

Henrik Pettersen

---

## Hastighetsbasert styrketrening

Effekt av trening ved to ulike hastighetsfall på nevro-muskulære tilpasninger

---

Masteroppgave i idrettsvitenskap  
Institutt for fysisk prestasjonsevne  
Norges idrettshøgskole, 2021



## Sammendrag

**Hensikt:** Hastighetsbasert styrketrening har blitt brukt som metode for å styre en ønsket treningsstimulus ved styrketrening. Tidligere studier har avdekket at trening med et lavt hastighetsfall (liten grad av tretthetsutvikling i en løfteserie) fører til større fremgang i knebøyhopp høyde og power enn trening med stort hastighetsfall (serier til nær utmattelse). Da tidligere studier er preget av ulikheter i treningsvolum mellom intervensjonsgruppene, var hensikten med denne studien å jevnstille treningsvolum for å isolere effekten av trening til forskjellige hastighetsfall på nevro-muskulære tilpasninger og muskelarkitektur.

**Metode:** Med et randomisert kontrollert design ble 22 deltakere fordelt på to intervensjonsgrupper: Trening til lavt hastighetsfall (20%) i hver serie; «Low velocity loss group» (LVLG), og stort hastighetsfall (40%) i hver serie; «High velocity loss group» (HVLG). LVLG trente med ~4, ~2 og ~6 repetisjoner i henholdsvis økt 1, 2 og 3 hver uke, mens HVLG trente med ~8, ~4 og ~12 repetisjoner i henholdsvis økt 1, 2 og 3 hver uke. Deltakerne i begge grupper løftet hver repetisjon så raskt som mulig (et viktig prinsipp i hastighetsbasert styrketrening). Det ble totalt gjennomført 18 økter i løpet av treningsperioden som hadde en varighet på seks uker. Knebøyhopp- og power-tester ble gjennomført før treningsperioden, og to dager etter fullført intervensjon. Knebøyhopp på kraftplattform ble brukt til å måle hopp høyde, og power ble målt ved bruk av maksimal kraft i beinpress.

**Resultat:** Knebøyhopptesten viste lik økning og ingen forskjell mellom gruppene for hopp høyde og peak power. Peak power/kroppsvekt, gjennomsnitt power og gjennomsnitt power/kroppsvekt indikerte positiv forskjell og liten effektstørrelse i favør av HVLG. For beinpresstesten var det ingen gruppeforskjell for peak hastighet, gjennomsnitt kraft, gjennomsnitt power og gjennomsnitt power/kroppsvekt, mens gjennomsnitt kraft/kroppsvekt viste positive forskjell av moderat effektstørrelse i favør av HVLG. Pennasjonsvinkel og fasikkellelengde viste ingen endring eller forskjell mellom grupper.

**Konklusjon:** Styrketrening med lavt hastighetsfall førte ikke til en større økning i vertikal hopp høyde og power i beinpress, sammenliknet med høyt hastighetsfall. Dette gjør at trening til lavt eller høyt hastighetsfall isolert sett fører til like endringer. Styrketrening med lavt hastighetsfall (20%) og høyt hastighetsfall (40%) førte ikke til forskjeller i fasikkellelengde og pennasjonsvinkel i m. vastus lateralis selv om høyt hastighetsfall førte til hypertrofi.

**Nøkkelord:** Hastighetsbasert styrketrening, hastighetsfall, power, kraft, pennasjonsvinkel, fasikkellelengde.

## Abstract

**Aim:** Velocity-based strength training has been used as a method to control a desired training stimulus during strength training. Previous studies have revealed that training with a low velocity loss (small degree of fatigue development in a lifting series) leads to greater progress in squat jump height and power than training with a large velocity loss (series to near fatigue). As previous studies have shown differences in training volume between the intervention groups, the purpose of this study was to equalize training volume in order to isolate the effect of training at different speed drops on neuromuscular adaptations and muscle architecture.

**Methods:** With a randomized controlled trial, 22 participants were divided into two intervention groups: low-velocity loss group (20% velocity loss in each series) (LVLG) and high-velocity loss group (40% velocity loss in each series) (HVLG). LVLG trained with ~4, ~2 and ~6 repetitions in sessions 1, 2 and 3 each week, respectively, while HVLG trained with ~8, ~4 and ~12 repetitions in sessions 1, 2 and 3 each week, respectively. In both groups, the subjects lifted each repetition as quickly as possible (this is an important principle in speed-based strength training). Both groups completed 18 sessions over the course of six weeks. Squat and power tests were performed before the training period, and two days after the intervention was completed. Squat jumps on a power platform were used to measure jump height, and power was measured using maximum force in leg press.

**Results:** Jump height and peak power showed insignificant change between the groups, while peak power/bodyweight, average power and average power /bodyweight indicated clear negative inference and small effect size in favor of HVLG. Peak speed, mean force, mean power and mean power / body weight showed no change between the groups, but mean force/bodyweight showed negative moderate effect favor HVLG. fascicle angle and fascial length showed no change and difference between the groups.

**Conclusion:** Strength training with low velocity loss did not lead to a larger increase in vertical jump height and power in leg press, compared to high velocity loss. This means that training at low or high velocity in isolation leads to equal changes. Strength training with a low velocity loss (20%) and a velocity loss (40%) did not lead to differences in fascial length and fascicle angle in the vastus lateralis muscle, although a high speed drop led to hypertrophy.

**Keywords:** Velocity-based strength training, Velocity loss, power, force, fascicle angle, fascicle length.

## Forord

Endelig kan jeg si meg ferdig med både en bachelor- og en mastergrad ved institutt for fysisk prestasjonsevne ved Norges idrettshøgskole.

Det å planlegge, gjennomføre, analysere datamateriale og skrive en masteroppgave er noe jeg aldri ville vært foruten. Selv en pandemi, stengt treningssenter i to perioder og karanteneavvikling har ikke stoppet Roger og meg fra å gjennomføre dette sammen.

Tusen takk til min hovedveileder Gøran Paulsen for din ekspertise, konstruktive kritikk og særdeles god veiledning i å ferdigstille denne oppgaven. Også en takk til Paul Solberg for eksepsjonell veiledning i statistikkens dype og mørke daler, og Olivier Seynnes for at du lagde script for analyse av ultralydbilder!

En stor takk til min studiekamerat Roger. Vi har diskutert oss grønne i trynet, fylt timeplanen med trening og testing, og uten deg ville ikke dette vært mulig!

Jeg må også takke min kjære samboer Sara for brilliant rettskriving, og alle renholdere som har låst opp døren inn til treningssenteret for meg klokken 05.30 de gangene jeg har glemt studentkortet hjemme. Også en stor takk til alle forsøkspersonene som la all annen trening på vent for denne oppgaven. Uten deres fleksibilitet og engasjement for prosjektet hadde vi aldri hatt et så godt datagrunnlag.

Til slutt må jeg takke guttaB for godt tiltrengte skrivepauser og stødige landinger i Verdansk.

*Henrik Pettersen*

Oslo, Juni 2021

# Innholdsfortegnelse

<b>Sammendrag</b> .....	<b>3</b>
<b>Abstract</b> .....	<b>4</b>
<b>Forord</b> .....	<b>5</b>
<b>Innholdsfortegnelse</b> .....	<b>6</b>
<b>1. Introduksjon</b> .....	<b>8</b>
1.1 <i>Problemstilling</i> .....	11
1.1.1 Hypotese 1 .....	11
1.1.2 Hypotese 2 .....	11
<b>2. Teori</b> .....	<b>12</b>
2.1 <i>Hastighetsbasert styrketrening– HBST</i> .....	12
2.2 <i>Teknologi</i> .....	12
2.2.1 Lineære posisjonssystemer .....	13
2.3 <i>Relativ motstand og hastighet</i> .....	14
2.3.1 Bevegelseshastighet .....	14
2.3.2 Bevegelseshastighet som et mål på intensitet .....	14
2.4 <i>Grad av innsatsnivå</i> .....	16
2.5 <i>Hastighetsfall</i> .....	17
2.5.1 Hvordan kalkulere hastighetsfall?.....	17
2.6 <i>Effekt av trening til ulike hastighetsfall</i> .....	18
2.6.1 Effekter av trening .....	19
2.6.1.1 Vertikal hopphøyde og power .....	19
2.6.1.2 Muskelarkitektur .....	21
2.6.2 Akutte adaptasjoner.....	23
2.6.2.1 Muskeltrøtthet .....	23
2.6.2.2 Metabolitter, RIR og RPE .....	24
<b>3. Metode</b> .....	<b>26</b>
3.1 <i>Studiedesign</i> .....	26
3.2 <i>Rekruttering, inklusjon- og eksklusjonskriterier</i> .....	27
3.3 <i>Utvalg</i> .....	27
3.4 <i>Trening</i> .....	28
3.5 <i>Tester</i> .....	30
3.5.1 1RM-test.....	30
3.5.2 Beinpress .....	31
3.5.3 Knebøyhopp .....	31
3.5.4 DXA .....	32
3.5.5 Ultralyd .....	32
3.5.5.1 Analyse ultralyd .....	32
3.6 <i>V-1 test og treningshastighet</i> .....	33
3.7 <i>Statistikk</i> .....	33
<b>4. Resultater</b> .....	<b>35</b>
4.1 <i>Baseline variabler</i> .....	35
4.2 <i>Utfallsvariabler</i> .....	36

4.2.1 Primæranalyse – gruppeendring.....	36
4.2.2 Primæranalyse – gruppeforskjeller .....	39
4.3 Kontrollvariabler.....	41
<b>5. Diskusjon .....</b>	<b>42</b>
5.1 Effekter av trening .....	42
5.1.1 Vertikal hopphøyde, kraft og power .....	42
5.1.2 Muskelarkitektur .....	45
5.2 Akutte endringer .....	46
5.2.1 Muskeltrøtthet .....	46
5.2.2 RPE og RIR.....	48
5.3 Treningsvolum .....	48
5.4 Styrker og svakheter.....	49
5.5 Praktiske implikasjoner og videre forskning .....	51
<b>6. Konklusjon .....</b>	<b>52</b>
<b>Litteraturliste .....</b>	<b>53</b>
<b>Tabelloversikt.....</b>	<b>70</b>
<b>Figuroversikt.....</b>	<b>71</b>
<b>Vedlegg .....</b>	<b>72</b>
<b>Forkortelser.....</b>	<b>73</b>

# 1. Introduksjon

Hensikten med styrketrening er å skape ulike fysiologiske tilpasninger, forårsaket av ulike stimulus. Treningsstimulus bestemmes gjennom ulike komponenter i treningsprogrammet, som motstand, treningsvolum og innsats (mobilisering og grad av utmattelse) (Kraemer & Ratamess, 2004). Ved å justere på disse komponentene kan vi påvirke både akutte fysiologiske responser og fysiologiske tilpasninger over tid (Schoenfeld, 2010; Schoenfeld et al., 2017). En av utfordringene ved tradisjonell prosentbasert styrketrening (f.eks. å trene ved 80% av 1 repetisjon maksimum) omhandler hvordan man kan objektivt kvantifisere stimulus og overvåke intensitet, for å sikre en systematisk og fornuftig økning av motstand eller treningsvolum. Samtidig er det viktig å unngå for stor økning i motstand eller treningsvolum, noe som kan føre til større muskeltrøtthet (Kraemer & Ratamess, 2004; Schoenfeld, 2010).

Tradisjonell prosentbasert styrketrening bruker prosenter av én repetisjon maksimum for å justere intensitet og motstand, og foreskriver antall repetisjoner på bakgrunn av det (Schoenfeld, 2010). På bakgrunn av dette er det viktig å vite eksakt 1RM for å ikke under- eller overtrene, og det er nettopp disse utfordringene som oppstår ved tradisjonell styrketrening. Underveis i en treningsperiode vil én repetisjon maksimum som var forespeilet ved oppstart endre seg, og man vil kunne risikere å få en stimulus som er enten for lite eller for stort for ønskede adaptive responser. Dette kan føre til akkumulering av muskeltrøtthet som hemmer mulige nevro-muskulære tilpasninger (R. M. Enoka, 1997). Det har likevel blitt dannet noen subjektive markører for å kvantifisere intensitet; restitusjonsstatus (PRS), repetisjoner i reserve (RIR) og grad av utmattelse (RPE) (Borg, 1982; Hackett et al., 2012; Laurent et al., 2011). Tradisjonell styrketrening har derfor vist seg å være svært praktisk og enkelt å planlegge for et bredt spekter med utøvere. Likevel kan det være problematisk å justere intensitet og motstand. Derfor er mer presise objektive metoder for å monitorere og individualisere trening av stor interesse for både utøvere og trenere.

Tradisjonell prosentbasert styrketrening skiller seg fra en hastighetsbasert styrketrening tilnærming (HBST), hvor man kan kvantifisere muskeltrøtthet og intensitet på en objektiv måte på bakgrunn av hastighet. Dette gjøres gjennom å måle hastigheten på hver repetisjon over en serie, noe som gir mulighet for å regulere treningen på bakgrunn av hastighet.



I nyere studier er det etablert tilnærmet perfekt korrelasjon mellom relativ motstand og hastighet for en rekke funksjonelle øvelser som knebøy, benkpress og skulderpress (García-Ramos, Pestaña-Melero, et al., 2018; J. González-Badillo et al., 2011a, 2011a; Izquierdo et al., 2006; Muñoz-López et al., 2017; Sánchez-Medina et al., 2017; Torrejón et al., 2019). Den viktigste forutsetningen for at bruk av hastighet skal benyttes er at hver person må bevege den ytre motstanden med høyest mulig hastighet. Hvis ikke, vil ikke hastigheten reflektere muskelens maksimale kapasitet. Flere studier viser også at det å trene med en intensjon om å bevege motstand med maksimal hastighet kan resultere i både en økning i maksimal styrke, vertikal hopp høyde og power, selv på høy relativ motstand (Juan José González-Badillo et al., 2014; Padulo et al., 2012). Studier har vist at trening til forskjellige hastighetsfall i hver serie kan føre til ulike fysiologiske og morfologiske tilpasninger, selv med et ulikt treningsvolum. Man kan likevel ikke trekke kausale sammenhenger mellom hastighetsfall og endring i ovenstående tilpasninger, da treningsvolum kan være en konfunderende faktor (Dorrell et al., 2020; Juan J. González-Badillo et al., 2015; Martínez-Canton et al., 2020; F. Pareja-Blanco et al., 2014, 2017a; Fernando Pareja-Blanco et al., 2017, 2017, 2020; Pérez-Castilla et al., 2018; Weakley et al., 2020).

Det er beskrevet tidligere at trening til et lavt hastighetsfall fører til en forbedret hopp høyde og power grunnet endringer i blant annet fibertypeovergang, flere repetisjoner ved høy kontraksjonshastighet, økt muskeltykkelse og mindre muskeltrøtthet. (Martínez-Canton et al., 2020; F. Pareja-Blanco et al., 2014; Fernando Pareja-Blanco et al., 2017). Styrketrening har også vist seg å endre muskelarkitekturen, primært gjennom en økt pennasjonsvinkel grunnet økt muskeltykkelse og en mindre økning i fasikkellengde (A. J. Blazevich & Giorgi, 2001; Gondin et al., 2005; Matta et al., 2011; Narici et al., 2011; Seynnes et al., 2007a; P. Aagaard et al., 2001).

HBST har som tidligere nevnt et prinsipp om å bevege motstanden med maksimal hastighet hvor tidligere evidens har trent med en relativ motstand tilsvarende 40-79% av 1RM, noe som er tilsvarende relativ motstand i studier som finner endringer i muskelarkitektur. Pennasjonsvinkel (sarkomerer i paralell) til en gitt muskel og muskeltykkelse er blant de viktigste morfologiske faktorene for hvor stor kraft som kan skapes ved lave kontraksjonshastigheter. Fibertypesammensetning og fasikkellengde (sarkomerer i serie) er viktige faktorer på hvor stor kraft som kan skapes ved raske kontraksjonshastigheter (Ikegawa et al., 2008; Kawakami et al., 1993; Kawamori & Haff, 2004; Per Aagaard et al., 2002).

Det ser derfor ut til at en økning i fasikkellengde og en vedlikeholdt/reduert pennasjonsvinkel henger sammen med treningstype og kontraksjonshastigheten. Det kan derfor ikke utelukkes at trening til et lavt hastighetsfall i hver serie fører til en økt fasikkellengde og bedre vedlikehold av pennasjonsvinkel, og at et høyt hastighetsfall i hver serie fører til en økt pennasjonsvinkel og en mindre økning i fasikkellengde.

Dagens evidens preges likevel av kunnskapshull og mangler for å kunne trekke kausale sammenhenger mellom hastighetsfall og fysiologiske tilpasninger. Ingen studier har per dags dato forsøkt å løse treningsvolumforskjellene som oppstår ved HBST. Forskjell i treningsvolum kan forekomme av primært to grunner. To individer som trener HBST til et likt hastighetsfall med en lik relativ motstand i hver serie, vil med stor sannsynlighet føre til variasjoner, til tross for like hastighetsfall. I tidligere studier varierer hastighetsfallet mellom intervensjonsgruppene med den hensikt om å bestemme effekten av forskjellige hastighetsfall på nevro-muskulære og morfologiske tilpasninger. Dette resulterer i enda større forskjeller i treningsvolum mellom to intervensjonsgrupper- både fordi de trener til ulike hastighetsfall, men også variasjon mellom to individer. Siden treningsvolum er ansett som en sentral komponent ved styrketrening, er det ikke mulig å skille mellom effekten av treningsvolum og hastighetsfall på nevro-muskulære og morfologiske tilpasninger. Trening til et lavere hastighetsfall gjennomfører også flere repetisjoner ved en høyere kontraksjonshastighet, noe som potensielt skal kunne føre til en økning i fasikkellengde og en vedlikeholdt pennasjonsvinkel, grunnet nettopp kontraksjonshastighet. Dette kan også potensielt forklare noe av forskjellene i hopp høyde og power som rapporteres mellom trening til lavt og høyt hastighetsfall i hver serie, men dette er til nå en ikke undersøkt mekanisme. Hensikten med foreliggende studie er derfor å jevnstille treningsvolum for å isolere effekten av trening til forskjellige hastighetsfall på nevro-muskulære tilpasninger og muskelarkitektur.

## **1.1 Problemstilling**

Basert på ovenstående fakta og tidligere publisert evidens har følgende problemstilling blitt formulert:

*Hvordan påvirker trening med et lavt hastighetsfall (20%) vertikal hopp høyde, power i beinpress og muskelarkitektur sammenliknet med et høyt hastighetsfall (40%) når treningsvolum er likt?*

### **1.1.1 Hypotese 1**

Styrketrening (knebøy) med et lavt hastighetsfall (20%) vil gi større økning i vertikal hopp høyde og power i beinpress enn høyt hastighetsfall (40%) når treningsvolum er likt.

### **1.1.2 Hypotese 2**

Styrketrening (knebøy) med et lavt hastighetsfall (20%) vil gi mindre økning i pennasjonsvinkel og større økning i fasikkellengde i m.vastus lateralis enn høyt hastighetsfall (40%).

## **2. Teori**

### **2.1 Hastighetsbasert styrketrening– HBST**

HBST er et konsept som har vært av stor interesse for både trenere og praktikanter de seneste årene. Dette involverer å bruke hastighet som et objektivt mål på intensitet, og ikke prosent av 1RM (Mann et al., 2015). Historisk sett har HBST vært brukt i mange år allerede gjennom bruk av isokinetiske øvelser i laboratoriesammenheng (Behm & Sale, 1993; Pereira & Gomes, 2003). Denne treningsmetoden har blitt mottatt av trenere som mindre spesifikk sammenliknet med frivektsøvelser (Kawamori & Newton, 2006). Dette har ført til en utvikling av teknologien hvor kraftplattform, lineære posisjonssystemer og akselerometer gir større overføringsverdi og blir brukt for å måle idrettslig prestasjon (Kawamori & Newton, 2006). HBST er en objektiv og praktisk metode for å kunne fortelle trenere noe om både relativ intensitet, kvantifisere stimuli og muskeltrøtthet til ulike treningsprogram (García-Ramos, Haff, et al., 2018; Pérez-Castilla et al., 2018). HBST er ansett som en form for autoregulering, hvor motstand er regulert på bakgrunn av dag-til-dag variasjoner (Mann et al., 2010). Spesifikke hastighetsmål og hastighetssoner er videre etablert ut fra hvilke fysiske egenskaper man ønsker å utvikle. Hvis forespeilet hastighet ikke er oppnådd, justeres motstanden deretter.

### **2.2 Teknologi**

Bruken av teknologi i idrettsverden har stadig vokst de siste årene (Sato et al., 2018), og utstyr som kraftplattform, lineære posisjonssystemer og akselerometer har blitt mer og mer brukt til å måle hastighet, kraft og power (Sato et al., 2018). Bruk av slik teknologi kan blant annet gi umiddelbar tilbakemelding, økt grad av innsats, motivasjon og enda mer spesifisitet til styrketrening. Variabler som gjennomsnitt og maksimal hastighet, power og kraft er de som går igjen mest i litteraturen for å kunne gi informasjon om prestasjon (García-Ramos, Pestaña-Melero, et al., 2018).

Før denne teknologien ble tatt i bruk var det viktig å etablere gode studier som fortalte noe om validiteten og reliabiliteten til utstyret som ble brukt. Historisk sett har måling av kraft og hastighet hatt et krav om bruk av kraftplattform i en laboratoriesammenheng. Kraftplattform blir ansett som gullstandard for kraftmålinger (John B. Cronin et al., 2004). Likevel kan bruk av gullstandard også medføre negative konsekvenser, selv om de ofte er i kontrollerte omgivelser.

Den begrensede bærbarheten og de store kostnadene av en kraftplattform har resultert i mer kostnadseffektive bærbare lineære posisjonssystemer og akselerometer, som i likhet med kraftplattform samler viktig kinetisk og kinematisk informasjon. (Balsalobre-Fernández et al., 2016; Crewther et al., 2011; John B. Cronin et al., 2004; Hansen et al., 2011; Harris et al., 2010).

### 2.2.1 Lineære posisjonssystemer

Lineære posisjonssystemer har blitt validert og bevist reliabel sammenliknet med kraftplattform i så stor grad at akselerometer har blitt sammenliknet opp mot lineære posisjonssystemer (Balsalobre-Fernández et al., 2016). Lineære posisjonssystemer binder en ledning eller snor på enten person eller utstyr for å kunne å kunne trekke ut forandring i posisjon, og fra dette måle hastighet og estimere kraft og power (når ytre motstand eller vekt på person er lagt inn) (Crewther et al., 2011; Harris et al., 2010). Cronin et al., (2004) undersøkte validiteten og reliabiliteten til lineære posisjonssystemer ved å måle gjennomsnitt kraft og peak kraft sammenliknet med kraftplattform. Resultatene viste en inter klasse korrelasjon koeffisient på 0,92-0,98 for gjennomsnittkraft, 0,97-0,98 for peak kraft og variasjonskoeffisient på 2,1-4,1% for gjennomsnittkraft og 2,5-84% for peak kraft. Videre konkluderte de med at resultatene indikerer at lineære posisjonssystemer er reliabel og valid sammenliknet med kraftplattform. O'Donnell et al., (2018) finner også sammenlignbare resultater mellom hopp høyde, peak power og gjennomsnittshastighet. Resultatene indikerer interklasse koeffisient på 0,7 for hopp høyde, 0,9 for peak hastighet og 0,91 gjennomsnittshastighet sammenliknet med kraftplattform. Disse resultatene samsvarer også godt sammen med Crewther et al., (2011) & Hansen et al., (2011). På bakgrunn av disse studiene gir lineære posisjonssystemer de samme fordelene som en kraftplattform, i tillegg til bedre bærbarhet og mindre kostnader.



