



Institutionen för hälsa, vård och samhälle
Avdelningen för sjukgymnastik

Utbildningsprogram
i sjukgymnastik 180 hp

Examensarbete 15 hp
Vårterminen 2009

EMG-mätning av m. triceps surae vid vadhävning i stående och sittande

Författare

Anders Ljungqvist
Axel Härstedt
Avdelningen för sjukgymnastik
Institution för hälsa, vård och samhälle
Lunds Universitet
anders.ljungqvist84@gmail.com
axel.harstedt@telia.com

Handledare

Michael Miller, leg sjukgymnast
Dr med vet, Universitetslektor
Avdelningen för sjukgymnastik
Institution för hälsa, vård och samhälle
Lunds Universitet
michael.miller@med.lu.se

Examinator

Anita Wisén, leg sjukgymnast,
Dr med vet, Adjunkt
Avdelningen för sjukgymnastik
Institution för hälsa, vård och samhälle
Lunds Universitet
anita.wisen@med.lu.se

Sammanfattning

EMG-mätning av m. triceps surae vid vadhävning i stående och sittande

Bakgrund: Styrketräning av vadmuskulaturen kan utövas i olika positioner, främst stående och sittande. Vanligen kallas dessa övningar för stående respektive sittande vadhävning. Vad som skiljer dessa övningar åt gällande aktivering av m. soleus och m. gastrocnemius har tidigare inte studerats i detalj. Det är beskrivet i anatomisk litteratur att m. gastrocnemius påverkar knäleden i flexion och fotleden i plantarflexion samt att m. soleus påverkar fotleden i plantarflexion och verkar i stabiliserande syfte. Vilken konsekvens detta ger för plantarflexionen vid flekterad knäled finns olika uppfattningar om.

Syfte: Studiens syfte var att undersöka EMG-aktivitet i m. soleus och m. gastrocnemius i stående och i sittande vid aktiv plantarflexion i fotleden och därefter jämföra graden av muskelaktivering hos samma muskel vid sittande respektive stående vadhävning.

Studiedesign: Klinisk studie.

Material/metod: Deltagarna bestod av nio sjukgymnaststudenter och en lärare vid Lunds Universitet varav sex var kvinnor och fyra var män. Medianåldern på deltagarna var 21 år. Deltagarnas medianvikt var 71 kg. Medianlängden var 171,5 cm. Samtliga ansåg sig vara friska och besvärsfria vid testtillfället. Ytlig EMG-aktivitet mättes genom elektroder som fästes på höger bens vadmuskulatur. Deltagarna genomförde tre repetitioner vadhävning mot statiskt motstånd för att definiera individens maximala volontära kontraktion (MVC). Därefter genomfördes tre repetitioner vadhävning med bestämt motstånd ((kroppsvikt + 57 kg) i stående och ((kroppsvikt + 57kg) · 0.35)) i sittande) för att undersöka muskelaktivitet vid submaximalt arbete (TEST). Testerna utfördes vid både sittande och stående vadhävning. EMG-data analyserades efter ”RMS filtrering”. Det högsta värdet från de 3 repetitionerna registrerades och medelvärdet av dessa användes som resultat. För vardera muskel och utgångsställning beräknades undersökningsgruppens medelvärde och SD. För att statistiskt värdera data användes t-test.

Resultat: Resultaten visade på signifikanta skillnader i EMG-aktivitet mellan stående och sittande där m. gastrocnemius aktiverades mer i stående än i sittande samtidigt som m. soleus aktiverades mer i sittande än i stående. MVC för m. gastrocnemius var $749,8 \pm 424,6 \mu\text{V}$ i stående och $405,9 \pm 128,4 \mu\text{V}$ i sittande ($p=0,013$). TEST för m. gastrocnemius var $739,2 \pm 383,6 \mu\text{V}$ i stående och $352 \pm 182,4 \mu\text{V}$ i sittande ($p=0,007$). MVC för m. soleus var $738,8 \pm 312,9 \mu\text{V}$ i sittande och $503,4 \pm 162,4 \mu\text{V}$ i stående ($p=0,012$). TEST för m. soleus var $622,9 \pm 259,3 \mu\text{V}$ i stående och $472,4 \pm 82,1 \mu\text{V}$ i sittande ($p=0,065$).

Slutsats: Resultaten visar på att det är skillnad på graden av EMG-aktivitet mellan m. gastrocnemius och m. soleus vid vadhävning vid två olika knävinklar. Valet av utgångsställning påverkar graden av muskelaktivitet, både vid submaximalt och vid maximalt arbete och kan ha konsekvenser för valet av övning beroende på syftet med styrketräningen. Fortsatta studier kan eventuellt styrka denna slutsats.

Sökord: Elektromyografi, muskelaktivitet, vadhävning, tåhävning, m. triceps surae, knävinkel

Abstract

EMG-measurement of the triceps surae muscles during standing and seated calf raise

Background: Training of the calf muscles can be performed in different positions, mostly through standing and seated calf raise, or calf press. What distinguishes these exercises regarding activity of the soleus and the gastrocnemius muscle has previously not been studied in detail. According to anatomical literature the gastrocnemius muscle produces flexion of the knee joint as well as plantar flexion of the ankle joint. The soleus muscle also produces plantar flexion and has a stabilizing effect of the ankle joint. There are different opinions regarding which consequence this has for plantar flexion in a position where the knee is flexed.

Purpose: The purpose of this study was primarily to assess the EMG-activity of the soleus and gastrocnemius muscle during standing and seated plantar flexion of the ankle joint. A secondary aim was to compare the level of activity for each muscle in the different positions.

Design: Clinical study.

Material/method: The participants were nine physiotherapy students and one teacher at the University Of Lund, Sweden. The median age was 21, median weight was 71 kg and median height was 171, 5 cm. All participants considered themselves to be healthy at the time of the test. Surface EMG was measured through electrodes placed on the right calf muscles. Participants did three repetitions of calf raise against static resistance to define the individual maximal voluntary contraction (MVC). Then the test was performed against a set resistance ((bodyweight + 57 kg) in standing position and ((bodyweight + 57kg) · 0.35)) in seated position) to measure muscle activity at a sub-maximal level (TEST). Raw data was analyzed through "RMS Smoothing". The highest value was registered and used as the result. Thereafter the average value and standard deviation was calculated. The T-test was used in the statistical analysis.

Results: Significant differences were found between the standing and seated position in which the gastrocnemius muscle showed a higher level of activity in the standing position. The soleus muscle was found to have a higher level of activity in the seated position. MVC for the Gastrocnemius muscle was $749,8 \pm 424,6 \mu\text{V}$ in standing position and $405,9 \pm 128,4 \mu\text{V}$ in seated position ($p=0,013$). TEST for the Gastrocnemius muscle was $739,2 \pm 383,6 \mu\text{V}$ in standing position and $352 \pm 182,4 \mu\text{V}$ in seated position ($p=0,007$). MVC for the Soleus muscle was $738,8 \pm 312,9 \mu\text{V}$ in seated position and $503,4 \pm 162,4 \mu\text{V}$ in standing position ($p=0,012$). TEST for the Soleus muscle was $622,9 \pm 259,3 \mu\text{V}$ in standing position and $472,4 \pm 82,1 \mu\text{V}$ in seated position ($p=0,065$).

Conclusion: The results show a difference in the level of activity between the gastrocnemius and the soleus muscle in calf raise at two different knee angles. The choice of position affects the level of muscle activity, at sub-maximal as well as at maximal performance. This may affect choice of exercise with regards to the purpose of muscle training. Further studies have the possibility to verify this conclusion.

