

# BACHELOROPPGÅVE

## Bacheloroppgåve, Idrett og Kroppsøving 2011

Samanlikning av kraftutvikling og muskelaktivering under isometrisk knebøy ved ulike gradar av stabilitet.

av

13 Jarand Eikenes  
2 Erik Fremstad

Idrett - Kroppsøving  
ID3-323  
12.11

## **Forord.**

Dette er ei bacheloroppgåve i regi av studiet Idrett – Kroppsøving, ved Høgskulen i Sogn og Fjordane, avdeling Sogndal.

Vi skal i dette prosjektet skrive om kva som skjer med kraftutviklinga, og muskelaktiveringa når knebøy med maksimal anstrenging vert utført på stabilt, og ustabilt underlag. Vi valde å forske på dette fordi vi begge interesserar oss for styrketrening, og driv med dette regelmessig. I tillegg var det prosjektvegleiaren vår, Atle Sæterbakken som spurte om vi ville bruke dette som problemstilling til prosjektet.

For at det skulle ha vore mogleg å gjennomføre prosjektet har vi vert avhengig av fleire partar.

- Vi ynskjer difor å rette ein spesielt stor takk til Atle Sæterbakken. Han var prosjektvegleiaren vår under prosjektet, og viste eit stort engasjement både på og utanfor jobben for at vi skulle få gjennomført forskinga. Vi kunne ikkje hatt ein betre vegleiar, og hadde ikkje kome i mål utan han.
- Takk til alle studentane som møtte opp som forsøkspersonar til prosjektet.

Jarand Eikenes

Erik Fremstad

## **Samandrag.**

I dette bachelorprosjektet har vi samanlikna forskjellane i kraftutviklinga og muskelaktivitet i isometrisk knebøy med maksimal anstrenging på stabile, og ustabile underlag. Vi ville sjå om muskelaktiveringa vart større frå stabilt, til ustabilt underlag, og vi ville sjå om kraftutviklinga vart mindre når øvinga vart utført på ustabilt underlag, mot stabilt underlag.

15 forsøkspersonar utførte isometrisk knebøy med 90 grader vinkel i kneleddet på fire ulike underlag, med ulik grad av stabilitet. Underlaga var golvet (stabilt), power – board (ustabilt i eit plan), BOSU (ustabilt i alle plan), og balansekjegle (ustabilt i alle plan). Forsøkspersonane skulle under utføringa av øvinga presse seg til maksimal anstrenging. Etter nøye vurderingar valde vi å gjennomføre øvingane isometrisk. Dette var fordi vi meinte at det ville verta for stor fare for skade å utføre dynamisk knebøy med ein belastning tilsvarande 1RM på eit ustabilt underlag.

Resultata viste signifikant nedgang i kraftutvikling mellom mange av underlaga, men ikkje alle. Stabil knebøy hadde signifikant større kraftutvikling enn knebøy på balansekjegla. Det var signifikant større kraftutvikling i knebøy på power – board samanlikna med knebøy på BOSU, og balansekjegla. Det var ingen forskjell i kraftutvikling mellom BOSU og balansekjegle, eller stabil knebøy og power – board. Resultata avslørte ingen signifikante forskjellar i muskelaktivitet mellom øvingane, bortsett frå m. rectus femoris i stabil knebøy.

## Innholdsliste

Forord.....	2
Samandrag. ....	3
Innholdsliste .....	4
1. Innleiing og problemstilling.....	5
2. Teori. ....	7
2.1 Stabilt vs ustabilt.....	7
2.2 Kraftutvikling stabilt vs ustabilt. ....	8
2.3 EMG aktivitet stabilt vs ustabilt.....	9
2.4 EMG core stabilt vs ustabilt. ....	10
2.5 Problemstilling. ....	11
2.6 Hypotesar.....	11
3. Metode.....	12
3.1 Forsøkspersoner.....	12
3.2 Testprosedyre. ....	12
3.3 Eksperimentell test av isometrisk knebøy. ....	14
3.4 Eksperimentell test med EMG. ....	14
3.5 EMG målingar.....	15
3.6 Statistikk.....	16
4. Resultat. ....	17
5. Diskusjon. ....	21
5. 1 Kraftutvikling. ....	21
5.2 EMG bein. ....	23
5.3 EMG core. ....	24
5.4 Feilkjelder.....	26
6. Konklusjon. ....	27
7. Kjeldeliste. ....	28
7. Vedlegg.....	30

## 1. Innleiing og problemstilling.

Menneskekroppen er eit komplekst fenomen det er gjort mykje forskning på. Dette gjeld spesielt innan trening og helse. Det er likevel mange ting som enno er usikkert, og det som er riktig i dag, stemmer nødvendigvis ikkje om eit par år. Dette gjeld spesielt styrketrening. Det finnest i dag utallige mytar og meiningar om korleis øvingar skal utførast, og kva slags styrketreningsmetodar som er best. Dette ser ein godt på treningssenter, der folk til dømes brukar oppbygd hæl når dei trenar knebøy, brukar vektløftarbelte når dei trenar biceps, drar med heile overkroppen under øvinga nedtrekk. Det er også stor variasjon av kva slags øvingar som vert brukt. Nokre brukar situps for å trene mage, andre brukar slynger. Nokre brukar apparat, andre brukar frivekter. Uansett val av treningsmetodar er det gjort mange funn på kva som er bra og ikkje.

Knebøy er ein svært sentral og effektiv øving som går på styrken i underekstremitetane. Beinstyrken er i følge Raastad m. fl. (2010) avgjerande for prestasjonar i mange idrettar, og knebøy reknast som svært viktig og funksjonell øving for å trene strekkapparatet i beina, og spesielt m. quadriceps. Kravet for menn på toppnivå i alpint er til dømes i 1RM rundt 2-2,5 gonger si eiga kroppsvekt i knebøy.

Vi har begge to stor interesse for styrketrening. Vi ønskte difor å ta for oss dette temaet i prosjektet. Rettleiaren vår Atle Sæterbakken kom med eit spanande prosjekt som vi fikk tilbod å skrive om. Dette var å samanlikna kraftutvikling, og muskelaktivitet i isometrisk knebøy med maksimal anstrenging, med ulike krav til stabilitet. Det vi ynskte å sjå var korleis større krav til balanse og stabilitet påverka kraftutviklinga, og om muskelaktiviteten vart større på ustabil mot stabilt underlag. Dette kan gje interessante funn til folk som slit med skjelettsjukdommar som til dømes osteoporose. Raastad et. Al (2010) fortel at det er sterke bevis som tyder på at vektbærande fysisk aktivitet er styrkande på skjelettet. Han fortel likevel ein må være svært forsiktig med å bruke tunge vekter på denne typen pasientar, der skjelettet kan være svært skjørt. Det då vil truleg vere gunstig for desse med større muskelaktivitet, ved lågare ytre belastning. På denne måten får ein styrka muskulaturen, før skjelettet.

På bakgrunn av dette ønska vi å undersøke:

**1a)** Korleis endrar kraftutviklinga seg i isometrisk knebøy frå stabilt mot ustabilt underlag?

**1b)** Korleis endrar muskelaktiviteten i isometrisk knebøy seg frå stabilt mot ustabilt underlag?

## **2. Teori.**

### **2.1 Stabilt vs ustabilt.**

Gjennom det førre tiåret har det blitt eit skifte mot funksjonell trening og vekk frå tradisjonell vekttreningstilnærming. Funksjonell trening blir gjort gjennom naturlige bevegelser gjennom fleire plan og kan føre til betring av den muskulære kjernestabiliteten. Mange trur at den mest effektive måten å rekruttere core / stabiliseringsmuskulaturen er å utføre tradisjonelle øvingar på ustabile underlag. På ei anna side vert daglege bevegelser sjeldan utført med ei stabil vekt på ustabilt underlag, som for eksempel alpint, og surfing. Vanlegvis er underlaget stabilt medan eksterne motstanden er ustabil (Kohler m. fl. 2010).

