Archive of SID

Published Online: 2016. February. 26 **Research Article**

Comparison of Quadriceps Muscle Electrical Activity among Three Types of Knee Extensor Contractions with Different Loads in Young Females

Seyyed Hosein Hoseini*[1], Farzaneh Saki[2], Shahabeddin Bagheri[3], Atefeh Yarahmadi[4]

1. PhD in Sport Biomechanics, Assistant Professor, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran
2. PhD in Corrective Exercise, Assistant Professor, Faculty of Physical Education & Sport sciences, Bu-Ali-Sina University, Hamedan, Iran
3. PhD student in Corrective Exercise, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Kharazmi, Karaj, Iran
4. MSc in Physical Education, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, Bu-Ali-Sina University, Hamedan, Iran

Received: 2015.October.12 Revised: 2016. January.04 Accepted: 2016. January.05

Abstract

Background and Aim: Selection of contraction type to achieve muscle strength and fitness is very important, especially when the main goal is improvement of certain parts of quadriceps. Thus, the purpose of the current study was to compare the quadriceps muscles activity among three types of knee extensor contractions with different loads in young females.

Materials and Methods: A total of 20 healthy females with the mean age of 24.7±4.5 years, heaight 168.3±9.4 cm, and weight 62.6±7.2 kg, volunteered to participate in the study and performed isometric, concentric, and eccentric contractions with loads weighing 30-80% 1RM weight using isokinetic dynamometer. Measurement of vastus medialis, vastus lateralis, and rectus femoris activity was carried out using 8-channels electromyography. Data analysis was performed running repeated measures analysis of variance and bonferroni tests.

Results: There was no difference observed between dominant and non-dominant lower limb in muscle activity ($p>0.05$). Quadriceps activity in eccentric contraction was less than concentric and isometric contractions ($P=0.000$), and vastus medialis and vastus lateralis activities were more than that of rectus femoris ($P=0.002$). In the lighter loads, vastus lateralis was more active than the other two muscles ($P<0.01$), but in the higher loads, no significant difference was observed. In lighter loads, quadriceps activity in eccentric contraction was less than those of the other two contractions ($P<0.01$), but in higher loads, no significant difference was noticed.

Conclusion: The results of the current study suggest that quadriceps group has the most activity during concentric contraction. The more interesting result is that by changing the contraction type from eccentric to concentric, recruitment of vastus medialis increases. These results are very important for chronic pathological conditions of the patellofemoral joint since these disorders are often attributed to the weakness of quadriceps, especially its medial part.

Keywords: Quadriceps Muscles; Knee Extension; Contraction Type; Load

Cite this article as: Seyyed Hosein Hoseini, Farzaneh Saki, Shahabeddin Bagheri, Atefeh Yarahmadi. Comparison of Quadriceps Muscle Electrical Activity among Three Types of Knee Extensor Contractions with Different Loads in Young Females. J Rehab Med. 2017; 5(4): 65-75.

* Corresponding Author: Seyyed Hosein Hoseini. PhD in Sport Biomechanics, Assistant Professor, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran
E-mail: hoseini.papers@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات کوادریسپس بین سه نوع انقباض اکستنسور زانو با بارهای مختلف در زنان جوان

سید حسین حسینی[1*]، فرزانه ساکی[2]، شهاب الدین باقری[3]، عاطفه یاراحمدی[4]

۱. دکترای بیومکانیک ورزشی، استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران
۲. دکترای حرکات اصلاحی، استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۳. دانشجوی دکتری حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران
۴. کارشناس ارشد تربیت بدنی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹٤/۰۷/۱۳ بازنگری مقاله ۱۳۹٤/۱۰/۱٤ پذیرش مقاله ۱۳۹٤/۱۰/۱۵ *

چکیده

مقدمه و هدف

انتخاب مناسب نوع انقباض برای دستیابی به آمادگی و قدرت عضله اهمیت زیادی دارد، به ویژه زمانی که هدف اصلی، بهبود قدرت بخش خاصی از کوادریسپس باشد. بنابراین، هدف پژوهش حاضر مقایسه فعالیت عضلات کوادریسپس بین سه نوع انقباض اکستنسور زانو با بارهای مختلف در زنان جوان است.

