



Institutionen för hälsa, vård och samhälle
Avdelningen för sjukgymnastik

Utbildningsprogram
i sjukgymnastik 180 hp

Examensarbete
15hp
Vårterminen 2010

**Aktiveringssekvens av musklerna m. deltoideus, m. serratus anterior och
m. trapezius vid aktiv armelevation i flexion:
en EMG studie**

Författare

Annette Uldall-Jørgensen
annette.uldall-
jorgensen.068@student.lu.se

Karolina Nordh
karolina.nordh.592@student.lu.se

Sjukgymnast utbildningen
Lunds Universitet

Examinator

Eva Holmström
universitets lektor
Avdelning för sjukgymnastik
Institutionen för hälsa, vård
och samhälle
Lunds Universitet, Sverige
Tele: 046- 222 30 89
eva_b.holmstrom@med.lu.se

Handledare

Michael Miller RPT PhD
universitets lektor
Avdelningen för
sjukgymnastik
Institutionen för hälsa, vård
och samhälle
Lunds Universitet, Sverige
Tele: 046-222 36 93
michael.miller@med.lu.se

Aktiveringssekvens av musklerna m. deltoideus, m. serratus anterior och m. trapezius vid aktiv armelevation i flexion: en EMG studie

Sammanfattning

Bakgrund: Problem i axel- och skulderregionen är den tredje vanligaste orsaken till smärta och ett felaktigt rörelsemönster i axeln kan påverka det dagliga livet. Genom metoden elektromyografi (EMG) kan myoelektriska signaler registreras och analyseras. Enligt tidigare forskning är EMG ett validerat mätinstrument för att utvärdera muskelaktivering. Skulderkinematiken är komplex och involverar många muskler. Flera tidigare studier har tagit upp vikten av att veta i vilken ordning muskelrekryteringen har skett samt skillnader i muskelrekrytering vid olika rörelsemönster i art. glenohumeralis. Armelevation i flexion är en grundläggande motorisk förmåga i dagliga aktiviteter.

Syfte: Att utvärdera aktiveringssekvensen hos m. deltoideus, m. serratus anterior och m. trapezius vid obelastad aktiv armelevation i flexion hos unga friska individer.

Studiedesign: Experimentell studie

Metod och material: Undersökningsgruppen bestod av åtta friska individer (kvinnor) med en medelålder på 27 år. Varje individ genomförde en armelevation i flexion fem gånger med varierat vilointervall. Aktiviteten hos de tre musklerna (m. deltoideus, m. serratus anterior och m. trapezius) registrerades och analyserades i programmet MegaWin. För den analytiska statistiken användes T-test och signifikans ansågs vid P-värde ≤ 0.05 .

Resultat: Det förelåg ingen signifikant skillnad i initieringstid mellan de olika muskelparen. Samma initieringstid mellan musklerna uppvisades 19 av 40 gånger i undersökningen, vanligast två gånger hos samma individ. Tidsdifferens på 0,125 s visades i två av försöken hos samtliga åtta försökspersoner, men i varierande försöksordning. Den största tidsdifferens som framkom i uträkningarna var 0,25 s vilket förekom fem gånger inom de fyrtio försöken, samtliga hos olika individer. Ingen individ hade samma tidsdifferens mellan samtliga fem försök. Medianvärdet för tidsdifferensen mellan aktivering av första och sista muskeln var 0,125 s. M. deltoideus aktiverades först i större utsträckning än de övriga två musklerna. M. serratus anterior aktiverades sist flest antal gånger följd av m. trapezius. M. trapezius var den enda muskel som initierades mellan de andra två musklerna. Ingen av försökspersonerna hade en muskelrekryteringsordning som följdes åt i samtliga fem försök.

Konklusion: Resultatet av denna studie tyder på att det inte föreligger en tydlig aktiveringssekvens för m. deltoideus, m. trapezius och m. serratus anterior, hos unga friska kvinnor vid obelastad armelevation i flexion.

Nyckelord: *elektromyografi, initial rekrytering, rörelsemönster, sjukgymnastik, övre extremitet*

Activation sequence of the deltoid muscle, serratus anterior and trapezius muscle during active arm elevation: an EMG study

Abstract

Background: Problems in the shoulder and shoulder region are the third most common cause of pain and an incorrect movement patterns in the shoulder can affect daily life. The myoelectrical signals can be recorded and analyzed by the method of electromyography (EMG). According to previous research the EMG is valid to evaluate muscle activation. Shoulder kinematics are complex and involve many muscles. Several studies have addressed the importance of knowing in which order the muscles recruitment occurs. Arm elevation in flexion is a fundamental motor ability in daily activities.

Aim: To evaluate the recruitment sequence of the deltoid muscle, serratus anterior and trapezius muscle during active arm elevation performed by young healthy individuals.

Design: Experimental trail

Method: This study group consisted of eight healthy individuals (females) with a mean age of 27 years. Each individual performed arm elevation in flexion for five times. The activity of the three muscles (deltoid muscle, serratus anterior and trapezius muscle) was recorded and analyzed in the program MegaWin software. T-test was used for the analytical statistics with significance consideration at a P-value ≤ 0.05 .

Result: There was no significant difference in onset timing between the different muscle pairs. The same onset timing between muscles occurred 19 of 40 times in the trials, most commonly twice for the same individual. The time difference of 0.125s was demonstrated in two of the trials of all the eight subjects, but in a varying muscle order. The largest time difference was 0.25s, which occurred five times, all for different individuals. The median time difference between activation of the first and last muscle was 0.125s. Deltoid muscle was activated first to a greater extent than the other two muscles. Serratus anterior muscle had the greatest number of the last onset timing followed by trapezius muscle. No individual had the same time difference or the same muscle recruitment order followed in all the five attempts.

Conclusion: The results of this study suggest that there are no clear differences in onset timing between deltoid muscle, serratus anterior and trapezius muscle for young healthy women, during active arm elevation.

Keywords: *Electromyography, movement pattern, onset timing, physical therapy, upper extremity*

Vi skulle vilja tacka vår handledare Michael Miller för den stöttning han har givit oss under denna process samt de personer som har deltagit i denna experimentella studie.