Bilde av lineær enkoder tatt under intervensjonen.

## **2.3 Relativ motstand og hastighet**

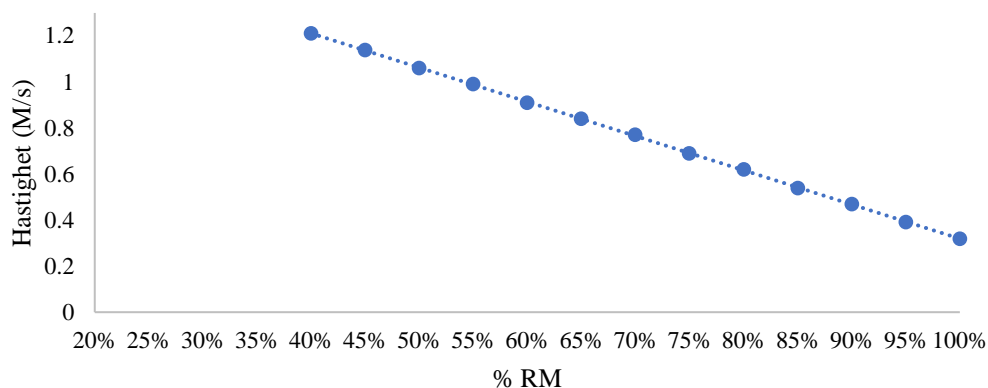
### **2.3.1 Bevegelseshastighet**

Bevegelseshastighet er en viktig variabel for styrketrening, og spesielt når målet er å forbedre prestasjon i hvilken som helst idrett. Dette er en avgjørende faktor da både nevro-muskulære krav og effekt av trening i stor grad avhenger av hastighet på en gitt motstand som er løftet (J. González-Badillo et al., 2011b). Jo større hastighet som er oppnådd mot samme relative motstand, desto større er også intensiteten. Det betyr at dersom hastigheten er lavere enn hva den maksimalt kunne vært for en gitt utøver, enten på grunn av muskeltrøtthet eller andre årsaker, så vil effekten av trening endre seg (Pareja-Blanco et al., 2014).

### **2.3.2 Bevegelseshastighet som et mål på intensitet**

Det har de seneste årene blitt etablert en sammenheng mellom hastighet og motstand i flere øvelser (Bazuelo-Ruiz et al. 2015; Conceição et al. 2016; González-Badillo og Sánchez-Medina 2010; Muñoz-López et al. 2017; Sánchez-Medina et al. 2017; Sánchez-Medina & González-Badillo 2011; Sanchez-Medina, Perez & Gonzalez-Badillo 2010). Øvelser som har blitt undersøkt inkluderer full og halv knebøy, ben- og benkpress og pullups (Conceição et al. 2016; Muñoz-López et al. 2017; Sanchez-Medina et al. 2010). Ovenstående studier har bekreftet en god korrelasjon ( $r = <0,94$ ), men med store variasjoner fra øvelse til øvelse. Dette tyder på at motstand-hastighetsforholdet for benkpress ikke fungerer for knebøy, og motsatt. Videre betyr dette at en identisk relativ motstand ikke vil resultere i samme absolutte hastighet mellom to øvelser. Hastigheten ville heller ikke endres i samme grad mellom to øvelser med samme relative eller absolutte økning i motstand (Conceição et al. 2016; Izquierdo et al. 2006; Sánchez-Medina et al. 2017). Zourdos et al., (2016) undersøkte sammenhengen mellom motstand og hastighet ved knebøy mellom godt trente individer og mindre godt trente individer. Resultatene viser at et godt trent individ flytter lavere motstand enda raskere, men har 1RM hastighet tilsvarende 0,24 m/s og 0,34 m/s hos mindre godt trente personer. Sammenlikner man disse resultatene opp mot IPF utøvere, ser man at de flytter 1RM på enda lavere hastighet (0,23 M/s) (Helms et al., 2017).

## Sammenheng mellom % RM og hastighet



**Figur 1.** Sammenheng mellom hastighet (m/s) og %1RM i knebøy med frivekter ( $R= 0,96$ ).

Note. Gjengitt fra Movement velocity as a measure of exercise intensity in three lower limb exercises, av Conceição, F., Fernandes, J., Lewis, M., González-Badillo, J. J., & Jimenéz-Reyes, P. (2016). Journal of Sports Sciences

Selv om studier viser en svært god korrelasjon mellom motstand og hastighet, viser differansen mellom målt og estimert 1RM i knebøy, halve knebøy og beinpress en forskjell på henholdsvis 5,8%, 7,3% og 7,7%. Av praktisk betydning vil det kunne bety 11 kilo feilestimering for en person som har 1RM på 150 kilo knebøy. Dermed er ikke hastighet en «god nok» variabel for å finne den eksakte 1RM for en atlet, men en god estimering for utrente eller individer hvor 1RM ikke kan bli målt på andre eller forsvarlige måter argumenterer (Mitter, 2018). Til tross for en unøyaktig estimering av 1RM kan likevel HBST brukes til å overvåke progresjon av den kraftgenererende kapasitet. Bazuelo-Ruiz et al., (2015) viser videre at en økning i hastighet tilsvarende 0,1 m/s hos utrente i halve-knebøy tilsvarende kroppsvekt gir en 1RM økning mellom 9-15 kilo (5%), og forteller videre at nøyaktigheten på disse målingene tilsvarer 58% sannsynlighet. Dette vil gi trenere mulighet til å kunne tilpasse treningsmotstand til nåtid istedenfor å bruke en statisk 1RM basert metode. Det skal sies at et 1RM-basert treningsprogram også kan justeres, og at godt trente utøvere som kjenner sitt potensiale den økten på generelt grunnlag er god til å treffe med justeringer på bakgrunn av dagsform.

Minimumshastighet beskriver den treningsspesifikke laveste hastigheten du kan flytte en motstand på før utmattelse eller svikt (Conceição et al. 2016; Sanchez-Medina et al. 2010). Minimumshastighet er relatert til muskelegenskaper, bevegelse, motivasjon og maksstyrke. Det er også vist at denne minimumshastigheten er svært individuell og dermed en mulig forklaring på hvorfor estimert 1RM på bakgrunn av hastighet og målt 1RM skaper stor variasjon (Sánchez -Medina og González-Badillo 2011).

Det har blitt etablert flere studier som har undersøkt bidraget fra maksimal propulsiv hastighet og bidraget fra bremsing eller deselerering på flere submaksimale motstander. Resultatene fra bruk av propulsiv hastighet viser store forskjeller sammenliknet med gjennomsnittshastighet, spesielt på lette til moderate vekter, og anses derfor som svært viktig for å måle eksakt hastighet skapt av musklene. Slutten av den propulsive fasen blir definert som når bidraget fra musklene er lik null (Conceição et al., 2016). På lette vekter ( $60 > \%RM$ ) vil hastigheten kunne fortsette å øke selv uten bidrag fra musklene, og dermed oppstår feilmålinger av musklens kraft genererende kapasitet. Forfatterne av denne studien konkluderte med viktigheten av å bruke maksimal propulsiv hastighet for et løft og ikke gjennomsnittshastighet grunnet deselerering, spesielt knyttet til vekter på lav-og middels motstand for å se på et individs virkelige nevro-muskulære potensiale. Conceição et al., (2016) viser i sin studie et økende standardavvik med lavere motstand, sammenliknet maksimal propulsiv hastighet mot gjennomsnittshastighet.

For at HBST skal kunne fungere er det derfor viktig at utøvere som tar dette i bruk har en hensikt med å flytte den eksterne motstanden med maksimal innsats. Dette for å kunne kvantifisere grad av muskeltrøtthet. Uten å ha intensjon om å bevege den så raskt som mulig, vil rekrutteringen av motorenheter reverseres for å kunne opprettholde aktivitet og dermed ikke måle muskelens virkelige potensiale (Sánchez-Medina og González-Badillo 2011). Ved å bevisst flytte en ekstern motstand med maksimal innsats vil også større og raskere motoriske enheter bli rekruttert, og dermed vil en større andel av muskelmassen bli aktivert. Ved en større andel rekrutterte raskere motoriske enheter, vil de få en større stimulus for både muskelvekst, men også en bedre utvikling av maksimalkraft og en raskere forkortningshastighet (Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Det vil også være hensiktsmessig å lage individuelle kraft-hastighetsprofiler, både med tanke på minimumshastighet, men også fordi at antall repetisjoner i en gitt hastighetszone og maksimalt antall repetisjoner ved en relativ intensitet varierer mellom individer (Conceição et al. 2016; Sanchez-Medina et al. 2010).

## **2.4 Grad av innsatsnivå**

Vi kan måle «grad av innsats» i større grad ved å måle bevegelseshastighet. Den første indikatoren av «grad av innsats» involverer den første repetisjoner i en serie. Derfor defineres grad av innsats som hastigheten ved hver repetisjon.



Forutsetningene bør være at det alltid må løftes med en intensjon om å bevege den ytre motstand med maksimal hastighet. I stor grad definerer dette allerede hvilken effekt man forventer av treningen. Grad av innsats representerer hvilken hastighet den ytre motstanden er flyttet med, og tillater å estimere cirka prosent av 1RM (Sanchez-Medina et al., 2010). Dette alene er ikke godt nok for å definere grad av innsats. Det har blitt foreslått at grad av innsats kan bli uttrykt gjennom en ratio mellom repetisjoner gjennomført i en serie, og hva som kunne blitt gjennomført over én serie (González Badillo, 2017). Dersom en deltaker gjennomfører en serie av 10 repetisjoner, men ble stoppet på seks repetisjoner, vil ratioen være 6(10). Altså en serie med seks repetisjoner som kunne vært løftet 10 ganger til utmattelse.

Hastighetsfallet bør på forhånd være definert på bakgrunn av øvelse og de primære treningsmålene (F. Pareja-Blanco et al., 2017a). Både hastigheten på den første repetisjonen og hastigheten over en serie er en vital del av en utøvers «grad av innsats», og kan gi verdifull objektiv informasjon om videre serie eller trening. Derfor er viktigheten av å ha intensjon om å flytte en ytre motstand med maksimal hastighet det viktigste aspektet ved HBST for å kunne finne muskelen maksimale kapasitet (Gentil et al., 2018; Morán-Navarro et al., 2019; F. Pareja-Blanco et al., 2017b).

## **2.5 Hastighetsfall**

### **2.5.1 Hvordan kalkulere hastighetsfall?**

Under tradisjonelle isointertielle øvelser, med en forutsetning om at hver repetisjon er utført med maksimal innsats, vil hastigheten falle. Den gradvise nedgangen i hastighet er en konsekvens av en redusert kraft og kan reflektere en redusert nevro-muskulær funksjon (J. González-Badillo et al., 2011b). Hastighetsfallet innad i en serie kan bli kalkulert som prosentvis reduksjon mellom den raskeste repetisjonen (muskelens maksimale kapasitet) mot den tregeste repetisjonen i en serie. Dette kan regnes ut som:

$$\text{Hastighetsfall (\%)} = 100 * (\text{Gjennomsnitt hastighet første rep} - \text{gjennomsnitt hastighet siste rep}) / \text{første rep}$$

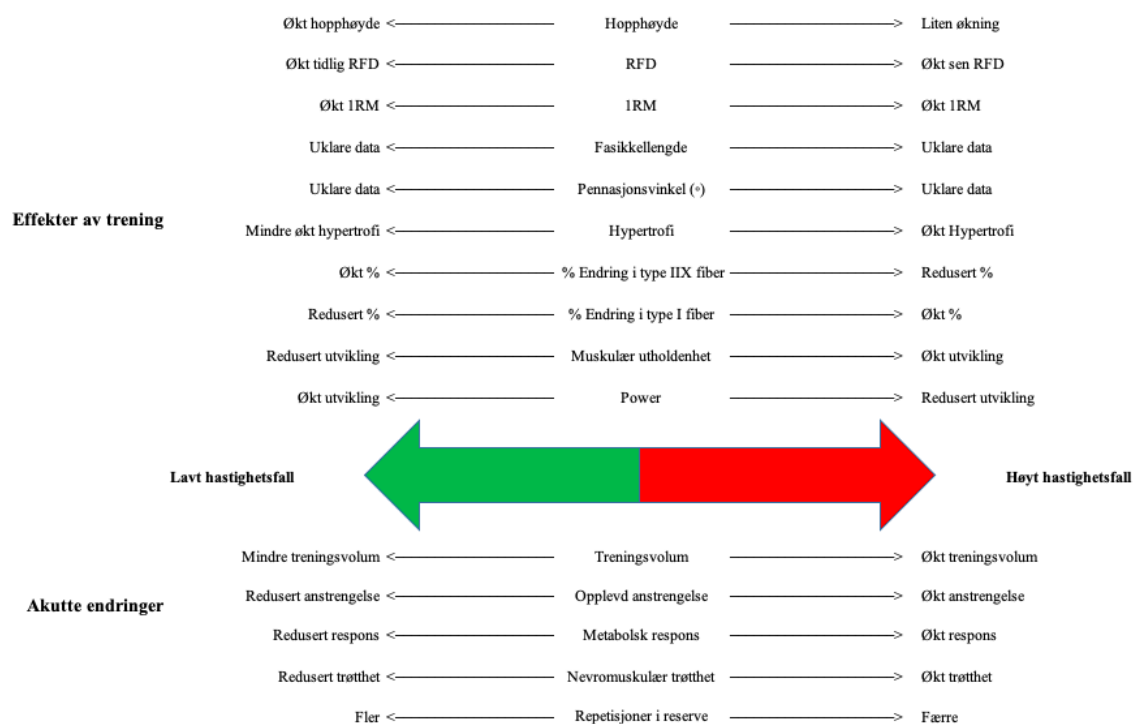
*Figur 2. Formel for kalkulering av hastighetsfall innad i hver serie*

En annen mekanisk indikator som også er svært verdifull for å kvantifisere grad av trøtthet for en treningsøkt, omhandler hastighetsfallet når en utøver løfter en gitt motstand rett før og rett etter en økt tilsvarende 1 m/s.

Tapet av hastighet på samme motstand viser seg å være en god indikator for nevro-muskulær trøtthet (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Dette gjøres ved å finne en motstand tilsvarende 1 m/s+/- 0,03. Dette tilsvarer lett motstand for et hvert individ og er gjennomførbart, da det er sett i tidligere studier at trening til total utmattelse ikke går ut over evnen til å løfte motstand tilsvarende 1 m/s. Siden hver prosent av 1RM har sin egen hastighet, vil hastighetsfallet på V1-test indikere at motstanden som er løftet med muskeltrøtthet representere en høyere prosent av 1RM. Dette betyr at individet løfter med en større grad av innsats etter økt sammenliknet med før økt. Dette støttes igjen av Wan et al., (2017) som definerer muskeltrøtthet som «*Treningsindusert nedgang eller evne til å produsere kraft*», eller Enoka & Stuart (1992), som definerer muskeltrøtthet som «*manglende evne til å produsere kraft er assosiert med en økning i grad av innsats under en gitt oppgave*».

## 2.6 Effekt av trening til ulike hastighetsfall

Figur 2 viser et sammendrag av HBST-studier, hvilke effekter av trening (varige endringer) og akutte adaptasjoner (rett etter trening) trening til ulike hastighetsfall i hver serie fører med seg. Forskjellen mellom lavt og høyt hastighetsfall er kategorisert som følgende: <20% lavt, >20%, høyt. Samtlige intervensjoner i studiene inkludert i denne figuren har et ulikt treningsvolum, og vil bli bedre forklart senere i besvarelsen.



Figur 3. Oversikt over akutte og kroniske adaptasjoner ved trening til høyt og lavt hastighetsfall

Av alle variabler som kan bli manipulert for å konfigurere fysiologiske tilpasninger, er antall gjennomførte repetisjoner i hver serie sett i sammenheng med maksimalt antall repetisjoner som kan bli gjennomført, en lite brukt tilnærming (Pareja-Blanco et al., 2019). Flere forskere mener dette bør være en variabel tatt i betraktning i utforming av treningsprogram for utøvere i ulike idretter (Morán-Navarro et al., 2017; F. Pareja-Blanco et al., 2014; Fernando Pareja-Blanco et al., 2019).

## **2.6.1 Effekter av trening**

### *2.6.1.1 Vertikal hopphøyde og power*

Mekanismene bak HBST og de nevromuskulære adaptasjonene er ikke godt undersøkt og forklart. Det har blitt foreslått flere hastighetsspesifikke adaptasjoner til styrketrening som blant annet inkluderer; bedret koordinering og spesifisitet av bevegelse, økt aktivering av høyterskel motoriske enheter, økt intra- og intermuskulær koordinering og et økt muskulært mekanisk stress på raske fibertyper (J. B. Cronin et al., 2002; R. M. Enoka, 1997). Siden raske og trege fibertyper har ulike kontraktile egenskaper, kan en treningsindusert økning av raske fibertyper føre til en økt hastighetsspesifikk adaptasjon. I følge Behm & Sale (1993) er ansvarlig stimulus for disse adaptasjonene, aktiveringsmønster assosiert med en intensjon om å bevege en vekt med maksimal hastighet. Intensjonen om å flytte en ytre motstand med høy hastighet viser seg å være avgjørende for å få positive nevromuskulære adaptasjoner i følge F. Pareja-Blanco et al., (2014). Dette støtter også Dorrell et al. (2020) som sammenliknet hastighetsbasert styrketrening med tradisjonell styrketrening. Det ble her rapportert om en forbedret vertikal hopphøyde i HBST gruppen, og ingen forskjell i gruppen som trente tradisjonell styrketrening. Noe av forklaringen ligger i at man tilrettelegger for utvikling av fysiske egenskaper ved bruk av hastighet som et objektive mål på intensitet, samtidig som å gjennomføre hver repetisjon med maksimal hastighet har vist seg å gi positive eksplosive adaptasjoner. I litteraturen står det beskrevet at fremgang i peak force og peak power best utvikles ved en intensitet mellom 30-70% av 1RM, med maksimal hastighet i knebøy (Alcaraz et al., 2011; Bevan et al., 2010; McBride et al., 2011; Soriano et al., 2015). Både peak power, gjennomsnittskraft, peak hastighet og endring i styrke blir sett på som sentrale faktorer for endring i hopphøyde (Aragón-Vargas & Gross, 1997; Dowling & Vamos, 1993; Marshall & Moran, 2015), hvor Cormie et al., (2009) peker på peak power som en av de viktigste variablene for økt hopphøyde.

På en annen side argumenter Morin et al., (2019) med at endring i power-variabler ikke kan si noe om endring i hopp høyde, og begrunner det med at ulik kroppsvekt, optimal belastning for hvert individ og ulike kraft-hastighetsprofiler konfunderer power-hopp høyde sammenhengen. Cormie et al. (2007) viste at den hastigheten hvor en utøver trener i, kontrollert for relativ motstand, resulterer i hastighetsspesifikke endringer som Behm & Sale (1993) rapporterte om tidligere. De antyder videre at både intensjon om å bevege en vekt med maksimal hastighet sammen med motstand er vitale stimulus for nevro-muskulære adaptasjoner.

Maksimal forkortningshastighet (RFD) har viktige funksjoner av hvilken kraft som kan bli produsert i tidlig fase av en muskelkontraksjon (0-200 m/s), men også sen fase av en muskelkontraksjon (200-400 m/s). I hastighetsbaserte studier er RFD målt som det maksimale stigningstallet i kraft-hastighetskurven. Dette blir målt gjennom ulike hopptester for underekstremitetene eller isometriske tester for overkropp. Pareja-Blanco et al. (2020) fant en signifikant nedgang i RFD (0-50 m/s) for høyt hastighetsfall (40%) og en liten økning i sen RFD (200-500 m/s) og motsatt i gruppen som trente til et lavt hastighetsfall. Fernando Pareja-Blanco et al., (2017) undersøkte et hastighetsfall på 15% mot 30% i knebøy. Resultatene viste en signifikant bedret fremgang i hopp høyde og andre nevro-muskulære parametere på 15% sammenliknet med 30% hastighetsfall. Juan J. González-Badillo et al., (2015) fant signifikante forbedringer i motstand ved 1 m/s (V1-motstand) hos yngre fotballspillere (U16 & U18) ved bruk av HBST sammenliknet med tradisjonell styrketrening. Ramírez et al., (2015) fant en signifikant økning i både relativ og absolutt power i knebøy etter 10 uker med HBST. Dette er i samsvar med Hatfield et al., (2006) som fant signifikante økninger i peak power og peak kraft i knebøy og skulderpress ved ulike intensiteter.

Dorrell et al., (2020) er til nå den eneste studien som har sammenliknet HBST med tradisjonell styrketrening. Resultatene viser til litt bedre resultater i 1RM i knebøy, benkpress og skulderpress for HBST-gruppen selv om volumet var halvert i forhold til den andre gruppen. Juan José González-Badillo et al., (2014) undersøkte effekten av maksimal konsentrisk fase mot halvparten av hastigheten i konsentrisk fase ved et likt treningsvolum. Resultatene indikerer en bedret prosentvis økning av 1RM ved maksimal hastighet sammenliknet med halvparten av maksimal hastighet (18,2% vs. 9,7%) for knebøy. Videre fant samme studie en forskjell i prosentvis økning i spensthopp (8,9% vs. 2,4%). Fernando Pareja-Blanco et al., (2017b) undersøkte 20% og 40% hastighetsfall.

Deres resultater indikerte en signifikant større fremgang ved trening til 20% hastighetsfall i vertikal hopp høyde (9,5% og 3,5%), selv om 20%-gruppen kun gjennomførte 40% av alle repetisjonene. I en annen studie av F. Pareja-Blanco et al., (2017a), ble det sammenliknet 15% og 30% hastighetsfall hos profesjonelle fotballspillere. Resultatene viste at 15% hastighetsfall hadde en bedre utvikling av vertikal hopp høyde og 1RM sammenliknet med 30% hastighetsfall. Pérez-Castilla et al., (2018) sammenliknet 10% og 20% hastighetsfall, hvor resultatene indikerte at hastighetsfallene gir et likt utbytte i underekstremitetene og at grunnen til de like resultatene er knyttet til for liten forskjell i hastighetsfall.

Pareja-Blanco et al., (2020) fant ingen signifikant endring mellom gruppene i vertikal hopp høyde etter seks uker med knebøy til ulike hastighetsfall 0% (+5,6%), 10% (+8,0%), 20% (+5,4%) og 40% (+6,1%), men det fantes signifikante forskjeller fra pre-post i gruppen ved 10%. Dette i motsetning til Fernando Pareja-Blanco et al., (2017) som fant en signifikant økning i vertikal hopp høyde favør 15% sammenliknet med 30% hastighetsfall. Samtlige av ovenstående studier viser at trening til 20% og 40% hastighetsfall induserer ulike fysiologiske tilpasninger, og at hastighetsfall til 15% og 30% fører til like fysiologiske tilpasninger. Det har blitt spekulert om det er selve hastighetsfallet som er avgjørende, eller om treningsvolum og muskeltrøtthet som en konsekvens av trening til ulike hastighetsfall er det som skaper ulikhetene.

### *2.6.1.2 Muskelarkitektur*

Begrepet «muskelarkitektur» er definert som muskelfibernes orientering i forhold til trening lengdeaksen har til hele muskelen (Azizi et al., 2008). Fasikkellengde, pennasjonsvinkel og muskeltykkelse er komponenter som faller under muskelarkitektur. Fasikkellengde er definert som avstand mellom feste i den dype aponevrosen og den superfisielle aponevrosen.

Pennasjonsvinkel er definert som vinkelen mellom fasikkelen og aponevrosen.