مواد و روش‌ها

۲۰ زن جوان با میانگین سن ۴/۵±۲۴/۷ سال، قد ۹/۴±۱۶۸/۳ سانتی‌متر و وزن ۷/۲±۶۲/۶ کیلوگرم برای شرکت در پژوهش حاضر داوطلب شده و انقباضات ایزومتریک، کانسنتریک و اکسنتریک کوادریسپس را با بارهایی معادل ۳۰-۸۰ ٪ وزنه یک تکرار بیشینه با دینامومتر ایزوکینتیک اجرا کردند. اندازه‌گیری فعالیت وستوس‌مدیالیس، وستوس‌لترالیس و رکتوس‌فموریس با الکترومایوگرافی ۸ کاناله انجام شد. از آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر و آزمون بونفرونی جهت تحلیل داده‌ها، استفاده گردید.

یافته‌ها

بین فعالیت عضلات پای برتر و غیربرتر تفاوتی وجود نداشت ($P>0/05$). فعالیت کوادریسپس کلی در انقباض اکسنتریک کمتر از کانسنتریک و ایزومتریک ($P=0/000$) و فعالیت وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس بیشتر از رکتوس فموریس بود($P=0/002$). در بارهای سبک‌تر، وستوس لترالیس از دوعضله دیگر فعال‌تر بود ($P<0/01$)، اما در بارهای سنگین‌تر، تفاوتی مشاهده نشد. فعالیت کوادریسپس کلی در بارهای سبک‌تر، در انقباض اکسنتریک کمتر از دو انقباض دیگر بود ($P<0/01$)، ولی در بارهای سنگین-تر تفاوتی مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری

از نتایج پژوهش حاضر چنین استنباط می‌شود که گروه کوادریسپس بیشترین فعالیت را در طی انقباض کانسنتریک دارد. یافته جالب توجه‌تر آنکه با تغییر نوع انقباض از اکنسنتریک به کانسنتریک، درگیری عضله وستوس مدیالیس بیشتر می‌شود. چنین نتایجی در شرایط پاتولوژیک مزمن مفصل پاتلوفمورال کاربرد زیادی دارد، زیرا این اختلالات غالبا به ضعف کوادریسپس به ویژه بخش داخلی آن نسبت داده شده است.

واژه های کلیدی

عضلات کوادریسپس؛ اکستنشن زانو؛ نوع انقباض؛ بار

نویسنده مسئول:. سید حسین حسینی، رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی.

آدرس الکترونیکی: hoseini.papers@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

Published Online: 2016. February. 26 **Research Article**

مقدمه و اهداف

مفصل زانو از آسیب‌پذیرترین مفاصل بدن انسان است.[۱] یکی از رایج ترین آسیب‌های مجموعه مفصلی زانو، سندروم درد پاتلوفمورال است که به تنهایی در حدود ۲۵ درصد از آسیب‌های تشخیص داده شده در اندام تحتانی را در بر می‌گیرد[۲] و در میان زنان شایع‌تر می‌باشد.[۳] اخیرا محققان نشان داده‌اند که تغییرات بیومکانیکی ایجاد شده در اندام تحتانی، عامل اصلی بروز این سندروم است.[۴، ۵] در بین رایج‌ترین عوامل بیومکانیکی وابسته با سندروم درد پاتلوفمورال، ایمبالانس استاتیکی و دینامیکی بافت نرم خودنمایی می‌کند[۴]، از جمله مهم‌ترین عوامل ایمبالانس دینامیکی عبارت از ایمبالانس قدرت در عضلات کوادریسپس، به‌ویژه اجزای داخلی و خارجی این گروه عضلانی، می‌باشد.[۶]

گروه عضلانی کوادریسپس از جمله مهم‌ترین عضلات بدن انسان است که به قسمت بالایی استخوان پاتلا در مفصل زانو متصل بوده و با لیگامنت پاتلار به استخوان تیبیا متصل می‌شود و با اعمال نیرو به پاتلا و انتقال این نیرو از طریق لیگامنت پاتلار به ساق پا، باعث اکستنشن زانو می‌گردد.[۷، ۸] این عضله از چهار بخش اصلی شامل رکتوس فموریس، وستوس اینترمدیوس، وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس تشکیل می‌شود که این بخش‌ها از لحاظ ساختاری[۹]، بیومکانیکی[۱۰]، مورفولوژیک[۱۱]، فعالیت[۱۲-۱۵] و عملکرد[۱۶] با هم تفاوت دارند.

