Squat Pattern. *Strength and Conditioning Journal*. 31(1), 76-85. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318195eb2f>

Kraemer, W. J., Ratamess, N. A., & French, D. N. (2002). Resistance training for health and performance. *Current sports medicine reports*, 1(3), 165–171. <https://doi.org/10.1249/00149619-200206000-00007>

Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical introduction to kinesiological electromyography*, 1, 30-5.

Macadam, P., Cronin, J., & Contreras, B. (2015). AN EXAMINATION OF THE GLUTEAL MUSCLE ACTIVITY ASSOCIATED WITH DYNAMIC HIP ABDUCTION AND HIP EXTERNAL ROTATION EXERCISE: A SYSTEMATIC REVIEW. *International journal of sports physical therapy*, 10(5), 573–591.

McCaw, S. T., & Melrose, D. R. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Medicine and science in sports and exercise*, 31(3), 428–436. <https://doi.org/10.1097/00005768-199903000-00012>

Migliaccio, G. M., Dello Iacono, A., Ardigò, L. P., Samozino, P., Iuliano, E., Grgantov, Z., & Padulo, J. (2018). Leg Press vs. Smith Machine: Quadriceps Activation and Overall Perceived Effort Profiles. *Frontiers in physiology*, 9, 1481. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01481>

Miyaguchi, K. & Demura, S. (2008). Relationships between Stretch-shortening Cycle Performance and Maximum Muscle Strength. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 19-24. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815f2f94>

Moritani, T., Muramatsu, S., & Muro, M. (1987). Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *American journal of physical medicine*, 66(6), 338–350.

Muyor, J. M., Martín-Fuentes, I., Rodríguez-Ridao, D., & Antequera-Vique, J. A. (2020). Electromyographic activity in the gluteus medius, gluteus maximus, biceps femoris, vastus lateralis, vastus medialis and rectus femoris during the Monopodal Squat, Forward Lunge and Lateral Step-Up exercises. *PloS one*, 15(4), e0230841.

<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230841>

Neto, W. K., Soares, E. G., Vieira, T. L., Aguiar, R., Chola, T. A., Sampaio, V. L., & Gama, E. F. (2020). Gluteus Maximus Activation during Common Strength and Hypertrophy Exercises: A Systematic Review. *Journal of sports science & medicine*, 19(1), 195–203.

Nyeng, F. (2012). *Nøkkeltbegreper i forskningsmetode og vitenskapsteori* (1.utg). Fagbokforlaget

Paoli, A., Marcolin, G., & Petrone, N. (2009). The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *Journal of strength and conditioning research*, 23(1), 246–250.

<https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181876811>

Ptaszkowski, K., Włodarczyk, P., & Paprocka-Borowicz, M. (2019). The Relationship Between The Electromyographic Activity Of Rectus And Oblique Abdominal Muscles And Bioimpedance Body Composition Analysis - A Pilot Observational Study. *Diabetes, metabolic syndrome and obesity: targets and therapy*, 12, 2033–2040.

<https://doi.org/10.2147/DMSO.S215982>

Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P. E., Rønnestad, B. R. & Wisnes, A. R. (2010). *Styrketrening: i teori og praksis* (1.utg). Oslo: Gyldendal undervisning.

Redden, J., Stokes, K., & Williams, S. (2018). Establishing the Reliability and Limits of Meaningful Change of Lower Limb Strength and Power Measures during Seated Leg Press in Elite Soccer Players. *Journal of sports science & medicine*, 17(4), 539–546.