Muskeltykkelse er definert som den korteste avstand mellom den dype og superfisielle aponevrosen. Muskelen sin evne til å skape kraft og forkortningshastighet er sterkt påvirket av orienteringen av muskelfibrene (Azizi et al., 2008). Pennasjonsvinkel (sarkomerer i parallell) til en gitt muskel og muskeltykkelse er blant de viktigste morfologiske faktorene for hvor stor kraft som kan skapes ved lave kontraksjonshastigheter. Fibertypesammensetning og fasikkellengde (sarkomerer i serie) er viktige faktorer på hvor stor kraft som kan skapes ved raske kontraksjonshastigheter (Ikegawa et al., 2008; Kawakami et al., 1993; Kawamori & Haff, 2004; Per Aagaard et al., 2002).

På bakgrunn av dette er det funnet en økt fasikkellengde og en mindre pennasjonsvinkel i sprintere, men en økt pennasjonsvinkel og mindre fasikkellengde hos bodybuildere. Dette på bakgrunn av kontraksjonshastighet og spesifisitet (T. Abe et al., 2000; Kawakami et al., 1993). Noen forfattere finner ikke signifikante endringer i pennasjonsvinkel (Alegre et al., 2006; Anthony J. Blazevich et al., 2003, 2007, 2007; Potier et al., 2009; Rutherford & Jones, 1986; Rønnestad et al., 2012).

Endringer i pennasjonsvinkel ser derfor ut til å være følsom som følge av treningsbakgrunn, hvor godt trente individer opplever mindre eller fraværende endringer i pennasjonsvinkel (A. J. Blazevich & Giorgi, 2001; Anthony J. Blazevich et al., 2003; Rutherford & Jones, 1992; Rønnestad et al., 2012). Det ser derfor ut til at trening med tung belastning ser ut til å øke pennasjonsvinkelen på bakgrunn av en økt muskeltykkelse (A. J. Blazevich & Giorgi, 2001; Gondin et al., 2005; Matta et al., 2011; Narici et al., 2011; Seynnes et al., 2007a; P. Aagaard et al., 2001). Trening med lavere motstand og raskere forkortningshastighet ser ikke ut til å føre til en økning i pennasjonsvinkel, men heller å redusere den. (Alegre et al., 2006; Anthony J. Blazevich et al., 2003). En redusert pennasjonsvinkel er assosiert med en økt fasikkellengde som muliggjør raskere kontraksjonshastighet (Burkholder et al., 1994; Lieber & Fridén, 2000).

Forkortningshastighet (muskelens evne til å kontrahere raskt) ser ut til å være påvirket av endringer i fasikkellengde, hvor en økning i lengde er et resultat av trening med høy forkortningshastighet (Alegre et al., 2006; Anthony J. Blazevich et al., 2003). I likhet med pennasjonsvinkel ser det også ut til at en signifikant endring i fasikkellengde krever lang tid (Alegre et al., 2006; Anthony J. Blazevich, Cannavan, et al., 2007; Seynnes et al., 2007a). Som beskrevet tidligere ser hastighet ut til å påvirke endring av fasikkellengde i stor grad. Blazevich et al., (2007) finner økning i fasikkellengde etter fem uker med trening, mens et annet studie av samme forfatter Blazevich et al., (2007) finner ingen økning etter fem uker. Seynnes et al., (2007) kunne vise til en endring allerede etter 10 dager. På bakgrunn av varierende evidens, forklarer Rønnestad et al., (2012) at fraværet av en økning i fasikkellengde kan skyldes at de allerede har nådd sitt potensiale gjennom mange år med systematisk eksplosiv trening.

Oppsummert kan treningsstatus, type styrketrening (for eksempel spensttrening), lengde på intervensjonen og kontraksjonshastighet spille en avgjørende rolle hvorvidt en økning i fasikkellengde forekommer (Anthony J. Blazevich, Cannavan, et al., 2007; Anthony J. Blazevich, Gill, et al., 2007; Rønnestad et al., 2012; Seynnes et al., 2007a).

## **2.6.2 Akutte adaptasjoner**

### *2.6.2.1 Muskeltrøtthet*

I tillegg til å bruke hastighet for å tilpasse treningsmotstand i forhold til daglige variasjoner, kan hastighet også brukes til å kvantifisere muskulær trøtthet via hastighetsfall gjennom en serie eller fra økt til økt (J. J. González-Badillo et al., 2016; Morán-Navarro et al., 2017; Fernando Pareja-Blanco et al., 2019; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Dette er mulig å kvantifisere fordi muskeltrøtthet fører til en akutt reduksjon i kraft-genererende kapasitet (Enoka & Duchateau, 2008) gjennom en reduksjon i forkortnings-hastighet og en økt relaksjonstid (Allen et al., 2008). Muskeltrøtthet fører til en reduksjon i kraft og hastighet, og dermed en reduksjon i power (Allen et al., 2008), noe som blir fanget opp av en lineær enkoder. Det har blitt vist at grad av trøtthet økes gjennom en økt grad av innsats. (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Den gradvise nedgangen i hastighet gjennom antall gjennomførte repetisjoner kan være evidens for en hemmet nevromuskulær funksjon, og som legger grunnlag for en objektiv kvantifisering av trøtthet (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Det har blitt vist en sterk positiv sammenheng mellom prosent hastighetsfall induisert under en serie og prosentvis repetisjoner som maksimalt kan gjennomføres før utmattelse ( $r= 0,93-0,97$ ) (Rodríguez-Rosell et al., 2020). Det er også funnet en god sammenheng mellom hastighetsfall innad i hver serie og hastighetsfall for en økt ( $R=0,92$ ) (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011).

Ved å ta i bruk HBST vil man kunne overvåke størrelsen på hastighetsfallet basert på figur 2 for å kunne beskrive omfang og størrelse på muskeltrøtthet i hver serie, samtidig som en V-1 test (hastighet ved en motstand tilsvarende 1 m/s) før og etter økt vil kunne beskrive omfanget på muskeltrøtthet for en hel treningsøkt (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011b). Denne metoden har vist seg å være en gyldig metode for å kunne måle størrelse på muskeltrøtthet (J. González-Badillo et al., 2015; Fernando Pareja-Blanco et al., 2017b, 2020; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011b).

For å få de ønskede adaptasjonene fra denne treningsmetoden vil det være hensiktsmessig å gjennomføre alle repetisjoner i en forutbestemt hastighets-sone. Bakgrunnen for dette er at det har blitt avdekket et nært forhold mellom prosentandel repetisjoner fullført i forhold til hvor mange repetisjoner som kan gjennomføres. For knebøy tilsvarende en reduksjon i hastighet på 40% utmattelse uavhengig av relativ motstand (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011b). Dette i samsvar med Pareja-Blanco et al., (2017) som viser et hastighetsfall på 44% ved utmattelse og 20% halvveis til utmattelse.

V-1 testen som er en gunstig test for å se på muskeltrøtthet akkumulert fra en treningsøkt, har ikke vist seg pålitelig for å kunne måle akkumulert trøtthet over tid. Pareja-Blanco et al., (2019) undersøkte muskeltrøtthet ved ulike relative motstand og resultatene viste at trening til utmattelse på lavere prosent av 1RM (60-79%) fører til en større muskeltrøtthet. Både hopphøyde og V-1 test viste tydelig økning i muskeltrøtthet ved trening til utmattelse og hopphøyde. Dette i samsvar med Pareja-Blanco et al., (2017) som fant en restitusjonstid tilsvarende 48 timer for gruppen som trente til utmattelse. Dette kan forklares ved at repetisjons-forskjellene mellom gruppene øker ved lavere prosent av 1RM. Morán-Navarro et al., (2017) gjennomførte en studie lik som ovenstående, men med utliknet relativ motstand mellom gruppene (3x10 10RM v 3x5 10RM). Resultatene viser at begge grupper oppnår en akutt muskeltrøtthet, men for 3x5 10RM- gruppen var hastigheten og hopphøyde tilbake ved baseline allerede etter seks timer. For den andre gruppen var hastigheten tilbake etter 48 timer, og hopphøyde var tilbake til baseline etter 72 timer. Dette viser at evnen til hurtig kraftutvikling er betydelig redusert minst 48 og muligens 72 etter trening til utmattelse (J. J. González-Badillo et al., 2016; Morán-Navarro et al., 2017; Fernando Pareja-Blanco et al., 2019; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Pérez-Castilla et al., (2018) skriver i sin studie at denne akutte muskeltrøttheten kan akkumuleres dersom treningsprogrammet ikke justeres underveis, og at dette kan medføre uønskede eller fraværende nevro-muskulære tilpasninger.

#### *2.6.2.2 Metabolitter, RIR og RPE*

Trening til utmattelse eller tilnærmet utmattelse har vist å øke det metabolske stresset gjennom opphopning av laktat og ammoniakk. Etter repetisjon nummer seks ved ulike relative intensiteter øker ammoniakk kurvelineært, mens laktat øker lineært (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011).



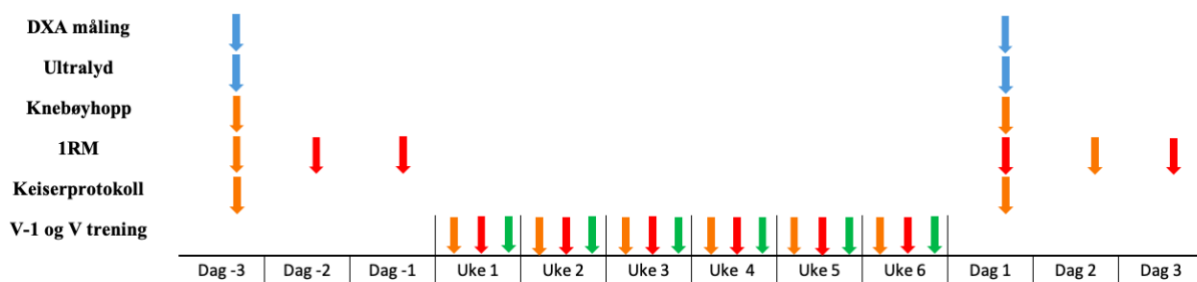
Denne opphopningen av metabolitter vil føre til en økt restitusjonstid. Det interessante ved funnene til Sanchez-Medina et al., (2010) var at basalnivåene til ammoniakk (knekken på kurven) ikke økte før det var gjennomført to flere repetisjoner enn halvparten som er mulig å gjennomføre i en serie. Dette blir forklart som «*grad av innsats terskel*», hvor ulike avfallsstoffer virker å øke i større grad og videre økt restitusjonstid. Ammoniakknivåene viste seg tydelig å øke i et hastighetsfall rundt 30% for knebøy, uavhengig av relativ motstand (Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011).

Weakley et al., (2020) gjennomførte en studie for å undersøke metabolske responser ved å trene til ulike hastighetsfall på motstand tilsvarende 70% av 1RM. Resultatene viser ingen signifikant endring mellom gruppene, men tydelig et ganske lineært forhold mellom hastighetsfall og opphopning av laktat etter hver serie og økt. Ved et hastighetsfall tilsvarende 10% økte ikke laktatnivåene mer enn baseline verdier, og studien konkluderer med at et høyt hastighetsfall er nødvendig for hypertrofiske endringer (Weakley et al., 2020). Helms et al., (2017) undersøkte sammenhengen mellom RIR basert RPE mot hastighet opp mot 1RM. Resultatene viser en svært god korrelasjon mellom RPE og hastighet ved ulike intensiteter, og konkluderer videre med at godt trente utøvere kan forutsi sitt hastighetsfall ved å rapportere RPE og RIR. Ved maksimal motstander 90% 1RM forsvinner noe av sammenhengen mellom RPE og hastighet. Dette kan være grunnet store hastighetsfall mellom hver repetisjon (Helms et al., 2017). Spesielt godt trente styrkeutøvere viser en RIR verdi tilsvarende perfekt sett i sammenheng med hastighet, mens mindre godt trente individer enten underestimerer eller overvurderer sin fysiske kapasitet.

## 3. Metode

### 3.1 Studiedesign

For å kunne besvare hypotesene på en adekvat måte ble et randomisert kontrollert intervensjonsstudie-design benyttet. Deltakerne ble randomisert på bakgrunn av pre-test, matchet og inndelt i to treningsgrupper: LVLG eller HVLG. Randomiseringen ble utført ved hjelp av randomisering-verktøy i Microsoft Excel (Microsoft Excel for Mac, versjon 16.30, USA) og deltakerne ble plassert i LVLG eller HVLG. Treningsintervensjonen bestod av tre økter per uke og hadde en varighet på seks uker (totalt 18 treningsøkter) (Figur 4). Det ble gjennomført en testperiode både før og etter treningsintervensjonen, noe som krevde totalt fire fysiske oppmøter. Det var ikke tillat med noen form for systematisk styrketrening parallelt med intervensjonen. All testing og trening ble gjennomført ved laboratoriet og treningscenter ved Norges idrettshøgskole (NIH).



Figur 4. Skjematisk fremstilling av intervensjonen oppbygning.

Figur 5 illustrerer oversikt og rekkefølge på testdagen. 1RM tester ble gjennomført ved dag -3 i likhet med de andre testene (Figur 5), men kunne også gjennomføres ved dag -2 og -1 hvis resultatet ikke var representativt. Det samme gjaldt også for testing etter intervensjonen var ferdig.



Figur 5. Fremstilling av full test dag med kronologisk rekkefølge på tester før og etter treningsintervensjonen

### 3.2 Rekruttering, inklusjon- og eksklusjonskriterier

Forsøkspersonene ble rekruttert via informasjonsskriv på ulike oppslagsverk ved NIH, samt lokale treningscenter i Oslo. Informasjonsskrivet ble også publisert på NIH sin hjemmeside og flere ulike forskningskanaler. Inklusjonskriterier var følgende: 1) Menn og kvinner mellom 18-35 år, 2) Erfaring med systematisk styrketrening det siste året, 3) Mulighet for å gjennomføre tre treningsøkter i uken med testleder 4) 1RM knebøy over kroppsvekt (>1,00 RSR). Eksklusjonskriterier var deltakere med muskel og/eller skjelettskader, tidligere eller pågående bruk av prestasjonsfremmende midler og deltakere som hadde planlagt et kaloriunderskudd underveis i treningsperioden. Alle forsøkspersoner skrev under på informert samtykke i forkant av oppstart (Vedlegg 1).

### 3.3 Utvalg

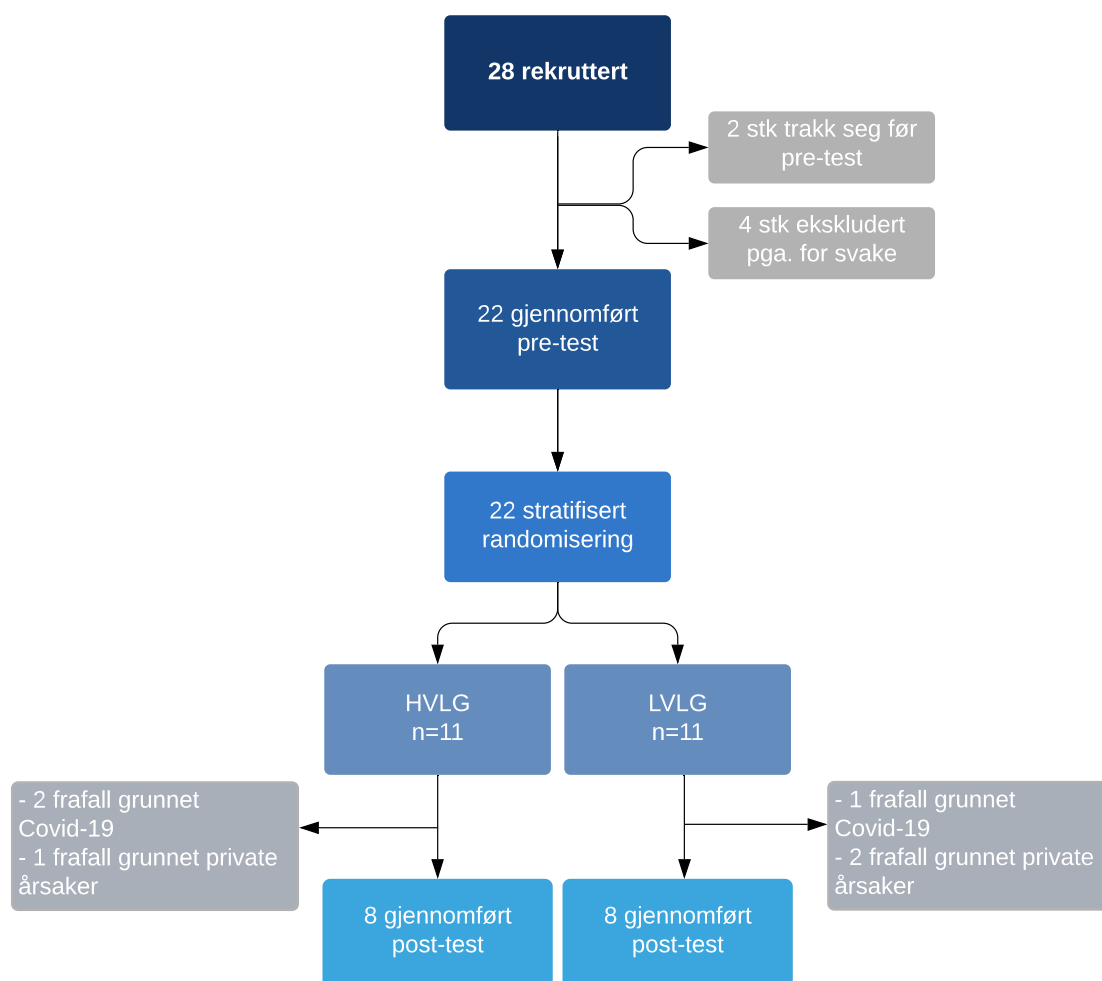
Totalt 22 forsøkspersoner startet treningsintervensjonen og seks forsøkspersoner valgte å droppe ut av ulike årsaker underveis i treningsperioden (Figur 5). Ingen forsøkspersoner droppet ut på grunn av treningsprogrammet. Tabell 1 viser antropometrisk data for utvalget.

*Tabell 1. Antropometri og styrke for forsøkspersoner ved oppstart oppgitt som gjennomsnitt ± standardavvik.*

	<b>Kvinner (n=11)</b>	<b>Menn (n=11)</b>
Alder (år)	27,4 ± 4,8	26,3 ± 3,1
Høyde (cm)	170,3 ± 7,1	177,7 ± 6,9
Kroppsvekt (kg)	66,8 ± 9,0	81,5 ± 5,3
Knebøy 1RM (kg)	86,9 ± 21,5	144,0 ± 16,6
Knebøy RSR (1RM/kroppsvekt)	1,3 ± 0,2	1,8 ± 0,1

Knebøy relativ styrke ratio (Knebøy RSR)

Figur 6 fremstiller alle potensielle forsøkspersoner som det ble opprettet seriøs kontakt med. Grunnet Covid-19 var treningscenter stengt i to perioder (12. mars og 15. november), noe som medførte at det ikke var mulig å fullføre resterende trening og post-testing på dropouts. Dette gav et uforutsett frafall. Grunnet karanteneavvikling måtte to av totalt 16 deltakere som fullførte intervensjonen gjennomføre post-test av ultralyd og knebøyhopp 72 timer etter siste treningsøkt. Av 288 planlagte treningsøkter ved Norges idrettshøgskole ble 285 gjennomførte, derav et gjennomsnitt per deltaker på 17,9 økter gjennom intervensjonen.



**Figur 6.** Flytskjema som viser inklusjonsforløpet av deltakere i studien.

### 3.4 Trening

Før hver treningsøkt ble V-1 motstand estimert og re-testet mot samme absolutte motstand etter endt treningsøkt. Andre variabler som ble registrert før, under og/eller etter hver treningsserie var: 1) RIR, 2) RPE etter hvert sett (*serieRPE*), 3) RPE etter økten (*øktRPE*), 4) PRS, 4) Søvn, 5) total treningstid, 6) Pausevarighet, 7) treningsvolum (rep x serie).

Treningsintervensjonen bestod av knebøy, benkpress og markløft med en frekvens på tre ganger i uken for knebøy og benkpress og én gang for markløft. Markløft og benkpress vil ikke bli nøyere beskrevet i denne oppgaven. Designet på treningsprogrammet var en ukentlig bølgeperiodisering (Vedlegg 4). Den absolutte motstanden for hver treningsøkt ble avgjort på bakgrunn av hastighet for å kunne individualisere progresjon. Treningshastighet var 0,58, 0,38 og 0,7 m/s for dag én, to og tre for knebøy. Dette tilsvarende relativ motstand på 80, 90 og 75 % 1RM (Figur 1) (Conceição et al., 2016).

Testleder var tilstede på hver treningsøkt for å forsikre seg om at riktig V-motstand (motstand på treningshastighet) og motstand på V-1 test ble oppnådd (Figur 7). Et avvik på 0,03 m/s var største tillatte avvik. LVLG trente til 20% hastighetsfall i hver serie, mens HVLG trente til 40% hastighetsfall i hver serie. I treningsuke én gjennomførte HVLG to serier per treningsøkt per øvelse, i uke 2-4 gjennomførte de tre serier per øvelse og uke 5-6 gjennomførte de fire serier per øvelse (Vedlegg 4).

Ved starten av hver treningsøkt ble deltakerne spurt om hvor godt restituert de følte seg gjennom PRS skalaen (Laurent et al., 2011), og hvor godt de hadde sovet på en skala fra 1-10. Rett etter hvert treningsserie ble deltakerne bedt om hvor hardt treningsserien følte gjennom RPE skalaen (Borg, 1982), samt hvor mange repetisjoner de hadde i reserve (RIR) (Hackett et al., 2012). De var instruert til å ikke bruke RIR basert på RPE for å kvantifisere RPE, men heller en subjektiv følelse over hvor hardt det følte (Helms et al., 2016). Ved slutten av hver treningsøkt ble deltakerne spurt om hvor hard hele treningsøkten følte med den samme RPE skalaen som ble brukt til å kvantifisere hvor tungt hver sett følte. Etter hver treningsøkt fikk deltakerne en proteinbar (Star nutrition, Sverige) med 18,5 gram protein per bar, og total treningstid ble notert. Et ark for både PRS og RPE var tilgjengelig ved hver eneste treningsøkt der deltakerne visuelt så skalaene og oppga sitt subjektive svar basert på arket (Vedlegg 3).

For å kunne utligne treningsvolumet mellom de to gruppene måtte HVLG (som skulle styre volumet) startet intervensjonen en uke før LVLG, da dette kunne gi informasjon om treningsvolum. Etter den første treningsuken for HVLG ble antall repetisjoner for hver treningsøkt (reps x serie) notert og dermed la grunnlag for volumet for LVLG. Derfor gjennomføre LVLG flere serier for å kunne utligne volumet til HVLG.