نیروی این عضلات نقش مهمی در تعیین تعادل موجود در بین نیروی داخلی و خارجی در مفصل پاتلوفمورال ایفا می‌کند[۱۷]، به‌ویژه با توجه به جهت امتداد تارهای عضلانی در عضلات پهن داخلی و خارجی، به نظر می‌رسد که این عضلات از نقش مهمی در شیفت و تیلت استخوان پاتلا به سمت داخل یا خارج برخوردار باشند. چنین پیشنهاد شده است که ایمبالانس در بین نیروهای عضلات وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس می‌تواند موجب حرکت غیرطبیعی پاتلا در شیار دیستال ران و در نتیجه ایجاد یا تشدید سندروم درد پاتلوفمورال شود.[۶] هنوز عقاید بالینی قوی وجود دارد که ضعف عضله وستوس مدیالیس در سندروم درد پاتلوفمورال که مشخصه آن انحراف خارجی پاتلا می‌باشد، سهیم است.[۳] به نظر می‌رسد که قدرت کوادریسپس (به‌طور عمومی) و وستوس مدیالیس (به‌طور خاص) پیش‌بینی کننده قوی موفقیت یا شکست یک مداخله درمانی برای بهبود درد قدامی زانو باشد.[۱]

شواهدی وجود دارد که در انقباضات ایزومتریک ارادی در شدت‌های پایین تا متوسط، فعالیت عضله وستوس لترالیس بیشتر از وستوس مدیالیس و رکتوس فموریس است که محققان آن را ناشی از اندازه بزرگتر این عضله دانسته‌اند.[۱۸-۱۹] با این حال برخی محققان نظر متفاوتی داشته و گزارش کرده‌اند که فعالیت این عضلات در همه شدت‌های انقباضی برابر است.[۲۰] در خصوص انقباضات دینامیک، اخیرا نشان داده شده است که در گذر از انقباض کانسنتریک به اکسنتریک، در مردان و زنان به‌طور مشابه یک شیفت به سوی فعالیت عضله وستوس لترالیس رخ می‌دهد. به عبارت واضح تر، فعالیت عضله وستوس لترالیس با گذر از انقباض کانسنتریک به سوی اکسنتریک بیشتر می‌شود.[۱۹] از طرفی نشان داده شده که فعالیت هر دو عضله وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس در طی انقباضات کانسنتریک بیشتر از اکسنتریک است[۲۱]، همچنین گزارش شده است که فعالیت الکترومایوگرافی مجموعه اکستنسور زانو در طی شیوه‌های اکسنتریک نسبت به روش‌های کانسنتریک و ایزومتریک پایین‌تر می‌باشد.[۲۲]

انتخاب انواع مناسب انقباضات عضلانی (کانسنتریک، اکسنتریک یا ایزومتریک) موضوع بسیار مهمی برای دستیابی به آمادگی و قدرت عضله است[۲۳]، به ویژه زمانی که هدف اصلی، بهبود قدرت بخش خاصی از کوادریسپس باشد. به عنوان مثال، گزارش شده است که اختلالات مزمن مفصل زانو از قبیل سندروم درد پاتلوفمورال و کندرومالاسی پاتلا ارتباط تنگاتنگی با تغییرات نیروی عضلات کوادریسپس دارد.[۶] به‌علاوه، عامل اصلی بدراستایی و ترکینگ نامطلوب پاتلا در چنین بیمارانی ضعف ساختارهای کناره داخلی مفصل پاتلوفمورال، به‌ویژه عضله وستوس مدیالیس اوبلیک است.[۲] پیشنهاد شده است که افراد سالمی که اکستنسورهای زانوی ضعیفی دارند، در معرض خطر فزاینده توسعه درد قدامی زانو می‌باشند.[۲۴] به‌علاوه، تقویت گروه عضلانی کوادریسپس، در درمان اختلالات مفصل پاتلوفمورال موفق نشان داده شده است.[۲۵-۲۶]

از این‌رو، لازم است محققان اثر دقیق انقباضات عضلانی مختلف را روی عملکرد عضلات مورد مقایسه قرار دهند، همچنین برای ارزیابی و تشخیص موارد کلینیکی و پاتولوژیک، درک مکانیسم حالت غیرپاتولوژیکی یا سالم، ضروری به نظر می‌رسد. بنابراین هدف مطالعه‌ی حاضر، مقایسه فعالیت EMG عضلات وستوس مدیالیس، وستوس لترالیس و رکتوس فموریس در زنان جوان سالم بین سه نوع انقباض اکستنسور زانو شامل انقباضات ایزومتریک، کانسنتریک و اکسنتریک با بارهای متفاوت است.

