



LUNDS
UNIVERSITET

Institutionen för hälsovetenskaper
Fysioterapeutprogrammet

Utbildningsprogram
i fysioterapi 180 hp

Examensarbete 15hp
Våren 2020

**EMG-analys av m. infraspinatus och m. deltoideus vid utåtrotation med
och utan samtidig adduktionskraft**

Författare

Jonatan Malmström
Peter Kvillegård
Fysioterapeutprogrammet
Lunds universitet
soc15jm1@student.lu.se
pe6628kv-s@student.lu.se

Handledare

Jeannette Unge
Universitetsadjunkt
Lunds universitet
Margaretavägen 1B,
222 40 Lund
jeannette.unge@med.lu.se

Examinator

Anna Cronström
Biträdande forskare
Skånes Universitetssjukhus
221 85 Lund
anna.cronstrom@med.lu.se

SAMMANFATTNING

Bakgrund

Vid axelproblematik rekommenderas ofta utåtrotationsövningar för att stärka rotatorkuffen, främst m. infraspinatus. Vid dessa övningar aktiveras även m. deltoideus, som kan komprimera det subakromiella rummet. För att undvika detta har en strategi föreslagits där man utför adduktion med samtidig utåtrotation, för att genom reciprok inhibering minska aktiviteten i m. deltoideus.

Syfte

Syftet med arbetet var att genom EMG-analys av m. infraspinatus och m. deltoideus undersöka om en adduktionskraft vid utåtrotation kan påverka förhållandet av muskelaktivering. Leder adduktionen till en ökad isolering av m. infraspinatus?

Studiedesign

Kvantitativ experimentell tvärsnittsstudie.

Metod

Deltagarna bestod av 11 kvinnor och 6 män med friska axlar. Ytelektroder fästes unilateralt över m. infraspinatus, m. deltoideus pars intermedia, och m. deltoideus pars posterior, och alla mätningar utfördes under isometriska kontraktioner. EMG-aktiviteten normaliserades genom maximal viljemässig isometrisk kontraktion (MVIC) av varje muskel. Aktivitet vid utåtrotation med och utan adduktionskraft mättes med armen abducerad 30°, adduktionskraft på 50% av MVIC, och belastning i utåtrotation 50% av MVIC. EMG-signalen bearbetades med bandpassfilter på 15-400 Hz samt notch-filter på 50 Hz, och fullvågsrektifierades med root mean square. För varje muskel och testposition beräknades gruppens medelvärde och standardavvikelse. Signifikans beräknades med parvisa t-test.

Resultat

Resultaten visade en signifikant lägre nivå EMG-aktivitet i m. deltoideus pars intermedia i testpositionen med adduktionskraft ($p < 0,001$), men ingen signifikant skillnad sågs i m. infraspinatus eller m. deltoideus pars posterior. M. infraspinatus bidrog med $48,84\% \pm 9,62$ av den totala muskelaktiviteten utan adduktion, och $57,77\% \pm 12,61$ med adduktion ($p = 0,005$).

Slutsats

Samtidig adduktion vid en utåtrotationsövning kan öka isoleringen av muskelaktivitet i m. infraspinatus, främst genom minskad aktivitet i m. deltoideus pars intermedia. Detta kan vara fördelaktigt i kliniska sammanhang när man vill utföra utåtrotationsövningar för att stärka m. infraspinatus och samtidigt hålla nere aktiviteten i m. deltoideus.

Sökord

Elektromyografi, skuldra, rotatorkuff, rehabilitering, utåtrotation.

ABSTRACT

Background

People affected by shoulder debilitations are often recommended external rotation exercises with the purpose of strengthening the rotator cuff, in particular the infraspinatus muscle. These exercises also activate the deltoid muscle, which can compress the subacromial space. To avoid this, a strategy has been proposed where one performs adduction during external rotation to lower the activity in the deltoid muscle through reciprocal inhibition.

Purpose

The purpose of the study was to analyze EMG-activity of the infraspinatus, medial deltoid, and posterior deltoid muscles during external rotation and see if an adduction force affects the relative contributions of activity. Does adduction lead to increased isolation of the infraspinatus muscle?

Design

Quantitative experimental cross-sectional study.

Method

The participants included 11 women and 6 men with healthy shoulders. Surface electrodes were placed unilaterally over the infraspinatus, middle deltoid, and posterior deltoid muscles, and all measurements were taken during isometric contractions. The EMG-activity was normalized through maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of each muscle. Activity during external rotation with and without an adduction force was measured, with the arm abducted 30°, adduction force at 50% of MVIC, and external rotation force at 50% of MVIC. The EMG-signal was processed with a bandpass filter set to 15-400 Hz and a notch filter at 50 Hz, and then full-wave rectified using the root mean square. For every muscle and test position, the means and standard deviations of the group were calculated. Significance was calculated using paired t-tests.

Results

The results showed a significantly lower level of EMG-activity in the middle deltoid muscle in the test position with adduction force ($p < 0,001$), but no significant difference in the infraspinatus or posterior deltoid muscles were seen. The infraspinatus muscle contributed with $48,84\% \pm 9,62$ of the total muscle activity without adduction, and $57,77\% \pm 12,61$ with adduction ($p = 0,005$).

Conclusion

Simultaneous adduction with external rotation can increase isolation of muscle activity in the infraspinatus muscle, primarily through lowered activity in the middle deltoid muscle. This can be preferable in clinical settings where one wishes to perform external rotation exercises to strengthen the infraspinatus muscle while keeping the activity in the middle deltoid low.

Keywords

Electromyography, shoulder, rotator cuff, rehabilitation, external rotation.

ORDLISTA

1RM = 1 repetition max: det maximala motståndet som en person kan övervinna i en repetition (men inte två).

DPA = M. deltoideus pars anterior.

DPP = M. deltoideus pars posterior.

DPI = M. deltoideus pars intermedia.

INF = M. Infraspinatus.

EMG= Elektromyografi.

sEMG = Surface Electromyography, Ytelektromyografi

MUAPS = Motor Unit Action Potentials: den samlade elektriska aktiviteten i en motorisk enhet.

MVC = Maximum Voluntary Contraction.

MVIC = Maximum Voluntary Isometric Contraction.

%MVIC = Andel MVIC: ett mått på andel elektrisk aktivitet normaliserat mot MVIC.

RMS = Root Mean Square: ett medelvärde på data för att få en jämn kurva.

mV = Millivolt.

SAI = Subacromial impingement, Subakromiellt impingementsyndrom.

Translation = Glidning av benstruktur.

Reciprok inhibering = När en eller flera antagonistiska muskler på en sida om en led slappnar av för att underlätta rörelsen för den agonistiska muskeln som kontraheras på andra sidan leden.

Framhorn = Främre delen av den grå substansen i ryggmärgen. Här finns de motoriska nervcellerna kallade nedre motorneuron.

Motorneuron = De nervceller som innerverar och således styr kontraktioner av muskelfibrer.

Motorisk ändplatta = Stället där motorneuronet möter muskelfibrerna som den innerverar.

Aktionspotential = De elektriska signaler som sprids genom nervcellers axon.

Myelin = Utskott från nervcellernas axon som har en isolerande förmåga vilket gör att en aktionspotential kan spridas snabbare.

INNEHÅLL

Bakgrund.....	1
Axelns anatomi och biomekanik.....	1
Neuromuskulära kopplingen	2
Elektromyografi.....	4
Patologi/impingement	5
Terapeutiska övningar.....	5
Syfte	6
Frågeställningar.....	6
Metod	6
Design	6
Undersökningsgrupp	7
Utrustning.....	7
EMG	7
Sphygmomanometer och blodtrycksmanschett.....	7
Dragmaskin	8
Fjädevåg	8
Experimentet	8
Information och blanketter.....	8
Justering av utrustning.....	8
Elektroplacering	8
Uppvärmning	10
Övning av utförande	10
Mätning av MVIC	10
Mätning av styrkevärden	11
Mätning vid utåtrotation med och utan adduktion.....	11
Bearbetning av signalen	12
Analys av data	12
Etiska ställningstaganden	13
Resultat.....	14
Diskussion	16

Material- och metoddiskussion	16
Resultatdiskussion.....	17
Betydelse/Klinisk relevans	18
Konklusion.....	18
Referenser.....	19
Bilaga 1: Informationsbrev	22
Bilaga 2: Samtyckesblankett	23
Bilaga 3: Blankett för persondata	24

BAKGRUND

Axelns anatomi och biomekanik

Axelleden, även kallad glenohumeralleden, är leden där överarmsbenet (humerus) ledar mot skulderbladet (scapula). Glenohumeralleden är en synovialled av typen kulled. Den översta runda delen av humerus kallas caput humeri och utgör ledhuvudet. Caput humeri är konvex och ledar mot den konkava ledpannan som sitter lateralt på skulderbladet och kallas cavitas glenoidalis. Kontaktytan mellan caput humeri och cavitas glenoidalis är liten, och leden har stort rörelseomfång i alla riktningar (1). Detta ställer höga krav på strukturer runt om leden för att få fullgod stabilitet. Runt cavitas glenoidalis finns en ring av brosk som bidrar till ökad stabilitet och djupare ledpanna, denna benämns labrum glenoidale. Även ledkapsel, ligament och rotatorkuffens muskler bidrar till stabilitet. Superiort om glenohumeralleden finns benutskottet akromion, vilket är en del av skulderbladet. Akromion bildar tillsammans med processus coracoideus och ligamentet mellan dessa (lig. coracoacromiale) ett tak ovan glenohumeralleden. Mellanrummet mellan detta tak och humerus benämns det subakromiala rummet. (2-4)

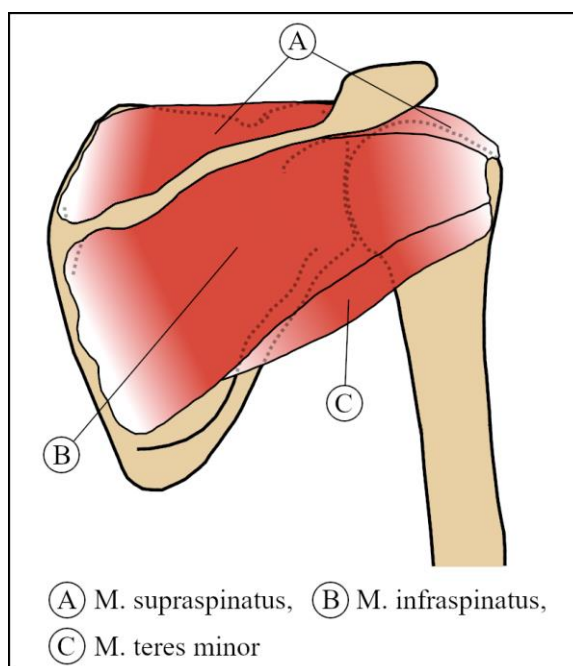
Rotatorkuffens muskler består av m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor (Figur 1) och m. subscapularis. Tillsammans verkar dessa muskler för att stabilisera caput humeri mot cavitas glenoidalis. De utför också inåtrotation (m. subscapularis), utåtrotation (m. infraspinatus och m. teres minor) och abduktion (m. supraspinatus). (5)

Nedan följer en beskrivning av relevanta musklers anatomi och funktion.

