



LUNDS
UNIVERSITET

Institutionen för hälsovetenskaper
Fysioterapeutprogrammet

Utbildningsprogram
i Fysioterapi 180 hp

Examensarbete, 15 hp Ht 2022

EMG-aktivering av rotatorcuffen vid olika muskelstärkande aktiviteter
En biomekanisk studie

Författare

Jonatan Löf
Rasmus Lundqvist
Fysioterapeutprogrammet
Lunds Universitet
jo1702lo-s@student.lu.se
ra8081lu-s@student.lu.se

Handledare

Michael Miller, PT PHD
Rehab och Hållbar Hälsa
IHV Lunds Universitet,
michael.miller@med.lu.se

Examinator

Daniel Benoit, universitetslektor
Idrottsvetenskap
Lunds universitet HSC
Margaretavägen 1B, 222 40 Lund
Daniel.benoit@med.lu.se

Abstract

Introduction

Both M. Supraspinatus and M. Infraspinatus of the rotator cuff play a role in stabilizing the shoulder during movement. When rehabilitating shoulders after injury a wide range of tools are used to strengthen the shoulder, often including a pulley system or TheraBand. According to evidence, no tool does however stand out as the most optimal one to use.

Purpose

The purpose of this study was to compare the electromyographic (EMG) activity in m. infraspinatus and m. supraspinatus during two different isometric muscle-strengthening exercises for external rotation.

Research questions

What is the difference in peak EMG amplitude in m. supraspinatus while using TheraBand versus pulley system in isometric external rotation?

What is the difference in peak EMG amplitude in m. infraspinatus while using TheraBand versus pulley system in isometric external rotation?

Is there any correlation between degree of external rotation and peak EMG amplitude during loaded isometric external rotation?

Materials and Methods

10 healthy participants without musculoskeletal shoulder problems were tested using EMG surface electrodes. Each participant was instructed to perform a maximal voluntary isometric contraction (MVIC), which granted a maximal EMG value for the assessed muscles. The participants were then ordered to perform isometric holds in 30° respectively 60° external rotation, using both a TheraBand and a pulley system. The raw EMG values were digitally filtered and compared to the MVIC EMG value for reference.

Results

Significant difference was observed between the two exercises in 30° external rotation, where the pulley system provided a significantly higher muscle activity than TheraBand in m.

infraspinatus. Additionally, significant increases of EMG-activity were noted in both muscles for both exercises while comparing 60° of external rotation with 30°.

Conclusion

The study found it difficult to answer the question posed due to difficulties standardizing the TheraBand resistance in accordance with the pulley system. The pulley system can be adjusted to a fixed resistance while the TheraBand increases the resistance as it elongates.

Keywords: Electromyography (EMG), Rotator cuff, TheraBand, Pulley-system, Maximal Voluntary Isometric Contraction (MVIC)

Introduktion

Två viktiga muskler i skuldergördeln, m. supraspinatus och m. infraspinatus spelar en kritisk roll när det kommer till stabilisering av axeln vid rörelse. När axeln rehabiliteras efter en skada används en mängd olika verktyg för att för att stärka axeln, däribland används ofta en kabelmaskin eller TheraBand. Dock tyder inte evidensen på att den ena är mer optimal än den andra.

Syfte

Syftet med den här studien var att jämföra den elektromyografiska (EMG) aktiviteten i m. infraspinatus och m. supraspinatus vid två olika muskelstärkande isometriska övningar för utåtrotation i axelleden.

Frågeställningar

Vad är skillnaden i peak EMG amplitud vid belastning av m. supraspinatus respektive m. infraspinatus vid TheraBand jämfört med kabelmaskin i isimetrisk utåtrotation av axelleden? Har graden utåtrotation i axelleden vid isimetrisk utåtrotation någon påverkan på EMG-aktiviteten i de två musklerna?

Material och Metod

10 friska deltagare utan muskuloskeletala axelproblem testades med elektromyografiska-ytelektroder. Varje deltagare blev instruerade att utföra en maximal volontär isometrisk kontraktion (MVIC), detta gav ett värde på den maximala elektromyografiska aktiviteten i den testade muskeln. Deltagarna blev sedan instruerade att utföra isometriska kraftansträngningar i 30° respektive 60° utåtrotation, med både ett TheraBand och med en kabelmaskin. De oprocessade EMG värdena blev sedan digitalt filtrerade och jämfördes med MVIC värdet som referens.

Resultat

En signifikant skillnad kunde observeras mellan de två övningarna i 30° utåtrotation, det som sågs var att kabelmaskinen visade en signifikant högre muskelaktivitet än vad som visades i utförandet med TheraBand i m. infraspinatus. Utöver detta var det också tydligt att det fanns en signifikant ökning av EMG-aktivitet i båda musklerna för båda övningarna när man jämförde 60° utåtrotation med 30° utåtrotation.

Slutsats

Studien fann det svårt att svara på frågeställningarna som hypotiseras på grund av svårigheter att standardisera ett TheraBand i överensstämmelse med en kabelmaskin. Kabelmaskinen kan lätt justeras till ett konstant motstånd medan ett TheraBand ökar motstånd i takt med att det elongerades.

Nyckelord: Elektromyografi (EMG), Rotatorcuff, TheraBand, Kabelmaskin

Bakgrund

Skuldran

Skuldergördlarna, som består av kroppens två nyckelben och två skulderblad, har med hjälp av närliggande muskulatur i uppgift att optimera de övre extremiteternas funktion (1).

Skulderbladen är överlag väldigt tunna, men övergår lateralt i den grövre "glenoiden", en konkav ledyta med underliggande labrum. Till skillnad från övriga ledpannor i kroppen är denna ledyta knappt hälften så stor som dess ledhuvud, caput humerus, vilket ger den humeroglenoida leden

dess omfattande rörelseomfång (2). För att humerus skall hållas på plats i glenoiden krävs därmed en stor kvantitet stabiliserande strukturer, i form av både ligament och muskulatur (3). Det innersta lagret av stabiliserande muskulatur benämns kollektivt "rotatorcuffen", och består av fyra såväl statiska som dynamiska stabilisatorer; m. subscapularis, m. supraspinatus, m. infraspinatus och m. teres minor. Vid full funktion ger rotatorcuffens komponenter sammanslaget stabilitet genom humerus hela rörelseomfång, vilket således gör det till en signifikant muskelgrupp när det kommer till att skapa en god axelfunktion. Ytterligare bidrar rotatorcuffens komponenter med att motorisera olika rörelser, varav m. subscapularis är en stark inåtrotator, m. supraspinatus initialiserar elevation av armen och m. infraspinatus samt m. teres minor utför utåtrotation (2, 4).

Rotatorcuffens kliniska relevans

Över axelleden ligger ett antal känsliga strukturer, däribland muskelsenor från m. supraspinatus, m. infraspinatus och m. biceps brachii samt en slemsäck, vilka kan klämmas mellan axelleden och acromionbenet som går från skulderbladet till nyckelbenet. Denna patologiska inklämning benämns vanligen "subacromiellt impingement syndrom" (SIS) och är en vanlig orsak bakom axelrelaterad smärta och dysfunktion (5). Eftersom rotatorcuffen är viktig för att bibehålla en fullgod axelfunktion (2), så har det observerats att risken för patologiska tillstånd i axeln, däribland SIS, kan öka vid nedsatt funktion av denna muskelgrupp (5). Utöver SIS har det observerats att nedsatt styrka i rotatorcuffen kan öka risken att drabbas av ruptur i någon av dess muskelsenor i samband med trauma, vilket innebär att senan kan gå delvis eller helt av orsakande smärta och nedsatt funktion (5, 6). Även risken för axelinstabilitet och efterföljande luxation, betydande att caput humerus hoppar ur ledpannan på skulderbladet, kan öka om rotatorcuffens muskulatur har nedsatt funktion (3, 7, 8).