Raez, M. B., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8, 11–35. <https://doi.org/10.1251/bpo115>

Schoenfeld B. J. (2013). Is there a minimum intensity threshold for resistance training-induced hypertrophic adaptations? *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 43(12), 1279–1288. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0088-z>

Schoenfeld, B.J., Contreras, B., Willardson, J.M. Fontana, F. & Tiriyaki-Gonmez, G. (2014). Muscle activation during low- versus high-load resistance training in well-trained men. *European Journal of Applied Physiology* 114, 2491–2497. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2976-9>

Schwanbeck, S., Chilibeck, P. D., & Binsted, G. (2009). A comparison of free weight squat to Smith machine squat using electromyography. *Journal of strength and conditioning research*, 23(9), 2588–2591. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b1b181>

Schwarz, N. A., Harper, S. P., Waldhelm, A., McKinley-Barnard, S. K., Holden, S. L., & Kovalski, J. E. (2019). A Comparison of Machine versus Free-Weight Squats for the Enhancement of Lower-Body Power, Speed, and Change-of-Direction Ability during an Initial Training Phase of Recreationally-Active Women. *Sports (Basel, Switzerland)*, 7(10), 215. <https://doi.org/10.3390/sports7100215>

Seo, D. I., Kim, E., Fahs, C. A., Rossow, L., Young, K., Ferguson, S. L., Thiebaud, R., Sherk, V. D., Loenneke, J. P., Kim, D., Lee, M. K., Choi, K. H., Bemben, D. A., Bemben, M. G., & So, W. Y. (2012). Reliability of the one-repetition maximum test based on muscle group and gender. *Journal of sports science & medicine*, 11(2), 221–225.

Solstad, T. E., Andersen, V., Shaw, M., Hoel, E. M., Vonheim, A., & Saeterbakken, A. H. (2020). A Comparison of Muscle Activation between Barbell Bench Press and Dumbbell Flies in Resistance-Trained Males. *Journal of sports science & medicine*, 19(4), 645–651.

Tøien, T., Pedersen Haglo, H., Unhjem, R., Hoff, J., & Wang, E. (2018). Maximal strength training: the impact of eccentric overload. *Journal of neurophysiology*, *120*(6), 2868–2876. <https://doi.org/10.1152/jn.00609.2018>

van den Tillaar, R., Andersen, V., & Saeterbakken, A. H. (2019). Comparison of muscle activation and kinematics during free-weight back squats with different loads. *PloS one*, *14*(5). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0217044>

Walker, S., Peltonen, H., Avela, J., & Häkkinen, K. (2011). Kinetic and electromyographic analysis of single repetition constant and variable resistance leg press actions. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *21*(2), 262–269. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.12.004>

Whitting, J. W., Meir, R. A., Crowley-McHattan, Z. J., & Holding, R. C. (2016). Influence of Footwear Type on Barbell Back Squat Using 50, 70, and 90% of One Repetition Maximum: A Biomechanical Analysis. *Journal of strength and conditioning research*, *30*(4), 1085–1092. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001180>

Willardson J. M. (2007). The application of training to failure in periodized multiple-set resistance exercise programs. *Journal of strength and conditioning research*, *21*(2), 628–631. <https://doi.org/10.1519/R-20426.1>

Wirth, K., Keiner, M., Hartmann, H., Sander, A., & Mickel, C. (2016). Effect of 8 weeks of free-weight and machine-based strength training on strength and power performance. *Journal of human kinetics*, *53*, 201–210. <https://doi.org/10.1515/hukin-2016-0023>.

Wretenberg P, Feng Y, Arborelius U.P. (1996). High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med Sci Sports Exerc.* *28*(2), 218-224. <https://doi.org/10.1097/00005768-199602000-00010>.

Wretenberg, P., Feng, Y., Lindberg, F., & Arborelius, U.P. (1993). Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *3*. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1993.tb00389.x>

Yavuz, H. U., & Erdag, D. (2017). Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. *Applied bionics and biomechanics*. <https://doi.org/10.1155/2017/9084725>

Zink, A. J., Whiting, W. C., Vincent, W. J., & McLaine, A. J. (2001). The effects of a weight belt on trunk and leg muscle activity and joint kinematics during the squat exercise. *Journal of strength and conditioning research*, 15(2), 235–240.

## **Vedlegg 1: Samtykkeskjema**

### *Vil du delta i forskningsprosjektet «muskelaktivering i knebøy og beinpress» ?*

Dette er en mulighet til deg hvor du kan delta i et forskningsprosjekt hvor formålet er å undersøke muskelaktiveringen i øvelsene knebøy (med high bar) og beinpress (i keiser apparat). Det vil være varierende belastning på begge øvelsene. I dette skrivet gir vi deg informasjon om målene for prosjektet og hva deltakelse vil innebære for deg.