M. infraspinatus är lokaliserad bak på skulderbladet och har formen av en triangel (Figur 1). Ursprunget är de mediala två tredjedelarna av fossa infraspinata, som är den fåra som ligger inferior om benutskottet spina scapulae. Muskeln fäster på den mellersta facetten av tuberculum majus humeri. En av huvudfunktionerna för m. infraspinatus är att utåtrotera överarmen, det finns studier som visar att m. infraspinatus genererar runt 60 % av kraften vid en utåtrotation. M. infraspinatus har också som funktion att stabilisera caput humeri i cavitas glenoidalis eftersom kontraktion av muskeln motverkar superior och posterior glidning av caput humeri. (2, 3, 5)

M. supraspinatus är lokaliserad bak på skulderbladet superior om spina scapulae. Ursprunget är fossa supraspinata och fästet är den övre facetten på tuberculum majus humeri.

M. supraspinatus passerar således under akromion och är en av strukturerna i det subakromiala rummet. M. supraspinatus har som funktion att abducera humerus samt att stabilisera caput humeri i cavitas glenoidalis. Muskeln är som mest aktiv då abduktionsrörelsen initieras vid



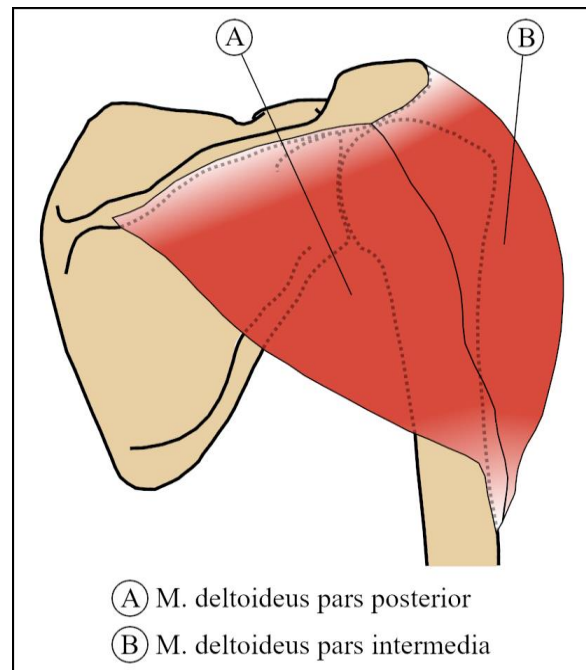
Figur 1: Rotatorkuffens muskler belägna posterior om scapula.

lägre grader (0° - 20°), därefter tar m. deltoideus över, vilket är en både större och starkare muskel. (3, 5)

M. teres minor är belägen på baksidan av skulderbladet inferiort om m. infraspinatus. Ursprunget är de övre två tredjedelarna av skulderbladets laterala kant (margo lateralis). Fästet för m. teres minor är den nedre facetten på tuberculum majus humeri. M. teres minor har som funktion att utåtrottera överarmen, samt stabilisera humerus genom att motverka superior och posterior glidning av caput humeri. Då humerus är i abducerat läge kan m. teres minor även bidra till adduktion. (2, 3)

M. subscapularis är belägen mellan scapula och thorax, där den vilar på m. serratus anterior. Muskelns ursprung är de mediala två tredjedelarna av fossa subscapularis. Muskelfibrerna smalnar av och formar en större sena som fäster på tuberculum minus och ledkapseln i art. humeri. Muskeln är en stark inåtrotator, men medverkar också vid adduktion. Som en del av rotatorkuffen stabiliserar m. subscapularis caput humeri, speciellt motverkar den superior translation när m. deltoideus, m. biceps brachii, eller m. triceps brachii caput longum kontraheras. (3, 5, 6)

M. deltoideus är en stor och ytlig muskel (Figur 2). Muskeln täcker stora delar av glenohumeralleden och består av tre delar. Dessa delar är främre - deltoideus pars anterior (DPA), mellersta - deltoideus pars intermedia (DPI) och bakre - deltoideus pars posterior (DPP). Ursprunget för främre delen är nyckelbenets (claviculas) laterala del, mellersta delen har sitt ursprung från akromion och den bakre delen av muskeln har sitt ursprung från spina scapulae. Det gemensamma fästet för de tre delarna av m. deltoideus är tuberositas deltoidea humeri. En av m. deltoideus huvudfunktioner är att abducera överarmen. Förutom att abducera humerus har också de olika delarna av m. deltoideus olika funktioner. DPA har även som funktion att utföra flexion, inåtrotation samt horisontal adduktion i glenohumeralleden och DPP har som funktion att utföra extension, utåtrotation samt horisontalabduktion i glenohumeralleden. (5, 7)



Figur 2: Posterior vy som visar två av m. deltoideus delar: pars posterior och pars intermedia.

Neuromuskulära kopplingen

För att klargöra vad som mäts med EMG har vi valt att inkludera denna text om hur den neuromuskulära kopplingen går till.

Planerade och viljemässiga rörelser som när vi väljer att kontrahera en muskel styrs av hjärnan. Området i storhjärnan som är starkast kopplat till rörelse kallas sensorimotor cortex. I detta område finns den motoriska hjärnbarken och premotor area-n. Här börjar de flesta nedåtgående (descenderande) impulserna som styr muskler. Nedan beskrivs pyramidbanan, vilket är en av

de nedåtgående banorna. För att rörelser ska ske på ett kontrollerat sätt krävs att många olika delar av hjärnan samarbetar. Exempelvis är lillhjärnan, hjärnstammen och basala ganglierna m.fl. involverade. Samtidigt får vi sensorisk input från proprioceptorer i muskler och leder som säger oss i vilken position kroppen befinner sig. (8, 9)

Pyramidbanan

Pyramidbanan börjar med nervceller i sensorimotor cortex, nervceller som kallas övre motorneuron. Dessa nervceller går genom storhjärnan och därefter hjärnstammen, när de kommer till den nedersta delen av hjärnstammen (förlängda märgen) korsar de flesta av nervcellerna över till motsatta sida. Detta är anledningen att exempelvis höger arm främst styrs av vänster hjärnhalva. Efter korsningen färdas de övre motorneuronen ner genom ryggmärgen till nivån de ska utgå. Här kopplas ofta det övre motorneuronen till ett nedre motorneuron genom ett så kallat interneuron i ryggmärgen. Det nedre motorneurons cellkropp finns lokaliserat i ryggmärgens framhorn, vilket är den främre delen av den grå substansen i ryggmärgen. Axonen från de nedre motorneuronet sprider sig sedan ut och delar sig i olika grenar. Var och en av dessa grenar kopplas till endast en muskelfiber där sedan aktionspotentialen (impulsen) överförs via en synaps. (8-11)

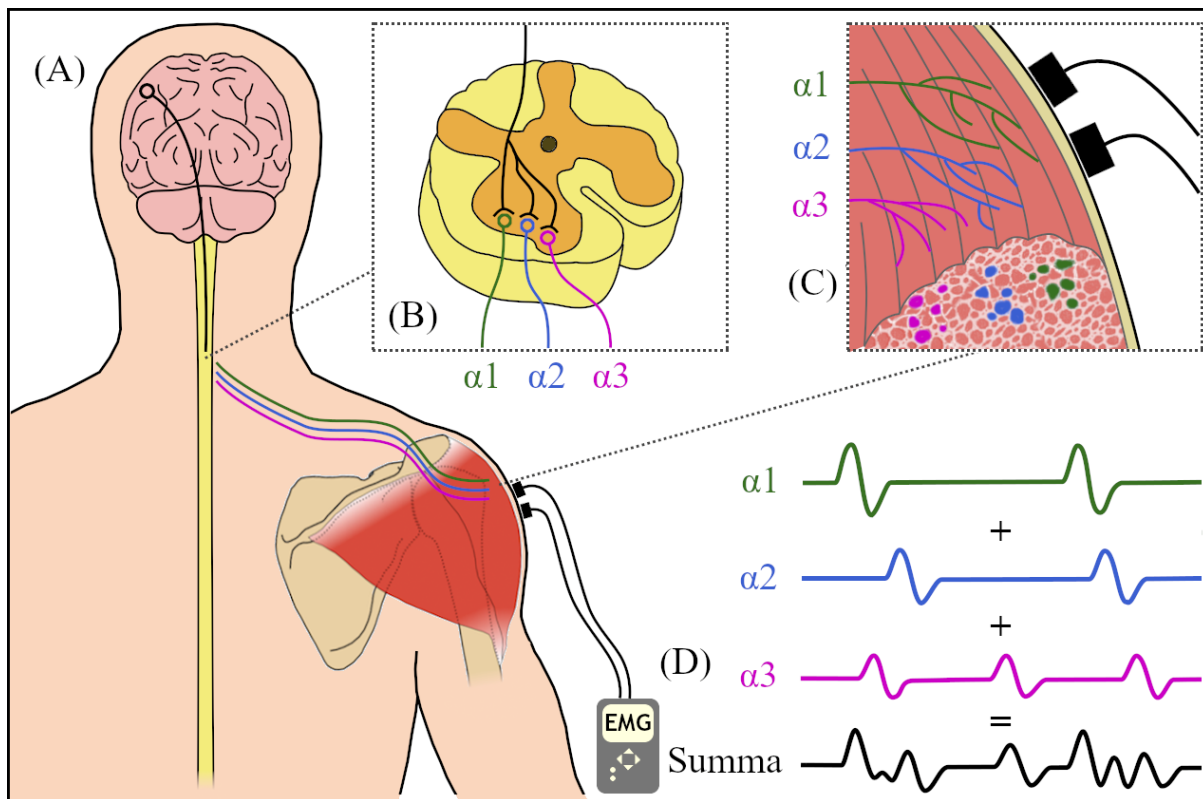
Man brukar kalla ett motorneuron och de tillhörande muskelfibrerna för en motorisk enhet. Det finns olika typer av motorneuron, men det är Alfa-motorneuron som innerverar extrafusala muskelfibrer. Extrafusala muskelfibrer genererar kraft i form av rörelse och upprättande av kroppshållning genom att muskelfibrer spänns och kontraheras. Axonen på alfa-motorneuron brukar ha stor diameter och är myeliniserade, vilket gör att aktionspotentialen transporteras snabbt. Det isolerande myelinet runt axonet slutar innan kontakten med muskelfibrerna, här finns istället ett utskott som kallas axonterminal. Axonterminalerna innehåller vesiklar med neurotransmittorn acetylkolin. Själva området under en axonterminal som har kontakt med muskelfibermembranet benämns den motoriska ändplattan. (8-11)