www.SID.ir

Archive of SID

مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها: تحقیق حاضر، نیمه تجربی و به لحاظ هدف از نوع پژوهش‌های کاربردی است. از جامعه زنان جوان فعال بدنی در رده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال، تعداد ۲۰ زن سالم برای شرکت در تحقیق حاضر داوطلب شدند. آزمودنی‌ها همگی به لحاظ بدنی فعال بوده، اما مشارکت فعالانه در تمرینات مقاومتی منظم نداشتند. آنها فاقد مشکلات کاردیوواسکولار و ارتوپدیک بوده و هیچ سابقه‌ای از مشارکت در برنامه‌های ایزوکینتیکی نداشتند. موضوع تحقیق حاضر در کمیته اصول اخلاقی تحقیقات دانشگاه، تصویب شد. پس از اخذ فرم رضایت نامه از آزمودنی‌ها و ارائه توضیحات کامل درباره روش و کاربرد تحقیق، آزمودنی‌ها مطابق با برنامه از پیش تعیین‌شده به آزمایشگاه پزشکی ورزشی بیمارستان محل اجرای تحقیق رجوع کردند.

انقباضات عضلات کوادریسپس

آزمودنی‌ها ابتدا در یک دوره گرم کردن ۷ دقیقه‌ای شامل ۵ دقیقه دوچرخه ثابت زیربیشینه و ۲ دقیقه کشش عضلات کوادریسپس، همسترینگ، گاستروکنمیوس و باند ایلیوتیبیال، شرکت کردند. آنها جهت آشنایی با وظیفه عملکردی، ۲ ست زیر بیشینه ۵ تکراری را با باری که از قبل تعیین شده بود، اجرا نمودند. سپس وزنه یک تکرار بیشینه (1RM) از طریق آزمون و خطا تعیین شد. جهت انجام انقباض کانسنتریک از آزمودنی‌ها خواسته شد تا اکستنشن کامل زانو را با وزنه اجرا کنند. انقباض ایزومتریک بدین صورت اجرا شد که آزمودنی‌ها وزنه موردنظر را برای حدود ۲ ثانیه در وضعیت اکستنشن زانو نگه دارند. پایین آوردن وزنه از وضعیت اکستنشن زانو در یک حالت کنترل شده و آرام، انقباض اکسنتریک کوادریسپس محسوب می‌شد. آزمودنی‌ها هر یک از انقباضات فوق‌الذکر را با بارهایی معادل ۳۰ تا ۸۰ ٪ وزنه 1RM (افزایش ۱۰ ٪ در هر مرحله) به صورت دو تکرار زیر بیشینه، با یک ترتیب تصادفی اجرا کردند.

اندازه‌گیری داده‌های الکترومایوگرافی

برای اندازه‌گیری فعالیت عضلات کوادریسپس از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله مدل DataLink DLK900 ساخت شرکت Biometric انگلستان با سرعت سمپلینگ ۱ کیلو هرتز و CMRR (نسبت رد سیگنال‌های مشترک)۱۳۰ دسی بل استفاده شد. بعد از آماده کردن پوست محل مورد نظر از طریق تراشیدن مو (در صورت لزوم) و پاک کردن ناحیه با الکل ایزوپروپیل، یک جفت الکترود (SX230, Biometrics Ltd) سطحی دوقطبی Ag-AgCl به قطر ۱ سانتی‌متر و با فاصله ۲ سانتی‌متری از مرکز یکدیگر روی محل‌های تعیین شده قرار داده شد. نصب الکترودها مطابق با توصیه‌های SENIAM صورت گرفت، بدین صورت که برای رکتوس فموریس، الکترودها در ۵۰٪ خط رابط خار خاصره‌ای قدامی فوقانی (ASIS) و لبه فوقانی پاتلا و در جهت همین خط، مستقر شدند. برای وستوس مدیالیس، الکترودها در ۸۰٪ فاصله از ASIS تا خط مفصلی داخلی زانو و در جهت ۴۵ درجه به موازات محور طولی‌اش، مستقر شدند. برای وستوس لترالیس نیز نقطه میانی بین سر تروکانتر بزرگ و اپی کندیل خارجی ران به عنوان محل نصب الکترودها تعیین گردید.[۲۷] الکترود مرجع نیز به برجستگی تیبیا متصل گردید. جهت جلوگیری از جدا شدن الکترودها از پوست و قطع تماس در طول حرکت، محل اتصال الکترودها با نوار پارچه‌ای مخصوص بانداژ شد. برای پردازش سیگنال‌های EMG از نرم افزار DataLink استفاده شد. سیگنال‌های الکترومیوگرافی خام به‌طور دیجیتال در باند ۲۰-۵۰۰ هرتز فیلتر شده و RMS آنها به‌طور مجزا در هر یک از انواع انقباضات کانسنتریک، اکنسنتریک و ایزومتریک محاسبه شد. سیگنال‌های خام EMG به‌وسیله یک کانورتر A/D ۱۲- بیتی، به عدد تبدیل شد.

