Institutionen för hälsa, vård och samhälle
Avdelningen för sjukgymnastik

Utbildningsprogram
i sjukgymnastik 180 hp

Examensarbete 15 hp
Vårterminen 2010

Elektromyografisk aktivitet i musculus biceps brachii vid dynamisk motståndsträning med en unilateralt belastad hantel

Författare
Andreas Jönsson
Hannes Rinneby
Sjukgymnastutbildningen
Lunds Universitet
Andreas.Jonsson.936@student.lu.se
Hannes.Rinneby.582@student.lu.se

Handledare
Michael Miller RPT PhD
Universitetslektor
Avdelning för sjukgymnastik
Institutionen för hälsa, vård
och samhälle
Lunds Universitet, Sverige

Examinator
Anette von Porat Dr med vet, Leg sjukgymnast
Idrottsskadecentrum
Södra Tvärgången 3, 254 52 Helsingborg
anette.vonporat@telia.com

Sammanfattning

Elektromyografisk aktivitet i musculus biceps brachii vid dynamisk motståndsträning med en unilateralt belastad hantel

Författare: Andreas Jönsson, Hannes Rinneby
Handledare: Michael Miller

Bakgrund: Musculus biceps brachii och dess funktioner över armbågsleden har i ett flertal studier undersökts med elektromyografi. Tidigare studier har beskrivit att vid ett progressivt isometriskt arbete finns en uppgiftsorienterad uppdelning av motoriska enheter i biceps brachii i form av flexions- och supinationsenheter, samt att dessa för biceps brachiis långa huvud företrädesvis är distribuerade lateralt respektive medialt i muskelbuken. Det har visats att biceps brachii har mer elektromyografisk aktivitet när flexion och supination utförs samtidigt än när de utförs var och en för sig. Som supinator är biceps brachii mest aktiv kring 90° armbågsflexion och blir gradvis mer aktiv ju närmre underarmen kommer sitt supinerade ytterläge.
Syfte: Att jämföra en unilateralt belastad hantel med en konventionell hantel avseende påverkan på elektromyografisk aktivitet i biceps brachii vid en dynamisk flexionsrörelse i armbågen, samt att jämföra två olika utgångspositioner för en dynamisk supinationsrörelse av underarmen avseende elektromyografisk aktivitet i biceps brachii, där en unilateralt belastad hantel används för att erbjuda motstånd.
Studiedesign: Klinisk studie.
Material och metod: Den elektromyografiska aktiviteten i biceps brachiis laterala och mediala delar hos sju kvinnliga deltagare registrerades när de fick utföra supination och armbågsflexion samt en kombination av de båda med en vikt motsvarande 80 % av 1RM. En konventionell hantel och en hantel utformad för att utmana biceps brachii med ett yttre pronerande vridmoment användes. Deltagarna utförde sex olika övningar. Parade t-tester samt ANOVA kompletterat med multipla t-tester användes för den statistiska analysen.
Resultat: Det fanns mer elektromyografisk aktivitet i biceps brachiis laterala delar ($p<0,01$) och mediala delar ($p<0,05$) när supinationen utgick från ett semipronerat läge jämfört med ett pronerat läge. En jämförelse mellan de båda hantlarna i flexionsövningarna visade ingen skillnad i elektromyografisk aktivitet för någon av övningarna. Det fanns signifikant mer elektromyografisk aktivitet i biceps brachiis mediala delar än i de laterala delarna för övningar med isolerad supination ($p<0,01$) samt i ett fall där flexion och supination utfördes samtidigt med en konventionell hantel ($p<0,05$).
Konklusion: Supinerande motoriska enheter i biceps brachii tycks företrädesvis vara distribuerade till muskelns mediala delar och genom att utmana dessa med ett yttre pronerande vridmoment kan lika mycket elektromyografisk aktivitet som den som uppnås vid konventionell hantelträning uppnås trots en lägre hantelvikt.

Nyckelord: muskelkontraktion, rekrytering, motoriska enheter, yt-EMG, supination av underarmen, armbågsflexorer

Abstract

Assessment of electromyographic activity of the biceps brachii muscle during dynamic resistance training with a unilaterally loaded dumbbell

Authors: Andreas Jönsson, Hannes Rinneby
Supervisor: Michael Miller

Introduction: The biceps brachii muscle has in numerous studies been assessed with electromyography. According to previous studies using ramp contractions, there are task-dependent motor units in biceps brachii in terms of flexion and supination units. For the biceps long head, these are preferentially distributed to the lateral and medial portions of the muscle belly. It has been shown that biceps brachii has more electromyographic activity when flexion and supination is performed as a dual task (flexion and supination) and less in comparison when they are performed as single tasks (flexion or supination). Studies have shown that biceps brachii is most active as a supinator at about 90° of elbow flexion and becomes gradually more active with more supination.
Aim: To compare a unilaterally loaded dumbbell with a regular dumbbell regarding electromyographic activity in the biceps brachii muscle when performing a dynamic elbow flexion, and to compare two different starting positions regarding electromyographic activity in the biceps brachii muscle when performing a dynamic supination of the forearm using a unilaterally loaded dumbbell as resistance.
Design: Clinical study.
Material and method: The electromyographic activity of the lateral and medial portions of biceps brachii in seven females was registered whilst performing flexion and supination as single and dual tasks. A regular dumbbell and a dumbbell designed to load biceps brachii with an external pronation torque were used. The participants performed six different exercises. Paired t-tests and ANOVA with additional multiple t-tests were used for the statistical analysis.
Results: More electromyographic activity was found when supination was performed starting from a semiprone position in comparison with a prone position for both the lateral and medial portions of biceps brachii ($p<0.01$ and $p<0.05$, respectively). In elbow flexion exercises there was no difference in electromyographic activity between the two dumbbells. During isolated supination, and in one case where flexion and supination was performed as a dual task with a regular dumbbell, there was significally more electromyographic activity in the medial portions of biceps brachii than the lateral portions ($p<0.01$ and $p<0.05$, respectively).
Conclusion: Supination units seems to be preferentially distributed to the medial portion of the biceps brachii muscle and by challenging these with an external pronation torque, as much electromyographic activity as that obtained with a regular dumbbell can be achieved, despite a lower dumbbell weight.

Key words: muscle contraction, motor unit, recruitment, surface EMG, forearm supination, elbow flexor muscles

Bakgrund **1**
Syfte **2**
Frågeställningar **2**
Metod **2**
Studiedesign **2**
Deltagare **2**
Material **3**
Datainsamling **3**
Analys av data **8**
Resultat **10**
Diskussion **12**
Resultatdiskussion **12**
Metoddiskussion **13**
Konklusion **14**
Klinisk relevans **14**
Referenser **15**

Bakgrund

Musculus biceps brachii (BB) är hos människan en tvåhövdad muskel med funktion över axelleden[1], armbågsleden och den proximala radioulnara leden[1,2]. I axelleden fungerar BBs korta (mediala) huvud som flexor, inåtrotator och adduktor[3] och dess långa (laterala) huvud som stabilisator[1], flexor och abduktor[3]. Generellt är BBs rörelseproducerande funktion mindre uttalad över axelleden[4] och somliga funktioner (adduktion, inåtrotation och abduktion) kan endast påvisas hos vissa individer[3]. Över armbågsleden och den proximala radioulnara leden är BB flexor respektive supinator och dessa funktioner är välundersökta[2]. Vidare har det för BBs långa huvud visats att motoriska enheter (MU) som endast aktiveras vid armbågsflexion företrädesvis återfinns lateralt, och MU som endast aktiveras vid supination bara återfinns medialt[5,6].

Kartläggning av BBs funktioner har bland annat gjorts med elektromyografi (EMG), en experimentell teknik som berör registrering och analys av myoelektriska signaler som beror på fysiologiska variationer i muskelfibrernas membran[7]. De myoelektriska signalerna speglar rekrytering och fyrningskaraktäristika för de detekterade motoriska enheterna inom mätområdet[8]. EMG kan göras invasivt eller med ytelektroder (surface-EMG, sEMG). Med sEMG studeras den summerade bilden av de motoriska enheternas signalering inom det område som ytelektroderna täcker[9]. Efter registrering kan det totala kraftspektrat rektifieras till en för hela mätningen representativ kurva[7,8,10] vars medelvärde är en god indikator för rekryteringen av MU vid submaximala frivilliga kontraktioner[11].

När BB utför isometriskt arbete mot ett extenderande vridmoment i armbågen samtidigt som ett pronerande vridmoment i underarmen motverkas kan mer EMG-aktivitet påvisas än när vridmomenten motverkas vart och ett för sig[5,12]. Det har också visats att BB är mer aktiv när den motverkar ett extenderande vridmoment i armbågen om underarmen är supinerad än om den är semipronerad eller pronerad[7,4,13,14]. Funktionen som underarmssupinator är som störst vid 90° armbågsflexion och obefintlig när armbågsleden är helt extenderad såvida inte supinationen görs mot belastning[1,4,7]. Vid obelastad supination kan gradvis mer EMG-aktivitet påvisas ju närmare underarmen kommer sitt supinerade ytterläge[13].