Aktionspotential och depolarisering

Då en aktionspotential i ett alfa-motorneuron når axonterminalen sker en depolarisation av membranet vilket leder till att kalciumjoner släpps in. Kalciumjonerna möjliggör att vesiklarna fäster nere på axonterminalens membran för att där kunna släppa ut acetylkolin i den synaptiska klyftan. Acetylkolinet binder sedan till receptorer på den motoriska ändplattan och då öppnas natrium-kaliumpumpen. Under en aktionspotential är det natrium som strömmar in i muskelfibermembranet och det sker en depolarisation. En depolarisering betyder att den elektriska spänningen i membranet stiger. Då muskelfibrer är i vila, dvs inte kontraherade, infinner sig det som kallas vilomembranpotential. Hos människor brukar vilomembranpotentialen vara ungefär -80 mV. Den negativa spänningen i vila upprätthålls genom att natrium-kaliumpumpen ser till att det finns fler natriumjoner utanför cellen än vad som finns innanför membranet och när det kommer till kalium är förhållandet omvänt. Vid en aktionspotential där muskelfibrer kontraheras ökar denna spänningen genom tidigare nämnda depolarisation och spänningen når upp till ungefär 30 mV. Aktionspotentialen sprids från den motoriska ändplattan och i båda riktningarna utmed muskelfibrerna samt på insidan genom det rörsystem som benämns T-tubuli. (8-11)

De ytelektroddar som sätts på huden plockar upp omfattningen av elektrisk aktivitet som kommer från de innerverade muskelfibrerna inom den motoriska enheten och skapar en

summation av dessa, vilket illustreras nedan (Figur 3). Det är också värt att nämna att muskelkontraktion inte endast syftar till en förkortning av en muskel utan också den formen av kontraktion då en muskel arbetar isometriskt, dvs utan längdförändring. (8-11)



Figur 3: Neuromuskulära kopplingen. Från hjärnan (A) går en nervsignal till ryggmärgens framhorn (B). Där aktiveras flera alfamotorneuron som i sin tur förgrenar sig till ett stort antal muskelfibrer (C). I bilden ses tre alfamotorneuron: $\alpha 1$ - $\alpha 3$. Ett alfamotorneuron och de muskelfibrer det inriverar bildar en motorisk enhet. Elektroder placerade över en muskel fångar upp summan av elektrisk aktivitet från de olika motoriska enheterna (D).

Elektromyografi

För att studera och förstå vad som händer i muskler behövs instrument som kan kvantifiera muskelaktivitet. Elektromyografi (EMG) är en registrering av muskelaktivitet som görs med ytelektroder eller nålar. (5)

Vid EMG-mätning med hjälp av ytelektroder sätts dessa fast på huden, över muskelbuken. Med hjälp av EMG kan man utföra experiment som registrerar och analyserar myoelektriska signaler. Myoelektriska signaler bildas genom de fysiologiska skillnader i muskelfibermembranet som tidigare beskrivits. För att muskelfibrer ska kunna kontraheras krävs som bekant en aktionspotential. Det är denna aktionspotential som EMG-signalen registrerar i muskelfibermembranet. (10)

EMG används som ett utvärderingsinstrument inom bland annat fysioterapeutiska forskningsområden som rehabilitering, träning samt vid analys av ergonomiska förhållanden. (10)

För att få en god signal vill man skapa goda förhållanden vid placeringen. Man vill minimera mängden vävnad mellan elektroden och muskelfibrerna, placera elektroderna parallellt med

muskelfibrerna, undvika att placera elektroderna över innervationszoner, välja anatomiska riktmärken som kan hittas lätt och upprepas reliabelt, undvika platser med hudveck eller som hindras av skelettet, och minimera cross-talk genom att välja rätt elektrodstorlek och elektrodavstånd. (12)

M. infraspinatus bör aktiveras >10% MVC för att få validitet i den ytelektromyografiska datan (13).

Patologi/impingement

Axelsmärta drabbar upp till 67% av befolkningen någon gång i livet (14). Subakromiellt impingementsyndrom (SAI) innebär att någon av strukturerna i det subakromiala rummet klämts. Strukturer som kan vara inklämda är t.ex. den slem säck som är lokaliserad här (bursa subacromialis), eller rotatorkuffens senor. Vid SAI har det subakromiala rummet blivit mindre, detta leder ofta till smärta för patienten vid flexion eller abduktion av den påverkade armen då strukturerna kommer i kontakt med det subakromiala rummet. Inklämningssyndromet brukar delas in i primärt impingement och sekundärt impingement (15).

Primärt impingement i axelleden beror på strukturella förändringar som har gjort att det subakromiala rummet blivit mindre. Det finns olika förklaringar till varför utrymmet blivit mindre. Det kan exempelvis bero på att akromion är lång eller böjd. Det kan också bero på en förstoring av någon av de mjukdelar som finns i det subakromiala rummet, exempelvis efter att en slem säck blivit inflammerad eller p.g.a. en kalkutfällning efter en tendinit. (15)

Sekundärt impingement beror på en funktionell obalans där centreringen av caput humeri inte fungerar som den ska. Detta grundar sig ofta i muskulär obalans bland skuldrans muskler eller otillräcklig funktion av rotatorkuffmuskler. (15)

Terapeutiska övningar

Oavsett om det är ett primärt eller sekundärt impingement brukar det ingå i rehabiliteringen att stärka rotatorkuffens muskler (15), som verkar på caput humeri med en inferior och medial kraft (5). Detta motverkar superior translation av caput humeri (6). En av de vanligaste övningarna är utåtrotation i axelleden, med syfte att stärka m. infraspinatus (16, 17). För att stärka en muskel är det optimalt att anstränga den åtminstone 60% av vad man maximalt kan utföra i en repetition (1RM) (18).

Utåtrotationsövningar i glenohumeralleden kan utföras på olika sätt. Det finns skillnader såsom isometrisk eller isotonisk kontraktion, liggande, sittande, eller stående position, och öppen eller stängd kinetisk kedja. Man kan också variera grad av abduktion, olika samtidiga kontraktionskrafter, och rörelseomfång under kontraktionen. Lämpliga övningar bör väljas baserat på patientens förutsättningar och mål. (19)

Vid utåtrotation aktiveras m. deltoideus, som har en superior riktad kraft och därför kan pressa samman strukturerna under akromion. Främst är det DPP som aktiveras vid utåtrotation. För många patienters axelrehabilitering är det fördelaktigt att kunna stärka rotatorkuffen och muskler som drar caput humeri inferior, utan att ytterligare provocera subakromiella strukturerna genom en komprimerande superior glidning av humerus. (20, 21)

En utmaning finns alltså i att hitta lämpliga övningar som uppfyller dessa kriterier. En del författare har föreslagit en metod som ibland benämns "adduktionsstrategin" för att motverka aktiveringen av deltoideus vid utåttrotation (6, 16, 22-24). Den baseras på hypotesen att en adduktionskraft i art. humeri minskar muskelaktiviteten i abduktorerna genom reciprok inhibering. Adduktionsstrategins effektivitet kan påverkas av adduktionskraftens storhet (25).

När en muskel (agonist) kontraheras slappnar muskeln som utför motsatt rörelse (antagonist) av, fenomenet benämns reciprok inhibering. Detta sker då motorneuron i den agonistiska muskeln får excitatoriska, dvs stimulerande impulser att kontraheras och samtidigt skickas inhiberande signaler till den antagonistiska muskeln vilket leder till att den slappnar av. Reciprok inhibering förklarar varför en adduktionskraft i art. humeri kan leda till att musklerna som abducerar överarmen slappnar av. Primärt är det m. deltoideus som utför abduktion. (8), (26)

En annan parameter som påverkar utåttrotationsövningar är abduktionsgraden. En abduktionsgrad på 30° innebär en lägre belastning på rotatorkuffens muskler jämfört med 0° abduktion (27). Adduktionskraft i art. humeri har också visats ha en vidgande effekt på det subakromiella rummet vid 30° abduktion (28). En del författare har därför föreslagit 30° abduktion som lämplig vid utåttrotationsövningar (29).

Vad vi vet har ingen studie gjorts där aktiveringsförhållandena undersökts vid optimal muskelstärkande intensitet (60% av 1RM utåttrotation), med art. humeri i lämplig vinkel med avseende på impingement (30° abduktion), och där adduktionskraften normaliserats mot testdeltagarens MVC. Därför anser vi att denna studie kan bidra med kliniskt relevant kunskap.

SYFTE

Syftet med arbetet var att genom EMG-analys undersöka hur en adduktionskraft påverkar m. infraspinatus muskelaktivitet i relation till m. deltoideus muskelaktivitet vid utåttrotation i axelleden.

FRÅGESTÄLLNINGAR

- 1) Hur mycket muskelaktivitet ses i m. deltoideus pars intermedia, m. deltoideus pars posterior, och m. infraspinatus vid isometrisk utåttrotation med och utan adduktionskraft?
- 2) Leder adduktionskraften till en ökad isolering av m. infraspinatus?