فعالیت EMG عضلات در وظایف حرکتی اکستنشن ایزومتریک زانو در پوزیشن ۰ درجه مفصل (فول اکستنشن)، اکستنشن کانسنتریک و حرکت اکسنتریک زانو در یک قوس حرکتی ۵۰ درجه‌ای (از ۲۰ درجه تا ۷۰ درجه) در وضعیت نشسته و آنکل در وضعیت نئوترال، ثبت شد. هر عمل، ۳ بار با فاصله زمانی ۶۰ ثانیه تکرار شده و در طول ۳ ثانیه به پایان رسید. سپس میانگین داده‌های این سه تکرار محاسبه شد. نرمال کردن سینگال‌های EMG از طریق تقسیم کردن RMS در هر وضعیت باری بر RMS وزنه 1RM انجام شد، لذا مقادیر فعالیت میوالکتریکی به‌صورت درصد(٪) ارائه شد.

www.SID.ir

Archive of SID

تنظیمات دستگاه ایزوکینتیک

از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک (مدل System 4 Pro، ساخت کمپانی بایودکس آمریکا) برای اجرای انقباضات مختلف استفاده گردید. در طی اجرای انقباضات، آزمودنی‌ها در حالت نشسته بوده (زاویه هیپ ۱۰۰ درجه) و تنه آنها در پوزیشن نسبتا عمودی قرار داشت و مرکز دینامومتر، منطبق بر محور چرخش زانو تنظیم گردید. محور چرخش زانو منطبق بر انتهای ران در راستای دو کندیل دیستال آن در نظر گرفته شد. با استفاده از بلت‌های ویژه، تنه به پشتی صندلی و ران به نشیمنگاه بسته و ثابت شده و ساق پا کمی بالاتر از مچ به بازوی دینامومتر متصل گردید. سرعت دستگاه به صورت ۳۰ درجه بر ثانیه تنظیم شد.

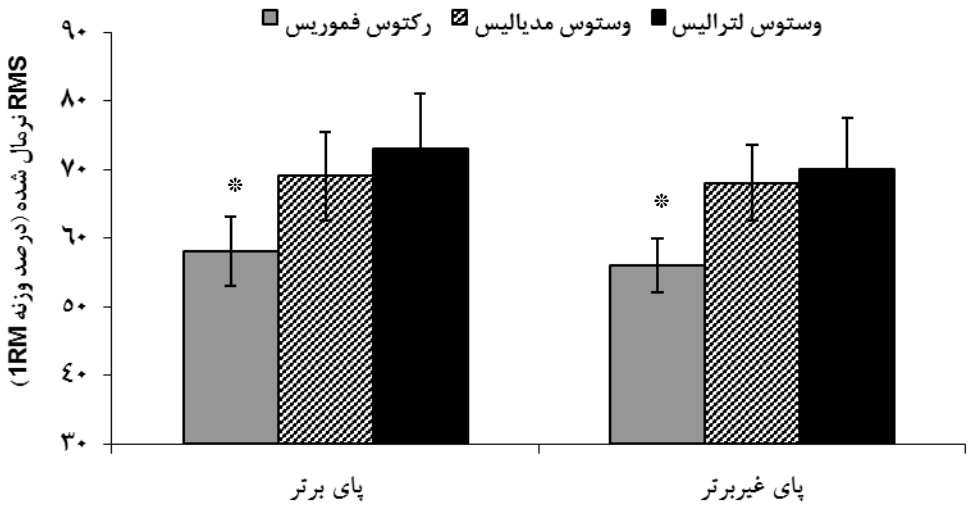
از میانگین و انحراف معیار جهت توصیف متغیرها و آنالیز واریانس با اندازه‌گیری مکرر جهت مقایسه میانگین متغیرها بین انقباضات مختلف، استفاده گردید. همچنین در صورت معناداری تفاوت‌ها، از آزمون تعقیبی بونفرونی جهت مقایسه هر دو گروه‌ها استفاده شد. سطح معناداری تفاوت‌ها $P\leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد. تجزیه و تحلیل اطلاعات جمع‌آوری شده در محیط نرم افزار SPSS ورژن ۲۱ و ترسیم نمودارها در محیط نرم افزار Excel صورت گرفت.