Ordlista

Aktiveringssekvens = De aktiverade musklernas aktiveringsordning

Initial rekrytering = Onset time för varje muskel

Initieringstidsdifferens = Tids differens för aktivitet mellan de tre musklerna från test till test för varje individ

Tröskelvärde (mikrovolt) för initiering av muskelaktivitet = Lägsta värde som måste överstigas för att en initiering av muskelaktivitet ska räknas. Fastställt genom en dubblering av vilo-EMG värdet.

Vilo-EMG = Visuell identifiering av sekvensen mellan två aktiviteter

Innehållsförteckning

1. Bakgrund.....	1
1.1 Skulderproblematik.....	1
1.2 EMG	1
1.3 Skulderkinematik.....	2
2. Syfte.....	2
3. Frågeställningar.....	3
4. Material och Metod.....	3
4.1 Undersökningsgrupp.....	3
4.2 Utrustning.....	3
4.3 Datainsamling.....	3
4.4 Analys av data.....	4
5. Resultat.....	5
6. Diskussion.....	7
7. Konklusion.....	9
8. Klinisk relevans.....	9
Referenslista.....	10
Bilaga 1	
Bilaga 2	
Bilaga 3	

1 Bakgrund

1.1 Skulderproblematik

Articularis (art.) glenohumeralis är den led i kroppen som har det största rörelseomfånget, vilket gör att leden kan bli ostabil samt har en ökad risk för skada och luxation [1]. En tredjedel av alla vuxna i USA lider av axel- och skuldersmärta och Gomoll et al redogjorde i en studie att det är den tredje vanligaste orsaken till smärta. Prevalensen för smärta i axel- och skulderregionen ökade med åldern samt var högre hos kvinnor [2]. Med stöd av tidigare forskning framställdes flera riskfaktorer för att utveckla smärtproblematik i axel- och skulderregionen [2, 3]. Enligt Mitchell et al var de fyra vanligast orsakerna till axelsmärta skador och/eller sjukdomar i rotatorcuffen, art. glenohumeralis eller i art. acromioclavicularis samt refererad nacksmärta. I samma studie framkom att problematik i art. acromioclavicularis ofta var sekundärt till trauma eller artros [4]. Upphovet till traumat, vilket ledde till problematik i art. acromioclavicularis, var vanligen fall på utsträckt arm eller direkt på axeln [5]. Moraes et al konstaterade att impingement syndrom var den vanligaste orsaken till smärta i axel- och skulderregionen [6]. Skuldersmärta kunde på olika sätt inverka på den dagliga aktiviteten och ha sitt ursprung från olika delar i axel- och skulderregionen. Felaktigt rörelsemönster i axeln på grund av smärta och svaghet påverkade det dagliga livet, såsom att äta och klä på sig [4].

Neurologiska orsaker har också påvisats kunna ligga bakom problem i axel- och skulderregionen. Skuldersmärta var en av de vanligaste komplikationerna vid stroke, med en incidens från 9 % - 40 %. Lindgren et al fann i en studie att smärta i skulderregionen vid stroke förlängde rehabiliteringen och verkade inskränkande på livskvalitén. Orsaker till skuldersmärta vid stroke var exempelvis paralys, minskat rörelseomfång, spasticitet och nedsatt sensibilitet [7].

Waldt & Woertler rapporterade att idrottsskador i axelregionen var vanligt förekommande hos simmare, kastsportsutövare och idrottare inom idrotter där armarna var över axelhöjd. Under det senaste decenniet har förståelsen kring biomekaniken och patofysiologin i axelleden hos idrottsutövare ökat signifikant. Hos denna kategori av idrottsutövare kunde forskare identifiera problematik som förklarades med en vidgad definition av glenohumeral instabilitet. Detta spelade en avgörande roll för skuldersmärta hos många idrottsutövare. Idrottsrelaterad instabilitet ledde ofta vidare till en ond cirkel av sekundär impingement, muskeldysfunktioner och skador på intraartikulära strukturer. Instabilitet innehöll flera störningar i form av luxationer, subluxationer och överrörlighet [8, 9].

1.2 Elektromyografi (EMG)

EMG används som metod för att registrera och analysera myoelektriska signaler i klinik och i forskning. De myoelektriska signalerna orsakas av variationer i elektriska spänningar över muskelfibrernas membran till följd av efferenta aktionspotentialer från framhornscellerna [10]. Med EMG kan muskelfunktionen studeras genom att analysera elektriska signaler vid muskelaktivitet [11, 12]. Kliniskt kan EMG användas för att identifiera aktiva muskler vid en rörelse, timing och intensitet hos en eller flera muskler vid en kontraktion samt huruvida antagonist- eller synergistmuskler aktiveras [13]. Rau et al har beskrivit EMG:s användningsområden och en viktig tillämpning var att registrera initieringen av de elektriska signalerna i enskilda muskler under en rörelse [14]. Politti et al visade användningsområde för EMG, där de förtydligade att EMG-analys gav en större kunskap om muskelaktivitets sekvensering under förutbestämda volontära rörelser [15]. Hermens et al beskrev proceduren gällande placeringen av ytelektroden vid användning av EMG i sex olika steg, något som

också Konrad beskrev [11,16]. Enligt Meskers et al var EMG ett mätinstrument med validitet för att utvärdera muskelaktivering [17].

1.3 Skulderkinematik

Många muskler är involverade i skulderkinematiken. Rotatorcuffen, med sin stabiliserande funktion bestående av m. infraspinatus, m. subscapularis, m. supraspinatus och m. teres minor, ligger lednära med senorna invävda i ledkapseln. M. deltoideus är den största och starkaste skuldermuskeln, medan de ytliga ryggmusklerna består av bland annat m. latissimus dorsi, m. levator scapulae, mm. rhomboidei, m. teres major och m. trapezius. De ytliga bröstmusklerna är m. pectoralis major et minor, m. serratus anterior och m. subclavicularis [18]. Flera studier åskådliggör vikten av samspelet mellan musklerna i axel- och skulderregionen vid rörelser i art. glenohumeralis [6, 9, 19, 20, 21]. För att fullt ut kunna beskriva skulderkinematiken är det viktigt att veta i vilken ordning synergistmusklerna aktiverades under en aktiv rörelse, det vill säga muskelaktiveringssekvensen [6, 9]. I en studie av Moraes et al antydde det att individer med impingement hade en senare rekrytering av stabiliserande muskler vid armelevation, däremot var inte själva utförandet av rörelsen påverkat hos individerna med impingement [6]. Diederichsen et al undersökte samt jämförde det aktiva rörelsemönstret hos individer med impingement samt hos friska individer och kunde se skillnader mellan dem gällande det aktiva rörelsemönstret [22].