METOD

Design

Detta var en kvantitativ experimentell tvärsnittsstudie. Oberoende variabel var förekomst av aktiv adduktionskraft. Beroende variabler var elektromyografisk amplitud i tre muskler. I aktuell studie användes den tidigare förklarade "adduktionsstrategin" och detta var för testpositionen kallad "med adduktion".

Undersökningsgrupp

17 personer rekryterades genom bekvämlighetsurval från Health Science Center (HSC) i Lund, via personliga kontakter, samt annonser i sociala medier och på anslagstavlor.

Gruppen bestod av sex män och elva kvinnor (ålder: $28,5 \pm 6$ år, längd: $1,73 \pm 0,08$ meter, vikt: 68 ± 14 kg). Alla testdeltagare var tvungna att möta följande kriterier: 1) dominant högerarm, 2) ingen träning av (eller motsvarande ansträngning med) axlar, rygg eller bröst de senaste 24 timmarna med sådan intensitet att träningsvärk eller muskeltrötthet upplevdes i övre extremitet, 3) fri från smärta och obehag som påverkar utförande av utåtrötationsövningar, 4) ingen axelskada det senaste året som påverkar funktionen i övre extremitet, 5) ålder mellan 20-45 år, 6) ingen hudsjukdom eller sår på axeln där elektroder fästes.

Dominant högerarm motiverades med att vi bedömde det svårt att garantera likvärdiga testpositioner för vänster- och högerhänta med den utrustning vi använde.

Utrustning

EMG

För EMG-mätning användes MegaWin ME6000 Biomonitor med mjukvaran MegaWin 3.1-b10. Ytelektroder användes eftersom det är en icke-invasiv metod med mindre obehag för testdeltagarna, även om viss hudirritation kan förekomma (30). Elektroderna som användes var Ambu Neuroline 720, Ballerup, Danmark, material: Ag/AgCl, sensorstorlek: $18/28$ mm².

Sphygmomanometer och blodtrycksmanschett

Som ett lättillgängligt alternativ till handhållen dynamometer för att mäta adduktionskraft användes en modifierad aneroid sphygmomanometer, dvs en vanlig blodtrycksmätare med manschett, enligt en metod beskriven av bl.a. Helewa et al. (31). Metoden har god reliabilitet och validitet (32-36), speciellt vid krafter lägre än 210 mmHg (37).

Manchetten (KaWe Mastermed) blåstes upp till 100 mmHg för att släta ut ojämnheter i materialet som följd av förvaring, därefter släpptes luft ut för att nå en utgångsnivå på 20 mmHg inför testen. Luftrycket kontrollerades inför varje test.



Figur 4: Sphygmomanometer och blodtrycksmanschett med distansblock i olika storlekar för att uppnå rätt abduktionsvinkel.

Dragmaskin

I testpositionerna användes en dragmaskin (Lojer Pulley 14) med möjligt motstånd mellan 0,5-14 kg, inställbart i steg om 250 gram, och möjlighet att justera dragsnörets höjd i steg om 5 cm.

Fjädersvåg

Vid mätning av styrkevärde i utåtrotation användes en fjädersvåg (0-60 kg) med avläsbara steg om 1 kg. Vågens ena ände hade en slynga som trädde över deltagarens handled. Vågens validitet kontrollerades genom att olika kalibreringsvikter fästes och mätvärdet lästes av.

Experimentet

Information och blanketter

Testpersonerna fick innan deltagandet ett informationsblad där de kunde läsa hur mätningen skulle gå till, vad som förväntades av dem, och om sina rättigheter. (Se Bilaga 1: Informationsbrev.)

Experimentet skedde på HSC-labbet där alla hade samma förutsättningar och befann sig i samma miljö. När testpersonerna kom till HSC fick de ytterligare en snabb genomgång av vad experimentet innebar för att säkerställa att de var införstådda med proceduren. De fick formellt samtycka till deltagande genom en blankett (se Bilaga 2: Samtyckesblankett), och därefter skriftligt uppge persondata såsom ålder och kön (se Bilaga 3: Blankett för persondata). Vi förklarade blankettens frågor och ställde följdfrågor för att se att inga missförstånd fanns.

Justering av utrustning

Utrustning för sittande och stående positioner justerades för varje testperson. Stående positioner användes för mätning av maximala kontraktioner av m. deltoideus pars intermedia och m. infraspinatus, och sittande positioner användes för mätning av maximal kontraktion av m. deltoideus pars posterior samt mätning av utåtrotation med och utan adduktionskraft. Dessa positioner beskrivs närmare nedan. Bänken de satt på höjdes/sänktes för att få en god sittposition med fötterna i golvet, 90° flektion i knä- och höftled. Armens abduktion kunde justeras med olika distansblock mellan armbåge och kropp (Figur 4). Dragmaskinen ställdes in så att kabeln var riktad i linje motsatt dragriktningen. Vinklar kontrollerades med en konventionell mekanisk goniometer.

Elektroplacering

Elektrodena sattes fast på standardiserade avstånd från anatomiska landmärken, och kopplades in till EMG maskinen. Riktlinjer för placering för DPP och DPI togs från SENIAM 8 (38). För INF användes Criswell (39). Dessa placeringar undviker innervationszoner som annars kan påverka signalen (40).

Anatomiska landmärken och muskler palperades för att hitta rätt placering för elektrodena (Figur 5-7). En penna användes för att markera elektrodpositionerna på huden. Därefter förbereddes huden. Vid behov avlägsnades kroppsbehåring lokalt med en rakhyvel. Huden tvättades med tvål och vatten med hjälp av bomullsrandeller. Sedan strök vi med fint sandpapper fyra gånger på varje ställe där elektroder skulle sättas. Slutligen användes alcogel på en bomullsrandell för att rengöra huden.

Deltoideus pars intermedia (DPI):

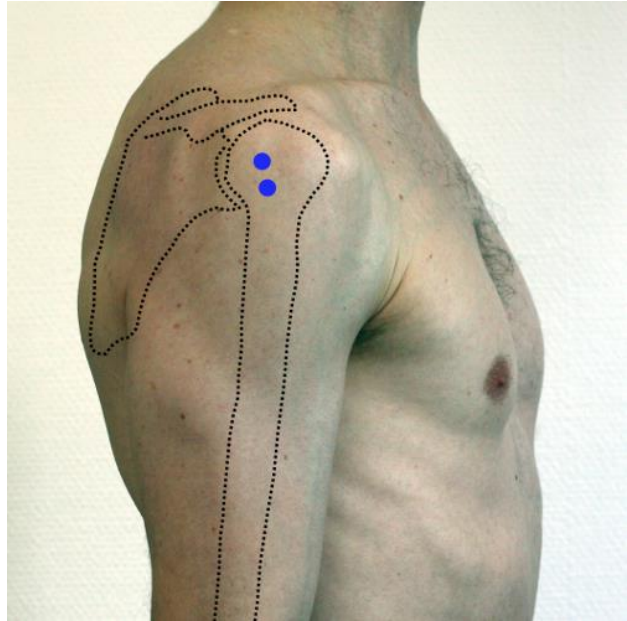
Utgångsposition: Testpersonen satt med höger arm hängandes vertikalt och med handflatan riktad medialt.

Elektrodavstånd: 25 mm.

Elektrodplicering: 3,5 cm inferiort om akromion, lateralt på överarmen, över muskelbuken.

Elektroorientering: I riktningen mellan akromion och handen, parallellt med muskelfibrerna.

Referenselektrod: Clavicula.



Figur 5. Elektrodplicering av DPI.

Deltoideus pars posterior (DPP):

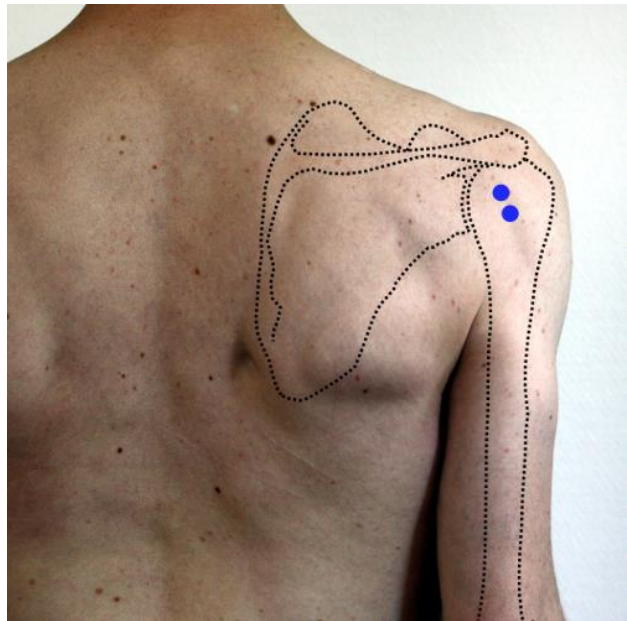
Utgångsposition: Testpersonen satt med höger arm hängandes vertikalt och med handflatan riktad medialt.

Elektrodavstånd: 25 mm.

Elektrodplicering: 2,5 cm inferiort om spina scapulae laterala kant

Elektroorientering: I riktning med linjen mellan akromion och lillfingret, parallellt med muskelfibrerna.

Referenselektrod: Akromion.



Figur 6. Elektrodplicering av DPP.

Infraspinatus (INF):

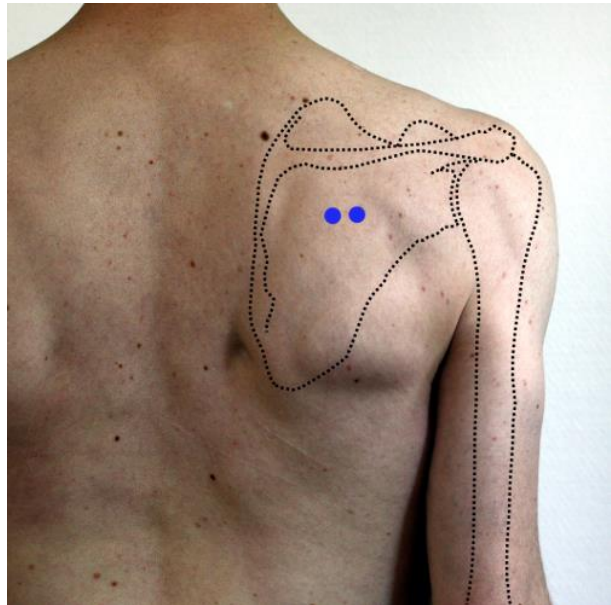
Utgångsposition: Testpersonen satt med höger arm hängandes vertikalt och med handflatan riktad medialt

Elektrodavstånd: 25 mm.