Keywords: Electromyography, muscle activity, calf raise, calf press, triceps surae muscles, knee angle

Innehåll

Bakgrund	1
Vadmuskulaturens anatomiska struktur och funktion	1
Biomekaniska skillnader	1
EMG	2
Tidigare studier	2
Syfte	2
Frågeställningar	3
Metod och material	3
Studiedesign	3
Undersökningsgrupp	3
EMG	3
Maskiner och andra material	3
Datum för genomförande	4
Maximal volontär kontraktion (MVC)	4
Tre repetitioner med ett bestämt motstånd (TEST)	4
Generellt för båda testernas utförande och procedur	4
Stående vadhävning	5
Sittande vadhävning	5
Analys av data	6
Redovisning av data	6
Reliabilitet och validitet	6
Resultat	7
Diskussion	10
Material och metoddiskussion	10
Genomförandediskussion	12
Analysdiskussion	12
Resultatdiskussion	12
Framtida studier på området	14
Konklusion	15
Betydelse/Klinisk relevans	15
Referenser	16
Bilaga 1	18

Bakgrund

Styrketräning av musklerna i nedre extremiteten används ofta inom sjukgymnastiken på olika patientgrupper som träning och behandling för att stärka muskulaturen och förbättra aktiviteter som korta förflyttningar, gång och idrottsutövning (1). En viktig muskelgrupp i nedre extremiteterna är de ytliga vadmuskulerna (musculus triceps surae och m. plantaris). Dessa muskler har en viktig stabiliserande funktion vid stående samt för propulsion vid gång, löpning och hopp (1).

Vadmuskulaturens anatomiska struktur och funktion

Underbenets bakre muskelgrupp delas in i ytliga och djupa muskler. De ytliga är m. triceps surae (består av m. gastrocnemius och m. soleus) samt m. plantaris. De djupa musklerna är m. popliteus, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus samt m. tibialis posterior. M. triceps surae's yttre del består av m. gastrocnemius som har två huvuden och den inre delen som utgörs av m. soleus. M. gastrocnemius mediala huvud urspringer bakom tuberculum adductorium på femur men även från en del av facies poplitea. Det laterala huvudet har ursprung från den laterala kondylen på femur och även från facies poplitea. M. soleus ursprung kommer från linea m. solei, den proximala delen av fibulas baksida, från en stor senbåge mellan tibia och fibula och även från en djup ursprungsaponeuros. Både m. gastrocnemius och m. soleus fäster på tendo achilles som i sin tur fäster på tuber calcanei. M. plantaris är en liten muskel som löper in mellan m. gastrocnemius och m. soleus. Fästet för m. plantaris är oftast tuber calcanei men kan skilja sig mellan individer (2). M. plantaris kan ha en eller två muskelbukar (3).

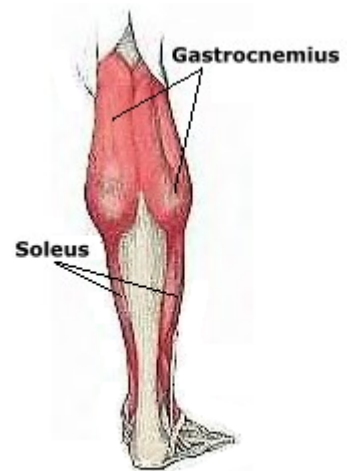


Bild 1. Triceps surae's anatomi

M. triceps surae verkar för plantarflexion och inversion av fotleden. I knäleden verkar m. gastrocnemius och m. plantaris för flexion (2). Noteras bör att m. plantaris är en betydligt svagare muskel än m. gastrocnemius och har därför en mycket liten påverkan på knäled och fotled (3). M. soleus består av 85 % röda fibrer (typ 1) vilket utmärker dess posturala funktion. Svaghet i ovanstående medför funktionsnedsättningar i stående, gång och språng (2).

Biomekaniska skillnader

M. gastrocnemius och m. soleus är de två ytliga vadmuskulerna som utvecklar mest kraft i fotleden. Musklerna skiljer sig rent biomekaniskt åt eftersom m. gastrocnemius har ursprung ovanför knäleden vilket gör den till en tvåledsmuskel till skillnad från m. soleus som bara verkar över fotleden. M. gastrocnemius har även två huvuden vilket m. soleus inte har. Enligt Rörelseapparatus Anatomi förkortas m. gastrocnemius, vid böjd knäled, så mycket att den inte kan bidra till plantarflexion (2). En annan källa, Anatomy And Human Movement, hävdar att m. gastrocnemius kan utöva viss kraft i fotleden vid flekterad knäled (3). Generellt sett fungerar m. gastrocnemius som den drivande motorn för fotleden medan m. soleus lämpar sig bättre för postural kontroll genom att förhindra kroppen från att falla framåt i stående (3). Denna biomekaniska skillnad innebär att det eventuellt finns en betydelse av hur personen positionerar knäleden vid träning för vadmuskulaturens olika muskelkomponenter. En sådan betydelse av positionering kan undersökas genom att använda elektromyografi (EMG).

EMG

Elektromyografi (EMG) är en undersökningsmetod som innebär att vi mäter aktionspotentialerna i nervändplattorna hos ett flertal muskelfibrer samtidigt vid muskelaktivitet. Fysiologin för muskelaktivering är väl dokumenterad; aktionspotentialen skickas från centrala nervsystemet via det somatiskt-motoriska nervsystemet. Signalerna når neuromuskulära synapser (nervändslut) som står i anslutning till muskelfibrer. Aktionspotentialen från nervändslutet ger ett utsläpp av transmittörämnen i synapsspalten. Dessa ger en depolarisering post-synaptiskt vilket ger en elektrisk signal som sprider sig över och igenom hela muskelfibern. Dessa elektriska signaler från muskelfibern registreras av elektroder på huden som negativa och positiva potentialer, vanligen med en frekvens av 80-120 Hz. Råsignalen transformeras till en rektifierad kurva som representerar aktiveringsgraden hos muskeln. EMG-aktivitet kan inte jämföras mellan muskler och inte heller mellan olika personer eftersom det finns flera avvikande variabler, bland annat varierar det elektriska motståndet i huden. Detta innebär att metoden endast har validitet för att mäta och jämföra en muskel med sig själv (4, 5). Vi kan sedan beräkna muskelaktiveringen som procent av den maximala muskelaktiveringen vid en maximal volontär kontraktion (MVC) (2). Enheten som används för att bestämma styrkan på aktionspotentialen är mikrovolt (μV). Ju fler μV som registreras desto starkare är potentialen (4).

Tidigare studier

Vid en litteratursökning har vi funnit artiklar från studier som med EMG undersökt vadmuskulaturens egenskaper vid uthållighet/fatigue (6), vid löpning och jogging (7), vid ändring av aktiva långsamma till aktiva snabba muskelkontraktioner (8) samt en studie som tittat på olika vinklar för fotleden vid sprintstart från startblock (9). Vi har också funnit en artikel som tittat på relationen mellan muskellängd och EMG-aktivitet vid submaximala benpressövningar (10). EMG har använts som metod för att mäta muskelaktivitet i nedre extremiteten och jämföra denna mellan olika övningar (11, 12). En studie har tittat på EMG-aktivitet i övre extremiteten vid en sittande dragövning med stång. Studien fann signifikanta skillnader i EMG-aktivitet beroende på hur deltagarna greppade stängen (13). Signifikanta skillnader i EMG-aktivitet har också varit resultatet i en annan studie. Denna har studerat armhävningar med olika avstånd mellan händerna (14). Ytlig elektromyografi som metod har också visat sig vara användbart för utvärdering av övningar för att stärka nack- och skuldermuskulatur (15) samt för bålmuskler (m. obliquus externus och m. rectus abdominis) (16).

Vi har inte funnit någon studie som systematiskt undersökt betydelsen av valet av utgångsläge vid belastad plantarflexion av fotleden gällande muskelaktivitet i m. triceps surae vid sittande respektive stående. Vi har också funnit att det råder en viss otydlighet i litteraturen kring hur knävinkeln påverkar vadmuskelaktiviteten. Därför vill vi undersöka om muskelaktivitet skiljer sig mellan stående och sittande.