#### **Formål**

Prosjektet tar sikte på å undersøke hvordan musklene hos quadriceps og hamstrings oppfører seg i øvelsene knebøy og beinpress ved forskjellig motstand. Dette forskningsprosjektet vil være til en bacheloroppgave.

#### **Hvem er ansvarlig for forskningsprosjektet?**

Forskningsprosjektet vil foregå ved Høgskulen på Vestlandet, Campus Kronstad.

#### **Hvorfor får du spørsmål om å delta?**

De som får spørsmål om å delta er menn i alderen 20-30 år, med minimum ett års erfaring med styrketrening.

#### **Dato og tidspunkt for testing**

Vi kommer til å dele gruppen i to (5 på hver gruppe) hvor testdatoene vil bli mandag 26. oktober, onsdag 28. oktober og fredag 30. oktober. Tidspunkt mandag 26.oktober møter alle 10 personene samlet kl. 14 for å gå igjennom tester og prøve oss litt frem. Dette håper vi går relativt raskt. Tidspunkt for onsdag og fredag vil være gruppe 1 12:00 til 15:00, mens gruppe 2 blir 15:30 til 18:30. Gruppe 1 og 2 vil bytte på å møte tidlig og sent onsdag og fredag, og de møter til satt tidspunkt.

## **Hva innebærer det for deg å delta?**

Vi vil spørre deg om alder og treningsbakgrunn fra styrketrening. Det stilles ingen krav til at testdeltageren har en spesifikk muskelstyrke (dvs. hvor sterkt man er). Likevel forventes det at deltakeren ikke har noen skader eller smerter som kan påvirke maksimal innsats under testing.

Testene deltagerne skal gjennomføre er en kroppssammensetning målt ved impedansevekt (InBody 770), tradisjonell knebøy og beinpress i keiser apparat. I tillegg til dette vil vi bruke EMG (elektromyografi) på selekterte muskler i quadriceps- og hamstring regionen ved begge øvelsene. Dette apparatet vil brukes til å måle muskelaktiviteten i de selekterte musklene, og det vil ikke være noen bivirkninger fra testene. Etter prosedyre skal en EMG-test gjøres på hud uten hår. Vi kommer derfor til å barbere små områder hvor sensorer skal settes.

Hvis du velger å delta på prosjektet vil dette innebære at du deltar på 3 testdager, en tilvenningsdag, en for test av knebøy og en for beinpress. Disse dagene vil bli helt like, hvor det startes med en InBody scan, etterfulgt av 10-15 minutters sykling for generell oppvarming. Deretter kommer de påfølgende testene ved ulik belastning. Det vil startes med relativ lett motstand og deretter bygges opp mot 90% av 1 RM (repetisjon maksimum).

**Man skal ha 48 timers hvile før hver test (ikke tung trening på bein!).**

I tillegg forventes det at forsøkspersonen:

- stiller med klær hvor vi kan nå muskler (kort shorts)
- ikke drikker kaffe eller benytter tobakk inntil 3 timer før testen skal utføres
- ikke har noe form for olje på huden (fuktighetskrem, andre kremer)

Deltakelse forutsetter at man kan møte på alle de oppsatte dagene. Dataen vi samler inn vil lagres elektronisk og anonymiseres ved prosjektslutt.

## **Det er frivillig å delta**

Det er frivillig å delta i prosjektet. Hvis du velger å delta, kan du når som helst trekke samtykke tilbake uten å oppgi noen grunn. Alle opplysninger om deg vil da bli anonymisert. Det vil ikke ha noen negative konsekvenser for det hvis du ikke vil delta eller senere velger å trekke deg.

## **Ditt personvern – hvordan vi oppbevarer og bruker dine opplysninger**

Vi vil bare bruke opplysningene om deg til formålene vi har fortalt om i dette skrivet. Vi behandler opplysningene konfidensielt og i samsvar med personvernregelverket.