یافته‌ها

آزمودنی‌ها در دامنه‌ی سنی بین ۲۰ تا ۳۰ سال بودند. دامنه‌ی قد و وزن آنها، به ترتیب بین ۱۶۰/۶ تا ۱۷۳/۸ سانتی‌متر و ۵۴/۱ تا ۶۶/۹ کیلوگرم بود. میانگین و انحراف معیار سن، قد و وزن آزمودنی‌ها به ترتیب ۴/۵±۲۴/۷ سال، ۹/۴±۱۶۸/۳ سانتی‌متر و ۷/۲±۶۲/۶ کیلوگرم بود.

همان‌طور که نمودار ۱ نشان می‌دهد، کل فعالیت EMG عضله رکتوس فموریس (با بارهای مختلف و انواع انقباض)، به‌طور معناداری کمتر از سایر عضلات است ($P<۰/۰۰۱$). همچنین مطابق نمودار ۲، فعالیت عضلات وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس در هر یک از انقباض‌ها به‌طور جداگانه نیز، به‌طور معناداری بیشتر از عضله رکتوس فموریس است ($P<۰/۰۰۵$).

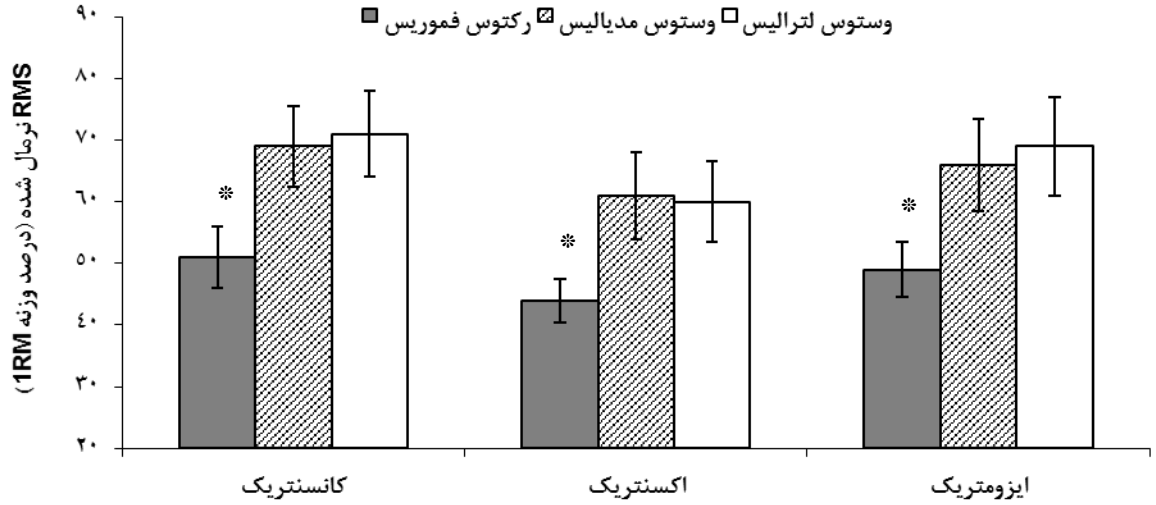
نمودار ۱: RMS نرمال‌شده عضلات کوادریسپس، به‌طور کل در مجموع انقباضات و بارهای مختلف. *:RMS رکتوس فموریس به‌طور معناداری کمتر از دو عضله دیگر است(n=۲۰)