Syfte

Syftet med studien var att studera EMG-aktivitet i m. soleus och m. gastrocnemius i stående och i sittande vid aktiv plantarflexion i fotleden. Begränsningen i syftet gick ut på att inte jämföra musklerna med varandra utan undersöka om muskelaktiviteten skiljde sig hos samma muskel vid sittande respektive stående.

Frågeställningar

Är det skillnad på graden av aktivering i m. soleus respektive m. gastrocnemius i stående jämfört med sittande vid aktiv plantarflexion (vadhävning) med belastning?

a) Hur stor är graden av muskelaktivitet hos m. gastrocnemius vid sittande jämfört med vid stående vadhävning?

b) Hur stor är graden av muskelaktivitet hos m. soleus vid sittande jämfört med vid stående vadhävning?

Metod och material

Studiedesign

Klinisk studie.

Undersökningsgrupp

För att rekrytera testdeltagare sattes informationsblad upp på flera lokaler på Lunds Universitet. Samtliga testdeltagare rekryterades från sjukgymnastutbildningen genom muntlig inbjudan och via informationsbladen.

Deltagarna som genomförde testerna var nio sjukgymnaststudenter och en lärare varav sex var kvinnor och fyra var män. Medianåldern på deltagarna var 21 (20 – 57) år. Deltagarnas medianvikt var 71 (54,7 - 117,8) kg. Medianlängden var 171,5 (163 – 196,5) cm.

Inklusionskriterierna för deltagande i studien var inledningsvis en ålder mellan 18 – 25 i syfte att skapa en homogen testgrupp. Detta ändrades sedan pga. bortfall av deltagare då en äldre person inkluderades istället. Därav blev medianåldern slutligen 20-57 år. Det andra kriteriet för deltagande var att deltagarna upplevde sig själva som friska och skadefria i nedre extremiteten vid testtillfället.

Tolv personer skulle ursprungligen delta i studien. Två av dessa kunde ej delta i studien pga. transportsvårigheter. Bortfallet för studien var därför två personer (16,7 %).

Ett muntligt medgivande om deltagande i studien gavs från samtliga testdeltagare. Enligt överenskommelsen i medgivandet skulle personuppgifter endast hanteras inom projektets ramar och inte redovisas för utomstående. Inga etiska dilemman identifierades i planeringen av studien med tanke på onödig skaderisk.

EMG

Hårdvaran bestod av en EMG-apparat med beteckningen ME6000 Biomonitor. Mjukvaran som användes var Megawin version 3.0. Detta EMG-program har en maximal samplingsfrekvens på 1024 Hz. Både mjukvaran och hårdvaran är gjorda av företaget Mega Electronics Ltd i Finland med licens 2004 (17). Elektroden som användes var av engångstyp. Elektroden var av typ Ambu® Neuroline 720.

Maskiner och andra material

Testerna genomfördes på Gerdahallen i Lund. Där användes befintlig Smith-maskin med skumgummiring runt stängen (bild 1) samt maskin för sittande vadhävning (bild 2). Mer information om dessa maskiner, exempelvis produktionsföretag, fanns ej att finna. Vid uppvärmning användes en befintlig traditionell motionscykel. Vid vägning av testdeltagarnas kroppsvikt användes en traditionell elektronisk hushållsvåg. Andra material som användes var tvål och vatten, finkornigt sandpapper, engångsrakhyvlar samt en skänkelgoniometer.

Datum för genomförande

Testerna genomfördes mellan 28-30 oktober 2008. Varje deltagare genomförde testerna under en timme och behövde endast närvara en dag.

Maximal volontär kontraktion (MVC)

För att undersöka varje muskels maximala grad av aktivering användes ett isometriskt test. Detta utfördes innan testdeltagarna utförde de submaximala testerna med belastning. Detta gjordes genom att Smith-maskinens stång respektive vadhävningsmaskinens knädyna låstes fast på ett sådant sätt att isometrisk kontraktion utfördes mot ett fixerat motstånd. Varje deltagare utförde tre repetitioner med ett bestämt motstånd, både i sittande och i stående. Det högsta värdet av de tre repetitionerna registrerades och medelvärdet användes som resultat.

Tre repetitioner med ett bestämt motstånd (TEST)

Varje deltagare utförde tre repetitioner med ett bestämt motstånd, både i sittande och i stående. Det högsta värdet av de tre repetitionerna registrerades och medelvärdet användes som resultat. Belastningen vid detta test var 57 kg + kroppsvikt och ekvivalent belastning i sittande (skattat enligt beskrivning nedan). Värdet på detta test användes senare för att analysera förhållandet av muskelaktiviteten mellan TEST och MVC.

Generellt för båda testens utförande och procedur

Först informerades deltagarna om testernas utformning samt om den procedur genom vilken testerna skulle utföras. Därefter utförde varje testdeltagare en fem minuters uppvärmning i lugnt tempo på motionscykel. Vilken övning deltagarna skulle börja med bestämdes genom att de fem första deltagarna började med stående vadhävning och de fem sista började med sittande vadhävning. Detta gjordes för att eventuellt utesluta möjligheten till ett samband mellan övningsordningen och testresultatet. Uppvärmningen avslutades med att varje deltagare utförde 20 repetitioner utan extra motstånd på sin första maskin.

Placeringen av elektroderna grundade sig på rekommendationerna i mjukvaruprogrammet där bilder visade hur dessa skulle fästas utanpå varje muskel. Innan elektroderna fästes på vaderna tvättades huden med tvål och vatten. All eventuell hårväxt på de aktuella områdena avlägsnades med rakhyvel. Huden skrubbades även med sandpapper för att skapa en jämnare hudytta.

För att underlätta genomförandet och insamlingen av data mättes endast höger vadmuskulatur och då endast m. gastrocnemius medialis samt m. soleus. Testerna utfördes bilateralt då detta ingår i de träningsövningar som studeras. En annan anledning till att inte båda benen mättes var att frågeställningarna endast avsedde jämföra varje muskel med sig själv. Detta stämmer också överens med de möjligheter EMG-mätning ger med avseende på resultat och tolkning av detta. Vidare i uppsatsen kommer denna information (att mätningar gjordes på höger vad och endast på det mediala huvudet av m. gastrocnemius) inte återupprepas och ligger till grund för samtliga resultat gällande mätning av m. triceps surae.

På båda testerna gavs instruktioner för att standardisera utgångspositionen. Visuella och auditiva kommandon gavs för start och stopp av varje repetition. Orden som användes var "Upp!", "Ner!" och "Vila". Samma kommandon användes vid båda övningarna med

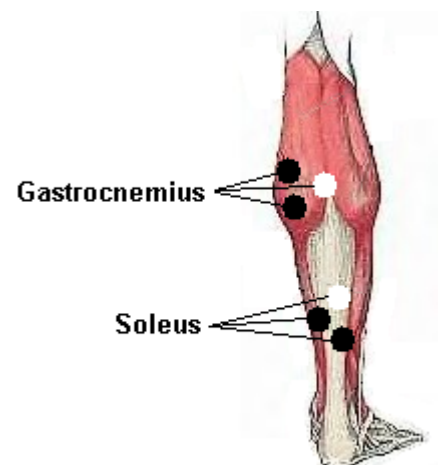


Bild 2. Elektrodplacering

undantaget för MVC då en testledare repetitivt uppmanade deltagaren att prestera maximalt under varje repetition. Principerna för utgångspositionen gällande underbenen och fot var samma för MVC och TEST.

Under samtliga test fördes skriftligt testprotokoll. De noteringar som gjordes avsedde deltagarnas namn, kön, ålder, längd, vikt och det datum testet ägde rum. Vidare noterades den stående reaktionskraften, resultatet för MVC och TEST i stående samt i sittande. Belastning och knävinkel i sittande noterades också. I protokollen benämndes m. gastrocnemius som "G1" och m. soleus som "S2". Dessa benämningar användes också i senare analys av data.