Träning av rotatorcuffen

Att bibehålla eller öka rotatorcuffens funktion spelar således en stor roll såväl i preventivt syfte som vid rehabilitering av patologi i axeln (3, 9). För att kliniskt träna upp funktion, stabilitet och styrka i rotatorcuffen används en stor kvantitet olika redskap och övningar, däribland kroppsviktsövningar, hantlar, kabelmaskiner samt elastiska gummiband med motstånd (3), varav "TheraBand" är ett stort märke (10). Det har gjorts ett flertal studier som undersöker effekten av

dessa övningsformer vid axelrehabilitering (7, 11, 12,) samt ett antal som undersöker övningsformerna mot varandra i olika aspekter. Exempelvis undersökte en studie av Andersen LL et al. muskelaktiviteten i bland annat m. infraspinatus vid koncentrisk utåtrotation användande hantlar jämfört med TheraBand motsvarande samma vikt. Resultatet visade en liknande muskelaktivering vid användning av de två redskapen, samtidigt som studiens deltagare skattade övningarna som ungefär lika krävande (13). I en övrig studie av Dark A. et al undersöktes muskelaktiveringen av bland annat m. supraspinatus, m. infraspinatus och m. subscapularis vid koncentrisk och excentrisk utåtrotation respektive inåtrotation vid användning av kabelmaskin med olika motstånd. Studiens resultat påvisade att ökat motstånd korrelerar med ökad muskelaktivering av samtliga av de tre musklerna vid rotationsövningarna, samt att god aktivering kan nås med träningsmaskinen (14). Sammantaget framställer evidensen således att samtliga av ovan nämnda träningsformer kan utnyttjas vid träning av rotatorcuffen. Författarna av denna studien upplever dock att det finns begränsat med evidens kring specifikt TheraBand vs kabelmaskin när det kommer till muskelaktivering av rotatorcuffen.

Elektromyografi (EMG)

I denna biomekaniska studie undersöks således, på grund av identifierat behov, hur stor grad rotatorcuffens olika komponenter aktiveras vid de två tidigare träningsformerna; TheraBand vs kabelmaskin. Undersökningen bedrivs med elektromyografi ytelektroder (sEMG), eftersom detta är en väl beprövad icke-invasiv mätningmetod (15, 16). Dessa ytelektroder är utformade för att placeras på huden över en muskel och mäter motor-enheternas aktionspotential vid muskelaktivering. Vid standardiserade tester ger sEMG en tydlig bild över den procentuella muskelaktiveringen, vilket kan användas för att jämföra olika muskelstärkande aktiviteter. Genom att först mäta rotatorcuffens muskelaktivitet vid ett isometriskt maxtest (eng. Maximum Voluntary Isometric Contraction, MVIC) och sedan jämföra den procentuella aktiviteten muskulaturen kommer upp i vid olika övningar kan det således tas reda på huruvida en styrkeövning utförs korrekt, samt ifall motståndet är ändamålsenligt i att aktivera rotatorcuffen till en tillfredsställande nivå. En EMG-undersökning kan därmed underlätta valet av kliniska rehabiliteringsövningar samt hur dessa kan stegras och anpassas för bästa effekt (17).

EMG har tidigare använts för liknande forskning som i denna studie. Ett exempel på detta är

en artikel som publicerades i Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 2017 (18). I denna systematiska review på ca 2000 studier uppmättes EMG aktivering i friska axlar när de utförde olika muskelstärkande aktiviteter, som sedan skulle appliceras i rehabilitering för rotatorcuff-skador. Syftet var att identifiera muskelstärkande övningar som ej överstiger 15% av MVIC för att minimera risken för skador efter operation av rotatorcuffen. Studierna som granskades använde sig av både intramuskulär EMG, som använder nålar för att mäta intermuskulär aktivitet, och sEMG för att kvantifiera övningarnas EMG-aktivering. Datan med enheten millivolt (mV) kunde sedan standardiserad i formen % av MVIC, vilket gjorde det möjligt för alla övningar att ställas upp och jämföras med varandra.

Trots att alla rotatorcuffens komponenter är essentiella för en fullgod axelfunktion (2), så kommer endast m. supraspinatus och m. infraspinatus att undersökas i denna studie. Detta på grund av att sEMG endast mäter ytligt på huden, vilket gör det svårt att komma åt djupare muskler som m. subscapularis samt m. teres minor. Testerna kommer genomföras i utåtrotation av axeln eftersom främst m. infraspinatus, men även m. supraspinatus har visat sig vara betydligt delaktiga i rörelsen i tidigare studier (14). Rörelsen kommer utföras isometriskt för att göra den så standardiserad och simpel som möjligt. Således kommer muskelaktiveringen av m. supraspinatus och m. infraspinatus undersökas vid isometrisk utåtrotation användande TheraBand jämfört med kabelmaskin. För att få en bredare bild kring hur muskelaktiviteten ser ut i olika delar av rörelseomfånget görs de isometriska testerna vid två olika vinklar utåtrotation, vilka valdes till 30 och 60° eftersom dessa ligger inom det normala rörelseomfånget i axeln och således ej kräver utåtrotation till extremläge (19).

Syfte

Syftet med denna studie är att jämföra elektromyografisk aktivitet i två av rotatorcuffens muskler vid två olika muskelstärkande aktiviteter. Detta kommer ske i m. infraspinatus samt m. supraspinatus, i två separata mätningar.

Frågeställningar

Vad är skillnaden i peak EMG amplitud vid belastning av m. supraspinatus vid TheraBand jämfört med kabelmaskin i isometrisk utåtrotation av axelleden?

Vad är skillnaden i peak EMG amplitud vid belastning av m. infraspinatus vid TheraBand jämfört med kabelmaskin i isometrisk utåtrotation av axelleden?

Har graden utåtrotation i axelleden vid isometriskt utåtrotation någon påverkan på EMG-aktiviteten i de två musklerna?

Metod

Innan studiens mätningar genomfördes, utförde författarna av studien testprotokollet på en försöksperson. Testledarna tränade således på utförandet av sina respektive arbetsuppgifter för att bekanta sig och bli trygga i upplägget för att på så sätt undvika att datainsamlingen missköttes och gav felaktiga resultat. Datan insamlad från upplärningsperioden är ej med i studien och samlades endast in i tränings/utbildningssyfte.

Undersökningsgrupp

I studien deltog 10 st vuxna, varav 7 st män och 3 st kvinnor. Dessa var mellan 21-35 år gamla, medelsnitt $26 \pm 4,3$ (SD). Dessa deltagare rekryterades via sociala medier på plattformen Facebook. Alla deltagare uppgav sig ha problemfria axlar och armar innan experimentet och skrev på medgivandeblankett innan deras medverkande.

Material

Emg apparat EMG-apparatur ME6000 Biomonitor. Mjukvaran: Megawin version 3.0

Elektrodena: Gel monopolär Noraxon.

Kabelmaskin med justerbart (höj- och sänkbart) pulley-system med vikter på 1 kg intervaller

TheraBand gult

Traktionsbälte med kardborrelåsning (MEDEMA)

Goniometer

Elektroder

Respektive deltagares dominant arm användes till testerna. Död hud inom ett 4x4cm stort område avlägsnades med hjälp av sandpapper strax ovanför respektive nedanför spina scapulaes mittersta del, motsvarande landmärken för m. supraspinatus och m. infraspinatus muskelbukar

enligt instruktionsmanual "The ABC of EMG" (20). Därpå rengjordes huden med alkohol. Sedan sattes två singel-elektroder över muskelbuken på m. supraspinatus, respektive m. infraspinatus. En referenselektrod för varje muskel placerades på spina scapulae över skulderbladet, för att få ett nollvärde att jämföra med.