I syfte att öka muskelstyrka, stabilitet, tvärsnittsarea, uthållighet och neuromuskulär kontroll i BB likväl som i andra muskler är dynamisk motståndsträning (”styrketräning”) en metod som används inom både sjuk- och friskvård. Redskap som kan användas är exempelvis olika maskiner och dragapparater, men ett vanligt sätt att styrketräna är att skapa motstånd med fria vikter[9,15] så som skivstång, medicinboll eller hantlar. Vid konventionell hantelträning av BB avlastas det supinerande arbetet genom rörelsebanan (bilaga 1, figur A). Då det i BB finns MU i vilka EMG-aktivitet endast kan påvisas vid flexion eller supination (även om majoriteten av MU svarar för rörelser i båda riktningarna)[5,6,12] skulle detta kunna medföra att det finns delar av BB som inte aktiveras vid sådan träning.

BBs EMG-aktivitet vid progressivt isometriskt arbete är välundersökt[5,6,12,16,17,18], men för att utreda BBs aktivitet vid dynamiskt arbete krävs vidare studier. I den här studien ställdes en konventionell (bilateralt belastad) hantel (BH) mot en unilateralt belastad hantel (UH) (figur 1). UH ger på grund av den ensidiga belastningen ett roterande vridmoment i

underarmen (bilaga 1, figur B), en egenskap som i den här studien utnyttjades för att utmana BBs supinerande MU.

Syfte

Att jämföra en unilateralt belastad hantel med en konventionell hantel avseende påverkan på EMG-aktivitet i BB vid en dynamisk flexionsrörelse i armbågen, samt att jämföra två olika utgångspositioner för en dynamisk supinationsrörelse av underarmen avseende EMG-aktivitet i BB, där en unilateralt belastad hantel används för att erbjuda motstånd.

Frågeställningar

A. Finns det skillnader i EMG-aktivitet i BB avseende supination av underarmen, när en semipronerad utgångsposition jämförs med en pronerad, när UH används?
B. Finns det skillnader i EMG-aktivitet i BB när UH används jämfört med när BH används, avseende flexion av armbågen med eller utan dynamisk supination av underarmen?
C. Kan eventuella skillnader mellan de sex olika övningarna deltagarna utför i studien förklaras med att en av dessa gett mer EMG-aktivitet i BB än de andra?
D. Hur ser det intramuskulära förhållandet ut mellan BBs mediala del (BBM) och laterala del (BBL) avseende EMG-aktivitet i de olika övningarna?

Metod

Studiedesign

Klinisk studie.

Deltagare

För att inkluderas i studien skulle deltagarna vara kvinnor, högerhänta, sjukgymnaststuderande och 18-35 år. Om deltagarna angav muskuloskelettala, neurologiska eller smärtrelaterade problem från övre extremiteten vid rekryterings- eller undersökningstillfället exkluderades de ur studien. Deltagarna var sju kvinnor med en medianålder av 25 (22-34) år. Deltagarnas medianlängd var 168 (156-175) cm och medianvikten var 59 (54-74) kg. Studien hade inget bortfall. Deltagarna rekryterades från Sjukgymnastutbildningen på Lunds Universitet via muntlig förfrågan. Under rekryteringsprocessen fick de tillfrågade information om beräknad tidåtgång för undersökningen, vilka som kunde tänkas närvara vid undersökningen och kortfattad information om metod och material. Ett muntligt medgivande om deltagande i studien gavs från samtliga. Deltagarna fick vid första undersökningstillfället information om syftet med studien och undersökningens förfarande samt att de kunde avbryta deltagandet när som helst. Deltagarna försäkrades om att personuppgifter skulle hanteras med konfidentialitet och endast användas inom ramarna för studien. Den deltagare som fotograferades gav sitt medgivande till publicering och vidare nyttjande av bilderna vid presentation av studien.

Material

Mätningarna ägde rum i Biodex/Rörelselabbet tillhörande Avdelningen för Sjukgymnastik på Health Sciences Center i Lund. Hårdvaran (EMG-förstärkaren) som användes var en trådlös 16-kanals Mega Muscle Tester ME6000 med tillhörande elektrodkablar för kanalerna 1-4. Kanal 1 användes för BBL och kanal 2 för BBM. Kanal 3-4 användes inte. Ytelektroderna som kopplades till elektrodkablarna var av märket Ambu Neuroline 720. Ett mjukvaruprogram, MegaWin 3.1-b3, användes som komplement till hårdvaran vilket möjliggjorde visualisering av de signaler som EMG-förstärkaren registrerade i form av amplituder (enhet μV) på en tidsaxel (enhet ms). För rengöring av hudområdet där elektroderna placerades användes finkornigt sandpapper och alkogel. Övrig utrustning som användes var en höj- och sänkbar brits samt psoaskudde och spännband som hjälpmedel för avlastning och individanpassning. Hantelgreppen var av märket Casall där UH tillverkats genom att handtaget kapats (figur 1). UH positionerades i handen så att ett yttre pronerande vridmoment erhölls (bilaga 1, figur B). Viktskivorna som användes var märkta 0,5 kg, 1,0 kg, 1,25 kg, 2,5 kg samt 5,0 kg. Endast en (1) viktskiva av typen 1,25 kg fanns tillgänglig och denna användes därför inte när BH skulle belastas.

Figur 1. Unilateralt belastad hantel (UH) och bilateralt belastad hantel (BH).

Datainsamling

Vid det första undersökningstillfället fick deltagarna bekanta sig med miljö och redskap. För att korta väntetiden för varje deltagare kom de till försökstillfället i grupper om två eller tre. Efter förevisning genomförde deltagarna nedanstående viljemässiga rörelser mot individuellt anpassat motstånd för att finna varje deltagares ”one repetition maximum” (1RM) för vart och ett av följande övningsutförande:

- Ss_{UH}: Supination av underarmen med UH. Utgångsläge med semipronerad underarm (figur 2.1).
- Sp_{UH}: Supination av underarmen med UH. Utgångsläge med pronerad underarm (figur 2.2).
- Fs_{UH}: Flexion i armbågsleden med UH. Utgångsläge med supinerad underarm (figur 2.3).
- $F+S_{UH}$: Flexion i armbågsleden med UH, simultant med dynamisk supination av underarmen. Utgångsläge med semipronerad underarm (figur 2.4).
- Fs_{BH}: Flexion i armbågsleden med BH. Utgångsläge med supinerad underarm (figur 2.5).
- $F+S_{BH}$: Flexion i armbågsleden med BH, simultant med dynamisk supination av underarmen. Utgångsläge med semipronerad underarm (figur 2.6).

Figur 2.1. Övning Ss_{UH}: Supination av underarmen från en semipronerad utgångsposition. Deltagaren hade 90º flexion i armbågsleden, underarmen avlastad och axeln neutralroterad. Deltagaren stod upprätt bredvid en brits anpassad i höjd så att skuldrorna var avslappnade och jämnt eleverade. En viss abduktion tilläts i axelleden för att undvika att deltagaren lutade sig över britsen.

Figur 2.2. Övning Sp_{UH}: Supination av underarmen från en pronerad utgångsposition. Tumlås (bilaga 2, figur A) och visst stöd för handleden användes för att avlasta muskulatur i hand och underarm. I övrigt samma positionering som Ss_{UH}.

Figur 2.3. Övning Fs_{UH}: Flexion i armbågen med supinerad underarm. Axeln var genom hela övningen utåtroterad ~45º för att få fri rörelsebana för hanteln. Deltagaren stod lutad mot en pelare och fick inte göra kompensatoriska rörelser under övningen.

Figur 2.4. Övning F+S_{UH}: Flexion i armbågen från en utgångsposition med semipronerad underarm. Under första hälften av rörelsebanan supinerades underarmen maximalt, en position som sedan bibehölls under resten av flexionen. Axeln var genom hela övningen neutralroterad. I övrigt samma positionering som Fs_{UH}.

Figur 2.5. Övning Fs_{BH}: Flexion i armbågen med supinerad underarm. Samma positionering och utförande som Fs_{UH}.

Figur 2.6. Övning F+S_{BH}: Flexion i armbågen från en utgångsposition med semipronerad underarm. Samma positionering och utförande som F+S_{UH}.