Stående vadhävning

Deltagarna stod med framfoten på en 1,5 cm hög, 10 cm bred och 50 cm lång gummiplanka. Varje fots främsta tåspets tangerade bortre kanten på plankans bredd. Runt skivstången satt en rund skumgummicylinder för att minska obehagligt tryck på axlarna. Händerna placerades lite utanför axelbredd på skivstången för att stabilisera stangen mot axlarna.

Utgångspositionen som instruerades var stående med raka knän, positionerat bäcken i neutralläge samt en rak rygg och sträckta höfter med blicken riktad rakt framåt. Under testets gång bibehöll deltagaren utgångspositionen. Viloläget bestod av att deltagarna stod med hälarna på marken med en aktiv dorsalflektion för att hämma muskelaktiviteten på de aktuella musklerna. Detta gjordes för att ge tydligare kurvor med mindre ofrivillig muskelaktivitet i viloläge.



Bild 3. Stående vadhävning.

Vid varje repetition utförde deltagarna en plantarflexion med maximal kraft under tre sekunder. Därefter intog deltagaren viloläget i ca tre sekunder beroende på hur fort deltagaren minskade sin muskelaktivitet, dvs. slappnade av.

Sittande vadhävning

Vid sittande vadhävning instruerades deltagarna att placera framfoten på fotstödet så att främre tåspetsen nuddade bortre delen av fotstödet. Fotens viloläge var lätt dorsalflektion. Ytterligare instruktion gavs om att placeringen av häl och tå skulle vara i rät vinkel med fotstödet för att standardisera övningen. Deltagarna fick själva ställa in maskinens höjd på knädynorna så att de passade till underbenens längd.

För att reaktionskraften på sittande vadhävning skulle motsvara stående vadhävning beräknades biomekaniska och anatomiska parametrar enligt formeln;

[Belastning i stående * 0.35 = Belastning i sittande]



Bild 4. Sittande vadhävning.

Vadmaskinens horisontella hävstång var indelad i tre delar. En tredjedel mellan hävstångens rörelsecentrum och den del där vadmuskulaturen verkade. Två tredjedelar av hävstångens avstånd utgjordes mellan vadmuskulaturens verkningspunkt och viktskivorna med vilka övningens belastning stegrades. I sittande var det endast deltagarnas underben och fötter som utgjorde den aktuella kroppsvikten. Mindre belastning krävdes därför i sittande än i stående för att den totala reaktionskraften skulle bli densamma i båda testerna. Detta innebar att hävstångseffekten tillsammans med kroppsvikten utgjorde ungefär tre gånger den stående belastningen. Därav multiplicerades den stående reaktionskraften med 0,35 (avrundat från 0,33) för att få belastningen i sittande. För att kontrollera denna beräkning gjordes stickprov med våg. Dessa kontroller visade att beräkningarna låg inom en rimlig felmarginal.

Ex: Testdeltagaren vägde 60 kg. Belastningen i Smithmaskinen var 57 kg (stång och viktskivor). Detta gav en total reaktionskraft på 117 kg i stående. 117 kg multiplicerat med 0,35 ger 40,95 kg. Då viktskivorna som minst vägde 1,25 kg avrundades belastningen till närmast möjliga belastning, i detta fall 41,25 kg. I detta fall var det därför denna vikt som belastade maskinen för sittande vadhävning.

Testdeltagarnas knävinkel i sittande vadhävning var 61,5 (medianvärde) (58-67) grader. Samma testledare mätte samtliga deltagare.

Analys av data

Anledningen till att vi valde att låta testdeltagarna utföra tre repetitioner var dels att det skulle bli lättare för oss att konstatera att det värde som registrerades av apparaturen var ett rättvisande värde för testdeltagaren. Detta kan göras genom att titta på tre kurvor och sedan se att den högsta noteringen är rimlig. Vid endast en repetition hade denna högsta notering stått utan jämförelse och därför ökat risken för onaturligt höga noteringar.

För att analysera de kurvor (rå EMG) som registrerades av EMG-apparaturen i mjukvaran användes funktionen ”RMS Smoothing”, dvs. filtrering med RMS (root mean square) av mätvärdet för att jämna ut brus och variationer. Detta gav visuellt överskådliga kurvor med synliga toppnoteringar (Peak-value). För att notera toppvärdet på varje test användes manuell avläsning med hjälp av funktionen ”Cursor show”. Dessa toppnoteringar noterades i en tabell varefter medelvärdet för toppnoteringarna beräknades och utgjorde resultaten för varje test. Utifrån dessa data beräknades medelvärden och standardavvikelse i μV för båda musklerna och för båda positionerna. T-test användes för att undersöka skillnader i muskelaktivitet vid sittande och stående vid TEST och MVC hos båda musklerna. Slutligen beräknades ratio för att undersöka förhållandet mellan stående respektive sittande TEST och MVC. Microsoft Excel 2003 användes för beräkning av statistik.

Redovisning av data

Som redovisning av resultatet användes deskriptiv statistik med diagram och figurer för att illustrera resultaten.

Reliabilitet och validitet

Metoden hade beprövad validitet att mäta musklers grad av aktivering genom de data som producerades vid EMG-mätningarna. Ytlig EMG som metod hade sedan tidigare testats för reliabilitet och validitet för att mäta muskelaktivitetens korrelation till muskelkraft (18). Studien följde framtagna europeiska rekommendationer för placering och användande av EMG-elektroder (19, 20).

Resultat

Medelvärdet för gruppens EMG-aktivitet i μV vid test för både m. gastrocnemius och m. soleus, för båda utgångspositionerna samt för varje testdeltagare är presenterade i tabell 1. Fullständigt testprotokoll är bifogat (bilaga 1).

En signifikant skillnad i EMG-aktivitet hos m. gastrocnemius fanns mellan stående och sittande vadhävning vid test av MVC. Vid stående vadhävning var medelvärden för muskelaktivitet högre än vid sittande vadhävning ($749,8 \pm 424,6 \mu\text{V}$ respektive $405,9 \pm 128,4 \mu\text{V}$) ($P=0,013$) (tabell 1) (figur 1).

En signifikant skillnad i EMG-aktivitet hos m. soleus fanns mellan stående och sittande vadhävning vid test av MVC. Vid sittande vadhävning var medelvärden för muskelaktivitet högre än vid stående vadhävning ($738,8 \pm 312,9 \mu\text{V}$ respektive $503,4 \pm 162,4 \mu\text{V}$) ($P=0,012$) (tabell 1) (figur 2).

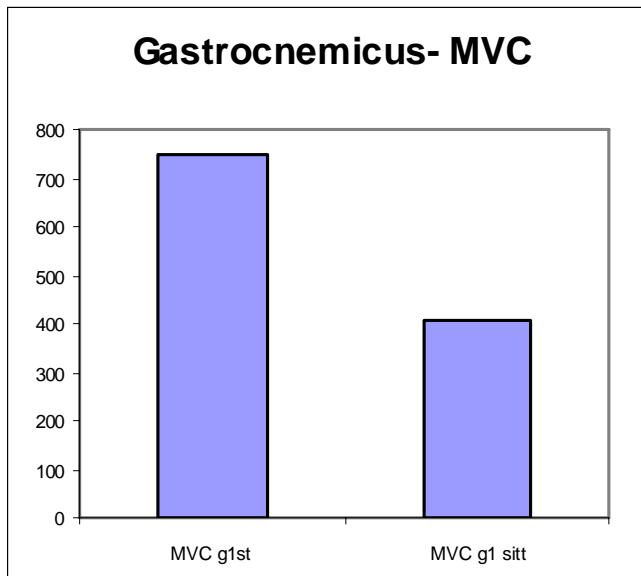
En signifikant skillnad i EMG-aktivitet hos m. gastrocnemius fanns mellan stående och sittande vadhävning vid TEST. Vid stående vadhävning var medelvärden för muskelaktivitet högre än vid sittande vadhävning ($739,2 \pm 383,6 \mu\text{V}$ respektive $352 \pm 182,4 \mu\text{V}$) ($P=0,007$) (tabell 1) (figur 3).