I følge Goodman m. fl. (2008) er ein av dei mest voksande trendane som har dukka opp innan styrke, rehabilitering og fitness feltet blitt å bytte ut stabile underlag med ustabile underlag som til dømes balanse Brett, skum – rullar, og trening med swiss – ball. Slik får ein ustabilitet i underlaga ein trenar på. Behm og Anderson (2002) skriv blant anna at swiss – ballar vorte brukt av fysioterapeutar sidan før 2. verdskrig. Fordelen med styrketrening på ustabile underlag som til dømes swiss – ball, er betring av det nevro-muskulære systemet, som gjer auke i styrke (Behm m. fl. 2002).

Hamlyn m. fl. (2007) skriv at skadar og smerter i nedre del av rygg var i 2001 den mest vanlege form for skadar i Nord America for personar under 45 år. I 1998 kosta dette USA om lag 24 milliardar dollar. Hamlyn m. fl. (2007) understrekar at dette er eit resultat av manglande styrke og uthald i core – muskulaturen. Dette er eit godt døme på kvifor styrking av core – muskulaturen også er viktig for personar som ikkje driv med idrett.

Behm og Anderson (2005) skriv at å integrere ein balansefaktor til eit styrketreningsprogram kan føre til at ein ikkje får den nødvendige overbelastninga som er naudsynt for muskulær hypertrofi, eller auke i styrke. I tillegg er det få aktivitetar og idrettar som krev at ein må beherske ei stabil vekt på eit ustabilt underlag. Behm og Anderson (2002) viste at ustabilitet kan påverke ekstremitetane i positiv grad (styrkeauke/hypertrofi) dersom ustabiliteten er moderat, ikkje ekstrem. Dersom ustabiliteten vert for stor, klarar ikkje kroppen å gjennomføre øvinga nok til at kroppen får overload. Dei fortel likevel at dette kan vere positivt for core –

muskulaturen i form av at man kan oppnå like høg muskelaktivering med mindre ekstern motstand.

## **2.2 Kraftutvikling stabilt vs ustabil.**

Kohler m. fl. (2010) skriv at trening på ustabile underlag går ut over kraftutviklinga. Dette er negativt i form av at agonisten ikkje får nok stress til å oppnå styrkeauke, eller muskulær hypertrofi. Behm og Anderson (2004) fann i sin studie om benkpress på stabilt og ustabil underlag lågare kraftproduksjon på ustabil underlag samanlikna med stabilt underlag. Det var likevel ingen signifikante forskjellar i muskelaktivitet mellom ustabil mot stabilt i m. pectoralis major, m. triceps brachii, m. latisimus dorsi, eller m. rectus abdominus. Dette tyder på at ein kan oppnå lik muskelaktivitet med mindre ekstern motstand. I eit studie gjort av Behm m. fl. (2002) viste øvingane legg - ekstensjon og plantarfleksjon 70,5, og 20,2 % lågare kraftproduksjon på ustabil underlag mot stabilt underlag.

Sæterbakken m. fl. (2010) såg på forskjellar mellom belastinga som vart brukt under 1RM i benkpress med manualar, benkpress med stang, og benkpress i smith-maskin. Resultata viste at benkpress med manualar som var mest ustabil hadde 14 % nedgang i belastning mot benkpress i smith-maskin, og ein nedgang på 17 % mot benkpress med stang. I benkpress blei det brukt 3 % høgare belastning enn i benkpress med smith – maskin. Dette viser at større krav til stabilitet går ut over kraftutviklinga. På ei anna side viste smith-maskina som var mest stabil ein nedgang på 3 % i forhold til benkpress med stang, som var meir ustabil. I følge Sæterbakken m. fl. (2010) kunne denne forskjellen skyldast at eit fleirtal av forsøkspersonane ikkje hadde trena benkpress med smith – maskin tidlegare.

Koshida m. fl. (2008) testa benkpress med 50 % av 1 RM under stabile og ustabile forhold. Kraftutviklinga viste ein nedgang på om lag 6 % frå stabilt til ustabil, og meiner i sin studie at dette er ikkje er store nok forskjellar til at det vil gje nokon betydeleg treningseffekt. Goodman m. fl. (2008) såg på forskjell i 1 RM i benkpress på stabilt og ustabil underlag. Dei rapporterte heller ingen forskjell i kraftutvikling mellom underlaga.



### 2.3 EMG aktivitet stabilt vs ustabil.

Forskarar og trenarar som promoterer trening på ustabil underlag fortel at utstyr som swiss - ball og BOSU gjev eit større stress på heile muskulaturen. Det er ein hypotese at trening på ustabil underlag stressar det synergiske og stabiliserande muskulaturen rundt buken i kvar bevegelse i større grad enn stabile underlag. Dette førar til meir spesifikk og funksjonell form for trening. Norwood m. fl (2007) gjorde eit studie i benkpress med 9,1 kg som ekstern motstand på fire ulike underlag med ulike gradar av stabilitet. Her var muskelaktiviteten i core – muskulatur og stabilisatorar, høgare på ustabil underlag, mot stabilt underlag.

I eit studie gjort av Goodman m. fl. (2008) fant dei ingen forskjell i muskelaktivitet mellom 1 RM i benkpress på flat benk, og på swiss ball. Brandon m. fl. (2010) målte muskelaktivitet i m. deltoideus anterior, m. pectoralis major, m. rectus abdominus under brystpress, og skulderpress med manualar, på stabilt og ustabil underlag ved 80 % av 1 RM. Resultata avslørte ingen forskjellar i muskelaktivitet i noen av musklane mellom øvingane.

Sæterbakken m. fl. (2010) rapporterte heller ingen forskjell i m. pectoralis major eller m. deltoideus anterior under 1RM mellom benkpress i smith-maskin, med stang, og med manualar. Dei fant derimot større EMG aktivitet i m. biceps brachii, når benkpress vart utført med manualar enn med stang. Dette tyder på at dersom ein auker friheitsgradene, vil antagonistar og synergistar aktiverast i større grad.

Behm og Anderson (2005) såg på forskjellar i muskelaktivitet mellom knebøy i smith – maskin, tradisjonell knebøy og knebøy på ustabil underlag. Muskelaktiviteten i m. soleus var 73,1 % høgare under ustabil knebøy, mot knebøy i smith – maskin, og 58,5 % høgare i ustabil knebøy mot tradisjonell knebøy. Dei rapporterte derimot 4,8 % mindre aktivitet i m. vastus lateralis i ustabil knebøy, mot knebøy i smith – maskin, og 14,3 % mindre aktivitet i same muskel frå ustabil, til tradisjonell knebøy.

I eit anna studie gjort av Behm m. fl. (2002) testa dei plantarfleksjon, og legg - ekstensjon på swissball. Der fann dei auke i muskelaktivitet på 40,2, og 30,7 % i antagonist og agonist på ustabil underlag, mot stabilt underlag. Behm m. fl. (2002) skriv vidare at bruk av swiss ball

og andre balansekreivjande underlag bør vere enkle nok til at ein kan få ein overbelastning på dei musklane som i hovudsak skapar bevegelsane (agonist). Det finnest med andre ord ei grense for kor ustabil det er funksjonelt å ha det. Eit døme på dette kan vere ein person skal utføre knebøy på ein swiss ball, men konsentrera seg kun om å halde balansen. Denne personen får ikkje nok overbelastning til å auke maksimal styrke, eller oppnå muskulær hypertrofi.