För att få rörelserna så isolerade som möjligt kontrollerade försöksledarna att deltagarna inte gjorde kompensatoriska rörelser under övningarna, exempelvis drog upp axlarna och arbetade med tyngdöverföringar (korsning av mittlinje). De framtagna värdena för 1RM fördes in i ett protokoll (bilaga 2, figur B), där hantelgreppets massa var exkluderat. De två hantelgreppen vägdes utan vikter med en hushållsvåg. Utifrån den totala massan kalkylerades 80 % av 1RM för var och en av deltagarna. Värdet korrigerades sedan med hänsyn till lägsta viktskiva och fördes sedan in i protokollet som den vikt som skulle användas vid det andra undersökningstillfället.

Vid det andra undersökningstillfället närvarade deltagarna enskilt tillsammans med försöksledarna. Hudområdet motsvarande högra BBs muskelbuk ruggades försiktigt med sandpapper och rengjordes med papper och alkogel för att minska det totala växelströmsmotståndet i kretsen (impedansen) och därmed öka signalens kvalitet[8]. Detsamma gjordes vid det högra skulderbladet för jord. BB kontraherades isometriskt mot lätt motstånd och ytelektroder placerades lateralt och medialt på BB-muskelbukens proximala tredjedel (figurerna 3 och 4) i enlighet med en placering som använts i en liknande studie[14]. För att öka graden av standardisering var det alltid samma försöksledare som ansvarade för elektrodplaceringen på deltagarna.

Figur 3. Medial elektrodplacering (BBM).

Figur 4. Lateral elektrodplacering (BBL) och elektrodplacering för jord (vid skulderbladet) samt position för isometrisk kontraktion (MVE-registrering).

EMG-förstärkaren kopplades till elektroderna och det kontrollerades att signalerna hade konstant låg amplitud i vila och förhöjd amplitud i aktivitet. I tre omgångar om fem sekunder kontraherades deltagarens högra armbågsflexorer isometriskt (ett extenderande vridmoment utövades från ena försöksledaren via deltagarens handlov) från en utgångsposition med supinerad underarm och cirka 90° armbågsflexion (figur 4), syftande till att registrera ”Maximum Voluntary Effort” (MVE). MVE avser här den högsta uppmätta amplituden i den rektifierade kurvan, i någon av de tre isometriska kontraktionerna. Att MVE måste bestämmas beror på att detta är ett individuellt värde som ställs i relation till uppmätta EMG-värden för att jämförelser personer emellan ska vara möjliga. Ett uppmätt EMG-värde på exempelvis 1026 µV säger mycket lite (eller ingenting alls) såvida personens maximala EMG-aktivitet (MVE) är okänd.

Registreringarna påbörjades genom att försöksledare 1 räknade till ”tre” och på tre startade den isometriska kontraktionen som försöksledare 2 genomförde. Försöksledare 1 höll tidräkningen och ansvarade för EMG-förstärkaren samt gjorde en markering för kontraktionernas start och stopp. Med ”markering” avses att en markör sattes i mjukvarans tidsaxel för att kunna användas som referenspunkt för de olika övningarna samt för att identifiera eventuella avvikelser. Markering skedde genom en knapptryckning på EMG-förstärkaren. Deltagarna fick vila en (1) minut mellan varje kontraktion.

För de två första övningarna (Ss_{UH} och Sp_{UH}) instruerades deltagarna att stå bredvid en höj- och sänkbar brits med höger underarm avlastad mot en psoskudde som placerats på britsen. Försöksledarna kontrollerade att försökspersonerna stod in situ undantaget armbågsleden som skulle vara flekterad 90°. För Ss_{UH} var underarmen roterad till ett semipronerat startläge och för Sp_{UH} till ett pronerat startläge. För Ss_{UH} var slutläget fullt supinerat och för Sp_{UH} semipronerat. För att reducera risken att muskelsvaghet i tummen skulle påverka greppet om hanteln i Sp_{UH} användes ett tumlås (bilaga 2, figur A) i övningen. För att avlasta handledsextensorer och radialdeviatorer placerades underarmen så dorsalt som rörelsen tillät utan att psoaskudden inverkade på rörelsebanan. Denna avlastning var till en början inte planerad utan infördes då deltagarna upplevde att styrkan över handleden var en begränsande faktor. Motsvarande korrigering för Ss_{UH} (avlastning av radialdeviatorer och palmarflexorer) genomfördes inte då hantelns position inte tillät en sådan avlastning. Ingen deltagare påtalade eller uppvisade ett övningsutförande som indikerade att styrkan över hand eller handled var begränsande i Ss_{UH}.

För övningarna Fs och F+S (avseende både UH och BH) stod deltagarna med ryggen mot en pelare med högerarmen utanför pelarkanten. Detta för att möjliggöra full extension i armbågsleden trots hantelns längd. Kriterierna för deltagarnas position var att de skulle stå med hela fotbladet i golvet, ha raka knäleder samt att skulderblad och stuss skulle ligga an mot pelaren. Fs utgick från ett startläge med fullt supinerad underarm, fullt extenderad armbågsled och lätt utåtroterad axelled. Slutläget var fullt supinerad underarm, fullt flekterad armbågsled och lätt utåtroterad axelled. F+S utgick från ett startläge med semipronerad underarm, fullt extenderad armbågsled och neutralroterad axelled. Slutläget var det samma som för Fs undantaget axelleden som var neutralroterad. Den dynamiska rotationen av underarmen till det fullt supinerade läget togs ut jämnt fördelat över de första 90° av armbågsflexionen.

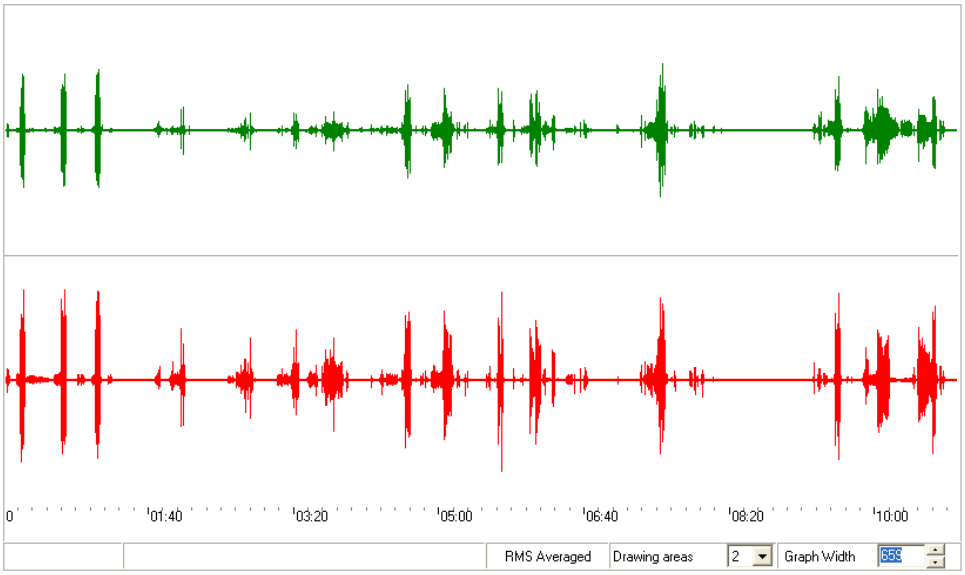
Inför registreringen av övningarna räknade försöksledare 1 till ”tre” och på tre startade övningen. Varje övning omfattade två repetitioner och varje fas i repetitionen (koncentrisk och excentrisk) varade en (1) sekund. Försöksledare 2 ledde tempot för faserna genom att räkna sekunder (”1001, 1002, 1003, 1004”). Start och slut för varje fas markerades i mjukvaran av försöksledare 1, vilket motsvarar fem markeringar för varje övning. Deltagarna fick vila ungefär en (1) minut mellan de olika övningarna.

Vid övningar med UH blev det uppenbart att 80 % av 1RM i vissa fall innebar att deltagaren inte klarade av att lyfta vikten med god teknik och det samband som sågs var att UH nu hade belastats med fler viktskivor än vad som använts på hanteln vid framtagandet av 1RM. Att övningen blev tyngre trots lägre totalmassa kunde förklaras med den längre hävarm som ytterligare viktskivor ger och det större pronerande vridmoment detta resulterar i. I de fall där fler viktskivor hade behövt användas ändrades vikten till närmsta möjliga med samma antal viktskivor som vid framtagandet av 1RM. För att i efterhand få en mer rättvisande bild av den faktiska belastningen som använts på UH vid EMG-mätningarna togs en förenklad biomekanisk modell över vridmomentet i den proximala radioulnara leden fram (bilaga 3, figur A). Individuella skillnader avseende inre vridmoment och underarmslängd hos deltagarna approximerades bort liksom det supinerande vridmoment hantelgreppet utövade på radialsidan av rörelsecentrum. Efter skattning av UHs tyngdpunkt genom lodning sattes

hävarmen till 5 cm. Viktskivorna och viktlåsets tjocklek mättes och massacentrum sattes till viktskivornas och låsets mitt. Viktlåset vägdes med köksvåg. Beräkningar genomfördes i Microsoft Excel 2003. Medelvärden för de vikter och pronerande vridmoment som användes vid EMG-mätningarna och hur dessa förhåller sig till respektive 1RM tabellfördes (bilaga 3, tabell A).