Elektroddplacering: Placera elektroderna 4 cm inferiort om mitten på spina scapulae, i scapulas laterala del över fossa infraspinata.

Elektroriorientering: Parallellt med spina scapulae.

Referenselektrod: Processus spinosus C7.



Figur 7. Elektroddplacering av INF.

Signalen inspekterades både när muskeln var avslappnad och vid kontraktion för att se att ingen signal registrerades i avslappnat tillstånd, och för att se att muskelkontraktion ledde till förväntad signal.

Uppvärmning

Testpersonerna fick genomgå en uppvärmning ledd av oss testledare. Först utfördes 15 armpendlingar vardera medurs och moturs. Sedan fick testpersonen hålla en vikt på 1 kg och utföra 1x15 repetitioner av flexion, extension, abduktion. Med gult theraband (lätt motstånd) utfördes horisontaladduktion och horisontalabduktion, samt inåtrotation och utåtrotation utan abduktion i axelleden samt med flekterad armbåge 90°.

Övning av utförande

Testpersonen instruerades och fick med lätta kontraktioner träna på de olika mätpositionerna tills han/hon kände sig bekväm och alla frågor om experimentet hade besvarats.

Mätning av MVIC

Maximal viljemässig isometrisk kontraktion (MVIC) användes för att få ett individuellt referensmått på varje muskels maximala EMG-aktivitet. Med hjälp av detta referensmått kan man sedan uttrycka en viss muskelaktivitet som andel av personens maximala aktivitet (%MVIC). %MVIC är den normaliserade muskelaktiviteten som används när individers mätvärden jämförs.

Olika sätt för standardisering av MVIC-test av skuldrans muskler har föreslagits av bl.a. Kelly et al. (41) och Boettcher et al. (42). De har vardera identifierat fyra positioner som kombinerade ger hög aktivering av 13 muskler kring skuldran. Syftet är att minimera antalet positioner men ändå få MVIC-värden för många muskler. Eftersom denna studie bara undersökte tre muskler ansåg vi att vi inte hade någon fördel av dessa positioner, och valde istället tre positioner som vi ansåg var biomekaniskt mer specifika för de tre musklerna vi ville studera, och samtidigt enklare att genomföra praktiskt. De tre positionerna för MVIC var baserade på Reinold et al. (43) och är som följer:

M. deltoideus pars intermedia-maxvärde testades stående med armen abducerad strax under 90°, underarmen pronerad så att handflatan pekar mot golvet, med fast motstånd proximalt om armbågen som tillät testpersonen att utföra isometrisk abduktion.

M. deltoideus pars posterior-maxvärde testades sittande med armen intill bålen och handflatan vänd medialt, med fast motstånd bakom armbågen som tillät testpersonen att utföra isometrisk extension.

M. infraspinatus-maxvärde testades stående med 0° abduktion i art. humeri, neutral rotation, och 90° flexion i art. cubiti, med dorsalsidan av handen mot ett fast motstånd som tillät testpersonen att utföra isometrisk utåtrotation. Testpersonen uppmanades att inte abducera armen eller förskjuta kroppstyngden i sidled.

Testpersonen ombads utföra tre maximala isometriska kontraktioner, vardera under 5 sekunder. Från de mellersta tre sekunderna av varje kontraktion togs ett medelvärde ut. Det högsta medelvärdet av de tre kontraktionerna bestämdes vara MVIC.

Ordningsföljden för MVIC-mätningarna slumpades genom ett för ändamålet utvecklat datorprogram, för att på gruppnivå minska effekten av möjlig utmattning efter upprepade muskelkontraktioner.

Mätning av styrkevärden

Styrkevärde för utåtrotation mättes i samband med MVIC-test för infraspinatus med en fjädevåg. För att undvika belastning på handledsextensorer fick testpersonen ha den tillhörande slingan runt handleden.

Styrkevärde för adduktion mättes sittande med den ovan beskrivna modifierade blodtrycksmanschetten mellan armen och bålen. Testpersonen uppmanades att kontrahera armen i en ren adduktion in mot blodtrycksmanschetten utan kompensatoriska rörelser. Det högsta värdena för vardera styrketest bestämdes vara testpersonens maximala styrkevärde i respektive rörelse.

Mätning vid utåtrotation med och utan adduktion

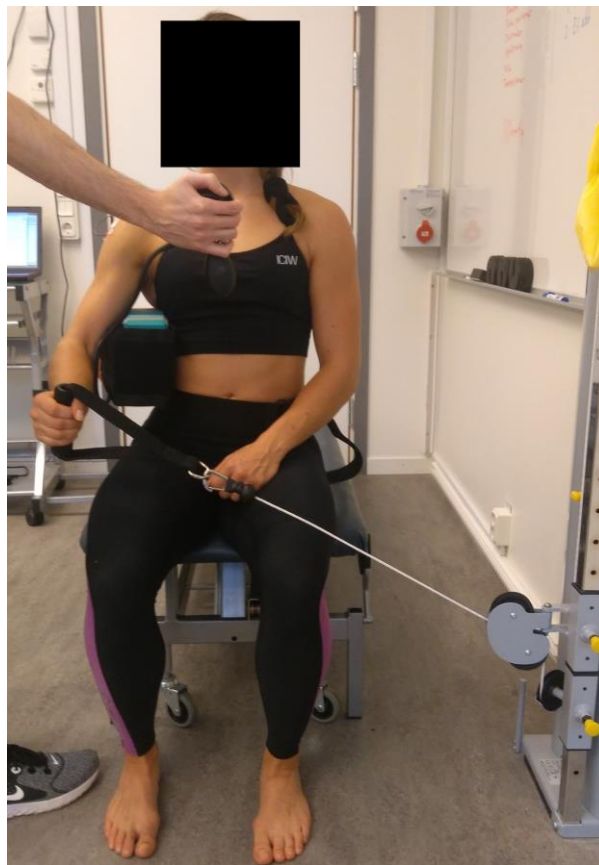
Vi mätte EMG-aktiviteten i m. infraspinatus, m. deltoideus pars posterior, och m. deltoideus pars intermedia vid isometrisk utåtrotation med och utan adduktionskraft. De två testpositionerna var lika bortsett från vår oberoende variabel: förekomst av aktivt adduktionstryck.

I båda testpositionerna satt testpersonen på en bänk med god hållning och båda fötterna i golvet, knäna flekterade 90°. Armen var abducerad 30° med hjälp av distansblock. Bredvid testpersonen fanns en dragmaskin som ställdes in för att få ett motstånd på 50% av personens tidigare mätta maximala kraftutveckling. Detta för att likna terapeutiska övningar för styrkeökning, samt för att öka validiteten för mätning av m. infraspinatus. Enligt litteraturen bör motståndet vara minst 60% av 1RM för optimal styrkeökning (18), men vi valde 50% istället eftersom kontraktionen ska hållas i 5 sekunder, vilket vi bedömde vara jobbigare än en vanlig isotonisk repetition. Adduktionstrycket kunde övervakas av både testledare och testperson i realtid genom att testledaren höll upp manometern framför testpersonen (Figur 8).

Testpersonerna uppmanades att efter signal från testledaren utföra en isometrisk utåtrotation under 5 hela sekunder. Varje testposition upprepades tre gånger.

I testpositionen kallad ”utan adduktion” instruerades testpersonen att samtidigt med den isometriska utåtrotationen låta armbågen vila mot manchetten utan att tillföra extra adduktionstryck.

I testpositionen kallad ”med adduktion” instruerades testpersonen att samtidigt med den isometriska utåtrotationen utföra adduktion med 50% av sin maximala adduktionskraft. Detta värde hade räknats ut och memorerats av testpersonen samt testledare.



Figur 8: Testposition utan och med adduktion.
Testledaren håller en manometer för feedback av adduktionstryck.

Bearbetning av signalen

Signalen bearbetades med mjukvaran MegaWin 3.1-b10. Signalens samplingsfrekvens var 1000 Hz. Bandpassfilter var inställt på 15-400 Hz, och ett notch-filter på 48-52 Hz applicerades. Signalen fullvågsrektifierades och root mean square (RMS) beräknades. Därefter valdes de tre mellersta sekunderna ut som grund för signalernas medelvärden.

Analys av data

I Statistical Package for the Social Sciences version 25 (SPSS) sammanställdes deskriptiv statistik över deltagarnas ålder, vikt, längd, med centralmått och spridningsmått. Datan från

EMG-mätningarna analyserades i SPSS, och kontrollerades för mänskliga fel genom att mätvärdena lästes in med hjälp av ett för ändamålet utvecklat datorprogram som sammanställde textfiler genererade av MegaWin till en kommaseparerad fil som motsvarade datan i SPSS.

I MVIC-testen togs högsta värdet av de tre mätningarna. I testpositionerna (isometrisk utåtrotation utan adduktion och med adduktion) togs ett medelvärde av de tre mätningarna. %MVIC beräknades för varje muskel i varje testposition som testpositionens medelvärde delat på högsta MVIC-testet.

Varje testdeltagare fick två värden för isolering av m. infraspinatus, ett för varje testposition. Dessa värden räknades ut på följande vis:

$$\text{Isolering}_{\text{INF}} = \frac{\% \text{MVIC}_{\text{INF}}}{\% \text{MVIC}_{\text{INF}} + \% \text{MVIC}_{\text{DPI}} + \% \text{MVIC}_{\text{DPP}}}$$

Dessa jämfördes på gruppnivå med medelvärde och standardavvikelse. Signifikans beräknades med parvisa t-test.