I studier som undersöker i vilken sekvens muskler viljemässigt aktiveras under en aktivitet används begreppet ”onset timing”. I denna studie använder vi begreppet ”initial rekrytering” istället för ”onset timing”. Feedforward kontroll är en mycket viktig central neurologisk mekanism för att bibehålla adekvat motorisk kontroll och stabilitet före och under en volontär rörelse [13]. Detta innebär att det centrala nervsystemet kan aktivera specifika lednära muskler strax innan en angulär rörelse sker. Initial rekrytering av axel- och skuldermuskler har studerats med EMG [6, 9, 20, 21, 22]. O’Connell et al studerade den initiala rekryteringen av m. subscapularis och fann skillnader i denna muskels övre och nedre del vid aktiv axelabduktion [20]. David et al rapporterade skillnader i den initiala rekryteringen i rotatorcuff musklerna, m. biceps brachii, m. deltoideus och m. pectoralis major under axelabduktion [21]. Wadsworth & Bullock-Saxton studerade den initiala rekryteringen av övre delen av m. trapezius och m. serratus anterior [22]. Cool et al rapporterade om idrottares avvikande muskelrekryteringsmönster i m. trapezius vid impingement [9].

Armelevation i flexion är en grundläggande motorisk förmåga i många aktiviteter som engagerar den övre extremiteten. Ingen tidigare studie har utvärderat aktiveringssekvensen mellan m. trapezius, m. deltoideus och m. serratus anterior vid armelevation i flexion, vad vi har kunnat finna. Vi har valt dessa muskler för de olika funktionerna de har vid denna rörelse. För att kunna utvärdera förändringar i skulderkinematiken hos personer med dysfunktion i skulder- och axelkomplexet kan det komma att behövas data över aktiveringssekvensen av dessa muskler hos friska individer.

2 Syfte

Syftet med denna EMG-studie var att utvärdera aktiveringssekvensen hos m. deltoideus, m. serratus anterior och m. trapezius vid obelastad aktiv armelevation i flexion hos friska individer (kvinnor) i åldern 20-35 år.

3 Frågeställningar

- Är det skillnad i aktiveringssekvens för dessa muskler mellan individerna?
- Är det skillnad i initieringsdifferens och aktiveringssekvens för dessa muskler från test till test för varje individ?

4 Material och Metod

4.1 Undersökningsgrupp

Undersökningsgruppen bestod av åtta friska kvinnor ($26,9 \pm 3,56$ år; $1,66 \pm 0,0756$ m; $59,4 \pm 4,90$ kg). Kvinnorna hade inte sökt sjukvård för problematik i axel- och skulderregion tidigare samt var subjektivt besvärs fri i axel- och skulderregionen vid deltagandet i studien. Deltagarna rekryterades via ett väntrumсурval, det vill säga de första åtta kvinnorna som uppfyllde inklusionskriterierna och som ville delta. Upptagningsområdet för urvalet skedde genom förfrågan via mail i anslutning till Health Science Centre och sjukgymnastutbildningen i Lund. De exklusions kriterier som fanns var kön (man), ålder (över 35 år eller under 20 år) och problematik i axel- och skulderregion vid undersökningstillfället eller tidigare.

4.2 Utrustning

EMG aktiviteten via ytelektroder (Ambu® Neuroline 720) har registrerats samt analyserats med Megawin®6000.

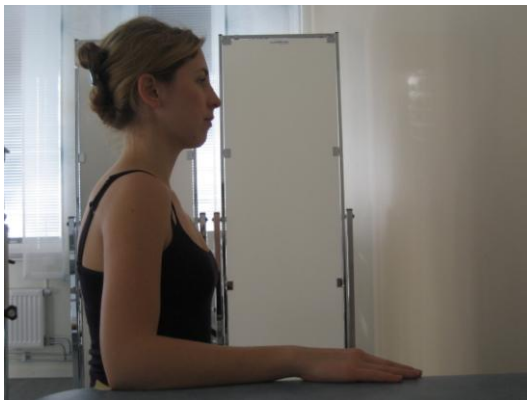
4.3 Datainsamling

Standardiseringen av utförandet skedde genom pilotstudier på testledarna samt handledaren. Datainsamlingen skedde genom kliniska tester. Försökspersonens utgångsposition var sittande på en stol med en höj- och sänkbar brits som armstöd för höger armen. Höger sida valdes för att öka avståndet mellan hjärtat och elektroderna på den sida som undersöktes. Höft-, knä- och armbågsflexionen var 90° . Försökspersonen ombads att ta av sig på överkroppen samt även bygel-bh, detta för att undvika störning av elektroderna. Testledare 1 palperade fram vardera muskelbuk (anteriora delen av m. deltoideus, m. serratus anterior, m. trapezius pars descendens) genom att försökspersonen fick lägga ett specifikt motstånd mot testledaren och på så vis provocera fram en kontraktion av den avsedda muskulaturen. När testledare 1 funnit önskat elektrod område preparerades huden genom slipning med sandpapper samt rengöring med sprit innan elektroderna fästes. Detta för att få en optimal kontaktyta för elektroderna. Två elektroder och en jord fästes på vardera muskelbuk som ingick i undersökningen, detta gav en summa av nio fästpunkter för elektroder totalt på försökspersonen (se figur 1a och 1b).



Figurer 1a och 1b Här visas ytelektrodernas placering på m. deltoideus, m. serratus anterior och m. trapezius.

Underarmen vilade på britsen, muskulaturen i skulderregionen var avslappnad, vilket kontrollerades via EMG. Utgångspositionen, 90° armbågsflexion och avlastat läge för skuldermuskulaturen, märktes ut med markeringstejp på britsen och under utförandet hade en testledare 1 sin hand vid markeringen för att kontrollera och stötta försökspersonen att gå hela vägen tillbaka till utgångsposition mellan testomgångarna (se figur 2a). Testledare 1 fäste även en markeringstejp på väggen framför försökspersonen där försökspersonens fingertoppar nuddade väggen med 0° i armbågen samt armen i 90° vinkel mot vertikallinjen och överkroppen, det vill säga armelevation i flexion, detta för att markera slutposition (se figur 2b). Testledare 2 tydliggjorde att rörelsen mellan de två markörerna skulle ske med en tidsåtgång på ungefär två sekunder där kommandot ”nu” initierade början av rörelsen till slutposition med fingertopparna mot väggen i 90° armelevation i flexion. Detta övades genom att testledare 2 sa ”nu” och räknade ”noll- ett”, där ”noll” utgjorde start av rörelsen och ”ett” utgjorde slutposition. Försökspersonen fick öva rörelsen tre till fem gånger.



