

# **Masteroppgave i idrettsvitenskap**

Fakultet for helse og idrettsfag  
Høgskolen i Agder - Våren 2007

## **Funksjonell leddstabilitet i skulder EMG-aktivering under stabile og ustabile forhold**

**Leiv Bernhard Sødal**

Masteroppgave

IDR 504

2007

**FUNKSJONELL LEDDSTABILITET I SKULDER -  
EMG-AKTIVERING UNDER  
STABILE OG USTABILE FORHOLD**

**LEIV BERNHARD SØDAL**



**Høgskolen i Agder**

Avdeling for helse og idrettsfag

Institutt for idrettsfag

**Kristiansand**

## **ABSTRAKT**

### **Mål med oppgaven:**

Sammenlikning av EMG-aktivering i kraftutviklende og stabiliserende muskulatur i skulderleddet under stabile og ustabile forhold hos trente og utrente i en lukket kjede push-up.

### **Metode**

12 godt trente menn (T),  $22 \pm 5$  år, med erfaring fra idretter som kampsport, turn, stuing, håndball, styrkeløft og andre idretter som stiller store krav til funksjonell styrke i skulderleddet, ble sammenliknet med 8 utrente menn (UT)  $23 \pm 2$  år. Forsøkspersonene utførte fire tester i push-upsstilling under både stabile forhold (S, på push-upsbøyler) og ustabile forhold (US, i to 2,5 meter lange slynger hengende fra taket). Følgende tester ble gjennomført: 1) Metronom kontrollerte push-ups til utmattelse (frekvens 30 pr. min). 2) Maksimal konsentrisk kraftutvikling fra en stabil utgangsstilling med  $90^\circ$  i albueleddet. 3) Maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling,  $90^\circ$  i albueleddet, der EMG-aktivering også ble registrert. 4) Utholdende isometrisk test til utmattelse,  $90^\circ$ - $110^\circ$  i albueleddet, der EMG-aktivering også ble registrert. Kraftutvikling ble registrert med kraftceller eller kraftplattform. Vinkel i albueledd ble registrert med albue-goniometer. Ved ustabile tester ble grad av distal ustødighet registrert med akselerometer. Overflate-EMG-aktivering ble registrert på følgende kraftutviklende muskulatur: Pectoralis major, anterior deltoideus og triceps brachii. Stabiliserende muskulatur som ble registrert, var serratus anterior og infraspinatus. Normalisering ble foretatt før all testing.

### **Resultater**

Ratio av maksimalt antall push-ups US vs. S (T: US  $30 \pm 6$ , S  $36 \pm 8$ ; UT: US  $7 \pm 3$ , S  $18 \pm 6$ ) var  $0,85 \pm 0,1$  for T vs.  $0,37 \pm 0,13$  for UT ( $p < 0,001$ ). Ved utholdende isometrisk test til utmattelse hadde T betydelig bedre evne til å opprettholde teststilling enn UT (ratio US/S  $0,82$  vs.  $0,65$ ,  $p < 0,05$ ). Ved maksimal isometrisk og konsentrisk kraftutvikling var det ingen signifikant forskjell i kraftutvikling mellom T og UT når US ble sammenliknet med S. Registrert EMG-aktivering og grad av distal ustødighet viste ingen signifikant forskjell mellom T og UT.

### **Konklusjon**

T ser ut til å prestere bedre enn UT ved øvelser som er submaksimale og som består av gjentatte eksentrisk/konsentriske bevegelser, eller langvarig isometrisk kontraksjon. Utifra testprosedyrer og innsamlede data kan forskjell i prestasjon mellom T og UT ikke forklares ved hjelp av EMG-aktivering.

## **FORORD**

Arbeidet med masteroppgaven har vært et omfattende og tidkrevende prosjekt.

Masteroppgaven hadde aldri latt seg gjennomføre uten personene som har vært involvert i de ulike delene av arbeidet. Først og fremst vil jeg takke min gode venn og medstudent **Åsmund Tveitevoll** for et fantastisk samarbeid. Vi har sammen utviklet felles rammer for dette prosjektet. Uten et godt samarbeid med **Åsmund** hadde aldri dette prosjektet latt seg gjennomføre.

Min veileder, professor **Stephen Seiler**, skal ha stor takk for sin tålmodighet, sin ærlighet og enorme kunnskap. Uten dine råd og ideer hadde aldri denne oppgaven blitt til det den er idag. Du har i tunge perioder vært en viktig motivator.

Takk til **Nordisk Terapi** som bidro med diverse testutstyr. Takk til **Spicheren Treningssenter** for et godt samarbeid. Takk til **idrettslinja på Gimle VGS** som la forholdene til rette for at deres elever kunne delta i prosjektet.

Mine gode venner og medstudenter **Morten, Håkon, Tommy, Stig Runar, Kristine, Birte og Bodil** vil jeg takke for alle de gode dagene oppe i andre etasje på Spicheren. En ekstra stor takk til Morten for teknisk hjelp med tallmaterialet. Takk til **Gro** for kyndig rettleiding og hjelp i innspurten av oppgaven.

Ellers ønsker jeg å takke **Svein Bernhard og Marit** fordi de alltid er der hvis det er noe jeg trenger hjelp til!

Til slutt vil jeg takke alle de frivillige **testpersonene** i forbindelse med prosjektet. Uten dere hadde ikke dette vært mulig.

Takk!

Leiv Bernhard

Kristiansand 15.01.2007



# INNHALDSFORTEGNELSE

1.0 INNLEDNING .....	1
1.1 PROBLEMOMRÅDE.....	3
1.2 BEGREPSAVKLARING.....	4
2.0 TEORI .....	5
2.1 DET SANSEMOTORISKE SYSTEM OG FUNKSJONELL LEDDSTABILITET .....	5
2.1.1 Propriosepsjon.....	7
2.1.2 Nevromuskulær kontroll .....	8
2.2 SKULDERLEDDET SOM MODELL.....	10
2.2.1 Skulderleddets anatomi .....	10
2.2.2 Faktorer som påvirker funksjonell leddstabilitet i skulder.....	14
2.2.3 Tidligere relevant forskning .....	16
2.3 UTLEDNING AV PROBLEMOMRÅDE .....	19
3.0 METODE .....	21
3.1 FØR TESTING .....	22
3.1.1 Forsøkspersoner .....	23
3.1.2 Testprosedyrer.....	23
3.1.3 Registrering av EMG-aktivering.....	25
3.2 UTSTYR .....	29
3.3 TESTPROTOKOLL.....	35
3.4 INNSAMLING AV DATA.....	39
3.5 STATISTIKK.....	40
4.0 RESULTATER .....	41
5.0 DISKUSJON .....	50
5.1 TESTRESULTATER.....	50
5.2 OPPGAVEN I EN STØRRE SAMMENHENG .....	53
5.3 FEILKILDER OG BEGRENSNINGER.....	56
5.4 KONKLUSJON .....	59
6.0 REFERANSELISTE .....	61
VEDLEGG .....	71

## 1.0 INNLEDNING

Styrketrening har siden midten av 1800-tallet blitt brukt som et redskap for å øke prestasjon (66). Det er mange måter å trene styrke på, men ikke alle måter å trene på er like hensiktsmessige i forhold til prestasjonsøkning. Styrketrening utført på riktig måte, vil utfordre og utvikle utøvers styrke, balanse, stabilitet og koordinasjon (11).

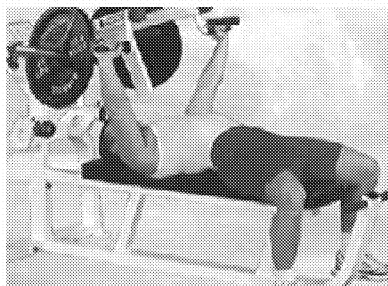
Styrketrening i styrketreningsmaskiner (figur 1) har vist seg å ha en relativt lav overføringsverdi til idrett (5,15, 89). Styrketrening bør kunne relateres til den faktiske aktiviteten som utøves (4, 10, 11, 29, 33, 53, 68, 82, 87). For å kunne ha størst mulig overføringsverdi til den aktuelle aktiviteten, er det utviklet flere typer treningsutstyr (figur 1). Forskning viser at trening med egen kroppsvekt og frivekter, kan ha fordeler som økt funksjonalitet og spesifisitet i forhold til trening i maskiner (4, 10, 12, 29, 33, 40, 87, 88, 89). I forbindelse med idrett vil det som regel alltid være et innslag av ustabilitet i enhver bevegelsesløsning. I nyere tid har det blitt mer og mer populært å drive styrketrening under ustabile forhold. Denne formen for trening omtales ofte som ”funksjonell trening”. Redskaper som tilfører ustabilitet til øvelse, brukes ofte ved denne formen for styrketrening. Eksempler på slike redskaper kan være fysioball, Terapimaster™, strikk, BOSU™, balansebrett og frivekter (figur 1). Trening under ustabile forhold har vist seg å ha god effekt i forbindelse med rehabilitering av skader (4, 17, 53, 71), og vil også kunne anvendes ved skadeforebyggende trening. Denne formen for trening fokuserer blant annet på trening av dypereliggende stabiliserende muskulatur, så vel som ytre global muskulatur.

Jeg har studert tidligere forskning som tar for seg muskelaktivering og kraftutvikling under stabile og ustabile forhold. Noe som gjentatte ganger viser seg i de tidligere gjennomførte undersøkelsene, er de mange metodiske feilkildene. For å kunne sammenlikne en øvelse utført under stabile og ustabile forhold må øvelsene være mest mulig sammenliknbare. Ved tidligere undersøkelser, der for eksempel fysioball har blitt brukt, har ofte de metodiske feilkildene vært så klare at de stabile og ustabile øvelsene ikke kan sammenliknes med hverandre. Metodiske feilkilder ved undersøkelser der fysioball brukes, er blant annet håndplassering, kroppsvinkler, grepsbredde og fysioballens åpenbare evne til å ”gi etter” (21, 35, 56, 80).

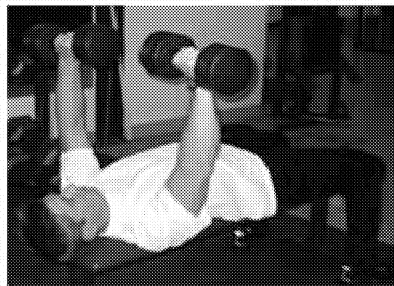
Med dette som bakgrunn ønsker jeg i min masteroppgave å undersøke muskelaktivering og kraftutvikling under stabile og ustabile forhold, der de ulike forholdene er mest mulig

identiske. For å gjenskape sammenliknbare forhold brukte jeg slynger for å tilføre ustabilitet til øvelsen. Jeg ønsket å bruke push-ups som modell for stabil øvelse. For å tilføre ustabilitet til push-ups ble øvelsen utført i slynger. Slyngenes konstruksjon gjorde at håndplassering, kroppsvinkler, grepsbredde og støtteflate ble nærmest identisk med den stabile øvelsen, med unntak av øvelsens ustabilitet.

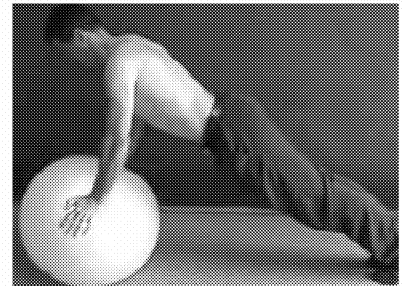
Under testingen ønsket jeg å registrere muskelaktivering i området rundt skuldeleddet. Dette fordi skulderleddet har liten grad av passiv stabilitet som en følge av leddets store mobilitet (23). Leddstabilitet må dermed opprettholdes ved hjelp av proprioepsjon, og et komplekst muskulært samspill (60).



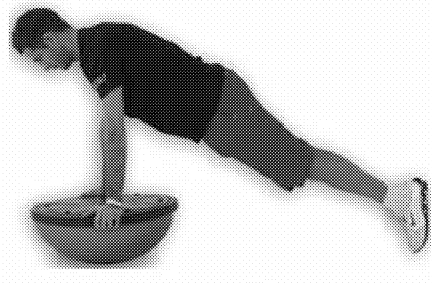
Brystpressapparat



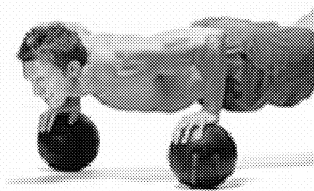
Liggende hantelpress



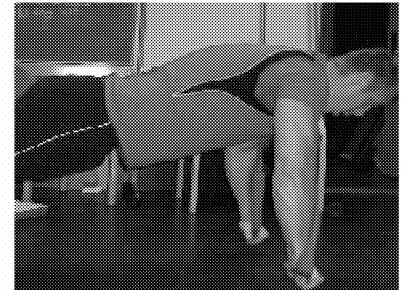
Push-ups på fysioball



Push-ups på BOSU



Push-ups på baller



Push-ups i slynger

**Figur 1. Ulike måter å trene styrke på. Ved bruk av ytre redskaper kan ustabilitet tilføres og øke øvelsens vanskelighetsgrad.**

## 1.1 PROBLEMRÅDE

I masteroppgaven min ønsket jeg å registrere muskelaktivering i skulder. Muskulatur som ble undersøkt, delte jeg inn i to ulike kategorier. Kraftutviklende muskulatur bestod av pectoralis major, anterior deltoideus og triceps brachii. Stabiliserende muskulatur bestod av serratus anterior og infraspinatus. Jeg registrerte også muskelaktivering i mediale deltoideus, supraspinatus og biceps brachii, men valgte å utelate analysering av disse musklene videre i oppgaven. For å registrere muskelaktivering brukte jeg overflate-elektromyografi (EMG). Muskelaktivering som registreres, omtales heretter som EMG-aktivering i oppgaven. Min medstudent Åsmund Tveitevull registrerte kraftutvikling under den samme testingen. Øvelsen push-ups var utgangspunktet for all testing, og de ulike testene ble designet utifra denne.

### Problemstilling

Er det forskjell i EMG-aktivering mellom trente og utrente under stabile og ustabile forhold under kraftutvikling?

## 1.2 BEGREPSAVKLARING

### *Leddstabilitet*

Tilstanden i et ledd som forblir, eller raskt returnerer til korrekt stilling gjennom en utjevning av krefter (78).

### *Funksjonell leddstabilitet*

Opprettholdelsen av stilling i ledd under kroppslig bevegelse (78).

### *Balanse*

Evnen til å bevare kroppens tyngdepunkt over kroppens støtteflate uten å falle (41).

### *Ko-kontraksjon*

Når kroppen stabiliserer et ledd ved å involvere antagonistmuskulatur på motsatt side av leddet, samtidig som agonist og synergister allerede er involvert i bevegelsen (47). Denne ko-kontraksjonen skjer ofte når agonistkontraksjon er sterk og rask (32, 85), når bevegelse krever presisjon, eller når utøver ikke er kjent med bevegelsesoppgaven (73).

### *Propriosepsjon*

Afferent informasjon som stammer fra perifere områder i kroppen, og som bidrar til blant annet opprettholdelse av postural kontroll og leddstabilitet (78).

### *Lukket kinetisk kjede*

En lukket kinetisk kjede kjennetegnes ved at proksimale segmenter beveges over et fiksert distalt segment. Den distale delen er fiksert, og er vektbærende. (54, 61). Push-ups er et eksempel på en lukket kinetisk kjede (54). For å opprettholde stabilitet skjer det en ko-kontraksjon. Denne formen for trening, som involverer leddkompresjon, og som samtidig setter krav til stabilitet, blir ofte foretrukket i forbindelse med trening der målet er høy overføringsverdi til idrettslig aktivitet (11).

## 2.0 TEORI

Begrepet ”funksjonell styrke” kan kjennetegnes ved visse kriterier. Ordet ”funksjonell” kan kobles til at noe er hensiktsmessig eller formålstjenlig. For at styrketrening skal være funksjonell, må treningen på en best mulig måte kunne overføres til den aktiviteten som man ønsker å forbedre (4, 10, 11, 29, 33, 53, 68, 82, 87). Funksjonell styrke omhandler kapasitet til å utvikle kraft som kan anvendes og overføres slik at den har en funksjon. Funksjonell styrke handler om mer enn å øke i muskelmasse og å bli sterkere i utvalgte styrkeøvelser.

Skadeforebygging og forbedring av prestasjon i den aktiviteten som utøves, er viktig. I forbindelse med denne type trening blir ustabilitet ofte tilført en bevegelsesoppgave.

Ustabiliteten som tilføres, setter krav til koordinasjon, og utøver må opprettholde leddstabilitet og balanse.

I forbindelse med denne formen for styrketrening utfordres leddstabilitet kontinuerlig. Det sansemotoriske system har i oppgave å regulere og kontrollere funksjonell leddstabilitet (63). I teorikapittelet ønsker jeg videre å se nærmere på de mekanismer som bidrar til å regulere og kontrollere funksjonell leddstabilitet.

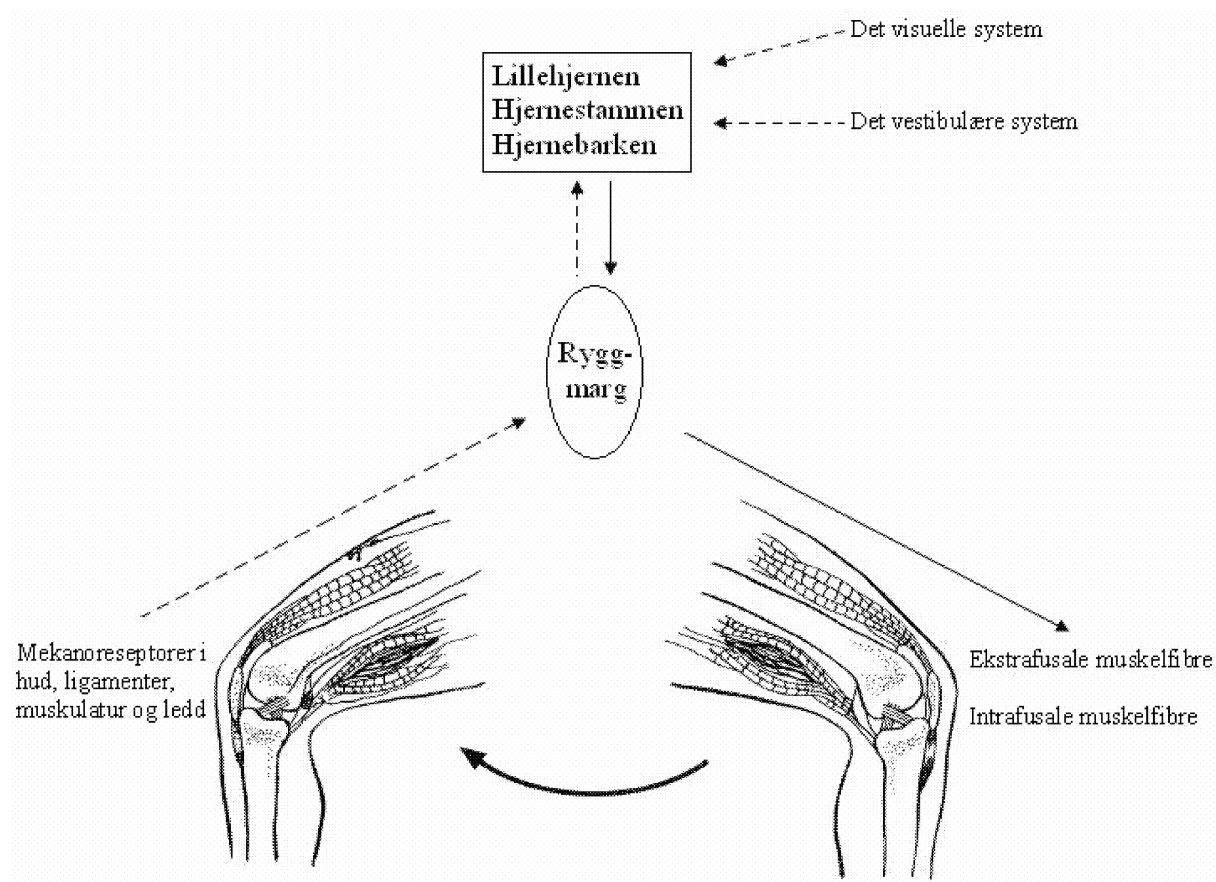
### 2.1 DET SANSEMOTORISKE SYSTEM OG FUNKSJONELL LEDDSTABILITET

Figur 2 viser det sansemotoriske system. Systemet omhandler de ulike mekanismene som registrerer stimuli, og som videre sender afferente signaler til sentralnervesystemet.

Bearbeiding av afferente signaler i sentralnervesystemet og motoriske responser i form av nevro-muskulær kontroll inngår også i det sansemotoriske system (63).

Med det sansemotoriske system (figur 2) menes de ulike mekanismene som er involvert i opprettholdelsen av funksjonell leddstabilitet. Visuell og vestibulær informasjon bidrar i arbeidet med å opprettholde funksjonell leddstabilitet, men i denne forbindelse er input fra perifere mekanoreseptorer mest sentralt. Perifere mekanoreseptorer (avbildet nede til venstre) er lokalisert i hud, ligamenter, muskulatur og ledd. Mekanoreseptorene sender proprioseptiv informasjon gjennom afferente baner (prikkede piler) til ryggmargen og motoriske kommandonivåene (lillehjernen, hjernestammen og hjernebarken). Aktivisering av motornevroner (sorte piler) kan komme som en direkte følge av perifer sensorisk input (reflekser), eller fra de høyereliggende motoriske kommandonivåene. Efferente baner fra de

motoriske kommandonivåene omdannes til alfa-motornevroner ( $\alpha$ -MN) og gammamotornevroner ( $\gamma$ -MN) lokalisert i ryggmargen. Ekstrafusale og intrafusale muskelfibre kontraheres, og ny stimuli til perifere mekanoreseptorer dannes (tykk pil) (36, 63, 78).



Figur 2. Det sansemotoriske system (Modifisert fra 63 og 78).

Statiske og dynamiske komponenter arbeider sammen for å opprettholde funksjonell leddstabilitet. Bånd og sener, brusk, leddlepper, leddkapsler og beinvevets artikuleringsoverflate omtales som statiske komponenter (70). Skjelettmuskulatur fungerer som dynamiske komponenter. Hvor stor effekt de dynamiske komponentene har på stabilitet rundt leddet, er avhengig av leddets konstruksjon og musklens konstruksjon.

I forbindelse med funksjonell trening vil leddstabilitet trues av ytre forhold som vil kunne skape ubalanse. Enhver form for mangel på stabilitet registreres av reseptorer rundt leddet. Afferente signaler som registreres, kan betegnes som proprioseptisk informasjon (78).

### 2.1.1 Proprioepsjon

Proprioseptisk informasjon fra mekanoreseptorer bidrar i arbeidet for å opprettholde funksjonell leddstabilitet (2, 60, 79). Bevegelser registreres av mekanoreseptorer i ledd, sener og muskler. Mekanoreseptorene registrerer og informerer om ulike bevegelser, og den motstand og kraft som produseres (2, 16, 36, 70, 78). Det er knyttet usikkerhet til eksakt hvilke mekanoreseptorer som er sentrale i forbindelse med opprettholdelsen av funksjonell leddstabilitet i skulder, men jeg vil videre forsøke å gi en kort beskrivelse av de sentrale mekanoreseptorene.

#### Mekanoreseptorer i ledd

Mekanoreseptorer i skulderleddet er plassert i leddkapselen og i ligamenter, og bidrar trolig med proprioseptisk informasjon når maksimal deformering av leddet skjer ved en bevegelses ytterstilling (36). Følgende reseptorer i leddet gir proprioseptisk informasjon til sentralnervesystemet.

- Type I, også kalt Ruffini-ender, betegnes som langsomt adapterende. Langsomt adapterende reseptorer sender aksjonspotensialer jevnlig under når stimuli er tilstede (83). Ruffini-endingene informerer om leddposisjon og endringer i leddets stilling (2, 16, 38, 77).
- Type II, også kalt Pacini-ender, er raskt adapterende. Med det menes at reseptorene bare sender aksjonspotensialer når stimuli begynner, og eventuelt stopper (83). Reseptorene responderer på strekk og økt spenning i vevet de ligger i. Reseptorene informerer om bevegelsers hastighet i leddet (2, 16, 38, 77).
- Frie nerveender er langsomt adapterende, og vil bare reagere og sende aksjonspotensialer når stimuli er så sterke at vi opplever smerte (2, 16, 38, 77).

#### Mekanoreseptorer i muskel

- Muskelspolene består av spesialiserte afferente nerveender, og ligger i bindevevet mellom bunter av muskelfibere (16). Deres oppgave er å informere om muskelens lengde, og hastigheten som muskellengden endres (77). Muskelspolene kan fremkalle



en selv-regulering der aktivering av nærliggende muskulatur kan aktiveres for å kontrollere motstand. Denne mekanismen omtales som strekk-refleksen (66 ,77).

- Golgi seneorgan ligger innebygd i bindevevsfibere ved overgangen fra sene til muskel. Når en muskel kontraheres, eller settes passivt på strekk, stimuleres seneorganet. (16, 77, 78). Golgi seneorgan har en refleks som kan kobles inn for å beskytte senen hvis en muskel kontraherer eller strekkes ved ekstrem belastning. Refleksen innebærer at muskulatur hemmes, slik at kontraksjonens spenning avtar (66, 70, 77).

I arbeidet med å opprettholde funksjonell leddstabilitet har kroppen mekanismer som iverksetter motoriske responser i form av nevromuskulær kontroll (63). Jeg ønsker videre å beskrive denne kontrollen.