*Figur 7. Fremstilling og kronologisk rekkefølge på én av 18 treningsøkter.*

## 3.5 Tester

### 3.5.1 1RM-test



*En av deltakerne under 1RM-test.*

Oppvarming til 1RM testen bestod av fem minutter på en stasjonær ergometersykel Keiser M3i Lite (Keiser Sport, Fresno, CA, USA) på minst 80 watt. Knebøy ble gjennomført i frittstående stativ og den konsentriske fasen av hvert løft skulle være med maksimal innsats. Eksentrisk fase av løftet skulle være kontrollert. Det ble tatt i bruk en metronom som tillot maksimalt tre sekunder pause på toppen av hvert løft, både under testing og trening. Bruk av utstyr som for eksempel knevarmere, løftebelte, håndleddstøtter ble notert ned før test, og måtte benyttes ved post-test. Hastigheten for hver repetisjon ble målt ved lineær enkoder (Muscle lab linear encoder, Ergotest innovation AS, Norge) tilkoblet til en PC gjennom en single data interface (MUSCLELAB, Ergotest innovation AS, Norge). Testing og trening ble utført med Eleiko powerlifiting stang, Eleiko IWF treningsplater (0,125- 25 kg) plater, Eleiko XF 80 hybrid stativ (Eleiko International, Hälmstad, Sverige). 1RM protokollen bestod av selvvalgt motstand og repetisjoner opp til estimert 40% av 1RM. Etter dette ble deltakerne bedt om å subjektivt estimere en konservativ 1RM for kalkulering av videre motstand. Videre ble det gjennomført ti, syv og tre repetisjoner på 50%, 65% og 80% av den estimerte 1RM.

Påfølgende serier etter 80% 1RM var en repetisjon ved selvvalgte økninger til 1RM var oppnådd. Ved å se på minimumshastighet på løftet ble det kontrollert for gyldige 1RM forsøk (dag -3). Pausene skulle ikke overstige fem minutter mellom hvert 1RM forsøk og maksimalt tre minutter ved de andre motstandene. Ved tilvenningsøktene (dag -2 og -1) passerte ikke deltakerne 80% av 1RM eller en hastighet tilsvarende 0,45 m/s (Figur 1) (Conceição et al., 2016). For å være helt sikre på at deltakerne var innlært i å ta i maksimalt ved hver motstand, skulle den høyeste hastigheten forekomme på de tre første løftene i hver serie.

### **3.5.2 Beinpress**

Kraft-hastighetsforhold ble gjennomført ved bruk av Keiser A420 horisontal unilaterale beinpress dynamometer (Keiser Sport, Fresno, CA) som bruker lufttrykk som motstand og måler kraft og hastighet på 400HZ gjennom alle motstander (Colyer et al., 2018). En spesifikk oppvarming bestående av 10, 7, 3 repetisjoner ble gjennomført i forkant av 1RM, og deretter én og én repetisjon ved økende motstand til 1RM var oppnådd. Deretter ble det gjennomført en 10-steps kraft-hastighetstest med definerte pauser, og økende motstand for å fastslå den horisontale kraft-hastighetskurven. Den tiende repetisjonen ble satt til 95% av 1RM, som var en del av oppvarmingsprotokollen. Testen karakteriseres ved økende motstand, samt økende intra-repetisjon pause mellom hver motstand. Seteposisjonen ble stilt inn slik at lårbenet blir tilnærmet vertikalt (90 grader i kneledd), og en hoftevinkel mellom 60-75 grader. Variasjonen i hoftevinkel var knyttet til det myke setet. Deltakerne ble motivert verbalt til å strekke ut knærne med maksimal hastighet på alle motstander.

### **3.5.3 Knebøyhopp**

Knebøyhopp ble gjennomført med kraftplattformen Hur labs FP4 (HUR Labs Oy, Tampere, Finland), tilkoblet en PC med programvaren Force Platform Suite (versjon 2.65.5.6, Hur Labs, Finland). Kraftplattformen ble plassert på et hardt, stabilt og vannrett underlag hver testdag. Deltakerne sin kroppsmasse og høyde ble notert ned fra DXA-målingen. Deltakerne ble deretter instruert til å holde hende på hoften under hele hoppet og blikket rett frem. De fikk gå ned til valgfri dybde hvor de følte at de kunne hoppe høyest. For å sikre at teknikken ikke endret seg i for stor grad fra pre til post-test ble deltakerne avbildet i bunnposisjon ved pre-test. Det ble tillat fire submaksimale oppvarmingshopp før testen. Testen ble avsluttet når to hopp etter hverandre var lavere enn det beste. Hopp høyden som ble benyttet var basert på peak kraft ved take-off (cm), peak power (w), peak power/kroppsvekt (w), gjennomsnitt power (w) og gjennomsnitt power/kroppsvekt ble hentet ut for videre analyse

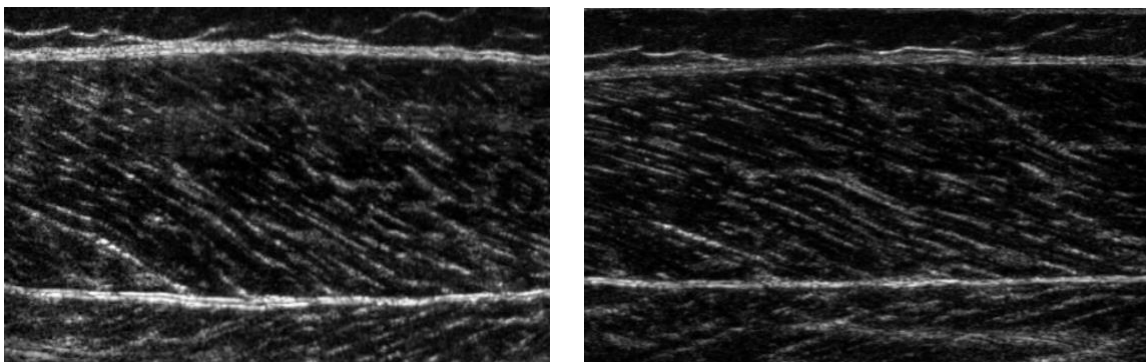
### 3.5.4 DXA

Kroppssammensetning ble målt ved DXA type Lunar Prodigy densimeter (Prodigy Advance PA+302147, Lunar, San Fransisco, CA, USA). Deltaker ble instruert til å ligge på ryggen med hendene langs siden og litt ut fra kroppen. Hendene ble plassert i en posisjon tilsvarende 45 graders supinasjon. Det ble brukt isopor mellom knær, samt i armhulen. Videre ble beina knytt sammen med remmer og lagt i en liten og avslappet innover-rotasjon. Deltakerne ble instruert til å møte i fastende tilstand tilsvarende 12 timer før målingen.

### 3.5.5 Ultralyd

B-Mode ultralyd måling (Ultralyd-, 0mm, 5-12MhZ, HD11XE, Philips, Bothell, Washington, USA) ble gjennomført på m.vastus lateralis på høyre fot og høyre m.Triceps brachii for alle deltakere. Målingene ble gjennomført ved at deltakerne lå flatt og helt avslappet på en benk med en liten innover-rotasjon i hoften. Ultralydbildene ble tatt av den tykkeste delen av muskelbuken på m.vastus lateralis, i området 50% av distansen fra trochanter major til laterale epikondyle av femur. Benposisjon ble standardisert ved isopor mellom knærne (Takashi Abe et al., 2000, 2001; Franchi et al., 2018; Kumagai et al., 2001; Seynnes et al., 2007b). For måling av muskelarkitektur ble det målt opp én probe-lengde distalt og proksimalt fra referansepunkt. For at pre- og postbilde skulle være så identiske som mulig, ble pre-bildene satt opp på egen PC-skjerm, for å kunne identifisere like landemerker ved begge billedtakinger.

#### 3.5.5.1 Analyse ultralyd



**Figur 8.** Pre (Venstre) og post (Høyre) ultralyd av m.Vastus Lateralis fra en deltaker med den dype og overflate aponevrose (tydelige hvite linjer).

Før analyse ble bildene blindet og gitt kodenavn for gjenkjenning etter analyse gjennom anonymisering script. Videre ble egne script laget og analysert gjennom Fiji (versjon 2.0.0, USA). Muskeltykkelse ble målt som gjennomsnittlig distanse mellom aponevrosene.



Manuell markering av dype og overflate aponevroser var nødvendig for å kunne standardisere målingene. I forkant av analyse av panoramabilder ble bildene skjært (croppet) i like pixler fra pre til post. Den dominerende orientering av fasikkene og aponevrose ble målt ved hjelp av et script basert på evaluering av gradientstrukturen lokalt i muskelen og ble videre brukt til å beregne pennasjonsvinkel oppgitt i grader. Både pennasjonsvinkel og fasikkellengde ble beregnet ved SMA (versjon 1,7) script. Fasikkellengde ble kalkulert ved en rett linje på den dominerende fasikkelretning og målt som avstand mellom den dype og overflate aponevrose.

### **3.6 V-1 test og treningshastighet**

I forkant av hver treningsøkt ble det gjennomført en test hvor hensikten var å finne motstand tilsvarende 1 m/s (V-1 test). For den første økten var motstanden basert på hastighetsmålingen fra pre-test. Skulle hastigheten være enten for høy eller for lav ble motstand justert. Det var tillat et avvik på  $\pm 0,03$  (0,97- 1,03 m/s). For de neste øktene ble det teste mot samme motstand som den foregående økten og enten justert opp eller ned ut fra progresjon eller trøtthet. Den raskeste repetisjonen er normalt funnet mellom repetisjon én og tre. Derfor skulle det gjennomføres tre repetisjoner på hver motstand til ønsket hastighet var oppnådd. I knebøy ble deltakerne instruert til å holde stangen fast på skuldrene for å unngå at stangen skulle bli et prosjektil og forlate skuldrene underveis i testen. Testen ble fortsatt helt til deltakerne fant sin motstand tilsvarende 1 m/s. Etter hver treningsøkt ble V-1 test gjennomført for å kvantifisere hastighetsfallet mellom øktene, og dermed måle muskeltrøtthet. Samme protokoll ble gjennomført for å finne motstand tilsvarende treningshastighet.

### **3.7 Statistikk**

Datamaterialet fra denne intervensjonen ble analysert for klinisk betydning ved hjelp av størrelsesbasert inferens (Magnitude Basen Differences; MBD: Hopkins, 2017) i excelark utviklet for å undersøke endringer og forskjeller gjennom t-tester og mulighet til å kontrollere for opptil to variabler (Hopkins 2007;2017). Vanligvis er den kliniske betydningen av effekten av en intervensjon tolket gjennom P-verdier og konfidensintervall. Dette kan føre til at det lett kan bli feiltolket fordi et konfidensintervall som krysser eller inkluderer nullverdien, vil resultere i et ikke-signifikant ( $P=>0,05$ ) utfall. I virkeligheten kan et statistisk ikke-signifikant resultat være klinisk positiv, og et statistisk signifikant resultat være klinisk trivielt. Bruken av MBD i denne studien var et forsøk på å få et nyansert bilde av virkningen av intervensjonen, i tillegg til at denne metoden er positiv for mindre utvalgsstørrelser.

Grensene for at en effekt skal være klinisk positiv er satt til 0,2 av baseline standardavvik (liten effekt) og for at denne effekten er «ikke negativ» (0,5% risiko for skade) og «muligens positiv» (>25% risiko for fordel), noe som tilsvarer et minimumsforhold på 66 for en odds for fordel til odds for skade (Hopkins et al. 2009). Når man bruker MBD, presenteres utfallsstatistikk som sannsynligheten for å påføre skade eller nytte.

For å kunne trekke kliniske beslutninger om hvor de virkelige effektverdiene ligger, bruker MBD effektstørrelsen til den minste verdifulle endringen, som er en effektstørrelse på 0,2 (0,2 standardavvik). Videre er en moderat effekt mellom 0,2 og 0,6 og stor effekt 0,6 til 1,2. En effekt er ansett som triviell om den ligger mellom -0,2 og 0,2.

Den kvalitative sannsynligheten for at sikkerheten av effekten som blir estimert tilordnes følgende skala: 0,5%, mest usannsynlig, nesten helt sikkert ikke; 0,5-5%, veldig usannsynlig; 5-25%, usannsynlig, sannsynligvis ikke; 25-75%, muligens; 75-95%, sannsynligvis, sannsynligvis; 95-99,5%, veldig sannsynlig; > 99,5% mest sannsynlig, nesten helt sikkert (Hopkins et al. 2009). Sannsynlighet for effektene er presentert i teksten i følgende rekkefølge som prosent: «positiv / trivielt / negativ». Videre er hver beregning av effektstørrelse, standardavvik, konfidensintervall og sannsynlighetsandeler mellom gruppeforskjeller basert på HVLG-effekten subtrahert med LVLG-effekten. Dette betyr at hvis sannsynligheten for skade overstiger sannsynligheten for fordel, er det til fordel for HVLG og motsatt. Alle rapporterte resultater er primære utfall og kontrollert for baseline, mens noen variabler kan fungere som konfunderende eller forklare andre utfall fra de primære utfallene. På bakgrunn av det ble sekundæranalyse gjennomført for å undersøke årsakssammenheng. Sekundæranalysene viste at treningsvolum var eneste variabel som kunne konfundere for resultatene og videre korrelasjonstester ble gjennomført for å undersøke bidraget. Det ble også gjennomført korrelasjonstester ved alle effektstørrelser >0,2, for å undersøke hvor mye de påvirket primærutfallene.

## 4. Resultater

### 4.1 Baseline variabler

Tabell 2 inkluderer alle baselineverdier for de 16 deltakerne som gjennomførte intervensjonen. Gjennomsnitt kraft og gjennomsnitt kraft/kroppsvekt fra beinpress viste negativ effekt i LVLG sammenliknet med HVLG. Videre viste HVLG en triviell forskjell ved pennasjonsvinkel og liten effektstørrelse sammenliknet med LVLG. Ingen av de andre undersøkte variablene viste forskjell ved baseline.

Tabell 2. Baselineverdier for begge treningsgrupper.

	HVLG (n=8)	LVLG (n=8)	ES; ± KI	Positiv - Triviell - Negativ
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
Kroppsvekt	74,7 ± 11,8	76,3 ± 8,4	0,17 ± 0,66	47 – 36 – 16
<b>Knebøyhopp</b>				
Hopphøyde (cm)	35,5 ± 8,7	35,7 ± 10,3	-0,01 ± 0,99	35 – 28 – 27
Peak power (W)	3959,8 ± 1491,2	3811,5 ± 878,5	0,01 ± 0,68	31 – 39 – 30
Peak power/kroppsvekt (W/kg-1)	51,5 ± 14,1	54,5 ± 13,8	0,2 ± 0,84	50 – 29 – 21
Gj.snitt power (W)	1630,9 ± 795,8	1556,9 ± 250,6	0,08 ± 0,63	37 – 42 – 21
Gj.snitt power/kroppsvekt (W/kg-1)	20,9 ± 7,4	22,4 ± 5,3	0,25 ± 0,69	55 – 32 – 14
<b>Keiser beinpress</b>				
Peak hastighet (m/s)	2,4 ± 0,8	2,3 ± 0,3	0,00 ± 0,71	31 – 38 – 31
Gj.snitt kraft (N)	2305,2 ± 486,3	2128,6 ± 500,1	-0,32 ± 0,89	16 – 25 – 59
Gj.snitt kraft/kroppsvekt (N/kg-1)	31 ± 3,4	28,4 ± 4,1	-0,76 ± 1,25	9 – 11 – 79
Gj.snitt power (W)	1414,3 ± 494,6	1354,0 ± 328,5	-0,04 ± 0,73	29 – 37 – 35
Gj.snitt power/kroppsvekt (W/kg-1)	18,7 ± 4,3	18,0 ± 3,0	-0,10 ± 0,74	24 – 35 – 40
<b>Ultralyd</b>				
m.vastus lateralis tykkelse (mm)	49,5 ± 7,1	55,3 ± 6,6	0,68 ± 0,73	87 – 10 – 3
Pennasjonsvinkel (°)	16,1 ± 3,5	14,7 ± 1,9	-0,34 ± 0,67	9 – 27 – 65
Fasikkellengde (mm)	236,7 ± 47,8	230,5 ± 33,2	-0,07 ± 0,7	25 – 37 – 38
<b>Knebøy</b>				
1RM (kg)	118,5 ± 40,9	119,5 ± 29,5	0,1 ± 0,67	39 – 38 – 22
RSR (1RM/kroppsvekt)	1,6 ± 0,3	1,5 ± 0,3	0,03 ± 0,69	33 – 38 – 28
<b>DXA</b>				
Muskelmasse fullkropp (kg)	54,6 ± 11,4	59,3 ± 9,8	0,36 ± 0,7	66 – 25 – 9
Muskelmasse underkropp (kg)	18,6 ± 3,8	20,5 ± 3,2	0,46 ± 0,7	74 – 20 – 6

Verdier er gjennomsnitt ± standardavvik for begge grupper; Effektstørrelse (ES) ± 90% og sannsynlighetsprosent (positiv – triviell - negativ): gruppegjennomsnitt er kalkulert ved å subtrahere HVLG effekt mot LVLG effekt. Resultatene er kontrollert for baselineverdier: Effektstørrelser er inferenser er triviell (<0,2), liten (0,20 - <0,60), moderate (0,6 - <1,20), stor (1,2 - <2,00) og ekstremt store (>2,00): 1RM (én maks repetisjon); DXA (dual X-ray absorptionmetry); RSR (relativ styrke ratio). Muligens; \*, Sannsynlig; \*\*, veldig sannsynlig; \*\*\*.

## **4.2 Utfallsvariabler**

### **4.2.1 Primæranalyse – gruppeendring**

Resultatene fra knebøyhopp indikerte trivielle endringer i hopphøyde i HVLG og positive endringer i LVLG. Peak power viste trivielle endringer i begge grupper (Tabell 3 & 4), hvor HVLG viste liten effektstørrelse og positiv endring i peak power/kroppsvekt og gjennomsnitt power (Tabell 3). Gjennomsnitt power/kroppsvekt viste en liten effektstørrelse og triviell endring i HVLG (Tabell 3) i motsetning til LVLG (Tabell 4) som viste liten effektstørrelse og negativ endring i nevnte variabler.

Ved keiser beinpress viste resultatene små effektstørrelser og trivielle endringer i begge grupper (Tabell 3 og 4), men en liten effektstørrelse og mulig positiv endring i gjennomsnitt power og gjennomsnitt power/kroppsvekt i LVLG (Tabell 4).

Ultralyd viste ingen endring hos noen grupper i pennasjonsvinkel eller fasikkellengde. HVLG viste moderat effektstørrelse og positiv endring i tykkelse av m.vastus Lateralis (Tabell 3 og 4).

Knebøy 1RM og V-1 motstand indikerte små til moderateffektstørrelser og en signifikant forbedring hos begge grupper. DXA målingene viste trivielle endringer i begge grupper (Tabell 3 og 4).

**Tabell 3. Endring i variabler assosiert med nevromuskulære tilpasninger, prosentvis endring i HVLG**

	HVLG (n=8)		
	%Δ ± STD	ES; ± KI	Positiv - Triviell - Negativ
Kroppsvekt	2,5 ± 0,9	0,12 ± 0,06	2 – 98 – 0
<b>Knebøyhopp</b>			
Hopp høyde	4,5 ± 8,0	0,17 ± 0,21	38 – 61 – 1
Peak power	4,2 ± 6,3	0,10 ± 0,15	12 – 88 – 0
Peak power/kroppsvekt	5,5 ± 10,6	0,18 ± 0,35	45 – 55 – 4
Gj.snitt power	17,6 ± 18,2	0,3 ± 0,3	71 – 28 – 1
Gj.snitt power/kroppsvekt	19,0 ± 17,7	0,42 ± 0,39	83 – 16 – 1
<b>Keiser beinpress</b>			
Peak hastighet	0,2 ± 6,6	0,01 ± 0,14	2 – 97 – 1
Gj.snitt kraft	5,3 ± 12,0	0,20 ± 0,31	50 – 48 – 2
Gj.snitt kraft/kroppsvekt	2,6 ± 7,3	0,20 ± 0,39	50 – 45 – 5
Gj.snitt power	3,4 ± 2,7	0,08 ± 0,07	1 – 99 – 0
Gj.snitt power/kroppsvekt	0,8 ± 2,5	0,03 ± 0,09	1 – 99 – 0
<b>Ultral lyd</b>			
m.vastus lateralis tykkelse	7,5 ± 5,2	0,44 ± 0,28**	92 – 8 – 0
Pennasjonsvinkel	0,2 ± 3,0	0,01 ± 0,13	1 – 98 – 1
Fasikkellengde	-0,1 ± 3,0	-0,10 ± 0,13	1 – 97 – 1
<b>Knebøy</b>			
1RM	10,8 ± 4,2	0,23 ± 0,12*	65 – 35 – 0
V1 motstand	30,1 ± 10,2	0,47 ± 0,25***	96 – 4 – 0
<b>DXA</b>			
Fettfri masse fullkropp	2,2 ± 0,6	0,09 ± 0,05	0 – 100 – 0
Fettfri masse underkropp	3,4 ± 2,3	0,14 ± 0,09	14 – 86 – 0

Verdier er gjennomsnitt ± standardavvik for begge grupper; Effektstørrelse (ES) ± 90% og sannsynlighetsprosent (positiv – triviell – negativ): gruppegjennomsnitt er kalkulert ved å subtrahere HVLG effekt mot LVLG effekt. Resultatene er kontrollert for baselineverdier: Effektstørrelser er inferenser er triviell (<0,2), liten (0,20 - <0,60), moderate (0,6 - <1,20), stor (1,2 - <2,00) og ekstremt store (>2,00) Muligens; \*, Sannsynlig; \*\*, veldig sannsynlig; \*\*\*. : 1RM (én maks repetisjon); DXA (dual X-ray absorpsjonmetry); ; V-1 motstand (motstand tilsvarende 1m/s); Kroppsvekt, knebøy 1RM, DXA fullkropp, DXA underkropp, V-1 motstand er alle rapportert som kilogram; hopp høyde er rapportert i cm; Peak power, Peak power/kroppsvekt, gjennomsnitt power, gjennomsnitt power/kroppsvekt, beinpress gjennomsnitt power, beinpress gjennomsnitt power/kroppsvekt er rapportert som Watt (W); Beinpress gjennomsnitt kraft, beinpress gjennomsnitt kraft/kroppsvekt er rapportert som newton (N); Ul VL og fasikkellengde er rapportert i millimeter (mm); Beinpress peak hastighet er rapportert som m/s; pennasjonsvinkel er rapportert i grader (°).