Figur 2a
Utgångsposition vid starten på arm elevationen



Figur 2b
Slutposition vid armelevationen i flexion

Varje försöksperson gjorde fem repetitioner med varierande vilointervall, detta för att säkerställa att vilo-EMG uppnåddes mellan de olika rörelseintervallerna samt att försökspersonen inte skulle vara förberedd på när nästa kommando skulle komma. I rummet var det tyst och endast försökspersonen och försöksledarna var närvarande.

4.4 Analys av data

Analysen av data skedde i programmet *MegaWin*. För den visuella analysen markerades de fem EMG-aktiviteterna/försöken först genom *Area of interest*, (*AOI*). Därefter filtrerades ogynnsamma brusfrekvenser bort, de som var mindre än 50Hz (Europa standard på elektronisk utrustning) och över 410 Hz (ofysiologiska frekvenser). Detta gjordes genom att *Edit Data* markerades i menyraden vilket öppnade ett nytt fönster, därefter fylldes valda riktlinjer in i *Band pass*. EMG informationen likriktades till positiva värden genom markering av *Area of interest* och sedan, *Root mean square Averaging* (*RMS Averaging*). Därefter ökades variabiliteten genom *smoothing*, området markerades genom *AOI*, vidare *calculation* och *smoothing*.

Tröskelvärde i mikrovolt för initiering av muskelaktivitet beräknades genom att visuellt identifiera lägsta värdet i vilo-EMG för varje enskilt försök före aktiviteten med markören, *cursor show*, och därefter dubblerades detta värde. När sedan värdet översteg tröskelvärdet registrerades detta som en muskelaktivitet och tiden för varje muskels initial rekrytering antecknades.

Deskriptiv statistik, medelvärde och standar deviationer användes för att beskriva de inbördes tidsskillnaderna mellan varje muskels initieringstid från samtliga försök. För att analysera

statistiska skillnader i aktiveringssekvensen användes tre T-tester. Signifikans ansågs föreligga vid $P \leq 0.05$.

5 Resultat

För den statistiska analysen fanns 120 initieringstidsvärden (åtta personer, fem försök på tre muskelgrupper), (se bilaga 3).

Den första frågeställningen var om det fanns skillnad i aktiveringssekvens för dessa muskler mellan individerna (N= åtta). Tidsskillnaden analyserades mellan muskelparen:

- m. deltoideus/m. trapezius och m. deltoideus/m. serratus anterior
- m. deltoideus/m. trapezius och m. trapezius/m. serratus anterior
- m. deltoideus/m. serratus anterior och m. trapezius/m. serratus anterior

Det förelåg ingen signifikant skillnad i initieringstid mellan dessa ovannämnda muskelpar. De respektive P-värdena från T-testerna var 0,88, 0,27 samt 0,07 vilket baserades på värdena i tabell 1. Vid negativ tidsdifferens var det den sista muskeln som aktiverades senare än den första muskeln i analysen, till exempel var medelvärdesdifferensen mellan muskelgrupperna m. deltoideus och m. trapezius för försöksperson ett, -0,050 s. Detta innebär att m. deltoideus medelvärde av tidsskillnaden var 0,050 s snabbare än m. trapezius hos försöksperson ett.

Tabell 1 Medelvärde och SD av tidsskillnad (s) mellan de olika muskelparen hos samtliga försökspersoner. Det fanns inga signifikanta skillnader i initieringstiderna.

Medelvärde av tidsskillnad mellan muskelparen (s)			
Försöksperson	M. deltoideus/ m. trapezius	M. deltoideus/ m. serratus anterior	M. trapezius/ m. serratus anterior
1	-0,050	-0,100	-0,050
2	-0,025	0,050	0,075
3	-0,025	-0,100	-0,075
4	-0,050	0,000	0,050
5	0,025	-0,025	-0,050
6	-0,050	-0,025	0,025
7	0,025	0,075	0,050
8	-0,050	-0,050	0,000
Medelvärde ± SD	-0,0250 ± 0,0327	-0,0219 ± 0,0633	0,003 ± 0,0588

Den första delfrågan i den andra frågeställningen var om det fanns skillnad i initieringstidsdifferens för dessa muskler från test till test för varje individ? För att svara på denna fråga kalkylerades tidsdifferensen mellan den muskeln som aktiverades först (nummer ett) och den muskel som aktiverades sist (nummer tre). För försöksperson nummer ett är det försök ett till fem, för försöksperson nummer två är det försök sex till tio och så vidare (se tabell 2). Vid 19 av 40 gånger i undersökningen uppvisades ingen initieringstidsdifferens mellan musklerna, approximativt lika fördelat över gruppen (se tabell 2). Tidsdifferens på 0,125 s visades i två av försöken hos samtliga åtta försökspersoner, men i varierande försöksordning. Den största tidsdifferens som framkom i uträkningarna var 0,25 s, vilket förekom fem gånger inom de fyrtio försöken, samtliga hos olika individer. Ingen individ hade samma tidsdifferens mellan samtliga fem försök. Medianvärdet för tidsdifferensen mellan aktivering av första och sista muskeln var 0,125 s.