### **2.1.2 Nevromuskulær kontroll**

Nevromuskulær kontroll kan beskrives som den ubevisste efferente respons på et afferent signal som omhandler dynamisk leddstabilitet. Denne formen for kontroll igangsettes som en følge av sentralnervesystemets behandling av proprioseptiv informasjon. Afferent proprioseptiv informasjon anvendes til regulering av motorisk kontroll i form av feedback- eller feed-forward kontroll (63, 78).

Feedback-kontroll iverksettes når reseptorer registrerer stimuli som kan true leddstabilitet. Dette fører til at kroppen aktiverer reflekser som skal opprettholde leddstabilitet. Afferent informasjon behandles jevnlig og muskelaktivering justeres kontinuerlig ved denne formen for kontroll. Dette medfører elektromekaniske tidsforsinkelser, noe som tilsier at denne formen for kontroll er best egnet ved regulering av sakte bevegelser (63, 78).

Feedforward-kontroll skjer ved at systemet ”forutser” forventede belastninger eller bevegelser, før fenomenet faktisk forekommer. Informasjonen integreres deretter med de pågående proprioseptive signaler, og en motorisk pre-aktivering vil kunne forekomme (63, 78).

For å opprettholde funksjonell leddstabilitet vil det ofte forekomme en kombinasjon av de to kontrollene (78). Tidligere erfaring vil kunne være med å påvirke hvordan man oppfatter og

bearbeider brudd på leddstabiliteten. Både feedback- og feedforward-kontroll kan utvikles og forbedres gjennom jevnlig stimulering. En gitt bevegelse vil sende signaler gjennom nervebanene. Gjentatte repetisjoner av en bevegelse vil danne et minne av signalmønsteret. Dette mønsteret lagres. Minnet som lagres, gjør at liknende oppgaver lettere kan løses ved hjelp av en førprogrammering av motorisk kontroll (62).

For å bidra til å opprettholde den nødvendige funksjonelle leddstabilitet finnes følgende kontrollmekanismer.

#### Ko-kontraksjon av dynamiske stabilisatorer

Musklene rundt arbeidende ledd arbeider kontinuerlig mot hverandre under en bevegelsesoppgave. Ved stor grad av ustabilitet vil det kunne forekomme ko-kontraksjon. Ulike musklers arbeid mot hverandre antas å produsere leddkompresjon som videre vil øke skulderens leddstabilitet (61). Et eksempel på en ko-kontraksjon er rotator-cuff muskulaturen i skulder som sammen kontraherer, og bidrar i å trekke skulderens leddhode ned i leddskålen (70).

#### Refleksstabilisering

Stabilisering ved hjelp av reflekser er en efferent nevro-muskulær respons som blir fremmet i ryggmargen. I skulderleddet er reflekser plassert mellom leddkapsel og skuldermuskulatur (37, 86). Denne refleksen antas å være mindre nyttig i forbindelse med å opprettholde stabilitet ved ytre kraftpåvirkning mot skulderleddet. Dette fordi responsen til refleksen verken er rask eller sterk nok til å kunne motarbeide ytre traumer (38, 42, 70).

#### Preaktivering av muskulatur og påfølgende muskelstivhet

Preaktivering av muskulatur fører til økt muskelstivhet (70). Muskelstivhet kan defineres som forholdet mellom kraftforandring og lengdeforandring i en muskel (43). Har muskel en høy grad av stivhet, kreves det mer kraft for å endre muskellengde (75). Muskelstivhet kan motvirke situasjoner der for mye strekk kan inntreffe, øke muskelspole sensitivitet og redusere forsinkelse i forbindelse med refleksstabilisering (44). Tidligere proprioseptiv informasjon bearbeides, lagres, og brukes i planlegging og utførelse av fremtidige motoriske oppgaver (28). Dette vil resultere i preaktivering av muskulatur som vil styrke skulderleddet, og øke leddstabilitet, før det utsettes for belastning (44).

I teorikapittelet har jeg omtalt de fysiologiske mekanismene som bidrar til å regulere og kontrollere funksjonell leddstabilitet i skulder. Årsaken til at jeg har valgt å rette fokus mot skulderleddet, er at jeg ønsker å bruke skulder som modell i forbindelse med testing. Jeg vil videre rette søkelyset mot skulderleddet og beskrive hvorfor muskulatur i dette leddet er egnet for registrering av EMG-aktivering under stabile og ustabile forhold.

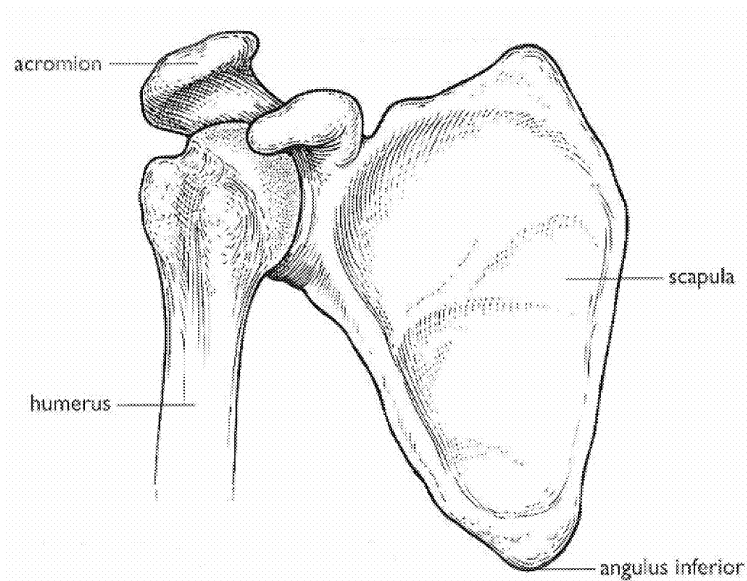
## **2.2 SKULDERLEDDET SOM MODELL**

Skulderleddet er det mest mobile og fleksible leddet i menneskekroppen (23). For at bevegelser i skulderen skal kunne kontrolleres, og leddstabilitet opprettholdes, må dynamiske komponenter bidra med støtte.

Skulderleddets store evne til bevegelsesutslag skyldes at den statiske stabiliteten i skulderleddet er liten. Kombinasjonen av mange bevegelsesmuligheter, liten grad av statisk stabilitet, og ofte hyppige tunge belastninger, byr på utfordringer for skulderleddet. De nevnte forholdene gjør skulderen til et svært interessant område for undersøkelse av hvordan ulike belastninger og treningsmetoder kan påvirke stabilitet og funksjon. Jeg vil videre beskrive skulderens anatomi, og forklare hvordan funksjonell leddstabilitet i skulderen opprettholdes.

### **2.2.1 Skulderleddets anatomi**

Skulderleddet er et kuleledd som består av overarmsbeinet, humerus, og skulderbladet, scapula (figur 3). Skulderbladet er en tynn, flat og trekantet knokkel som ligger på baksiden av brystkassa. Formen på skulderbladet gjør at det kan skje en glidning og rotasjon uten hindring (18, 23, 46). Skulderbladet bidrar med en leddhule til overarmsbeinets leddhode. Som en følge av leddhulens grunne konstruksjon er skulderleddet er relativt ustabil ledd sammenliknet med for eksempel hofteleddet (figur 7) (17).

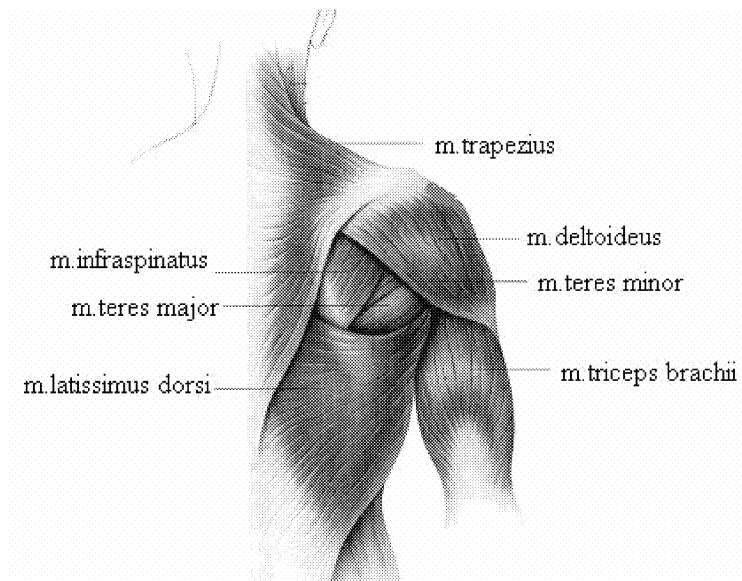


**Figur 3. Skulderblad og overarmsbeinet sett forfra (18).**

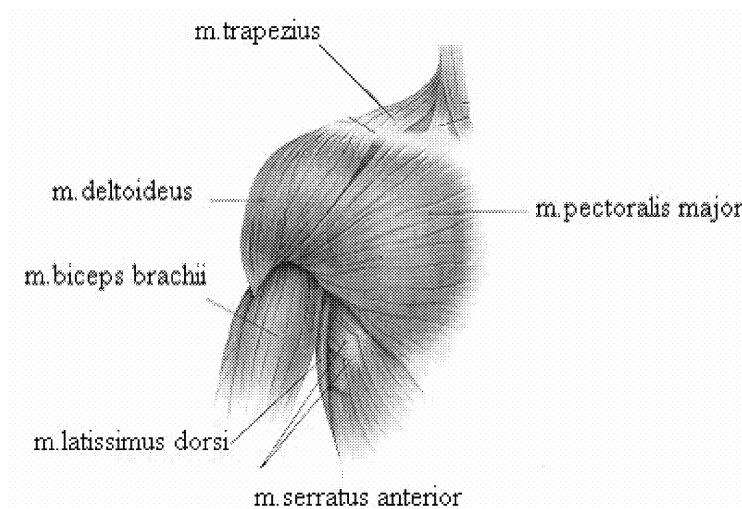
Statiske og dynamiske komponenter bidrar til å opprettholde og regulere posisjon og stabilitet i skulderen. Med statiske komponenter menes beinvevs artikulering overflate, leddleppe, leddkapsel, bånd, sener, slimposer og brusk. Dynamiske komponenter som bidrar i ulik grad i forbindelse med skulderfunksjon kan deles opp i følgende kategorier.

- Skulderleddets kraftutviklere

Denne muskulaturen er hovedsaklig ytre, overfladisk muskulatur som er involvert i ulike skulderbevegelser (vedlegg 1). Muskler som inngår i denne kategorien er deltoideus, triceps brachii og biceps brachii. Figur 4 a) og b) illustrerer denne muskulaturen (46).



a)



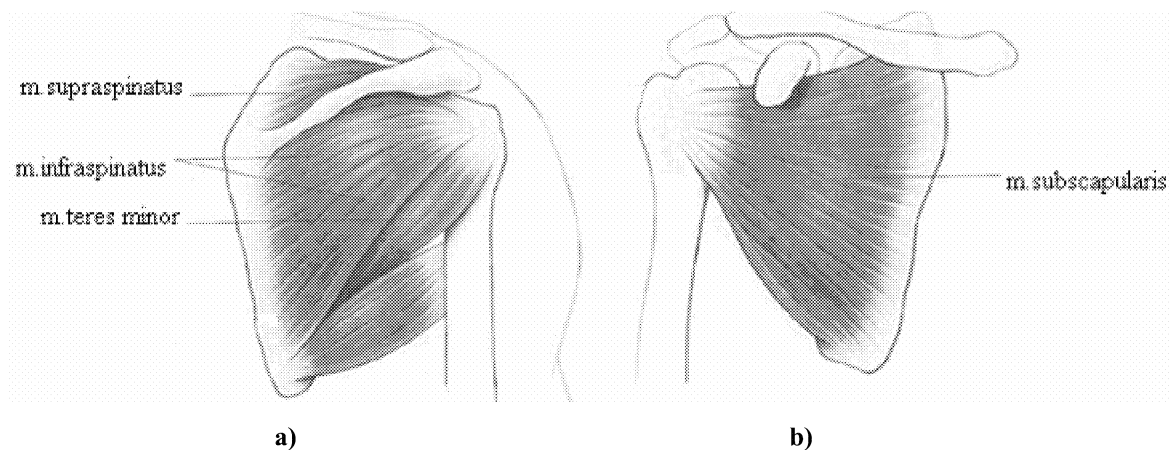
b)

**Figur 4. Skulderbuens muskler og overfladiske ryggmuskler: a) sett bakfra, b) sett forfra (18).**

- Skulderleddets stabilisatorer

Dynamiske stabilisatorer for skulderleddet er rotatorcuffmuskulaturen (figur 5).

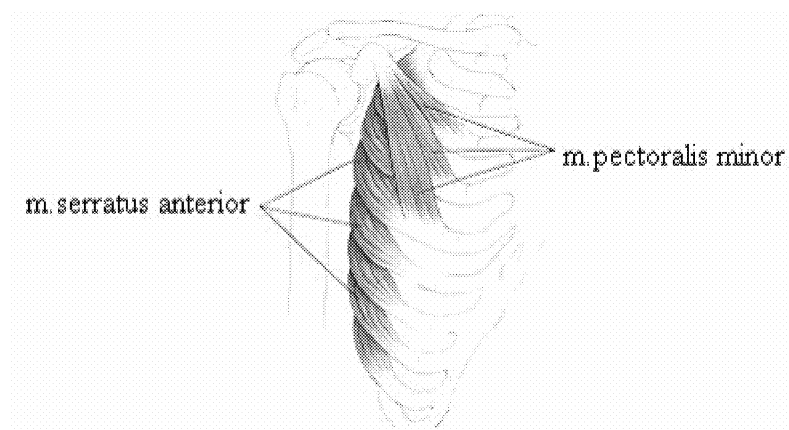
Rotatorcuffmuskulaturen består av supraspinatus, infraspinatus, teres minor og subscapularis. Rotatorcuffmuskulaturen er et sett av muskler som danner en "kapsel" rundt skulderens leddhode. Denne muskulaturen hindrer til dels utglidning av leddhodet ved å trekke leddhodet inn i leddskåla (17, 18, 23, 46).



**Figur 5. Rotatorcuffmuskulatur: a) sett bakfra, b) sett forfra (18).**

- Skulderbladets stabilisatorer

Skulderbladets stabilisatorer er svært sentrale for bevegelser i skulderleddet (vedlegg 1). Dette fordi de blant annet er med på å justere skulderbladets vinkel og stilling i forhold til overarmsbeinets leddhode. Blant musklene som kontrollerer bevegelse av skulderbladet er trapezius og serratus anterior (figur 4 og 6) (17, 18, 23, 46). For ytterligere informasjon om skulderbladets bevegelser, se vedlegg 1 og 2.



**Figur 6. Skulderbuens dypereliggende muskulatur sett forfra (18).**

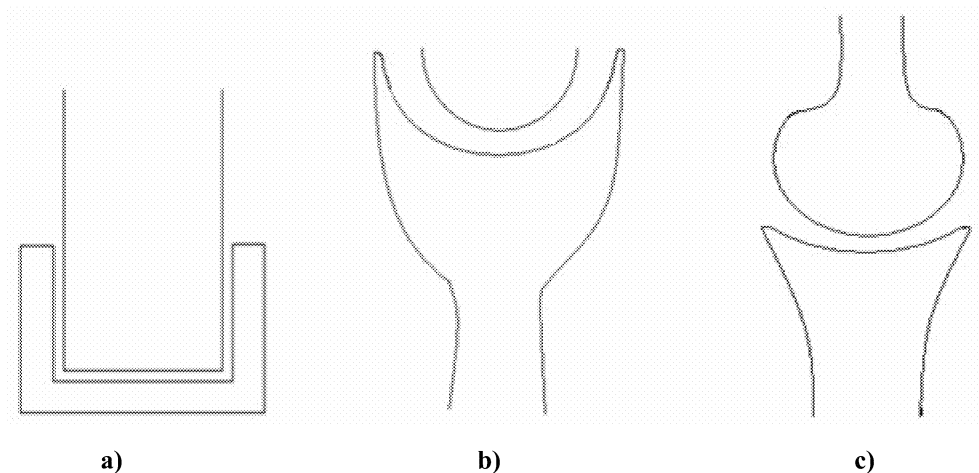
Som anatomien tilsier, er skulderleddet avhengig av komplekst muskulært samspill for å kunne ha normal skulderfunksjon (52).

Videre ønsker jeg kort å vise ulike faktorer som påvirker leddstabilitet i skulder.

## 2.2.2 Faktorer som påvirker funksjonell leddstabilitet i skulder

### Leddkonstruksjon

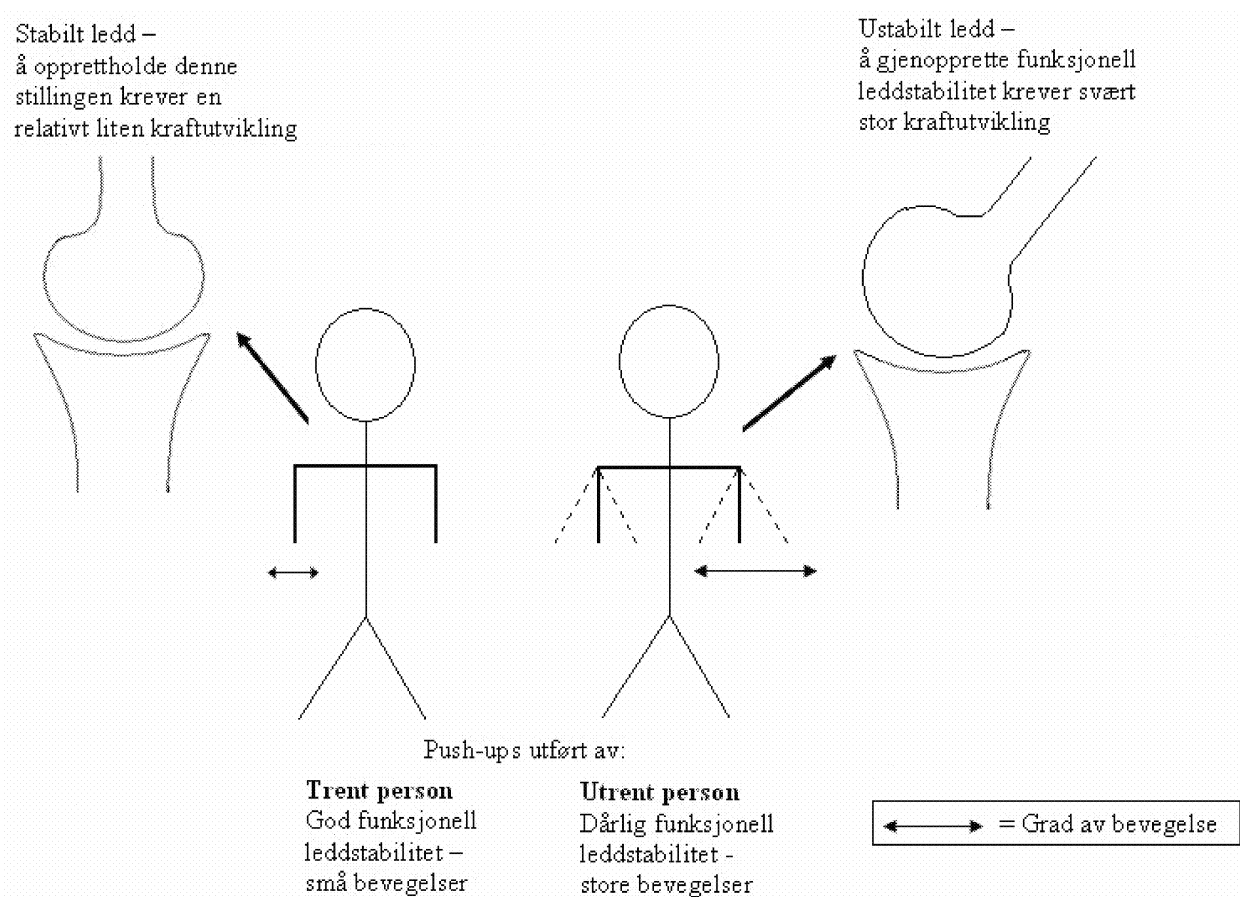
Muskel- og skjelettapparatets konstruksjon begrenser leddets evne til bevegelse. Leddflatenes artikulerende overflate kombinert med leddskålens form og dybde påvirker leddets mobilitet og stabilitet (figur 7).



**Figur 7. Ulike ledd har ulik grad av stabilitet og mobilitet: a) stabilt ledd, lav mobilitet, for eksempel kneledd, b) mindre grad av stabilitet, økt mobilitet, for eksempel hofteledd, c) ustabilt ledd, svært høy mobilitet, for eksempel skulderledd.**

Et ledd med dyp leddskål, der leddhodet er plassert dypt nede i leddskåla, vil ha stor grad av stabilitet, men begrenset mobilitet (figur 7 a). Figur 7 b viser et ledd med en grunnere leddskål. Denne leddskåla vil ha større mobilitet og dermed være mindre stabilt. Et ledd med liten kontakt mellom leddskål og leddhode vil ha svært stor mobilitet, men være relativt ustabilt (figur 7 c). Skulderleddet er et godt eksempel på et slikt ledd.

I forbindelse med trening av funksjonell styrke er det nødvendig å opprettholde funksjonell leddstabilitet, samtidig som kraft utøves. Leddhodet og leddskål må forbli i en mest mulig gunstig posisjon for at leddet skal være stabilt. Ustabilitet registreres ved hjelp av reseptorer i ledd, sener og muskler. Kraftutvikling tilpasses, og samtidig aktiveres dynamiske stabilisatorer for å opprettholde leddstabilitet (figur 8).



**Figur 8. Krav til funksjonell leddstabilitet.**

Figur 8 viser fordelene med å ha god funksjonell leddstabilitet. Når stabilitet kontrolleres kreves mindre kraft for å opprettholde leddstabilitet.

### Muskulær balanse

Muskulær balanse omhandler muskulaturens evne til å utvikle kraft i kroppen. Et eksempel på dette kan være balansen mellom evne til å utvikle kraft ved press- og dra-styrke (7, 20, 94). I forbindelse med skulder kan dette relateres til skuldrens frem- og baksider. Den muskulære balansen bør være mest mulig lik. Stor ubalanse mellom ulike musklers evne til å produsere kraft vil skape muskulær ubalanse, føre til et mindre stabilt ledd, og øke skaderisikoen (15, 20). Eventuelle skader på skulder vil kunne føre til redusert proprioeksjon og nedsatt nevro-muskulær kontroll (70). Kontrollert styrketrening kan utjevne eventuelle muskulære ubalanser (10, 20, 30, 72).



## Utmattelse

Forskning har vist at langvarig arbeid kan påvirke proprioepsjon. Tretthet viser seg å føre til redusert proprioepsjon (19, 69, 93). Et forsøk utført av Lee et al. viste at ved tretthet i skulderen, kom den reduserte proprioepsjon som en følge av svekkelser av mekanoreseptorene i muskulatur (55). Redusert proprioepsjon vil føre til nedsatt koordinasjon og mindre i leddstabilitet.

Videre vil jeg se på tidligere forskning som har sett nærmere på hva som faktisk skiller stabile og ustabile øvelser.

### **2.2.3 Tidligere relevant forskning**

Ved fysisk aktivitet der de ytre forhold ikke er konstante, vil skulder være avhengig av et komplekst samspill av statiske og dynamiske komponenter for å opprettholde funksjonell leddstabilitet. Hvilke muskler som aktiviseres i området rundt skulderleddet når leddet utsettes for ustabilitet, ønsket jeg å registrere ved hjelp av overflate-EMG. Jeg vil nå ta for meg annen relevant forskning innen dette området for å vise hva som er undersøkt tidligere.

#### EMG-aktivering under stabile og ustabile forhold

Tidligere gjennomførte undersøkelser som har sett på EMG-aktivering under stabile og ustabile forhold, har ofte registrert EMG-aktivering i bolen (6, 12, 13, 31, 57, 58, 92). I denne forbindelse har som oftest fysioball blitt brukt for å tilføre ustabilitet til en øvelse (4, 12, 13, 57, 58, 59, 92).

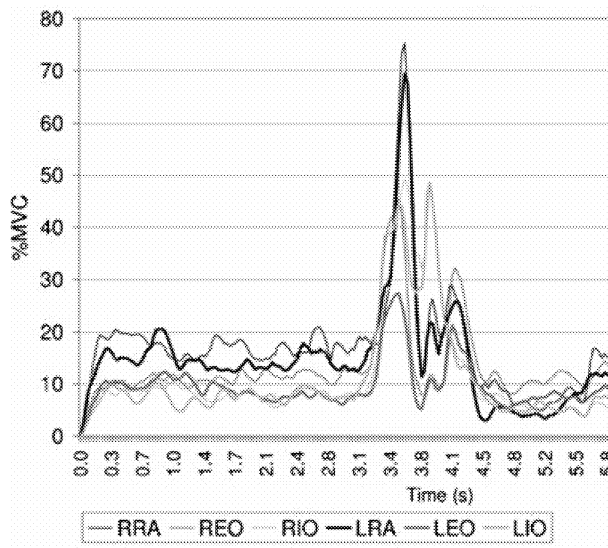
Registrert EMG-aktivering under stabile og ustabile øvelser har vist seg å variere kraftig mellom de ulike undersøkelsene. Det har ved visse undersøkelser ikke blitt registrert forskjell i EMG-aktivering mellom øvelser utført stabilt og ustabil (4, 54, 57). Flere undersøkelser viser derimot at EMG-aktivering endres når en øvelse går fra å være stabil til å bli ustabil (6, 12, 13, 31, 49, 50, 59, 92). Registrert EMG-aktivering viser at muskulatur som har en stabiliserende funksjon, ofte får en økt aktivering når ustabilitet tilføres øvelse (6, 13, 49, 50, 92). Kravet til opprettholdelse av funksjonell leddstabilitet kan føre til økt ko-kontraksjon, og dermed en endring i EMG-aktivering (5). Endringen i EMG-aktivering og kravet til opprettholdelse av leddstabilitet har i flere undersøkelser ført til en redusert evne til utvikle

kraft (4, 5, 12, 49, 50). Kraftutvikling har ved enkelte undersøkelser vært opp til 60 % lavere under ustabile forhold enn under stabile forhold (4).