Hos m. soleus fanns en tendens mot statistisk signifikans mellan graden av aktivitet vid sittande och stående vadhävning vid TEST. Vid sittande vadhävning var medelvärden för muskelaktivitet högre än vid stående vadhävning ($622,9 \pm 259,3 \mu\text{V}$ respektive $472,4 \pm 82,1 \mu\text{V}$) ($P=0,065$) (tabell 1) (figur 4).

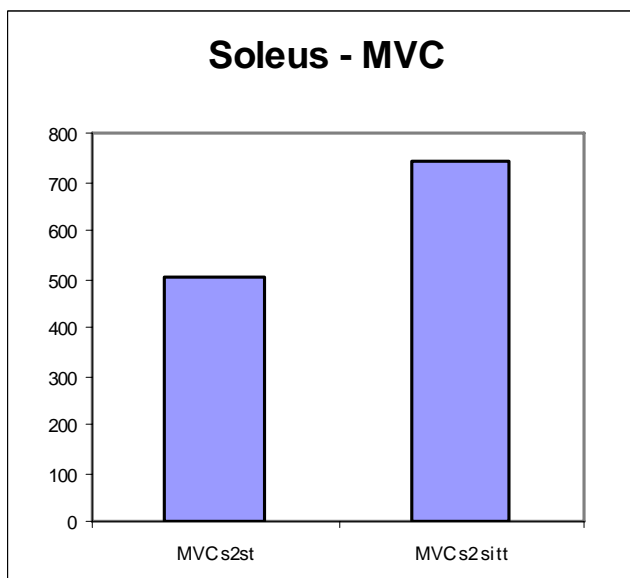
Tabell 1. Medelvärden av individuella peakvärden av EMG-registrering vid maximal volontär kontraktion (MVC) och vid test med bestämd belastning (TEST) för m. gastrocnemius och m. soleus i sittande och i stående vadhävning för samtliga testdeltagare. Medelvärden och standarddeviation för gruppen anges (Värden mätta i mikrovolt).

TD	MVC	MVC	TEST	TEST	MVC	MVC	TEST	TEST
	G1	S2	G1	S2	G1	S2	G1	S2
	Stående	Stående	Stående	Stående	Sittande	Sittande	Sittande	Sittande
1	271	325	296	387	193	408	155	347
2	1285	675	928	487	408	646	338	667
3	943	759	939	530	605	1392	815	1207
4	317	392	336	499	313	540	282	545
5	744	573	1198	498	393	529	376	457
6	599	459	627	450	409	1029	326	796
7	979	261	944	372	425	509	282	429
8	296	418	253	398	253	509	182	360
9	1502	663	1330	651	538	878	336	726
10	562	509	541	452	522	948	428	692
Medelvärde	749,8	503,4	739,2	472,4	405,9	738,8	352	622,6
SD (\pm)	424,6	162,4	383,6	82,1	128,4	312,9	182,4	259,3

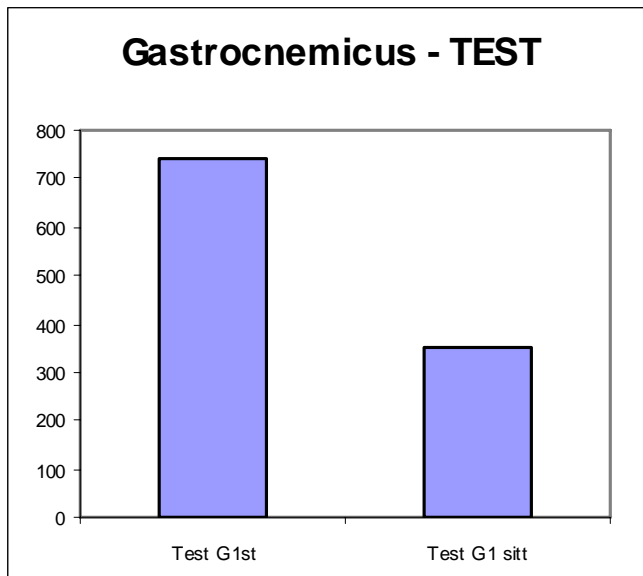
Förkortningar: TD = Testdeltagare, MVC = Maximal volontär kontraktion, TEST = Test med bestämd belastning, G1 = m. gastrocnemius, S2 = m. soleus.



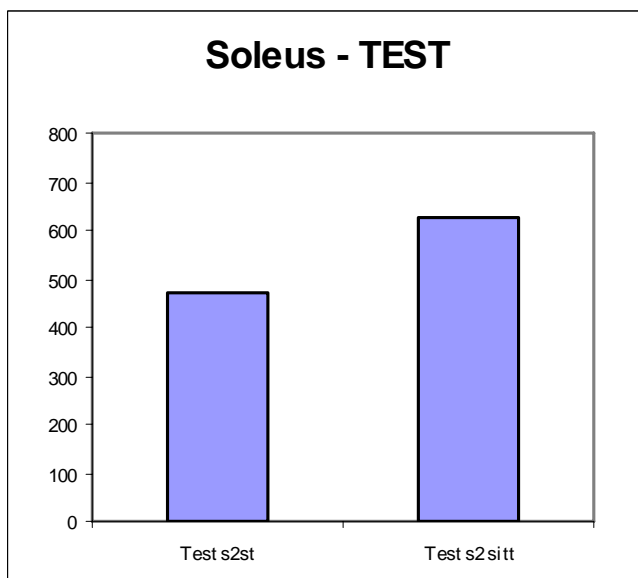
Figur 1. Medelvärden av muskelaktivitet vid maximal volontär kontraktion (MVC) hos m. gastrocnemius vid stående (den vänstra stapeln) respektive sittande (den högra stapeln) vadhävning. (Värden mätta i mikrovolt).



Figur 2. Medelvärden av muskelaktivitet vid maximal volontär kontraktion (MVC) hos m. soleus vid stående (den vänstra stapeln) respektive sittande (den högra stapeln) vadhävning. (Värden mätta i mikrovolt).



Figur 3. Medelvärden av muskelaktivitet vid test med bestämd belastning (TEST) hos m. gastrocnemius vid stående (den vänstra stapeln) respektive sittande (den högra stapeln) vadhävning. (Värden mätta i mikrovolt).



Figur 4. Medelvärden av muskelaktivitet vid test med bestämd belastning (TEST) hos m. soleus vid stående (den vänstra stapeln) respektive sittande (den högra stapeln) vadhävning. (Värden mätta i mikrovolt).

Förhållandet mellan TEST och MVC beräknades i stående och i sittande. Vi fann att skillnaderna på denna ratio inte var signifikanta enligt t-test. Vi har ändå valt att redovisa dessa då de kan vara av intresse.

Ratio av m. gastrocnemius på TEST – MVC var högre vid stående än vid sittande vadhävning. Standardavvikelsen för detta var högre vid stående än vid sittande vadhävning.

Ratio av m. soleus på TEST – MVC var högre vid stående än vid sittande vadhävning. Standardavvikelsen för detta var högre vid stående än vid sittande vadhävning.

Tabell 2. Medelvärden och standarddeviation för ratio mellan test med bestämd belastning (TEST) och maximal volontär kontraktion (MVC) hos m. gastrocnemius och m. soleus.

	M. gastrocnemius Stående (μV)	M. gastrocnemius Sittande (μV)	M. soleus Stående (μV)	M. soleus Sittande (μV)
Ratio (%)	101,9	84,6	99,8	85,0
Standarddev. (\pm)	23,5	20,3	23,4	10,6

Diskussion

Material- och metoddiskussion

Testdeltagarna var alla, utom en, i en relativt ung ålder. En enstaka deltagare var av betydligt högre ålder vilket kan ha påverkat homogeniteten i gruppen. Vi anser att bortfallet inte påverkade gruppens resultat. Fler testdeltagare skulle dock ge studien högre power.