Etiska ställningstaganden

Eftersom vi inte tänkte att vårt projekt skulle komma att orsaka smärta eller andra biverkningar för testpersonerna hade vi inga direkta etiska dilemman som rörde testpersonernas välbefinnande i de avseendena. För att undvika skador eller potentiell smärta exkluderade vi personer med skador i övre extremitet. Vi ville dock vara tydliga med vad som förväntades av testdeltagaren angående fysisk ansträngning. Vårt projekt var inte mer ansträngande än vanligt förekommande gymträning av axelns utåtrotatorer, men testdeltagaren fick själv avgöra om det var acceptabelt.

Som en del av experimentet behövde vi förbereda testpersonernas hud lokalt där elektroderna fästes, och detta var något som testpersonen behövde vara fullständigt insatt i för att i förväg kunna ta ställning till eventuellt medverkande. Personer med känslig hud, eller de som upplever proceduren som alltför intim eller liknande, borde ha en möjlighet att avstå innan de står där och kanske känner sig pressade att genomföra experimentet.

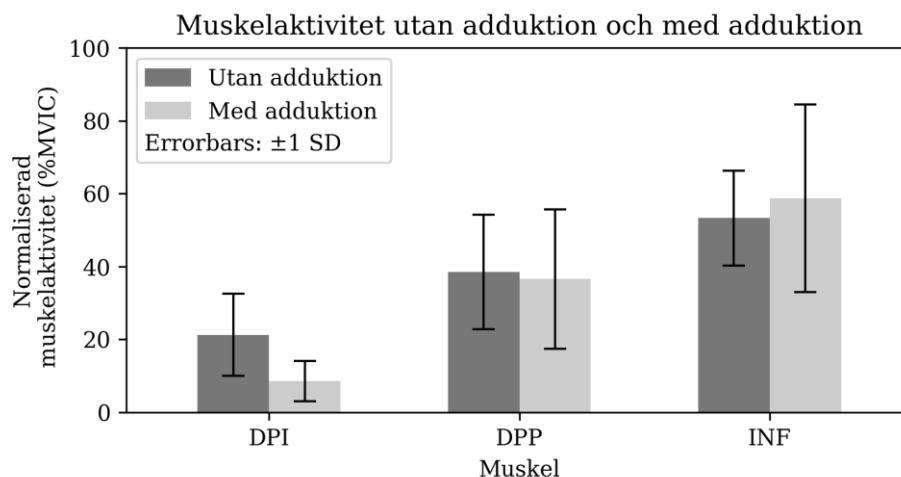
Vi ville också vara tydliga med att personuppgifter såsom namn, ålder, längd, och vikt, inte skulle komma att användas på ett sätt som gör att personer kunde identifieras i den färdiga studien.

Informationsbrevet var skrivet i en neutral ton utan uppmaningar att delta eller förminskande av risker. Vi ville inte heller överdriva fördelarna av ett deltagande för den potentiella testdeltagaren.

Vi såg denna tydlighet som vår etiska plikt för att testpersonen skulle kunna göra ett fritt och informerat val att samtycka till att delta i projektet. I enlighet med autonomiprincipen meddelade vi också i informationsbrevet att alla deltagare när som helst kunde avbryta sin medverkan.

RESULTAT

Mätvärden från samtliga testdeltagare (n=17) inkluderades. Resultatet visar att en aktiv adduktionskraft vid utåttrotation minskade den genomsnittliga muskelaktiviteten i m. deltoideus pars intermedia (DPI) och m. deltoideus pars posterior (DPP), samt ökade den genomsnittliga muskelaktiviteten i m. infrapinatus (INF) (Figur 9).



Figur 9: Medelvärden av normaliserad muskelaktivitet, mätt i %MVIC (andel av maximal viljemässig isometrisk kontraktion), utan adduktion och med adduktion för m. deltoideus pars intermedia (DPI), m. deltoideus pars posterior (DPP) och m. infrapinatus (INF).

Den största skillnaden sågs i DPI som minskade signifikant ($p < 0,001$). Förändringen för DPP och INF var inte signifikant (Tabell 1).

Isolering av infrapinatus beräknades som:

$$\text{Isolering}_{\text{INF}} = \frac{\%MVIC_{\text{INF}}}{\%MVIC_{\text{INF}} + \%MVIC_{\text{DPI}} + \%MVIC_{\text{DPP}}}$$

Detta mått ger per definition ett värde mellan 0 och 100%, där 100% innebär att m. infrapinatus står för all uppmätt aktivitet.

Isoleringen av INF ökade signifikant ($p = 0,005$) i positionen med adduktionstryck (tabell 1).

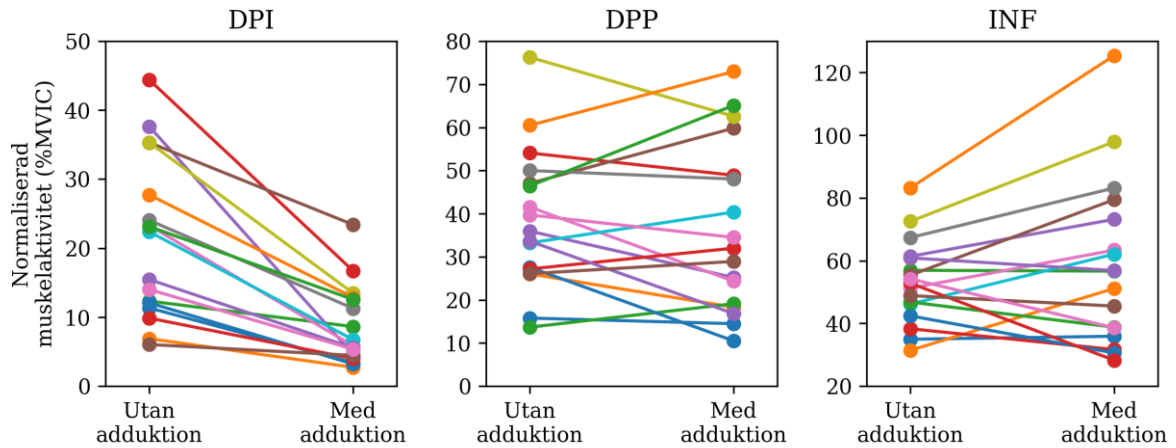
Tabell 1. Medelvärden %MVIC per muskel i testpositionerna samt isolering av m. infrapinatus

Variabel	Utan adduktion	Med adduktion	p-värde
INF (%MVIC ± SD)	53,25 ± 13,42	58,76 ± 26,55	0,208
DPI (%MVIC ± SD)	21,22 ± 11,67	8,51 ± 5,74	0,000
DPP (%MVIC ± SD)	38,51 ± 16,16	36,59 ± 19,70	0,490
Isolering av INF (% ± SD)	48,80 ± 9,52	57,71 ± 12,56	0,005

% MVIC = andel av maximal viljemässig isometrisk kontraktion, SD= standardavvikelse, INF= m. infrapinatus, DPI= m. deltoideus pars intermedia, DPP=m. deltoideus pars posterior.

Om vi väljer att titta på övergripande mönster i datan, så ser vi att samtliga 17 deltagare fick en minskning av aktiviteten i m. deltoideus pars intermedia, men inga tydliga mönster kan ses för m. deltoideus pars posterior eller m. infraspinatus. (Figur 10).

%MVIC utan och med adduktion per deltagare



Figur 10: %MVIC utan och med adduktion per deltagare. Varje linje representerar en enskild testpersons %MVIC utan och med adduktion i m. deltoideus pars intermedia (DPI), m. deltoideus pars posterior (DPP), och m. infraspinatus (INF)

Samtliga mätvärden och källkod för bearbetning kan hittas på:

<https://github.com/mouboo/BThesis>

DISKUSSION

Material- och metoddiskussion

I studien användes ytelektroder för att mäta muskelaktiviteten. Vid användande av ytelektroder finns en viss risk för det som kallas "crosstalk". Crosstalk är när ytelektroderna plockar upp signaler från muskler man inte har för avsikt att mäta (39). Intramuskulära nål-elektroder är ett alternativ till ytelektroder, men då vi varken har tillgång eller kunskap vad gäller dessa valde vi att använda ytelektroder. De tre musklerna vi mätte är alla till största delen ytliga muskler, vilket också talar för att använda ytelektroder.

Vid EMG-mätningar är det viktigt att elektroderna hamnar på den muskel som man har för avsikt att mäta, en potentiell felkälla kan vara att elektroderna inte placeras rätt. För att minska denna risken utgick vi från tidigare beskrivna standardiserade landmärken när vi palperade fram var vi skulle fästa elektroderna. För m. infraspinatus dubbelkollade även testledaren som inte satt elektroderna, detta då landmärkena för INF oftast var svårast att lokalisera. Ca två veckor innan experimentet startade övade vi på att sätta elektroder på varandra samt utföra MVIC-testerna och de båda testpositionerna. Genom dessa förberedelser blev vi säkrare på elektrodplaceringen, samt hur vi skulle instruera deltagarna att utföra momenten under testet. Vi fick då också själva en bra inblick i grad av ansträngning samt hur lång tid experimentet tog och i vilka delar man potentiellt kunde spara in tid.

Testpositioner

Vi valde sittande testpositioner eftersom tidigare studier visat på en högre grad av isolering av INF vid sittande testpositioner jämfört med liggande testpositioner (44), och för att vi ansåg att stående positioner var svårare att standardisera.

Materialvalen styrdes till viss del av vad som fanns tillgängligt i laboratoriet och vad vi kunde hitta i materialförrådet. Med mer tid och valmöjligheter hade vi förmodligen valt en handhållen digital dynamometer för att mäta styrka i utåtrotation och adduktion. Vid adduktion var det ett krav (i aktuell studie) att testpersonen skulle kunna se adduktionskraften i realtid, och därför valde vi metoden med en modifierad sphygmomanometer. Denna motoden har använts i ett flertal liknande studier för att mäta adduktionstryck.

För de båda testpositionerna valde vi att utförandet skulle ske med humerus abducerad 30°. Denna utgångsposition anser vi vara mer terapeutiskt gynnsam än vid exempelvis 90° och går därför att tillämpa t.ex. i rehabiliteringsfasen för patienter med skulderpatologi. Valet att ha humerus abducerad 30° föreslås också av andra författare eftersom den abducerade positionen möjliggör bättre blodflöde till rotatorkuffens senor (29).