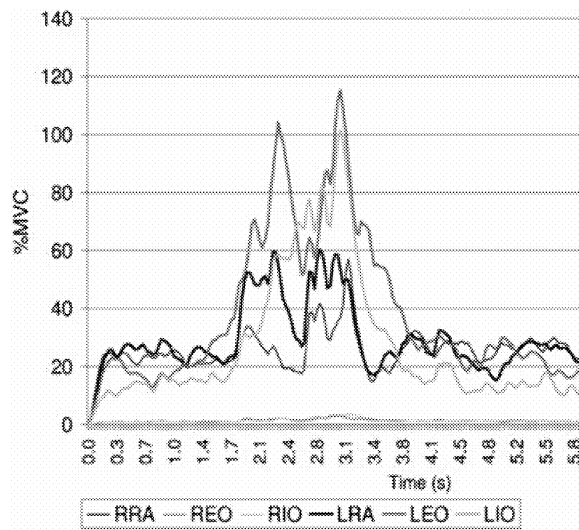
Grunnen til at det i mange tilfeller har vist seg at EMG-aktivering og kraftutvikling er svært variable under stabile og ustabile forhold, kan være at kravene til utøver endres når ustabilitet tilføres. Tilførsel av ustabilitet til en øvelse endrer øvelsens omfang. Når ustabilitet tilføres en øvelse, vil faktorer som grepsplassering, grepsbredde, arbeidsvinkler og bevegelsesbane endres. Faktorer som dette har vist seg å være avgjørende, og vil kunne påvirke prestasjon i en bestemt øvelse (21, 35, 56, 80).

Øvelsens kompleksitet og utøvers ferdigheter er svært avgjørende for prestasjon. Å gjennomføre en øvelse i en hensiktsmessig bevegelsesbane vil fremme prestasjon (33, 87, 88). Utøvers fysiske kapasitet vil alltid være avgjørende for resultatet av en prestasjon. En studie utført av Freeman et al. registrerte EMG-aktivering i forbindelse med ulike typer push-ups. Under utførelse av en plyometrisk push-ups med klapp (med det menes push-ups der person startet i topposisjon for deretter å senke seg ned for å ”eksplodere” opp i lufta og klappe hendene sammen) var det klare forskjeller mellom forsøkspersonene. Resultatene viste at noen av forsøkspersonene hadde en betraktelig bedre evne til å synkronisere muskulatur raskere enn andre. Evnen til raskt å synkronisere muskulatur under arbeid førte til en mer arbeidsøkonomisk utførelse og økt prestasjon. Figur 9 viser forskjell i EMG-aktivering under en plyometrisk push-ups med klapp for to av forsøkspersonene. Den ene forsøkspersonen var en profesjonell idrettsutøver, mens den andre var en normalt trent person (31).

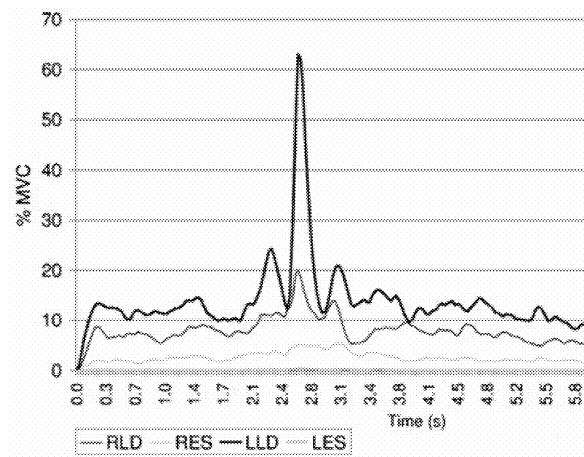
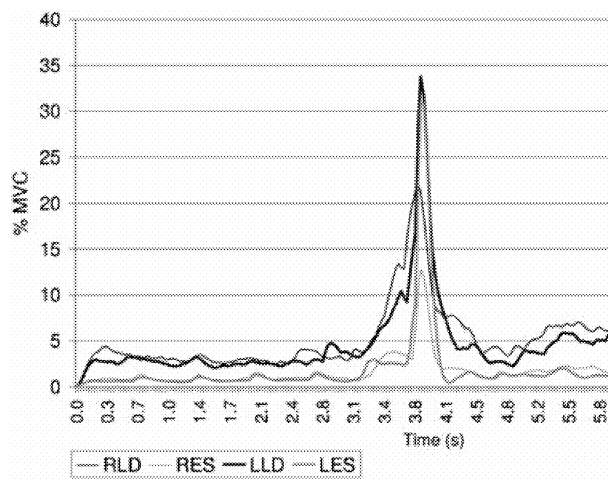
Profesjonell idrettsutøver



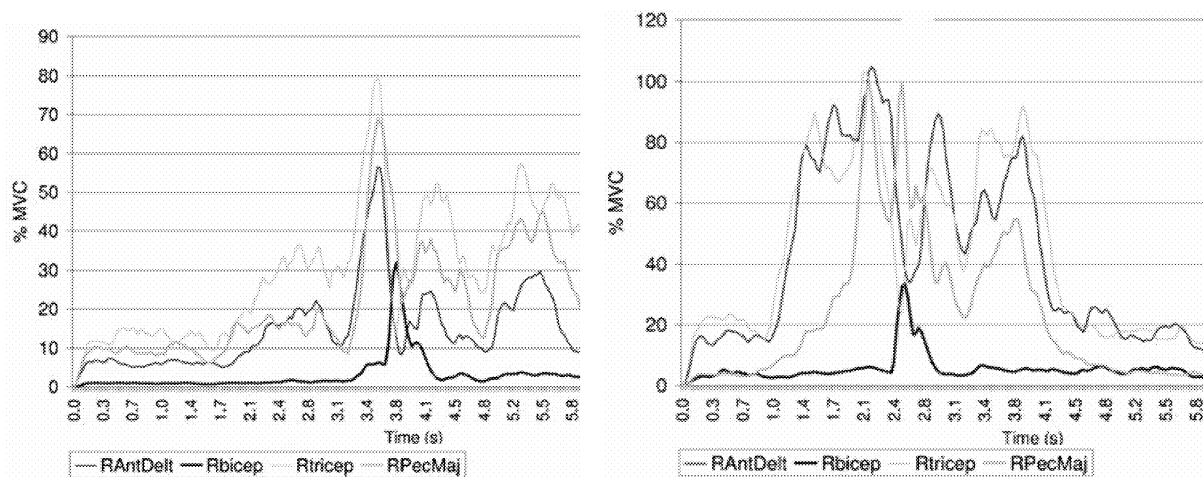
Normalt trent person



EMG-aktivering i mageregionen



EMG-aktivering i ryggen



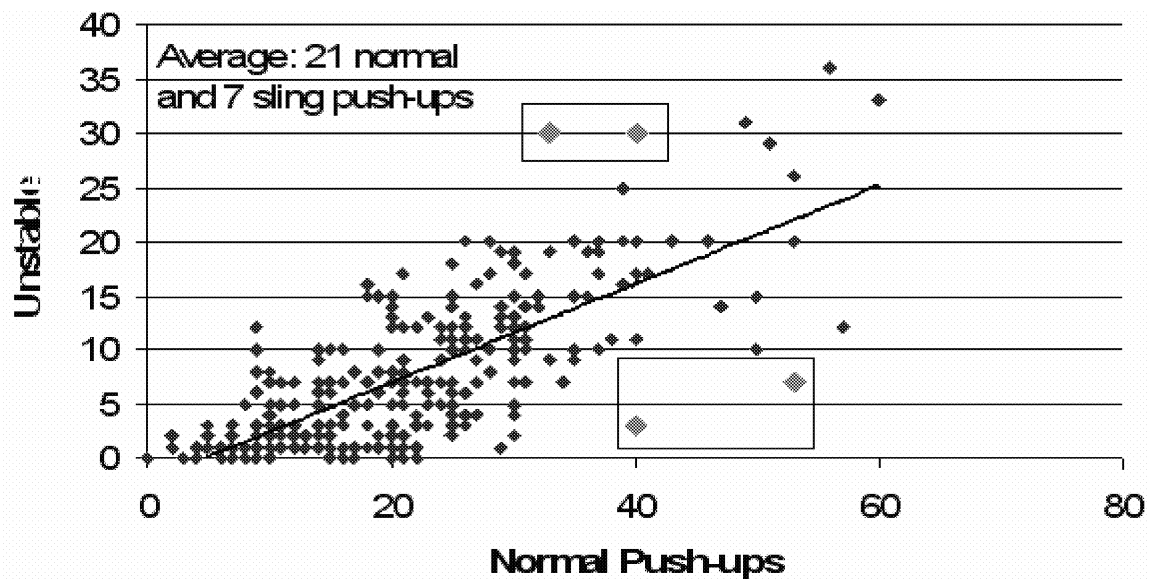
EMG-aktivering i bryst og arm

**Figur 9: EMG-aktivering i kroppens høyre side under en plyometrisk push-ups med klapp. Venstre kolonne viser profesjonell idrettsutøver. Høyre kolonne viser normal trent person (31).**

Figur 9 viser at det er forskjeller i EMG-aktivering mellom personer. En normalt trent person hadde en jevnt over høyere EMG-aktivering og mer variabel synkronisering av muskulatur, enn den profesjonelle idrettsutøveren. Det kan se ut som at den normalt trente personen måtte aktivere musklene i høyere grad over hele bevegelsen, sammenliknet med den profesjonelle idrettsutøveren. Årsaken til en slik høy aktivering for den normalt trente personen kan skyldes det store kravet til å stabilisere under øvelsen. Den profesjonelle idrettsutøveren klarer å stabilisere bevegelsen, og får en mer hensiktsmessig EMG-aktivering, en bedre synkronisering av muskulatur, og en bedre prestasjon.

### 2.3 UTLEDNING AV PROBLEMOMRÅDE

I denne oppgaven har jeg tatt utgangspunkt i en undersøkelse utført i 2002 av Godø & Kaasin (34). I undersøkelsen ble det sett på evnen til å utføre stabile push-ups på bakken, sammenliknet med ustabile push-ups i slynger. Det viste seg at testgruppen (n=320) i gjennomsnitt klarte 33 % av antallet de klarte på bakken, når de tok push-ups i slyngene (34). Figur 10 viser forholdet mellom stabile og ustabile push-ups.



**Figur 10.** Undersøkelse av stabile og ustabile push-ups (34). Gjennomsnittet per person var 21 push-ups stabilt, og 7 push-ups ustabil.

Som figur 10 viser, er det store forskjeller på personers ferdigheter. Den øverste rammen viser to personer med god evne til å ta både stabile og ustabile push-ups. Nederste ramme viser to personer som tok mange stabile push-ups, men som var svake når ustabilitet ble tilført.

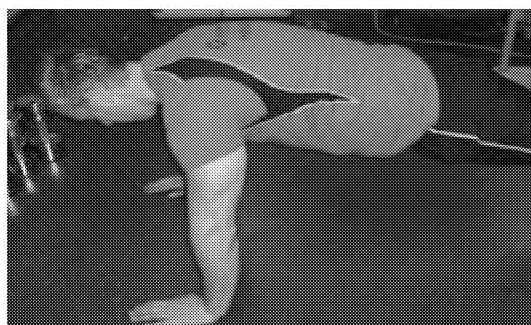
Tilførsel av ustabilitet til en øvelse endrer øvelsens omfang. Tidligere forskning som har tatt for seg benkpress- og push-ups liknende øvelser under stabile og ustabile forhold, har ofte ikke klart å gjenskape stabil og ustabil øvelse slik at de er sammenliknbare (4, 13, 31, 57, 59). Ved min videre forskning er det et naturlig mål å skape tester som på en best mulig måte kan gjenskape stabile og ustabile testforhold som er mest mulig sammenliknbare med hverandre.

Undersøkelsen til Godø & Kaasin viser at det er svært store forskjeller mellom en persons evne til å ta push-ups under stabile og ustabile forhold (34). De tydelige forskjellene mellom ulike personers evne til å prestere stabilt og ustabil, gjorde at jeg ønsket å se om det var forskjell i EMG-aktivering mellom svært godt trene og utrente personer ved ulike push-ups øvelser. I forbindelse med registrering av EMG-aktivering er øvelsen push-ups svært godt egnet, fordi øvelsen er en lukket kinetisk kjede (54). En lukket kinetisk kjede innebærer at det stilles krav til koordinasjon av muskulatur, og ko-kontraksjoner kan føre til økt leddstabilitet (17, 41). Slike øvelser fører til et samspill av kraftutviklende og stabiliserende muskulatur som kan registreres ved hjelp av EMG-aktivering.

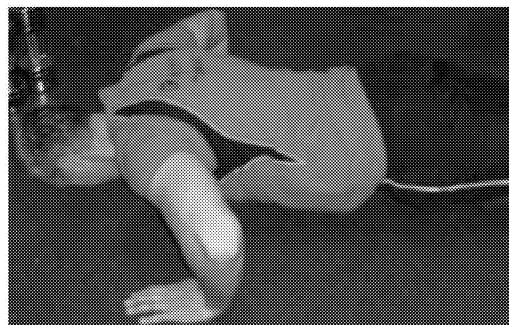
I mitt videre arbeid ønsker å bruke skulder som modell for registrering av EMG-aktivering. Jeg vil bruke slyngesystemet til Terapimaster som redskap for å tilføre ustabilitet til push-ups. Ved bruk av slynger er armene uavhengige av hverandre fordi hver arm har sin egen slynge. Slyngene tilbyr ingen grad av ytre stabilitet, med det menes at forsøksperson ikke kan finne noen form for støtte under øvelse i slyngene. Ved bruk av blant annet fysioball og balansebrett er personens støtteflate begrenset av utstyrets konstruksjon. Dermed vil slike redskaper kunne gi en viss grad av stabilitet. Ved mitt studie har jeg i den grad det er mulig forsøkt å skape testøvelser som er av stabil og ustabil karakter, og som er sammenliknbare. Det kan som en apropos nevnes at det ikke tidligere har blitt gjennomført undersøkelser som har tatt for seg effekten på muskelaktivering under øvelse i slynger. Som neste del i masteroppgaven min, ønsker jeg å presentere de metodiske forholdene rundt testingen.

### 3.0 METODE

I undersøkelsen registrerte jeg EMG-aktivering under stabile og ustabile forhold. Skulderleddet ble på grunn av sin store evne til mobilitet og liten grad av passiv stabilitet, valgt som modell for testingen. Push-ups ble valgt som utgangspunkt for testøvelse (figur 11 a og b). I forbindelse med testingen ønsket jeg å kvantifisere EMG-aktivering i en øvelse under stabile og ustabile forhold. Push-ups stabilt ble ved den endelige testingen utført på push-upsbøyer (figur 11 c og d), mens ustabile push-ups ble utført i slynger (figur 11 e og f). Disse to forholdene ble sammenliknet under forskjellige kraftutviklingsoppgaver.



a)



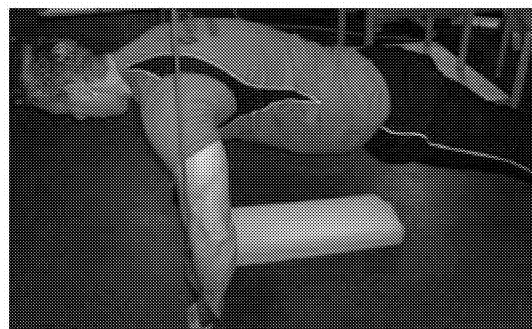
b)



c)



d)



e)



f)

**Figur 11. Utvikling av push-ups: a) stabil push-up ved topposisjon, b) stabil push-up ved bunnposisjon, c) stabil push-up på bøyer ved topposisjon, d) stabil push-up på bøyer ved bunnposisjon, e) ustabil push-up i slynger ved topposisjon, f) ustabil push-up i slynger ved bunnposisjon.**

### 3.1 FØR TESTING

Overflate-elektromyografi (EMG) ble brukt for å registrere EMG-aktivering. Kraftutvikling, vinkel i albueledd og ”distal ustødighet” ble også registrert ved testingen. Jeg vil videre i metoden prøve å gi et mest mulig forståelig bilde av testingen.

Vi valgte å teste personer med ulik treningsbakgrunn for å kunne identifisere potensielle forskjeller i EMG-aktivering og relativ kraftutvikling under stabile og ustabile forhold. I forbindelse med testingen ble både svært godt funksjonelt trente personer og utrente, med litt eller ingen erfaring innen styrketrening, rekruttert.

26 personer ble opprinnelig testet gjennom tilvenningsøktene. Ved denne testingen ble maksimalt antall push-ups til utmattelse under stabile og ustabile forhold gjennomført. Forsøkspersonene ble også intervjuet angående treningsbakgrunn.

Etter å ha testet de 26 personene ble 12 personer identifisert som svært godt trente, og 8 personer ble identifisert som utrente. Data fra disse 20 personene ble brukt videre i oppgaven.

### **3.1.1 Forsøkspersoner**

Gjennom kartleggingen ble 26 personer valgt ut til å være med på videre testing. Personene ble delt i to grupper basert på prestasjon i kartleggingstesting. De personene som ikke skilte seg ut som særdeles gode eller mindre gode, ble testet, men ikke tatt med i forbindelse med analysen av testresultatene. Seks personer havnet i denne kategorien. De to testgruppene ble som følger.

#### Trente

12 personer ble plassert i denne gruppen. Gruppen bestod av menn med en gjennomsnittsalder på  $22 \pm 5$  år. Personene veide  $83 \pm 12$  kg, og var  $180 \pm 6$  cm høye. Deres treningsfrekvens var  $7 \pm 2$  ganger per uke. Personene hadde treningbakgrunn fra idretter som kampsport, turn, stuping, håndball, styrkeløft, og de ble antatt å ha svært god funksjonell styrke i skulderleddet. Resultatene i kartleggingen viste at utvalget i gjennomsnitt tok  $36 \pm 8$  push-ups under stabile forhold, og  $30 \pm 6$  under ustabile forhold.

#### Utrente

Denne gruppen kan betegnes som svært utrente. 8 personer ble plassert i denne gruppen. Gruppen bestod av menn med en gjennomsnittsalder på  $23 \pm 2$  år. Personene veide  $75 \pm 12$  kg, og var  $182 \pm 2$  cm høye. Deres treningsfrekvens var  $1,5 \pm 1$  ganger per uke. Resultatene i kartleggingen viste at utvalget i gjennomsnitt tok  $18 \pm 6$  push-ups under stabile forhold, og  $7 \pm 3$  under ustabile forhold.

### **3.1.2 Testprosedyrer**

#### Oppvarming

I samsvar med anbefalinger ble både en generell og en spesifikk oppvarming gjennomført før tilvenningsøktene og testingen (1, 83). Oppvarmingen var som følgende:

10 minutt rolig jogging på tredemølle, eller rolig sykling på ergometersykkel. Deretter ble tre sett med fem stabile push-ups på push-upsbøyler utført. Disse ble etterfulgt av tre sett med tre



push-ups i slynger med ett minutt pause mellom settene. Settene ble utført med økende intensitet.

Forsøkspersonene hadde ingen tidligere erfaring med testene vi gjennomførte. For å minske den akutte læringseffekten valgte vi å kjøre alle personene gjennom to selvstendige økter der testøvelsene ble gjennomgått (14, 27).

### Tilvenningsøker

Første tilvenningsøkt bestod av

- Oppvarming
- Test  
Maksimalt antall push-ups til utmattelse utført stabilt
- Normaliseringstilvenning

De ulike isometriske kontraksjonene ble gjennomført to ganger hver med en kontraksjon på ca. tre sekunder hver. Rekkefølgen på musklene som ble gjennomgått, var som følgende.

1. Biceps
2. Triceps
3. Anterior deltoideus
4. Mediale deltoideus & Supraspinatus/Trapezius
5. Pectoralis major
6. Serratus anterior
7. Infraspinatus

Andre tilvenningsøkt bestod av

- Oppvarming
- Test  
Maksimalt antall push-ups til utmattelse utført ustabil
- Normaliseringstilvenning  
Som tidligere gjennomført.

I forbindelse med tilvenningsøktene ble det registrert maksimalt antall push-ups til utmattelse utført stabilt og ustabil. For å kontrollere frekvensen på utførelsen av push-ups ble det brukt

en metronom (www.matthm.gmxhome.de. Versjon: V 1.0.2 r2, 2005.) med en frekvens på 30 slag i minuttet. Når forsøkspersonen kom mer enn ett slag bak frekvensen, ble test avbrutt. For at personene skulle ha maksimal innsats, ble feedback gitt kontinuerlig under testingen (90), og den tekniske utførelsen av push-ups ble jevnlig korrigert (81). Resultatet av denne testen gav et bilde av de ulike personenes funksjonelle styrke.

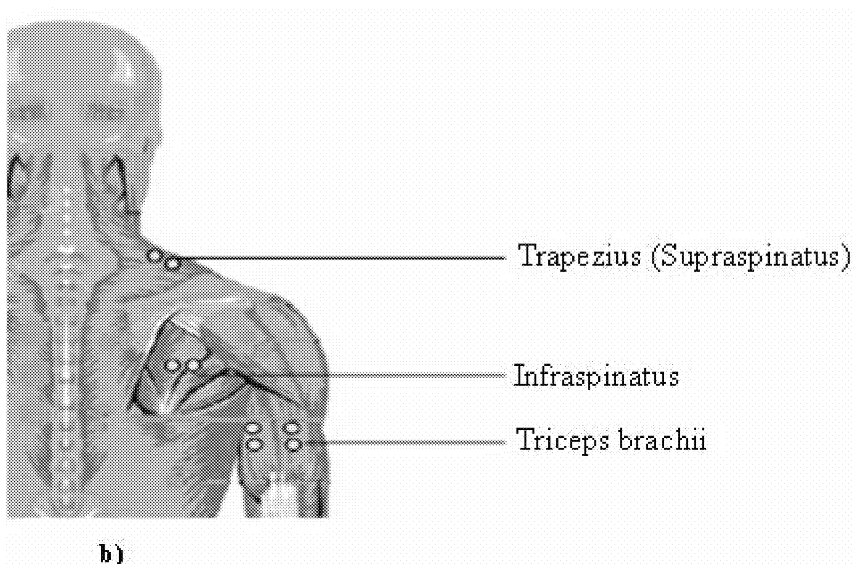
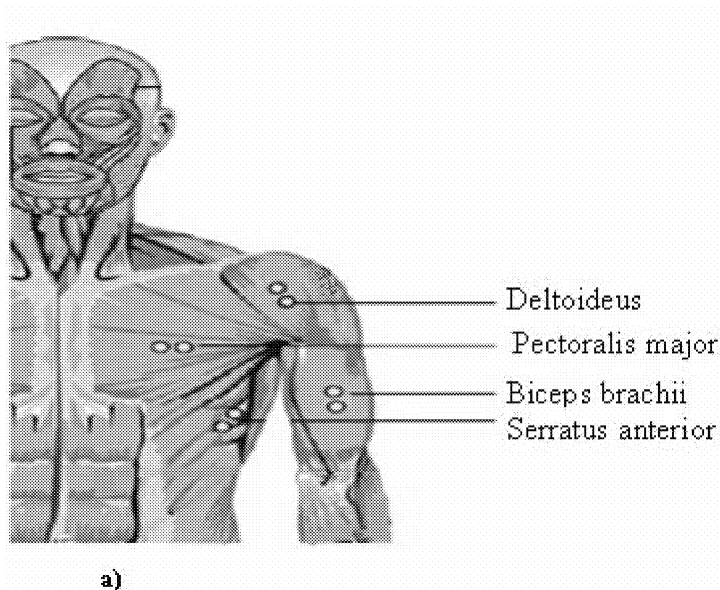
### **3.1.3 Registrering av EMG-aktivering**

#### EMG-plasseringer

Vi målte elektromyografisk aktivitet på åtte muskler rundt skulderleddet. Alle målingene ble tatt på høyre side av kroppen for å unngå forstyrrelser fra hjertet (25). Muskulatur ble lokalisert ved palpering på forsøkspersonene. Etter at muskelen var lokalisert, ble hår fjernet på det aktuelle stedet ved barbering. Hudens overflate ble deretter skrubbet med fint sandpapir. Videre ble huden vasket med alkoholserviett. Alle forberedelser ble utført i henhold til de anbefalinger som er gitt i forbindelse med bruk av overflate-EMG (48). Elektrodene ble deretter påført elektrodegele (Signa Gel™, Parker Laboratories, INC, New Jersey, USA.) for å øke signalkvalitet. Elektrodene ble plassert parallelt med muskelfibers lengderetning på muskelbuken. For å unngå glidning og endring av elektrodens plassering ble medisintape brukt for å feste elektroden ekstra godt på huden. Elektrodens plassering ble bestemt ved hjelp av internasjonale standarder for bruk av overflate-EMG (8, 22, 91, 95). Figur 12 a og b viser de ulike plasseringene. Det ble registrert EMG-aktivisering på følgende muskulatur.