Isometriskt maxtest (MVIC)

Mätningarna inleddes med ett isometriskt maxtest MVIC, som utfördes i form av utåttrotation med humerus positionerat rakt caudalt i 0° utåttrotation samt 90° flexion i armbågsleden, vilket mättes upp med goniometer. Ett fixationsband knöts runt respektive deltagares bål och distala humerus för att bibehålla den dominanta armens armbåge intill kroppen under testets utförande, och således minimera rekrytering av övrig faciliterande muskulatur utanför rotatorcuffen. Efter glenohumeralleden således fixerats i 0° abduktion och 0° flexion instruerades deltagaren att lägga maximalt tryck i utåttrotation under 7 sekunder medan den ena testledaren höll emot. Samtidigt gav denna testledare standardiserad verbal uppmuntran i form av "tryck allt vad du har!", "kom igen nu!" och "tre sekunder kvar!". MVIC utfördes i sittande position och gjordes tre gånger per deltagare med en minuts vila mellan försöken, varav försöket med högst peak-EMG amplitud användes som resultat. Samma testledare höll emot och uppmuntrade verbalt vid varje mätning, för att göra det så standardiserat som möjligt.

Kabelmaskin

Som första övning användes en kabelmaskin (eng. Pulley System), där vikten standardiserats till 2 kg motstånd. Deltagaren placerades på en stol ca 0,5 m från kabelmaskinen, med maskinens handtag medialt om den dominanta armen i höjd med underarmen. Armbågen positionerades i 90° flexion och axeln i 0° flexion och abduktion. Därefter greppade deltagaren handtaget och 30° utåttrotation mättes upp med hjälp av goniometer. När experimentdeltagaren fått assistans att komma ut i 30° utåttrotation fick denne hålla kvar vinkeln isometriskt i 7 sekunder medan testledarna gav feedback om återstående tid. Detta repeterades i form av tre stycken försök, med en minut vila mellan försöken.

Efter tre försök genomförts uppmättes 60° utåttrotation med goniometer. Därefter genomförde deltagaren tre stycken 7 sekunder långa isometriska kontraktioner i 60° utåttrotation med en

minut vila mellan varje försök. I respektive vinkel användes medelsnittet av de tre försökens peak-EMG amplitud som resultat.

TheraBand

Test nummer två utfördes med ett gult TheraBand som fästes och dubbelveks runt en fixerad punkt för att försäkra att bandet skulle sitta fast ordentligt. Bandet placerades i samma höjd som kabelmaskinen, alltså en höjd som tillät en 90° vinkel i armbågsleden vid 0° flexion, extension och abduktion i axelleden, dvs. Armen fixerad intill kroppen. Sedan utfördes testerna med samma principer som de föregående med kabelmaskin; 3 försök i 30° statisk utåttrotation och 3 försök på 60° statisk utåttrotation, vilka mättes upp med goniometer. Alla försök var 7 sekunder vardera. Bandet var fäst 0,5 m från deltagarens hand och förlängdes i genomsnitt 50% för att nå 30° utåttrotation för den genomsnittlige testpersonen och förlängdes i genomsnitt 100% vid 60° utåttrotation.

Det gula bandet valdes för att korrespondera med motståndet som användes för kabelmaskin för att ge en sådant tydligt resultat som möjligt.

Ett gult TheraBand har enligt företaget bakom TheraBand "Thera Academy" följande motstånd vid förlängning:

25% elongering: 0,5 kg

50% elongering: 0,82 kg

75% elongering: 1,09 kg

100% elongering: 1,32 kg

Eftersom bandet dubbelveks multiplicerades motståndet med två vilket ger följande värden:

25% elongering: 1 kg

50% elongering: 1,64 kg

75% elongering: 2,18 kg

100% elongering: 2,64 kg (10).

Bearbetning av data

Bearbetning av den råa EMG-signalen gjordes via programmet "MegaWin".

Samplingsfrekvensen var satt vid 1024Hz. Ett band pass filter 30 Hz-400 Hz tillämpades för att

filtrera bort EKG och rörelse signal artefakter. För att filtrera bort elektriska störning i rummets användes en sk notch filter vid 50 Hz (20).

Den filtrerade rå signalen konverterades till en jämnare likriktad signal via Megawins Root Mean Square” (RMS) konversions program.

Ur den bearbetade signalen kunde sedan MVIC-värdet utläsas, genom att den högsta amplituden vid respektive MVIC-försök avlästes. För att få normaliserad procent av MVIC (% av MVIC) vid försöken med träningsredskapen användes följande ekvation:

$$\frac{\text{Högsta amplituden vid respektive försök (mV)}}{\text{MVIC (mV)}} * 100$$

Statistik

Deskriptiv statistik, medel och standard deviation (SD).

För att testa för statistiska skillnader tillämpades parade tvåsidiga T-tester (excel).

Etiskt ställningstagande

Hantering av uppgifter: Det är viktigt att insamling sker i enlighet med GDPR därför kommer endast information som är nödvändig för att utföra testerna utföras. Redovisningen av resultaten kommer att utföras på ett sådant sätt att testpersonerna inte kan identifieras. Följande information kommer att behövas för att utföra testerna:

- Kontaktinformation till personerna i undersökningsgruppen (endast i syfte för att kontakta personerna i fråga för att bestämma tid för testning. Kontaktinformation kommer också i enlighet med GDPR raderas när det inte längre fyller ett syfte i studien)
- Ålder (också i syfte av inkludering/exkludering i själva studien.)

Etiken av testerna: Eftersom elektroderna sitter på huden i uppskattningsvis 30 minuter per person, så är det viktigt att tvätta huden under elektroderna med tvål efter testet är genomfört.

Detta för att förhindra eventuell irritation av huden som kan uppstå annars. Under testet förväntas deltagaren utföra en isometrisk maxkontraktion i utåtrotation under ca 7 sekunder x 3, men detta är ofarligt förutsatt att axeln är frisk. För övrigt finns inga kontraindikationer för sEMG.

Resultat

Samtliga mätvärden för m. infraspinatus och m. supraspinatus för de 10 försökspersonerna (FP) är redovisade i Tabellerna nedan, där 1A samt 1B avser m. infraspinatus och 2A samt 2B avser m. supraspinatus.

Tabell 1A. Sammanställd data för försökspersonerna i 30° respektive 60° utåttrotation i m. infraspinatus med kabelmaskin.

Försöksperson (n=10)	MVC1 (mV)	Kabelmaskin 30° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel Kabelmaskin 30° (% av MVIC)	Kabelmaskin 60° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel Kabelmaskin 60° (% av MVIC)
1	509	150	146	128	141.3	27.8	154	206	246	202	39.7
2	412	67	56	48	57.0	13.8	75	106	86	89	21.6
3	208	17	21	15	17.7	8.5	31	18	29	26	12.5
4	638	86	95	93	91.3	14.3	293	412	336	347	54.4
5	1578	497	317	346	386.7	24.5	515	572	797	628	39.8
6	2006	96	88	107	97.0	4.8	198	169	151	173	8.6
7	686	156	200	227	194.3	28.3	244	357	518	373	54.4
8	384	229	244	276	249.7	65.0	279	263	241	261	68.0
9	263	93	78	81	84.0	31.9	70	81	94	82	31.1
10	700	138	116	118	124.0	17.7	233	184	151	189	27.0

Tabell 1B. Sammanställd data för försökspersonerna i 30° respektive 60° utåttrotation i m. infraspinatus med TheraBand.