**Tabell 4.** Endring i variabler assosiert med nevromuskulære tilpasninger, prosentvis endring i LVLG.

	LVLG (n=8)		
	%Δ ± STD	ES; ± KI	Positiv - Triviell - Negativ
<b>Kroppsvekt</b>	1,7 ± 2,9	0,13 ± 0,16	23 – 77 – 0
<b>Knebøyhopp</b>			
Hopp høyde	7,0 ± 5,8	0,21 ± 0,17*	51 – 47 – 0
Peak power	3,2 ± 7,2	0,12 ± 0,28	29 – 68 – 3
Peak power/kroppsvekt	-1,5 ± 8,6	-0,05 ± 0,29	7 – 76 – 17
Gj.snitt power	-1,1 ± 8,2	-0,06 ± 0,44*	14 – 60 – 26
Gj.snitt power/kroppsvekt	-5,7 ± 7,8	-0,22 ± 0,32*	2 – 44 – 54
<b>Keiser beinpress</b>			
Peak hastighet	3,0 ± 7,7	0,16 ± 0,37	42 – 53 – 5
Gj.snitt kraft	6,7 ± 13,1	0,23 ± 0,39	56 – 40 – 4
Gj.snitt kraft/kroppsvekt	4,9 ± 10,4	0,28 ± 0,50	61 – 33 – 6
Gj.snitt power	7,0 ± 12,3	0,22 ± 0,39	55 – 41 – 4
Gj.snitt power/kroppsvekt	5,2 ± 12,8	0,24 ± 0,61	56 – 35 – 10
<b>Ultralyd</b>			
m.vastus lateralis tykkelse	0,8 ± 4,0	0,06 ± 0,23	14 – 83 – 3
Pennasjonsvinkel	-0,6 ± 3,2	-0,4 ± 0,23	4 – 85 – 11
Fasikkellengde	-1,2 ± 3,2	-0,07 ± 0,20	2 – 85 – 13
<b>Knebøy</b>			
1RM	10,4 ± 6,2	0,34 ± 0,21**	87 – 13 – 0
V1 motstand	22,2 ± 7,0	0,45 ± 0,24***	95 – 4 – 0
<b>DXA</b>			
Fettfri masse fullkropp	1,7 ± 2,3	0,09 ± 0,09	2 – 98 – 0
Fettfri masse underkropp	2,3 ± 2,7	0,13 ± 0,11	13 – 87 – 0

Verdier er gjennomsnitt ± standardavvik for begge grupper; Effektstørrelse (ES) ± 90% og sannsynlighetsprosent (positiv – triviell – negativ): gruppegjennomsnitt er kalkulert ved subtrahere HVLG effekt mot LVLG effekt. Resultatene er kontrollert for baselineverdier: Effektstørrelser er inferensert er triviell (<0,2), liten (0,20 - <0,60), moderate (0,6 - <1,20), stor (1,2 - <2,00) og ekstremt store (>2,00) Muligens; \*, Samnsynlig; \*\*, veldig sannsynlig; \*\*\*.: 1RM (én maks repetisjon); DXA (dual X-ray absorptionmetry); V-1 motstand (motstand tilsvarende 1m/s); Kroppsvekt, knebøy 1RM, DXA fullkropp, DXA underkropp, V-1 motstand er alle rapportert som kilogram; hopp høyde er rapportert i cm; Peak power, Peak power/kroppsvekt, gjennomsnitt power, gjennomsnitt power/kroppsvekt, beinpress gjennomsnitt power, beinpress gjennomsnitt power/kroppsvekt er rapportert som Watt (W); Beinpress gjennomsnitt kraft, beinpress gjennomsnitt kraft/kroppsvekt er rapportert som newton (N); Ul VL og fasikkellengde er rapportert i millimeter (mm); Beinpress peak hastighet er rapportert som m/s; pennasjonsvinkel er rapportert i grader (°).

#### **4.2.2 Primæranalyse – gruppeforskjeller**

Resultatene fra knebøyhopptesten viste ingen forskjell i hopp høyde og peak power, i motsetning til peak power/kroppsvekt, gjennomsnitt power og gjennomsnitt power/kroppsvekt som viste en positiv forskjell og liten effektstørrelse i favør HVLG .

Keiser beinpress viste ingen forskjeller i peak hastighet, gjennomsnitt kraft, gjennomsnitt power og gjennomsnitt power/kroppsvekt (Tabell 5).

Ultralyd resultatene viste ingen endring mellom gruppene i pennasjonsvinkel eller fasikkellengde, men en positiv økning og liten effektstørrelse i tykkelse av m.vastus lateralis i HVLG.

Knebøy 1RM, kroppsvekt, DXA fettfri masse fullkropp, DXA fettfrimasse underkropp, Peak power, pennasjonsvinkel, fasikkellengde og peak hastighet viste trivielle endringer mellom gruppene (Tabell 5).

**Tabell 5.** Forskjell i variabler assosiert med nevromuskulære tilpasninger mellom gruppene (LVLG-HVLG).

	% forskjell ± STD	ES; ± KI	Positiv - Triviell - Negativ
<b>Kroppsvekt</b>	-0,8 ± 1,5	-0,05 ± 0,10	5 – 91 – 4
<b>Knebøyhopp</b>			
Hopphøyde	2,4 ± 7,9	0,09 ± 0,28	22 – 73 – 5
Peak power	-0,9 ± 10,2	-0,03 ± 0,3	9 – 76 – 14
Peak power/kroppsvekt	-4,7 ± 13,9	-0,17 ± 0,51*	10 – 44 – 45
Gj.snitt power	-15,0 ± 16,8	-0,40 ± 0,48**	3 – 19 – 78
Gj.snitt power/kroppsvekt	-15,5 ± 15,1	-0,50 ± 0,52**	2 – 13 – 85
<b>Keiser beinpress</b>			
Peak hastighet	2,0 ± 10,7	0,07 ± 0,38	30 – 64 – 10
Gj.snitt kraft	-3,4 ± 17,8	-0,13 ± 0,70	18 – 39 – 43
Gj.snitt kraft/kroppsvekt	-5,2 ± 12,6	-0,39 ± 0,97	14 – 22 – 65
Gj.snitt power	3,3 ± 10,7	0,10 ± 0,30	26 – 69 – 5
Gj.snitt power/kroppsvekt	3,8 ± 12,1	0,16 ± 0,49	44 – 46 – 10
<b>Ultral lyd</b>			
m.Vatus lateralis tykkelse	-5,9 ± 4,6	0,42 ± 0,34**	1 – 11 – 88
Pennasjonsvinkel	-0,3 ± 0,7	-0,07 ± 0,17	1 – 89 – 10
Fasikkellengde	-4,2 ± 21,5	-0,02 ± 0,08	0 – 100 – 0
<b>Knebøy</b>			
1RM	-0,1 ± 3,5	0,00 ± 0,10	0 – 100 – 0
V1 motstand	-4,1 ± 9,8	-0,09 ± 0,22	2 – 80 – 18
<b>DXA</b>			
Fettfri masse fullkropp	-0,7 ± 1,7	-0,03 ± 0,08	0 – 100 – 0
Fettfri masse underkropp	-1,6 ± 2,2	-0,08 ± 0,11	0 – 95 – 5

Verdier er gjennomsnitt ± standardavvik for begge grupper; Effektstørrelse (ES) ± 90% og sannsynlighetsprosent (positiv – triviell – negativ): gruppegjennomsnitt er kalkulert ved subtrahere HVLG effekt mot LVLG effekt. Resultatene er kontrollert for baselineverdier: Effektstørrelser er inferenser er triviell (<0,2), liten (0,20 - <0,60), moderate (0,6 - <1,20), stor (1,2 - <2,00) og ekstremt store (>2,00) Muligens; \*, Sannsynlig; \*\*, veldig sannsynlig; \*\*\*. 1RM (én maks repetisjon); DXA (dual X-ray absorpsjonmetry); ; RSR (relativ styrke ratio); V-1 motstand (motstand tilsvarende 1m/s).



### 4.3 Kontrollvariabler

Det var ingen klare forskjeller mellom gruppene i PRS eller søvn. Alle andre subjektive variabler (sRPE, RPE og RIR) viser store tydelige forskjeller mellom gruppene, samt knebøy hastighetstap – gruppe viste store signifikante forskjeller mellom gruppene. Muskeltrøtthet mål gjennom knebøy V-1 tap, var sannsynlig større for HVLG, sammenliknet med LVLG (Tabell 6). Det var en liten forskjell i treningsvolum mellom gruppene, men på grunn av stor variasjon innad i gruppene var forskjellen ikke klar. To av deltakerne i HVLG gjennomførte henholdsvis 677 og 626 repetisjoner noe som skapte stor variasjon.

Analyse av undergrupper viste at den store variasjonen i treningsvolum kan knyttes til den kvinnelige populasjonen i studien. To kvinnelige deltakerne i HVLG gjennomførte henholdsvis 677 og 626 repetisjoner, noe som tilsvarte nesten dobbelt så mange repetisjoner som LVLG. Ved å kontrollere for treningsvolum i sekundæranalyse, indikerer resultatene at LVLG ville hatt en økning tilsvarende 7,8% større i 1RM knebøy, sammenliknet med HVLG. Det var sterke korrelasjoner mellom endringer i styrke (1RM) og endringer i hopp høyde ( $r=0,64$  for LVLG og  $r=0,68$  for HVLG), men ingen klare korrelasjoner mellom andre utfallsvariabler. Det ble også funnet moderate korrelasjoner mellom endring i peak power og endringer i hopp høyde ( $r=0,57$  for LVLG og  $r=0,59$  for HVLG) og mellom gjennomsnitt power og endring i hopp høyde ( $r=0,45$  for LVLG og  $r=0,67$  for HVLG) (Vedlegg 6).

**Tabell 6.** Målte subjektive variabler gjennom treningsintervensjonen for begge grupper

	HVLG (n=8)	LVLG (n=8)	% Forskjell; $\pm$ KI	Positiv - Triviell - Negativ
	$\bar{X} \pm SD$	$\bar{X} \pm SD$		
RPS	6 $\pm$ 1	6 $\pm$ 1	1 $\pm$ 10	40 – 30 – 30
Søvn	7 $\pm$ 1	7 $\pm$ 0	7 $\pm$ 9	91 – 4 – 6
sRPE	8 $\pm$ 1	7 $\pm$ 1	-20 $\pm$ 11	1 – 0 – 99
RPE	9 $\pm$ 0	7 $\pm$ 2	-21 $\pm$ 15	2 – 1 – 97
RIR	1 $\pm$ 0	3 $\pm$ 2	-50 $\pm$ 18	0 – 0 – 99
Knebøy hastighetstap - gruppe (%)	40 $\pm$ 2	21 $\pm$ 1	-47 $\pm$ 2	0 – 0 – 100
Treningsvolum	423 $\pm$ 160	353 $\pm$ 25	14 $\pm$ 31	77 – 6 – 17
Knebøy V-1 tap (%)	9 $\pm$ 3	8 $\pm$ 2	-10 $\pm$ 14	4 – 28 – 68

Gjennomsnitt for gruppen  $\pm$  Standardavvik; gjennomsnittsforskjell  $\pm$  Konfidensintervall (KI) 90%; positiv, triviell og negativ beskriver sannsynlighet for forskjell mellom gruppene kvalitativt: muligens, 25 - <75; muligens, 75 - <95%; mulig sannsynlig, 95 - <99,5%; veldig sannsynlig, >99,5%. Data er analysert ved gjennomsnitt gjennom intervensjonen for hver gruppe deretter sammenliknet gruppe mot gruppe i rekkefølge LVLG-HVLG. PRS; (Restitusjonsstatus); RPE (Opplevd anstrengelse per serie); sRPE (opplevd anstrengelse per økt); RIR (repetisjoner i reserve); Knebøy hastighetstap - gruppe (gjennomsnitt hastighetsfall per serie per gruppe for alle økter); knebøy V-1 fall (hastighetsfall mot en motstand tilsvarende 1m/s, testet før og etter økt) Treningsvolum er basert på repetisjoner x serier.

## 5. Diskusjon

Hensikten med denne studien var å jevnstille treningsvolum for å isolere effekten av trening til forskjellige hastighetsfall på nevro-muskulære tilpasninger og muskelarkitektur. Resultatene fra knebøyhopptesten viste at LVLG hadde en signifikant økning i hopp høyde (Tabell 4), med en liten effektstørrelse i motsetning til HVLG, men ingen forskjell mellom gruppene (Tabell 5). Begge grupper viste signifikant økning i 1RM og V-1 test, men ingen forskjeller mellom gruppene. Gjennomsnitt power og gjennomsnitt power/kroppsvekt viste moderat effektstørrelse og en mulig forskjell mellom gruppene i favør HVLG (Tabell 5). Tykkelse av m.vastus lateralis viste liten effektstørrelse og signifikant forskjell i favør HVLG (Tabell 5). Det ble funnet sterke sammenhenger mellom endring i maksimal styrke (1RM), endring peak power og endring i gjennomsnitt power på hopp høyde (Vedlegg 6).

### 5.1 Effekter av trening

#### 5.1.1 Vertikal hopp høyde, kraft og power

Det ble funnet en signifikant med liten effektstørrelse av økning i vertikal hopp høyde i LVLG, og triviell fremgang i HVLG, men ingen forskjeller mellom gruppene. Dette i motsetning til tidligere litteratur som viser forskjellig fremgang i vertikal hopp høyde mellom 20 og 40% hastighetsfall, selv med store volumforskjeller (F. Pareja-Blanco et al., 2017b; Fernando Pareja-Blanco et al., 2017). Basert på funnene fra denne studien, kan et utlignet treningsvolum vært en forklarende årsak til hvorfor det ikke ble funnet forskjeller mellom gruppene. Det kan derfor argumenteres for at treningsvolum og nevro-muskulære tilpasninger har et omvendt U-forhold, hvor en økning i treningsvolum ut over tåleevne ikke gir større progresjon i vertikal hopp høyde, men heller en stagnasjon (Krieger, 2009; Schoenfeld et al., 2017; Wernbom et al., 2007).

Som beskrevet tidligere er det hensiktsmessig å gjennomføre hver repetisjon med maksimal innsats for økning i power og hastighetsspesifikke adaptasjoner (Pareja-Blanco et al., 2014, Juan José González-Badillo et al., 2014). Tradisjonelt sett er det vist at aktivering av alle fibertyper gjennom rekrutteringshierarkiet er rekruttert ved 80% av 1RM (Wakeling et al., 2006). Ved å ha en intensjon om å bevege en ytre motstand med maksimal hastighet rekrutteres alle fibertyper maksimalt, noe som gir et likt stimulus hos begge grupper (Gandevia et al., 1998).

Samlet sett indikerer resultatene fra denne studien få klare forskjeller mellom gruppene, selv om LVLG hadde en signifikant økning i vertikal hopp høyde. Hatfield et al., (2006) demonstrerte at maksimal hastighet i konsentrisk fase gir signifikant bedre fremgang i peak kraft og power, sammenliknet med valgfri hastighet, og lik rekruttering og stimulering av raske motoriske enheter som beskrevet tidligere. Dette i samsvar med resultatene fra denne studien, hvor det ble rapportert om lik fremgang i peak power mellom gruppene (Tabell 3 og 4).

Motstanden som har blitt benyttet i denne studien er også en faktor som påvirker fremgangen til treningsgruppe, uavhengig av hastighetsfall. I litteraturen står det beskrevet at fremgang i peak force og peak power best utvikles ved en motstand mellom 30-70% 1RM i knebøy (Alcaraz et al., 2011; Bevan et al., 2010; McBride et al., 2011; Soriano et al., 2015). Dermed kan det argumenteres for at utvikling av peak kraft og peak power påvirkes i størst grad av relativ motstand og relativ intensitet, og at hastighetsfallet i seg selv ikke er en avgjørende faktor. En forhøyet motstand i forhold til hva som er optimalt vil også forårsake en mindre optimal power-produksjon i hver repetisjon, noe som gjør treningen mindre spesifikk hvis formålet er å utvikle power (Sarabia et al., 2017). Tidligere studier har trent med en motstand tilsvarende 69-85%, noe som har skapt store forskjeller i antall gjennomførte repetisjoner per serie. I denne studien ble de store forskjellene i antall repetisjoner per serie mindre enn foregående, noe som ikke fører til ulike hastighetsspesifikke endringer mellom gruppene (Tabell 6) (Juan J. González-Badillo et al., 2015; F. Pareja-Blanco et al., 2014; Fernando Pareja-Blanco et al., 2017, 2017, 2020; Pérez-Castilla et al., 2018).

Det ble ikke oppdaget signifikante forskjeller i treningsvolum. Likevel ble det kontrollert for treningsvolum, på bakgrunn av stor variasjon i HVLG. Kontrollert for treningsvolum hadde LVLG en mulig 7% større økning i 1RM sammenliknet med HVLG. Samtidig viser resultatene (Vedlegg 6) god korrelasjon mellom endring i 1RM og endring i hopp høyde. Dette i likhet med tidligere studier hvor sammenhengen mellom to nevnte variabler er god (Jakovljević et al., 2015; Wisloff et al., 2004). Som tidligere nevnt viser resultatene (Vedlegg 6) sterke korrelasjoner mellom endring i hopp høyde og endring i 1RM, endring i peak power og endring i gjennomsnitt power hos begge grupper. Dette samsvarer med tidligere litteratur hvor peak power blir beskrevet som den viktigste variabelen for endring i hopp høyde (Aragón-Vargas & Gross, 1997; Dowling & Vamos, 1993; Marshall & Moran, 2015).

Det kan likevel ikke utelukkes at deltakerne hadde ulike kraft-hastighetsprofiler, noe som kan resultere i at knebøyhopp med egen kroppsvekt tilsvarer enten for lett eller for tung belastning, som gjør at power målingene kan oppleves som unøyaktig (Morin et al., 2019).

I og med at 1RM i knebøy og peak power viste trivielle endringer innad i gruppene men ingen statistisk forskjell mellom dem, kan dette forklare hvorfor det ikke ble oppdaget noen forskjell i hoppøyde. Gruppen som har trent til et lavt hastighetsfall i tidligere studier har gjennomført nærmere 40-50% av antall repetisjoner som gruppen til høyt hastighetsfall. Dette har også som nevnt tidligere skapt ulikt muskeltrøtthet. I denne studien, hvor treningsvolumet har vært utlignet, har den akutte muskeltrøttheten mellom gruppene blitt tilnærmet lik (Tabell 6). Dermed kan fraværet av forskjeller i nevro-muskulære tilpasninger være knyttet til lik muskeltrøtthet, og ha resultert i et likt treningsutbytte.

Muskeltrøtthet blir definert som «*treningsindusert nedgang eller evne til å produsere kraft*» (Wan et al., 2017), noe som vil kunne føre til en akutt reduksjon i hoppøyde eller power (García-Pallarés & Izquierdo, 2011; Izquierdo et al., 2009; Izquierdo-Gabarren et al., 2010). Tidligere studier har også antydnet at hoppøyde ikke er tilbake til baselineverdi før omkring 72 timer etter en treningsøkt, mens V-1 hastighet er tilbake etter 48 timer (J. J. González-Badillo et al., 2016; Morán-Navarro et al., 2017; Fernando Pareja-Blanco et al., 2019; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011). Siden post-test ble gjennomført cirka 48 timer etter siste treningsøkt, kan det ikke utelukkes at enkelte av deltakerne har gjennomført post-test med en akkumulert muskeltrøtthet som ikke har blitt oppdaget. Dette kan også ha påvirket målte variabler som hoppøyde, hastighet, kraft og power i negativ forstand hos begge grupper.

Det ser ut til at lik relativ motstand, pauser mellom serier, treningsvolum og intensjon om maksimal hastighet i konsentrisk fase er svært essensielt for et gitt treningsutbytte (Schoenfeld et al., 2017, 2019). Det ser derfor ikke ut å være hensiktsmessig å trene til et lavt hastighetsfall i kombinasjon med et høyere treningsvolum, da dette fører til lik fremgang i hoppøyde og power (Fernando Pareja-Blanco et al., 2020).

### 5.1.2 Muskelarkitektur

Det ble i denne studien ikke funnet endringer eller forskjeller i fasikkellengde eller pennasjonsvinkel i noen av gruppene. Dette i motsetning til hypotesen om at styrketrening (knebøy) med et lavt hastighetsfall (20%) vil gi mindre økning i pennasjonsvinkel og større økning i fasikkellengde i m. vastus lateralis enn høyt hastighetsfall (40%). Som tidligere beskrevet forekommer en endring i fasikkellengde ofte gjennom at muskelen er utsatt for hypertrofi eller veldig spesifikk spenst eller eksplosiv trening. I og med at hypertrofi ikke har forekommet i LVLG gjennom intervensjonen tar disse endringene derfor lang tid (Alegre et al., 2006; Anthony J. Blazevich, Cannavan, et al., 2007; Seynnes et al., 2007a).

Forklaringen på hvorfor LVLG ikke hadde mindre økning av pennasjonsvinkel og større utvikling av fasikkellengde kan forklares gjennom ulike faktorer. Treningsstatus i utvalget, kan anses som svært godt trente, og tidligere evidens viser at godt trente individer risikerer liten eller ingen endring (A. J. Blazevich & Giorgi, 2001; Anthony J. Blazevich et al., 2003; Rutherford & Jones, 1992; Rønnestad et al., 2012). HVLG fikk ifølge de statistiske analysene en tydelig økning i muskeltykkelse, noe som i litteraturen er bevist at fører til en økt pennasjonsvinkel (A. J. Blazevich & Giorgi, 2001; Gondin et al., 2005; Matta et al., 2011; Narici et al., 2011; Seynnes et al., 2007a; P. Aagaard et al., 2001). Dette var ikke tilfellet i denne studien, og det er mulig at muskeltykkelsen kommer som en respons på muskelsvelling. Treningsstatus spiller også en betydelig rolle for økning i fasikkellengde hvor Rønnestad et al., (2012) forklarer at fraværet av en økning i fasikkellengde kan skyldes at de allerede har nådd sitt potensiale gjennom mange år med systematisk eksplosiv trening.

For at trening skal føre til en økning i fasikkellengde og en redusert pennasjonsvinkel blir det beskrevet i litteraturen at trening med høy forkortningshastighet (30-60% 1RM) påvirker endring av fasikkellengde (Alegre et al., 2006; Anthony J. Blazevich et al., 2003). Det samme er vist gjennom spensttrening og eksplosiv trening på pennasjonsvinkel, hvor vedlikehold og en reduksjon av pennasjonsvinkel kan forekomme (Burkholder et al., 1994; Lieber & Fridén, 2000). På bakgrunn av dette kan det ikke utelukkes at den relative motstanden har vært for høy, og dermed for lav kontraksjonshastighet. I følge Conceição et al., (2016) tilsvarer 30-60% 1RM mellom 1,2 –0,8 m/s, noe som tilsier at treningshastigheten muligens har vært for lav til at slike endringer kan oppstå.

Strukturelle muskeladaptasjoner avhenger også sterkt av induisert muskeltrøtthet og treningsvolum, hvor det i denne studien kan tenkes at treningsvolum medførte mer muskeltrøtthet som hemmet endring av strukturelle endringer (Mitchell et al., 2012; Schoenfeld et al., 2019).

Funnene kan også forklares ved at målemetoden som har blitt tatt i bruk for måling av muskeltykkelse, pennasjonsvinkel og fasikkellengde ikke har vært gode nok. Earp et al., (2015) demonstrerte at én måling av muskelarkitektur ikke er tilstrekkelig for å undersøke en endring. Resultatene viser at tung styrketrening og eksplosiv styrketrening ved ulik hastighet påvirker regionale endringer i muskelarkitektur (Earp et al., 2015). Eksplosiv trening viser endringer proksimalt for normal måling, altså opp mot hoften, mens tung styrketrening viser endring mer distalt ned mot kne. Det er oppdaget ulik endring av muskelarkitektur i m.Rectus femoris, sammenliknet med m.vastus lateralis, både i tverrsnitt, pennasjonsvinkel og fasikkellengde (Mangine et al., 2018). Det er også rapportert om en underestimering av fasikkellengde og overestimering av pennasjonsvinkel ved bruk av 2D-bilder, noe som potensielt kan føre til litt variasjon i målingene sammenliknet med bruk av 3D-bilder (Kurihara et al., 2005). Dermed kan det ikke utelukkes at det har forekommet endring, men at disse ikke er blitt oppdaget grunnet for få målinger og 2D-bilder på m.vastus lateralis.

## **5.2 Akutte endringer**

### **5.2.1 Muskeltrøtthet**

I motsetning til andre studier som har sett på akutt trøtthet, selv med utlignet treningsvolum, var det ingen klare forskjeller i akutt muskeltrøtthet mellom gruppene i denne studien (Morán-Navarro et al. 2017; Fernando Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, et al. 2017; Pareja-Blanco, Rodríguez-Rosell, et al. 2020; Sánchez-Medina and González-Badillo 2011).

Basert på tidligere forskning var det forventet at LVLG gruppen skulle akkumulert mindre akutt muskeltrøtthet sammenliknet med HVLG. Avvikene kan knyttes en rekke metodiske forskjeller mellom denne studien og tidligere tverrsnittstudier. Morán-Navarro et al. (2017), hadde et jevntstilt treningsvolum mellom to protokoller, men den relative intensiteten tilsvarte ikke mer enn 75% av 1RM. Det førte til at det oppsto store forskjeller mellom gruppene i antall repetisjoner. Ved å implementere en høyere relativ intensitet, øker også hastighetsfallet i større grad mellom hver repetisjon sammenliknet med lavere relativ intensitet.