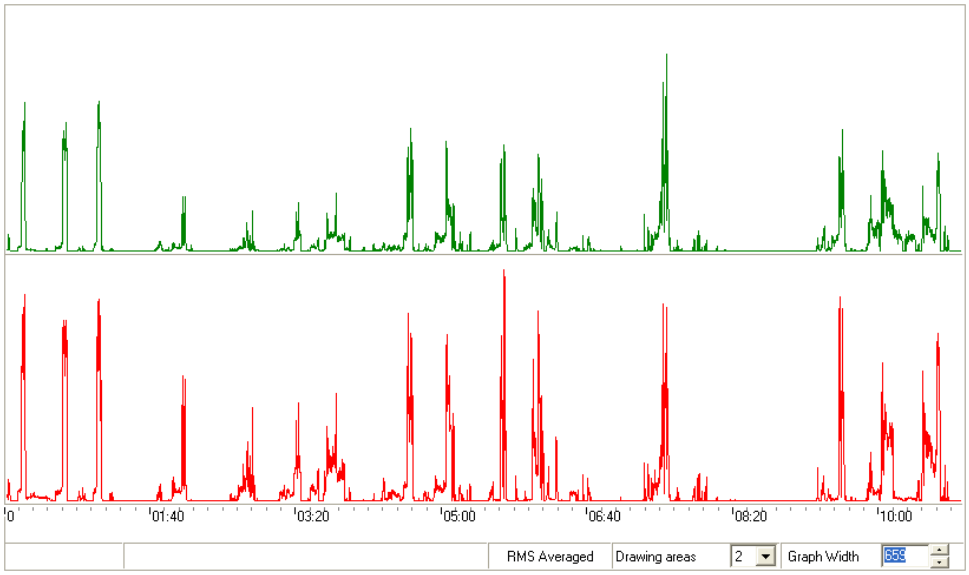
Analys av data

Deltagarnas EMG-aktivitet registrerades i mjukvaran i form av rådata (”Raw EMG”) (figur 5.1). Raw EMG är den obehandlade signal som detekteras av EMG-förstärkaren och består dels av de motoriska enheternas aktionspotentialer men också bakgrundsstrålning, exempelvis elektromagnetisk strålning från lysrör och mobiltelefoner. Rådatan redigerades genom att signaler med frekvenser utanför intervallet 50-400 Hz filtrerades bort för att eliminera signaler som inte var relaterade till muskelaktivitet[19].

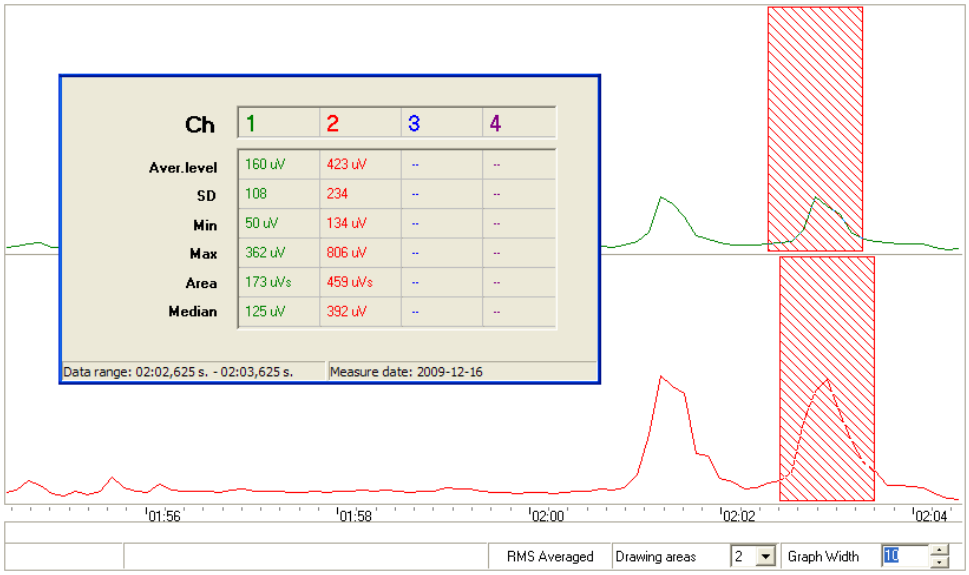


Figur 5.1. Raw EMG: Ofiltrerad, orektifierad data. Övre fönstret visar kanal 1 (BBL). Nedre visar kanal 2 (BBM).

Det filtrerade frekvensspektrumet rektifierades till en RMS-kurva via mjukvarufunktionen ”RMS Averaging” (figur 5.2). RMS (root mean square) är ett kvadratiskt medelvärde och används på grund av att rådatan innehåller både negativa och positiva amplituder och då dessa har ett medelvärde av noll fås ingen uppfattning om spänningsskillnaderna i muskulaturen. Exempel: en spänningsförändring från -30 µV till +30 µV är en förändring på 60 µV men har ett aritmetiskt medelvärde av noll. Genom att kvadrera både de positiva och negativa amplituderna och därefter ta kvadratroten ur produkterna återfås korrekt enhet med enbart positiva värden. Medelvärdet kommer då att bli positivt, i ovan givna exempel 30 µV. Den framtagna RMS-kurvan användes dels till att finna varje deltagares MVE och dels till att få representativa värden för varje deltagares muskelaktivitet för var och en av övningarna. Ett för undersökningen intressant område (area of interest) markerades och mjukvarufunktionen ”Calculate Area” användes för att erhålla information om peakvärde (den högsta amplituden) och medelvärde för den markerade arean (figur 5.3).



Figur 5.2. RMS-kurva: EMG-datan efter filtrering och rektifiering med funktionen "RMS Averaging". X-axeln (tid) visar att mätningen för denna deltagare varade i cirka tio minuter.



Figur 5.3. RMS-kurva för övningen Ss_{UH} (supination från semipronerat läge). Markerat område motsvarar Area of Interest (andra repetitionens peak ±0,5 s, $PEAK2_{Avg}$). Information om area och amplituder redovisas i boxen till vänster. Förskjutningen mellan Area of Interest för kanal 1 och 2 beror på att peakarna är åtskilda med 125 ms.

Analys av varje deltagares RMS-kurva avseende de tre maximala isometriska kontraktionerna genomfördes och peakvärdet protokollfördes som deltagarens individuella MVE. Värden för varje övning och deltagare extraherades ur RMS-kurvan enligt: 1) andra repetitionens peakvärde ($PEAK2_{Max}$), 2) medelamplituden hos arean som motsvarar andra

repetitionens peak ±0,5 sekunder ($PEAK2_{Avg}$). De amplituder som erhölls sattes i relation till MVE, vilket gav en kvot som beskriver hur mycket EMG-aktivitet övningen uppvisar i förhållande till individens maximala EMG-aktivitet. Som metod har EMG validitet för att mäta och utvärdera muskelaktivitet[20,21,22,23].

I studien användes sex övningar och sju deltagare med två elektrodpar vardera, vilket gav 84 kvoter (6x7x2=84). Då värden extraherades ur RMS-kurvan ur två hänseenden ($PEAK2_{Max}$ och $PEAK2_{Avg}$) innebar det totalt 168 kvoter som användes för den statistiska analysen. De statistiska metoder som tillämpades var deskriptiv statistik (medelvärde och standarddeviation) samt analytisk statistik (signifikans). Statistiska beräkningar gjordes i Microsoft Excel 2003. Beräkningar för variansanalys (ANOVA) och multipla t-tester gjordes i SPSS 14.0. P-värden från multipla t-tester korrigerades med Bonferroni, en metod som syftar till att korrigera sannolikhetsfel som uppstår vid multipla jämförelser.

Resultat

Frågeställning A: Det fanns signifikant mer EMG-aktivitet i både biceps brachiis laterala och mediala delar när supinationen utgick från ett semipronerat läge jämfört med ett pronerat läge, avseende både $PEAK2_{Max}$ ($p<0,01$ för BBL och BBM) och $PEAK2_{Avg}$ ($p<0,01$ för BBL och $p<0,05$ för BBM) (tabell 1.1, figur 6).