- Pectoralis major (Elektrode plassert fem fingerbredder nedenfor clavícula, medially for armhulen) (95).
- Anterior deltoideus (Elektrode plassert en fingerbredde distalt og foran acromion) (95).
- Serratus anterior (Elektrode plassert i den midtre fremre region over femte eller sjette ribbein) (64, 65).
- Infraspinatus (Elektrode plassert omtrent tre fingerbredder nedenfor den bakre kammen til acromion) (3).
- Triceps brachii (Elektrode plassert på midten av linjen mellom den bakre kammen til acromion og olecranon, to fingerbredder lateralt til linjen) (95).

- Mediale deltoideus (Elektrode plassert fra acromion til albuens laterale leddknoke) (95).
- Supraspinatus/trapezius (Elektrode plassert midtveis mellom linjen fra acromion til syvende cervikalvirvel) (95).
- Biceps brachii (Elektrode plassert på linjen mellom mediale acromion og fossa cubiti, 1/3 fra fossa cubiti) (95).



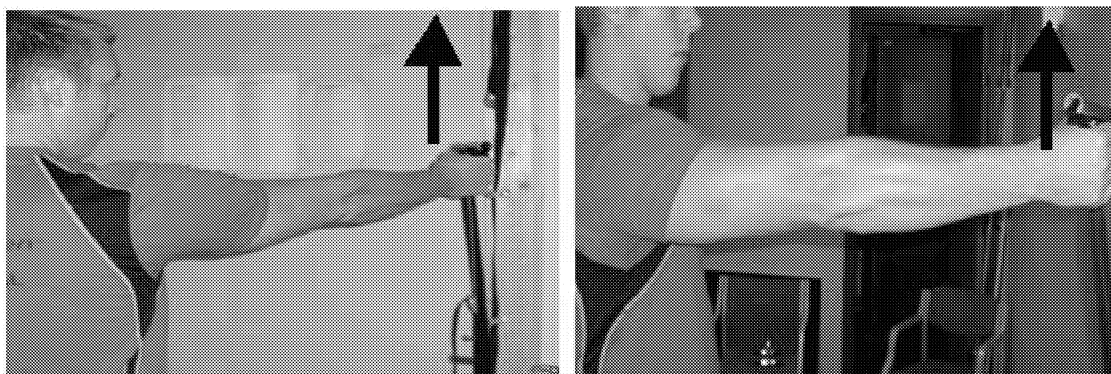
**Figur 12. EMG-plasseringer: a) sett forfra, b) sett bakfra (48).**

### Normalisering

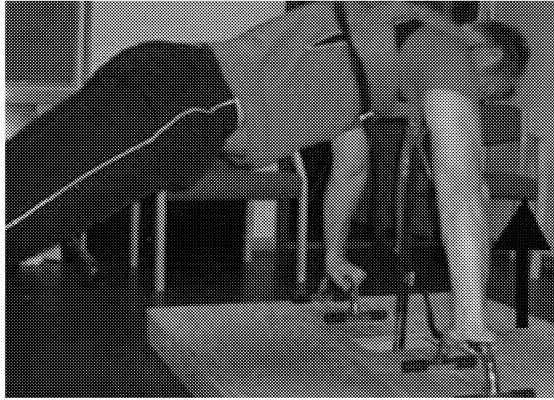
Gjennom tilvenningsøktene ble testforsøkspersonene kjent med de ulike øvelsene i testingen. I forbindelse med registrering av overflate-EMG gjennomførte vi en normalisering før selve testingen kunne begynne. Normaliseringen foregikk ved at det ble utført en tre sekunders maksimal isometrisk kontraksjon for hver enkelt muskel. De ulike bevegelsene som danner grunnlaget for normaliseringen, ble bestemt utifra tidligere forskning (24, 45, 48). Figur 13-19 viser de ulike normaliseringsøvelsene. Den svarte pilen i figuren viser retningen det utvikles kraft imot. Gjennomsnittlig EMG-aktivering over en to sekunders periode under maksimal isometrisk kontraksjon ble sett på som en 100 % verdi. Alle videre EMG-målinger under stabile og ustabile forhold ble konvertert til prosenter av denne aktiviseringen relativt til disse verdiene. Alle personene gjennomgikk tilvenning av de ulike normaliseringsøvelsene gjennom tilvenningsøktene. Normaliseringsøvelsene ble gjennomført før testene der EMG-aktivering ble registrert.



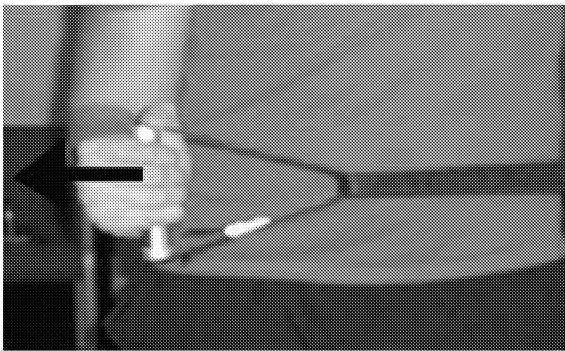
Figur 13. Normaliseringsøvelse for m.pectoralis major (Press ved 90° vinkel i albueledd).



Figur 14. Normaliseringsøvelse for m.anterior deltoideus (Skulderfleksjon).



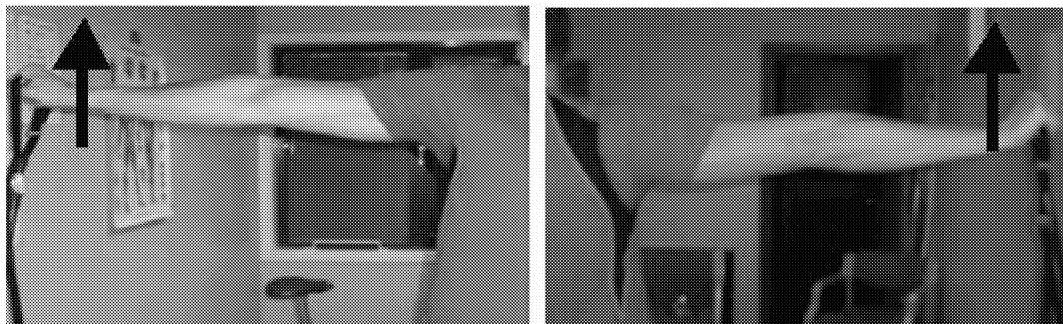
**Figur 15. Normaliseringsøvelse for m.serratus anterior (Push-ups plus, dvs push-ups med overekstensjon).**



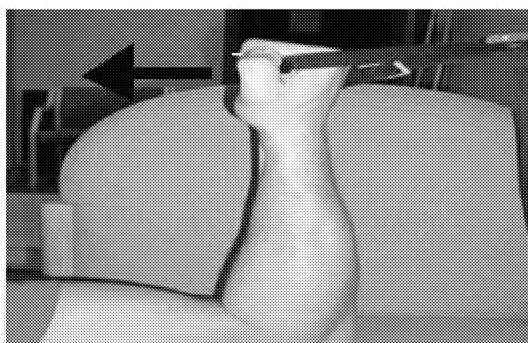
**Figur 16. Normaliseringsøvelse for m.infraspinatus (Utoverrotasjon, 90° vinkel i albueledd).**



**Figur 17. Normaliseringsøvelse for m.triceps brachii (Sittende press ut fra kroppen, 90° vinkel i albueledd).**



**Figur 18. Normaliseringsøvelse for m.medial deltoideus og m.supraspinatus/m.trapezius (Abduksjon skrått bakover).**



**Figur 19. Normaliseringsøvelse for m.biceps brachii (Sittende trekk mot kroppen, 90° vinkel i albueledd).**

### Registrering av forsøkspersonenes egenvekt

Motstanden, eller belastningen, som ble brukt ved testingen, var avgjørende for evnen til å utvikle kraft (39). Ved alle testene ble egen kroppsvekt brukt som belastning. For å finne den belastningen som hver enkelt forsøksperson måtte arbeide mot, registrerte vi personenes vekt i utgangsstillingen i en push-ups, det vil si i toppen av push-upsposisjonen. Denne posisjonen tilsvarte ca 70 % av personenes totale kroppsvekt. En liknende studie viser at utgangsstillingen i push-ups tilsvarer 66,4 % av kroppsvekten (35). Fordi kraft ble målt som drag oppover i en kraftcelle (figur 23), ble personens egenvekt inkludert i kraftmålingene. Den relative kroppsvekten som utvikles under push-upsstilling ble lagt sammen med den utviklede kraft som ble registrert under kontraksjon.

## **3.2 UTSTYR**

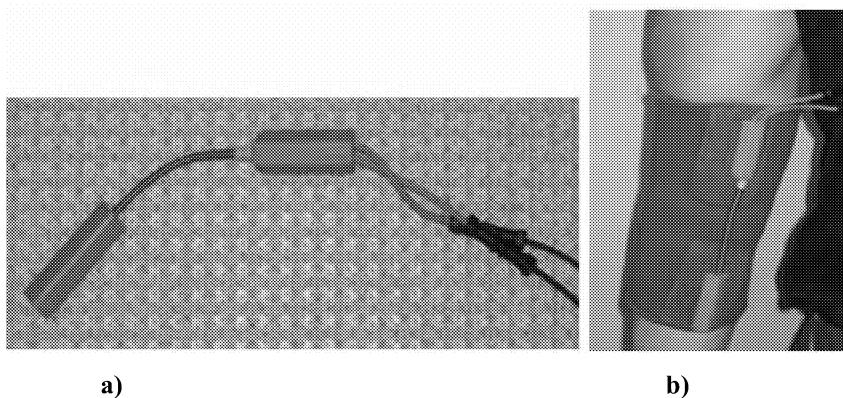
### EMG-målinger

Overflate-EMG ble registrert ved hjelp av sirkulære, selvklebende elektroder. Åtte elektroder (AE-131, Neurodyne Medical Corporation, Cambridge, MA, USA.) ble plassert på den tidligere nevnte muskulaturen. Elektrodene var koblet til hver sin ledning med et innebygd 8-

1200Hz band pass filter som fjernet forstyrrelser (Ergotest Technology A.S., Langesund). Ledningene ble koblet til og synkronisert med datainnsamlingsenheten Musclelab™ (Ergotest Technology A.S., Langesund). Musclelab ble koblet til pc, og videre analyser ble gjennomført. Ved registrering av EMG-aktivering ble alle tall fremstilt som prosent av normaliseringsøvelser.

### Vinkelmålinger

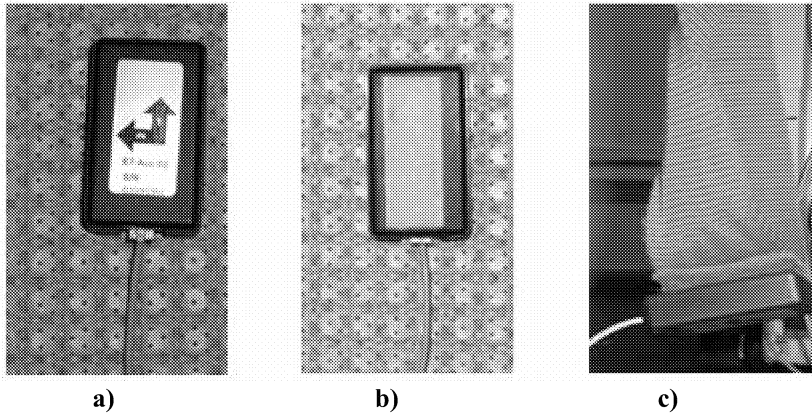
For å kunne kontrollere vinkel i albueledd under testingen ble albuegoniometeret SG 110 (Biometrics LTD) koblet til Musclelab og brukt ved testingen (figur 20 a). For å få festet goniometeret på albuen, ble det montert på en albuestøtte (LDT Elbow support, str. Small. Clas Ohlson.) ved hjelp av borrelås (figur 20 b). Goniometeret ble kalibrert på albue i 90° vinkel før hver test.



Figur 20. a) goniometer, b) goniometer på albuestøtte.

### Måling av distal ustødighet

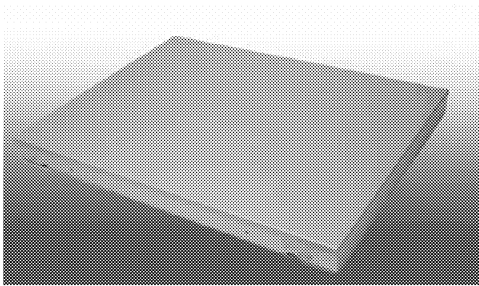
Vi brukte et 2-plans akselerometer for å registrere skjelving og bevegelser (Ergotest Technology A.S., Langesund) (figur 21 a). Akselerometeret registrerte bevegelser i x og y retning, og det ble festet på slynge ved hjelp av borrelås (figur 21 b og c). Tall som akselerometeret registrerte ble oppgitt i form av enheten m/s<sup>2</sup>.



**Figur 21. Akselerometer: a) sett forfra, b) sett bakfra, c) akselerometer festet på slynge.**

### Kraftmålinger

Ved stabil dynamisk push-ups ble kraftutvikling registrert ved kraftplattformen ET-FPL 01 (Ergotest Technology A.S., Langesund) (figur 22).



**Figur 22. Kraftplattform.**

Under de andre testene ble kraft registrert ved hjelp av kraftcellen K-Toyo, 333A (Ergotest Technology A.S., Langesund) (figur 23). Kraftmålinger ble oppgitt i form av Newtons (N). Kalibrering av kraftcella ble gjennomført før hver test ved å henge en standard vekt i kraftcella.



**Figur 23. Kraftcelle.**

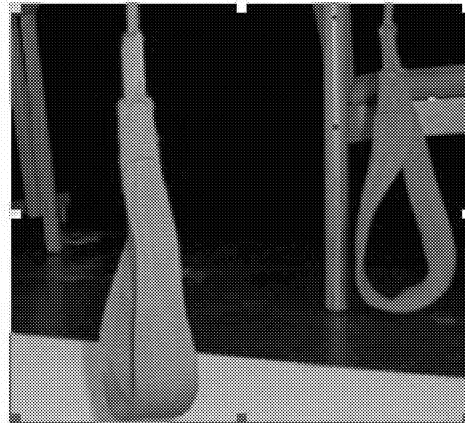


### Hånd- og beinplassering

I alle de stabile testene ble push-ups utført på push-upsbøylere (figur 24). Push-ups i de ustabile testene ble tatt i slyngene (Nordisk terapi AS, Arendal) (figur 25). Bøylene ble brukt for å få et mest mulig likt grep sett i forhold til grepet som brukes i utførelse av en ustabil push-up. Grepsposisjonen har vist seg å ha stor betydning for resultatene (21, 35).

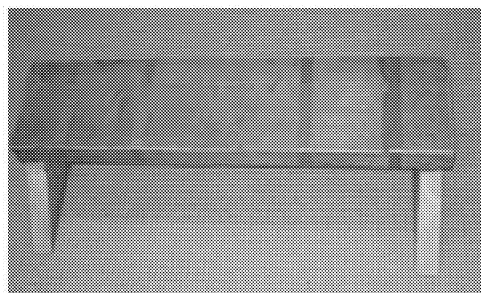


**Figur 24. Stabilt grep på push-upsbøylere.**

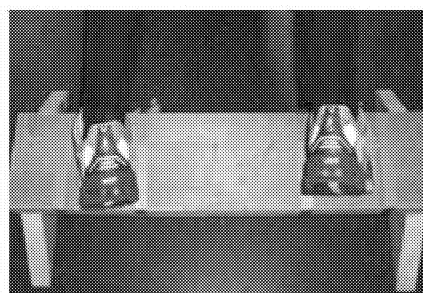


**Figur 25. Ustabilt grep i slyngene (lengden på slyngene var ca. 2,5 meter).**

For å sikre like belastninger på skulderleddet ble det kontrollert for hånd- og beinhøyder. Håndplasseringen ble bestemt utifra høyde på push-upsbøylene og lengden på slyngene. Da vi kontrollerte for beinhøyde, brukte vi ulike høyder som tilsvarte høydene til bøylene eller tauene (figur 26). Hånd- og fotbredde ved utførelsen av push-ups ble satt til minimum 45 cm og maksimum 60 cm. Figur 26 b viser standardisert fotbredde.



**a)**



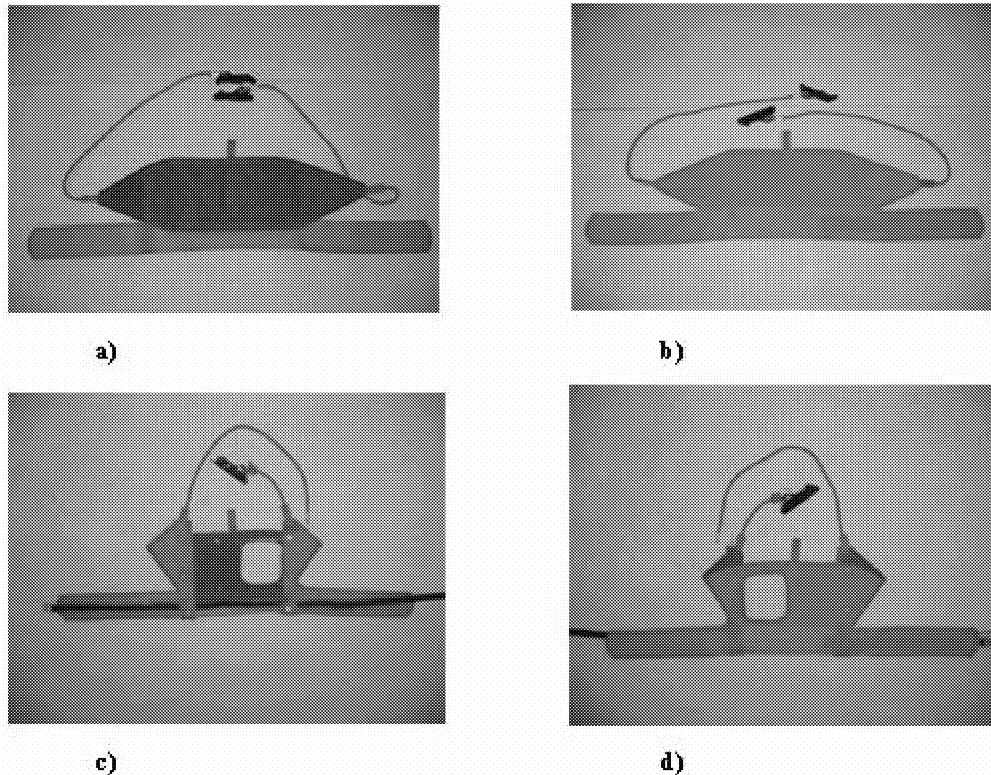
**b)**

**Figur 26. a) beinhøyde, b) beinplassering på beinhøyde.**

### Annet utstyr

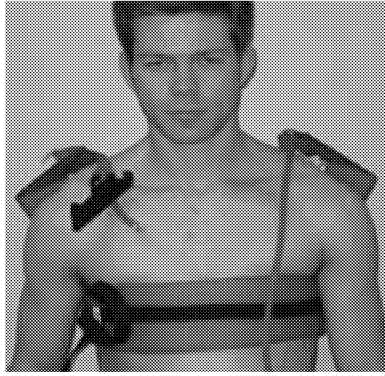
I forbindelse med testing av maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling med 90° i albueledd, registrerte vi samtidig EGM-aktivering. For å kunne registrere kraftutviklingen ved denne statiske testen, ble forsøkspersonene påført en sele som deretter ble festet i en treplattform plassert på gulvet.

Selen som ble brukt, var opprinnelig en traksjonsslynge for rygg og bekken (Nordisk terapi AS, Arendal) som ble modifisert for vårt bruk (figur 27 a-d).

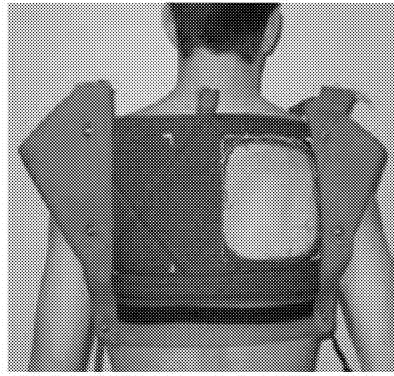


**Figur 27. Selen: a) før modifisering sett forfra, b) før modifisering sett bakfra, c) etter modifisering sett forfra, d) etter modifisering sett bakfra.**

Selen ble laget slik at den ikke kunne forstyrre de ulike elektrodene som skal registrere EMG-aktivering. Hullet på ryggen var for plassering av elektroden til infraspinatus(figur 27 c og d).



a)



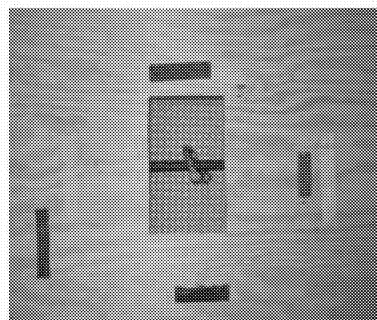
b)

**Figur 28. Sele på person: a) sett forfra, b) sett bakfra.**

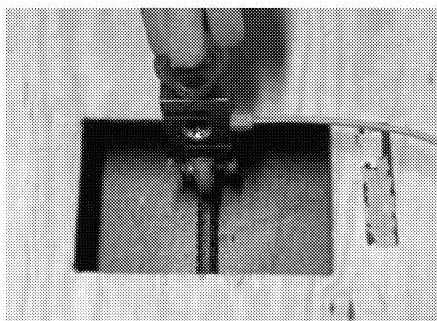
Selen ble påført personen før elektrodene ble satt på. Konsekvensen av dette var at selen måtte være på under all testing. Når kraftutvikling ble registrert, ble person festet i en treplattform på gulvet (figur 29 a). Plattformen hadde et hull i senteret der kraftcella ble montert (figur 29 b). Selen ble deretter festet i kraftcella (figur 29 c).



a)



b)



c)

**Figur 29. a) treplattform, b) treplattformens feste, c) kraftcelle montert i treplattform.**

### Kalibrering av utstyr

Før hver enkelt test ble det gjennomført en standardisert kalibrering av det ulike utstyret som skulle anvendes ved testing. Kraftplattform ble kalibrert ved standardkalibrering gjennom Muscledlab. Kalibrering av kraftceller ble gjennomført før hver test ved å henge en 40 kg vekt i

kraftcella. Goniometer ble kalibrert ved 90° og 180° før testing. Når goniometer ble festet på personens albuestøtte på høyre arm, ble 90° i albueleddet registrert som en 90° vinkel i selve testen. Akselerometer ble kalibrert ved standardkalibrering gjennom Musclelab. Deretter ble akselerometer nullstilt når det var plassert på slynger.

### **3.3 TESTPROTOKOLL**

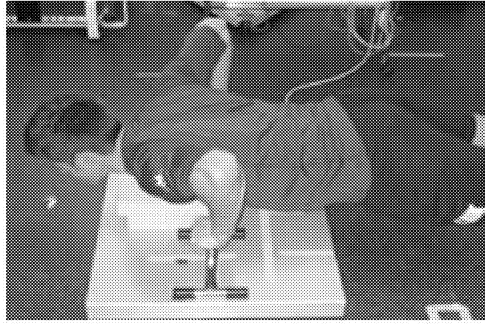
Under testingen registrerte vi maksimal kraftutvikling i push-upsposisjon under dynamiske og isometriske forhold. De isometriske testene ble utviklet spesielt med den hensikt å kvantifisere EMG-aktivering under optimale arbeidsforhold (9, 26). Mellom hver enkelt test fikk forsøkspersonene 15 minutters pause (51, 74, 76). Totalt ble fire tester gjennomført under stabile og ustabile forhold.

Test 1. Maksimalt antall push-ups til utmattelse (tidligere omtalt under tilvenningsøker s. 23 og 24)

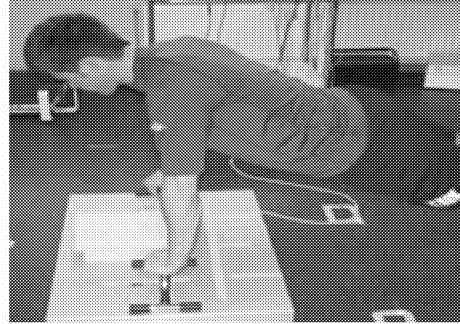
Test 2. Maksimal konsentrisk kraftutvikling fra stabil utgangsstilling med 90° i albueleddet  
Formål: Målet med denne testen var å registrere den maksimale kraftutviklingen under en dynamisk pushup fra utgangsstilling med 90° i albueleddet. Registreringen ble gjennomført under stabile og ustabile forhold.

Utstyr: Kraftplattform/to kraftceller, beinhøyde, goniometer, Musclelab, pushupsbøyer/slynger, akselerometer, skumgummiplate.

Utførelse: Pushups ble utført med hendene på push-upsbøyer/i slynger. Ved stabil utførelse var push-upsbøylene plassert på kraftplattform (figur 30 a og b). Ved ustabil utførelse (figur 31 a og b) var hendene plassert i slyngene som igjen var festet til to kraftceller i taket. Forsøkspersonen startet utførelsen liggende i bunnposisjon med brystet mot underlaget. Ved start signal presset person seg opp slik at topposisjon ble oppnådd. Forsøksperson senket seg deretter ned i bunnposisjon der brystet kom på høyde med skumgummiplaten. Posisjonen ble holdt i ca. ett sekund, deretter presset person seg opp så raskt som mulig. Kroppen ble holdt rak under hele bevegelsen. Forsøkspersonen måtte utføre tre repetisjoner over to sett. Det var en pause på fem minutter mellom settene.