De som vi ha tilgang til opplysningene ved Høgskolen på Vestlandet vil være testansvarlige, med veileder. Det vil ikke være mulig å gjenkjenne personer ved publikasjon av forskningsprosjektet eller i bacheloroppgaven.

## **Hva skjer med opplysningene dine når vi avslutter forskningsprosjektet?**

Prosjektet skal etter planen avsluttes februar 2021. Eventuelle personopplysninger som er blitt oppgitt, vil bli slettet etter endt prosjekt og kun anonymiserte innsamlede testresultater vil bli beholdt.

## **Dine rettigheter**

Så lenge du kan identifiseres i datamaterialet, har du rett til:

- innsyn i hvilke personopplysninger som er registrert om deg,
- å få rettet personopplysninger om deg,
- få slettet personopplysninger om deg,
- få utlevert en kopi av dine personopplysninger (dataportabilitet), og
- å sende klage til personvernombudet eller Datatilsynet om behandlingen av dine personopplysninger.

## **Hva gir oss rett til å behandle personopplysninger om deg?**

Vi behandler opplysninger om deg basert på ditt samtykke.

På oppdrag fra Høgskolen på Vestlandet har NSD – Norsk senter for forskningsdata AS vurdert at behandlingen av personopplysninger i dette prosjektet er i samsvar med personvernregelverket.

## **Hvor kan jeg finne ut mer?**

Hvis du har spørsmål til studien, eller ønsker å benytte deg av dine rettigheter, ta kontakt med:

- Høgskulen på Vestlandet, testansvarlige
- NSD – Norsk senter for forskningsdata AS, på epost (personvernombudet@nsd.no) eller telefon: 55 58 21 17.

Med vennlig hilsen testansvarlige, Bachelorstudenter faglærer idrett



# Samtykkeerklæring

*Samtykke kan innhentes skriftlig (herunder elektronisk) eller muntlig. NB! Du må kunne dokumentere at du har gitt informasjon og innhentet samtykke fra de du registrerer opplysninger om. Vi anbefaler skriftlig informasjon og skriftlig samtykke som en hovedregel.*

- Ved skriftlig samtykke på papir, kan du bruke malen her.*
- Ved skriftlig samtykke som innhentes elektronisk, må du velge en fremgangsmåte som gjør at du kan dokumentere at du har fått samtykke fra rett person (se veiledning på NSDs nettsider).*
- Hvis konteksten tilsier at du bør gi muntlig informasjon og innhente muntlig samtykke (f.eks. ved forskning i muntlige kulturer eller blant analfabeter), anbefaler vi at du tar lydopptak av informasjon og samtykke.*

*Hvis foreldre/verge samtykker på vegne av barn eller andre uten samtykkekompetanse, må du tilpasse formuleringene. Husk at deltakerens navn må fremgå.*

*Tilpass avkryssingsboksene etter hva som er aktuelt i ditt prosjekt. Det er mulig å bruke punkter i stedet for avkryssingsbokser. Men hvis du skal behandle særskilte kategorier personopplysninger og/eller de fire siste punktene er aktuelle, anbefaler vi avkryssingsbokser pga. krav om eksplisitt samtykke.*

Jeg har mottatt og forstått informasjon om prosjektet («muskelaktivering i knebøy og beinpress»), og har fått anledning til å stille spørsmål. Jeg samtykker til:

- .. å delta i (sett inn aktuell metode, f.eks. intervju)*
- .. å delta i (sett inn flere metoder, f.eks. spørreskjema) – hvis aktuelt*
- .. at lærer kan gi opplysninger om meg til prosjektet – hvis aktuelt*
- .. at mine personopplysninger behandles utenfor EU – hvis aktuelt*
- .. at opplysninger om meg publiseres slik at jeg kan gjenkjennes (beskriv nærmere) – hvis aktuelt*
- .. at mine personopplysninger lagres etter prosjektslutt, til (beskriv formål) – hvis aktuelt*

Jeg samtykker til at mine opplysninger behandles frem til prosjektet er avsluttet, februar 2021

-----  
(Signert av prosjektdeltaker, dato)