Försöksperson (n=10)	TheraBand 30° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel TheraBand 30° (% av MVIC)	TheraBand 60° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel TheraBand 60° (% av MVIC)
-------------------------	--------------------------	------------	------------	---------------	------------------------------------	--------------------------	------------	------------	---------------	------------------------------------

1	125	134	145	134.7	26.5	135	237	227	199.7	39.2
2	49	34	42	41.7	10.1	63	65	86	71.3	17.3
3	28	17	23	22.7	10.9	43	32	47	40.7	19.6
4	94	175	76	115.0	18.0	346	218	459	341.0	53.4
5	186	175	187	182.7	11.6	360	337	335	344.0	21.8
6	52	41	50	47.7	2.4	179	197	211	195.7	9.8
7	56	57	103	72.0	10.5	413	245	268	308.7	45.0
8	156	160	120	145.3	37.8	232	222	161	205.0	53.4
9	46	62	47	51.7	19.6	48	87	128	87.7	33.3
10	108	86	92	95.3	13.6	155	153	200	169.3	24.2

Tabell 2A. Sammanställd data för försökspersonerna i 30° respektive 60° utåttrotation i m. supraspinatus med kabelmaskin.

Försöksperson (n=10)	MVC1 (mV)	Kabelmaskin 30° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel DR30° (% av MVIC)	Kabelmaskin 60° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel DR60° (% av MVIC)
1	322	53	74	57	61.3	19	50	52	72	58.0	18
2	843	62	86	62	70.0	8	52	79	94	75.0	9
3	238	18	19	16	17.7	7	29	19	28	25.3	11
4	530	38	22	28	29.3	6	25	42	21	29.3	6
5	1255	272	279	291	280.7	22	258	313	431	334.0	27
6	532	84	71	87	80.7	15	84	79	77	80.0	15
7	1174	47	34	49	43.3	4	53	80	104	79.0	7

8	427	37	42	43	40.7	10	72	63	59	64.7	15
9	439	60	53	51	54.7	12	58	71	78	69.0	16
10	593	97	83	100	93.3	16	94	114	92	100.0	17

Tabell 2B. Sammanställd data för försökspersonerna i 30° respektive 60° utåttrotation i m. supraspinatus med TheraBand.

Försöksperson (n=10)	MVC1 (mV)	TheraBand 30° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel TheraBand 30° (% av MVIC)	TheraBand 60° #1 (mV)	#2 (mV)	#3 (mV)	Medel (mV)	Medel TheraBand 60° (% av MVIC)
1	322	65	58	69	64	20	60	98	172	110.0	34
2	843	77	67	59	67.7	8	74	67	76	72.3	9
3	238	18	16	20	18.0	8	24	20	36	26.7	11
4	530	16	76	57	49.7	9	56	52	87	65.0	12
5	1255	306	170	207	227.7	18	260	290	212	254.0	20
6	532	60	39	45	48.0	9	73	83	77	77.7	15
7	1174	30	26	35	30.3	3	88	84	79	83.7	7
8	427	21	22	17	20.0	5	34	36	33	34.3	8
9	439	37	39	32	36.0	8	37	72	115	74.7	17
10	593	93	126	88	102.3	17	80	83	69	77.3	13

Supraspinatus (% av MVIC)

En signifikant ökning ($P = 0.013$) av muskelaktivering observerades vid 60° utåttrotation, $13.9 \pm 6.2\%$ av MVIC (medel \pm SD) jämfört med 30°, $11.9 \pm 6.1\%$ av MVIC (medel \pm SD) vid användning av kabelmaskin. Likaså förekom en signifikant ökning av muskelaktiveringen ($P = 0.025$) vid 60°, $14.6 \pm 7.9\%$ av MVIC (medel \pm SD) jämfört med 30°, $10.5 \pm 5.8\%$ av MVIC (medel \pm SD) vid användning av TheraBand.

Skillnaden i muskelaktivering vid 30° utåttrotation i kabelmaskin och 30° utåttrotation med TheraBand var ej statistiskt signifikant ($P=0.187$). Samma gäller för skillnaden mellan 60° utåttrotation i kabelmaskin och 60° utåttrotation med TheraBand ($P=0.819$).

Infraspinatus (% av MVIC)

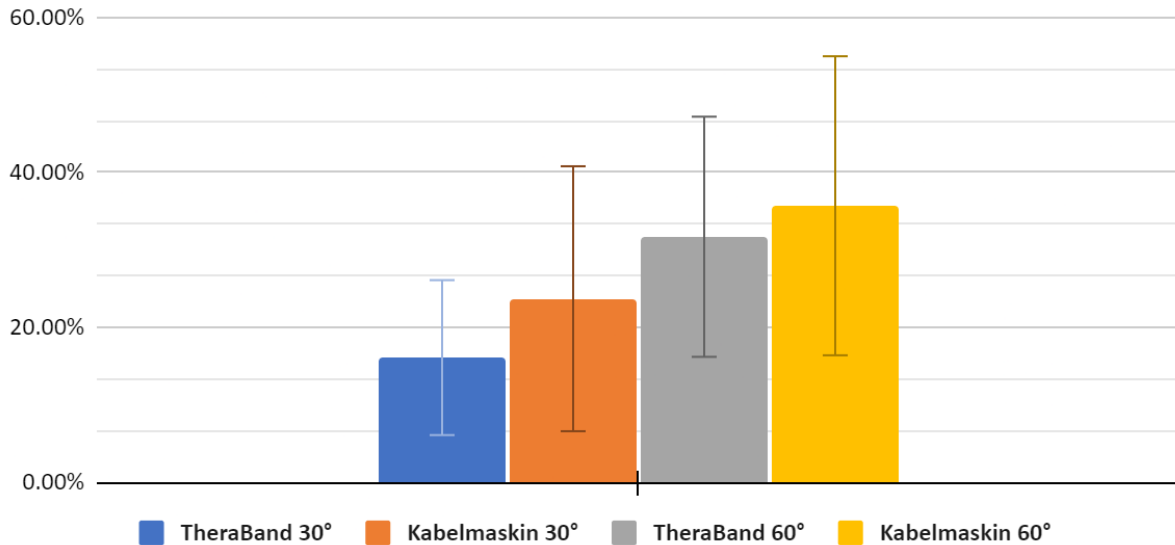
I testerna utförda med kabelmaskin kunde en signifikant ökning ($P=0.014$) noteras i muskelaktivering för infraspinatus i vid 60° utåttrotation, $35.71\pm 17.1\%$ av MVIC (medel \pm SD) jämfört med 30° utåttrotation, $23.7\pm 19.3\%$ av MVIC (medel \pm SD). På ett liknande sätt kunde en signifikant ökning ($P=0.001$) observeras i muskelaktivering vid användning av TheraBand i 60° utåttrotation, $31.7\pm 15.5\%$ av MVIC (medel \pm SD) jämfört med i 30° utåttrotation, $16.1\pm 10.1\%$ av MVIC (medel \pm SD).

I en jämförelse av utförande med TheraBand i 30° utåttrotation, $16.1\pm 10.1\%$ av MVIC (medel \pm SD) och utförande i 30° utåttrotation med kabelmaskin, $23.7\pm 17.1\%$ av MVIC (medel \pm SD) sågs det en statistisk signifikant ökning i muskelaktivering där resultatet från utförandet med kabelmaskin visade en högre aktivering av muskeln ($P=0.037$).

När det båda redskapens utförande jämfördes i 60° vinkel observerades ej någon statistisk signifikant skillnad i muskelaktivering ($P=0.187$).