Eftersom djup EMG kommer in i en exakt muskel och minskar risken för överföring av signaler mellan muskler skulle denna metod troligen ge mer exakta resultat för mätning av en specifik muskel. Metoden användes inte då vi som testledare inte hade behörighet att använda den.

Utifrån det vi studerade gällande EMG fann vi tydliga restriktioner för vad EMG-resultat kan användas till och hur vi kan, och inte kan, analysera dessa. EMG är tillförlitligt för att jämföra varje muskel med sig själv och inte göra jämförelser muskler emellan (4, 5). Vi var därför noga med att jämföra varje muskel med sig själv och vi anser att vi följt dessa restriktioner genom arbetets gång.

Den hårdvara och mjukvara som användes i studien lånades från sjukgymnastutbildningen vid Lunds Universitet. Detta var den enda EMG-apparatur som stod till buds. Det är möjligt att en än mer avancerad apparatur kunde ha gett mer exakta resultat. Vid framtida studier på området kan det vara av intresse att undersöka detta närmare.

Den våg som användes för att mäta deltagarnas kroppsvikt kunde ha varit av mer avancerad modell. Likväl kunde testdeltagarna haft mindre kläder på sig för att göra dessa de biomekaniska beräkningarna mer korrekta. Vi anser dock inte att detta har påverkat resultatet.

För att eventuellt öka studiens tillförlitlighet och upprepbarhet kunde vi ha gjort en noggrannare standardisering och dokumentation av vinklar i knä och fot. Skänkelgoniometri som mätmetod kan vara subjektiv och vi är tveksamma till hur exakta mätningarna av knävinkeln egentligen var.

Mer exakta biomekaniska mätningar och beräkningar kunde också varit möjliga att göra. Vi visste inte exakt hur mycket varje maskin och dess delar vägde samt hur dess hävstångseffekter verkade i samspel med testdeltagarna och deras antropometriska mått. Vid framtida studier på området finns möjligheter att standardisera och noggrant analysera maskinernas vikter och hävstångseffekter. Att använda andra maskiner och utgångspositioner än de vi använde kan också ge andra resultat, därför anser vi att våra resultat främst kan tolkas som resultat av test på de maskiner som användes i denna studie och inte på andra övningar eller maskiner där knävinklarna är de samma. Vi känner till ett antal andra övningar där vadmuskulaturen kan tränas vid både sträckt och böjt knä. Att göra en direkt applicering av våra resultat på effekten av dessa övningar vore att bortse från validiteten för studien, även om möjligheten naturligtvis finns att resultaten eventuellt skulle motsvarar varandra.

Då studiens syfte var att mäta m. triceps surae muskelaktivitet anser vi att det vore mer rättvisande att mäta både m. gastrocnemius medialis och lateralis huvud. Då vi endast mätte det mediala huvudet fick vi inga resultat från hela m. triceps surae. Vi kan inte veta om resultaten hade blivit annorlunda om mätning skett på två huvuden, men vi anser att denna möjlighet finns. Samma sak kan diskuteras gällande mätning av endast höger bens vadmuskulatur. Hade resultaten blivit annorlunda om mätningar skett på båda benen? Är det av betydelse vilket ben som testdeltagarna föredrar ("högerfotad" kontra "vänsterfotad"), och finns det generella skillnader mellan höger och vänster ben? Dessa är frågor som kunde ha besvarats vid mätningar av båda benen. För att få mer exakta resultat rekommenderar vi sådana mätningar för framtida studier.

Testlokal och omgivning kunde ha förbättrats med hänsyn till avskildhet och stressande faktorer. Trots att samtliga deltagare testades under liknande förutsättningar tror vi inte att alla reagerade lika på miljön. Då det är individuellt hur bekväm testdeltagaren känner sig i ett gym och i prestationssituationen kan denna miljö ha uppfattats som stressande. Vi anser dock inte att detta behöver ha haft en betydande påverkan på resultatet, det kan också vara så att deltagarna presterade bättre i denna miljö än de hade gjort i mer "sterila" miljöer.

Vi anser att standardiseringen av utgångspositionerna vid övningen i stående var god men att detta kunde ha gjorts bättre på några punkter. Bland annat fanns vissa brister i placeringen av gummiplankan, fötternas placering samt relationen mellan dessa och stångens höjd då den maskin som användes hade små möjligheter till en mer finkänslig inställning. Händernas placering kunde också ha varit annorlunda. Helst skulle det varit omöjligt att med handkraft påverka stången annat än i stabiliserande syfte. Vi är dock tveksamma till om någon deltagare gjorde detta. För att vara helt säkra på att inte den belastning stången utgjorde förändrades på grund av en eventuell aktivering av övre extremiteten borde denna möjlighet ha minimerats. Likväl kunde fötternas placering i sittande ha kontrollerats ytterligare.

EMG-registreringen vid TEST varierar mellan 70% till 161% av EMGregistreringen vid MVC. Den belastning som användes vid test med bestämd belastning (TEST) motsvarade därför troligtvis en maximal belastning eller mer än maximal belastning för några testdeltagare. I denna studie användes samma belastning submaximalt för alla testpersoner. För att minska spridningen i ratio (TEST/MVC) och ge en signifikant skillnad skulle möjligen den submaximala belastningen individualiserats. En möjlighet att individualisera är att bestämma den submaximala belastningens storlek genom att beräkna en given procentuell belastning (t.ex. 70%) utifrån varje deltagares maximala kapacitet (i kg eller Nm). Vi kommer att reflektera vidare kring detta senare.

Anledningen att vi valde att låta testdeltagarna utföra övningarna från en utgångsposition där fotleden är i aktiv dorsalflektion, istället för att hela foten är i kontakt med marken som övningarna normalt sett utförs, var att vår mätutrustning inte kunde registrera muskelaktiviteten om inte muskeln var helt avslappnad. Detta anser vi vara en brist i vårt arbete då testerna inte utfördes på exakt det vis som övningarna är tänkta. Hade det blivit andra resultat om apparaturen kunnat registrera aktiviteten utan en aktiv dorsalflektion? Vi tror att kurvorna blivit väldigt ojämna men att det högsta värdet ändå gått att notera. Vi ser ändå inte att den aktiva dorsalflektionen kunde påverka möjligheten till maximal kontraktion och därmed bör detta inte ha påverkat resultaten nämnvärt.

Då fibertyperna hos musklerna och därmed funktionerna skiljer sig (2) kan det ha varit avgörande för resultatet hur lång tid varje kontraktion utfördes. Hade m. gastrocnemius aktiverats mindre ju längre tid kontraktionen utfördes? Hade m. soleus tagit över belastningen efter hand? Dessa är frågor som kräver ytterligare forskning och som vi endast kan spekulera om i nuläget. Vi tänker oss att resultaten är väldigt beroende just av tidsfaktorn. Vi hade inte förväntats om m. gastrocnemius fått lägre värden ju längre kontraktionen pågått medan m. soleus antagligen hade klarat av denna faktor bättre då den ju främst består av uthålliga fibrer.

Det är möjligt att deltagarna fått ännu högre noteringar om de fått genomföra de tre repetitionerna ytterliggare gånger. Vana vid övningen kan säkert också spela en viss roll för individens resultat.

Genomförandediskussion

Instruktionerna som gavs var lika för alla men trots detta utförde deltagarna testerna på något olika sätt. Detta märktes genom att en del deltagare gick snabbt upp på tå vid instruktionen ”Upp”. Andra utförde denna kontraktion på ett långsammare, mer kontrollerat sätt. Vi anser att detta spelar roll för graden av muskelaktivitet på grund av att en snabbare kontraktionshastighet gör att rekrytering av större motoriska enheter under snabba kontraktioner ger en ökad EMG-aktivitet jämfört med en långsammare kontraktion vid samma belastning.