#### **2.4 EMG core stabilt vs ustabil.**

Ustabilitetstrening vert vurdert som eit viktig rehabiliteringsverktøy. Tidligare studie har vist at ein lik grad av muskelaktivitet kan oppstå med bruk av mindre ekstern motstand, samtidig som ein stressar core – muskulatur, og stabiliserande muskulatur (Anderson og Behm, 2004). Norwood m. fl. (2007) skriv også i sin studie at ein mindre treningsbefolkning kan oppnå signifikant auke av muskelaktivitet om man brukar ustabilitet på overkropp .

Styrking av core – muskulaturen har vorte meir og meir tatt i bruk både innan idrett og toppidrett, men også innan rehabilitering av personar med skadar i nedre del av rygg (Hamlyn m. fl. 2007).

Marshall og Murphy (2006) fant i sin studie at muskelaktiviteten vart større i blant anna m. rectus abdominis, og m. deltoideus når forsøkspersonane utførte benkpress på swissball mot stabilt underlag. Marshall og Murphy (2005) skriv at muskelaktivitet i buken har økt ved bruk av swiss ball for aerobic liknande øvingar som «curl up», og «single leg hold exercise». Den aukande aktiviteten i buk på swiss ball viser at bruken av swiss ball og liknande verktøy er effektivt for core – muskulaturen. Dette fordi man kan oppnå større muskelaktivitet med å gjennomføre samme øvelse på swiss - ball, som på stabilt underlag.

Behm og Anderson (2005) gjennomførte eit studie der dei såg på forskjellar i muskelaktivitet i buk og rygg, i øvinga knebøy i smith - maskin, tradisjonell knebøy, og knebøy på ustabil underlag. Knebøy på ustabil underlag viste signifikant høgare aktivitet i m. soleus, m. rectus abdominis, og m. erector spinae, enn knebøy i smith-maskin, og tradisjonell knebøy. Behm og Anderson (2005) trur auken i muskelaktivering i desse musklane er på grunn av deira rolle som stabilisatorar, og fordi dei har som oppgåve å oppretthalde postural kontroll under bevegelsen.

## **2.5 Problemstilling.**

På bakgrunn av dette ynskjer vi å undersøke korleis kraftutviklinga endrar seg i isometrisk knebøy med maksimal anstrenging frå stabilt underlag, til ustabilt underlag. Vi skal også undersøke korleis muskelaktiveringa endrar seg i tilsvarende øving frå stabilt underlag, til ustabilt underlag.

## **2.6 Hypotesar.**

Vi trur at større krav til stabilitet vil påverke kraftutviklinga negativt. Vi trur derimot at muskelaktiviteten vil auke med større krav til stabilitet.

H1; mindre kraftutvikling frå ustabilt, til stabilt underlag.

H2; høgare muskelaktivering frå ustabilt, til stabilt underlag.

### **3. Metode.**

#### **3.1 Forsøkspersoner.**

15 menn frå B3 Idrett og Kroppsøving, B3 Idrett – Fysisk aktivitet og helse, og B1 Idrett grunnfag vart rekruttert som forsøkspersonar (FP) til dette prosjektet. FP var i gjennomsnitt  $23,3 \pm 2,7$  år, vog i gjennomsnitt  $80,5 \pm 8,5$  kg, og var  $181,1 \pm 9,0$  cm. Alle FP vart i forkant informert munnleg og skriftleg om testprosedyrar og omfanget av å delta i prosjektet. FP signerte skriftlig samtykke for deltaking i prosjektet, og kunne trekke sitt samtykke til å delta når som helst, eller undervegs utan å oppgje nokon grunn. Kriteria for å delta i testen var at dei var kjent med øvinga knebøy med frivekter dei siste tre månadane.

Ekskluderingskriteriane var skader som forhindra FP til maksimal anstrenging.

FP hadde i gjennomsnitt  $4,5 \pm 1,8$  års erfaring med styrketrening, og ingen konkurrerte i styrkeløft. FP skulle ikkje trene underestremitetane, eller nyte alkohol 48 timer før testane.

#### **3.2 Testprosedyre.**

Forsøkspersonane som tilfredsstilte krava for deltaking, gjennomførte ein tilvenningstest. Tilvenningstesten skjedde minimum to, og maksimalt fem dagar før den eksperimentelle testen. FP skulle i tilvenningstesten gjennomføre identisk prosedyre som den eksperimentelle testen. FP gjekk igjennom ei generell oppvarming i ti minutt på tredemølle eller ergometersykkel før testen vart gjennomført.

Rekkefølga på øvingane var randomisert med systematisk rotasjon. Alle øvingane hadde tre forsøk der det beste forsøket vart nytta til vidare analyse. Testane var å utføre knebøy på fire ulike underlag med ulike krav til stabilitet. Etter nøye vurderingar vart det konkludert at det hadde vorte for stor fare for skade dersom FP skulle utføre 1RM i knebøy dynamisk på eit ustabil underlag. Utføringa av testane vart difor gjort isometrisk.

Underlaga FP skulle utføre isometrisk knebøy på var:

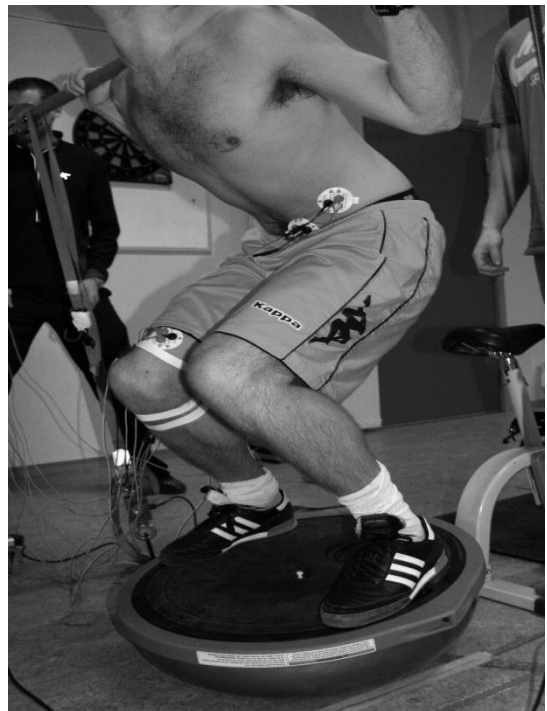
1. Golvet (Tradisjonell knebøy – Stabilt)
2. Power-board (Ustabilt i eit plan, Figur 1a)
3. BOSU (Ustabilt i alle plan, Figur 1b)
4. Kjeglebrett (Ustabilt i alle plan, Figur 1c)



**Figur 1a, 1b og 1c: Power-board, BOSU, og kjele Brett.**

Når FP fekk stanga på skuldrene, vart han bedt om å innta ståande utgangsposisjon i knebøy med preferert avstand mellom beina. Avstanden vart oppmålt med linjal frå innsida av hælane, og desse måla vart nytta frå øving til øving. Dette vart gjort for at FP skulle ha lik støtteflate på alle underlag.

FP skulle ha 90 grader vinkel i kneleddet, med knea og skuldrene i ei loddlinje over tærne. FP fekk instruksjon om å sjå i taket for å unngå svai i ryggen, og at rumpa ikkje skulle pressast oppover i løftet. På denne måten haldt FP grunnstillinga i knebøy. For å kontrollere knevinkel vart det brukt vinkelmålar, og eit goniometer (Ergotest technology AS, Langesund, Norge) som sikra at FP hadde same knevinkel gjennom heile forsøket.