Tabell 1.1. Gruppens medelvärde för de isolerade supinationsövningarna (Ss_{UH} och Sp_{UH}), uttryckt i procent av MVE. (n=7)

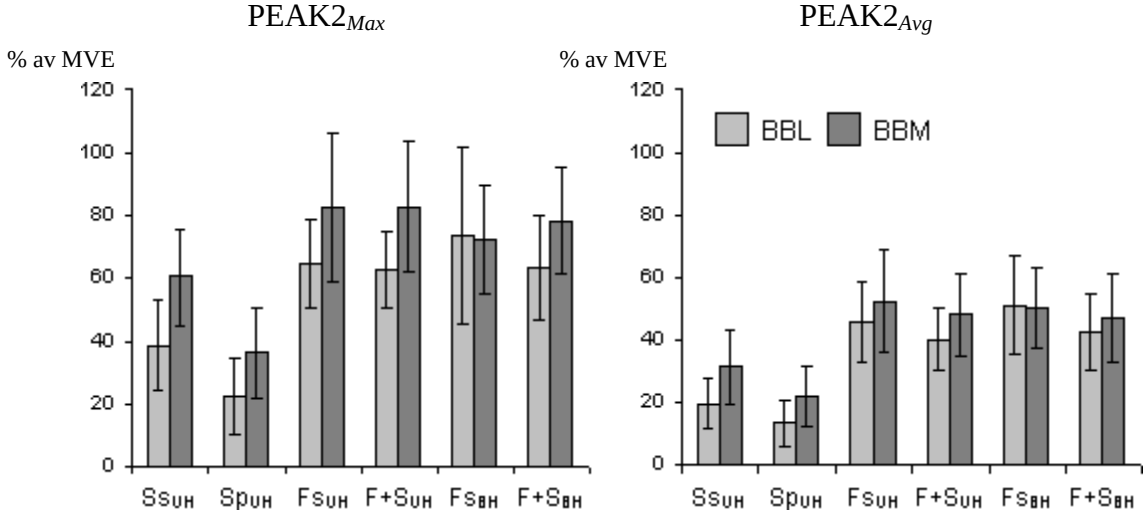
BB	**$PEAK2_{Max}$ (% av MVE)**		**$PEAK2_{Avg}$ (% av MVE)**	
	Ss_{UH}	Sp_{UH}	Ss_{UH}	Sp_{UH}
BBL	38,5±14,4	22,4±12,0**	19,6±7,90	13,4±7,32**
BBM	60,5±15,4	36,2±14,8**	31,6±12,1	22,1±9,60*

* p<0,05
** p<0,01

Frågeställning B: Det fanns ingen signifikant skillnad (p=0,148-0,854) i EMG-aktivitet mellan den unilateralt belastade hanteln och den bilateralt belastade hanteln avseende en och samma flexionsrörelse i armbågen (tabell 1.2, figur 6).

Tabell 1.2. Gruppens medelvärde för flexionsövningarna (Fs_{UH}, $F+S_{UH}$, Fs_{BH},och $F+S_{BH}$), uttryckt i procent av MVE. (n=7)

BB	**$PEAK2_{Max}$ (% av MVE)**				**$PEAK2_{Avg}$ (% av MVE)**			
	Fs_{UH}	Fs_{BH}	$F+S_{UH}$	$F+S_{BH}$	Fs_{UH}	Fs_{BH}	$F+S_{UH}$	$F+S_{BH}$
BBL	64,6±13,7	73,7±28,1	62,8±12,3	63,4±18,8	45,8±12,9	50,6±15,7	40,2±9,92	42,4±12,2
BBM	82,9±23,8	72,5±17,3	82,9±20,7	78,4±16,9	52,3±16,5	50,1±12,9	48,3±13,3	46,7±14,0



Figur 6. Gruppens medelvärde för de olika övningarna, uttryckt i procent av MVE. Ljusgrå stapel visar EMG-aktiviteten i BBL och mörkgrå stapel visar EMG-aktiviteten i BBM. (n=7)

Frågeställning C: Variansanalys visade att det fanns signifikanta skillnader ($p<0,001$) mellan de olika övningarna (både avseende BBL och BBM), men parade t-tester kunde inte styrka att dessa skillnader berodde på att en av övningarna gett mer EMG-aktivitet än alla andra (bilaga 4, tabellerna A.1, A.2, B.1, B.2).

Frågeställning D: Det fanns signifikant mer EMG-aktivitet i BBM än i BBL för de isolerade supinationsövningarna avseende både $PEAK2_{Max}$ och $PEAK2_{Avg}$ ($p<0,01$ för Ss_{UH} och $p<0,001$ för Sp_{UH}). Avseende $PEAK2_{Max}$ hade $F+S_{BH}$ signifikant mer EMG-aktivitet i BBM än i BBL ($p<0,05$) (tabell 2).

Tabell 2. Förhållandet mellan BBL och BBM, avseende gruppens medelvärde (EMG-aktivitet som uttryckt i procent av MVE), för de olika övningarna. (n=7)

Övning	**$PEAK2_{Max}$ (% av MVE)**		**$PEAK2_{Avg}$ (% av MVE)**	
	BBL	*BBM*	*BBL*	*BBM*
Ss_{UH}	38,5±14,4	60,5±15,4**	19,6±7,90	31,6±12,1**
Sp_{UH}	22,4±12,0	36,2±14,8***	13,4±7,32	22,1±9,60***
Fs_{UH}	64,6±13,7	82,9±23,8	45,8±12,9	52,3±16,5
$F+S_{UH}$	62,8±12,3	82,9±20,7	40,2±9,92	48,3±13,3
Fs_{BH}	73,7±28,1	72,5±17,3	50,6±15,7	50,1±12,9
$F+S_{BH}$	63,4±18,8	78,4±16,9*	42,4±12,2	46,7±14,0

* $p<0,05$
** $p<0,01$
*** $p<0,001$

Diskussion

Resultatdiskussion

Studien visar att det finns en skillnad i EMG-aktivitet i BB vid belastad supination av underarmen beroende på val av utgångsläge, med mer EMG-aktivitet när underarmen går från semipronation till sitt supinerade ytterläge än när den går från pronation till semipronation. Detta är i enlighet med tidigare fynd vid obelastad dynamisk supination av underarmen[13]. Att aktivitetsförhållande ändras beroende på läge i rörelsebanan är också bekräftat för exempelvis *m. brachioradialis* som endast kopplas in som pronator/supinator när underarmen (mot belastning) ska återgå till semipronerat läge[14]. Den mindre EMG-aktiviteten som fanns i BB när underarmen gick från pronation till semipronation skulle kunna förklaras av att muskeln avlastas av andra supinatorer, exempelvis *m. brachioradialis*.

Avseende en och samma flexionsrörelse i armbågen sågs ingen skillnad i EMG-aktivitet när UH jämfördes med BH. Tidigare studier har tittat på muskelaktivitet vid progressivt isometriskt arbete där belastning i både flexions- och supinationsriktningen anpassats separat efter försökspersonens maximala styrka i de olika rörelseriktningarna[5,6,12,16,17,18]. Vid dynamisk träning i en övning med flera olika vridmoment begränsas valet av belastning till ett av de inre vridmomenten hos den som tränar; en förutsättning för att ett korrekt övningsutförande ska bibehållas är att belastningen anpassas efter den ”svagaste länken”. En möjlig förklaring till att inte mer EMG-aktivitet sågs vid flexionsrörelser med UH är att det rör sig om en ”trade-off”: supinationen sätter gränsen för vilken vikt som kan användas, hanteln får lägre totalmassa än BH (bilaga 3, tabell A) och flekterande enheter uppvisar då mindre EMG-aktivitet än vad de hade gjort i en övning där flexionen satte gränsen för hantelns vikt. Där vi ”vinner” EMG-aktivitet i supinerande enheter ”förlorar” vi EMG-aktivitet i flekterande enheter. Resultatet blir att BB i medeltal får lika mycket EMG-aktivitet oberoende av hantel. För att testa denna hypotes är det nödvändigt att använda invasiv EMG (nål-EMG) för att detektera EMG-aktiviteten från enskilda motoriska enheter.

Det fanns inte en enskild övning som gav mer EMG-aktivitet i BB än alla andra övningar. I denna studie jämfördes varje övning för sig men det hade också varit möjligt att gruppera övningarna, till exempel i grupper om två, för att sedan jämföra grupperna med varandra. Detta är något vi hade övervägt att göra i en kommande studie.

De rena supinationsrörelserna Ss_{UH} och Sp_{UH} hade signifikant mer EMG-aktivitet i BBM än i BBL, avseende både $PEAK2_{Max}$ och $PEAK2_{Avg}$. Detta kan indikera att supinerande motoriska enheter företrädesvis är distribuerade till de mediala delarna av muskeln. En lateralisering av motoriska enheter är enligt vår vetskap tidigare bara visat för biceps långa huvud[5,6]. Dock fanns även signifikant högre EMG-aktivitet i BBM än i BBL för övningen $F+S_{BH}$ (avseende $PEAK2_{Max}$), vilket inte sågs för någon av de andra flexionsövningarna eller för denna övning avseende $PEAK2_{Avg}$. I $F+S_{BH}$ ska jämvikt råda för supination/pronation och supinerande motoriska enheter borde aktiveras mindre än i flexionsövningarna med UH. Vi finner ingen förklaring till denna signifikans.