Tabell 2 Tidsdifferensen (s) mellan den första aktiverade muskeln och den sista aktiverade muskeln, för samtliga försök hos alla försökspersoner

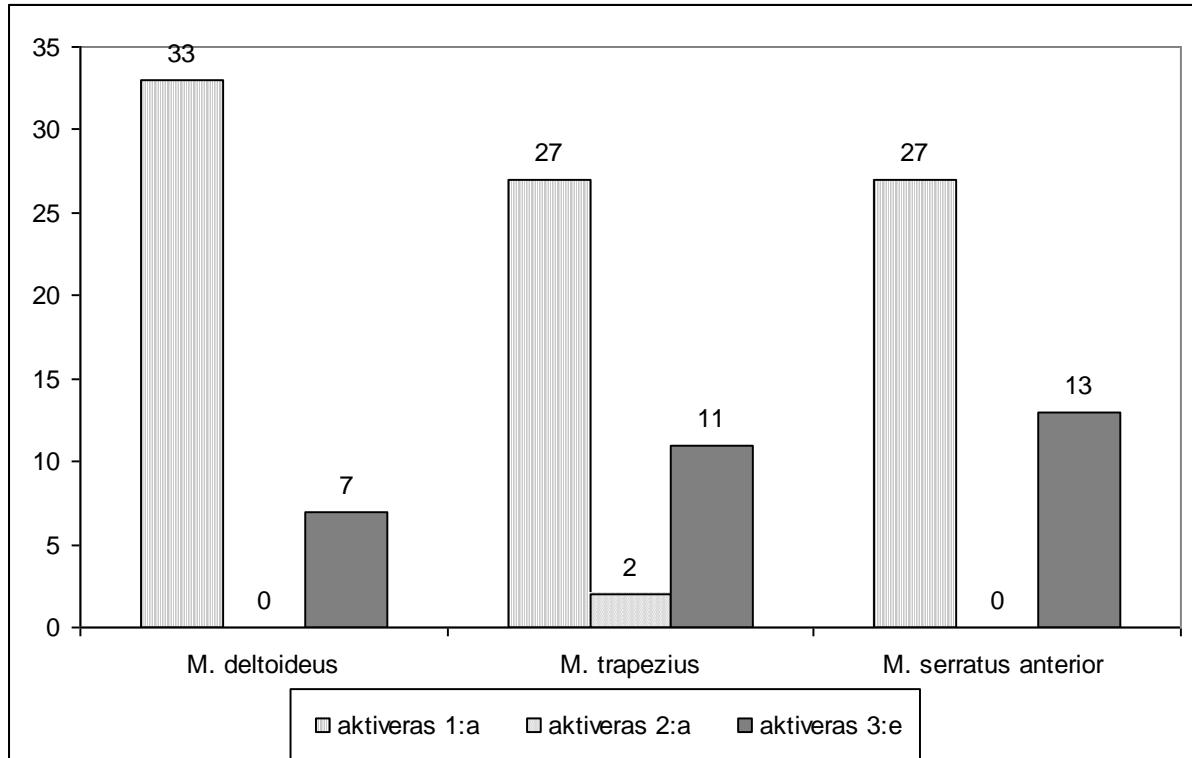
Största tidsdifferensen i initiering av musklerna (s)

Försök^a	Nummer 1	Nummer 3	Tidsskillnad
1	5,250	5,375	0,125
2	16,000	16,000	0,000
3	28,250	28,500	0,250
4	38,125	38,125	0,000
5	48,000	48,125	0,125
6	18,625	18,750	0,125
7	26,625	26,625	0,000
8	35,000	35,000	0,000
9	41,875	42,125	0,250
10	49,75	49,875	0,125
11	5,500	5,500	0,000
12	15,125	15,250	0,125
13	26,750	26,875	0,125
14	38,125	38,125	0,000
15	50,500	50,750	0,250
16	5,250	5,375	0,125
17	11,750	11,875	0,125
18	21,375	21,375	0,000
19	27,250	27,250	0,000
20	33,375	33,375	0,000
21	5,125	5,250	0,125
22	22,750	22,875	0,125
23	34,375	34,375	0,000
24	43,500	43,500	0,000
25	54,250	54,250	0,000
26	10,250	10,500	0,250
27	22,500	22,500	0,000
28	33,125	33,125	0,000
29	41,625	41,750	0,125
30	54,375	54,500	0,125
31	4,750	4,875	0,125
32	28,750	28,750	0,000
33	36,000	36,000	0,000
34	43,125	43,375	0,250
35	50,375	50,500	0,125
36	21,000	21,000	0,000
37	37,750	37,750	0,000
38	47,625	47,625	0,000
39	59,750	59,875	0,125
40	75,250	75,375	0,125

^aAlla försök totalt, dvs. fem försök per försöksperson.

För att svara på frågeställningen om det fanns någon skillnad i aktiveringssekvens för dessa muskler från test till test för varje individ, genomfördes en deskriptiv framställning av muskelaktiveringssekvensen. En iakttagelse gjordes av vilken muskel som aktiverades först

(siffran 1), mellan (siffran 2) och sist (siffran 3). Hur ofta de olika musklerna följde en viss aktiveringssekvens beskrivs nedan. När rekryteringen skedde samtidigt har samma siffra angivits för båda musklerna, till exempel samtidig första rekrytering har givits siffran 1, respektive en gemensam sista aktivering siffran 3. I figur 1 redovisas antalet gånger muskeln aktiverades först, mellan alternativt sist av de tre musklerna i samtliga försök.



Figur 1 Frekvens på initieringsordning för de olika musklerna vid samtliga försök. (120 värden under 40 försök)

M. deltoideus aktiverades först i större utsträckning än de övriga två musklerna. M. serratus anterior aktiverades sist flest antal gånger följt av m. trapezius. M. trapezius var den enda muskel som initierades mellan de andra två musklerna. Ingen av försökspersonerna hade en muskelrekryteringsordning som följdes i samtliga fem försök.

6 Diskussion

Tidigare forskning har belyst vikten av samspel mellan musklerna i axel- och skulderregionen [6, 9, 21]. För att lättare beskriva skulderkinematiken är det av vikt att veta muskelaktiveringssekvens vid en aktiv rörelse, anser bland annat Moraes et al [6, 9]. Syftet med testerna i denna studie var att utreda huruvida det fanns skillnader i aktiveringssekvens och initieringstidsdifferens på individ- och gruppnivå. Vi har inte kunnat identifiera att dessa tre muskler utvärderats tillsammans tidigare. David et al identifierade skillnader i den initiala rekryteringen i rotatorcuffmusklerna, m. biceps brachii, m. deltoideus och m. pectoralis major under axelabduktion, och fann att samtliga muskler aktiverades före den angulära rörelsen men att rotatorcuffmusklerna samt m. biceps brachii aktiverades allra först [20]. Medan Wadsworth & Bullock-Saxton studerade den initiala rekryteringen av m. serratus anterior och övre delen av m. trapezius och fann att det fanns skillnader i rekryteringsmönstret hos simmare som var friska i förhållande till dem som var skadade i skulderregionen [21]. I föreliggande studie fann vi ingen signifikant aktiveringssekvens mellan musklerna. Vi tolkar det som att musklerna som studerades, det vill säga m. deltoideus, m. serratus anterior och m. trapezius, aktiverades i en slumpmässig följd mellan individerna. I figur 1 framgår det att det

även hos samma individ saknas en specifik aktiveringssekvens mellan de olika försöken. Vi kan dock konstatera att P-värdet vid T-test mellan muskelparen m. deltoideus/m. serratus anterior och m. trapezius/m. serratus anterior låg på $P=0.067$ som trots att det överstiger 0.05 ger viss spekulativ tillåtelse att det möjligen kan finnas en tendens till att m. serratus anterior aktiveras sist.