Muskelaktivering visat i andelen (%) elektromyografisk aktivitet av MVIC

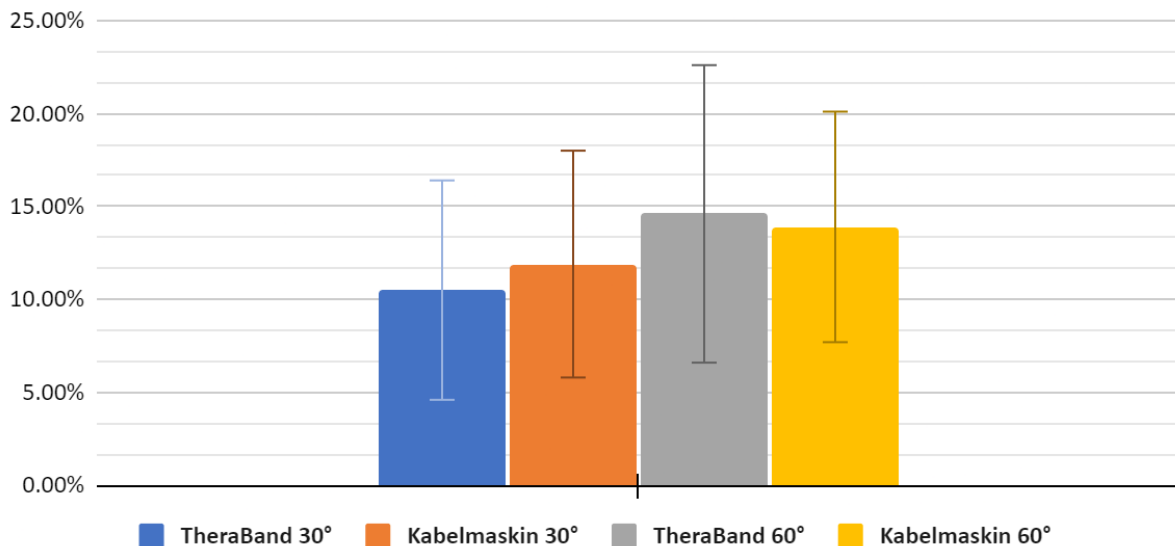
m. infraspinatus (n=10)



Figur 1: Stapeldiagrammet visar elektromyografisk muskelaktivering i procent av maximal kontraktion (MVIC) i utåttrotation av axelleden för m. infraspinatus med de två undersökta verktygen.

Muskelaktivering visat i andelen (%) elektromyografisk aktivitet av MVIC

m. supraspinatus (n=10)



Figur 2: Stapeldiagrammet visar elektromyografisk muskelaktivering i procent av maximal kontraktion (MVIC) i utåttrotation av axelleden för m. supraspinatus med de två undersökta verktygen.

Tabell 2: Tabellen förtydligar dessa värden.

	TheraBand (m. infraspinatus)	Kabelmaskin (m. infraspinatus)	TheraBand (m. supraspinatus)	Kabelmaskin (m. supraspinatus)
30°	16.1 % ± 10.0 %	23.7 % ± 17.1 %	10.5 % ± 5.9 %	11.9 % ± 6.1 %
60°	31.7 % ± 15.5 %	35.7 % ± 19.3 %	14.6 % ± 8.0 %	13.9 % ± 6.2 %

Diskussion

Resultatdiskussion

Denna studie undersökte muskelaktivering i m. supraspinatus och m. infraspinatus vid utåttrotation under användning av olika två olika träningsredskap, kabelmaskin vs TheraBand, med hjälp av Surface-EMG (sEMG). Samtidigt undersöktes aktiveringen av dessa två muskler vid olika rörelseomfång, 30° respektive 60°, för de båda träningsredskapen. Som kan observeras i resultatdelen uppvisades, vid jämförelse av kabelmaskin och TheraBand vid samma vinkel utåttrotation, endast en signifikant ökning av aktivering i m. infraspinatus vid 30° utåttrotation då testerna utförda med kabelmaskin resulterade i en signifikant högre muskelaktivering än TheraBand (P=0.037). Vid 60° utåttrotation är det däremot ingen signifikant skillnad i EMG-aktiviteten i m. infraspinatus mellan de två träningsredskapen. Detta kan tolkas bero på att ett TheraBand har ett lägre motstånd än 2 kg vid 30° utåttrotation, då det inte är helt utsträckt, vilket ändras vid 60° utåttrotation i takt med att det elongeras och motståndet tilltar.

Det kan även observeras att m. infraspinatus uppvisade en högre procentuell aktivering av MVIC än m. supraspinatus, vilket är i enlighet med vad som kan förväntas då m. infraspinatus är en utav de huvudsakliga motorerna bakom utåttrotation medan m. supraspinatus främst utför abduktion (21, 22). Samtidigt observerades relativt kraftiga aktionspotentialer i m. supraspinatus vid den maximala isometriska kontraktionen (MVIC), som även den utfördes i utåttrotation. Detta

kan bero på att testdeltagarna kompenserade med en kraft i abduktionsriktning för att uppnå maximal kraft i utåtrotation. Bandet som deltagarna hade runt kroppen fixerade armen runt bälgen, men hade dessvärre ingen inverkan på huruvida deltagaren aktiverade supraspinatus eller inte. Denna kompenserande uppmättes inte på samma sätt vid testerna med kabelmaskin och TheraBand vilket förmodligen beror på det minskade motståndet från redskapen som låg runt 2 kg (21), gentemot det maximala isometriska motståndet vid MVIC. Om liknande tester skulle upprepas, skulle det vara fördelaktigt att testpersonerna får bli bekväma med att enbart aktivera infraspinatus vid dessa tester då syftet var att undersöka musklerna och inte personernas förmåga att aktivera rätt sorts muskel. Trots detta noterades en statistiskt signifikant ökning i procentuell aktivering vid 60° jämfört med 30° vid användning av både kabelmaskin ($p=0.013$) samt TheraBand ($p=0.025$), vilket skulle kunna tyda på att Supraspinatus behöver jobba hårdare för att stabilisera humerus i ledpannan ju närmare ytterläget i utåtrotation axelleden kommer.

För Infraspinatus beaktades signifikanta procentuella skillnader i aktionspotential vid jämförelse av de två redskapen och vinkel av utåtrotation. Vid användning av kabelmaskin ökade genomsnittliga % av MVIC signifikant från $23.7\pm 17.1\%$ till $35.7\pm 19.3\%$ vid statisk kontraktion i 60° utåtrotation i förhållande till 30°, $p=0.014$. En ännu större ökning kunde observeras vid användning av TheraBand, då % av MVIC ökade från $16.1\pm 10.0\%$ till $31.7\pm 15.5\%$ vid 60° utåtrotation jämfört med 30°, $p=0.037$. Faktumet att denna ökning uppkom så pass signifikant kan dock förklaras till stor del av att motståndet för TheraBand ökar i takt med att det sträcks ut, vilket skiljer sig från en kabelmaskin som har ett konstant motstånd på 2 kg genom hela rörelsebanan.

En kraftigare aktivering av muskeln innebär att fler motorenheter rekryteras, och att således en fördelaktig fysiologisk anpassning troligen sker när det kommer till hypertrofi av muskeln. På dessa grunder stärker det signifikanta resultatet således vikten av att träna genom hela rörelseomfånget, speciellt med TheraBand eftersom det behöver sträckas ut för att nå maximalt motstånd.