www.SID.ir

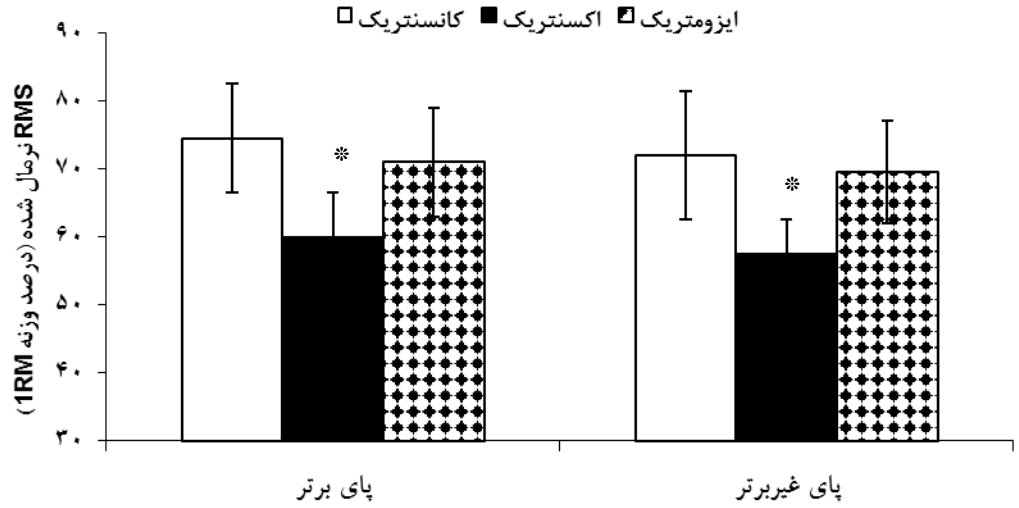
Archive of SID

نمودار ۲: RMS نرمال‌شده عضلات کوادریسپس در انواع انقباض‌ها در هر دو پا و بارهای مختلف. *:RMS رکتوس فموریس به‌طور معناداری کمتر از دو عضله دیگر است(n=۲۰)



علاوه بر این، مطابق نمودار ۳، فعالیت EMG عضلات کوادریسپس در انقباض اکنسنتریک به‌طور معناداری کمتر از انواع کانسنتریک و ایزومتریک است (P=۰/۰۰۰). در فعالیت میوالکتریکی عضلات کوادریسپس در انقباضات مختلف، بین پای برتر و غیربرتر تفاوت معناداری وجود نداشت(P>۰/۰۵).

نمودار ۳: RMS نرمال‌شده کوادریسپس در انواع انقباض‌ها در مجموع عضلات و بارهای مختلف. *:RMS کوادریسپس در انقباض اکسنتریک به‌طور معناداری کمتر از دو انقباض دیگر است(n=۲۰)