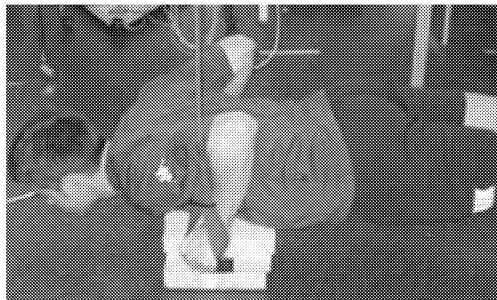


a)

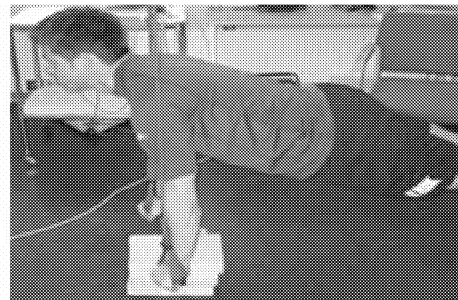


b)

**Figur 30. Dynamisk stabil push-ups. a) i bunnposisjon, b) i topposisjon.**



a)



b)

**Figur 31. Dynamisk ustabil push-ups. a) i bunnposisjon, b) i topposisjon.**

Ved utførelsen av dynamiske push-ups ble konsentrisk kraftutvikling registrert. Under stabil utførelse ble kraftutvikling funnet ved å finne gjennomsnittet av de seks repetisjonene. Under ustabil utførelse ble det samme gjort etter at registrert kraft fra de to cellene var lagt sammen. Under denne dynamiske testingen ble ikke EMG-aktivering registrert. Dette på grunn av den store faren for feilmålinger som er forbundet med dynamiske tester (9, 26). Som en følge av dette vil jeg ikke ta for meg disse testene i resultatdelen.

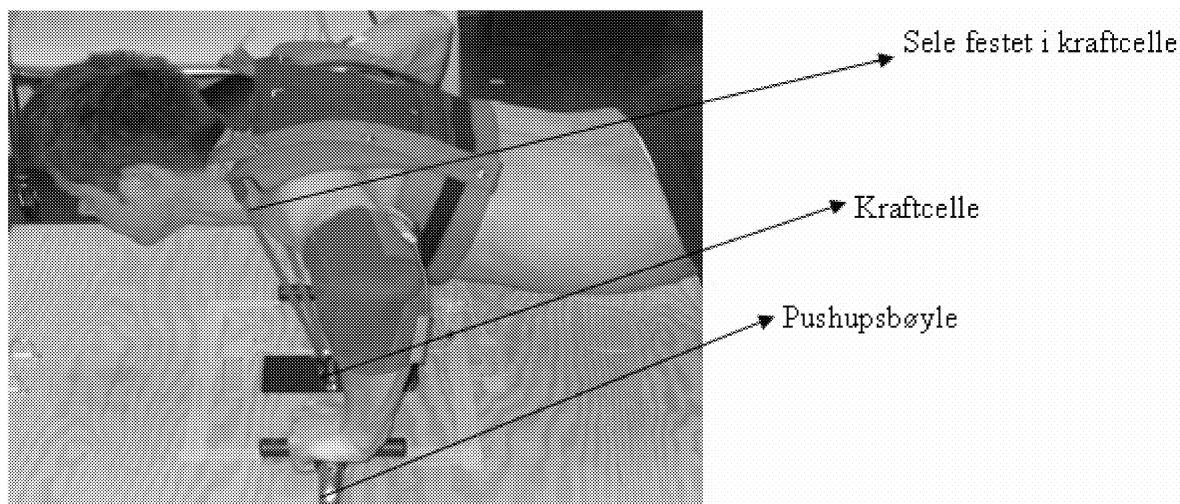
EMG-aktivering ble registrert under de to isometriske testene. Jeg ønsker videre å beskrive disse testene.

Test 3. Maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling med 90° i albueledd der EMG-aktivering ble registrert under stabile og ustabile forhold

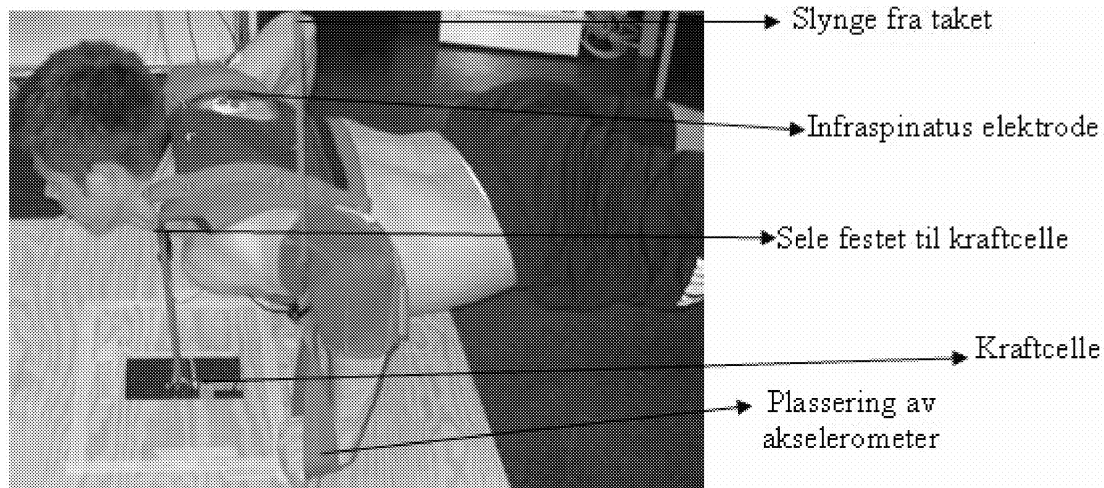
Formål: Vi registrerte EMG-aktivering under maksimal isometrisk kraftutvikling som utvikles i push-upsstilling med  $90^\circ$  i albueledd. Registreringen ble gjennomført under stabile og ustabile forhold. Hensikten var å sammenlikne EMG-aktivitet i kraftutviklende og stabiliserende muskulatur.

Utstyr: Push-upsbøyer/slynger, sele, en kraftcelle, beinhøyde, goniometer, Musclelab, akselerometer.

Utførelse: Push-ups ble utført med hendene på push-upsbøyer/i slynger. Grep var avhengig av om testen skulle utføres under stabile eller ustabile forhold. Forsøkspersonen hadde på seg EMG-elektroder og sele. Selen var festet til en kraftcelle som igjen var festet til treplattformen. Beina ble plassert på beinhøyde for å oppnå samme høyde som håndplasseringen. Forsøkspersonen startet liggende med brystet på treplattformen og startet push-ups ved signal. Forsøkspersonen presset opp i ca. tre sekunder og ble holdt igjen av selen i en vinkel på mellom  $90^\circ$  og  $110^\circ$ . Kroppen skulle holdes rak under hele bevegelsen. Personen måtte utføre tre repetisjoner med ett minuts pause mellom hver repetisjon. I pausen lå personen på brystet og hvilte. Underveis i testingen ble feedback gitt. Figur 32 og 33 viser testene under henholdsvis stabile og ustabile forhold.



Figur 32. Push-upsstilling med  $90^\circ$  i albueledd under stabile forhold.



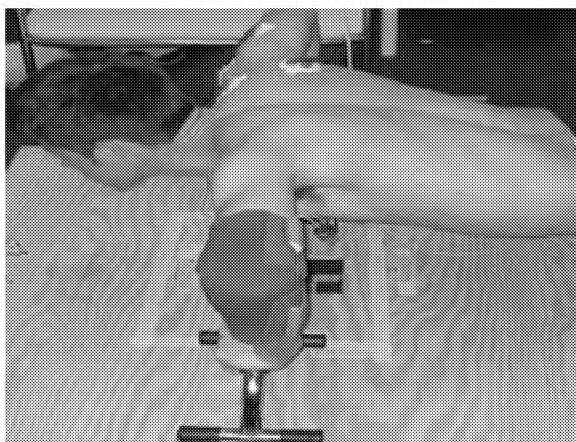
**Figur 33: Push-upsstilling med 90° i albueledd under ustabile forhold.**

#### Test 4. Utholdende isometrisk test til utmattelse med 90°-110° i albueleddet

Formål: Vi målte EMG-aktivering i en isometrisk push-upsstilling tilsvarende 90°-110° i albueledd under langvarig arbeid. Registreringen ble gjennomført under stabile og ustabile forhold.

Utstyr: Push-upsbøyler/slynger, beinhøyde, goniometer, Musclelab, akselerometer.

Utførelse: Hendene ble plassert på push-upsbøyler/ i slynger. Type grep ble valgt utifra om testen skulle utføres under stabile eller ustabile forhold. Personen presset seg opp i push-upsstilling der vinkel på albuen var mellom 90° og 110°. Når personen oppnådde en vinkel i albueleddet på mellom 90°-110°, ble stillingen holdt lengst mulig. Testen ble avbrutt når stillingen ikke lenger kunne opprettholdes. Figur 34 viser testen under stabile forhold, og figur 35 viser testen under ustabile forhold.





**Figur 34. Push-upsstilling med 90°-110° i albueledd under stabile forhold.**



**Figur 35. Push-upsstilling med 90°-110° i albueledd under ustabile forhold.**

### **3.4 INNSAMLING AV DATA**

Registrert EMG-aktivering som ble fanget opp av EMG-elektroden, ble behandlet gjennom en ledning ved et 8-1200Hz band pass filter. Forstyrrelser ble fjernet før RMS ble konvertert. Det konverterte RMS-signalet ble omformet ved 100Hz og ble deretter synkronisert med Muscelelab.

Under testingen ble det registrert EMG-aktivering i åtte ulike muskler. Enkelte målinger var av mindre god kvalitet. Som en konsekvens av dette, valgte jeg ved videre analyse av tallmaterialet å se nærmere på kraftutviklende muskulatur, og serratus anterior og infraspinatus. Med kraftutviklende muskulatur menes pectoralis major, anterior deltoideus og triceps brachii. Jeg vil nå beskrive hvilke data jeg ønsker å bruke ved videre analyse av tallmaterialet.

#### Maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling med 90° i albueledd der EMG-aktivering ble registrert under stabile og ustabile forhold

I denne testingen ble EMG-aktivering og kraftutvikling registrert samtidig. Testen bestod av totalt seks maksimale isometriske press stabilt og ustabil. For å finne resultatet som gav et best mulig bilde av prestasjon, valgte jeg å ta gjennomsnittet av de to repetisjonene med størst kraftutvikling. Hver enkelt repetisjon hadde en varighet på ca. tre sekunder. Ved innsamlingen av tallmaterialet tok jeg utgangspunkt i en tidsperiode på to sekunder ved hvert press. Tallmaterialet jeg endte opp med, viste gjennomsnittsverdier for EMG-aktivering og



kraftutvikling ved de to repetisjonene. I den ustabile testen ble det også vist grad av distal ustødighet gjennom akselerometeret.

#### Utholdende isometrisk test til utmattelse med 90°-110° i albueleddet

Tallmaterialet fra den stabile og ustabile utholdende testen ble tatt i perioden der utøver hadde en tilfredsstillende vinkel i albueleddet, altså mellom 90° og 110°. Tiden som forsøkspersonen kunne holde denne posisjonen, ble testens varighet. EMG-aktivering ble tatt fra denne periodens første og siste fem sekunder. I den ustabile testen ble det også vist grad av distal ustødighet gjennom akselerometeret.

Hensikten med testene beskrevet i denne oppgaven, var å sammenlikne prestasjon utført under ulike forhold. For å kunne se om den trente og utrente gruppa har forskjeller i EMG-aktivering under de ulike forholdene, vil alle tall bli presentert i form av en ustabil/stabil ratio.

### **3.5 STATISTIKK**

Resultatene fra testene ble analysert ved hjelp av Compare Means og Independent-Samples T-Test i SPSS 14.0 for Windows. En p-verdi på  $\leq 0,05$  ble vurdert som statistisk signifikant. I testene valgte jeg å se på forskjeller i EMG-aktivering under stabile og ustabile forhold.

## 4.0 RESULTATER

Tabell 1: Beskrivelse av testgruppene.

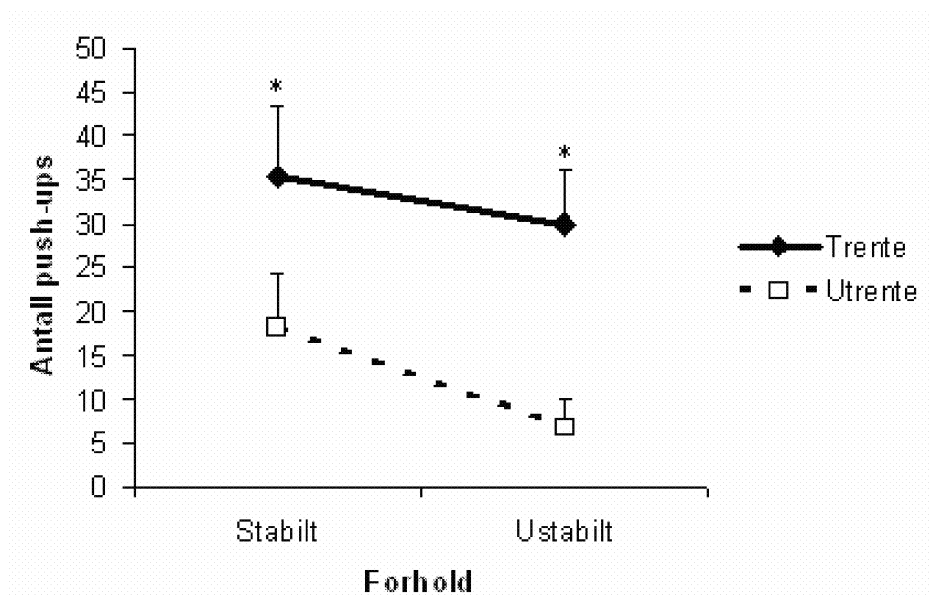
	<b>Trent (n=12)</b>		<b>Utrent (n=8)</b>	
Alder (år)	22	(5)	23	(2)
Høyde (cm)	180	(6)	182	(2)
Vekt (kg)	83	(12)	75	(12)
Treningsfrekvens (treningsøkter per uke)	7*	(2)	2	(1)
Treningserfaring (vært aktiv i ant. år)	9*	(3)	4	(7)
Stabile push-ups (antall)	36*	(8)	18	(6)
Ustabile push-ups (antall)	30*	(6)	7	(3)
Ratio ustabil/stabil push-ups	0,85*	(0,11)	0,38	(0,13)

Data presentert som gjennomsnitt  $\pm$  (Standard avvik) \* =  $p \leq 0,05$  trente vs utrente.

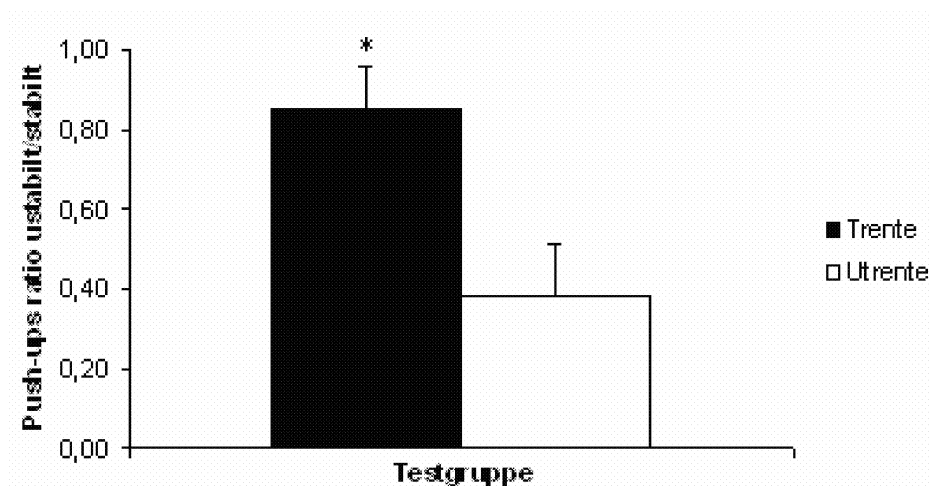
Treningsfrekvens beskriver antall treningsøkter per uke. Alle former for trening går inn under denne kategorien.

Treningserfaring beskriver antall år forsøkspersonen har drevet aktivt den idretten de driver med idag.

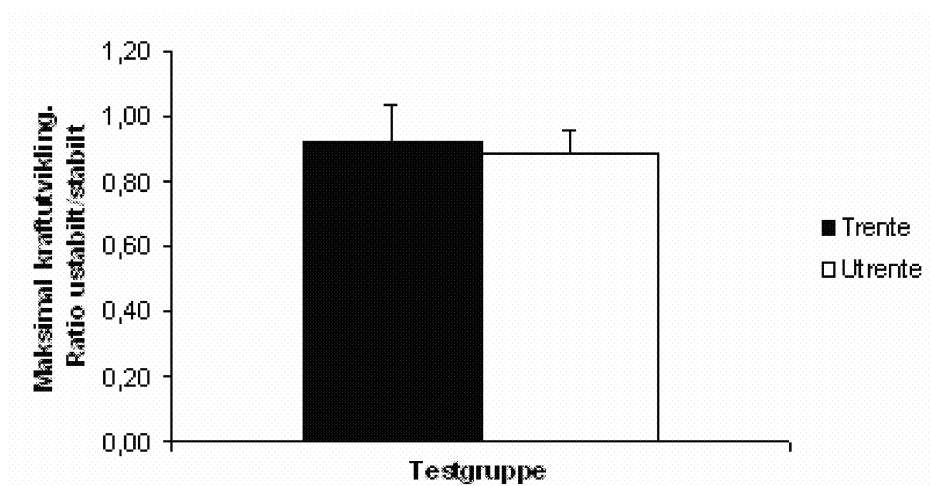
Figur 36 viser antall push-ups som ble utført av den trente og den utrente gruppa under stabile og ustabile forhold. Som forventet, var den trente gruppa signifikant sterkere under begge forholdene. Figur 37 viser at ratio ustabile og stabile push-ups var signifikant lavere for den utrente gruppa (0,38), sammenliknet med den funksjonelt trente gruppa (0,85).



Figur 36. Antall push-ups utført under stabile og ustabile forhold for trent og utrent gruppe. \* =  $p < 0,01$  trente (n=12) vs. utrente (n=8) under stabile og ustabile forhold.

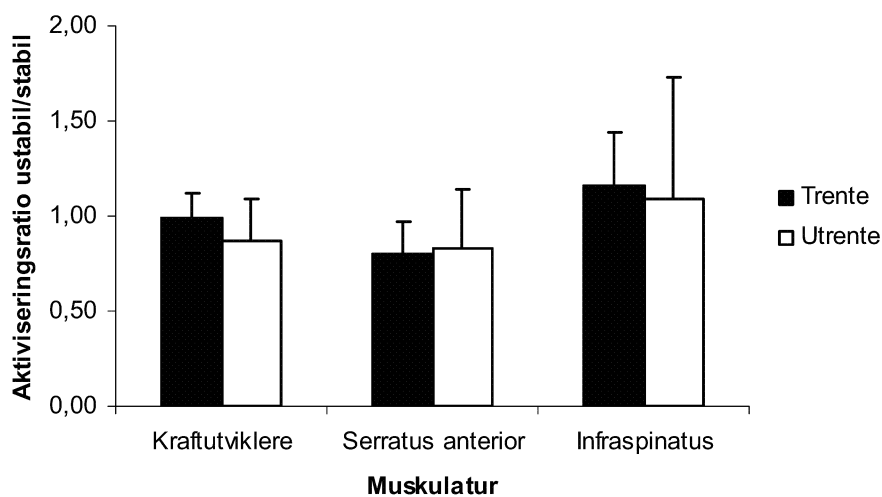


Figur 37. Ratio ustabile/stabile push-ups for trent og utrent gruppe. Signifikante forskjeller er merket med \* =  $p < 0,01$  under stabile og ustabile forhold, trente (n=12) vs. utrente (n=8).



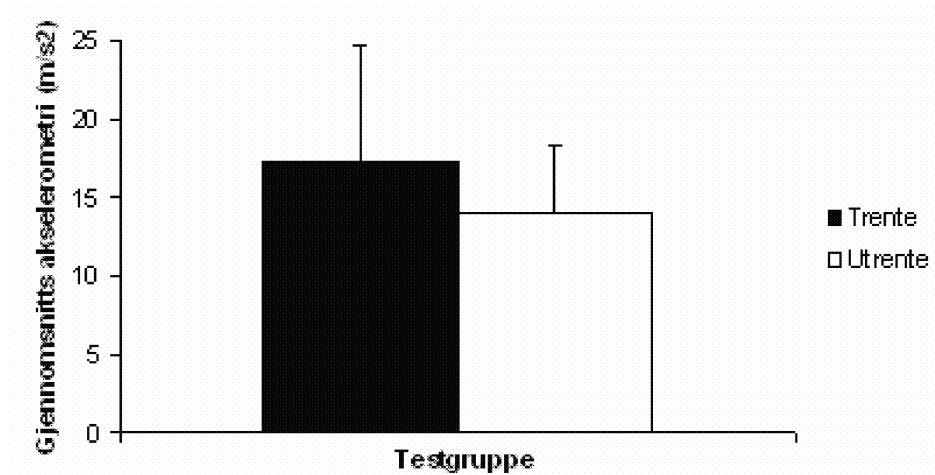
Figur 38. Maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling med 90° i albueledd der EMG-aktivering ble registrert under ustabile og stabile forhold. Kraftutvikling (N) ble fremstilt som ratio ustabilit/stabilit. (Trente n=11, utrente n=8).

Selv om utrent gruppe hadde en signifikant nedgang i evne til å ta push-ups til utmattelse under ustabile forhold, var det ingen forskjell i relativ prestasjon mellom gruppene når ustabilitet ble tilført test der maksimal isometrisk kontraksjon ble utøvd (figur 38).



**Figur 39. EMG-aktivering under maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling med 90° i albueledd under ustabile og stabile forhold. Resultater ble oppgitt som aktiviseringsratio ustabil/stabil push-ups. "Kraftutviklere" innebærer pectoralis major, anterior deltoideus og triceps brachii. (Trente n=11, utrente n=8).**

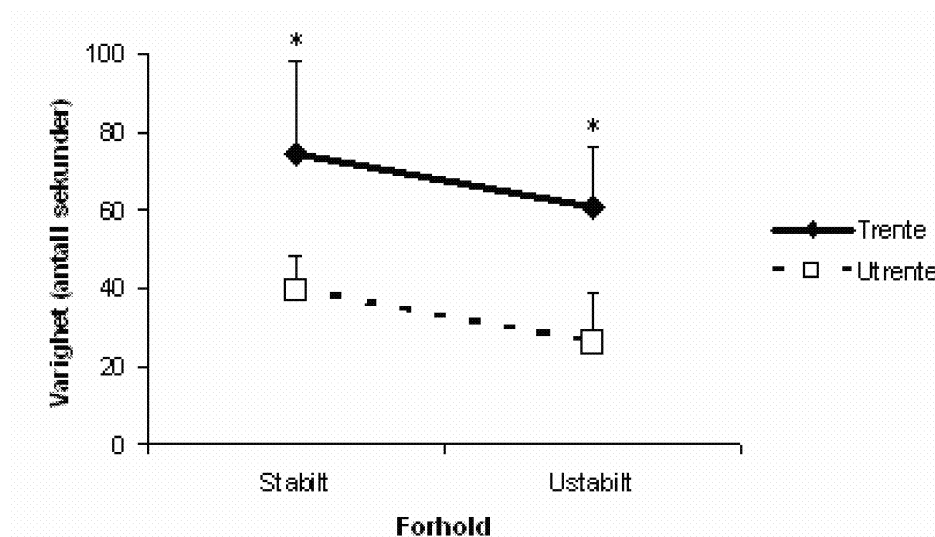
Figur 39 viser at det ikke var signifikant forskjell i EMG-aktiviseringsratio under ustabile og stabile forhold mellom trente og utrente under maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling med 90° i albueleddet.



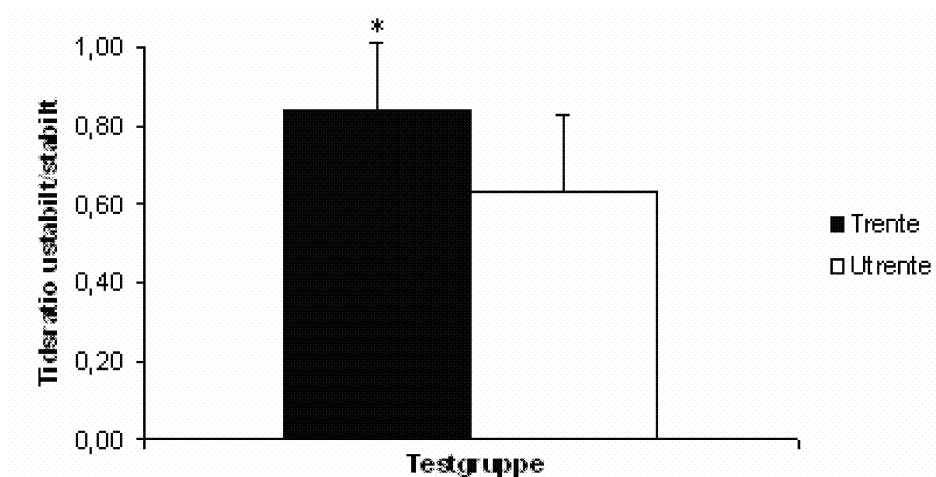
Figur 40. Gjennomsnitt akselerometri ( $m/s^2$ ). Viser ustabilitet under maksimal isometrisk kraftutvikling i push-upsstilling med  $90^\circ$  i albueledd under ustabile forhold. (Trente  $n=11$ , utrente  $n=8$ ).

Figur 40 viser at det var ingen signifikant forskjell mellom trente og utrente i grad av distal ustødighet under ustabile forhold og maksimal isometrisk kraftutvikling.