Peak-EMG värdets relation till kraft

Det bör samtidigt noteras att sambandet mellan EMG-aktivitet och producerad muskelkraft ej är helt klarlagt (20, 23). Trots att tidigare studier har observerat en korrelation där högre motstånd vid muskelkontraktion även framkallar ett högre peak-EMG värde, med ett “curvilinear” samband (18, 20), så finns det ett flertal faktorer som spelar in i EMG-aktiviteten. En av dessa är *fatigue*, vilket kan förklaras som neuromuskulär trötthet. När *fatigue* uppstår så minskar muskelfibrernas förmåga att producera kraft, vilket leder till att en ökad mängd muskelfibrer måste rekryteras för att producera samma kraft. Detta får i sin tur EMG-aktiviteten att öka eftersom fler muskelfibrer kräver aktionspotentialer, vilket ökar den sammanslagna elektriska aktiviteten i muskeln utan att mer kraft produceras (20, 23). Således behöver inte nödvändigtvis ett högre peak-EMG värde vara fördelaktigt när det kommer till att frambringa hypertrofi i rotatorcuffen. På samma sätt aktiveras fler muskelfibrer när en högre kraft krävs i muskeln. I denna studie har den ökningen av EMG-aktivitet som lett aktiveringen av fler muskelfibrer standardiserats per testdeltagare och den förändringen har sedan jämförts på en större skala. Detta för att två individers EMG aktivitet i mV inte går att jämföra med varandra då fysiologin och strukturen av muskeln varierar och kommer vara faktorer som ej kan räknas på i en studie av den här skalan (20).

Metoddiskussion

Ett av inkluderingskraven för att delta i studien var att ha “problemfria axlar utan nyligen inträffade skador”, vilket redogjordes i rekryteringsmeddelandet som skickades ut via sociala medier. Vad detta krav faktiskt innebär kan dock vara förhållandevis svårtolkat. Vi specificerade inte vidare innebörden av problemfria axlar, och genomförde inte heller någon klinisk undersökning av testdeltagarnas skulderfunktion innan testerna genomfördes. Detta skulle eventuellt kunna medföra att någon eller några av studiens deltagare led av axeltillstånd som impingement eller ruptur i rotatorcuffen utan att veta om det. Dessa tillstånd kan leda till stegrande smärta under successiv belastning av samma muskel (5), vilket isåfall kan ha reducerat deras förmåga att aktivera specifikt m. infraspinatus eller m. supraspinatus under testets gång. Dock uppgav ingen deltagare sig vara smärtpåverkad under testets gång, men det skulle kunna vara att de vant sig vid smärta och nedsatt funktion i axeln och således ej uppmärksammade det vid testgenomförandet. Eftersom testerna alltid genomfördes i samma ordning, det vill säga MVIC följt av utåtrotation med kabelmaskin och sist utåtrotation med TheraBand, så kan

muskelaktiveringen vid användning av TheraBand således ha minskat på grund av ökad smärta hos deltagaren. Risken för ruptur ökar med åldern (6), och således reducerar valet att lägga fokus på yngre personers axlar (21-35 år, medel $26 \pm 4,3$) risken att deltagarna lider av ruptur. Däremot kunde risken ha motverkats ytterligare genom att randomisera ordningen för utförandet av testerna.

En ytterligare faktor som kunde motverkats genom en randomisering av testordningen är fatigue. Då fatigue kan uppstå vid upprepade statiska eller dynamiska kontraktioner (20), och påverka den uppmätta EMG-muskelaktiveringen (23), så är det möjligt att detta fenomen påverkade studiens resultat. Trots att en förhållandevis lätt vikt valdes, det vill säga gult TheraBand respektive 2 kg motstånd i kabelmaskin, så kan det spekuleras att ansträngningsgraden varierade från person till person då styrka och tidigare träningserfarenhet spelar roll. Därmed kan eventuellt deltagarnas ackumulerade nivå fatigue ha ökat successivt under testets gång, vilket kan ha påverkat resultatet. För att få en bättre bild av deltagarnas upplevda trötthet kunde ansträngningsgrad ha skattats efter varje repetition med hjälp av exempelvis Borgs RPE-skala, som skattar ansträngningsgrad vid fysisk aktivitet mellan 6-20. Att randomisera ordningen av testets utförande hade även minskat fatigue påverkan på resultatet.

Andra faktorer som kan ha påverkat resultatet var fixeringen av armen och hur det gick till. Under testerna fixerades deltagarens arm med ett fixeringsband, som placerades runt den distala delen av humerus och runt bålen. Syftet var att detta skulle förhindra m. supraspinatus att utföra abduktion i axelleden. Anledningen till att man ej ville ha en aktivering av m. supraspinatus som agonist var för att mätning syftade på att mäta EMG aktiviteten i m. supraspinatus som stabilisator av skuldergördeln i utåtrotation av axeln. Dock förhindrar bandet enbart att rörelsen utförs, ej att muskeln aktiveras. För att få bättre och tydligare resultat skulle vi kunnat använda en dynamometer för att mäta abduktionen i armen och på så sätt räkna på den faktorn när resultatet togs fram.

Uppvärmningen som utfördes följde ett standardiserat utförande för att minska effekten av fatigue på resultatet (20). Uppvärmningen hölls således av samma instruktör vid alla tillfällen, som delade ut standardiserade instruktioner. Optimalt sett borde uppvärmningen ha pågått i upp

emot 5- 10 min, men på grund av tidsbrist samt svårighet att få tag i deltagare och bokning av material blev uppvärmningen förkortad till endast 2 min. Uppvärmningen utformades med hjälp av EMG mätningarna för att försäkra att rätt muskler aktiverades.

Åldersspannet på deltagarna ($26 \pm 4,3$) var från början menat att ligga runt 18-25, med en så liten spridning som möjligt för att minimera att deltagarnas ålder hade en för drastisk påverkan på resultatet. Tyvärr pga. svårigheter att hitta deltagare behövdes åldersspannet sedan höjas för att samla in deltagare överhuvudtaget.

Standardisering av Theraband

TheraBand till skillnad från en kabelmaskin har ett elastiskt motstånd och kan därför vara svårare att standardisera. I denna undersökningen användes samma TheraBand vid alla tillfällen och den flyttades ej mellan testerna. Värderna på bandets motstånd är tagna från TheraBand Academy vilket är de ansvariga utgivarna för produkten (10). Det har även gjorts studier på validiteten och tillförlitligheten av värdet som banden påstås ha. I en sådan studie från 2016 testades flertal variationer av TheraBand, däribland det gula som denna studien använde. Banden sträcktes ut och mättes upp av en tensiometer tio gånger per längd i inkrement av 25 procentenheters elongering av startlängden upp till 250%. Studiens mätningar resulterade i ett motstånd på 0.83 ± 0.05 kg vid 50% elongering och $1.17 \pm 0,03$ kg vid 100% elongering. Jämför man dessa värden är det tydligt att en studie med flertal olika band kan resultera i olika värden då bandets faktiska motstånd visar sig svårt att definiera till 100%, vilket var anledningen till att alla testerna skedde med samma band. Eftersom bandet som användes i denna studien ej uppmättes av en tensiometer skapar det också osäkerheter i hur jämförbara de två redskapen var då det exakta motståndet inte blev determinerat för det TheraBand som användes. För fortsatt evaluering av redskapen i vidare forskning, bör det tas lärdom av författarna “Thera-band® elastic band tension: reference values for physical activity”(10) och mätningar bör göras med redskapet innan testerna då standardiseringen visar sig vara opålitlig i detalj.