Den økte relative intensiteten i denne studien har medført færre repetisjoner per serie, både for HVLG og for LVLG. Sett i sammenheng med RIR, hadde LVLG her færre rapporterte repetisjoner i reserve, selv om de i teorien skulle gjennomføre halvparten av mulige repetisjoner som HVLG. Det kan derfor spekuleres i at LVLG var nærmere utmattelse ved å se på repetisjoner i reserve, og ikke kun på hastighetsfallet. Likevel har HVLG i likhet med tidligere studier vært utsatt for et stort metabolsk stress hvor opphopning av laktat og ammoniakk har vist seg å øke kurvelineært desto nærmere utmattelse man kommer (Rodríguez-Rosell et al., 2018; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011).

Ved å kontrollere for et likt treningsvolum, og aktivering av muskelfibre som beskrevet tidligere, har begge grupper opplevd et likt mekanisk drag og en lik muskeltrøtthet i sensitive type II fibre, og redusert tilgjengeligheten på ikke-trøtte motoriske enheter. (Adam & De Luca, 2005; Brandon et al., 2015). Årsaken til den akutte muskeltrøttheten kan forklares gjennom redusert størrelse på aksjonspotensiale og muskelskader, som forårsaker tap i kraftutvikling (Peters & Fuglevand, 1999; Taylor et al., 2000).

I denne studien ble det ikke tatt i bruk propulsiv hastighet, noe som kan gjøre V-1 testen mindre sensitiv for endring. Dette kan bety at resultatene er preget av type 1-feil ved at den egentlige forskjellen er ulik mellom gruppene, men at den ikke har blitt fanget opp. 1 m/s er vist i flere studier å ligge på en relativ motstand mellom 55-60%, men dette blir bare spekulasjoner. Dette tilsvarer en motstand hvor konsentrisk fase ikke bare er akselererende, men også en bremsefase. Sánchez-Medina et al., (2017) fant i sin studie at gjennomsnittshastighet tilsvarende 1 m/s (noe som ble brukt som et mål på trøtthet) egentlig tilsvarer 1,07 m/s målt i propulsiv fase, og at fasen hvor musklene skaper kraft kun er 87% av hele løftebanen. Resterende 13% er en fase hvor muskelen ikke jobber aktivt med å produsere kraft mot motstanden. Disse 13% med oppbremsing kan fungere som en buffer, og dermed maskere over den virkelige oppnådde trøttheten mellom gruppene. Dette kan bety at man kan få et dårlig bilde på hvor trøtte gruppene er ved å ikke bruke en propulsiv fase ved denne testen. For å ytterligere måle den akkumulerte muskeltrøttheten gjennom treningsintervensjonen, burde det blitt inkludert et knebøyhopp. Som tidligere beskrevet viser flere studier at restitusjonsforløpet mellom V-1 test og knebøyhopp er ulikt (J. J. González-Badillo et al., 2016; Morán-Navarro et al., 2017; Fernando Pareja-Blanco et al., 2019; Sánchez-Medina & González-Badillo, 2011).

På bakgrunn av restitusjonsforløpet for ulike tester, kan deltakerne akkurat hentet seg inn mellom hver treningsuke for å unngå å akkumulere trøtthet.

### **5.2.2 RPE og RIR**

Resultatene fra de subjektive variablene gjennom treningsperioden indikerer i stor grad det samme som Helms et al., (2017) fant i sin studie. Han fant en tydelig sammenheng mellom hastighetsfall i hver serie og rapportert RPE på bakgrunn av RIR for hver serie.

Samtidig er det avdekket god korrelasjon mellom RIR, RPE og hastighetsfall ved ulike intensiteter, som stemmer overens med resultatene fra denne studien (Balsalobre-Fernández et al., 2021).

## **5.3 Treningsvolum**

Hovedmålet med ovenstående studien var å identifisere bidrag fra ulike hastighetsfall på nevro-muskulære adaptasjoner når treningsvolum var utlignet eller kontrollert for. Tabell 6 viser rundt 70 repetisjoner forskjell mellom gruppene, tilsvarende 14%. Det resulterte i at LVLG i snitt gjennomførte 3,8 færre repetisjoner per økt sammenliknet med HVLG. Som tidligere beskrevet har gruppen med et lavt hastighetsfall gjennomført omkring 60% av repetisjonene sammenliknet med et høyt hastighetsfall i tidligere studier (Fernando Pareja-Blanco, Sánchez-Medina, et al. 2017; F. Pareja-Blanco et al. 2017; Pareja-Blanco).

Standardavviket i disse studiene var lavt, mens det i denne studien ble funnet et standardavvik på 160 repetisjoner, noe som medfører at forskjellen i treningsvolum mellom gruppene var uklare og ikke signifikante. Inklusjon av både kvinner og menn i denne oppgaven kan være en forklarende faktor til disse repetisjonene da kvinner har vist seg å kunne gjennomføre flere repetisjoner på ulike prosenter av 1RM sammenliknet med menn (Avin et al., 2010).

Samtidig har det også blitt vist at fibertypesammensetning i muskulatur hos kvinner er annerledes enn hos menn, som igjen fører til lengere tid til utmattelse. To nevnte kvinnelige utøvere ble tilfeldig randomisert i HVLG, noe som skapte et for høyt volum.

Ved å fjerne disse to som lå mer enn et standardavvik høyere enn samlet repetisjonsantall, falt forskjellen til 6%. I praksis tilsvarte dette 17,9 repetisjoner ekstra for LVLG, under en repetisjon ekstra per økt.



En annen forklaring til at treningsvolumet ikke ble utlignet slik som ønsket er covid-19 som gjorde at tilgjengelighet på fasiliteter påvirket rekrutteringen og kapasitet for nye deltakere. Derfor ble deltakere som deltok mot studiens slutt randomisert til HVLG-gruppen. Dette førte dermed til at treningsvolumet ble enda høyere totalt sett. Begge uteliggerne i denne studien ble rekruttert i siste treningsperiode før datainnsamlingen var ferdig, og det var dermed ikke mulighet til å rette opp treningsvolumet. Ved statistiske analyser på bakgrunn av kjønn, ble det funnet to prosent forskjell mellom grupper for menn. Dette tilsvarer fem ekstra repetisjoner gjennom 18 treningsøkter. Dette er i samsvar med tidligere studier som finner liten variasjon i gjennomførte repetisjoner innad i hvert hastighetsfall for menn (F. Pareja-Blanco et al., 2014; Fernando Pareja-Blanco et al., 2017, 2017; Pérez-Castilla et al., 2018). Dersom man sammenlikner kvinnene isolert, fantes det en forskjell i repetisjoner på 104 repetisjoner. Dette tilsvarer åtte ekstra repetisjoner for hver økt. Disse analysene viser dermed en mye mindre variasjon for menn sammenliknet med kvinner. Videre understreker dette også stor forskjell ved trening til ulike hastighetsfall både individuelt, men også for kjønn når man benytter seg av et HBST-design i treningsprogrammet.

I gjennomsnitt ble det gjennomført 400 repetisjoner for hele utvalget, hvor to av uteliggerne gjennomførte nærmest 700 repetisjoner. Det var kun en mannlig deltaker som gjennomførte mer enn 380 repetisjoner, men seks kvinner hadde tilsvarende eller mer. Dette fremhever de enorme forskjellene som kan oppstå ved HBST. Ovenstående studie indikerer at forskjellene i hovedsak oppstår på bakgrunn av ulike kjønn, men også treningsstatus, fibertypesammensetning, antropometriske data og alder er med å påvirke maksimalt antall repetisjoner som kan gjennomføres ved en gitt hastighet (Jovanović & Flanagan, 2014). Grunnet lavt deltakerantall ble likevel uteliggerne inkludert for videre analyse i studien.

#### **5.4 Styrker og svakheter**

Det finnes flere begrensninger ved ovenstående studie. Utvalget i denne studien ble kategorisert som godt trente med en relativ styrke ratio på 1,55 for både menn og kvinner i motsetning til gjennomsnitt av andre randomiserte studier som hadde en relativ styrke ratio på 1,36. I utvalget fra denne studien var omkring halvparten kvinner, noe som ikke er en undersøkt populasjon i tidligere hastighetsbaserte studier. Det er også dokumentert i tidligere studier at kvinner er i stand til å tåle et høyere treningsvolum enn menn, og at de kan gjennomføre flere repetisjoner før utmattelse (Klinge, 2008).

Kvinner har også vist seg å ha et mindre hastighetsfall etterhvert som repetisjoner gjennomføres (Torrejón et al. 2019). Videre er det også vist at størrelsen på type I fiber er større hos kvinner, mens type II er større hos menn (Staron et al., 2000). Inkludering av begge kjønn skaper store variasjoner, og spesielt i et så lite utvalg. Siden statistikken som har blitt brukt baseres på konfidensintervall, kan det ikke utelukkes at det er blitt begått en type 1-feil.

I utformingen av metode ble det antatt at V-1 test kunne avdekke akkumulert muskeltrøtthet. Ved senere diskusjoner ble det konkludert med at dette ikke var tilfelle. Dermed burde det blitt inkludert en hopptest før hver treningsøkt for å se om deltakerne hadde en underliggende muskulær trøtthet som ble akkumulert underveis i treningsperioden og som kunne påvirke resultatene. Det ble også foreslått enda en treningsgruppe som trente til 20% hastighetsfall, men som gjennomførte like mange serier som HVLG. Dette for å kunne få et bedre grunnlag til å beskrive treningsvolum rolle. For å avdekke endringer av pennasjonsvinkel og fasikkellengde virker også seks uker som en for kort treningsperiode hos godt trente individer. Samtidig kan regionale endringer i muskel forekomme, noe som burde vært målt på flere deler av muskelen.

Treningsvolum er ansett som en viktig komponent for styrketrening. Derfor gir denne studien viktig tilleggsinformasjon om at det ikke bare er trening til ulike hastighetsfall som påvirker utfallsvariabler, selv om det begrenser muligheten til å sammenlikne med tidligere studier. Samtidig har det blitt gjennomført en studie på godt trente mennesker, i motsetning til tidligere, som igjen fører til utvidet kunnskap.

Imidlertid har denne studien bygget videre på tidligere forskning på en rekke områder. Dette er per dags dato den første hastighetsbaserte styrketreningsintervensjonen som har forsøkt å sammenligne to hastighetsfall med et likt treningsvolum. Ved å skape et likt treningsvolum er den fjernet som en konfunderende faktor og fokusert på effektene til et lavt eller høyt hastighetsfall isolert. Dette er også den første studien som har inkludert begge kjønn og godt trente individer, noe som har beriket feltet med ny kunnskap angående individuelle og kjønnsmessige forskjeller ved hastighetsbasert styrketrening. Også strenge og hyppige tester av V-1 test både for akutt muskeltrøtthet og progresjon er en annen styrke ved denne studien. Ved hyppige tester tillater det å overvåke endring i prestasjon veldig nøye, selv om det er et indirekte mål på styrkeprogresjon.

## **5.5 Praktiske implikasjoner og videre forskning**

Resultatene fra denne studien bygger videre på tidligere studier om HBST med ny kunnskap ved fordeler og ulemper ved denne treningsmetoden. Ved å ta i bruk hastighet som et objektivt mål på intensitet viser denne studien tydelig at muskulær kapasitet varierer betydelig gjennom en treningsperiode, og at denne metoden er bedre til å avdekke dag-til-dag variasjonen enn tradisjonell RM trening. Hastighetsfall i hver serie og repetisjonshastighet ved repetisjon 1-3 er gode objektive variabler på treningsintensitet og en effektiv måte å kvantifisere grad av trøtthet og restitusjon. Studien viser også at treningsvolumet sin betydning for utvikling av fysiologiske tilpasninger er av betydning. Denne studien viser derfor at det totale treningsvolumet har stor påvirkning for treningsutbytte, selv om omkring halvparten av mulige repetisjoner blir gjennomført i hvert sett.

Det kan argumenteres for at muskeltrøtthet har blitt underestimert ved å ikke benytte seg av maksimal propulsiv hastighet ved motstand  $<60\%$  1RM. Det er ikke utenkelig at V-1 test inneholder en liten bremsefase som påvirker størrelsen på målt muskeltrøtthet. For best utbytte av denne treningsmetoden er det også hensiktsmessig å utforme individuelle hastighetsprofiler da det er store forskjeller på hvor mange repetisjoner som kan gjennomføres før ønsket hastighetsfall er oppnådd. Kjønn, antropometriske variasjoner, muskelfysiologi er parametere som påvirker ovenstående i stor grad. HBST gir likevel informasjon om kraftutvikling og hastighet umiddelbart underveis i en treningsøkt, noe som er verdifullt for å kvantifisere stimulus, men også for utøverens motivasjon i treningsarbeidet.

## 6. Konklusjon

Hensikten med denne studien var å jevnstille treningsvolum for å isolere effekten av trening til forskjellige hastighetsfall på nevromuskulære tilpasninger og muskelarkitektur.

Styrketrening i seks uker med en frekvens på tre ganger i uken med lavt hastighetsfall (20%) og høyt hastighetsfall (40%) i hver serie, førte til tilnærmet lik økning vertikal hopphøyde og power. Fraværet av forskjell kan forklares gjennom lik relativ intensitet, treningsvolum og innsats i hver repetisjon, som til sammen gir en lik treningsstimulus. Et likt treningsvolum skapte også en lik akutt muskeltrøtthet, noe som kan hemme nevromuskulære tilpasninger. Dermed kan hypotese 1 falsifiseres; Styrketrening med lavt hastighetsfall (20%) fører ikke til en større økning i vertikal hopphøyde og power i beinpress, sammenliknet med høyt hastighetsfall (40%).

Styrketrening i seks uker med en frekvens på tre ganger i uken til lavt hastighetsfall (20%) og høyt hastighetsfall (40%), førte ikke til forskjeller i fasikkellengde eller pennasjonsvinkel i m.vastus lateralis mellom gruppene. Fraværet av endring kan knyttes til at treningshastigheten var for lav, godt trente individer, varighet på intervensjonen, for lite spesifikk treningstype eller metodiske svakheter ved målemetodene av ultralyd.

Dermed kan også hypotese 2 falsifiseres; Styrketrening (knebøy) med et lavt hastighetsfall (20%) vil gi mindre økning i pennasjonsvinkel og større økning i fasikkellengde i m.vastus lateralis enn høyt hastighetsfall (40%)

## Litteraturliste

- Abe, T., Kumagai, K., & Brechue, W. F. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(6), 1125–1129. <https://doi.org/10.1097/00005768-200006000-00014>
- Abe, Takashi, Fukashiro, S., Harada, Y., & Kawamoto, K. (2001). Relationship Between Sprint Performance and Muscle Fascicle Length in Female Sprinters. *Journal of physiological anthropology and Applied Human Science*, 20(2), 141–147. <https://doi.org/10.2114/jpa.20.141>
- Abe, Takashi, Kumagai, K., & Brechue, W. F. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(6), 1125–1129. <https://doi.org/10.1097/00005768-200006000-00014>
- Adam, A., & De Luca, C. J. (2005). Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 99(1), 268–280. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01344.2004>
- Alcaraz, P. E., Romero-Arenas, S., Vila, H., & Ferragut, C. (2011). Power-load curve in trained sprinters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(11), 3045–3050. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318212e1fa>
- Alegre, L. M., Jiménez, F., Gonzalo-Orden, J. M., Martín-Acero, R., & Aguado, X. (2006). Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 501–508. <https://doi.org/10.1080/02640410500189322>
- Allen, D. G., Lamb, G. D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287–332. <https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2007>
- Aragón-Vargas, L. F., & Gross, M. M. (1997). Kinesiological Factors in Vertical Jump Performance: Differences among Individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 24–44. <https://doi.org/10.1123/jab.13.1.24>

- Avin, K. G., Naughton, M. R., Ford, B. W., Moore, H. E., Monitto-Webber, M. N., Stark, A. M., Gentile, A. J., & Frey Law, L. A. (2010). Sex Differences in Fatigue Resistance Are Muscle Group Dependent. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *42*(10), 1943–1950. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181d8f8fa>
- Azizi, E., Brainerd, E. L., & Roberts, T. J. (2008). Variable gearing in pennate muscles. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *105*(5), 1745–1750. <https://doi.org/10.1073/pnas.0709212105>
- Balsalobre-Fernández, C., Kuzdub, M., Poveda-Ortiz, P., & Campo-Vecino, J. del. (2016). Validity and Reliability of the PUSH Wearable Device to Measure Movement Velocity During the Back Squat Exercise: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *30*(7), 1968–1974. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001284>
- Balsalobre-Fernández, C., Muñoz-López, M., Marchante, D., & García-Ramos, A. (2021). Repetitions in Reserve and Rate of Perceived Exertion Increase the Prediction Capabilities of the Load-Velocity Relationship. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *35*(3), 724–730. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000002818>
- Bazuelo-Ruiz, B., Padial, P., García-Ramos, A., Morales-Artacho, A. J., Miranda, M. T., & Feriche, B. (2015). Predicting Maximal Dynamic Strength From the Load-Velocity Relationship in Squat Exercise: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(7), 1999–2005. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000000821>
- Behm, D. G., & Sale, D. G. (1993). Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *Journal of Applied Physiology*, *74*(1), 359–368. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.1.359>
- Bevan, H. R., Bunce, P. J., Owen, N. J., Bennett, M. A., Cook, C. J., Cunningham, D. J., Newton, R. U., & Kilduff, L. P. (2010). Optimal Loading for the Development of Peak Power Output in Professional Rugby Players: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(1), 43–47. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c63c64>
- Blazevich, A. J., & Giorgi, A. (2001). Effect of testosterone administration and weight training on muscle architecture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*(10), 1688–1693. <https://doi.org/10.1097/00005768-200110000-00012>

- Blazevich, Anthony J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *103*(5), 1565–1575. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00578.2007>
- Blazevich, Anthony J., Gill, N. D., Bronks, R., & Newton, R. U. (2003). Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*(12), 2013–2022. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000099092.83611.20>
- Blazevich, Anthony J., Gill, N. D., Deans, N., & Zhou, S. (2007). Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. *Muscle & Nerve*, *35*(1), 78–86. <https://doi.org/10.1002/mus.20666>
- Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *14*(5), 377–381.
- Brandon, R., Howatson, G., Strachan, F., & Hunter, A. M. (2015). Neuromuscular response differences to power vs strength back squat exercise in elite athletes: EMG, power, interpolated twitch force. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(5), 630–639. <https://doi.org/10.1111/sms.12289>
- Burkholder, T. J., Fingado, B., Baron, S., & Lieber, R. L. (1994). Relationship between muscle fiber types and sizes and muscle architectural properties in the mouse hindlimb. *Journal of Morphology*, *221*(2), 177–190. <https://doi.org/10.1002/jmor.1052210207>
- Colyer, S. L., Stokes, K. A., Bilzon, J. L. J., Holdcroft, D., & Salo, A. I. T. (2018). Training-Related Changes in Force–Power Profiles: Implications for the Skeleton Start. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *13*(4), 412–419. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2017-0110>
- Conceição, F., Fernandes, J., Lewis, M., González-Badillo, J. J., & Jimenéz-Reyes, P. (2016). Movement velocity as a measure of exercise intensity in three lower limb exercises. *Journal of Sports Sciences*, *34*(12), 1099–1106. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1090010>

- Cormie, P., McCAULLEY, G. O., & McBRIDE, J. M. (2007). Power Versus Strength-Power Jump Squat Training: Influence on the Load-Power Relationship. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 996–1003. <https://doi.org/10.1097/mss.0b013e3180408e0c>
- Crewther, B. T., Kilduff, L. P., Cunningham, D. J., Cook, C., Owen, N., & Yang, G.-Z. (2011). Validating Two Systems for Estimating Force and Power. *International Journal of Sports Medicine*, 32(04), 254–258. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1270487>
- Cronin, J. B., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2002). Is velocity-specific strength training important in improving functional performance? *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(3), 267–273.
- Cronin, John B., Hing, R. D., & McNair, P. J. (2004). Reliability and Validity of a Linear Position Transducer for Measuring Jump Performance: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 590–593. <https://doi.org/10.1519/00124278-200408000-00035>
- Dorrell, H. F., Smith, M. F., & Gee, T. I. (2020). Comparison of Velocity-Based and Traditional Percentage-Based Loading Methods on Maximal Strength and Power Adaptations: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(1), 46–53. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003089>
- Dowling, J. J., & Vamos, L. (1993). Identification of Kinetic and Temporal Factors Related to Vertical Jump Performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 9(2), 95–110. <https://doi.org/10.1123/jab.9.2.95>
- Earp, J. E., Newton, R. U., Cormie, P., & Blazevich, A. J. (2015). Inhomogeneous Quadriceps Femoris Hypertrophy in Response to Strength and Power Training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(11), 2389–2397. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000669>
- Enoka, R. M. (1997). Neural adaptations with chronic physical activity. *Journal of Biomechanics*, 30(5), 447–455. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(96\)00170-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(96)00170-4)
- Enoka, R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 72(5), 1631–1648. <https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1631>



- Enoka, Roger M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: What, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*, *586*(1), 11–23.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>
- Franchi, M. V., Longo, S., Mallinson, J., Quinlan, J. I., Taylor, T., Greenhaff, P. L., & Narici, M. V. (2018). Muscle thickness correlates to muscle cross-sectional area in the assessment of strength training-induced hypertrophy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *28*(3), 846–853. <https://doi.org/10.1111/sms.12961>
- Gandevia, S. C., Herbert, R. D., & Leeper, J. B. (1998). Voluntary activation of human elbow flexor muscles during maximal concentric contractions. *The Journal of Physiology*, *512* ( Pt 2), 595–602. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.595be.x>
- García-Pallarés, J., & Izquierdo, M. (2011). Strategies to optimize concurrent training of strength and aerobic fitness for rowing and canoeing. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *41*(4), 329–343. <https://doi.org/10.2165/11539690-000000000-00000>
- García-Ramos, A., Haff, G. G., Padial, P., & Ferlic, B. (2018). Reliability of power and velocity variables collected during the traditional and ballistic bench press exercise. *Sports Biomechanics*, *17*(1), 117–130.  
<https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1260767>
- García-Ramos, A., Pestaña-Melero, F. L., Pérez-Castilla, A., Rojas, F. J., & Gregory Haff, G. (2018). Mean Velocity vs. Mean Propulsive Velocity vs. Peak Velocity: Which Variable Determines Bench Press Relative Load With Higher Reliability? *Journal of Strength and Conditioning Research*, *32*(5), 1273–1279.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001998>
- Gentil, P., Fisher, J., Steele, J., Campos, M. H., Silva, M. H., Paoli, A., Giessing, J., & Bottaro, M. (2018). Effects of equal-volume resistance training with different training frequencies in muscle size and strength in trained men. *PeerJ*, *6*, e5020.  
<https://doi.org/10.7717/peerj.5020>
- Gondin, J., Guette, M., Ballay, Y., & Martin, A. (2005). Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *37*(8), 1291–1299. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000175090.49048.41>