Figur 41 viser varighet av utholdende isometrisk test under stabile og ustabile forhold. Den trente gruppa kunne opprettholde teststillingen signifikant lenger enn den utrente gruppa under både stabile og ustabile forhold.

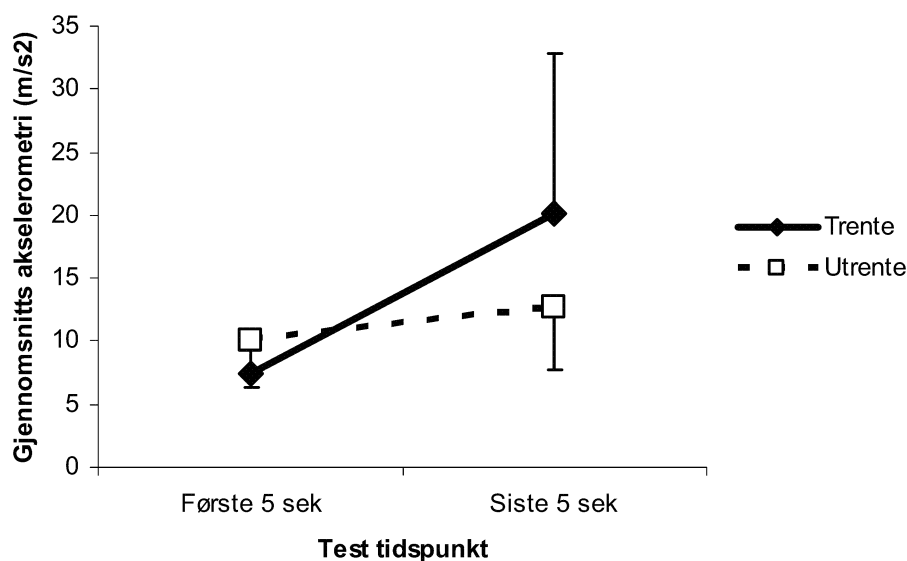


Figur 41. Varighet (antall sekunder) av utholdende isometrisk test under stabile og ustabile forhold for trente og utrente gruppe. Varighet fremstiller tiden en vinkel mellom  $90^\circ$ - $110^\circ$  kunne opprettholdes i albueleddet. \* =  $p < 0,01$  trente ( $n=12$ ) vs. utrente ( $n=8$ ).



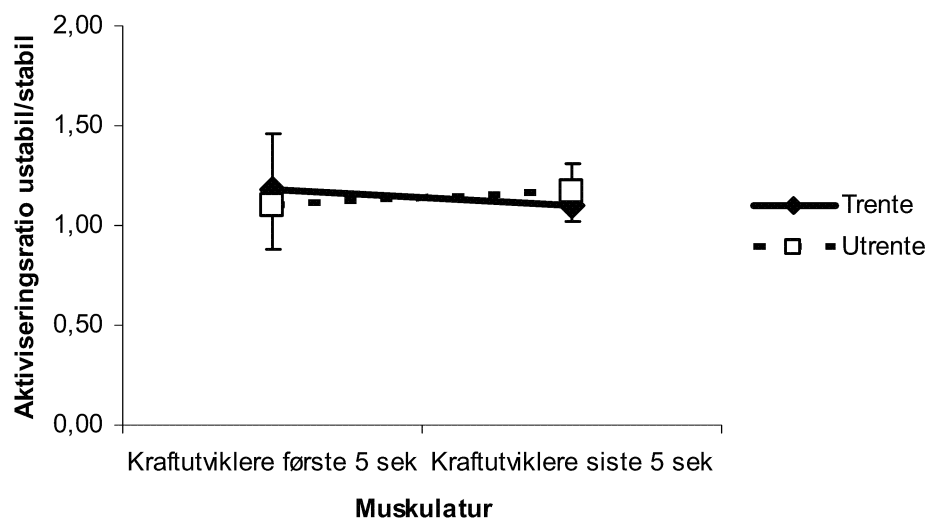
Figur 42. Tidsratio ustabil/stabil utholdende isometrisk test. Ratio fremstiller tiden en vinkel mellom 90°-110° kunne opprettholdes i albueleddet. \* =  $p < 0,02$  trente (n=12) vs. utrente (n=8).

Figur 42 viser ratio for hvor lenge en vinkel mellom 90°-110° grader kunne opprettholdes i albueleddet under ustabile og stabile forhold. Det var signifikant forskjell i evnen til å opprettholde 90°-110° grader i albueleddet under ustabile og stabile forhold mellom gruppene.



Figur 43. Gjennomsnittsakselometri (m/s<sup>2</sup>). Viser ustabilitet under utholdende isometrisk test i push-upsstilling med 90°-110° i albueledd under ustabile forhold. (Trente n=11, utrente n=8).

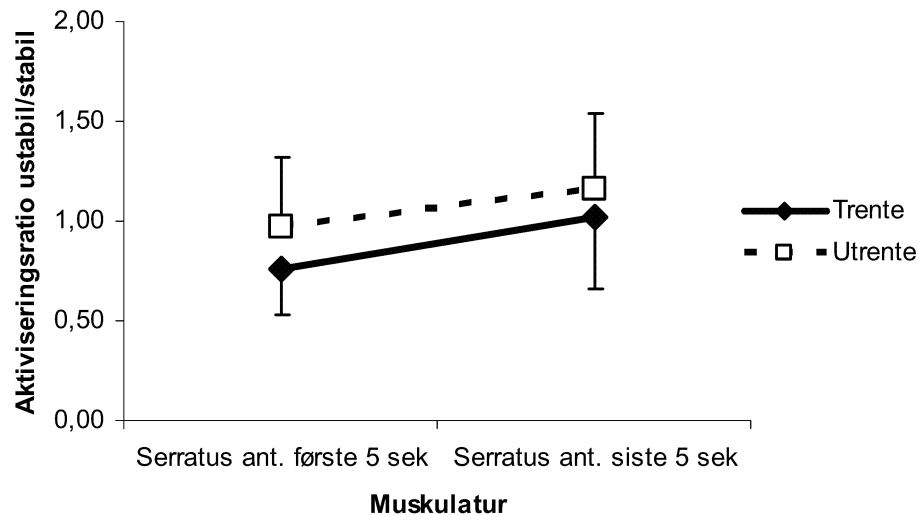
Figur 43 viser ustabilitet ved utholdende isometrisk test under ustabile forhold de første og siste fem sekundene av testen. Mens begge grupper viste en tendens mot økt distal ustødighet over tid, var forskjellen mellom gruppene ikke signifikant.



**Figur 44. EMG-aktivering oppgitt som aktiviseringsratio ustabil/stabil push-ups under utholdende isometrisk test i push-upsstilling med 90°-110° i albueledd. "Kraftutviklere" innebærer pectoralis major, anterior deltoideus og triceps brachii. (Trente n=10, utrente n=8).**

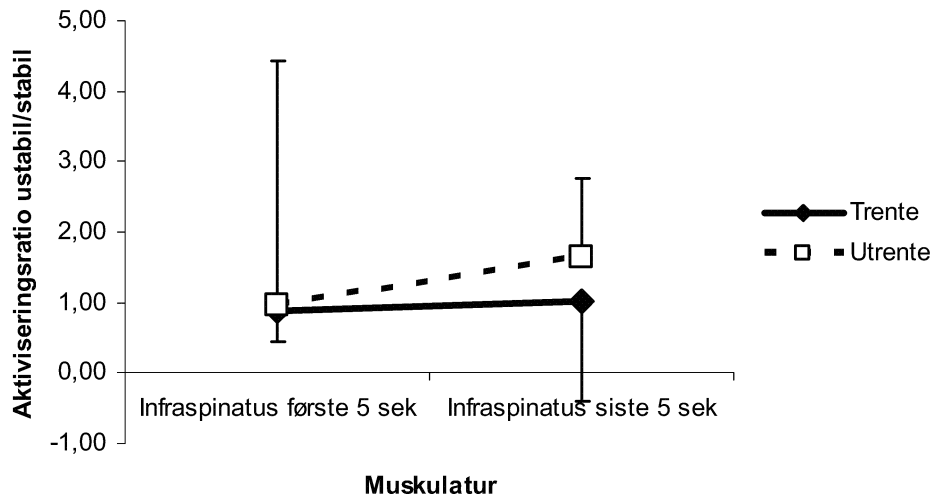
Figur 44 viser EMG-aktiviseringsratio ustabil/stabil push-ups under utholdende test i push-upsstilling med 90°-110° i albueledd. Resultatene viser at det ikke var signifikant forskjell i EMG-aktivering mellom gruppene i EMG-aktivering for "kraftutviklere" for de første og de siste fem sekundene av testingen.





**Figur 45. EMG-aktivering for serratus anterior oppgitt i aktiviseringsratio ustabil/stabil push-ups under utholdende isometrisk test i push-upsstilling med 90°-110° i albueledd. (Trente n=10, utrente n=8).**

Figur 45 viser EMG-aktiviseringsratio ustabil/stabil push-ups under de første og siste fem sekundene av den utholdende testen. Den utrente gruppa hadde en tendens til en generelt høyere EMG-aktivering av serratus anterior enn den trente gruppa. Forskjellen mellom gruppene var likevel ikke så stor at det ble noen signifikant forskjell mellom gruppene.



**Figur 46. EMG-aktivering for infraspinatus oppgitt i aktiveringsratio ustabil/stabil push-ups under utholdende isometrisk test i push-upsstilling med 90°-110° i albueledd. (Trente n=10, utrente n=8).**

Figur 46 viser EMG-aktiveringsratio ustabil/stabil push-ups under utholdende test. Resultatene viser at det ikke var signifikant forskjell mellom gruppene i EMG-aktivering for infraspinatus for de første fem sekundene og for de siste fem sekundene av testingen.

Ved registrering av EMG-aktiveringsratio for infraspinatus, var det i forbindelse med testingen to personer som hadde en relativt lav grad av aktivering under stabile forhold. Når de to personene ble satt under ustabile forhold, fikk de en svært høy aktivering i forhold aktiveringen stabilt. Denne store forskjellen kommer tydelig fram i figur 46. De store standard avvikene i figur 46 viser resultatet av de to personenes målinger. Ser man bort ifra de to nevnte personenes verdier, hadde standard avviket vært betydelig mindre.

## 5.0 DISKUSJON

### 5.1 TESTRESULTATER

#### Gruppebeskrivelse

Ved å dele forsøkspersonene inn i ulike grupper (tabell 1), forventet jeg å se forskjeller i prestasjon mellom de to gruppene. Dette fordi den trente gruppa bestod av personer som trente regelmessig ( $7 \pm 2$  ganger per uke), og som hadde en bred og langvarig treningsbakgrunn (drevet idrett i  $9 \pm 3$  år). Sammenlikner man den utrente gruppas treningsfrekvens ( $2 \pm 1$  ganger per uke) og treningsbakgrunn (drevet idrett i  $4 \pm 7$  år) med den trente gruppa, er det nærliggende å tro at det ville være forskjell i prestasjon mellom de to gruppene. Jeg forventet at den trente gruppa skulle prestere bedre under testingen enn den utrente gruppa.

#### Testresultater

Den trente gruppa presterte bedre enn den utrente gruppa, hvis man kun sammenlikner de to gruppene med hverandre under hver enkelt test. Setter man derimot de to gruppene opp mot hverandre, i form av å sammenlikne deres prestasjon i form av ratio ustabil/stabil ved hver test, får man et annet bilde av testingen som gir et relativt bedre og mer nøyaktig mål på prestasjon.

Ved å bruke denne ratioen, viste det seg at den trente gruppa presterte signifikant bedre ved maksimalt antall pushups til utmattelse enn den utrente gruppa (figur 37). Den trente gruppa virket å være mindre påvirket av den tilførte ustabiliteten enn den utrente gruppa. Ved den utholdende isometriske testen presterte også den trente gruppa betydelig bedre enn den utrente gruppa (figur 42). Ser man alle testene under ett, kan det se ut som om den trente gruppa presterte bedre enn den utrente gruppa, i form av ratio ustabil/stabil, ved tester som innebar gjentatte bevegelser (figur 36 og 37), og tester som gikk til utmattelse (figur 36, 37, 41 og 42).

#### Mulige årsaker til resultatene

Årsaken til at trent gruppe presterte relativt bedre enn de utrente, ved testene som innebar gjentatte bevegelser og som gikk til utmattelse, kan muligens relateres til forskjeller i fysisk kapasitet mellom gruppene. Hva som fysiologisk sett begrenset prestasjon ved disse testene var etter alt og dømme forskjellig mellom de to gruppene. Det vil være ulike fysiologiske begrensninger for en person som tar 40 push-ups, og for en person som tar 4 push-ups. Hvis

det skulle vært aktuelt å kontrollere for denne faktoren, kunne forsøkspersonene fått motstand å arbeide imot utifra en prosentandel av deres 1RM. En årsak til at den utrente gruppa ikke presterte bedre på de nevnte testene kan være øvelsens ustabilitet. Ustabiliteten kan ha ført til manglende evne til å rekruttere kraftutviklende muskulatur, som en følge av ko-kontraksjon i stabiliserende muskulatur (4).

De ulike testenes vanskelighetsgrad kan være avgjørende for hvordan forsøkspersonene oppfattet testingen. Den trente gruppa kan ha oppfattet testene som relativt lette å utføre, med liten grad av utfordring i forhold til koordinativ kontroll. Når testene ble utført under ustabile forhold økte testenes vanskelighetsgrad som en følge av mangel på stabilitet. Ved den ustabile testen av maksimalt antall push-ups til utmattelse virket det som om den trente gruppa hadde evnen til å korrigere eventuelle distale ustødigheter raskt, og derfor opprettholdt funksjonell leddstabilitet uten problemer. Dette medførte resultater som viste at ustabilitet ikke påvirket prestasjon i stor grad (figur 37). En studie utført av Semmler & Nordstrom viser at trente personer har en bedre kortsiktig synkronisering av motoriske enheter enn utrente (84). Denne evnen kan ha vært med på fremme den trente gruppas prestasjon. For den utrente gruppa kan øvelsens ubalanse ha ført til mangel på kontroll. De distale ustødighetene som hele tiden måtte korrigeres, kan ha ført til utmattelse av stabiliserende muskulatur. Summen av manglende evne til å opprettholde balanse under testene kan ha ført til at testen ble avsluttet. Som en oppsummering i forhold til testene der maksimalt antall push-ups ble registrert, kan det virke som om det kostet mer for den utrente gruppa å koordinere bevegelsene, enn for den trente gruppa.

Ved den ustabile utholdende isometriske testen var det ingen signifikant forskjell i grad av distal ustødighet mellom gruppene (figur 43). Utifra dette kan det virke som at ustabiliteten ikke var den største utfordringen for den utrente gruppa. Kanskje var motstanden, i form av egen kroppsvekt, faktoren som førte til at den utrente gruppa presterte dårligere enn den trente gruppa?

En annen faktor som kan ha påvirket de ulike resultatene kan være belastningen personene har arbeidet imot. Gjennom kartleggingen viste det seg at det ikke var noe betydelig forskjell i kroppsvekt mellom gruppene (tabell 1), dermed var belastningen i utgangspunktet lik for gruppene. Det må likevel nevnes at den trente gruppa hadde en betydelig bedre fysisk kapasitet, og dermed et høyere styrkenivå, enn den utrente gruppa. Den relative belastningen

den trente gruppa måtte arbeide imot i form av egen kroppsvekt, var etter alt å dømme ikke svært høy i forhold til denne gruppas styrkenivå. Den utrente gruppa opplevde sannsynligvis det å arbeide mot sin egen kroppsvekt som tyngre, sammenliknet med den trente gruppa.

Hvorfor den trente gruppa presterte bedre enn den utrente gruppa ved testen der maksimalt antall pushups ble utført, kan forklares ved evne til å utnytte elastisitetsenergi. Freeman et al. viser i sin studie at svært trente individer har bedre evne til å utnytte lagret elastisitet, og til å produsere synkronisert maksimal muskelaktivitet, enn normalt trente (31). Testene der jeg registrerte maksimalt antall push-ups til utmattelse, kjennetegnes ved at en eksentrisk-konsentrisk overgang utføres gjentatte ganger. Kanskje kan den trente gruppas prestasjon ha sammenheng med en godt utviklet evne til å utnytte denne overgangen. For den utrente gruppa kan det se ut som at den eksentriske delen av bevegelsen krever mye stabilisering. Dette fører til at de har problemer med å utnytte elastisitetskraften som utvikles ved den eksentrisk-konsentriske overgangen. Setter man denne påstanden opp mot test av maksimal konsentrisk kraftutvikling, viste ratio ustabilit/stabilit ingen signifikant forskjell mellom gruppene. Dette kan skyldes at denne testen ikke fremmet muligheten til å utnytte en eventuell elastisitetsenergi. Årsaken til dette kan være at bevegelsene ble kontrollert, slik at forsøkspersonene hadde en markert stopp i bunnposisjon før konsentrisk press. Denne markerte stoppen i bunnposisjon bryter den eksentrisk-konsentriske kjeden. Kanskje ville resultatene blitt annerledes hvis utførelsen av bevegelsen ble gjort uten en markert stopp i bunnposisjon. En slik endring ville sannsynligvis ført til at den trente gruppa hadde fått en bedre synkronisert utførelse enn den utrente gruppa, dette i tråd med Freeman et al. sin undersøkelse (31).

Problemstillingen i denne masteroppgaven var rettet mot å finne ut om det er forskjell i EMG-aktiveringsratio i de ulike øvelsene mellom den trente og utrente gruppa. Registrert EMG-aktivering på de isometriske testene viste at det ikke var noen signifikante forskjeller mellom de to gruppene (figur 39, 44, 45 og 46). Dette er kanskje ikke noen stor overraskelse siden det heller ikke viste seg å være noen betydelig forskjell i kraftutvikling og grad av distal ustødighet mellom gruppene (figur 38, 40 og 43). Den trente gruppa presterte bedre enn den utrente gruppa i form av lengre tid til utmattelse ved den utholdende isometriske testingen (figur 41 og 42). Hva denne forskjellen i prestasjon skyldes kan diskuteres. Tidligere forskning viser at trente personer har en bedre evne enn utrente, til å koordinere agonister, antagonister, synergister og stabilisatorer (50, 80). En undersøkelse av Milner-Brown et al.

viser at trente personer har en bedre koordinering og synkronisering av motoriske enheter enn utrente (67). Etter alt å dømme har de nevnte faktorene som synkronisering og koordinering av muskulatur, vært avgjørende for utfallet av mine resultater.

En annen mulig forklaring på hvorfor det ikke var noen signifikante forskjeller i EMG- og kraftutviklingsratioer mellom de to gruppene kan være at de ustabile testene ikke var ustabile nok. Denne tanken vil jeg drøfte senere i diskusjonen.

Videre ønsker jeg nå å sette undersøkelsen min inn i en større sammenheng, og sammenlikne resultatene mine med annen relevant forskning.

## **5.2 OPPGAVEN I EN STØRRE SAMMENHENG**

Setter man min oppgave inn i en større sammenheng, kan man spørre seg om hva som skiller denne fra tidligere undersøkelser. For å vise hva som er spesielt med min undersøkelse, ønsker jeg å sette mine resultater og de metodiske særtrekkene opp mot tidligere forskning.

### EMG-aktivering og kraftutvikling ved tidligere undersøkelser

Tidligere undersøkelser som har undersøkt EMG-aktivering og kraftutvikling ved øvelser utført stabilt og ustabil, har gjentatte ganger registrert endringer som følge av ustabilitet. EMG-aktivering har ofte endret seg når øvelse har gått fra å være stabil til å bli ustabil (6, 12, 13, 31, 49, 50, 59, 92), og ofte har endringene vist seg i form av økt aktivering av stabiliserende muskulatur (6, 13, 49, 50, 92). Registrert kraftutvikling har ofte vist seg å synke, når en øvelse går fra å være stabil til å bli ustabil (4, 5, 12, 49, 50).

I min undersøkelse valgte jeg å sammenlikne EMG-aktivering ved kraftutvikling mellom trent og utrent gruppe under stabile og ustabile forhold. Ingen tidligere forskning har til min kjennskap hatt en slik vinkling. En undersøkelse av Freeman et al. viser EMG-aktivering under ulike stabile og ustabile push-ups øvelser (31). Kraftutvikling, vinkelmålinger og akselerometri ble ikke registrert ved undersøkelsen. Blant deltakerne i undersøkelsen var en profesjonell idrettsutøver, og en normalt trent person. Figur 9 illustrerer forskjellen i aktivering og synkronisering av muskulatur, mellom de to personene. Ved en stabil plyometrisk push-ups med klapp hadde den profesjonelle utøveren en relativt lavere EMG-aktivering i forhold til normaliseringsverdiene, og en mer hensiktsmessig synkronisering av

muskulatur, enn den normalt trente personen. Resultatene viser at den profesjonelle utøveren også fikk en kortere kontraksjonstid enn den trente personen. En plyometrisk push-ups med klapp ble ikke utført under ustabile forhold i denne studien, men etter alt å dømme ville resultatene blitt av samme karakter under ustabile forhold. Hadde Freeman et al. sammenliknet den profesjonelle utøveren med en utrent person, ville forskjellen mellom de to personene sannsynligvis blitt enda mer markant. I min undersøkelse fremstilte jeg EMG-aktivering i form av en ratio som fremstiller aktivering ustabilt/stabilt. Sammenlikner man resultatene til Freeman et al. med mine resultater, blir det utgangspunktet feil. Dette fordi Freeman et al. egentlig bare undersøker en gruppe under ulike forhold, mens jeg sammenlikner to grupper med hverandre under ulike forhold. Likevel kan man, i Freeman et al. sin undersøkelse, se at personer med ulik fysisk treningstilstand har forskjeller i EMG-aktivering.

Tidligere gjennomførte undersøkelser har ofte ikke vist endring i EMG-aktivering mellom stabile og ustabile øvelser (4, 54, 57). Lear & Gross kom til den konklusjonen at årsak til at EMG-aktivering ikke økte, når push-up liknende øvelse ble utført ustabilt, kom som en følge av at den ustabile øvelsen ikke var ustabil nok (54). Som en fortsettelse på denne påstanden ønsker jeg å rette fokus de metodiske trekkene som kjennetegner tidligere forskning.

### Metodiske trekk

Testene som ble gjennomført i min undersøkelse, var designet med den hensikt å gjenspeile EMG-aktivering i skulder. Tidligere forskning har i svært mange tilfeller hatt klare metodiske begrensninger som preger undersøkelsene. Jeg vil nå belyse de metodiske grepene som skiller min undersøkelse fra annen forskning.

Push-ups ble valgt som utgangspunkt for testøvelsen. Øvelsen er en relativt enkel øvelse å lære, og fordi øvelsen i utgangspunktet ikke er avhengig av noen form for utstyr. Øvelsen er dessuten en stabil øvelse, men kan omgjøres til å bli ustabil ved hjelp av små justeringer. Jeg ønsket å gjennomføre tester under stabile og ustabile forhold for å kunne sammenlikne de to testforholdene med hverandre.

For å tilføre ustabilitet til push-ups, valgte jeg å bruke Terapimasters slyngesystem som redskap. Årsaken til at jeg ønsket å bruke slynger for å tilføre ustabilitet, er at slyngetrening er et relativt utforsket forskningsområde. Tidligere undersøkelser, som har sett på prestasjon

under ustabile forhold, har som oftest brukt redskaper som fysioball, balansebrett, trampoliner, baller eller andre redskaper for å skape ustabilitet (4, 12, 13, 31, 54, 57, 58, 59, 71). Å tilføre ustabilitet til en øvelse ved hjelp av slynger, skaper en helt annen grad av ustabilitet enn de tidligere nevnte redskapene. Ved utførelse av push-ups på ball, og andre liknende redskaper, er ustabilitet begrenset fordi hendene er ”fastlåst” på ballens overflate. Plassering av hendene, og ustabiliteten, er da begrenset av ballens konstruksjon. Push-ups på ball tilbyr en støtteflate som ikke er av svært ustabil karakter. I undersøkelsen min, der utførelse av øvelse skjer i slynger, har hver enkelt hånd en egen ”støtteflate” som er totalt uavhengig av hverandre. Slyngene kan beveges i alle retninger og må stabiliseres uavhengig av den andre armen.

Push-ups er en øvelse som kan karakteriseres som en lukket kinetisk kjede (54). Tidligere forskning har vist at øvelser i lukket kinetisk kjede under ustabile forhold, setter store krav til det sansemotoriske system og samspill av muskulatur (60). Dette gjør push-ups til en ideell øvelse for å registrere EMG-aktivering. Øvelser i en lukket kinetisk kjede krever stabilitet. For å opprettholde stabiliteten vil ko-kontraksjoner kunne forekomme, og dette medfører en økt antagonistaktivering. Økning i antagonistaktivering kan bidra til å øke leddstivhet og dermed fremme stabilitet (12).

Under utførelse av push-ups stilles det store krav til muskulatur i overkroppen. Jeg valgte å undersøke EMG-aktivering i skulderområdet. Skulder ble valgt som modell på bakgrunn av leddets manglende grad av statisk stabilitet, og leddets store krav til støtte fra dynamiske komponenter (52). Tidligere forskning har undersøkt EMG-aktivering i området rundt skulder i ustabile push-ups øvelser, men har aldri tilført ustabilitet ved hjelp av slynger. Ustabiliteten, som man oppnår i slynger, er egnet for å stimulere EMG-aktivering i skulderområdet. Lehman et al. kom frem til at for å få best mulig målinger av EMG-aktivering bør ustabilitet plasseres rett under hendene (59). Ved push-ups i slynger kan ustabiliteten plasseres i henhold til disse anbefalingene. I denne forbindelse kan man også nevne at slyngene ikke er elastiske. Dette medfører at en eventuell elastisitetenergi ikke vil kunne bli overført fra slyngene til forsøkspersonen. Ved øvelser som utføres på ball vil en slik elastisitetenergi kunne bli et problem. Dette fordi ballen har en naturlig svikt som følge av at den fylles med luft.