Limitationer

Denna studie har en del svagheter, både i form av utförande och mätmetod. En nackdel med sEMG är att det kan förekomma “crosstalk” mellan musklerna, det vill säga att elektroderna

plockar upp elektriska signaler från närliggande muskler till de som examineras. Detta fenomen kan amplifiera elektrodernas mätvärden och få aktionspotentialen i muskeln som undersöks att framstå som större än den är. Crosstalk förekommer dock främst på individer med en hög andel kroppsfett, samt ifall elektroderna är suboptimalt placerade på huden (16, 24). Trots detta är crosstalk en faktor som är viktig att ta hänsyn till eftersom elektroderna i denna studie placerades utan hjälp av mätverktyg, utav en testledare utan större klinisk erfarenhet. Detta fenomen skulle möjligtvis kunna förklara varför ett antal testdeltagare fick väldigt höga MVIC-värden gentemot deras sub maxvärden, då en maximal kontraktion troligtvis har större sannolikhet att aktivera närliggande muskulatur till m. infra och supraspinatus, vilket kan plockas upp av elektroderna ifall crosstalk inträffar. Risken för crosstalk kan, vid genomförande av ytterligare studie, minimeras med hjälp av ökad klinisk erfarenhet och precision. Ifall crosstalk inträffade i denna studie förblir dock enbart spekulationer av författarna.

Syftet med studien var att utvärdera skillnaderna mellan kabelmaskin och TheraBand i träningssyfte för att diskutera deras användningsområden i rehabilitering. Studien utfördes endast med statiska övningar vilket i teorin bör ge samma resultat för kabelmaskin och TheraBand, men som kan noteras i jämförelsen mellan IB 30° och ID 30° samt SB 30° och SD 30° i resultatet, visar sig detta ej vara fallet. Detta beror som tidigare diskuterat på svårigheterna med att standardisera motståndet av ett TheraBand, vilket ledde till svårigheter att notera faktiska svar på frågeställningen. Vad som faktiskt kan noteras i resultatet är en ökningen av %MVIC i M.infraspinatus vid 60° jämfört med 30° i de tester som utfördes med ett TheraBand, vilket är i enlighet med en studie från 2021 som mäter just %MVIC av bla. M. Infraspinatus vid utåtrotation av axelleden (21). Detta leder till nya frågeställningar om hur muskelstärkande övningar med TheraBand kan leda effektivare rehabilitering då motståndet lättare justeras vid rehabilitering för en specifik rehabilitering med minskad skaderisk pga överbelastning, förutsatt att alternativet är en kabelmaskin med öknings-inkrement på 1 kg respektive 2 kg som är en standard i många moderna gym.

Slutsats

Syftet med artikeln var att undersöka skillnaden i peak EMG aktivering mellan TheraBand och kabelmaskin i statiska utåtrotationer i 30° och 60° vinkel i m. supraspinatus och m. infraspinatus.

Bakgrunden till detta var den frikostiga användningen av de båda verktygen inom rehabilitering, trots de olika redskapens unika utformning.

Muskelaktiveringen ökade signifikant vid 60° utåttrotation jämfört med 30° för både m. supraspinatus och m. infraspinatus vid användning av såväl kabelmaskin som TheraBand. Skillnaden i muskelaktivering mellan de två vinklarna uppkom störst vid användning av TheraBand, vilket troligtvis beror på att motståndet av ett TheraBand ökar i takt med att det förlängs.

Muskelaktiveringen för de båda verktygen i 30° utåttrotation visade på en lägre aktivering i båda musklerna vid användning av TheraBand, vilket förmodligen kan förklaras av den felaktiga standardiseringen av det TheraBand som användes, då det ett gult TheraBand ej uppnår 2 kg i den elongeringen.

Klinisk signifikans

Studiens kliniska signifikans förhåller sig relativt låg på grund av studiens smala omfattning samt problematiken med att standardisera motstånd av ett TheraBand. Av de 10 som deltog i studien var alla relativt unga och samtliga hade problemfria axlar, vilket gör det svårt att förutspå hur muskelaktiviteten skulle se ut vid ett par instabila eller skadade axlar i behov av rehabilitering. Likaså är det, på grund av svårigheterna att standardisera motståndet för ett TheraBand, svårt att objektivt jämföra TheraBand med kabelmaskin.

Samtidigt visar resultaten en signifikant ökning av muskelaktivering av såväl m. supraspinatus som m. infraspinatus i samband med en ökad vinkel utåttrotation vid användning av både kabelmaskin och TheraBand. Detta påvisar att mer muskulär aktivering krävs då axelleden närmar sig ytterläget i utåttrotation, vilket kan förklaras av att bindväv och kapsulära strukturer lägger ökat motstånd i motriktning innan ytterläget nås, vilket kräver en kraftigare muskulär aktivering för att överkomma. Detta är något som öppnar upp för nya frågeställningar: är den ökade muskulära aktiveringen större i personer som har en mindre ROM i utåttrotation i axeln? Har detta en betydelse för rehabilitering i stabila axlar jämfört med instabila axlar? Gäller detta både för dynamiska och isometriska former av utåttrotation? Dessa är några frågeställningar som kan tänkas vara intressanta att undersöka i framtida forskning.

Bilagor

Bilaga 1 - Rekrytering via sociala medier

Hej vänner! Jag och min kursare Rasmus Lundqvist har påbörjat fysioterapeutprogrammets kandidatuppsats och letar därmed efter 10 st deltagare mellan 18-40 år till vår undersökning. Enda kriteriet för att få delta är att du har friska axlar utan nyligen inträffade skador. Här kommer information om studien:

Studien handlar om att jämföra elektromyografisk aktivitet i axelns rotatorcuff, närmare bestämt m. infraspinatus och m. supraspinatus, vid två olika muskelstärkande övningar (gummiband vs kablar). Elektromyografisk aktivitet eller EMG som det också kallas mäts med hjälp av ytelektroder som placeras ovanpå huden som klisterlappar. Dessa elektroder mäter sedan muskelns aktivitet genom huden och man kan på så sätt få ett värde som korresponderar med graden muskelaktivering som utförs. Om du väljer att ställa upp så kommer vi behöva ungefär 30-45 minuter av dig för att utföra testerna, som sker i Lund på HSC, Margaretavägen 1B.

Känns detta som något som hade varit kul att ställa upp på eller om du har några frågor, så får du gärna höra av dig till en av oss på ra8081lu-s@student.lu.se eller jo1702lo-s@student.lu.se!

Tack på förhand,
MVH Rasmus och Jonatan

Bilaga 2 - Informationsbrev till deltagare

EMG-aktivering av rotatorcuffen vid olika muskelstärkande aktiviteter

Du tillfrågas om deltagande i ovanstående studie.

Syftet med denna studie är att jämföra elektromyografisk aktivitet i axeln, närmare bestämt m. infraspinatus och m. supraspinatus, vid två olika muskelstärkande övningar. Elektromyografisk aktivitet eller EMG som det också kallas mäts med hjälp av ytelektroder som placeras ovanpå huden som klisterlappar. Dessa elektroder mäter sedan muskelns aktivitet genom huden och man kan på så sätt få ett värde som korresponderar med graden muskelaktivering som utförs.

Deltagandet innebär att du kommer att få genomgå maxtest av din styrka i axeln samt flertal mätningar av graden muskelaktivering i de olika lägena. Du kommer behöva ta av dig tröjan för att elektroderna ska kunna placeras korrekt övers skulderbladet. Placeringen av elektroderna kräver en bra underlagsyta, vilket betyder att vi behöver tvätta ett område med sprit samt sandpapper och eller raka en yta på 3-4 cm i diameter för att fästa elektroderna. Testerna som kommer att utföras börjar med ett isometriskt maxtest sk. MVIC (maximum voluntary isometric contraction) i 0° axel utåttrotation för infraspinatus respektive 0° abduktion för supraspinatus. Högsta EMG amplituden från dessa registreringar kommer att användas för att normalisera testmätningarna. Därefter kommer en standardiserad vikt, ca 2 kg, användas i form av kablar och TheraBand. Deltagarna kommer därmed få hålla respektive redskap isometriskt i 30° utåttrotation respektive 60° eller ytterläge beroende på rörlighet, medan EMG aktivering mäts. Varje deltagare kommer få genomföra 3 st maxtest och 3 st försök av varje övning och vinkel, varav det bästa resultatet används.