De flesta tidigare studier är dock gjorda hos individer som har haft någon form av skada eller sjukdom, medan undersökningsgruppen i föreliggande studie består av unga friska individer (kvinnor). Detta borde rimligen inte ge samma resultat som vid undersökning av individer med skador eller sjukdomar. Vi anser att det hos en ung och frisk individ som utför en obelastad volontär rörelse inte borde finnas något behov av en speciell aktiveringssekvens, vilket även resultatet visar. En variation i aktiveringssekvenserna skulle istället kunnat uppfattas som friskhetstecken vid obelastad armelevation. Om rörelsen istället hade varit belastad och/eller att individen hade haft någon form av skada eller sjukdom som påverkat rörelsemönstret i axeln, hade vi kanske kunnat finna en signifikant skillnad mellan musklerna. Enligt Lieber och Shumway-Cook är feedforward en viktig central neurologisk mekanism för att stabilisera före och under en volontär rörelse samt för att bibehålla adekvat motorisk kontroll [10, 13]. Denna mekanism, tror vi, skulle bli mer påtaglig om den volontära rörelsen var belastad och/eller att individen hade någon form av skada och/eller sjukdom i axel – och skulderregionen. Detta i sin tur skulle troligen ge en signifikant skillnad i aktiveringssekvensen, det vill säga initieringsordningen. En möjlig förklaring till resultaten i föreliggande studie kan vara att det vid en obelastad armelevation inte krävs en tydlig anticipatorisk föraktivering av scapulastabilisering exempelvis från m. serratus anterior. Det vore intressant att vidare undersöka samma volontära rörelse, men i ett belastat läge. Likaså undersöka individer med sjukdomar eller skador som påverkar rörelsemönstret i axeln. Detta för att undersöka om det finns någon signifikant skillnad.

Den obelastade rörelsen, inkluderingskriterier för försökspersonerna samt storleken på undersökningsgruppen, tror vi påverkade resultatet. Vi tror att resultatet kunde sett annorlunda ut med en större undersökningsgrupp, där aktiveringssekvensen och spridningen mellan olika individer troligen skulle framkomma tydligare.

Lieber beskriver EMG som en metod för registrering och analysering av myoelektriska signaler som orsakas av elektriska spänningar över muskelfibrernas membran [10]. Med hjälp av EMG kan initiering av muskelaktivitet identifieras, vilket vi har använt oss av i föreliggande studie. Enligt Meskers et al var EMG ett validerat mätinstrument för att utvärdera muskelaktivering [17]. Vid bearbetning av EMG-data har vi försökt att minimera antalet felkällor, men vi har även förståelse för att dessa förekommer. Ett exempel på detta är vid analys av EMG-värden för att finna tröskelvärdet. Vilo-EMG värdena hos samma individ kan avvika ifrån varandra inom ramen för de olika försöken och för att minimera felkällorna har vi valt att beräkna tröskelvärdet utifrån den förgående viloperioden. Hade vi istället beräknat tröskelvärdet utifrån medelvärdet på försökspersonens totala vilo-EMG hade det kunnat bli för högt eller för lågt, vilket hade resulterat i en felaktig tidsbedömning av initieringen av de olika musklerna. Vid minsta aktivitet på $1 \mu\text{V}$ i vilointervallet var således tröskelvärdet $2 \mu\text{V}$ och då värdet översteg $2 \mu\text{V}$ registrerades tiden som start av aktivitet. Vi valde att tröskelvärdet var tvunget att överstigas, då endast en dubbling av minsta värdet förekom relativt frekvent inom hela vilointervallet. Detta hade givit orimliga tidsskillnader mellan initieringen av muskulaturen medan överstigning av tröskelvärdet förekom inom markeringarna i början av den visuella aktiveringskurvan. För att minimera effekten av signal artefakter har vi filtrerat rå EMG-signalen från andra elektromagnetiska källor i närheten av undersökningslokalen och från elektrokardiosignaler.

I EMG-programmet *MegaWin* är tidsintervallen förutbestämt på markören till 0,125 s. Det var med hjälp av denna markör vi visuellt gjorde bedömningar av EMG-kurvorna. Även då vi zoomade in ett försöksintervall i ett eget fönster var tidsintervallet 0,125 s. Vi fann att det fysiologiskt är ett relevant tidsintervall i denna studie, vilket även kan härledas från Scmidt [23].

Problematik kring definiering av vilo-EMG rent visuellt har förekommit. Vid en låg aktivitet till följd av en högre aktivitet inom spannet för samma vilo-EMG, har vi beräknat vilo-EMG utifrån den närmsta vilo-EMG sekvensen, då vi bedömt att tröskelvärdet rimligen låg inom den närmsta viloperioden. Detta för att tröskelvärdet hade nåtts orimligt tidigt om vi utgått från lägsta värdet från den lägre aktivitetsperioden. Efter en aktivitet har vi uppmärksammat att det kan förekomma ett negativt värde, det vill säga ett värde som ligger under tänkt vilo-EMG precis efter avslutad aktivitet. Denna har vi inte tagit med i vilo-EMG intervallet då vi har dragit slutsatsen att den tillhör det föregående försökets aktivitet. Lägsta värdet hade blivit orimligt lågt och vi hade fått en initieringstid som inte hade varit inom spannet för aktiveringen. Vid en EMG-aktivitet under pågående viloperiod har vi förbigått aktiviteten inom ramen för vilopotentialen. Det kan till exempel vara en axelryckning som inte föregåtts av en markeringsflagga. Denna aktivitet har vi då förbigått hos samtliga musklers vilo-EMG. I ett par fall har tröskelvärdet nåtts utanför ramen av markeringsflagg för aktiveringsstart. Detta har kunnat se ut som följer: aktuellt uträknat tröskelvärde är 2 μV , 3 μV registreras sedan går värdet ner till 2 μV igen innan värdet ökar till 12 μV , då har vi tagit tiden för värdet 12 μV som initieringstid.