- González Badillo, J. J. (2017). *Fundamentals of velocity-based resistance training*. Ergottech.
- González-Badillo, J. J., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Ribas, J., López-López, C., Mora-Custodio, R., Yañez-García, J. M., & Pareja-Blanco, F. (2016). Short-term Recovery Following Resistance Exercise Leading or not to Failure. *International Journal of Sports Medicine*, 37(4), 295–304. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1564254>
- González-Badillo, J., Marques, M., & Sánchez-Medina, L. (2011a). The Importance of Movement Velocity as a Measure to Control Resistance Training Intensity. *Journal of Human Kinetics*, 29A(Special-Issue), 15–19. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0053-6>
- González-Badillo, J., Marques, M., & Sánchez-Medina, L. (2011b). The Importance of Movement Velocity as a Measure to Control Resistance Training Intensity. *Journal of Human Kinetics*, 29A(Special-Issue), 15–19. <https://doi.org/10.2478/v10078-011-0053-6>
- González-Badillo, Juan J., Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Abad-Herencia, J. L., del Ojo-López, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2015). Effects of Velocity-Based Resistance Training on Young Soccer Players of Different Ages: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(5), 1329–1338. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000764>
- González-Badillo, Juan José, Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & Pareja-Blanco, F. (2014). Maximal intended velocity training induces greater gains in bench press performance than deliberately slower half-velocity training. *European Journal of Sport Science*, 14(8), 772–781. <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.905987>
- Hackett, D. A., Johnson, N. A., Halaki, M., & Chow, C.-M. (2012). A novel scale to assess resistance-exercise effort. *Journal of Sports Sciences*, 30(13), 1405–1413. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.710757>
- Hansen, K. T., Cronin, J. B., & Newton, M. J. (2011). The reliability of linear position transducer and force plate measurement of explosive force-time variables during a loaded jump squat in elite athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(5), 1447–1456. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d85972>

- Harris, N. K., Cronin, J., Taylor, K.-L., Boris, J., & Sheppard, J. (2010). Understanding Position Transducer Technology for Strength and Conditioning Practitioners: *Strength and Conditioning Journal*, 32(4), 66–79.  
<https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181eb341b>
- Hatfield, D. L., Kraemer, W. J., Spiering, B. A., Häkkinen, K., Volek, J. S., Shimano, T., Spreuwenberg, L. P. B., Silvestre, R., Vingren, J. L., Fragala, M. S., Gómez, A. L., Fleck, S. J., Newton, R. U., & Maresh, C. M. (2006). The Impact of Velocity of Movement on Performance Factors in Resistance Exercise. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4), 760. <https://doi.org/10.1519/R-155552.1>
- Helms, E. R., Cronin, J., Storey, A., & Zourdos, M. C. (2016). Application of the Repetitions in Reserve-Based Rating of Perceived Exertion Scale for Resistance Training. *Strength and Conditioning Journal*, 38(4), 42–49.  
<https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000218>
- Helms, E. R., Storey, A., Cross, M. R., Brown, S. R., Lenetsky, S., Ramsay, H., Dillen, C., & Zourdos, M. C. (2017). RPE and Velocity Relationships for the Back Squat, Bench Press, and Deadlift in Powerlifters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(2), 292–297. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001517>
- Hodson-Tole, E. F., & Wakeling, J. M. (2009). Motor unit recruitment for dynamic tasks: Current understanding and future directions. *Journal of Comparative Physiology. B, Biochemical, Systemic, and Environmental Physiology*, 179(1), 57–66.  
<https://doi.org/10.1007/s00360-008-0289-1>
- Ikegawa, S., Funato, K., Tsunoda, N., Kanehisa, H., Fukunaga, T., & Kawakami, Y. (2008). Muscle force per cross-sectional area is inversely related with pennation angle in strength trained athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(1), 128–131. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815f2fd3>
- Izquierdo, M., González-Badillo, J., Häkkinen, K., Ibáñez, J., Kraemer, W., Altadill, A., Eslava, J., & Gorostiaga, E. (2006). Effect of Loading on Unintentional Lifting Velocity Declines During Single Sets of Repetitions to Failure During Upper and Lower Extremity Muscle Actions. *International Journal of Sports Medicine*, 27(9), 718–724. <https://doi.org/10.1055/s-2005-872825>

- Izquierdo, M., Ibañez, J., Calbet, J. a. L., González-Izal, M., Navarro-Amézqueta, I., Granados, C., Malanda, A., Idoate, F., González-Badillo, J. J., Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Tirapu, I., & Gorostiaga, E. M. (2009). Neuromuscular fatigue after resistance training. *International Journal of Sports Medicine*, *30*(8), 614–623. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1214379>
- Izquierdo-Gabarren, M., González De Txabarri Expósito, R., García-pallarés, J., Sánchez-medina, L., De Villarreal, E. S. S., & Izquierdo, M. (2010). Concurrent endurance and strength training not to failure optimizes performance gains. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *42*(6), 1191–1199. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c67eec>
- Jakovljević, S., Karalejić, M., Pajić, Z., Janković, N., & Erčulj, F. (2015). Relationship between 1RM back squat test results and explosive movements in professional basketball players. *AUC KINANTHROPOLOGICA*, *51*(1), 41–50. <https://doi.org/10.14712/23366052.2015.25>
- Jovanović, M., & Flanagan, D. E. P. (2014). *Researched applications of velocity based strength training*. *21*(1), 12.
- Kawakami, Y., Abe, T., & Fukunaga, T. (1993). Muscle-fiber pennation angles are greater in hypertrophied than in normal muscles. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *74*(6), 2740–2744. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.6.2740>
- Kawamori, N., & Haff, G. G. (2004). The optimal training load for the development of muscular power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *18*(3), 675–684. [https://doi.org/10.1519/1533-4287\(2004\)18<675:TOTLFT>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4287(2004)18<675:TOTLFT>2.0.CO;2)
- Kawamori, N., & Newton, R. U. (2006). Velocity Specificity of Resistance Training: Actual Movement Velocity Versus Intention to Move Explosively. *Strength and Conditioning Journal*, *28*(2), 86. [https://doi.org/10.1519/1533-4295\(2006\)028\[0086:VSORTA\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1519/1533-4295(2006)028[0086:VSORTA]2.0.CO;2)
- Klinge, C. M. (2008). Estrogenic control of mitochondrial function and biogenesis. *Journal of Cellular Biochemistry*, *105*(6), 1342–1351. <https://doi.org/10.1002/jcb.21936>

- Kraemer, W. J., & Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of resistance training: Progression and exercise prescription. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(4), 674–688. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000121945.36635.61>
- Krieger, J. W. (2009). Single versus multiple sets of resistance exercise: A meta-regression. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(6), 1890–1901. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181b370be>
- Kumagai, K., Abe, T., Brechue, W. F., Ryushi, T., Takano, S., & Mizuno, M. (2001). *Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters*. 6.
- Kurihara, T., Oda, T., Chino, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T., & Kawakami, Y. (2005). Use of Three-Dimensional Ultrasonography for the Analysis of the Fascicle Length of Human Gastrocnemius Muscle During Contractions. *International Journal of Sport and Health Science*, 3(Special\_Issue\_2), 226–234. <https://doi.org/10.5432/ijshs.3.226>
- Laurent, C. M., Green, J. M., Bishop, P. A., Sjøkvist, J., Schumacker, R. E., Richardson, M. T., & Curtner-Smith, M. (2011). A practical approach to monitoring recovery: Development of a perceived recovery status scale. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 620–628. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c69ec6>
- Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve*, 23(11), 1647–1666. [https://doi.org/10.1002/1097-4598\(200011\)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m](https://doi.org/10.1002/1097-4598(200011)23:11<1647::aid-mus1>3.0.co;2-m)
- Mangine, G. T., Redd, M. J., Gonzalez, A. M., Townsend, J. R., Wells, A. J., Jajtner, A. R., Beyer, K. S., Boone, C. H., La Monica, M. B., Stout, J. R., Fukuda, D. H., Ratamess, N. A., & Hoffman, J. R. (2018). Resistance training does not induce uniform adaptations to quadriceps. *PLOS ONE*, 13(8), e0198304. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0198304>
- Mann, J. B., Ivey, P. A., & Sayers, S. P. (2015). Velocity-Based Training in Football: *Strength and Conditioning Journal*, 37(6), 52–57. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000177>

- Mann, J. B., Thyfault, J. P., Ivey, P. A., & Sayers, S. P. (2010). The Effect of Autoregulatory Progressive Resistance Exercise vs. Linear Periodization on Strength Improvement in College Athletes: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(7), 1718–1723. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181def4a6>
- Marshall, B. M., & Moran, K. A. (2015). Biomechanical Factors Associated With Jump Height: A Comparison of Cross-Sectional and Pre-to-Posttraining Change Findings. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(12), 3292–3299. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001008>
- Martinez-Canton, M., Gallego-Selles, A., Gelabert-Rebato, M., Martin-Rincon, M., Pareja-Blanco, F., Rodriguez-Rosell, D., Morales-Alamo, D., Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Jose Gonzalez-Badillo, J., & Calbet, J. A. L. (2020). Role of CaMKII and sarcolipin in muscle adaptations to strength training with different levels of fatigue in the set. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, sms.13828. <https://doi.org/10.1111/sms.13828>
- Matta, T., Simão, R., de Salles, B. F., Spinetti, J., & Oliveira, L. F. (2011). Strength training's chronic effects on muscle architecture parameters of different arm sites. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *25*(6), 1711–1717. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181dba162>
- McBride, J. M., Haines, T. L., & Kirby, T. J. (2011). Effect of loading on peak power of the bar, body, and system during power cleans, squats, and jump squats. *Journal of Sports Sciences*, *29*(11), 1215–1221. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.587444>
- Mitchell, C. J., Churchward-Venne, T. A., West, D. W. D., Burd, N. A., Breen, L., Baker, S. K., & Phillips, S. M. (2012). Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *113*(1), 71–77. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00307.2012>
- Morán-Navarro, R., Martínez-Cava, A., Sánchez-Medina, L., Mora-Rodríguez, R., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2019). Movement Velocity as a Measure of Level of Effort During Resistance Exercise: *Journal of Strength and Conditioning Research*, *33*(6), 1496–1504. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002017>

- Morán-Navarro, R., Pérez, C. E., Mora-Rodríguez, R., de la Cruz-Sánchez, E., González-Badillo, J. J., Sánchez-Medina, L., & Pallarés, J. G. (2017). Time course of recovery following resistance training leading or not to failure. *European Journal of Applied Physiology*, *117*(12), 2387–2399. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3725-7>
- Morin, J.-B., Jiménez-Reyes, P., Brughelli, M., & Samozino, P. (2019). When Jump Height is not a Good Indicator of Lower Limb Maximal Power Output: Theoretical Demonstration, Experimental Evidence and Practical Solutions. *Sports Medicine*, *49*(7), 999–1006. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01073-1>
- Muñoz-López, M., Marchante, D., Cano-Ruiz, M. A., Chicharro, J. L., & Balsalobre-Fernández, C. (2017). Load-, Force-, and Power-Velocity Relationships in the Prone Pull-Up Exercise. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(9), 1249–1255. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0657>
- Narici, M. V., Flueck, M., Koesters, A., Gimpl, M., Reifberger, A., Seynnes, O. R., Niebauer, J., Rittweger, J., & Mueller, E. (2011). Skeletal muscle remodeling in response to alpine skiing training in older individuals: Skeletal muscle remodeling with overload. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *21*, 23–28. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01338.x>
- O'Donnell, S., Tavares, F., McMaster, D., Chambers, S., & Driller, M. (2018). The validity and reliability of the GymAware linear position transducer for measuring counter-movement jump performance in female athletes. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, *22*(1), 101–107. <https://doi.org/10.1080/1091367X.2017.1399892>
- Padulo, J., Mignogna, P., Mignardi, S., Tonni, F., & D'Ottavio, S. (2012). Effect of Different Pushing Speeds on Bench Press. *International Journal of Sports Medicine*, *33*(05), 376–380. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1299702>

- Pareja-Blanco, F., Alcazar, J., Cornejo-Daza, P. J., Sánchez-Valdepeñas, J., Rodríguez-Lopez, C., Hidalgo-de Mora, J., Sánchez-Moreno, M., Bachero-Mena, B., Alegre, L. M., & Ortega-Becerra, M. (2020). Effects of velocity loss in the bench press exercise on strength gains, neuromuscular adaptations, and muscle hypertrophy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *30*(11), 2154–2166.  
<https://doi.org/10.1111/sms.13775>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Gorostiaga, E. M., & González-Badillo, J. J. (2014). Effect of movement velocity during resistance training on neuromuscular performance. *International Journal of Sports Medicine*, *35*(11), 916–924. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1363985>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Mora-Custodio, R., Yáñez-García, J. M., Morales-Alamo, D., Pérez-Suárez, I., Calbet, J. A. L., & González-Badillo, J. J. (2017a). Effects of velocity loss during resistance training on athletic performance, strength gains and muscle adaptations. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *27*(7), 724–735.  
<https://doi.org/10.1111/sms.12678>
- Pareja-Blanco, F., Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Sanchis-Moysi, J., Dorado, C., Mora-Custodio, R., Yáñez-García, J. M., Morales-Alamo, D., Pérez-Suárez, I., Calbet, J. A. L., & González-Badillo, J. J. (2017b). Effects of velocity loss during resistance training on athletic performance, strength gains and muscle adaptations. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *27*(7), 724–735.  
<https://doi.org/10.1111/sms.12678>
- Pareja-Blanco, Fernando, Alcazar, J., Sánchez-Valdepeñas, J., Cornejo-Daza, P. J., Piqueras-Sanchiz, F., Mora-Vela, R., Sánchez-Moreno, M., Bachero-Mena, B., Ortega-Becerra, M., & Alegre, L. M. (2020). Velocity Loss as a Critical Variable Determining the Adaptations to Strength Training: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *1*.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002295>



- Pareja-Blanco, Fernando, Rodríguez-Rosell, D., Sánchez-Medina, L., Ribas-Serna, J., López-López, C., Mora-Custodio, R., Yáñez-García, J. M., & González-Badillo, J. J. (2017). Acute and delayed response to resistance exercise leading or not leading to muscle failure. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 37(6), 630–639. <https://doi.org/10.1111/cpf.12348>
- Pareja-Blanco, Fernando, Sánchez-Medina, L., Suárez-Arrones, L., & González-Badillo, J. J. (2017). Effects of Velocity Loss During Resistance Training on Performance in Professional Soccer Players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(4), 512–519. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0170>
- Pareja-Blanco, Fernando, Villalba-Fernández, A., Cornejo-Daza, P., Sánchez-Valdepeñas, J., & González-Badillo, J. (2019). Time Course of Recovery Following Resistance Exercise with Different Loading Magnitudes and Velocity Loss in the Set. *Sports*, 7(3), 59. <https://doi.org/10.3390/sports7030059>
- Pereira, M. I. R., & Gomes, P. S. C. (2003). Movement velocity in resistance training. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 33(6), 427–438. <https://doi.org/10.2165/00007256-200333060-00004>
- Pérez-Castilla, A., García-Ramos, A., Padial, P., Morales-Artacho, A. J., & Feriche, B. (2018). Effect of different velocity loss thresholds during a power-oriented resistance training program on the mechanical capacities of lower-body muscles. *Journal of Sports Sciences*, 36(12), 1331–1339. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1376900>
- Peters, E. J., & Fuglevand, A. J. (1999). Cessation of human motor unit discharge during sustained maximal voluntary contraction. *Neuroscience Letters*, 274(1), 66–70. [https://doi.org/10.1016/s0304-3940\(99\)00666-7](https://doi.org/10.1016/s0304-3940(99)00666-7)
- Potier, T. G., Alexander, C. M., & Seynnes, O. R. (2009). Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement. *European Journal of Applied Physiology*, 105(6), 939–944. <https://doi.org/10.1007/s00421-008-0980-7>

- Ramírez, J. M., Núñez, V. M., Lancho, C., Poblador, M. S., & Lancho, J. L. (2015). Velocity-Based Training of Lower Limb to Improve Absolute and Relative Power Outputs in Concentric Phase of Half-Squat in Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(11), 3084–3088. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000407>
- Rodríguez-Rosell, D., Yáñez-García, J. M., Sánchez-Medina, L., Mora-Custodio, R., & González-Badillo, J. J. (2020). Relationship Between Velocity Loss and Repetitions in Reserve in the Bench Press and Back Squat Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(9), 2537–2547. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000002881>
- Rodríguez-Rosell, D., Yáñez-García, J. M., Torres-Torrelo, J., Mora-Custodio, R., Marques, M. C., & González-Badillo, J. J. (2018). Effort Index as a Novel Variable for Monitoring the Level of Effort During Resistance Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(8), 2139–2153. <https://doi.org/10.1519/JSC.00000000000002629>
- Rutherford, O. M., & Jones, D. A. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55(1), 100–105. <https://doi.org/10.1007/BF00422902>
- Rutherford, O. M., & Jones, D. A. (1992). Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 65(5), 433–437. <https://doi.org/10.1007/BF00243510>
- Rønnestad, B. R., Kojedal, O., Losnegard, T., Kvamme, B., & Raastad, T. (2012). Effect of heavy strength training on muscle thickness, strength, jump performance, and endurance performance in well-trained Nordic Combined athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 112(6), 2341–2352. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2204-9>
- Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity Loss as an Indicator of Neuromuscular Fatigue during Resistance Training: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(9), 1725–1734. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>

- Sánchez-Medina, L., Pallarés, J., Pérez, C., Morán-Navarro, R., & González-Badillo, J. (2017). Estimation of Relative Load From Bar Velocity in the Full Back Squat Exercise. *Sports Medicine International Open*, *01*(02), E80–E88.  
<https://doi.org/10.1055/s-0043-102933>
- Sanchez-Medina, L., Perez, C. E., & Gonzalez-Badillo, J. J. (2010). Importance of the Propulsive Phase in Strength Assessment. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(02), 123–129. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1242815>
- Sarabia, J. M., Moya-Ramón, M., Hernández-Davó, J. L., Fernandez-Fernandez, J., & Sabido, R. (2017). The effects of training with loads that maximise power output and individualised repetitions vs. Traditional power training. *PloS One*, *12*(10), e0186601.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0186601>
- Sato, K., M. Carroll, K., P. Wagle, J., M. Lang, H., P. Smith, A., C. Abbott, J., M. Hierholzer, K., & H. Stone, M. (2018). Validation of inertial sensor to measure velocity of medicine balls. *Journal of Trainology*, *7*(1), 16–20.  
[https://doi.org/10.17338/trainology.7.1\\_16](https://doi.org/10.17338/trainology.7.1_16)
- Schoenfeld, B. J. (2010). The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *24*(10), 2857–2872. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e840f3>
- Schoenfeld, B. J., Contreras, B., Krieger, J., Grgic, J., Delcastillo, K., Belliard, R., & Alto, A. (2019). Resistance Training Volume Enhances Muscle Hypertrophy but Not Strength in Trained Men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *51*(1), 94–103.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001764>
- Schoenfeld, B. J., Ogborn, D., & Krieger, J. W. (2017). Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Sports Sciences*, *35*(11), 1073–1082.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1210197>
- Seynnes, O. R., de Boer, M., & Narici, M. V. (2007a). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *102*(1), 368–373.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00789.2006>

- Seynnes, O. R., de Boer, M., & Narici, M. V. (2007b). Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *Journal of Applied Physiology*, *102*(1), 368–373.  
<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00789.2006>
- Soriano, M. A., Jiménez-Reyes, P., Rhea, M. R., & Marín, P. J. (2015). The Optimal Load for Maximal Power Production During Lower-Body Resistance Exercises: A Meta-Analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *45*(8), 1191–1205.  
<https://doi.org/10.1007/s40279-015-0341-8>
- Staron, R. S., Hagerman, F. C., Hikida, R. S., Murray, T. F., Hostler, D. P., Crill, M. T., Ragg, K. E., & Toma, K. (2000). Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *The Journal of Histochemistry and Cytochemistry: Official Journal of the Histochemistry Society*, *48*(5), 623–629.  
<https://doi.org/10.1177/002215540004800506>
- Taylor, J. L., Allen, G. M., Butler, J. E., & Gandevia, S. C. (2000). Supraspinal fatigue during intermittent maximal voluntary contractions of the human elbow flexors. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *89*(1), 305–313.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.1.305>
- Torrejón, A., Balsalobre-Fernández, C., Haff, G. G., & García-Ramos, A. (2019). The load-velocity profile differs more between men and women than between individuals with different strength levels. *Sports Biomechanics*, *18*(3), 245–255.  
<https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1433872>
- Wakeling, J. M., Uehli, K., & Rozitis, A. I. (2006). Muscle fibre recruitment can respond to the mechanics of the muscle contraction. *Journal of the Royal Society, Interface*, *3*(9), 533–544. <https://doi.org/10.1098/rsif.2006.0113>
- Wan, J.-J., Qin, Z., Wang, P.-Y., Sun, Y., & Liu, X. (2017). Muscle fatigue: General understanding and treatment. *Experimental & Molecular Medicine*, *49*(10), e384.  
<https://doi.org/10.1038/emm.2017.194>

- Weakley, J., McLaren, S., Ramirez-Lopez, C., García-Ramos, A., Dalton-Barron, N., Banyard, H., Mann, B., Weaving, D., & Jones, B. (2020). Application of velocity loss thresholds during free-weight resistance training: Responses and reproducibility of perceptual, metabolic, and neuromuscular outcomes. *Journal of Sports Sciences*, 38(5), 477–485. <https://doi.org/10.1080/02640414.2019.1706831>
- Wernbom, M., Augustsson, J., & Thomeé, R. (2007). The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 37(3), 225–264. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737030-00004>
- Wisloff, U. (2004). Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine*, 38(3), 285–288. <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002071>
- Zourdos, M. C., Klemp, A., Dolan, C., Quiles, J. M., Schau, K. A., Jo, E., Helms, E., Esgro, B., Duncan, S., Garcia Merino, S., & Blanco, R. (2016). Novel Resistance Training-Specific Rating of Perceived Exertion Scale Measuring Repetitions in Reserve. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(1), 267–275. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001049>
- Aagaard, P., Andersen, J. L., Dyhre-Poulsen, P., Leffers, A. M., Wagner, A., Magnusson, S. P., Halkjaer-Kristensen, J., & Simonsen, E. B. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: Changes in muscle architecture. *The Journal of Physiology*, 534(Pt. 2), 613–623. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.t01-1-00613.x>
- Aagaard, Per, Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 93(4), 1318–1326. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>

## Tabelloversikt

<b>Tabell 1.</b> Antropometri og styrke for forsøkspersoner ved oppstart oppgitt som gjennomsnitt ± standardavvik. ....	27
<b>Tabell 2.</b> Baselineverdier for begge treningsgrupper. ....	35
<b>Tabell 3.</b> Endring i variabler assosiert med nevromuskulære tilpasninger, prosentvis endring i HVLG.....	37
<b>Tabell 4.</b> Endring i variabler assosiert med nevromuskulære tilpasninger, prosentvis endring i LVLG. ....	38
<b>Tabell 5.</b> Forskjell i variabler assosiert med nevromuskulære tilpasninger mellom gruppene (LVLG-HVLG). ....	40
<b>Tabell 6.</b> Målte subjektive variabler gjennom treningsintervensjonen for begge grupper .....	41

## Figuroversikt

<b>Figur 1.</b> Sammenheng mellom hastighet (m/s) og % 1RM i knebøy med frivekter. ....	15
<b>Figur 2.</b> Formel for kalkulering av hastighetsfall innad i hver serie .....	17
<i>Figur 3. Oversikt over akutte og kroniske adaptasjoner ved trening til høyt og lavt hastighetsfall</i> .....	18
<b>Figur 4.</b> Skjematisk fremstilling av intervensjonen oppbygning.....	26
<b>Figur 5.</b> Fremstilling av full test dag med kronologisk rekkefølge på tester før og etter treningsintervensjonen.....	26

# **Vedlegg**

*Vedlegg 1.* Informert samtykke

*Vedlegg 2.* Guide for ernæring

*Vedlegg 3.* RPE skala

*Vedlegg 4.* PRs skala

*Vedlegg 5.* Treningsprogram

*Vedlegg 6.* Oversikt over alle effektstørrelser

*Vedlegg 7.* Korrelasjoner



## Forkortelser

1RM – En maksimal repetisjon

HBST – Hastighetsbasert styrketrening

HVLG – High velocity loss group (Høy hastighetsfall gruppe)

LVLG – Low velocity loss group (Lav hastighetsfall gruppe)

PRS – Perceived Restorative scale (Restitusjonsstatus)

RPE – Rate of perceived exertion (Grad av anstrengelse)

RIR – Repetisjoner i reserve

DXA – Dual X-ray Absorptiometry

V1 – Test / tyngste motstand som kan bevegges ved 1 m/s

RFD – Rate of force development (kontraksjonshastighet)

RSR – Relativ-styrke-ratio

MBD – Magnitude-Based Decisions

Vedlegg 1

## **Informert samtykke**

### ***Vil du delta i forskningsprosjektet: «Hastighetsstyrt styrketrening»?***

Dette er en forespørsel til deg om å delta i et forskningsprosjekt hvor formålet er å undersøke effekten av hastighetsstyrt styrketrening. I dette skrivet gir vi deg informasjon om hensikten med prosjektet og hva deltakelse som forsøksperson vil innebære for deg.