**Figur 2a, og 2b: Illustrerer utføring av øvinga stabil knebøy, og BOSU.**

For å gjennomføre den isometriske utøvinga av knebøy brukte vi stropper til å låse vektstanga fast i ei kraftcelle (Ergotest technology AS, Langesund, Norge) som var låst fast i ein bolt i golvet (Figur 2a, og 2b). Stroppene vart låst når goniometeret viste at FP hadde 90 grader vinkel i kneleddet, og korrekt grunnposisjon i knebøy. Løftet vart underkjent dersom FP forandra på grunnposisjonen under utføringa av testen.

Ingen hjelpemiddel var tillat under testen. Nyrebelte, løftebukse, knebeskyttarar, knevarmarar og liknande går under disse hjelpemidla.

### **3.3 Eksperimentell test av isometrisk knebøy.**

Når stroppene var korrekt innstilt, fekk FP ein liten pause på 60 sekund før han gjennomførte øvinga. Prosjektlear løfta vektstanga opp på skuldrene til FP kvar gong. Når FP var klar og hadde inntatt grunnstilling i knebøy, gav prosjektvegleiar signal om at FP skulle presse ifrå underlaget. Kraftutviklinga skulle skje stigande dei to første sekunda. Frå det tredje til femte sekundet skulle kraftutviklinga vera maksimal. Når utføringa av forsøket var ferdig fekk FP sette seg ned på ein stol utan å forandre på avstanden mellom beina. Prosjektlear løfta vektstanga av skuldrene til FP etter utføringa av testen.

FP fekk 1-3 minuttar pause mellom øvingane.

Det var kun vegleiar, prosjektlear og forsøkspersonane som var til stede i laboratoriet under den eksperimentelle testen.

### **3.4 Eksperimentell test med EMG.**

For å måle muskelaktivitet brukte vi elektromyografi (EMG). Elektrodane vart plassert etter oppvarming. Den same prosjektleiar gjennomførte barbering, pussing med sandpapir, reinsing med sprit, og plassering av elektrodar på alle FP. Dette var for å unngå feilplassering av elektrodane og etter gjeldande anbefalingar frå SENIAM (Hermens m. fl, 2000).

Elektrodegele vart brukt for å optimalisere dei elektriske signala.

### 3.5 EMG målinger.

Kraftcellene (Ergotest technology AS, Langesund, Norge) var synkronisert med EMG målingane ved hjelp av MuscleLab 4020e, og analysert med programvaren V8. 13 (Ergotest Technology AS, Langesund, Norge). Elektrodane (11 mm kontaktflate, med eit senter til senter på 20 mm) vart plassert midt på muskelen, i den antatte retninga på dei underliggande muskelfibera. Sjølvklebende elektrodar (Dri-stick circular sEMG electrodes AE-131, NeuroDyne medical, USA) vart festa på den dominante foten på FP og kontralateral side på buk og rygg. Musklane elektrodane vart festa på var: m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. soleus, m. erector spinae, m. rectus abdominis, og m. oblique externus.

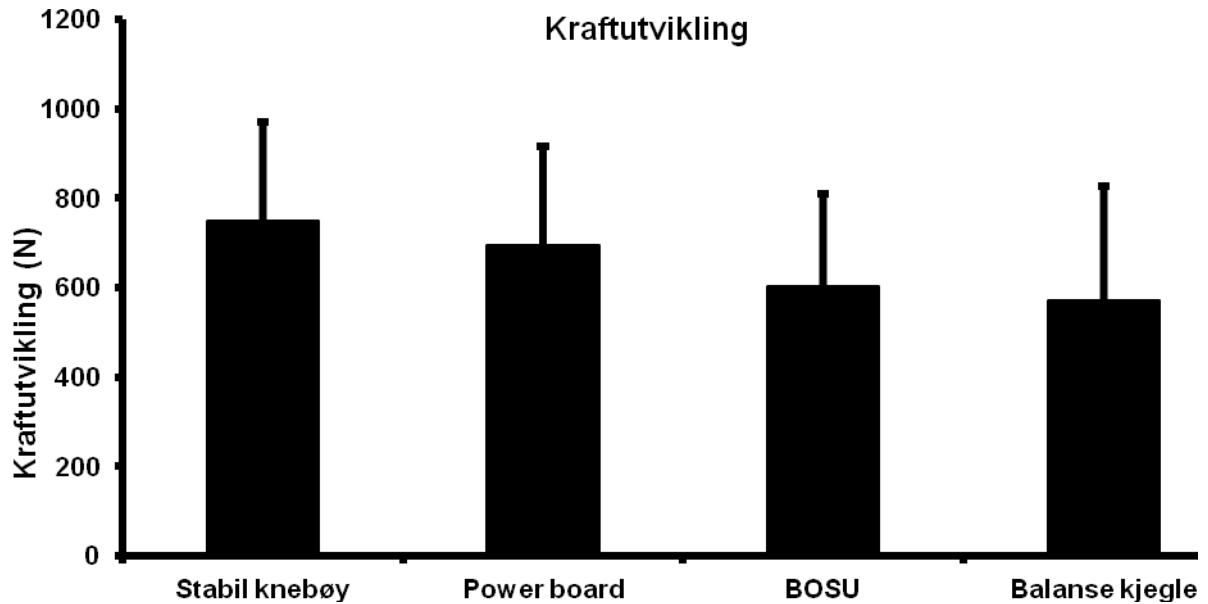
EMG signala vart forsterka og filtrert ved hjelp av ein forforsterker plassert så nært elektrodane som mogleg for å minske støyen frå ytre kjelder. Signala var høg, og lågfrekvensfiltrert (Maximum/minimum cut of frequency at 8-600 Hz). Root-mean-square (RMS) signala vart konvertert ved bruk av maskinvare (gjennomsnitt konstant på 12 ms, frekvensrespons på 450kHz, total feilkjelde  $\pm 0,5\%$ ) frå dei rå EMG signala. Dei RMS konverterte signala vart samla, men i ein frekvens på 100 Hz ved hjelp av ein 16-bit A/D konverter med ein ekskluderingsrate på 106 dB. Målingane frå EMG, og frå kraftcellene vart synkronisert, og markert byrjinga og slutten på den isometriske kraftutviklinga. Gjennomsnittet av RMS EMG vart kalkulert for dei tre siste sekunda av testen. Det forsøket som viste den største kraftutviklinga, vart nytta til vidare analyse.

### **3.6 Statistikk.**

Ein ”repeated measurement one-way analysis of variance” (ANOVA) modell vart brukt til å finne forskjellane mellom kraftutvikling, nevro-muskulær aktivitet, og knevinkel under dei fire knebøyøvingane. Bonferroni Post-hoc korreksjonar vart nytta for justering av gruppesamanlikningar. SPSS (Versjon 19.0; SPSS, Inc., Chicago, IL) vart brukt til analyse av all data. Signifikantnivå vart sett til  $P \leq 0.05$ , og alle resultat er presentert som gjennomsnitt  $\pm$  standardavviket