7 Konklusion

Resultatet av föreliggande studie tyder på att det inte föreligger en tydlig aktiveringssekvens för m. deltoideus, m. trapezius och m. serratus anterior, hos unga friska kvinnor vid obelastad armelevation i flexion. Mer forskning inom området hade kunnat möjliggöra för vidare antaganden.

8 Klinisk relevans

Våra resultat visar att det saknas tydlig aktiveringssekvens mellan m. deltoideus, m. serratus anterior och m. trapezius vid en obelastad armelevation i flexion. Vi anser dock att resultatet kan vara av klinisk relevans vid jämförelse av individer med skador och/eller sjukdomar i axel- och skulderregionen. Detta skulle även kunna tyda på att en individ med en tydlig aktiveringssekvens kan ha en skada eller en sjukdom i denna region, vilket då skulle kunna identifieras med hjälp av EMG. Vidare skulle undersökningen kunna utvecklas hos en större population samt i olika åldersspann, dels för att utvärdera signifikansen för aktiveringssekvensen samt för att identifiera skador och sjukdomar. Vidare forskning inom området vore önskvärt för att kunna dra ytterligare slutsatser.

Referenslista

1. Handoll HHG, Al-Maiyah MA. Surgical versus non-surgical treatment for acute anterior shoulder dislocation. *The Cochrane Library*. 2009; (1): 5.
2. Gomoll A, Katz J, Warner J, Millett P. Rotator cuff disorders recognition and management among patients with shoulder pain. *ARTHRITIS & RHEUMATISM*. 2004;50 (12):3751-3761.
3. McBeth J, Jones K. Epidemiology of chronic musculoskeletal pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 2007;21 (3):403–425.
4. Mitchell C, Adebajo A, Hay E, Carr A. Shoulder pain: diagnosis and management in primary care. *BMJ*. 2005;331:1124-1128.
5. Namkoong S, Zuckerman JD, Rose DJ. Traumatic subacromial dislocation of the acromioclavicular joint: a case report. *J Shoulder Elbow Surg*. 2007;16(1):8-10. Epub 2006 Sep 1.
6. Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *J Shoulder Elbow Surg*. 2008;17(1 Suppl):48S-53S.
7. Lindgren I, Jönsson A-C, Norrving B, Lindgren A. Shoulder pain after stroke, a prospective population-based study. *Stroke*. 2007;38: 343-348.
8. Waldt S, Woertler K. MR imaging in sports-related glenohumeral instability. *Eur Radiol*. 2006; 16: 2622–2636.
9. Cools A M, Witvrouw E E, Declercq G A, Danneels L A, Cambier D C. Scapular Muscle Recruitment Patterns: Trapezius Muscle Latency with and without Impingement Symptoms. *Am J Sports Med*. 2003; 31(4):542-549.
10. Lieber RL. *Skeletal Muscle Structure, Function, & Plasticity. The Physiological Basics of Rehabilitation*. 2nd ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
11. Konrad P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale: Noraxon INC; 2005.
12. Basmajian J, DeLuca C. *Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography*. 5th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1986.
13. Shumway-Cook A, Woollacott M H. *Motor control, translating research into clinical practice*. 3th ed. Lippincott: Williams & Wilkins; 2007.
14. Rau G, Schulte E, Disselhorst-Klug C. From cell to movement: to what answers does EMG really contribute? *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004; 14:611–617.
15. Politti JC, Felice CJ, Valentinuzzi ME. Arm EMG during abduction and adduction: hysteresis cycle. *Medical Engineering & Physics* 25 (2003) 317–320.
16. Hermens H J, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000; 10:361–374.
17. Meskers CG, de Groot JH, Arwert HJ, Rozendaal LA, Rozing PM. Reliability of force direction dependent EMG parameters of shoulder muscles for clinical measurements. *Clinical Biomechanics*. 2004; 19: 913-920.

18. Bojsen-Möller F. Rörelseapparatens anatomi. 4th ed. Ungern: Liber; 2007.
19. O'connell E N, Cowan J, Christopher T. An investigation into EMG activity in the upper and lower portions of the subscapularis muscle during normal shoulder motion. *Physiother. Res. Int.* 2006; 11(3): 148–151.
20. David G, Magarey M.E., Jones M.A., Dvir Z., Türker K.S., Sharpe M. EMG and strength correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clinical Biomechanics* 2000; 15: 95-102.
21. Wadsworth DJ S, Bullock-Saxton J E. Recruitment Patterns of the Scapular Rotator Muscles in Freestyle Swimmers with Subacromial Impingement. *Int J Sports Med* 1997; 18: 618-624.
22. Diederichsen L, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T et al. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008. [in press] doi:10.1016/j.jelekin.2008.08.006.
23. Schmidt R A. Motor learning & performance, from principles to practice. U.S.A: Human Kinetics Books; 1991.

Bilaga 1

Deltagarinformation

Vi är två sjukgymnaststudenter, Annette Uldall-Jørgensen och Karolina Nordh, som går femte terminen på sjukgymnastutbildningen i Lund. Som kandidatuppsats har vi valt att titta på muskelrekryteringen i axel- och skulderregion hos unga skadefria tjejer vid en obelastad aktiv armelevation i flexion. Det mätinstrument vi har valt att använda är elektromyografi (EMG). Vår handledare är Michael Miller som är Universitets lektor på avdelningen för sjukgymnastik, institutionen för hälsa, vård och samhälle, på Lunds universitet.

Bakgrund och syfte med studien

Axelproblematik är något som är tämligen vanligt i dagens samhälle. Några bakomliggande orsaker kan vara impingement, neurologiska åkommor, acromioclavikular problematik och idrottsskador. Några av de vanligaste symtomen vid dessa problem är smärta och nedsatt rörlighet, vilket i sin tur påverkar livskvalitén. Genom att undersöka muskelrekryteringen vill vi se om det är något vi som sjukgymnaster kan använda oss av vid rehabiliteringen av axel- och skulderproblematik. Det finns få studier gjorda gällande EMG och muskelrekrytering.