Analysdiskussion

Vid analysen av data bestämde vi oss för att använda förprogrammerad signalfiltrering med ”Root Mean Square”(”RMS-smoothing”). Alternativet till detta är ”Smoothing”, dvs. en filtrering baserad på medelvärden som också finns förprogrammerad på mjukvaran och innebär att kurvorna över registrerad data jämnas ut och blir mer överskådlig. Variabiliteten kan då vara högre än vid RMS-filtrering. En låg variabilitet var viktigt för oss för att underlätta signalbearbetning av rå EMG-signal samt för att analysera kurvorna och få mer exakta värden på våra data.

Vi anser att analysen av data och de jämförelser som gjordes var korrekta och relevanta för studiens syfte. Vi har därför inget att diskutera kring dessa beräkningar och analyser.

Resultatdiskussion

Vid analys av den bearbetade EMG-signalen fann vi flera tillfällen då testdeltagarnas EMG-aktivitet vid test med belastning (TEST) överträffade värdena vid test av maximal volontär kontraktion (MVC). Då submaximal belastning inte kan överstiga maximal belastning har vi funderat och kommit fram till följande fyra tänkbara förklaringar;

1) Några deltagare kontraherade sin vadmuskulatur i en hög hastighet; Denna snabba acceleration tror vi har gett högre aktivering av muskulaturen än om aktiveringen varit långsammare. Det är möjligt att deltagaren utförde MVC i en långsammare hastighet än vid TEST och därför kontraherade musklerna sig mer vid TEST.

2) Belastningen vid TEST kan ha motsvarat maximalt motstånd eller mer; Då samtliga deltagare hade samma bestämda belastning skulle detta ha inneburit att möjligheten till maximal kontraktion var lika stor eller större vid TEST som vid MVC hos de med en styrka motsvarande den givna belastningen (57 kg + kroppsvikt och motsvarande i sittande).

3) Stångens höjd kan ha reducerat möjligheten till optimala positioner i stående vadhävning; Då stången vid test av MVC låstes fast i den befintliga ställningen var höjden på stången inte optimal för alla deltagare. För vissa deltagare fick vi som testledare ge vika på den fulla sträckningen i knäna för att komma in under stången. Då detta innebar en minskad möjlighet att snabbt kontrahera musklerna innebar detta en klar skillnad från möjligheten vid TEST. Vi tror att detta kan ha spelat roll men inte haft en avgörande betydelse för resultatet. Dessa förhållanden var givetvis inte optimala men med den utrustning som fanns var det den enda möjlighet som erbjöds.

4) Uppvärmning – specifik neuromuskulär och psykologisk förberedelse; Då deltagarna utförde test av MVC före test med bestämd belastning (TEST) tror vi att musklerna och nervsystemen hos deltagarna blev mer förberedda inför TEST än de var inför MVC. Samma sak gäller för den psykologiska aspekten; Då deltagarna hade utfört övningen en gång och lärt sig konkret hur övningen går till genom test av MVC tror vi att de var mer psykologiskt förberedda att prestera vid det andra försöket. Detta tror vi kan ha varit en bidragande orsak till att muskelaktiviteten var högre vid TEST än vid MVC hos några deltagare.

Varför fann vi skillnader i muskelaktivitet beroende på övningens position? Vi anser att detta kan bero på de anatomiska skillnader som vi tidigare beskrev i uppsatsens bakgrund, nämligen att längden på m. gastrocnemius förändras vid flexion av knäleden medan längden på m. soleus inte förändras (2). Detta skulle då leda till att kraft-längd-förhållandet för m. gastrocnemius inte är optimalt vid flekterad knäled och att m. soleus därför aktiveras mer. Vi tänker alltså att eftersom kraften som m. gastrocnemius utvecklar minskar vid flekterad knäled behöver m. soleus utveckla mer kraft för att den totala kraften som m. triceps surae utvecklar ska vara densamma som vid extenderad knäled. Då en källa (2) hävdar att m. gastrocnemius inte kan medverka till plantarflexion vid flekterad knäled anser vi att detta, enligt vår studie, kan vara felaktigt. Detta är dock inte helt säkert då EMG-aktivitet inte är direkt kopplat till kraft (5). Däremot verkar våra resultat stämma överens med en annan källa (3) som hävdar att kraften inte är optimal vid flekterad knäled. Det är också möjligt att det optimala kraft-längd-förhållandet för m. gastrocnemius är ett läge med lätt flexion. Vidare är det inte omöjligt att det kan finnas individuella kraft-längd-förhållanden som i så fall kan påverka vilken kraft m. gastrocnemius kan verka på fotleden. Att ett förändrat utgångsläge kan medföra konsekvenser för EMG-aktivitet stämmer överens med tidigare studier som gjorts på andra muskelgrupper (13, 14, 15, 16). Denna samstämmighet finner vi intressant då detta antyder att det kan finnas optimala positioner för att träna specifika muskler vilket i så fall kan utnyttjas i ett syfte att effektivisera styrketräning.

Anledningen till att vi endast fann en tendens mot statistisk signifikans för skillnaden mellan EMG-aktivitet hos m. soleus vid TEST gällande sittande och stående vadhävning, till skillnad från den signifikanta skillnaden som vi fann vid MVC på samma muskel, tror vi kan ha berott

på den belastning som användes eller på att utförandet vid TEST var av mer dynamisk karaktär. Då dessa faktorer var de som främst skiljde TEST från MVC åt har vi inte funnit andra tänkbara förklaringar. Dock kan vi inte se någon rimlig förklaring till varför det var på det viset och inte heller varför denna skillnad gällde enbart m. soleus och inte m. gastrocnemius. Vi kan tänka oss att signifikansen varit större om studien hade innefattat fler deltagare eftersom varje individ påverkar resultatet relativt mycket i en grupp om tio deltagare. Då det endast skiljde ca 0,01 från ett signifikant resultat ser vi detta som troligt.

Då beräkningar av ratio mellan TEST/MVC inte var signifikanta enligt t-test har vi resonerat fram en tänkbar förklaring till detta. Den främsta anledningen anser vi är att EMG-värdena för TEST varierar mellan 70% och 161% av MVC (10 av 40 mätresultat visar på högre TEST-värden än MVC, vilket framgår av tabell 1). Som vi tidigare nämnt tror vi att detta i sin tur berodde på flera anledningar, däribland att belastningen vid TEST var motsvarande max eller större för ett flertal testdeltagare samt att hastigheten vid TEST kan ha varit högre än vid MVC. Detta innebar i så fall att belastningen vid TEST och MVC i princip motsvarade varandra och att testerna därför var i princip likvärdiga. Därav den icke-signifikanta ration.

Utifrån de resultat vi funnit genom denna studie anser vi att graden av muskelaktivitet är högre hos m. gastrocnemius vid stående än vid sittande vadhävning och tvärtom för m. soleus. Detta innebär inte att m. gastrocnemius inte aktiveras vid sittande vadhävning eller att m. soleus inte arbetar i stående och att det därför skulle vara utan värde att träna dessa muskler genom dessa övningar. Utifrån de resultat vi har funnit kan vi säga att det snarare handlar om mindre skillnader i muskelaktivitet beroende på övning, dock inte utan betydelse. Vi vill också understryka att vi fann många individuella skillnader och att dessa slutsatser inte gäller för samtliga testdeltagare. Hos någon deltagare finns exempelvis skäl att tro att denne skulle få en högre, eller åtminstone likvärdig, aktivering av m. gastrocnemius genom att träna vadhävningar i sittande. Därför vill vi påstå att det kan vara av intresse att, om möjligt, undersöka dessa förhållanden på individuell basis hos idrottare, patienter eller andra som använder eller kommer att använda sig av dessa övningar regelbundet.

Då m. soleus beskrivs som en uthållig, stabiliserade muskel och med en stor majoritet uthålliga muskelfibrer (2) har vi under studiens gång ställt oss frågan om det verkligen är av värde att träna denna muskel gällande maxstyrka så som vi ofta sett motionärer och idrottare göra. Vi är tveksamma till detta. Denna fråga låter vi dock vara obesvarad men vi vill ändå lämna läsaren med denna fundering.