Metoddiskussion

För fyra av deltagarna gick det en månad mellan registrering av 1RM och EMG-mätningen. För en av deltagarna var det dock hela två månader mellan försöken på grund av juluppehåll på sjukgymnastutbildningen. Endast två av deltagarna utförde försöken med fem dagars mellanrum vilket hade varit önskvärt för samtliga deltagare för att minimera risken för förändringar av muskelstyrka.

För kommande studier hade det varit önskvärt med fler deltagare i grupp där deltagarna hade välutvecklad och definierad muskulatur, vilket hade tillåtit en mer exakt elektrodplacering. Standardiseringen hade underlättats ytterligare av att inför denna typ av studie låta försöksgruppen träna med de båda hantlarna och de olika övningarna under ett par månaders tid. Detta hade gett exakta ingångsvikter (exempelvis avseende 8-12RM) utan att behöva approximera en viss procentuell vikt med hjälp av 1RM.

Värden togs från RMS-kurvan utifrån två aspekter avseende den andra repetitionen ($PEAK2_{Max}$ och $PEAK2_{Avg}$). $PEAK2_{Max}$ ger en uppfattning om hur mycket EMG-aktivitet övningen som mest genererar vid vald vikt under rådande förutsättningar. I några av fallen hade peaken en högre amplitud än MVE, vilket gav upphov till spekulationer. En tanke som kan relateras till bakgrunden är att de tre isometriska kontraktionerna inte erbjuder något pronerande vridmoment, vilket skulle kunna innebära att det finns MU som inte har aktiverats. När BB sedan fick arbeta i en övning som erbjöd ett pronerande vridmoment rekryterades de MU som låg i vila vid de isometriska kontraktionerna och mer EMG-aktivitet uppnåddes. En felkälla kan dock vara att signaler som inte kommer från muskulaturen har registrerats trots filtreringen av frekvenser. Det är inte heller otänkbart att det fanns deltagare som inte arbetade maximalt vid framtagandet av MVE. För att få en uppfattning om EMG-aktiviteten under en större del av repetitionen beräknades också $PEAK2_{Avg}$. Tidsintervallet ±0,5 s valdes arbiträrt och andra intervall hade varit möjliga att undersöka så länge det var inom tidsramen för den andra repetitionen.

Att enbart den andra repetitionen analyserades beror på att den första repetitionen betraktades som en ”förberedande” repetition där rörelsen banades in på vald hantelvikt. För att få en bättre uppfattning om skillnader i muskelaktivitet under förhållanden som liknar de som vanligen används vid styrketräning hade exempelvis medelvärdet av de sista nio repetitionernas peakar i ett set om tio repetitioner kunnat undersökas. En sådan metod hade dock ställt större krav på både deltagare och försöksledare.

Vid EMG-försöken användes hantlar vars massa motsvarade 78,0±4,43 (65,9-85,3) % av 1RM. Den stora avvikelsen nedåt vad avser spridningen beror på den korrigering av belastning på UH som gjordes i de fall där deltagarna inte kunde utföra övningen korrekt på grund av förlängd hävarm hos hanteln. Om istället vridmomenten i den proximala radioulnara leden tas i beaktning motverkades vid EMG-mätningarna belastningar motsvarande 82,1±6,70 (70,9-90,9) % av de vridmoment som utfördes av hantlarna vid 1RM-försöken. Vridmomenten i de humeroradiala- och humeroulnara lederna kunde inte beräknas då information om underarmslängd hos deltagarna saknades. Det är därmed okänt hur de olika vridmomenten i armbågens leder förhöll sig till varandra och detta bedömer vi också vara studiens största brist. För kommande studier hade det varit önskvärt att utgå från

vridmomenten i armbågen snarare än enbart hantlarnas massa för att bestämma den vikt som ska användas vid EMG-mätningarna. Det kan dock för flexionsövningarna konstateras att UH i medeltal endast hade 71,8 % av BHs massa (bilaga 3, tabell A), men detta till trots sågs ingen skillnad i EMG-aktivitet i BB.

Konklusion

Vid belastad dynamisk supination av underarmen påverkar läget i rörelsebanan hur mycket EMG-aktivitet som kan påvisas i biceps brachii, med mer EMG-aktivitet i en rörelsebana som går från semipronation till underarmens supinerade ytterläge jämfört med en rörelsebana från pronerat ytterläge till semipronation. Vidare tycks supinerande motoriska enheter i biceps brachii vara företrädesvis distribuerade till muskelns mediala delar och genom att utmana dessa med en unilateralt belastad hantel kan lika mycket EMG-aktivitet uppnås som med en konventionell hantel, trots lägre hantelvikt. Hur mycket EMG-aktivitet som hade uppnåtts om det pronerande vridmoment i underarmen (som utförs av den unilateralt belastade hanteln) varit förhållandevis lika stort som det extenderande vridmomentet (som utförs av den konventionella hanteln) kan studien inte ge svar på.

Klinisk relevans

Om avsikten är att nå en viss procentuell belastning i en övning med flera vridmoment är det olämpligt att använda sig av en beräkning där 1RM (uttryckt i kg eller annan enhet för massa) multipliceras med en viss förändringsfaktor, exempelvis 0,80 för att uppnå ”80 % av 1RM”. Detta blev uppenbart vid EMG-försöken med den unilateralt belastade hanteln där ett pronerande vridmoment sätter gränsen för den belastning som kan användas, snarare än ett extenderande vridmoment så som är fallet med en konventionell hantel. Att enbart multiplicera den unilaterala hantelns massa med 0,80 ger inte ett sanningsenligt värde för 80 % av den belastning som begränsade deltagaren vid 1RM-försöket. Denna belastning är beroende av hantelns hävarm, vilken förändras med hur hanteln belastas för att komma upp i avsedd vikt. Att supinera en 5 kg-hantel uppbyggd av tre viktskivor kommer att vara avsevärt mycket tyngre än att supinera en 6 kg-hantel uppbyggd av en viktskiva. Denna lärdom är viktig att ta med för framtida försök.

Referenser

[1] Palastanga N, Field D, Soames R. *Anatomy and human movement. Structure and function.* 5th ed. China: Butterworth Heinemann Elsevier; 2006.

[2] Naito A. Electrophysiological studies of muscles in the human upper limb: The biceps brachii. *Anatomical Science International.* 2004; 79: 11–20.

[3] Furlani J. Electromyographic study of the m. biceps brachii in movements at the glenohumeral joint. *Acta Anat (Basel).* 1976; 96: 270-84.

[4] Basmajian JV, Latif A. Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow: A detailed electromyographic analysis. *J Bone Joint Surg*. 1957; 39A; 1106–18.

[5] Ter Haar Romeny BM, van der Gon JJ, Gielen CC. Relation between location of a motor unit in the human biceps brachii and its critical firing levels for different tasks. *Exp Neurol*. 1984; 85: 631–50.

[6] Ter Haar Romeny BM, Denier van der Gon JJ, Gielen CCAM. Changes in recruitment order of motor units in the human biceps muscle. *Experimental Neurology*. 1982; 78: 360-368.

[7] Basmajian JV, De Luca CJ. *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.

[8] Konrad P. The ABC of EMG: *A practical introduction to kinesiological electromyography*. USA: Noraxon Inc.; 2005.

[9] Borg J, Gerdle B, Grimby G, Stibrant Sunnerhagen K. *Rehabiliteringsmedicin: teori och praktik*. Danmark: Studentlitteratur; 2006.

[10] De Luca CJ, Knaflitz M. *Surface electromyography: What´s new?* Torino: C.L.U.T.; 1992.

[11] Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, Shoji H. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *J Appl Physiol*. 1990; 68: 1177–85.

[12] Dupont L, Gamet D, Pérot C. Motor unit recruitment and EMG power spectra during ramp contractions of a bifunctional muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2000; 10: 217–224.

[13] Naito A, Yajima M, Fukamachi H, Ushikoshi K, Sun Y-J, Shimizu Y. Electromyographic (EMG) study of the elbow flexors during supination and pronation of the forearm. *Tohoku J Exp Med*. 1995; 175: 285–288.

[14] Caldwell GE, Jamison JC, Lee S. Amplitude and frequency measures of surface electromyography during dual task elbow torque production. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1993;66(4):349-56.

[15] McArdle WD, Katch FI, Katch VL. *Exercise physiology: energy, nutrition & human performance*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.