Peng et al. (25) undersökte olika adduktionskrafter vid utåtrotationsövningar, från ingen kraft till 40 mmHg, och kom fram till att med ökat adduktionstryck så ökade muskelaktiviteten i INF samtidigt som aktiviteten i DPI och DPP minskade. Adduktionskraften var inte normaliserad mot deltagarens maximala kontraktion. I enlighet med denna studie kunde vi också se en minskning av DPI samt en viss ökning av INF då samtidig adduktionskraft tillämpades. I vår studie normaliserades adduktionstrycket mot ett maxvärde, och i testpositionen "med adduktion" fick deltagaren adducera humerus in mot kroppen med ett tryck som motsvarade 50 % av deras max. Adduktionstrycket som skulle hållas under de fem sekunderna i testpositionen kunde i vår studie därför variera mellan ca 50 mm Hg upp till ca 120 mm Hg.

Vi anser att det behövs fler studier som jämför olika adduktionstryck vid utåtrotation för att se vid vilket tryck aktiveringen av m. infraspinatus blir högst. Vid en sådan studie tror vi att det är fördelaktigt om adduktionstrycket normaliseras till procent av maxkontraktion istället för att välja samma intervall i mm Hg för alla deltagare.

Ett fåtal testpersoner rapporterade en stor svårighet att inte låta adduktionstrycket gå upp i testpositionen utan adduktionstryck, vilket skulle kunna förklaras med att dragmaskinens motstånd bidrog till passiv adduktion. För att motverka detta finns en risk att testpersonerna aktiverade abduktorerna för att bibehålla lågt adduktionstryck.

Vi utvecklade två datorprogram, ett för att slumpa fram testordningar, och ett för att kontrollera att mätvärden lästs av i MegaWin och skrivits ner i Excel korrekt. Fördelen med dessa datorprogram var enbart att det sparade tid för oss, funktionellt sett hade en tärning eller annan enkel slumpalsgenererande utrustning varit likvärdig, och data hade kunnat jämföras manuellt.

Resultatdiskussion

Adduktionsstrategins hypotes är att adduktionen genom reciprok inhibering minskar aktiveringen i m. deltoideus alla delar. Vi såg en tydlig minskning i m. deltoideus pars intermedia ($p < .001$), men ingen tydlig minskning i m. deltoideus pars posterior ($p = .485$) i testpositionen då deltagaren fick utföra adduktion in mot kroppen. Detta kan betyda att även om vi såg en ökad isolering av m. infraspinatus ($p = .005$) med ett adduktionstryck, så är adduktionsstrategin i nuvarande form inte tillräcklig för att förklara resultaten. En förklaring till att adduktionsstrategin inte gav en lika signifikant minskning för m. deltoideus pars posterior finns möjligen att hitta i de studier som redovisar att några av fibrerna för m. deltoideus pars anterior och m. deltoideus pars posterior kan bidra till en viss adduktion då armen är lätt abducerad. (45)

Vi kunde inte se en tydlig minskning i DPP i testpositionen med adduktionstryck så vårt resultat är i detta avseende motsägelsefullt med resultatet som redovisats av Forbush et al (24). I deras studie gick det att se en signifikant minskning av pars posterior när testpersonen aktivt abducerade överarmen med ett tryck som motsvarade 80 % av personens maximala adduktionskraft. En skillnad mellan vår studie och deras är just att vi använde oss av 50 % av maximal adduktionskraft, ytterliggare en skillnad är att i deras studie fick deltagarna utföra sin isometriska utåtrotation med maximal styrka. (24) Detta anser vi inte vara praktiskt genomförbart i rehabiliteringssyfte av rotatorkuffen.

Bitter et al. (22) undersökte samma muskler som i detta arbete och jämförde olika motstånd i utåtrotation: 10%, 40% och 70 % av MVIC. De fann störst isolering av INF vid 40% av MVIC utåtrotation i 0° abduktion, och vid lågt (10% av MVIC) motstånd i utåtrotation en minskad aktivitet i DPI med samtidig adduktionskraft. Minskning gick också att se vid 40 % av MVIC, men skillnaden var inte lika tydlig som vid det lägre motståndet. Däremot såg de att INF och DPP aktivitetsnivåer förändrades parallellt vid de lägre motstånden. Denna studie har dock inte normaliserat adduktionskraften mot testdeltagarens MVIC utan använde sig av ett adduktionstryck på 40 mm Hg för alla deltagare. I enlighet med Bitter et al. kunde vi också se en minskning för DPI då ett samtidigt adduktionstryck applicerades. Detta trots den metodologiska skillnaden att deltagarna i vår studie abducerade armen med ett tryck som motsvarade 50 % av maximal kontraktion, vilket alltid blev betydligt högre än 40 mm Hg.

I vår studie anser vi att det finns en risk att svårigheten att bibehålla lågt adduktionstryck har bidragit till högre värden i abduktorerna. Detta gäller för testpositionen ”utan adduktion”.

Vår metod syftade till att normalisera adduktionstryck och motstånd i utåtrotation till 50% av testdeltagarnas maximala ansträngning. Trots detta märkte vi tydliga skillnader i hur ansträngande testpersonerna upplevde testpositionerna, vilket också kan ses i graden av muskelaktivering som varierade stort i förhållande till de maximala kontraktionerna. I Figur 10 går det exempelvis att utläsa en stor skillnad för hur stor procent av MVIC de olika testpositionerna innebar för de olika deltagarna. Det är ett tydligt intervall där t.ex. en deltagare tar i med närmare 80 % av sin maximala kontraktion för DPP medan en annan deltagare tar i med strax över 10 % av sitt max i samma position. Detta exemplet är i testpositionen utan adduktionstryck in mot kroppen. Möjliga förklaringar är att testpersonerna inte var lika motiverade, trots instruktioner och uppmaningar att ta i maximalt. Andra tänkbara förklaringar kan vara att deltagarna är olika vana vid att utföra maximala kontraktioner, eller att det i MVIC-testet för m. infraspinatus fanns möjligheter att med hjälp av olika kompensatoriska tekniker uppnå större styrkevärden än vad en ren utåtrotation hade gett. Som testledare försökte vi minska risken för detta genom att ge tydliga riktlinjer för utförande och under testerna kontrollera att det såg rätt ut.

Urvalsgruppen innebär ett fokus på yngre personer med god kroppskänedom och träningsvana, och det var övervägande kvinnor (65%). Dessa faktorer är möjligtvis en begränsning vid generalisering av resultaten. Vi hade också gärna haft fler deltagare i studien, men p.g.a. studiens tidsbegränsning var detta inte möjligt. En jämnare fördelning mellan män och kvinnor hade också varit önskvärd.

Ytterligare en begränsning i aktuell studie är att vi inte mätte aktiviteten i m. teres minor. Då m. teres minor har en utåtrotterande och även en stabiliserande funktion genom att i likhet med m. infraspinatus motverka superior glidning av humerus, är muskeln aktuell att undersöka i framtida studier likt denna. Detta skulle ge en större och möjligtvis bättre helhetsbild av de muskler som är aktiva under olika variationer av utåtrotationsövningar.

BETYDELSE/KLINISK RELEVANS

Studiens resultat kan vara till hjälp vid kliniska rekommendationer om utåtrotationsövningar där man vill öka isoleringen av m. infraspinatus. Vi anser att det behövs fler liknande studier inom området och att dessa borde inkludera fler deltagare för en säkrare statistisk signifikans. Det finns också en poäng med att inkludera individer med skulderpatologi i framtida studier för att se om aktiveringsförhållandet mellan musklerna förefaller olika hos dessa individer.

KONKLUSION

Adduktionsstrategin ökade isoleringen av m. infraspinatus vid en utåtrotationsövning, främst genom en minskning av aktiviteten i m. deltoideus pars intermedia. Detta kan vara fördelaktigt i kliniska sammanhang när man vill utföra utåtrotationsövningar för att stärka m. infraspinatus och samtidigt hålla nere aktiviteten i m. deltoideus.

REFERENSER

1. Petrén T. Människokroppens byggnad. 8 uppl. Stockholm: Albert Bonniers förlag; 1975.
2. Lugo R, Kung P, Ma CB. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol.* 2008 Oct;68(1):16-24.
3. Palastanga N, Soames R. *Anatomy and human movement : structure and function* 2011.
4. Lindgren U, Svensson O. *Ortopedi.* Stockholm: Liber; 2014.
5. Houglum PA, Bertoti D, Brunnstrom S. *Brunnstrom's clinical kinesiology.* 6th uppl. Philadelphia: F.A. Davis; 2012. xxxiv, 704 p. s.
6. Sharkey NA, Marder RA. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am J Sports Med.* 1995 May-Jun;23(3):270-5.
7. Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF, An KN. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2000 Jun;15(5):322-9.
8. Widmaier EP, Raff H, Strang KT. *Vander's human physiology : the mechanisms of body function.* New York: McGraw-Hill Education; 2016.
9. Purves D. *Neuroscience.* Sixth edition. uppl. New York: Oxford University Press; 2018. 1 volume (various pagings) s.
10. Konrad P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography.* 1.4 uppl. Boston: Noraxon; 2006.
11. Norrving B. *Klinisk neurovetenskap.* Stockholm: Liber; 2015.
12. Fridlund AJ, Cacioppo JT. Guidelines for human electromyographic research. *Psychophysiology.* 1986 Sep;23(5):567-89.
13. Johnson VL, Halaki M, Ginn KA. The use of surface electrodes to record infraspinatus activity is not valid at low infraspinatus activation levels. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011 Feb;21(1):112-8.
14. Luime JJ, Koes BW, Hendriksen IJ, Burdorf A, Verhagen AP, Miedema HS, et al. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scand J Rheumatol.* 2004;33(2):73-81.
15. Garving C, Jakob S, Bauer I, Nadjar R, Brunner UH. Impingement Syndrome of the Shoulder. *Dtsch Arztebl Int.* 2017 Nov 10;114(45):765-76.
16. Kuhn JE. Exercise in the treatment of rotator cuff impingement: a systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol. *J Shoulder Elbow Surg.* 2009 Jan-Feb;18(1):138-60.
17. Page MJ, Green S, McBain B, Surace SJ, Deitch J, Lyttle N, et al. Manual therapy and exercise for rotator cuff disease. *Cochrane Database Syst Rev.* 2016 Jun 10(6):CD012224.
18. Peterson MD, Rhea MR, Alvar BA. Applications of the dose-response for muscular strength development: a review of meta-analytic efficacy and reliability for designing training prescription. *J Strength Cond Res.* 2005 Nov;19(4):950-8.
19. Gunnarsson Holzhausen A-C, Hultenheim Klintberg I. *Axelns Funktionsanalys och fysioterapi.* 2 uppl. Lund: Studentlitteratur AB; 2016.
20. White CE, Dedrick GS, Apte GG, Sizer PS, Brismee JM. The effect of isometric shoulder internal and external rotation on the acromiohumeral distance. *Am J Phys Med Rehabil.* 2012 Mar;91(3):193-9.
21. Morrison DS, Greenbaum BS, Einhorn A. Shoulder impingement. *Orthop Clin North Am.* 2000 Apr;31(2):285-93.
22. Bitter NL, Clisby EF, Jones MA, Magarey ME, Jaberzadeh S, Sandow MJ. Relative contributions of infraspinatus and deltoid during external rotation in healthy shoulders. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007 Sep-Oct;16(5):563-8.
23. Burkhart SS. Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. *Clin Orthop Relat Res.* 1991 Jun(267):45-56.