#### **FORMÅL**

Hastighetsstyrt styrketrening skiller seg fra tradisjonell styrketrening ved at det er hastigheten på løftet som er styrende, ikke motstanden (antall kg på stanga). Ved hastighetsstyrt styrketrening er det et prinsipp at vektene skal løftes så raskt som mulig i alle repetisjonene; det vil si maksimal mobilisering i løftefasen, men alltid rolig og kontrollert i bremsefasen. Et måleinstrument gir deg feedback på løftehastigheten underveis i treningen. Etter hvert som du løfter vil hastigheten i løftefasen alltid gradvis reduseres, fordi en nevrologisk tretthet utvikles – du blir sliten og til slutt klarer du ikke flere repetisjoner. I denne studien ønsker vi å teste hvor stort fall i hastighet som er gunstigst for å øke maksimal styrke, eksplosiv styrke og muskelvekst over en treningsperiode. Med andre ord, spørsmålet vi stiller er om det er mest effektivt å gi seg før hastigheten faller betydelig eller om det er best å løfte hver serie til du så vidt får opp vektene på siste repetisjonen.

For å være forsøksperson i denne studien skal du være frisk, kvinne eller mann, i alderen 18-35 år, og du skal ha erfaring med styrketrening (minst ett år med regelmessig styrketrening). Styrketreningserfaringen må omfatte øvelsene knebøy, benkpress og markløft. Om du skal delta i denne studien kan du ikke være idrettsutøver, og du må redusere annen trening til maksimalt to rolige økter per uke.

#### **HVA INNEBÆRER DELTAKELSE I STUDIEN?**

Prosjektet innebærer å teste ulike former for maksimal og eksplosiv styrke fem ganger: En tilvenningsrunde, og deretter før og etter en treningsperiode på seks uker, som skal gjennomføres to ganger. Vi vil også måle muskeltykkelse og kroppssammensetningen din i sammenheng med styrketestene. Du vil bedt om å registrere det du spiser i en 24-timersperiode i starten og slutten av hver seksukersperiodene. Totalt vil studien strekke seg over omtrent 17 uker.

I første treningsperiode vil du trene tre økter per uke (ca 60-90 min varighet). I hver styrkeøvelse skal du trene med et hastighetsfall på 15-30% eller 30-60%; det vil typisk si, henholdsvis, ~4-6 og ~8-12 repetisjoner. I den andre treningsperioden vil du også trene tre økter i uken, men hvis du trente med lavt hastighetsfall (15-30%) i første periode skal du trene med stort hastighetsfall (30-60%) i denne perioden. Det vil være tilfeldig hva du gjør først og sist. Dette er en såkalt kryssoverstudie.

#### **FORDELER OG ULEMPER MED DELTAGELSE SOM FORSØKSPERSON**

I denne studien vil du få oppfølging og veiledning på alle treningsøktene, og treningsprogrammene er laget for at du skal oppnå økning i maksimal og eksplosiv styrke,

samt muskelvekst i trente muskler. Du vil også få innblikk i idrettsforskning og få personlig resultater fra vitenskapelig tester, som normalt ikke er tilgjengelig for deg.

Du vil kunne oppleve ulemper ved deltakelsen i denne studien. Deltakelse som forsøksperson vil kreve tid, og både tester og trening kan oppleves som både fysisk og mentalt slitsomt. Du kommer til å bli stiv og støl etter spesielt de første treningsøktene, og det er en risiko for skader under testing og trening med tunge vekter. Vår erfaring er imidlertid at det sjelden oppstår skader i studier som dette. En annen mulig ulempe er at underveis i studien kan du kun trene to treningsøkter utenom det denne studien legger opp til.

## HVA SKJER MED INFORMASJONEN OM DEG?

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. Alle personopplysninger vil bli aidentifisert. Det betyr at resultatene blir ikke lagret under navn, men med en kode. Navnet ditt blir derfor koblet til en kode som oppbevares i en safe ved Seksjon for fysisk prestasjonsevne ved Norges idrettshøgskole. Det er kun prosjektansvarlig som har tilgang til denne. Etter prosjektslutt skal kodelisten slettes og dermed vil all data være anonymisert. Dine personopplysninger vil ikke kunne identifiseres i publikasjoner.

Prosjektet skal etter planen avsluttes 31.12.2021. Vi er pliktet til å oppbevare data og separat navneliste i 5 år etter sluttdato for etterprøvbarhet og kontroll av resultatene. Etter dette, altså 31.12.2026, vil all data i prosjektet slettes.

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 Norges idrettshøgskole har NSD – Norsk senter for forskningsdata AS vurdert at behandlingen av personopplysninger i dette prosjektet er i samsvar med personvernregelverket.

## FRIVILLIG DELTAKELSE

Der er frivillig å delta i studien og du kan når som helst trekke deg fra studien uten å oppgi noen grunn. Det vil ikke ha noen negative konsekvenser for deg hvis du ikke vil delta eller senere velger å trekke deg.

Dersom du har spørsmål til studien, eller ønsker å benytte deg av dine rettigheter, ta kontakt med prosjektansvarlig Gøran Paulsen ([goran.paulsen@nih.no](mailto:goran.paulsen@nih.no) / 93429420) eller de to masterstudentene som skal gjennomføre prosjektet Roger Behrmann Myrholt ([rogermyrholt@hotmail.com](mailto:rogermyrholt@hotmail.com)) eller Henrik Pettersen ([henrikmfk@gmail.com](mailto:henrikmfk@gmail.com)), vårt personvernombud Karine Justad ([personvernombud@nih.no](mailto:personvernombud@nih.no)), eller NSD – norsk senter for forskningsdata AS ([personverntjenester@nsd.no](mailto:personverntjenester@nsd.no) / 55582117).

Med vennlig hilsen



Prosjektansvarlig

## Guide for ernæring

Retningslinjer for ernæring til deg som deltaker ved hastighetstrening

Viktigheten av et godt proteininntak.

Hvor stor en muskel eravgjør i stor grad muskelen sin kraftgenererende egenskaper . Muskulene våre er i konstant forandring ved at muskelproteiner brytes ned og bygges opp, tilegnelsen av muskelmasse skjer ved hjelp av stimulering til økt muskelproteinsyntesen gjennom styrketrening og inntak av protein. For å maksimere effekten av proteininntaket burde hvert proteininntak være av tilstrekkelig kvalitet, mengde og i et relativt kort tidsrom etter trening Dermed vil det være hensiktsmessig å etterfølge enkelte retningslinjer for å legge det beste grunnlaget for muskelmasse akkumulering.

Retninglinjer

Forsøk i så stor grad som mulig å:

- la hvert måltid inneholde en mengde protein som tilsvarer 0.4-0.6 g/kg (jo færre måltider jo mer protein per måltid)
- spis 2-4 måltider om dagen
- innta protein så fort som mulig etter trening maks 2-3 timer
- proteinet bør helst være av god kvalitet (kasein eller whey)
- Underveis i treningsperioden forsøk å begrense alkoholinntak til mindre enn 1 gang i uken.

Matvarer som er gode proteinkilder

- Fisk
  - Torsk
  - Laks
  - Makrell
- Egg
- Magre meieriprodukter
  - Skyr
  - Yt
  - Melk
- Kjøtt fra fjærkre
  - Kylling
  - Kalkun
- Kjøtt
  - Okse
  - Svin

Vedlegg 3  
**RPE**

<b>10</b>	<b>Max Effort Activity</b> Feels almost impossible to keep going Completely out of breath, unable to talk
<b>9</b>	<b>Very Hard Activity</b> Very difficult to maintain exercise intensity Can barely breathe, difficult to speak a single word
<b>7-8</b>	<b>Vigorous Activity</b> On the verge of becoming uncomfortable Short of breath, can speak a sentence
<b>4-6</b>	<b>Moderate Activity</b> Feels like you can exercise for hours Breathing heavily, can hold a short conversation
<b>2-3</b>	<b>Light Activity</b> Feels like you can maintain for hours Easy to breathe, can carry on a conversation
<b>1</b>	<b>Very Light Activity</b> Anything other than sleeping, watching TV, riding in a car, etc.

## Hvor restituert og uthvilt er du?

Vurder din opplevelse av hvor restituert og uthvilt du er ved hjelp av skalaen under.

10	Helt restituert og uthvilt Svært energisk/toppform	Forventer å prestere godt
9		
8	Godt restituert og uthvilt Ganske energisk	
7		
6	Over middels restituert og uthvilt	Forventer å prestere på det jevne
5	Tilstrekkelig restituert og uthvilt	
4	Delvis restituert og uthvilt	
3		
2	Ikke særlig restituert Ganske sliten	Forventer å prestere under middels
1		
0	Veldig lite restituert Svært sliten	

Vedlegg 5

## Treningsprogram

<i>Uke 1</i>	<i>Dag 1</i>	<i>Dag 2</i>	<i>Dag 3</i>
<b>HVLG</b>	2 serier x 40% hastighetsfall	2 serier x 40% hastighetsfall	2 serier x 40% hastighetsfall
<b>Intensitet</b>	85%	89%	79%
<b>Hastighetsmål (m/s)</b>	0,60	0,49	0,70
<b>Uke 2-4</b>	<b>Dag 1</b>	<b>Dag 2</b>	<b>Dag 3</b>
<b>HVLG</b>	3 serier x 40% hastighetsfall	3 serier x 40% hastighetsfall	3 serier x 40% hastighetsfall
<b>Intensitet</b>	85%	89%	79%
<b>Hastighetsmål (m/s)</b>	0,60	0,49	0,70
<b>Uke 5-6</b>	<b>Dag 1</b>	<b>Dag 2</b>	<b>Dag 3</b>
<b>HVLG</b>	4 serier x 40% hastighetsfall	4 serier x 40% hastighetsfall	4 serier x 40% hastighetsfall
<b>Intensitet</b>	85%	89%	79%
<b>Hastighetsmål (m/s)</b>	0,60	0,49	0,70

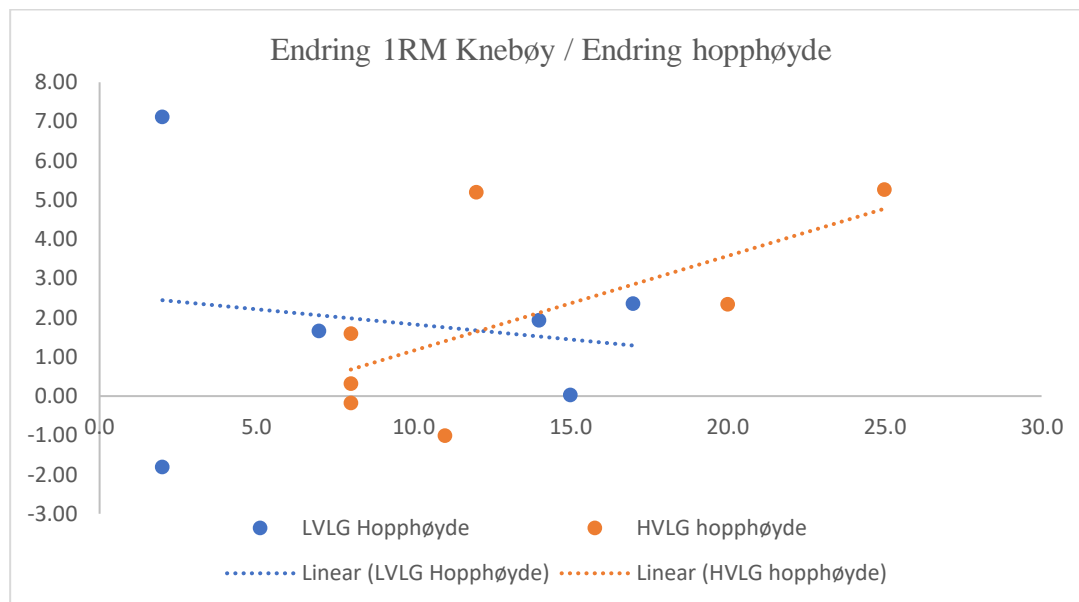


Vedlegg 6

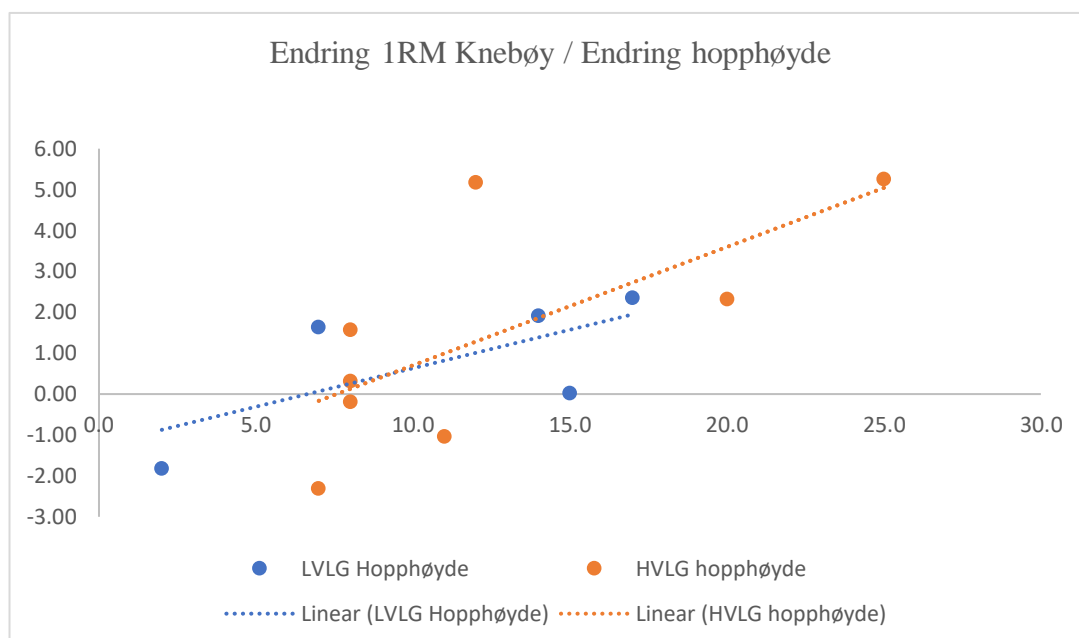
**Oversikt over alle effektstørrelser**

	Log transformerte verdier													
	Primæranalyse				Volum		Muskelmasse DXA - Fullkropp		Muskelmasse DXA - Bein		Fettmasse DXA		Ultralyd Vastus lateralis	
	Effekt størrelse ikke justert		Effekt størrelse justert for X2		Effekt størrelse justert for X1		Effekt størrelse justert for X1		Effekt størrelse justert for X1		Effekt størrelse justert for X1		Effekt størrelse justert for X1	
	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±	±
Knebøy 1RM	-0,01	0,09	0,01	0,10	0,22	0,09	-0,01	0,10	0,00	0,10			0,00	0,15
Knebøy V-1 test	-0,13	0,23	0,09	0,22	-0,09	0,36								
DXA fullkropp	0,03	0,07	-0,03	0,08	0,05	0,13								
DXA Bein	-0,05	0,11	-0,08	0,11	-0,01	0,19								
m.Vastus lateralis tykkelse	-0,45	0,32	-0,42	0,34	-0,46	0,53								
<b>Knebøyhopp</b>														
Hopp høyde	0,09	0,38	0,09	0,28	-0,11	0,76	0,03	0,46	0,07	0,37	0,11	0,44	0,26	0,47
Peak kraft	-0,03	-	-0,03	-	-0,29	0,38	-0,13	0,35	-0,04	0,37	0,03	0,33	-0,03	0,41
Peak kraft/kroppsvekt	-0,24	0,57	-0,17	-	-0,58	0,92	-0,26	0,72	0,23	0,67	-0,19	0,63	-0,39	0,76
Gjennomsnitt kraft	-0,42	0,58	-0,40	0,48	-0,64	0,62	-0,55	0,70	-0,38	0,65	-0,35	0,63	-0,47	0,73
gjennomsnittkraft/kroppsvekt	-0,69	0,79	-0,50	0,52	-0,960	1,04	-0,75	1,00	-0,61	0,89	-0,67	0,86	-0,87	1,01
<b>Beinpress</b>														
gjennomsnittskraft	0,10	0,27	0,09	0,30	0,48	0,62	0,10	0,31	0,11	0,32			-0,03	0,45
gjennomsnittkraft/kroppsvekt	0,18	0,46	0,16	0,49	0,71	1,07	0,19	0,53	0,19	0,53			0,01	0,76
gjennomsnitt power	-0,02	0,76	-0,13	0,70	0,67	1,59	0,00	0,91	0,01	0,91			0,06	0,34
gjennomsnitt hastighet (m/s)	0,07	0,53	0,02	0,32	0,06	0,63	0,02	0,37	0,04	0,37			0,06	0,40
Pennasjonsvinkel	-0,03	0,15	-0,07	0,17	-0,06	0,19							0,03	0,24
Fasikkellengde	0,01	0,07	-0,02	0,08	0,11	0,19							0,03	0,09
power/kroppsvekt	0,16	1,35	-0,39	0,97	1,39	2,47			0,18	0,52				

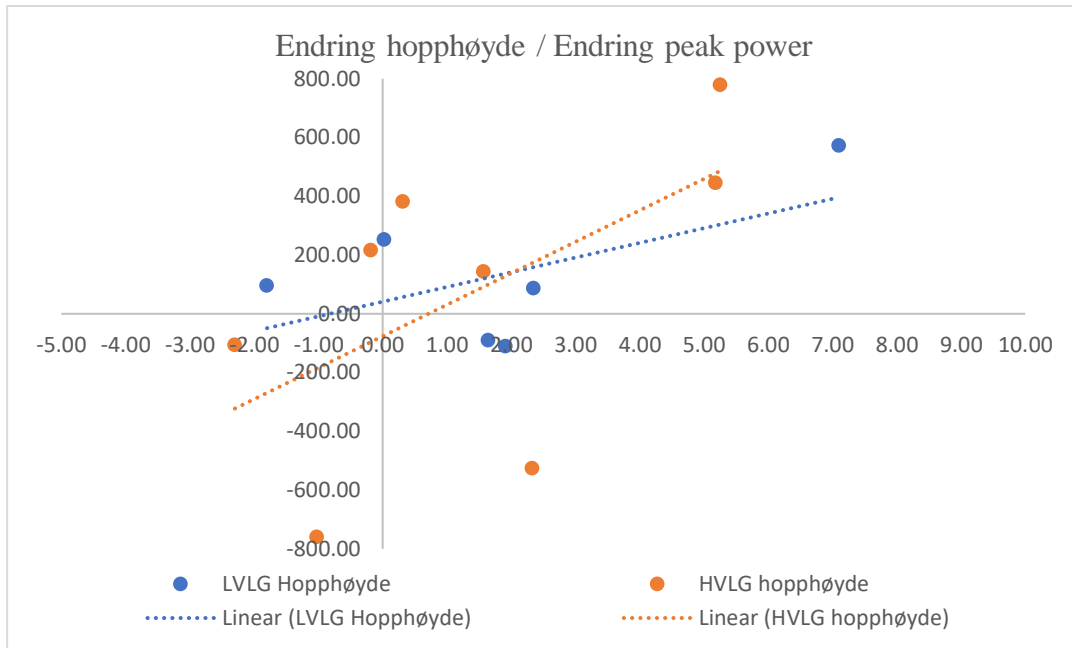
## Vedlegg 7 Korrelasjoner



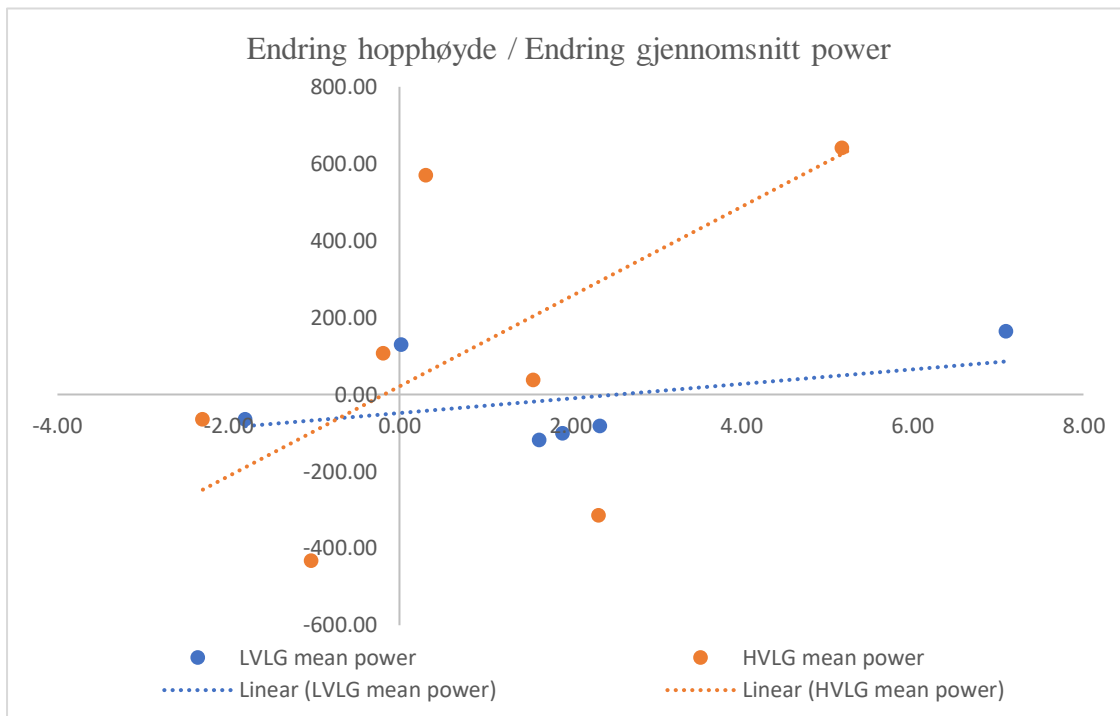
Korrelasjon mellom endring i hopphøyde og endring i 1RM med uteligger ( $r=0,17$  LVLG,  $r=0,648$  HVLG)



Korrelasjon mellom endring i hopphøyde og endring i 1RM uten uteligger ( $r=0,688$  LVLG,  $r=0,648$  HVLG).



Korrelasjon mellom endring hoppøyde og endring peak power (  $r= 0,57$  LVLG,  $r= 0,59$  HVLG).



Korrelasjon mellom endring hoppøyde og endring gjennomsnitt power (  $r= 0,45$  LVLG,  $r= 0,67$  HVLG).