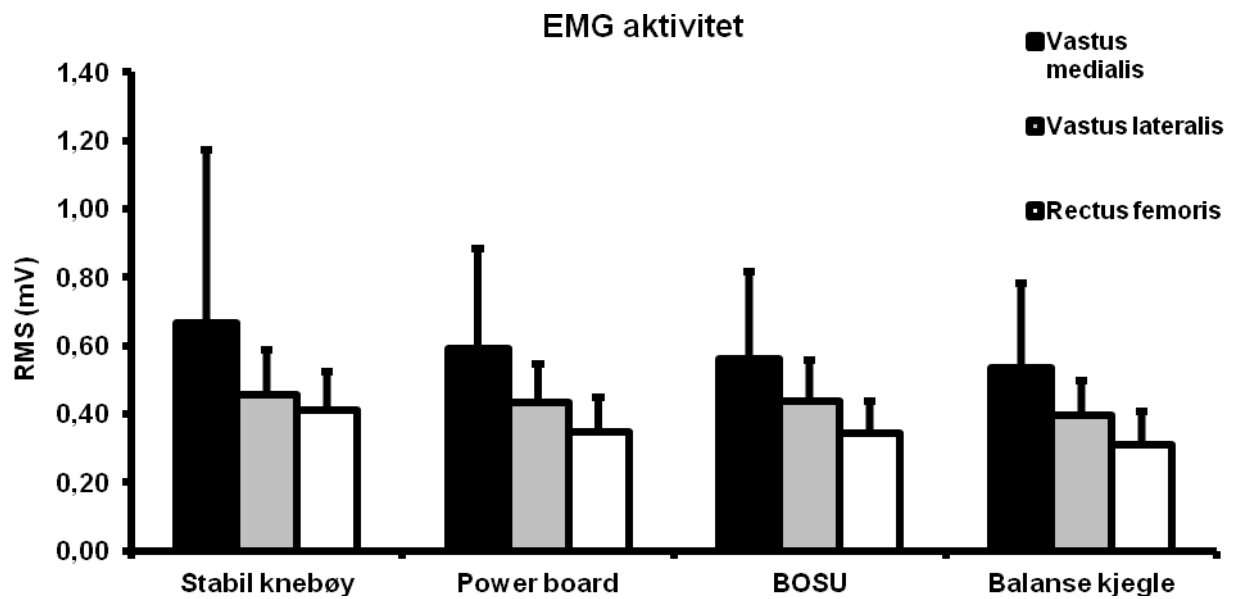
#### 4. Resultat.



Figur 3. a: Viser forskjellar i kraftutvikling under isometrisk knebøy på fire forskjellige underlag.

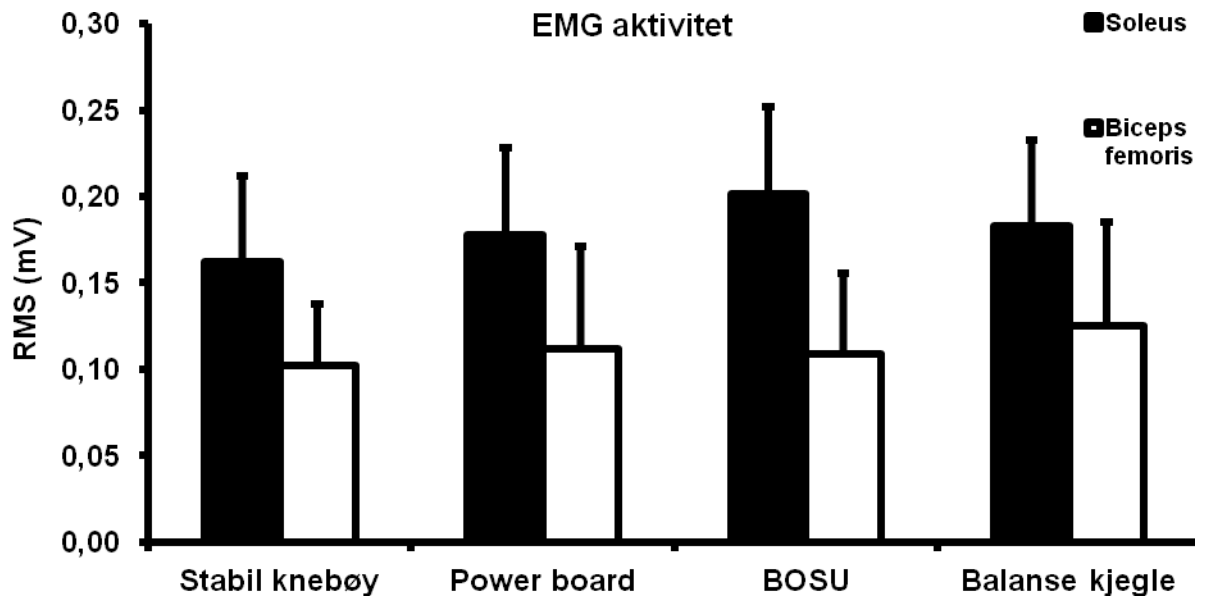
Kraftutviklinga var signifikant større i stabil knebøy samanlikna med knebøy på BOSU ( $749 \pm 222$  N versus  $603 \pm 208$  N,  $P = 0.003$ ), og balansekjegla ( $749 \pm 222$  N versus  $570 \pm 257$  N,  $P \leq 0.001$ ), men ikkje på power - board ( $749 \pm 222$  N versus  $694 \pm 220$  N,  $P = 0.320$ ) (figur 3. d). Det var signifikant større kraftutvikling på power - board samanlikna med BOSU ( $694 \pm 220$  N versus  $603 \pm 208$  N,  $P = 0.037$ ) og balansekjegla ( $964 \pm 220$  N versus  $570 \pm 257$  N,  $P = 0.001$ ). Ingen forskjellar i kraftutvikling var funne mellom BOSU og kjegelebrettet ( $603 \pm 208$  N versus  $570 \pm 257$  N,  $P = 0.852$ ).

Det var ingen forskjellar i knevinkel mellom det stabile underlaget ( $98^\circ \pm 9$ ), power - board ( $101^\circ \pm 14$ ), BOSU ( $97^\circ \pm 9$ ), og balansekjegla ( $100^\circ \pm 10$ ;  $P = 0.797 - 1.000$ ).



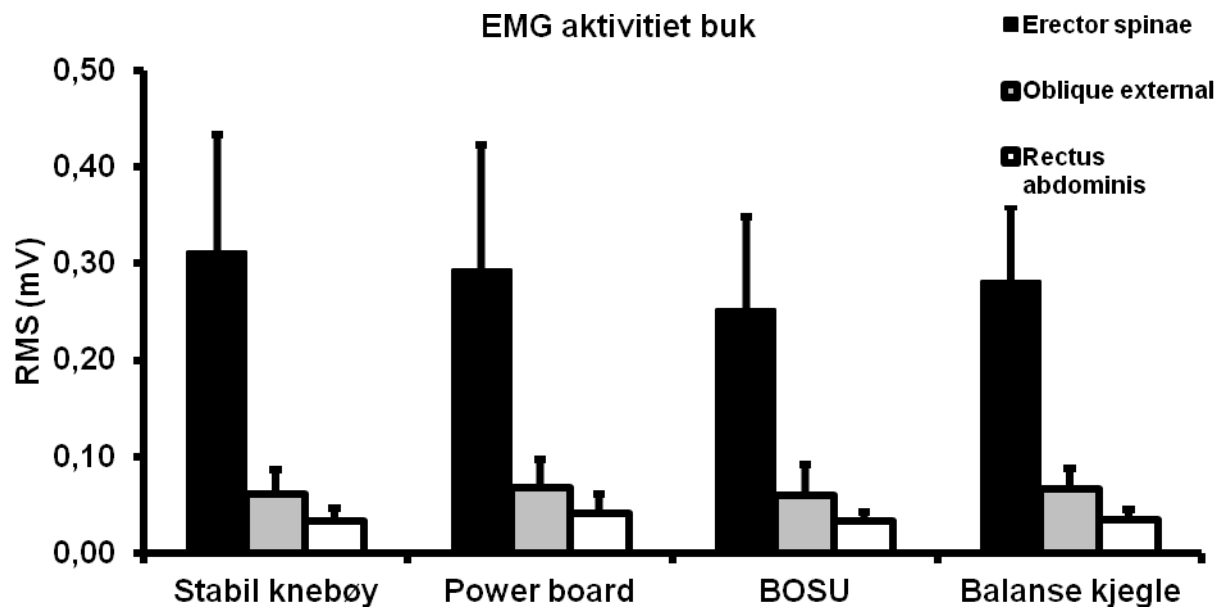
Figur 3. b: Viser EMG aktivitet i m. vastus medialis, m. vastus lateralis, og m. rectus femoris i isometrisk knebøy på dei forskjellige underlaga.