Gjennom et omfattende pilotarbeid i forbindelse utviklingen av testene, kom det fram at flere variabler måtte kontrolleres ved de ulike testene. For å sikre reliable data, ble blant annet



vinkelmålinger brukt for å kontrollere de ulike testenes utførelse. Vinkelmålinger, akselerometri og kraftutvikling ble sammen med EMG-aktivering registrert ved enkelte av testene. Tidligere forskning har til min kjennskap ikke registrert så mange ulike parametere ved liknende undersøkelser.

For å prøve å finne eventuelle forskjeller i innsamlet data, valgte jeg å teste to ulike grupper med forsøkspersoner. Den ene gruppa var svært godt funksjonelt trent, mens den andre gruppa var utrent. En slik fordeling medførte at utvalget måtte gjennom tester for å se om de var kvalifisert til å være med i undersøkelsen. Tidligere forskning av liknende karakter, har som oftest kun sett på en gruppe testpersoner. På bakgrunn av dette var det svært interessant å se om testingen kunne gi resultater som viste noen tydelig forskjell mellom de to gruppene.

Nå som jeg har påpekt de mange metodiske forskjellene fra tidligere forskning, ønsker jeg å rette fokus på feilkilder og begrensninger i min undersøkelse.

### **5.3 FEILKILDER OG BEGRENSNINGER**

#### Feilkilder

Normaliseringsøvelsene som ble brukt i forbindelse med registrering av EMG-aktivering har blitt brukt ved tidligere undersøkelser, og er akseptert i forbindelse med registrering av EMG-aktivering (24, 45, 48). Hensikten med normaliseringen var å få referanseverdier, for å sette den enkelte muskels EMG-aktivering opp mot. Det kan likevel være interessant å spørre seg om andre normaliseringsøvelser kunne gi andre EMG-verdier. I forbindelse med mine tester kunne man kanskje brukt en stabil maksimal isometrisk push-ups som normaliseringsøvelse for alle musklene?

En faktor som kan ha påvirket registrering av EMG-aktivering, er plasseringen av elektrodene. Overflate-EMG ble plasseres på hudens overflate, over den muskel som skulle registreres. Ved denne formen for registrering, er faren for crosstalk fra nærliggende muskulatur tilstede (25). Faren for feilmålinger øker desto mindre muskelen er. Mengden underhudsfett på person som undersøkes kan også svekke EMG-signaler (26). I forbindelse med de to gruppene som ble testet var det forskjeller i kroppsmasse. Den trente gruppa bestod av relativt muskuløse personer med relativt lite underhudsfett. I den utrente gruppa var enkelte av personene lite muskuløse og til dels overvektige. Dette medførte til en viss grad en

større fare for feilplasseringer av elektroder hos den utrente gruppa. Ved mine målinger av EMG-aktivering var registrering av musklene infraspinatus og serratus anterior vanskeligst å ”treffe”. Ved hjelp av palpasjon og normalisering før selve testingen, ble riktig plasseringen av elektrodene utført. Under testene var faren for glidning og ytre press på elektrodene en potensiell feilkilde som kunne forstyrre og ødelegge signaler (25). Testene der EMG-aktivering ble registrert var alle av isometrisk karakter, dette for å unngå forandringer i muskels fiberlengde, og for å unngå glidning av elektroden på huden. For å minske faren for ytre press på elektrodene, ble den modifiserte selen, som ble brukt under testingen, konstruert slik at et ytre press ikke skulle kunne skje.

Ved test av maksimal isometrisk kraftutvikling, ble en sele brukt for å feste forsøkspersoner i treplattformen. Dette ble gjort for å skape motstand. Selen var festet i treplattformen med ei stroppe. Man kan spørre seg om det vertikale draget som gikk opp fra treplattformen, og ble festet i selen, kan ha skapt en form for stabilitet. I pilotarbeidet før testingen kom jeg frem til at stroppa til selen ikke skapte noen ekstra form for stabilitet under testøvelsene. Nå i etterkant kan det virke som at selens stroppe kan ha fungert som en ekstra støtte. Istedenfor å kun ha to støtteflater, i form av push-upsbøylens/slyngenes grep, kan denne stroppa ha vært med på å stabilisere ved den maksimalt isometriske testen. Ved en eventuelt ny undersøkelse ville det vært ønskelig å skape motstand på en annen måte.

For å tilføre ustabilitet til de ustabile testene brukte jeg slynger. Slyngene var festet i taket, og kunne komme inn i forsøkspersonens bevegelsesbane. Man kan spørre seg om slyngene kunne gi en form for ytre støtte, ved at forsøkspersonens albuer kom i kontakt med slyngene. Under pilotarbeidet oppdaget jeg at hvis albueene fikk anledning til å hvile og støtte seg mot slyngene, kunne dette gjøre teststillingen mer stabil og mindre fysisk krevende. Før og under testingen ble det gitt klare instruksjoner om at utførelsen av testene skulle gjøres uten å støtte seg mot slyngene.

### Begrensninger

I forhold til registrering av overflate-EMG-aktivering er tilgangen på muskulatur en begrensning. Dypereliggende muskulatur kan ikke nås ved bruk av overflate-EMG (9). Ved testingen valgte jeg å registrere serratus anterior og infraspinatus. Disse musklene har stabiliserende funksjoner relatert til skulder (17, 18, 23, 46). Annen dypereliggende muskulatur i skulderområdet, er også med på å opprettholde leddstabilitet i skulderen (17, 18,

23, 46). Denne muskulaturen ville muligens fått en signifikant høyere aktivering under ustabile forhold enn stabile forhold. For å finne et svar på det, kunne injiserbar-EMG blitt registrert. Injiserbar-EMG ville gitt tilgang på dypere muskulatur, men i denne oppgaven var det ikke aktuelt å anvende en slik form for måleredskap. Annen muskulatur som man kunne vært aktuell i forbindelse med registrering av EMG-aktivering, kunne vært muskulatur i bolen.

Utifra resultatene i min undersøkelse er det ingen vesentlige forskjeller i EMG-aktivering under en øvelse utført stabilt og ustabil mellom de to gruppene. Man må likevel huske på at EMG-aktivering kun gir et bilde av den grovkoordineringen som faktisk foregår i muskulaturen. Tendenser, i form av EMG-aktivering, vises og fremlegges i form av sekunders varighet. Ved ustabile bevegelser der små justeringer og særdeles korte tidsaspekter er av svært stor viktighet, vil registrering ved hjelp av EMG ikke alltid gir et godt bilde på hva som faktisk skjer i muskulatur.

Belastningen som ble brukt i forbindelse med testene, var forsøkspersonenes egen kroppsvekt. Gjennom inndelingen i en trent og utrent gruppe var det på forhånd observert at den trente gruppa var funksjonelt sterkere enn den utrente gruppa. Forskjellen i maksimalt styrkenivå mellom gruppene gjorde at belastningen for de ulike gruppene var forskjellig. Tar man utgangspunkt i 1RM, kan det hende at den trente gruppa fikk en motstand tilsvarende 50 % av 1RM når motstanden var egen kroppsvekt. For den utrente gruppa der egen kroppsvekt kunne tilsvare 80 % av 1RM ser man at den relative belastningen for den utrente gruppa kan vært stor. Ved enkelte av testene skulle bevegelser repeteres. Det vil være lettere å kontrollere en bevegelse der motstanden tilsvare 40 % av 1RM, enn 80 % av 1RM. Denne skjeve belastningen i forbindelse med testingen kunne blitt kontrollert for på forhånd ved å endre på testøvelsen. En mulighet kunne vært å bruke benkpress som øvelse. Før testen måtte da en 1RM test ha blitt gjennomført. Den belastningen forsøkspersonen måtte arbeide mot, ville da videre blitt gitt utifra en prosentandel av 1RM. I forbindelse med våre tester kunne dette vært utført for å få mest mulig lik motstand for forsøkspersonene.

Ved utførelse av push-ups i slyngene var grepsbredden i utgangspunktet minimum 45 cm og maksimum 60 cm. Ettersom slyngene er uavhengige av hverandre kunne de beveges fritt i alle retninger. Ved testingen kunne derfor bredde på grepet variere. For å holde teststillingen, måtte muskulatur stabilisere og hjelpe i opprettholdelsen av en passende grepsbredde. Det kan

tenkes at individer i den utrente gruppa hadde større problemer med å holde en stabil grepsbredde enn individer i den trente gruppa på grunn av testens vanskelighetsgrad. Hvis en forsøksperson opplevde testen som svært tung, og derfor hadde vanskeligheter for å opprettholde ”stabil” grepsbredde ved de ustabile testene, ville dette sannsynligvis kunne virke negativt på evnen til å produsere kraft og dermed også på utførelsen av testene. Slike potensielle endringer av grepsbredde kan i teorien ha ført til endringer i EMG-aktivering. Et eksempel på dette kan være hvis en forsøksperson ikke maktet å holde grepet i nogenlunde samme stilling, og dermed fikk et smalere grep. Et smalere grep ville ha ført til økt aktivering av triceps (21). Ved utførelse av push-ups med andre redskaper, som for eksempel på baller eller balansebrett, vil grepsbredden være relativt konstant på grunn av redskapets konstruksjon. Det er derfor viktig å være bevisst på at push-ups i slynger kan medføre endringer i øvelsens gjennomføring som det kan være vanskelig å kontrollere.

Akselerometri ble registrert ved testene der EMG-aktivering ble målt. Resultatene viste ingen signifikant forskjell i distal ustødighet mellom den trente og utrente gruppa (figur 40 og 43). I ettertid kan man nevne at akselerometri ikke ble registrert ved maksimalt antall push-ups til utmattelse. At det ikke var noen tydelig forskjell i grad av distal ustødighet ved de isometriske testene, kan skyldes at øvelsen ikke var ustabil nok. Det kan hende at en enda mer ustabil øvelse, ville vist forskjell i EMG-aktivering og akselerometri mellom gruppene. Å utvikle push-ups i slyngene til en enda mer ustabil øvelse, kunne vært gjort ved å montere en form for vibrator på slyngene. Siden tallmaterialet ved de ulike testene tyder på at den trente gruppa presterte betydelig bedre på øvelser som går fra å være eksentriske til å bli konsentriske gjentatte ganger, kunne registrering av akselerometri vært nyttig ved disse testene. Det kan hende at registrert akselerometri ved disse testene kunne vist en forskjell i grad av distal ustødighet mellom gruppene.

## **5.4 KONKLUSJON**

Denne studien viser at det ikke er noen signifikant forskjell i EMG-aktivering mellom trente og utrente under stabile og ustabile forhold. Resultatene fra testingen viste at ved enkelte av testene presterte den trente gruppa signifikant bedre enn den utrente gruppa. Årsaken til denne forskjellen i prestasjon kan ikke forklares utifra EMG-aktivering i denne studien. Mulige forklaringer på forskjell i prestasjon mellom gruppene kan være synkronisering av muskulatur.

Denne oppgaven har fra starten av tatt for seg to ulike gruppers prestasjon under tester utført under stabile og ustabile forhold. Undersøkelser rundt EMG-aktivering og kraftutvikling under stabile og ustabile forhold er et emne som er relativt lite utforsket, spesielt når ustabilitet tilføres i form av slynger. Som en fortsettelse på dette arbeidet, kunne en intervensjonsstudie vært neste steg. EMG-aktivering og kraftutvikling ved visse øvelser kunne blitt registrert før og etter intervensjonsperioden. En modell der utrente personer hadde gjennomført et treningsprogram over en åtte ukers periode kunne vært en ide. Forsøkspersonene kunne blitt delt i tre grupper. En gruppe kunne trent funksjonelle, ustabile øvelser. En gruppe kunne trent stabile øvelser i maskiner, samt en kontrollgruppe som ikke skulle trene. Med dette kunne man sett hvordan ulik trening påvirker EMG-aktivering og kraftutvikling.

## 6.0 REFERANSELISTE

1. ACSM. Guidelines for graded exercise testing and prescription, 5 utgave. 1995.
2. ALLEN, A.A. Neuromuscular contributions to normal shoulder joint kinematics. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability (Edited by Lephart SM and Fu F), Human Kinetics 2000.
3. ANDERS, C., BRETSCHEIDER, S., BERNSDORF, A. & SCHNEIDER, W. Activation characteristics of shoulder muscles during maximal and submaximal efforts. Eur J Appl Physiol. 2005 Mar;93(5-6):540-6. Epub 2004 Dec 14.
4. ANDERSON, K.G. & BEHM, D.G. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. Journal of Strength and Conditioning Research, 2004, 18(3), 637-640.
5. ANDERSON, K.G. & BEHM, D.G. The impact of instability resistance training on balance and Stability. Sports Med 2005; 35 (1): 43-53.
6. ANDERSON, K.G. & BEHM, D.G. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. Can J Appl Physiol. 2005 Feb;30(1):33-45.
7. BAKER, D.G. & NEWTON, R.U. An analysis of the ratio and relationship between upper body pressing and pulling strength. J Strength Cond Res. 2004 Aug;18(3):594-8.
8. BASMAJIAN, J.V. Biofeedback. Principles and Practice for Clinicians. Williams Wilkins, Baltimore 1989.
9. BASMAJIAN, J.V. & DE LUCA, C.J. Muscles Alive: their function revealed by electromyography. Fifth edition. Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland. 1985.
10. BEHM, D.G. Neuromuscular implications and applications of resistance training. J. Strength Cond. Res. 9:264-274.1995.

11. BEHM, D.G. & ANDERSON, K.G. The role of instability with resistance training. *J Strength Cond Res.* 2006 Aug;20(3):716-22.
12. BEHM, D.G., ANDERSON, K.G. & CURNEW S. Muscle force and neuromuscular activation under stable and unstable conditions. *J.Strength Cond. Res.* 16:416-422. 2002.
13. BEHM, D.G., LEONARD, A.M., YOUNG, W.B., BONSEY, A.C. & MACKINNON, S.N. Trunk muscle electromyographic activity with unstable and unilateral exercises. *J Strength Cond Res.* 2005, 19(1):193-201.
14. BLAZEVIICH, A.J. & GILL, N.D. Reliability of Unfamiliar, Multijoint, Uni- and Bilateral Strength Tests: Effects of Load and Laterality. *J Strength Cond Res.* 2006 Feb;20(1):226-230.
15. BOYLE, M. Functional training for sports. *Human Kinetics*, 2003.
16. BRODAL, P. Sentralnervesystemet. Bygning og funksjon. Oslo: Universitetsforlaget, 1995.
17. BRUKNER, P. & KHAN, K. *Clinical Sports Medicine.* McGraw-Hill Australia, Revised Second Edition.
18. BUDOWICK, M., BJÅLIE, J.G., ROLSTAD, B. & TOVERUD, K.C. *Anatomisk Atlas.* Oslo: 1992.
19. CARPENTER, J.E., BLASIER, R.B. & PELLIZZON, G.G. The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *Am J Sports Med.* 1998 Mar-Apr;26(2):262-5.
20. CHANDLER, T.J., KIBLER, W.B., STRACENER, E.C., ZIEGLER, A.K. & PACE, B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *Am J Sports Med.* 1992 Jul-Aug;20(4):455-8.

21. COGLEY, R.M., ARCHAMBAULT, T.A., FIBEGGER, J.F., KOVERMAN, M.M.,  
YOUDAS, J.W. & HOLLMAN, J.H. Comparison of muscle activation using various  
hand positions during the push-up exercise. *J Strength Cond Res.* 2005  
Aug;19(3):628-33.
22. CRAM, J.R. & KASMAN, G. *Introduction to Surface Electromyography.* Aspen  
1998.
23. DAHL, H.A. & RINVIK, E. *Bevegelsesapparatets funksjonelle anatomi.* Oslo: 1996.
24. DECKER, M.J., HINTERMEISTER, R.A., FABER, K.J. & HAWKINS, R.J. Serratus  
anterior muscle activity during selected rehabilitation exercises. *Am J Sports Med.*  
1999 Nov-Dec;27(6):784-91.
25. DE LUCA, C. J. *Surface electromyography: Detection and recording.* Delsys  
Incorporated. 2002.
26. DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of  
Applied Biomechanics*, 13 (2): 135-163, 1997.
27. DUNCAN, M.J., AL-NAKEEB, Y. & NEVILL, A.M. Influence of familiarization on  
a backward, overhead medicine ball explosive power test. *Res Sports Med.* 2005 Oct-  
Dec;13(4):345-52.
28. DUNN, T.G., GILLIG, S.E., PONSOR, S.E., WEIL, N. & UTZ, S.W. The learning  
process in biofeedback: is it feed-forward or feedback? *Biofeedback Self Regul.* 1986  
Jun;11(2):143-56.
29. FEIRING, D.C. & DERSCHEID, G.L. The role of conditioning in preventing athletic  
injuries. *Clin Sports Med.* 1989 Jul;8 (3) :361-72.
30. FLECK, S.J. & FALKEL, J.E. Value of resistance training for the reduction of sports  
injuries. *Sports Med.* 1986 Jan-Feb;3 (1) : 61-8.



31. FREEMAN, S., KARPOWICZ, A., GRAY, J. & MCGILL, S. Quantifying muscle patterns and spine load during various forms of the push-up. *Med Sci Sports Exerc.* 2006 Mar;38(3):570-7.
32. FREUND, H.J. & BUDINGEN, H.J. The relationship between speed and amplitude of the fastest voluntary contractions of the human arm muscles. *Exp. Brain Res.* 31:1-12, 1978.
33. GARHAMMER, J. Free weight equipment for the development of athletic strength and Power: part I. *Natl Strength Cond Assoc J* 1981; 3 (6): 23-33.
34. GODØ, A. & KAASIN, K. Utvikling av tester for å kunne måle balanse og styrke i Stabiliserende muskulatur. *Idrett mellomfag, Høgskolen i Agder, Kristiansand* 2002.
35. GOUVALI, M.K. & BOUDOLOS, K. Dynamic and electromyographical analysis in variants of push-up exercise. *J Strength Cond Res.* 2005 Feb;19(1):146-51.
36. GRIGG, P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. *Journal of Sports Rehabilitation* 1994; 3: 2-17.
37. GUANCHE, C. KNATT, T., SOLOMONOW, M., LU, Y., BARATTA, R. The synergistic action of the capsule and the shoulder muscles. *Am J Sports Med.* 1995 May-Jun;23(3):301-6.
38. GUANCHE, C.A., SOLOMONOW, M. & D'AMBROSIA, R.D. Peripheral afferents of the shoulder: Relationship between active and passive restraints regulating muscle activation. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (Edited by Lephart SM and Fu F), Human Kinetics 2000.
39. HAFF, G.G., STONE, M., O'BRYANT, H.S., HARMAN, E., DINAN, C., JOHNSON, R. & HAN, K.H. 1997: Force-Time Dependent Characteristics of Dynamic and Isometric Muscle Actions. *The Journal of Strength and Conditioning Research* Vol. 11, No. 4, pp. 269–272.

40. HASS, C.J., FEIGENBAUM, M.S. & FRANKLIN, B.A. Prescription of resistance training for healthy populations. *Sports Med.* 2001;31 (14) :953-64.
41. IRRGANG, J.J. & NERI, R. The Rationale for Open and Closed Kinetic Chain Activities for Restoration of Proprioception and Neuromuscular Control Following Injury. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (Edited by Lephart SM and Fu F), Human Kinetics 2000.
42. JEROSCH, J., STEINBECK, J. SCHRODER, M. & WESTHUES, M. [Intraoperative EMG recording in stimulation of the glenohumeral joint capsule] [Article in German]. *Unfallchirurg.* 1995 Nov;98(11):580-5.
43. JOHANSSON, H.S. & SJOLANDER, P. Neurophysiology of joints. In: *Mechanics of human joints: Physiology, pathophysiology, and treatment.* Wright V, Radin E, eds. New York: Dekker, 1993;243–90.
44. JOHANSSON, H., SJOLANDER, P. & SOJKA, P. A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 Jul;(268):161-78.
45. KELLY, B.T, KADRMAS, W.R., KIRKENDALL, D.T. & SPEER, K.P. Optimal normalization tests for shoulder muscle activation: an electromyographic study. *J Orthop Res.* 1996 Jul;14(4):647-53.
46. KIBLER, W.B. The role of the scapula in athletic shoulder function. *American Journal Of Sports Medicine*, Vol 26, No 2. 1998.
47. KIRKESOLA, G. Sling Exercise Therapy S-E-T. Et konsept for aktiv behandling og Trening ved lidelser i muskel-skjelettapparatet. *Fysioterapeuten* nr. 12. 2000: s. 9-16.
48. KONRAD, P. *The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography.* Noraxon INC. USA. 2005.
49. KORNECKI, S., KEBEL, A. & SIEMIENSKI, A. Muscular co-operation during joint stabilisation, as reflected by EMG. *Eur J Appl Physiol.* 2001 May;84(5):453-61.

50. KORNECKI, S. & ZSCHORLICH, V. The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles. *J Biomech.* 1994 Feb;27(2):215-25.
51. KRAMER, W.J. & FRY, A.C. Strength testing: development and evaluation of methodology. In P. Maud & C. Nieman, D.C. (1995). *Fitness and sports medicine: A health related approach* (3rd ed.). Palo Alto, CA: Bull Publishing.
52. KRONBERG, M., NEMETH, G. & BROSTROM, L.A. Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Aug;(257):76-85.
53. LASKOWSKI, E.R., NEWCOMER-ANEY, K. & SMITH, J. Proprioception. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2000 May;11(2):323-40, vi.
54. LEAR, L.J. & GROSS, M.T. An electromyographical analysis of the scapular stabilizing synergists during a push-up progression. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998 Sep;28(3):146-57.
55. LEE, H.M., LIAU, J.J., CHENG, C.K., TAN, C.M. & SHIH, J.T. Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003 Nov;18(9):843-7.
56. LEHMAN, G.J. The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *J Strength Cond Res.* 2005 Aug;19(3):587-91.
57. LEHMAN, G.J., GORDON, T., LANGLEY, J., PEMROSE, P. & TREGASKIS, S. Replacing a swiss ball for an exercise bench causes variable changes in trunk muscle activity during upper limb strength exercises. *Dynamic Medicine* 2005, 4:6.
58. LEHMAN, G.J., HODA, W. & OLIVER, S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and of a Swissball *Chiropractic & osteopathy*, 2005, 13:14

59. LEHMAN, G.J., MACMILLIAN, B., MACINTYRE, I., CHIVERS, M. & FLUTER, M. Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball. *Dyn Med.* 2006 Jun 9;5:7.
60. LEPHART, S.M. & HENRY, T.J. Restoration of proprioception and neuromuscular control of the unstable shoulder. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (Edited by Lephart SM and Fu F), Human Kinetics 2000.
61. LEPHART, S.M. & HENRY, T.J. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sport Rehab* 1996, 71-87.
62. LEPHART, S.M., PINCIVERO, D.M., GIRALDO, J.L. & FU, F.H. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* JID – 7609541 1997; 25: 130-137.
63. LEPHART, S.M., RIEMANN, B.L. & FU, F.H. Introduction to the sensorimotor system. *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability* (Edited by Lephart SM and Fu F), Human Kinetics 2000.
64. LIVESON, J.A. & MA, D.M. *Laboratory Reference for Clinical Neurophysiology*, Philadelphia: F.A. Davis Company, 1992.
65. MA, D.M & LIVESON, J.A. *Nerve Conduction Handbook*, Philadelphia: F.A. Davis Company, 1983.
66. McARDLE, W.D., KATCH, F.I. & KATCH, V.L. *Exercise Physiology – Energy, Nutrition, and Human Performance*. Fifth Edition. 2001 .Lippincott Williams & Wilkins.
67. MILNER-BROWN, H.S., STEIN, R.B. & LEE, R.G. Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1975 Mar;38(3):245-54.

68. MORRISSEY, M.C., HARMAN, E.A. & JOHNSON, M.J. Resistance training modes: specificity and effectiveness. *Med Sci Sports Exerc.* 1995 May;27(5):648-60.
69. MYERS, J.B., GUSKIEWICZ, K.M., SCHNEIDER, R.A. & PRENTICE, W.E. Proprioception and Neuromuscular Control of the Shoulder After Muscle Fatigue. *J Athl Train.* 1999 Oct;34(4):362-367.
70. MYERS, J.B. & LEPHART, S.M. The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *Journal of Athletic Training.* 2000;35(3):351-363.
71. NAUGHTON, J., ADAMS, R. & MAHER, C. Upper-body wobbleboard training on the post-dislocation shoulder. *Physical Therapy in Sport* 6 (2005) 31-37.
72. NG, G.Y. & LAM, P.C. A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002 Aug;32(8):399-404.
73. PERSON, R.S. An electromyographic investigation of co-ordination of the activity of antagonist muscles in man during the development of a motor habit. *Pavlov J. Higher Nerv. Act.* 8:13-23,1958.
74. RAHMANI, A., VIALE, F., DALLEAU, G. & LACOUR, J.R. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur J Appl Physiol.* 2001 Mar;84(3):227-32.
75. RICHARDSON, C.A. General considerations in motor control and joint stabilization: the Basis of assessment and exercise techniques. In: *Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization in low back.* Anonymous Edinburgh: Churchill Livingstone, 1999; 76-91.
76. RICHMOND, S.R. & GODARD, P.G. The effects of varied rest periods between sets to failure using the bench press in recreationally trained men. *The Journal of Strength and Conditioning Research: Vol. 18, No 4, pp. 846-849.*

77. RIEMANN, B.L. & GUSKIEWICZ, K.M. Contribution of the peripheral somatosensory system to balance and postural equilibrium. Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability (Edited by Lephart SM and Fu F), Human Kinetics 2000.
78. RIEMANN, B.L. & LEPHART, S.M. The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*. 2002;37(1):71-79.
79. RIEMANN, B.L. & LEPHART, S.M. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train*. 2002 Jan;37(1):80-84.
80. RUTHERFORD, O.M. & JONES, D.A. The role of learning and coordination in strength training. *Eur. J. Appl. Physiol*. 55:100-105. 1986.
81. SAHALY, R., VANDEWALLE, H., DRISS, T. & MONOD, H. Maximal voluntary force and rate of force development in humans - importance of instruction. *Eur J Appl Physiol*. 2001 Aug;85(3-4):345-50.
82. SALE, D.G. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 1988 Oct;20 (5 Suppl) :S135-45.
83. SCHIEBYE, B. & KLAUSEN, K. Menneskets fysiologi – hvile og arbejde. 2001. FADL's Forlag Aktieselskab, København.
84. SEMMLER, J.G. & NORDSTROM, M.A. Motor unit discharge and force tremor in skill- and strength-trained individuals. *Exp Brain Res*. 1998 Mar;119(1):27-38.
85. SMITH, A.M. The co-activation of antagonist muscles. *Can. J. Physiol. Pharmacol*. 59:733-747, 1981.