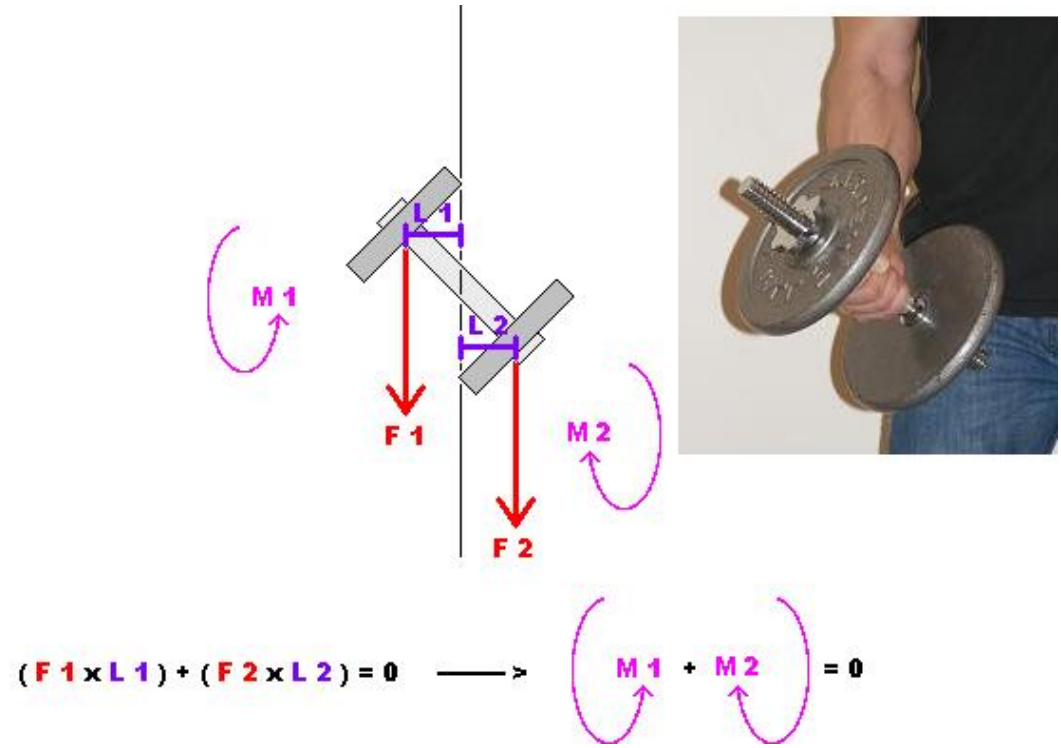
[16] Pérot C, André L, Dupont L, Vanhoutte C. Relative contributions of the long and short head of the biceps brachii during single or dual isometric tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 1996; 6: 3–11.

[17] Hogrel JY. Use of surface EMG for studying motor unit recruitment during isometric linear force ramp. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2003; 13: 417-423.

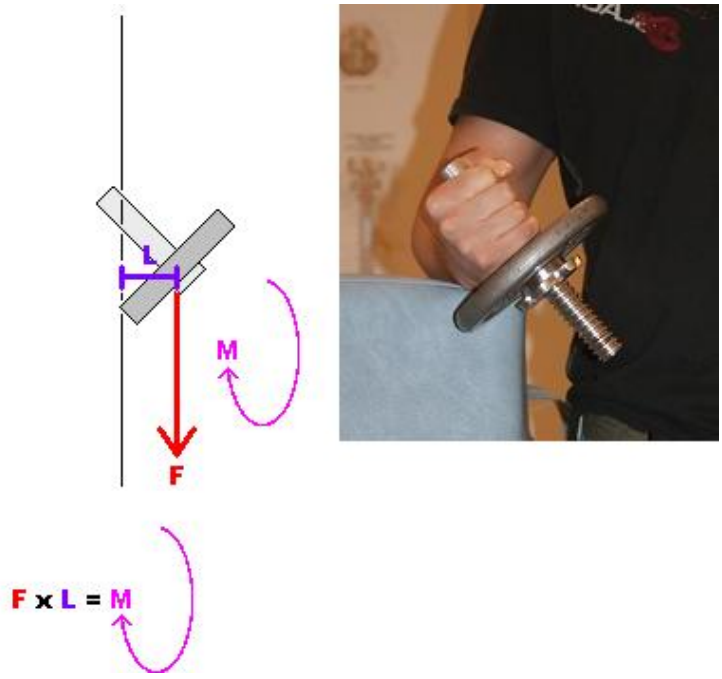
[18] Christie A, Inglis JG, Kamen G, Gabriel DA. Relationships between surface EMG variables and motor unit firing rates. *Eur J Appl Physiol.* 2009; 107: 177-185.

[19] Riley ZA, Terry ME, Mendez-Villanueva A, Litsey JC, Enoka RM. Motor unit recruitment and bursts of activity in the surface electromyogram during a sustained contraction. *Muscle Nerve*. 2008; 37(6): 745-53.
[20] Basmajian JV. Research foundations of EMG biofeedback in rehabilitation. *Biofeedback Self-Reg.* 1988; 13(4): 275–98.
[21] Staudenmann D, Roeleveld K, Stegeman DF, van Dieen JH. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – A tutorial and review. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2010; 20(3): 375-387.
[22] Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics.* 2009; 24(3): 225-235.
[23] Roberts T J, Gabaldon AM. Interpreting muscle function from EMG: lessons learned from direct measurements of muscle force. *Integrative & Comparative Biology*. 2008; 48(2): 312-321.

Bilaga 1



Figur A. En konventionell hantel fattad centralt på hantelgreppet har roterande vridmoment i jämvikt och supinations-pronationsrörelser blir därför avlastade.



Figur B. Med ensidig belastning råder inte jämvikt mellan pronerande och supinerande vridmoment. Med tyngdpunkten förlagd medialt måste en yttre kraft (exempelvis muskelkraft) supinera underarmen för att pronation ska motverkas.

Bilaga 2

Figur A. Tumlås. Teknik som användes i övningen Sp_{UH} för att ge starkare grepp.

Övning	1RM exkl. hantelgreppets massa	1RM inkl. hantelgreppets massa	80 % av 1RM inkl. hantelgreppets massa	80 % av 1RM exkl. hantelgreppets massa	Viktkombination vid EMG-mätning
Ss_{UH}					
Sp_{UH}					
Fs_{UH}					
$F+S_{UH}$					
Fs_{BH}					
$F+S_{BH}$					

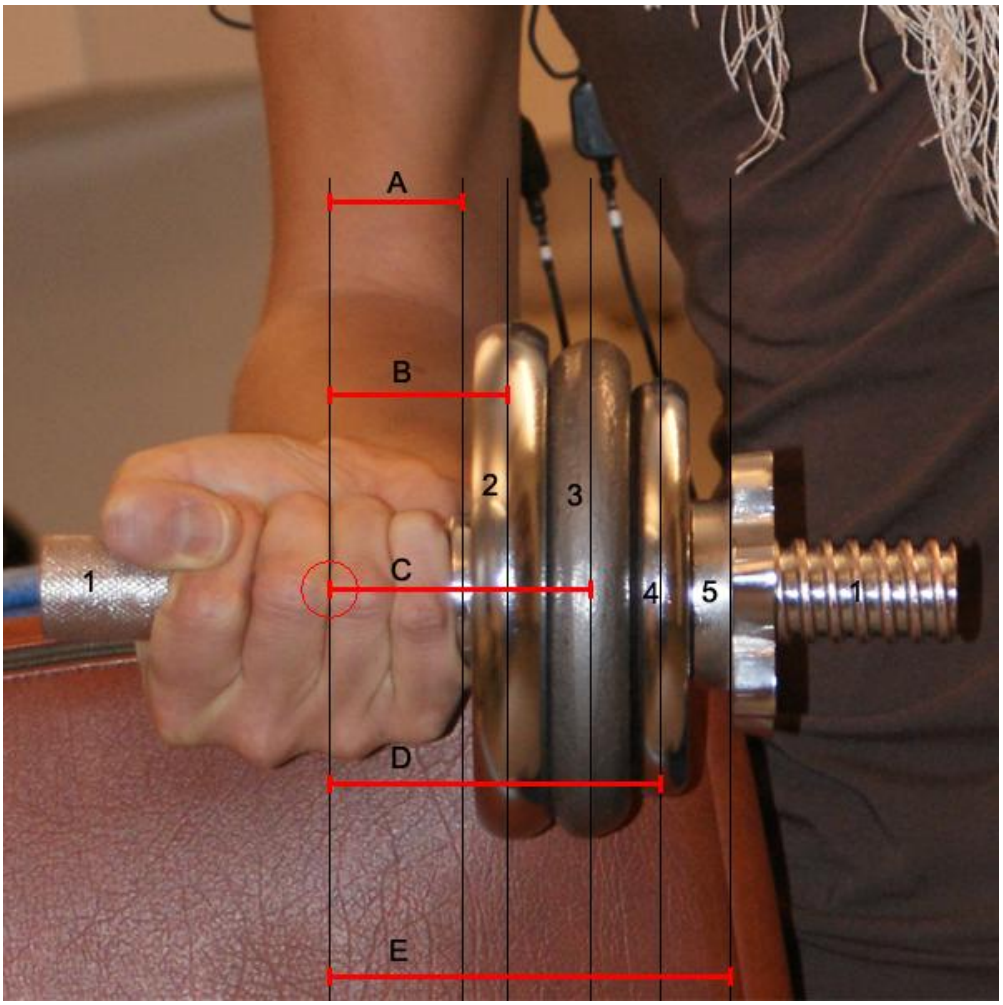
Deltagare: Vikt BH: 1,8 kg Vikt UH: 1,0 kg

Datum för 1RM: Avvikelser:

Datum för EMG-mätning:

Figur B. Deltagarprotokoll. Användes vid mätningarna som stöd och för att notera avvikelser.