Det var ingen signifikante forskjellar mellom øvingane i m. vastus medialis ( $P = 0.475 - 9.43$ ), eller m. vastus lateralis ( $P = 0.375 - 1.000$ , figur 3 c). I m. rectus femoris vart det under øvinga stabil knebøy signifikant store EMG aktivering enn dei andre øvingane ( $P = 0.009 - 0.045$ , ES =). Det var ingen signifikante forskjellar mellom dei andre øvingane ( $P = 0.089 - 1.000$ ), men ein tendens til større EMG aktivering på BOSU, enn på balansekjele ( $P = 0.089$ ).



Figur 3. c: Viser EMG aktivitet i m. soleus under isometrisk knebøy på dei forskjellige underlaga.

Resultata avslørte ingen signifikante forskjellar i muskelaktivitet i m. soleus ( $P = 0.159 - 1.000$ ) eller m. biceps femoris ( $P = 0.347 - 1.000$ ) mellom øvingane (Figur 3 b)



Figur 3. d: Viser EMG aktivitet i buk og rygg under isometrisk knebøy på dei forskjellige underlaga.

Samanlikning av EMG aktivitet i buk og rygg (Figur 3.a) viser ingen signifikante forskjellar mellom øvingane i m. erector spinae ( $P = 0.268 - 0.999$ ), m. oblique externus ( $P = 0.857 - 1.000$ ), eller m. rectus abdominis ( $P = 0.456 - 1.000$ )

## 5. Diskusjon.

### 5.1 Kraftutvikling.

Resultata avslørte signifikante forskjellar i kraftutvikling mellom mange av dei ulike underlaga, men ikkje alle. Knebøy på BOSU hadde ein signifikant nedgang i kraftutvikling på 19,49 % i forhold til stabil knebøy. Det var også signifikant forskjell mellom balansekjegla og stabil knebøy då kraftutviklinga hadde ein nedgang på 23,89 % på balansekjegla. Power – board hadde ein nedgang i kraftutvikling på 7,34 % i forhold til stabil knebøy og var ikkje signifikant. Det var ein nedgang på 6,62 % i kraftutvikling i BOSU til power – board, men det var ingen signifikant forskjell. Det var 5,47 % nedgang frå BOSU til balansekjegla, men ingen signifikant forskjell mellom desse øvingane. Balansekjegla viste størst forskjell i kraftutvikling med ein signifikant nedgang på 40,87 % i forhold til power – board.

Resultata våre stemte med hypotesen vår om at kraftutviklinga ville synke med større krav til stabilitet. Det var ikkje signifikante forskjellar mellom alle underlaga, men det var likevel nedgang i kraftutvikling frå stabilt til ustabil. Årsaka til dette kan vere på grunn av at forsøkspersonane måtte stabilisere i større grad, og det ekstra stresset som kjem på underestremitetane og buken for å oppretthalde postural kontroll. Dette kan gå på bekostning av kraftutviklinga. I tillegg må kroppen kontrollere kvart sitt bein når dei står på eit ustabil underlag. Dette såg vi spesielt godt på power – board der beina til nokre av forsøkspersonane gjekk i kvar si retning.

Teorien på dette området viser sprikande funn, og etter det vi veit er det ingen som har samanlikna kraftutvikling og muskelaktivering i isometrisk knebøy med ulike gradar av stabilitet, under maksimal anstrenging. Nokre av våre funn kan likevel sjåast i samanheng med anna forskning.

Kohler m. fl. (2010) skriv at trening på ustabile underlag går ut over kraftutviklinga. Resultata til Behm m. fl. (2004) var 59,6 % lågare kraftutvikling i benkpress på swiss-ball, mot benkpress på flatt underlag. Sæterbakken m. fl. (2010) såg på forskjellar i 1RM mellom benkpress med manualar, benkpress med stang, og benkpress i smith – maskin. I dette studiet vart det brukt 17 % mindre belastning i benkpress med manualar mot benkpress med stang, og det var ein nedgang på 14 % med manualar mot smith – maskin.

Felles for Sæterbakken m. fl. (2010) og Behm m. fl. (2004) var at dei alle testa overekstremitetane. I vår studie testa vi underekstremitetane, og muskulaturen i buk og rygg må arbeide i større grad enn dei tidlegare studia for å oppretthalde postural kontroll. I tillegg hadde vi fleir variantar av ustabile underlag. Sæterbakken m. fl. (2010) testa ustabilitet i benkpress i form av vekter med fleire friheitsgrader, og hadde ikkje ustabilitet i underlaget. Behm m. fl. (2004) hadde kun to underlag og samanlikne med, medan vi hadde fire. Behm m. fl. (2004) såg likevel ein nedgang på 59,6 % i kraftutvikling frå stabilt til ustabil benkpress. Det resultatet som viste størst forskjell i kraftutvikling i vår forskning var då balansejegla hadde ein nedgang på 40,87 % i forhold til power - board. At det ikkje vart større forskjellar kan vere på grunn av at forsøkspersonane kunne dra nytte av støtte i stroppene.

Øvingane som viste minst forskjell var power – board som hadde 5,47 % større kraftutvikling enn BOSU. Koshida m. fl. (2008) fann om lag 6 % nedgang i kraftutvikling mellom benkpress på benk, og benkpress på swiss ball med ein belastning på under 50 % av 1RM. Dei trur forskjellane i kraftutvikling mellom ustabil og stabil benkpress i sin studie ikkje er store nok til å gje ein betydeleg treningseffekt. I følge Kohler m. fl. (2010) vil ustabilitet gå ut over kraftutviklinga, og dette kan vere negativt i form av at agonisten ikkje oppnår nok stress til å få styrkeauke, eller hypertrofi. Slik som forsøket vårt vart utført var det kun eit fåtal som hadde problem med å gjennomføre øvingane på grunn av ustabiliteten. Kraftutviklinga sank derimot signifikant mellom fleir av øvingane. Dette tyder kanskje på at ustabilitet må vere moderat, ikkje ekstrem. På denne måten kan man gjennomføre nok antall repetisjonar slik at man får eit større stress på agonisten.

## 5.2 EMG bein.

Hypotesen vår tilsa at muskelaktiveringa kom til å bli høgare med større krav til stabilitet. Det vil sei at muskelaktiveringa skulle vore lågast i stabil knebøy, stigande frå power - board til BOSU, og høgast på balansejgla.

Under stabil knebøy hadde m. rectus femoris (RF) signifikant større EMG aktivitet enn alle dei andre øvingane. Vi fant likevel ingen signifikante forskjellar mellom m. vastus medialis (VM) eller m. vastus lateralis (VL) i noen av øvingane. Det var ingen signifikante forskjellar i dei andre øvingane, men ein tendens til større aktivitet i øvinga BOSU enn på balansejgla.