24. Forbush SW, Bandy WD, Garrison MK, Graves LC, Roberts R. Testing Infraspinatus and Deltoid Muscles with New Technique to Decrease Deltoid Activity during Testing Using Emg Analysis. *Int J Sports Phys Ther*. 2018 Aug;13(5):896-904.
25. Peng C, Bae C-H, Choi E-H, Kim M. Comparison of the Effects of Different Adduction Loads on EMG Activities of Selected Shoulder Muscles During Shoulder External Rotation Exercise in Healthy Young People. *Journal of The Korean Society of Physical Medicine*. 2019;14.
26. Tidy NM, Porter SB. *Tidy's physiotherapy : Physiotherapy Essentials [Elektronisk resurs]*: Churchill Livingstone; 2013.
27. Reilly P, Bull AM, Amis AA, Wallace AL, Richards A, Hill AM, et al. Passive tension and gap formation of rotator cuff repairs. *J Shoulder Elbow Surg*. 2004 Nov-Dec;13(6):664-7.
28. Graichen H, Hinterwimmer S, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier KH, Eckstein F. Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width in vivo. *J Biomech*. 2005 Apr;38(4):755-60.
29. Kolber M, Beekhuizen K, Santore T, Fiers H. Implications for Specific Shoulder Positioning During External Rotator Strengthening. *Strength & Conditioning Journal*. 2008;30.
30. Soderberg G. *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives. I: Servises; USDoHaH, redaktör*. 1992.
31. Helewa A, Goldsmith CH, Smythe HA. The modified sphygmomanometer-an instrument to measure muscle strength: a validation study. *J Chronic Dis*. 1981;34(7):353-61.
32. Souza LA, Martins JC, Moura JB, Teixeira-Salmela LF, De Paula FV, Faria CD. Assessment of muscular strength with the modified sphygmomanometer test: what is the best method and source of outcome values? *Braz J Phys Ther*. 2014 Mar-Apr;18(2):191-200.
33. Souza LA, Martins JC, Teixeira-Salmela LF, Lara EM, Moura JB, Aguiar LT, et al. Validity and reliability of the modified sphygmomanometer test to assess strength of the lower limbs and trunk muscles after stroke. *J Rehabil Med*. 2014 Jul;46(7):620-8.
34. Barbosa AC, Intelangelo L, Bordachar D, Fernandes I, Cardoso D, Fernandes I, et al. Validity and reliability of shoulder strength assessment during scaption, internal rotation and external rotation using an anchored, non-modified sphygmomanometer. *Human Movement*. 2018;19(2):90-8.
35. Martins JC, Teixeira-Salmela LF, Castro e Souza LA, Aguiar LT, Lara EM, Moura JB, et al. Reliability and validity of the modified sphygmomanometer test for the assessment of strength of upper limb muscles after stroke. *J Rehabil Med*. 2015 Sep;47(8):697-705.
36. Toohey LA, De Noronha M, Taylor C, Thomas J. Is a sphygmomanometer a valid and reliable tool to measure the isometric strength of hip muscles? A systematic review. *Physiother Theory Pract*. 2015 Feb;31(2):114-9.
37. Bohannon RW, Lusardi MM. Modified sphygmomanometer versus strain gauge hand-held dynamometer. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991 Oct;72(11):911-4.
38. Hermens HJ, Hägg G. *European recommendations for surface electromyography : results of the SENIAM project : biomedical and health research program, SENIAM*. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999.
39. Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2 uppl. Sudbury, MA: Jones and Bartlett; 2011.
40. Barbero M, Merletti R, Rainoldi A. *Atlas of Muscle Innervation Zones Understanding Surface Electromyography and Its Applications*. Milano: Springer Milan; 2012.
41. Kelly BT, Kadrmaz WR, Kirkendall DT, Speer KP. Optimal normalization tests for shoulder muscle activation: an electromyographic study. *J Orthop Res*. 1996 Jul;14(4):647-53.
42. Boettcher CE, Ginn KA, Cathers I. Standard maximum isometric voluntary contraction tests for normalizing shoulder muscle EMG. *J Orthop Res*. 2008 Dec;26(12):1591-7.
43. Reinold MM, Wilk KE, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Chmielewski T, et al. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2004 Jul;34(7):385-94.

44. Kim JW, Yoon JY, Kang MH, Oh JS. Selective activation of the infraspinatus during various shoulder external rotation exercises. *Journal of Physical Therapy Science*. 2012;24(7):581-4.
45. Halder AM, Itoi E, An KN. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthop Clin North Am*. 2000 Apr;31(2):159-76.

BILAGA 1: INFORMATIONSBREV

Informationsbrev

om deltagande i studien: "EMG-analys av m. infraspinatus och m. deltoideus vid utåtrotningsövningar, med och utan samtidig adduktionskraft"

Vi som genomför studien heter Jonatan Malmström och Peter Kvillegård, och vi är fysioterapeut-studenter på Lunds Universitet.

Studien är ett examensarbete om rehabiliteringsövningar för axeln. Det finns många olika sätt att göra dessa övningar, och vi vill mäta hur musklerna aktiveras i särskilda testpositioner. Vi kommer att använda EMG-utrustning för att mäta aktiviteten i musklerna, med mätelektroder som fästs på huden över tre muskler kring axeln. I samband med detta kan vi komma att behöva avlägsna hår på axeln och/eller skuldran med hjälp av en rakhyvel. Huden kommer också att förberedas där elektroderna ska fästa med lätta strykningar med ett fint sandpapper och handsprit. Det är därför viktigt att du inte har någon hudsjukdom och/eller sår på axeln. Det är även viktigt att du har på dig kläder som inte sitter åt för hårt och där huden runt skuldran är bar.

Testpositionerna ser ut så här: deltagaren sitter ner med böjd armbåge och trycker handen i sidled utåt mot ett fast motstånd. Samma sak genomförs också då deltagaren aktivt klämmer armbågen mot kroppen samtidigt som handen trycks åt sidan.

Mätningarna kommer att genomföras på HSC i Lund, och vi beräknar att det kommer att ta ungefär en timme av din tid. Vi tror inte att obehag eller smärta kommer att uppstå som följd av deltagande. Viss rodnad/irritation kan dock synas där huden förberetts för elektroder. Deltagande i studien är helt frivilligt och man kan när som helst välja att avbryta sin medverkan utan att behöva ange skäl.

Svar och resultat kommer att behandlas så att obehöriga inte kan ta del av dem. Vi kommer att fråga om namn, ålder, längd, och vikt. Detta för att kunna beskriva urvalsgruppen statistiskt, utan identifierande information.

Deltagaren har rätt att begära tillgång till sina personuppgifter, och att få personuppgifter rättade eller raderade samt att få behandlingen av uppgifterna begränsad. Ansvarig för dina personuppgifter är Lunds universitet. Om du har frågor om hur Lunds universitet behandlar personuppgifter om dig kan du vända dig till universitetets dataskyddsombud på: dataskyddsombud@lu.se.

Resultatet av studien kommer att publiceras och finnas tillgängligt på Lund Student Papers (<https://lup.lub.lu.se/student-papers/search/>), och deltagaren kommer att ha fri tillgång till den färdiga studien.

Någon ekonomisk ersättning utgår inte till deltagaren, men det bjuds på fika.

Vill du delta i studien? Kontakta någon av testledarna:

Peter Kvillegård, Tel: 0760330019, E-post: pe6628kv-s@student.lu.se

Jonatan Malmström, Tel:0736513913, E-post: soc15jm1@student.lu.se

BILAGA 2: SAMTYCKESBLANKETT

Samtyckesblankett

Jag har informerats om studien: "EMG-analys av m. infraspinatus och m. deltoideus vid utåtrötationsövningar, med och utan samtidig adduktionskraft" genom att läsa informationsbrevet.

Härmed lämnar jag samtycke till att frivilligt medverka i studien. Jag är fullt medveten om att ingen ekonomisk ersättning kommer att ges för medverkande samt att jag som testperson har full rätt att avbryta min medverkan när som utan att ange skäl.

.....

Testpersonens underskrift

.....

Datum

.....

Namnförtydligande

Testledare:

Jonatan Malmström
Tel: 0736513913
E-post: soc15jm1@student.lu.se

Peter Kvillegård
Tel: 0760330019
E-post: pe6628kv-s@student.lu.se

Tack för ditt deltagande!

BILAGA 3: BLANKETT FÖR PERSONDATA

Deltagar-ID:

Datum och tid:

Nedanstående del fylls i av deltagare i studien:

Namn:

Kön:

Ålder (år):

Längd (m):

Vikt (kg):

(Sätt kryss i rutorna
nedan)

	Ja	Nej
Höger arm är min dominanta arm		
Jag har avstått från träning av övre extremitet de senaste 24 timmarna		
Jag är just nu fri från smärta och obehag i kroppsliga strukturer som påverkar utförandet av utåtrotningsövningar		
Jag har inte haft en axelskada det senaste året		