Tillvägagångssätt

Undersökningen innebär att vi kommer att fästa ytliga elektroder (plattor) på huden över axel- och skulderregionen, för att mäta muskelrekryteringen i tre olika muskler samtidigt som Du utför en rörelse. Du kommer att få sitta på en stol, låta armen vila på ett armstöd tills vi ber dig föra armen långsamt rakt framför dig upp till axelnivå och därefter sakta föra armen tillbaka. Du kommer att få utföra rörelsen fem gånger, med varierad vila emellan försöken.

Plats och tidsåtgång

Mätningarna kommer att ske på Health Science Centre i Lund. För tydligare vägbeskrivning vänligen kontakta oss. Du bör räkna med att kunna avsätta en halvtimme till denna undersökning. Vi ser gärna att Du är där fem minuter innan, för att vi ska kunna sätta igång vid utsatt tid.

Vilka kan delta?

Vi söker Dig som är tjej mellan 20-35 år och som inte har några skador eller sjukdomar i axel- och skulderregion, varken nu eller tidigare. Är du intresserad att delta eller har fler frågor är Du välkommen att kontakta oss, se nedan.

Tack för Er tid!

Vänliga hälsningar, *Annette och Karolina*

Annette Uldall-Jørgensen, Malmö
annette.uldall-jorgensen.068@student.lu.se

Karolina Nordh, Halmstad
karolina.nordh.592@student.lu.se

Michael Miller (handledare)
Michael.miller@med.lu.se

Bilaga 2

Etisk ställningstagning

Syfte med studien

Syftet med studien, tror vi, är att det första som försökspersonen skulle vilja veta. För att delta behövs det troligtvis finnas en förståelse hos försökspersonen varför vi vill göra denna studie. Det första etiska ställningstagandet som de eventuella försökspersonerna då gör, är att bestämma huruvida han/hon vill bidra till vår studie. Detta beslut, tror vi, han eller hon grundar på om de anser att vårt syfte är viktigt och att de kan stå för att ha deltagit i vår studie.

Metoden

Nästa tanke som kommer upp hos de eventuella försökspersonerna, skulle rimligtvis kunna vara tillvägagångssättet. Hur ska undersökningen gå till? Kommer det göra ont? Detta kan vara några tankar som kan komma upp hos de eventuella försökspersonerna. Här är det viktigt att vi informerar på ett lätt och enkelt sätt, inte allt för invecklat, och naturligtvis svarar på deras frågor. Det är viktigt när vi informerar att vi hela tiden förhåller oss objektiva till informationen och inte diskuterar några resultat med individerna, utan endast sakligt förklarar vad som kommer att ske i undersökningsrummet.

Anonymitet och Datahantering

Det är av stor vikt att vi förklarar för de eventuella försökspersonerna att den enda information vi behöver av dem är ålder, längd och vikt, vilket gör att de förhoppningsvis kan känna sig konfidentiella. Detta är något som, vi tror, att de kommer fundera på. I resultatet kommer all data att vara konfidentiell. Något som hör ihop med ovanstående och som vi tror de eventuella försökspersonerna funderar över är hur datan kommer att hanteras, det vill säga hur vi handhar den information och de mätvärden vi får av dem. Det är viktigt att poängtera att vi har tystnadsplikt i alla avseenden. Alla data kommer att vara konfidentiell och de enda personerna med tillgång till materialet innan resultatet publiceras är vi, Annette och Karolina, samt vår handledare Michael Miller.

Resultatet

Resultatet kommer att presenteras våren 2010. Först när kandidatuppsatsen är godkänd av examinatorn kommer materialet att finnas till förfogande för allmänheten.

Deltagande

Att delta är helt frivilligt och vi hoppas att de som deltar tycker det är finns ett bra syfte med studien samt att de känner att de kan vara med och bidra. Om det av någon anledning inte känns bra när det är dags för undersökning, är det helt okej att hoppa av. Vi skriver inget bindande kontrakt med dem som väljer att anmäla sig att delta i vår studie.

Bilaga 3

Tabell A Initieringstid (s) för m. deltoideus vid samtliga försök hos alla försökspersoner

Initieringstid för m. deltoideus					
Försöksperson	Försök 1	Försök 2	Försök 3	Försök 4	Försök 5
1	5,250	16,000	28,250	38,125	48,000
2	18,750	26,625	35,000	42,125	49,750
3	5,500	15,125	26,750	38,125	50,500
4	5,250	11,750	21,375	27,250	33,375
5	5,125	22,875	34,375	43,500	54,250
6	10,250	22,500	33,125	41,625	54,500
7	4,875	28,750	36,000	43,375	50,500
8	21,000	37,750	47,625	59,750	75,250

Tabell B Initieringstid (s) för m. trapezius vid samtliga försök hos alla försökspersoner

Initieringstid för m. trapezius					
Försöksperson	Försök 1	Försök 2	Försök 3	Försök 4	Försök 5
1	5,250	16,000	28,500	38,125	48,000
2	18,750	26,625	35,000	42,125	49,875
3	5,500	15,125	26,75	38,125	50,625
4	5,375	11,875	21,375	27,250	33,375
5	5,125	22,750	34,375	43,500	54,250
6	10,375	22,500	33,125	41,750	54,500
7	4,875	28,750	36,000	43,375	50,375
8	21,000	37,750	47,625	59,875	75,375

Tabell C Initieringstid (s) för m. serratus anterior vid samtliga försök hos alla försökspersoner

Initieringstid för m. serratus anterior					
Försöksperson	Försök 1	Försök 2	Försök 3	Försök 4	Försök 5
1	5,375	16,000	28,500	38,125	48,125
2	18,625	26,625	35,000	41,875	49,875
3	5,500	15,250	26,875	38,125	50,750
4	5,250	11,750	21,375	27,250	33,375
5	5,250	22,875	34,375	43,500	54,250
6	10,500	22,500	33,125	41,625	54,375
7	4,750	28,750	36,000	43,125	50,500
8	21,000	37,750	47,625	59,875	75,375