Mogelege årsaker til at vi ikkje fant høgare muskelaktivering kan vere fordi øvingane vart utført isometrisk, og at forsøkspersonane fekk støtte i stroppene. Dette såg vi til dømes på balansejgla som var mest ustabil der FP brukte stroppene til å få tyngdepunktet frampå, og deretter bruke stroppene til å finjustere tyngdepunktet inn mot midtpunktet av balansejgla. På denne måten kunne FP bruke stroppene til å halde balansen medan han pressa ifrå underlaget. I tillegg testa vi med maksimal anstrenging. Muskelaktiveringa kunne difor ha vorte maksimal uansett stabilt etter ustabil underlag. At RF viste signifikant større muskelaktivering på stabil knebøy kan tyde på at stabilitet er best for å trene agonist. Når ustabiliteten økte vart det kanskje sett større krav til antagonistar, og synergistar.

Resultata avslørte ingen signifikante forskjellar i EMG aktivitet i m. biceps femoris (BF), eller m. soleus (SOL) mellom noen av øvingane. Dette kan vere på grunn av at FP var låst i 90 grader, og at BF fekk ein begrensa strekk under utføringa av forsøket. Samtidig vil det faktumet at forsøka vart gjort isometrisk spele ei stor rolle her og, med tanke på at stroppene kunne gje FP støtte. Antagonisten ville truleg ha måtta jobba meir for å oppretthalde postural kontroll dersom forsøket hadde vorte gjennomført dynamisk. At SOL hadde lik EMG aktivitet på alle øvingane kan vere på grunn av at FP skulle utføre øvingane med maksimal anstrenging. Det vil vera ei avgrensing på kor stor aktivitet muskelen kan oppnå uansett om det er ustabil, eller stabile forhold. Knebøy er ein kompleks øving som går igjennom mange ledd. For at FP skal kunna presse seg maksimalt vil han vere nødt til å nyttiggjere seg frå all kraft i muskulaturen som skal gjere bevegelsen.

Behm og Anderson (2005) fant opp til 73,1 % høgare muskelaktivitet i m. soleus under knebøy på eit ustabil underlag, mot tradisjonell knebøy, og knebøy i smith-maskin. Forskjellen mellom deira og vår studie var at vi testa isometrisk med maksimal anstrenging, medan dei testa dynamisk med ei ytre ekstern belastning på opp til 60 % av kroppsvekt. Det betyr at FP hadde heilt andre krav i bevegelsesmønsteret. FP i vår studie måtte mest sannsynleg fryse friheitsgradene i okleddet, medan FP i Behm og Anderson (2005) sine FP ikkje kunne stive av friheitsgradene i same grad.

Behm og Anderson (2005) fant derimot ein nedgang i m. vastus lateralis på opp til 14,3 % i ustabil knebøy, mot tradisjonell knebøy. Dette kan sjåast i samanheng med kvifor m. rectus femoris var signifikant høgare i stabil knebøy mot dei ustabile underlaga i vårt forsøk. Resultata kan tyde på at stabilitet er best for å oppnå høg muskelaktivering i agonist.

### **5.3 EMG core.**

Vi fant ingen signifikante forskjellar mellom m. rectus abdominis (RA), m. externus oblique (EO), og m. erector spinae (ES) under noen av øvingane. Dette stemte ikkje med vår hypotese om at muskelaktiviteten kom til å auke med større krav til stabilitet. Vi trudde også at muskelaktiviteten skulle vera ekstra stor i desse musklane under forsøket.

Dette kan vere eit resultat av at muskulaturen vil presse seg maksimalt under maksimal anstrenging, uavhengig av stabilitet i underlaget. Maksimal anstrenging i knebøy er svært avhengig av buktrykket, og for å oppretthalde dette må muskulaturen aktiverast i stor grad, uansett stabile eller ustabile forhold. I tillegg vil stroppene gje FP støtte under utføringa, noko som kan avlaste ustabiliteten i buk og rygg. FP ville til dømes ha slitt mykje meir med å halde postural kontroll under utføringa på eit ustabil underlag dersom øvinga hadde vorte gjort dynamisk med ein ekstern motstand tilsvarande 1RM i knebøy.

Behm og Anderson (2005) såg på muskelaktivering i core – muskulaturen under knebøy i smith – maskin, tradisjonell knebøy, og knebøy på ustabile underlag. Forsøkspersonane gjennomførte knebøy med ei ytre belastning på opp til 60 % av kroppsvekt. Resultata avslørte signifikant høgare muskelaktivering i m. rectus abdominis, og m. erector spinae i ustabil



knebøy, mot stabil knebøy. I Norwood m. fl. (2007) sin studie om benkpress fann dei høgare EMG aktivitet i buk og rygg, samt stabilisatorar på ustabil underlag mot stabil underlag. 9,1 kg var vekta som vart brukt som ekstern motstand under forsøket. Marshall og Murphy (2006) fant også høgare muskelaktivering aktivitet i m. rectus abdominis på ustabil underlag mot stabil underlag. Her brukte dei 60 % av 1RM som ekstern motstand. Ser vi med eit samla blick på desse studia ser vi at dei brukte relativt låg ekstern belastning. Likevel er muskulatur rundt core-området aktivert i større grad på ustabile underlag, enn stabile underlag.

Eit studie av Goodman m. fl. (2008) viste ingen forskjell i muskelaktivering mellom 1 RM i benkpress på flat benk, og benkpress på swiss-ball. Brandon m. fl. (2010) såg på forskjellar i muskelaktivering i agonist, og muskulatur i core-området under 1RM øvingane brystpress og skulderpress på stabil og ustabil underlag. Dette studiet rapporterte heller ingen forskjell i muskelaktivering mellom stabil og ustabil underlag. Felles for studia til Goodman m. fl. (2008) og Brandon m. fl. (2010) var at begge testa 1RM både på stabile, og ustabile underlag. Her fann ingen forskjell i muskelaktivitet. Vår forskning fann heller ingen forskjellar i muskelaktivitet i core – området. Det er mogeleg at under maksimal anstrenging vert muskulaturen rundt core – området maksimalt aktivert, uansett stabile eller ustabile forhold. Ein av fordelane med å utføre styrketreningsøvingar på ustabile underlag er at ein ikkje treng like stor ytre belastning for å oppnå høg muskelaktivering.

#### 5.4 Feilkjelder.

- Nokre av dei ustabile underlaga viste seg å vere for vanskeleg for nokre av forsøkspersonane. Resultatet kunne ha vorte annleis dersom vi hadde hatt fleire tilvenningsøvingar, eller viss forsøkspersonane hadde trena på balansebrett over ei viss tid.
- Stroppene gav støtte under utføringa av øvinga, og avlasta dermed kravet til å oppretthalde postural kontroll.
- Vi valde å bruke trente forsøkspersonar, men dei hadde alle ulike treningsbakgrunnar. Nokre hadde trena knebøy regelmessig over lengre tid, medan andre ikkje var like godt kjent med øvinga. Resultata kunne ha vorte annleis dersom nivået på forsøkspersonane hadde vore likt.

## 6. Konklusjon.

Kraftutviklinga var høgare på stabilt mot ustabil underlag. Det var ingen signifikante forskjellar i muskelaktivering mellom øvingane, bortsett frå m. rectus femoris som var høgare i stabil knebøy enn dei andre øvingane. Resultata stemte med H1, som var at kraftutviklinga ville synke med større krav til stabilitet. Resultata stemte derimot ikkje med H2, som var at muskelaktiveringa kom til å verta større både i over, og underekstremitetane på ustabil underlag, mot stabile underlag.