Bilaga 3



Figur A. Förenklad biomekanisk modell för beräkning av det pronerande vridmomentet i den proximala radioulnara leden. Underarmens längd och yttre supinerande vridmoment från radialsidan av rörelsecentrum approximerades bort. ***A:*** *avståndet från rörelsecentrum till tyngdpunkten hos UH (**1**).* ***B:*** *avståndet från rörelsecentrum till tyngdpunkten hos den första viktskivan (**2**).* ***C:*** *avståndet från rörelsecentrum till tyngdpunkten hos den andra viktskivan (**3**).* ***D:*** *avståndet från rörelsecentrum till tyngdpunkten hos den tredje viktskivan (**4**).* ***E:*** *avståndet från rörelsecentrum till tyngdpunkten hos viktlåset (**5**).*

Tabell A. Medelvikt och medelvärdet för det pronerande vridmoment i proximala radioulnara leden för hantlarna vid EMG-mätningen, samt förhållandet mellan vikt, vridmoment och 1RM. (n=7)

Övning	Vikt (kg)	% av 1RM	Pronerande vridmoment (Nm)	% av 1RM
Ss_{UH}	3,96±1,08	79,6±1,74	2,49±0,63	81,5±5,20
Sp_{UH}	5,50±1,61	78,0±5,23	3,40±1,01	76,0±6,10
Fs_{UH}	5,29±0,60	79,5±1,53	3,43±0,31	86,1±5,40
$F+S_{UH}$	5,29±0,64	78,7±2,67	3,46±0,39	84,9±6,20
Fs_{BH}	7,37±1,90	76,2±7,48	(jämvikt)	-
$F+S_{BH}$	7,37±1,92	76,1±4,89	(jämvikt)	-

Bilaga 4

Tabell A.1. Multipla t-tester avseende $PEAK2_{Max}$ för BBL. Här är Fs_{BH} den övning som gett förhållandevis mest EMG-aktivitet (73,7 % av MVE), men då detta värde inte skiljer sig signifikant från alla andra övningar betyder det att Fs_{BH} inte är en övning som kan sägas ha haft mest EMG-aktivitet i alla jämförelser. Tabellens p-värden är inte korrigerade med Bonferroni. Korrigeringen gjordes i efterhand genom att multiplicera p-värdena med fem då varje övning jämförts fem gånger. (n=7)

Övningspar (BBL)	Signifikans (p)
Ss_{UH} – Sp_{UH}	0,003
Ss_{UH} – Fs_{UH}	0,002
Ss_{UH} - $F+S_{UH}$	0,001
Ss_{UH} – Fs_{BH}	0,017
Ss_{UH} – $F+S_{BH}$	0,005
Sp_{UH} – Fs_{UH}	<0,001
Sp_{UH} – $F+S_{UH}$	<0,001
Sp_{UH} – Fs_{BH}	0,001
Sp_{UH} – $F+S_{BH}$	<0,001
Fs_{UH} – $F+S_{UH}$	0,698
Fs_{UH} – Fs_{BH}	0,268
Fs_{UH} – $F+S_{BH}$	0,807
$F+S_{UH}$ – Fs_{BH}	0,275
$F+S_{UH}$ – $F+S_{BH}$	0,883
Fs_{BH} – $F+S_{BH}$	0,201

Tabell A.2. Multipla t-tester avseende $PEAK2_{Max}$ för BBM. Här är $F+S_{UH}$ den övning som gett förhållandevis mest EMG-aktivitet (82,9 % av MVE), men då detta värde inte skiljer sig signifikant från alla andra övningar betyder det att $F+S_{UH}$ inte är en övning som kan sägas ha haft mest EMG-aktivitet i alla jämförelser. Tabellens p-värden är inte korrigerade med Bonferroni. Korrigeringen gjordes i efterhand genom att multiplicera p-värdena med fem då varje övning jämförts fem gånger. (n=7)

Övningspar (BBM)	Signifikans (p)
Ss_{UH} – Sp_{UH}	0,007
Ss_{UH} – Fs_{UH}	0,026
Ss_{UH} - $F+S_{UH}$	0,035
Ss_{UH} – Fs_{BH}	0,104
Ss_{UH} – $F+S_{BH}$	0,004
Sp_{UH} – Fs_{UH}	0,007
Sp_{UH} – $F+S_{UH}$	0,005
Sp_{UH} – Fs_{BH}	0,006
Sp_{UH} – $F+S_{BH}$	<0,001
Fs_{UH} – $F+S_{UH}$	0,985
Fs_{UH} – Fs_{BH}	0,148
Fs_{UH} – $F+S_{BH}$	0,637
$F+S_{UH}$ – Fs_{BH}	0,041
$F+S_{UH}$ – $F+S_{BH}$	0,592
Fs_{BH} – $F+S_{BH}$	0,402

Tabell B.1. Multipla t-tester avseende $PEAK2_{Avg}$ för BBL. Här är Fs_{BH} den övning som gett förhållandevis mest EMG-aktivitet (50,6 % av MVE), men då detta värde inte skiljer sig signifikant från alla andra övningar betyder det att Fs_{BH} inte är en övning som kan sägas ha haft mest EMG-aktivitet i alla jämförelser. Tabellens p-värden är inte korrigerade med Bonferroni. Korrigeringen gjordes i efterhand genom att multiplicera p-värdena med fem då varje övning jämförts fem gånger. (n=7)

Övningspar (BBL)	**Signifikans (p)**
Ss_{UH} – Sp_{UH}	0,007
Ss_{UH} – Fs_{UH}	<0,001
Ss_{UH} - $F+S_{UH}$	<0,001
Ss_{UH} – Fs_{BH}	0,001
Ss_{UH} – $F+S_{BH}$	0,001
Sp_{UH} – Fs_{UH}	<0,001
Sp_{UH} – $F+S_{UH}$	<0,001
Sp_{UH} – Fs_{BH}	<0,001
Sp_{UH} – $F+S_{BH}$	<0,001
Fs_{UH} – $F+S_{UH}$	0,044
Fs_{UH} – Fs_{BH}	0,219
Fs_{UH} – $F+S_{BH}$	0,222
$F+S_{UH}$ – Fs_{BH}	0,049
$F+S_{UH}$ – $F+S_{BH}$	0,339
Fs_{BH} – $F+S_{BH}$	0,018

Tabell B.2. Multipla t-tester avseende $PEAK2_{Avg}$ för BBM. Här är Fs_{UH} den övning som gett förhållandevis mest EMG-aktivitet (52,3 % av MVE), men då detta värde inte skiljer sig signifikant från alla andra övningar betyder det att Fs_{UH} inte är en övning som kan sägas ha haft mest EMG-aktivitet i alla jämförelser. Tabellens p-värden är inte korrigerade med Bonferroni. Korrigeringen gjordes i efterhand genom att multiplicera p-värdena med fem då varje övning jämförts fem gånger. (n=7)

Övningspar (BBM)	**Signifikans (p)**
Ss_{UH} – Sp_{UH}	0,007
Ss_{UH} – Fs_{UH}	0,026
Ss_{UH} - $F+S_{UH}$	0,035
Ss_{UH} – Fs_{BH}	0,104
Ss_{UH} – $F+S_{BH}$	0,004
Sp_{UH} – Fs_{UH}	0,007
Sp_{UH} – $F+S_{UH}$	0,005
Sp_{UH} – Fs_{BH}	0,006
Sp_{UH} – $F+S_{BH}$	<0,001
Fs_{UH} – $F+S_{UH}$	0,985
Fs_{UH} – Fs_{BH}	0,148
Fs_{UH} – $F+S_{BH}$	0,637
$F+S_{UH}$ – Fs_{BH}	0,041
$F+S_{UH}$ – $F+S_{BH}$	0,592
Fs_{BH} – $F+S_{BH}$	0,402