Framtida studier på området

Vi anser att framtida, större och mer standardiserade studier på området skulle kunna ge resultat som kan vara användbara inom hälso- och sjukvården, inom idrotten samt för att öka sjukgymnastikens kunskapsbas. Då kan vi tänka oss att kunskapen om kraft-längd-förhållandet hos m. triceps surae kan ligga till grund för valen av övningar i syfte att stärka musklerna och förbättra deras funktioner hos exempelvis prestationsidrottare, motionärer, personer som varit långtidsimmobiliserade, personer med neurologiska sjukdomar, personer med muskelsjukdomar samt inom geriatriken. Möjliga arbetsområden där träningens effekt kan optimeras är många och nästan omöjliga att begränsa. Vi skulle också gärna se att framtida studier undersökte om andra övningar med motsvarande knävinklar gav liknande resultat.

Konklusion

EMG-resultaten visar främst på att det är skillnad på graden av muskelaktivitet mellan vadmusklerna m. gastrocnemius och m. soleus vid vadhävning i olika knävinklar. De mer specifika resultaten visar på att m. gastrocnemius aktiveras mer vid stående och m. soleus aktiveras mer vid sittande vadhävning. Valet av utgångsställning påverkar graden av muskelaktivitet, både vid submaximalt och vid maximalt arbete och kan ha konsekvenser för valet av övning beroende på syftet med styrketräningen.

Betydelse/Klinisk relevans

Denna studies primära syfte har varit att undersöka en eventuell skillnad mellan två övningar. Då vi har funnit några signifikanta resultat kan vi tänka oss att studien kan ligga till grund för framtida studier med större omfattning och precision. Graden av evidens som ligger bakom våra slutsatser kan inte ses som hög då det krävs ett flertal randomiserade, kontrollerade studier för att uppfylla en sådan grad av evidens. Därför anser vi att den kliniska relevansen är begränsad. Vår studies signifikanta resultat kan ändå ses som riktlinjer för idrottare och motionärer. Detta påstår vi just eftersom resultaten inte är tvetydiga utan visar på signifikanta skillnader trots att deltagarantalet är lågt .

Referenser

1. Åstrand P-O, Höök O, red. Rehabiliteringsmedicin. Andra upplagan. Kap. 8; Fysisk träning. AB Fälth's Tryckeri. Stockholm: 1991.
2. Bojsen-Moller F. Rörelseapparatens anatomi. s. 286-288, 330. Liber AB. Stockholm: 2000.
3. Field D, Soames R. Butterworth Heinemann Elsevier. Anatomy And Human Movement – Structure And Function, Student Edition. Palastanga N, Femte upplagan. s. 292: 2006.
4. Sand O, Sjaastad Ö V, Haug E. Människans fysiologi. Första upplagan. Liber AB. Stockholm: 2004.
5. Basmajian J. V. Muscles Alive. The Williams and Wilkins company. Baltimore: 1962.
6. Kawakami Y, Amemiya K, Kanehisa H. Fatigue responses of human triceps surae muscles during repetitive maximal isometric contractions. J Appl Physiol 2000, 88(6):1969-1975.
7. Gazendam M, Hof At. Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. Gait and Posture 2007 25:604-614.
8. Nardone A, Schieppati M. Shift of activity in slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. J Phys. 1988 395:363-381.
9. Duchateau J, Hainaut K. EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities. Med Sci Sports Exerc. 1992 Nov; 24(11):1257-63.
10. Da Silva EM, Brentano MA, Cadore EL, De Almeida AP, Kruegel LF. Analysis of muscle activation during different leg press exercises at submaximum effort levels. J. Strength Cond Res. 2008 Jul; 22(4):1059-65.
11. GM Karst, PD Jewett. Electromyographic analysis of exercises proposed for differential activation of medial and lateral quadriceps femoris muscle components. J Physio Ther. Vol. 73 (5). May 1993:286-295.
12. Kaneda K, Wakabayashi H, Sato D, Nomura T. Lower extremity muscle activity during different types and speeds of underwater movement. J Physiol Anthropol. 2007 Mar; 26(2):197-200.
13. Signorile JF, Zink AJ, Szwed SP. A comparative electromyographical investigation of muscle utilization patterns using various hand positions during the lat pull-down. J Strength Cond Res. 2002 Nov;16(4):539-46.
14. Cogley RM, Archambault TA, Fibeger JF, Koverman MM, Youdas JW, Hollman JH. Comparison of muscle activation using various hand positions during the push-up exercise. J Strength Cond Res. 2005 Aug; 19(3):628–633.
15. Andersen LL, Kjær M, Andersen CH, Hansen PB, Zebis MK, Hansen K, Sjøgaard G. Muscle Activation During Selected Strength Exercises in Women With Chronic Neck Muscle Pain. PHYS THER. 2008 June; 88(6): 703-711.

16. Drysdale CL, Earl JE, Hertel J. Surface Electromyographic Activity of the Abdominal Muscles During Pelvic-Tilt and Abdominal-Hollowing Exercises. *J Athl Train*. 2004 Jan–Mar; 39(1): 32–36.
17. Meltd.fi [hemsida på internet]. Koupio, Finland. Mega Electronics Ltd; [updaterad 2009 feb 11; visad 2009 feb 11]. Tillgänglig från: <http://www.meltd.fi>.
18. Moritani T, deVries HA. Anaerobic threshold determination by surface electromyography. Re-examination of the relationship between the surface integrated electromyogram (iEMG) and force of isometric contraction. *American Journal of Physical Fitness*. 1978; 57: 263–77.
19. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Hägg G, Stegeman DF, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C. European recommendations for surface electromyography. *Seniam* 8: 1999.
20. Freriks B., Hermens HJ. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy, results of the SENIAM project. *Seniam* 9: 1999.

Bilagor

Bilaga 1

Fullständigt testprotokoll med uträkningar av medel-, median- och p-värden samt standarddeviation.

Testdeltagare	Kön	Ålder (år)	Vikt (kg)	Längd (cm)	Stående belastning (kg)		MVC RMS stående (µV)		TEST RMS stående (µV)		Sittande belastning (kg)		MVC RMS sittande (µV)		TEST RMS sittande (µV)		Knäinkel (°)	Datum
					G1	S2	G1	S2	G1	S2	50	G1	S2	G1	S2			
1	M	57	88	186	145	271	325	296	387	367	60	193	408	155	347	60	2008-10-29	
2	M	21	117,8	196,5	175	1285	675	928	487	45	408	646	338	667	60	2008-10-29		
3	M	21	71,7	175	129	943	759	939	530	530	41,5	605	1392	815	1207	59	2008-10-29	
4	K	20	60,7	164	117,7	317	392	336	499	499	46,5	313	540	262	545	63	2008-10-29	
5	M	20	76,6	188	133,6	744	573	1198	498	40	393	529	376	457	58	2008-10-29		
6	K	22	54,7	171	111,7	599	459	627	450	45	409	1029	326	796	67	2008-10-30		
7	K	22	70,2	164	127,2	979	261	944	372	46,5	425	509	282	429	59	2008-10-30		
8	K	20	76,1	163	133,1	296	418	253	398	42,5	253	509	182	360	65	2008-10-30		
9	K	21	65,7	164	122,7	1502	863	1330	651	41,5	538	878	336	726	66	2008-10-30		
10	K	23	60,7	172	117,7	562	509	541	452	45,85	522	948	428	692	67	2008-10-30		
Medelvärde		24,7	74,22	174,35	131,27	749,8	503,4	739,2	472,4	45,85	405,9	738,8	352	622,6	62,4			
Median		21	70,95	171,5		671,5	484,0	739,2	469,5	45	408,5	593	331	606	61,5			
P-värde						0,01266969	0,01226434	0,006665	0,064576378		128,4	312,91	182,4	259,3	3,6			
Standarddev.(±)		11,4	18,1	11,9	18,1	424,6	162,4	383,6	82,1	5,8	128,4	312,9	182,4	259,3	3,6			