På bakgrunn av dette vil vi konkludere med at å utføre styrkeøvingar med maksimal anstrenging på eit ustabil underlag ikkje er meir effektivt enn på eit stabilt underlag. Teorien vi har presentert har derimot vist at å utføre styrkeøvingar med mindre ekstern motstand kan vere effektivt for å oppnå større muskelaktivitet i core. Det er imidlertid spørsmål om man kan oppnå ein styrkeauke i den aktuelle øvinga ved å trene den på eit ustabil underlag. Her må det vidare forskning til.

## 7. Kjeldeliste.

- Atle H. Saeterbakken, Roland Van Den Tillaar og Marius S. Fimland. (2010) *A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements*. Journal of sports sciences. 29(0): 1-6
- Brandon P. Uribe, Jared W. Coburn, Lee E. Brown, Daniel. A. Judelson, Andy V. Khamoui og Diamond Nguyen. (2010) *Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a swiss ball*. Journal of strength and conditioning research. 24(4): 1028-1033
- Craig A. Goodman, Alan J. Pearce, Caleb J. Nicholes, Brad M. Gatt og Ian H. Fairweather. (2008) *No difference in 1RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface*. Journal of strength and conditioning research. 22,1; Proquest medical library pg.88
- David G. Behm, Kenneth Anderson og Robert S. Curnew. (2002) *Muscle force and activation under stable and unstable conditions*. Journal of strength and conditioning research. 16(3), 416-422
- Hermens. H. J, Freriks. B, Clug. C. D, Rau. G. (2000) *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. Journal of Electromyography And Kinesology 10 361-374.
- James M. Kohler, Sean P. Flanagan og Williams C. Whiting. (2010) *Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces*. Journal of strength and conditioning research. 24(2): 313-321
- Jeff T. Norwood, Gregory S. Anderson, Michael B. Gaetz og Peter W. Twist. (2007) *Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press*. Journal of strength and conditioning research. 21(2), 343-347

- Kenneth G. Anderson og David G. Behm. (2004) *Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability*. Journal of strength and conditioning research. 18(3), 637-640
- Kenneth Anderson og David G. Behm. (2005) *Trunk muscle activity increases with unstable squat movements*. Can. J. Appl. Physiol. 30(1): 33-45
- Nicolle Hamlyn, David G. Behm og Warren B. Young. (2007) *Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities*. Journal of strength and conditioning research. 21(4): 1108-1112
- Paul W.M. Marshall og Bernadette A. Murphy. (2006) *Increased deltoid and abdominal muscle activity during swiss ball bench press*. Journal of strength and conditioning research. 20(4), 745-750
- Paul W.M. Marshall og Bernadette A. Murphy. (2005) *Core stability exercises on and off swiss ball*. Archives of physical medicine and rehabilitation. Vol 86 issue 2 .p. 242-249
- Raastad, T. Paulsen, G. Refsnes, P. E. Rønnestad, B. R. Wisnes, A. R. (2010) *Styrketrening i teori og praksis*. Gyldendal Norsk forlag AS, Oslo.
- Sentaro Koshida, Yukio Urabe, Koji Miyashita, Kanzunori Iwai og Aya Kagimori. (2008) *Muscular outputs during dynamic bench press under stable versus unstable conditions*. Journal of strength and conditioning research. 22(5): 1584-1588
- T. Jeff Chandler og Michael H. Stone. (1991) *The squat exercise in athletic conditioning: a Review of the literature*. National Strength and Condition Association Journal.

## 7. Vedlegg.

### Vedlegg 1: Informasjonsskjema

Isometrisk - knebøy – muskelaktivering - kraftutvikling

19. oktober 2011

## Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjekt

### ”Samanlikning av muskelaktivitet og kraftutvikling i isometrisk knebøy, med ulike krav til stabilitet”.

#### Bakgrunn og hensikt.

Knebøy er en øvelse der så og si all muskulatur i underekstremitet blir brukt, sammen med store deler av buk og rygg. Dette er en øvelse som er både kurant og nødvendig for de fleste idrettsutøvere. I dette forskningsprosjektet skal vi måle og sammenligne muskelaktivitet i underekstremiteten ved 1RM knebøy, ved tre ulike krav til stabilitet og balanse.

#### Hva innebærer studien?

Som deltager i dette prosjektet ønsker vi at du møter to ganger for test. Ein gong for tilvenningstest, og ein for for eksperimentell test. Her skal du utføre isometrisk knebøy på fire ulike underlag, med ulike krav til stabilitet. For å få dette til vil bruke stropper som er festa til ei kraftcelle, som igjen er bolta til gulvet. Stroppen festes den andre enden på vektstangen. Utføringen skjed med 90 grader bøy i knærne, på dei ulike balansebretta. I tillegg vil vi bruke EMG målere som festes på muskulatur vi vil samanlikne aktivitet i. På området sensorene skal festes vil det bli nødvendig med barbering. Hele testen vil ta ca 1 time.

#### Mulige fordeler og ulemper.

Dette er en god mulighet til å delta og lære om et forskningsprosjekt som ikke har blitt gjort før. I tillegg vil du bli kjent med dine egne prestasjoner, og ha full innsikt i prosjektet når det er ferdig.

#### Hva skjer med testresultat og opplysning om deg?

Testresultatene av deg og informasjonen som registreres om deg skal bare brukes slik som vist i hensikt med studien. Alle opplysninger og resultat vil bli behandla uten navn og fødselsnummer eller andre gjenkjennbare opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger og resultat gjennom en navneliste.

Det er bare autorisert personell knyttet til prosjektet som har tilgang til navnelisten og som kan finne tilbake til deg.

Det vil ikke bli mulig å identifisere deg i resultatene av studien når disse publiseres.

#### Frivillig deltakelse.

Det er frivillig å delta i studien. Du kan når som helst uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke til å delta i studien. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling.

Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Dersom du sier ja til å delta, kan du senere trekke deg fra prosjektet. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål om studien kan du kontakte prosjektleder Atle Hole Sæterbakken (telefon

57676044)

## **Kapittel A – utdypende forklaring av hva studien innebærer**

- Kriterier for deltagelse
  - Skadefri de tre siste månedene
  - Ikke nytte alkohol 48 timer før testdag.
- Testing kommer til å skje over to økter mellom 24. oktober til 4. november.
- Man kan bli litt stiv og støl i beinmusklene etter testing. Dette går over i løpet av 48-72 timer, og skyldes gjenoppbygging av muskulatur.
- Som deltaker av prosjektet må man i størst grad møte opp til de tidspunkt for testing som er avtalt med deg.

## **Kapittel B – Personvern og forsikring**

### **Personvern**

Opplysninger som registreres om deg er navn, alder, høyde, vekt, år med styrketrening samt testresultat for de nevnte øvelsene. Etter testing blir opplysningene anonymisert, sletta eller forsvarlig oppbevart av HSF.

Opplysningene og resultat vil bli anonymisert av prosjektleder er den eneste som vil ha en navneliste som kan spore resultatene tilbake til deg.

Høgskolen i Sogn og Fjordane

### **Rett til innsyn og sletting av opplysninger om deg og sletting av prøver**

Hvis du sier ja til å delta i studien har du rett til innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg. Du har videre rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene vi har registrert. Dersom du trekker deg fra studien, kan du kreve å få sletta innsamla prøver og opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner.

### **Forsikring**

All deltaking er på eget ansvar

### **Informasjon om utfallet av studien**

Alle som er deltakere har full rett til innsyn i utfallet av studiet.

## Vedlegg 2:

**Knebøy, ustabilitet, muskelaktivering og kraftutvikling**

### **Samtykke til deltakelse i studien**

Jeg er villig til å delta i denne studien og har mottatt informasjon om prosedyrene

.....

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

.....

(Signert, rolle i studien, dato)