Testet tar uppskattningsvis runt 45 minuter och genomförs på HSC, i labbsalen.

Deltagandet är ej förknippat med några risker, men det är viktigt att tvätta huden efter testet genomförs för att förhindra irritation av huden.

Deltagandet är helt frivilligt och Du kan avbryta när som helst utan att du behöver ange varför. Resultaten från testet kommer att behandlas konfidentiellt, d.v.s. så att inte någon obehörig får tillgång till dem.

Om Du vill delta ber vi Dig svara oss snarast via mail. Vid testtillfället kommer en utskriven version av samtyckesblanketten finnas på plats, som skrivs på innan om du vill delta.

Insamlat material förvaras i ett låst skåp på HSC. Insamlat material kommer att förstöras efter godkänd examination. Studien ingår som ett examensarbete i Fysioterapiprogrammet.

Om Du har några frågor eller vill veta mer, kontakta gärna oss eller vår handledare.

Med vänliga hälsningar

Rasmus Lundqvist
Studerande på
Fysioterapeutprogrammet
ra8081lu-s@student.lu.se

Jonatan Löf
Studerande på
Fysioterapeutprogrammet
jo1702lo-s@student.lu.se

Handledare
Michael Miller
PT, PHD
Rehab och Hållbar Hälsa
IHV Lunds Universitet,
michael.miller@med.lu.se

Bilaga 3 - Samtyckesblankett

Jag har tagit del av informationen om *EMG-aktivering av rotatorcuffen vid olika muskelstärkande aktiviteter*.

Jag har också tagit del av informationen att deltagandet är frivilligt och att jag kan avbryta när som helst utan att behöva ange orsak.

Härmed ger jag mitt samtycke till att delta i studien.

Underskrift av studiedeltagare

Ort, datum

Underskrift

Telefonnummer

Bilaga 4 - Protokoll för uppmätning av data

Uppvärmning för skuldrorna ca 2 min samma för alla

- 15 sekunder raka armar vifta framåt
- 15 sekunder raka armar vifta bakåt
- 15 sekunder rulla axlar framåt
- 15 sekunder rulla armar bakåt
- 1 minut långsamma banded "over and backs" med TheraBand

Setup av utrustning

- Elektroder - 3 per muskel (två på muskeln och en referenspunkt på spina scapulae)
- Identifiera platsen genom att personen sätter armen i inåtrotation
 - Sandpappra
 - Sprita
 - Sätt fast elektroderna och kablar. Röd kabel mäter muskel svart kabel mäter referens

Genomförande

1. Koppla upp elektroder
2. Utgångsposition för MVIC mätning
3. Fixera armen med hjälp av fixationsband runt bålen
4. 3 x MVIC i 0° utåtrotation med 1 min vila mellan varje försök
5. Test med kabelmaskin 2kg, sittande position.
6. 30° och 60°
7. TheraBand 30° och 60°, sittande position.
8. Hjälp personen ut i rätt läge
9. Band gult dubbelvikt axelavstånd från ribbstolen

Referenslista

1. Ben Kibler W. The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American journal of sports medicine*. 1998 Mar;26(2):325-37.
2. Halder AM, Itoi E, An KN. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthopedic Clinics*. 2000 Apr 1;31(2):159-76.
3. Wilk KE, Macrina LC. Nonoperative and postoperative rehabilitation for glenohumeral instability. *Clinics in sports medicine*. 2013 Oct 1;32(4):865-914.
4. Keating JF, Waterworth P, Shaw-Dunn J, Crossan J. The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 1993 Jan;75(1):137-40.
5. Greenberg DL. Evaluation and treatment of shoulder pain. *Medical Clinics*. 2014 May 1;98(3):487-504.
6. Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, Kobayashi T. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2010 Jan 1;19(1):116-20.
7. McIntyre K, Bélanger A, Dhir J, Somerville L, Watson L, Willis M, Sadi J. Evidence-based conservative rehabilitation for posterior glenohumeral instability: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*. 2016 Nov 1;22:94-100.
8. Nordqvist A, Ekelund A, Norlin R, Nowak J, Olerud P, Rahme H, redaktörer. Skuldra, axel och överarm. In: Karlsson M, Karlsson J, Roos H, redaktörer. *Ortopedi - patofysiologi, sjukdomar och trauma hos barn och vuxna*. 1:2. Lund: Studentlitteratur; 2018. s. 219-45.
9. Longo UG, Risi Ambrogioni L, Berton A, Candela V, Carnevale A, Schena E, Gugliemelli E, Denaro V. Physical therapy and precision rehabilitation in shoulder rotator cuff disease. *International Orthopaedics*. 2020 May;44(5):893-903.
10. Uchida MC, Nishida MM, Sampaio RA, Moritani T, Arai H. Thera-band(®) elastic band tension: reference values for physical activity. *J Phys Ther Sci*. 2016 Apr;28(4):1266-71. doi: 10.1589/jpts.28.1266.

11. Baumgarten KM, Osborn R, Schweinle Jr WE, Zens MJ, Helsper EA. Are pulley exercises initiated 6 weeks after rotator cuff repair a safe and effective rehabilitative treatment? A randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine*. 2016 Jul;44(7):1844-51.
12. Moradi M, Hadadnezhad M, Letafatkar A, Khosrokiani Z, Baker JS. Efficacy of throwing exercise with TheraBand in male volleyball players with shoulder internal rotation deficit: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2020 Dec;21(1):1-3.
13. Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjørnlund IB, Zebis MK. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical therapy*. 2010 Apr 1;90(4):538-49.
14. Dark A, Ginn KA, Halaki M. Shoulder muscle recruitment patterns during commonly used rotator cuff exercises: an electromyographic study. *Physical therapy*. 2007 Aug 1;87(8):1039-46.
15. Jang MH, Ahn SJ, Lee JW, Rhee MH, Chae D, Kim J, Shin MJ. Validity and reliability of the newly developed surface electromyography device for measuring muscle activity during voluntary isometric contraction. *Computational and mathematical methods in medicine*. 2018 Aug 29;2018.
16. Ortigosa NM, Rey F, Rodriguez DR, Gual G, Tutusaus LC, Germán A. Surface electromyography applications. *Apunts: Medicina de l'esport*. 2010 Jul 28:121-31.
17. Merletti R, Muceli S. Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices. *J Electromyogr Kinesiol*. 2019 Dec;49:102363.
18. Edwards PK, Ebert JR, Littlewood C, Ackland T, Wang A. A Systematic Review of Electromyography Studies in Normal Shoulders to Inform Postoperative Rehabilitation Following Rotator Cuff Repair. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2017 Dec;47(12):931-944.
19. Yang S, Kim TU, Kim DH, Chang MC. Understanding the physical examination of the shoulder: a narrative review. *Annals of palliative medicine*. 2021 Feb 1;10(2):2293-303.
20. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005 Apr;1(2005):30-5.

21. Mullaney MJ, Perkinson C, Kremenec I, Tyler TF, Orishimo K, Johnson C. EMG OF SHOULDER MUSCLES DURING REACTIVE ISOMETRIC ELASTIC RESISTANCE EXERCISES. *Int J Sports Phys Ther.* 2017 Jun;12(3):417-424.
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. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2007 Sep 1;16(5):563-8.
23. Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *Journal of electromyography and kinesiology.* 2011 Feb 1;21(1):1-2.
24. Solomonow M, Baratta R, Bernardi M, Zhou B, Lu Y, Zhu M, Acierno S. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1994 Jan 1;4(3):131-42.