86. SOLOMONOW, M., GUANCHE, C., WINK, C., KNATT, T., BARATTA, R.V. & LU, Y. Mechanoreceptors and reflex arc in the feline shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996 Mar-Apr;5(2 Pt 1):139-46.
87. STONE, M. Considerations in gaining a strength-power training effect (machines versus free weights): free weights part II. *Natl Strength Cond Assoc J* 1982;4:22-54.
88. STONE, M. & O'BRYANT, H. *Weight training: a scientific approach.* Minneapolis (MN): Burgess International, 1987.
89. STONE, M., PLISK, S. & COLLINS, D. Training principles: evaluation of modes and methods of resistance training – a coaching perspective. *Sports Biomech.* 2002 Jan;1 (1) :79-103.
90. TOD, D., IREDALE, F. & GILL, N. 'Psyching-up' and muscular force production. *Sports Med.* 2003;33(1):47-58. Review.
91. US DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES.s. Selected topics in surface electromyography for use in occupational settings: Expert perspectives. DHHS NIOSH Publications #91-100, 1992.
92. VERA-GARCIA, F.J., GRENIER, S.G. & MCGILL, S.M. Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces. *Phys Ther.* 2000 Jun;80(6):564-9.
93. VOIGHT, M.L., HARDIN, J.A., BLACKBURN, T.A., TIPPETT, S. & CANNER, G.C. The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996 Jun;23(6):348-52.
94. WANG, H.K. & COCHRANE, T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *J Sports Med Phys Fitness.* 2001 Sep;41(3):403-10.
95. [www.seniam.org](http://www.seniam.org)

## **VEDLEGG**

1. Muskulatur involvert i skulderbevegelser
2. Skulderbladets glidning ved bevegelser



## VEDLEGG 1

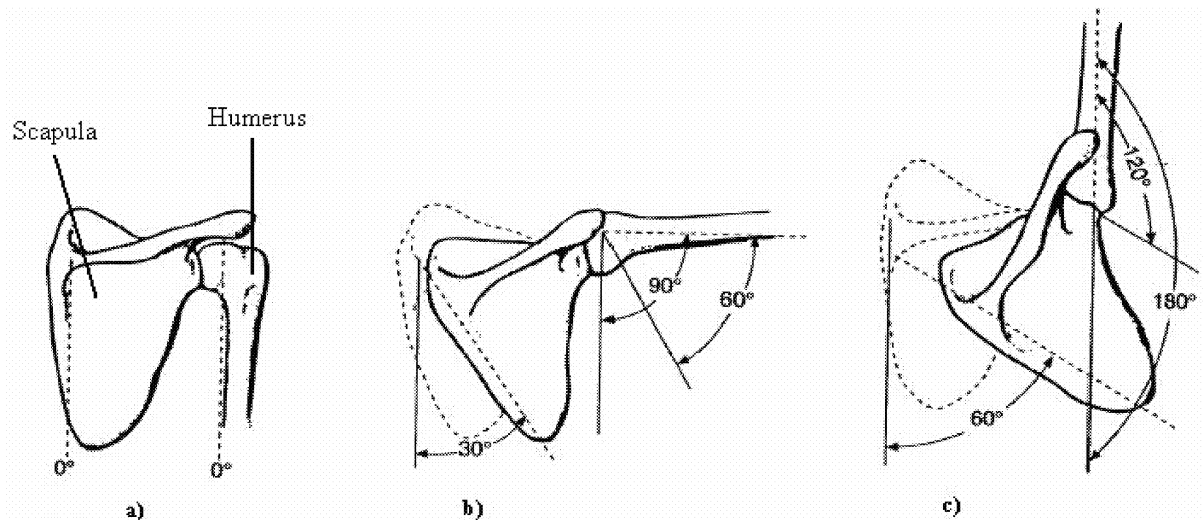
### Muskler involvert i skulderbevegelser (Skulderleddet og skulderblad) (17).

Bevegelse	Primære bevegere	Sekundære bevegere
<b>Skulderleddet</b>		
Fleksjon	Deltoideus (anterior) Coracobrachialis	Pectoralis major
Ekstensjon	Latissimus dorsi Teres major Deltoideus (posterior)	Teres minor Triceps
Abduksjon	Deltoideus (Mediale) Supraspinatus	Deltoideus (anterior/posterior) Serratus anterior
Adduksjon	Pectoralis major Latissimus dorsi	Teres major
Utoverrotasjon	Infraspinatus Teres minor	Deltoideus (posterior)
Innoverrotasjon	Subscapularis Pectoralis major Latissimus dorsi Teres major	Deltoideus (anterior)
<b>Skulderbladet</b>		
Tilbaketrekning	Rhomboideus (major/minor) Trapezius	
Fremoverfører	Serratus anterior	Pectoralis minor
Oppover rotasjon	Trapezius (øvre og nedre) Serratus anterior (øvre og nedre)	
Nedover rotasjon	Rhomboideus (major/minor) Pectoralis minor	Latissimus dorsi
Heving/Løfting	Trapezius Levator scapulae Rhomboideus	
Senking	Latissimus dorsi Pectoralis minor	

## VEDLEGG 2

### Skulderbladets glidning ved bevegelser

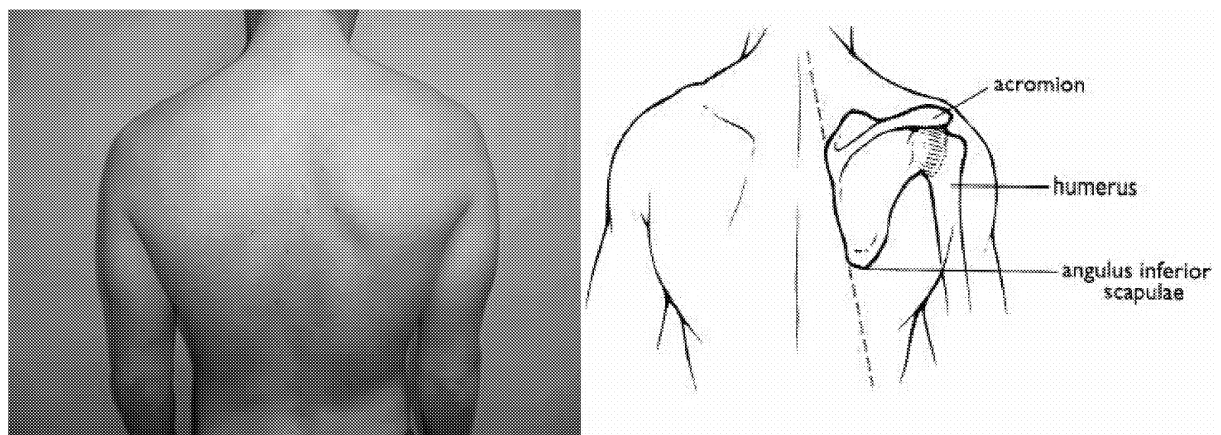
For optimal skulderfunksjon må skulderbladet, scapula, bevege seg i forhold til overarmsbeinet, humerus (Figur 1). Ved abduksjon av armen må skulderbladet heve acromion (figur 1) (17).



Figur 1. Skulderbladets evne til å rotere og tilpasse seg til overarmsbeinet leddhode (17).

Skulderbladets stabilisatorer (figur 4 og 6 s. 12 og 13) er svært sentrale i forbindelse med bevegelser i skulderleddet. Bevegelser i skulderleddet er også avhengig av et samspill med scapulathorakalleddet, sternoclavicularleddet og acromioclavicularleddet (figur 9).

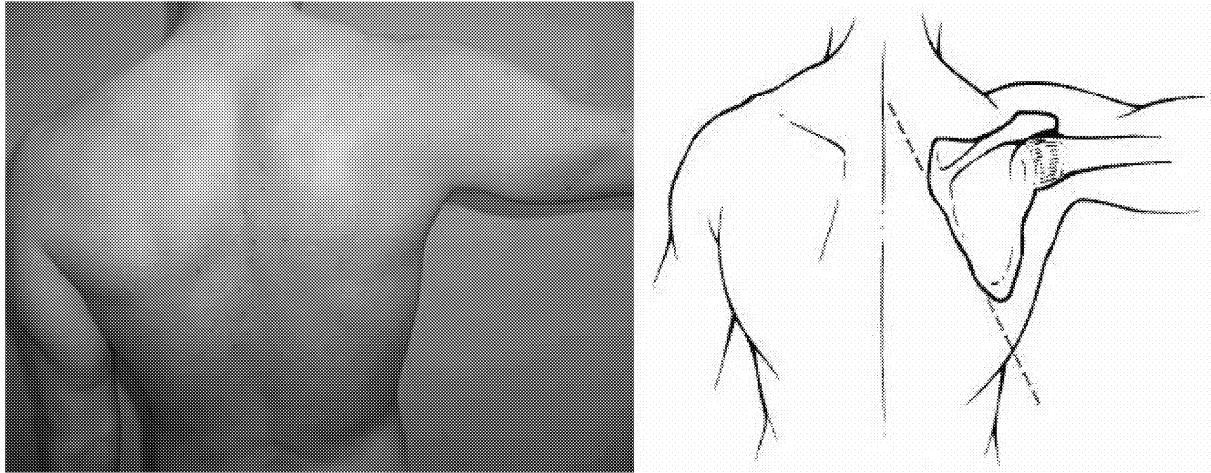
Musklene som stabiliserer og roterer skulderbladet er trapezius, serratus anterior, rhomboideus, levator scapulae og til en viss grad teres minor (17, 46).



Figur 2. Skulderbladets utgangsstilling (18).

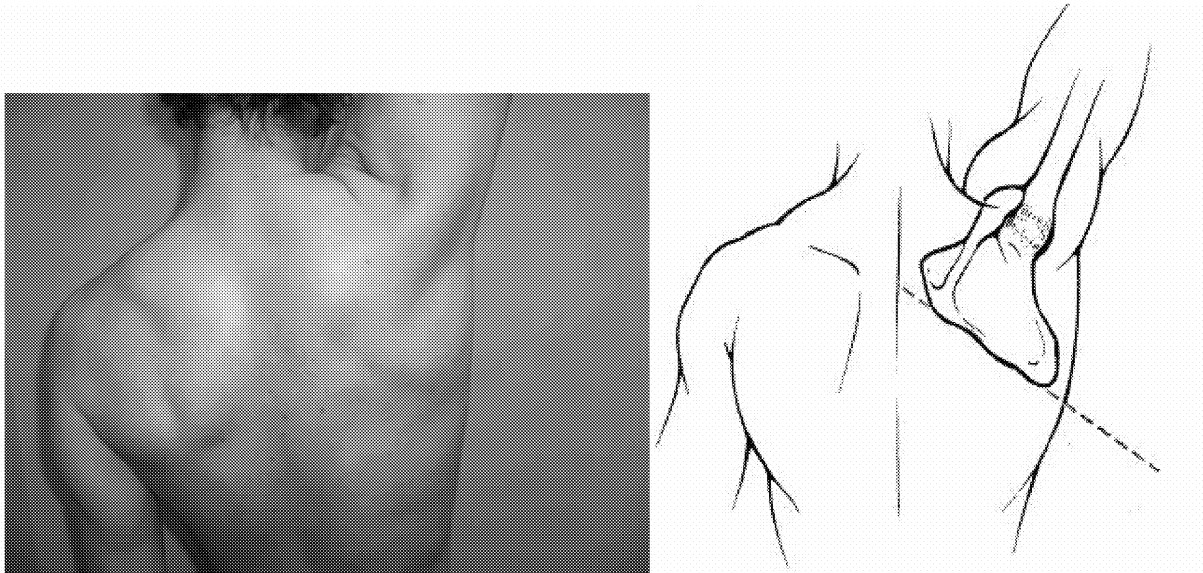
### Abduksjon av arm

Når arm abdueres roteres skulderbladet på bolen, dette medfører at angulus inferior scapulae beveges lateralt, og skulderleddet blir dreiet slik at leddflaten mot overarmsbeinet vender opp (figur 3) (18).



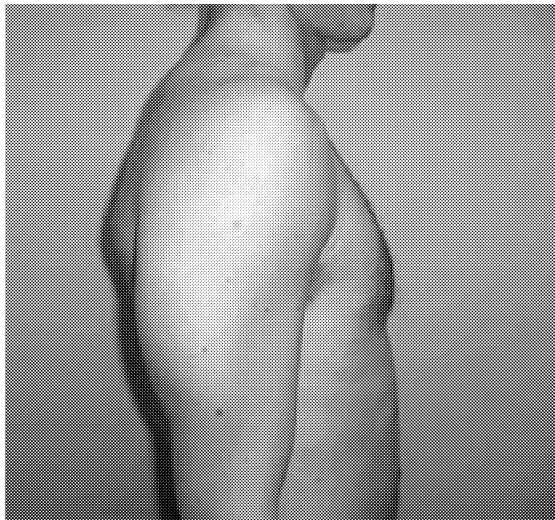
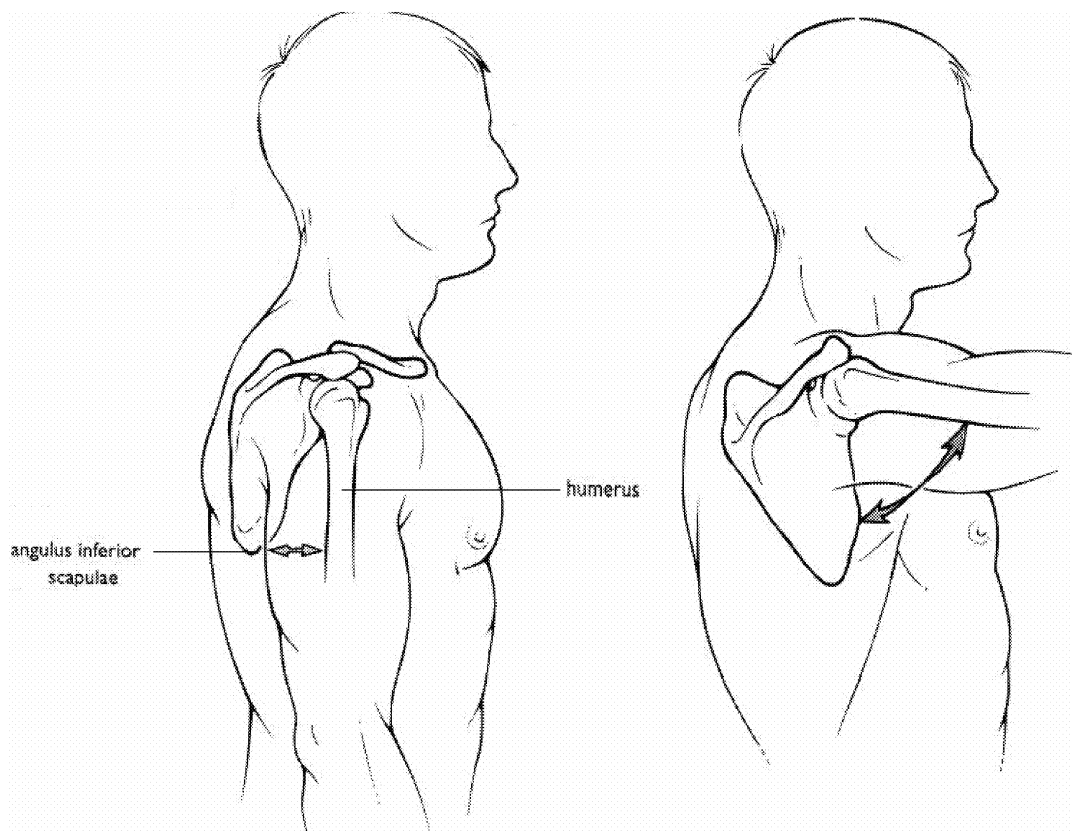
**Figur 3. Abduksjon av arm 90° (18).**

Skulderleddets evne til bevegelse og skulderbladets evne til glidning gjør det mulig å abducere armen nesten 180° (figur 4) (18).

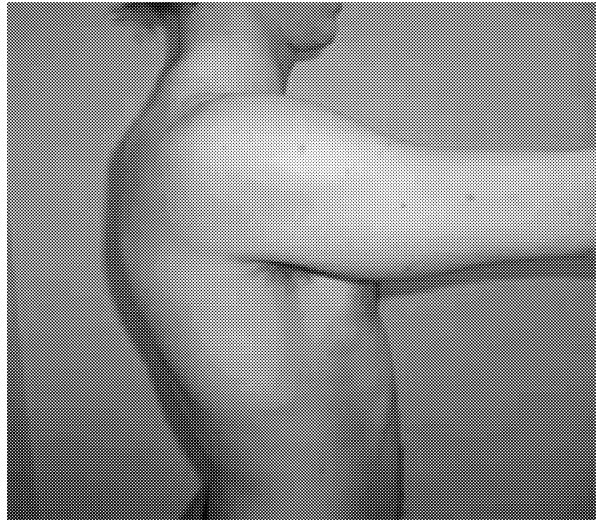


**Figur 4. Abduksjon av arm 180° (18).**

## Fleksjon av arm og en motsatt ekstensjon



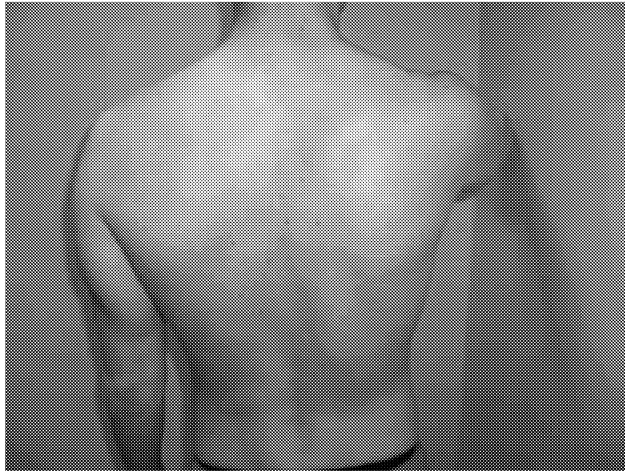
a)



b)

**Figur 5. a) utgangsstilling, b) ved fleksjon i armen ved 90° vil skulderbladet bevege seg framover på brystveggen, og rotere slik at leddflaten mot overarmsbeinet vender opp (18).**

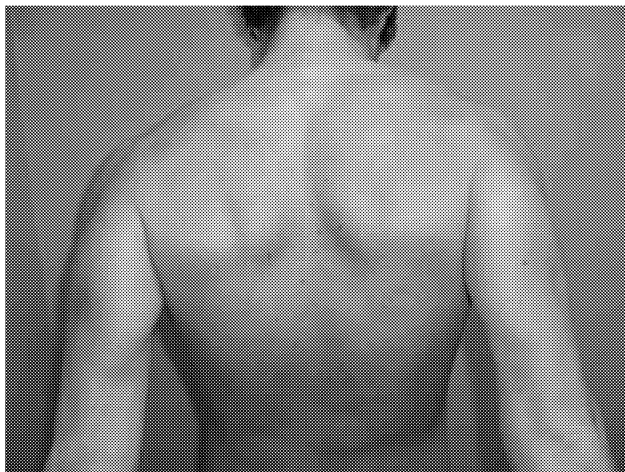
Ved hjelp av fleksjon i skulderleddet kan armen også løftes opp over hodet når armen føres fremover. Figur 6, 7 og 8 viser andre bevegelsesmuligheter.



**Figur 6. Fleksjon av arm 90° sett bakfra.**

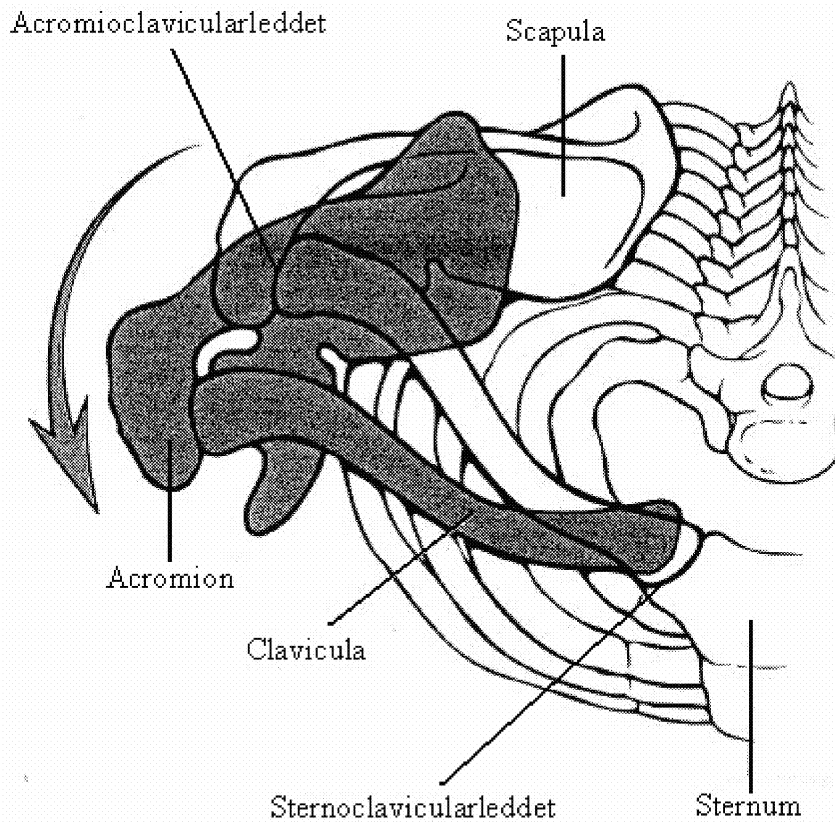


**Figur 7. Fleksjon av arm 180° sett bakfra.**



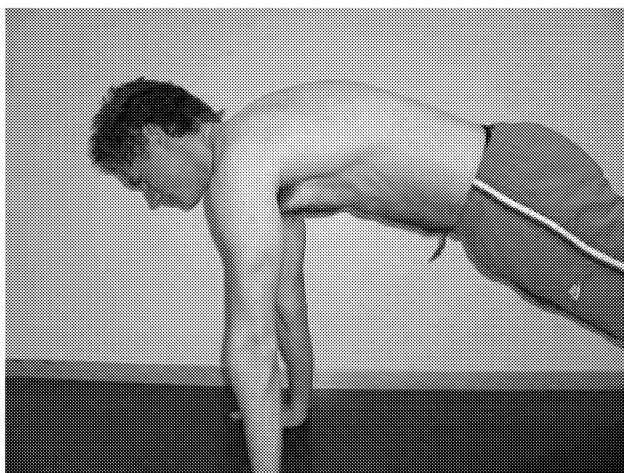
**Figur 8. Ekstensjon av arm sett bakfra.**

Fremoverføring av skulderbladet (protraksjon) og en motsatt tilbaketrekning (retraksjon)



**Figur 9.** Når armene strekkes fremover, for eksempel ved utførelse av ev push-up plus (figur 10), vil skulderbladet føres fremover på brystveggen (figur 11) (18).

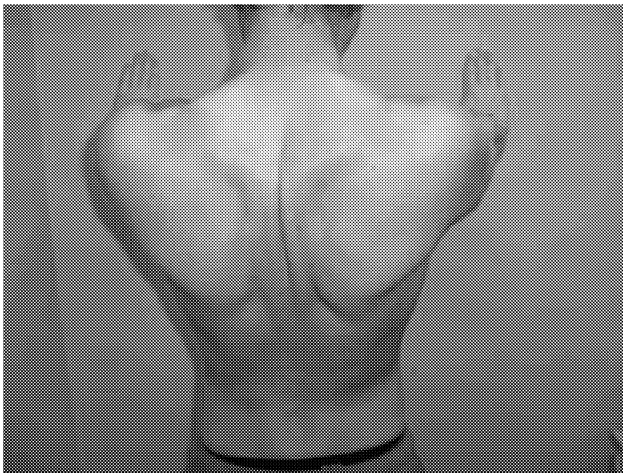
Kombinasjonen av skulderleddets evne til bevegelse og skulderbladets glidning medfører store muligheter for bevegelsesutslag (18).



**Figur 10.** Push-ups plus.



**Figur 11. Fremoverføring av skulderblad.**



**Figur 12. Tilbaketrekning av skulderblad.**