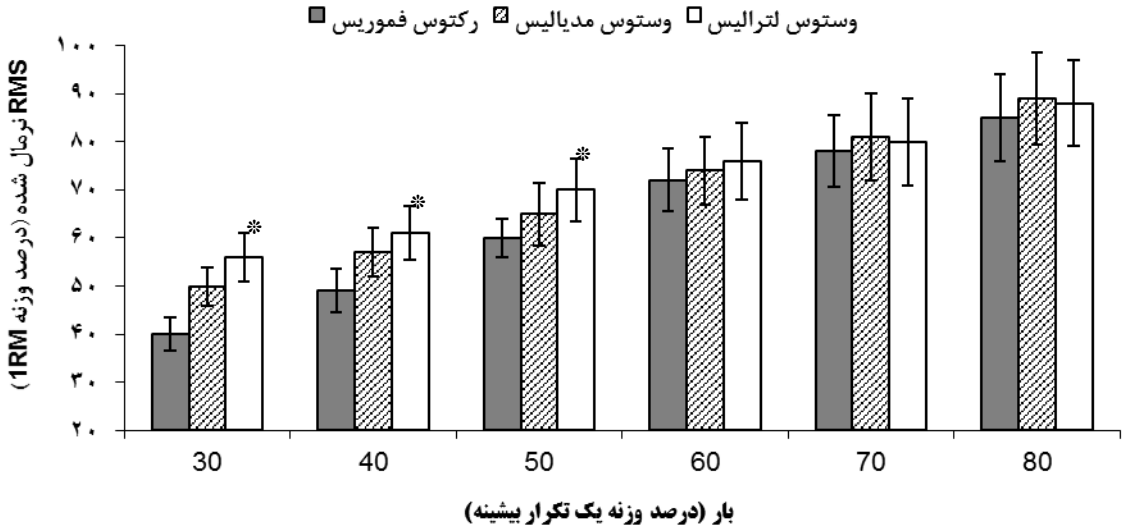


www.SID.ir

Archive of SID

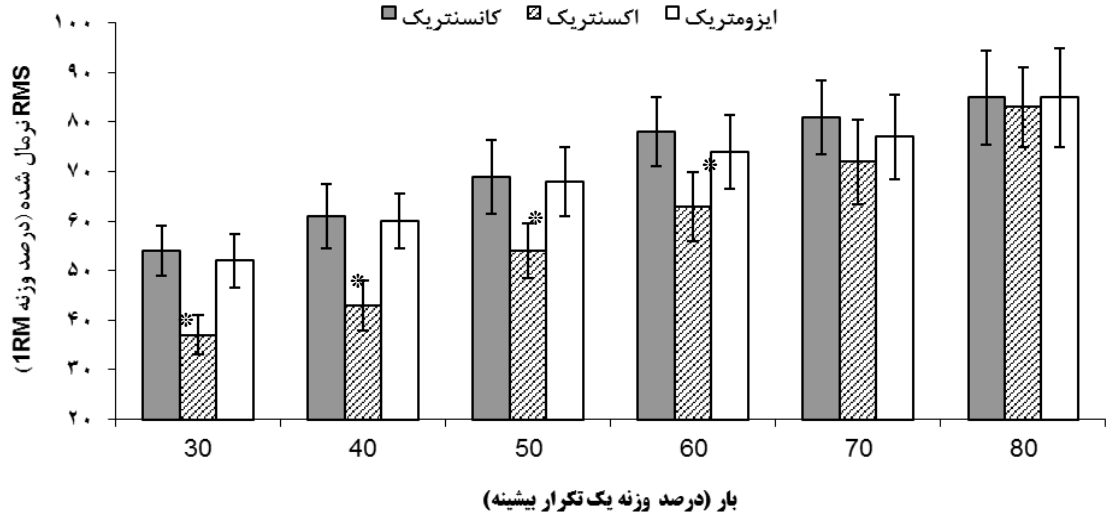
مطابق نمودار ۴، فعالیت هر سه عضله اکستنسور زانو با افزایش بار (افزایش درصد وزنه 1RM از ۳۰٪ تا ۸۰٪) افزایش پیدا کرد. همچنین مطابق این نمودار، فعالیت عضله وستوس لترالیس در بارهای کمتر، از فعالیت دو عضله دیگر بیشتر بود(P=۰/۰۰۲)، اما در بارهای بیشتر، تفاوت معناداری با دو عضله دیگر نداشت(P>۰/۰۵).

نمودار ٤: RMS نرمال‌شده عضلات کوادریسپس در شرایط باری مختلف. *:RMS وستوس لترالیس به‌طور معناداری بیشتر از دو عضله دیگر است (n=۲۰)



براساس نمودار ۵، فعالیت عضلات کوادریسپس در شرایط باری ۳۰، ۴۰، ۵۰، و ۶۰ درصد وزنه 1RM، در انقباض اکسنتریک کمتر از دو انقباض دیگر بود(P<۰/۰۱) و این تفاوت با افزایش بار، کاهش یافت، به‌طوری که در بارهای بالاتر (۷۰ و ۸۰ درصد وزنه 1RM) تفاوت معناداری با سایر انقباضات نداشت(P>۰/۰۵).

نمودار ۵: RMS نرمال‌شده کوادریسپس در انواع انقباض‌ها در هر دو پا و مجموع عضلات. *:RMS کوادریسپس کلی در انقباض اکسنتریک به‌طور معناداری کمتر از دو انقباض دیگر است(n=۲۰)



www.SID.ir

Archive of SID

بحث

پژوهش حاضر با هدف مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات سطحی گروه کوادریسپس شامل وستوس مدیالیس، رکتوس فموریس و وستوس لترالیس در زنان جوان بین سه نوع انقباض کانسنتریک، اکسنتریک و ایزومتریک در شرایط باری مختلف، به انجام رسید. اعمال اکسنتریک و کانسنتریک، در یک قوس حرکتی ۵۰ درجه‌ای (از ۲۰ درجه فلکشن تا ۷۰ درجه فلکشن و برعکس) با سرعت ۳۰ درجه بر ثانیه و عمل ایزومتریک در فول اکستنشن زانو انجام شد.

بر اساس نتایج پژوهش حاضر، بین پای برتر و غیربرتر، در مقدار فعالیت میوالکتریکی عضلات کوادریسپس در انقباضات مختلف، تفاوت معناداری وجود نداشت. اگرچه مقدار مطلق فعالیت الکتریکی عضلات پای برتر ممکن است بیشتر از پای غیربرتر باشد، لیکن به نظر می‌رسد مقدار نسبی آن (نسبت RMS عضله در یک شرایط باری خاص به RMS آن عضله در شرایط وزنه 1RM) بین دو پا مشابه باشد.[۲۸] این یافته با نتایج محققان پیشین همخوانی دارد.[۲۹-۲۸]

مطابق نتایج پژوهش حاضر، فعالیت EMG عضله رکتوس فموریس، به‌طور معناداری کمتر از سایر عضلات بود. هنگام در نظر گرفتن اثر نوع انقباض نیز نتایج حاکی از این بود که فعالیت عضلات وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس در هر ۳ نوع انقباض به‌طور معناداری از فعالیت الکتریکی عضله رکتوس فموریس بیشتر بود.

اجزای عضله کوادریسپس ران علی‌رغم اینکه در کمپارتمان یکسانی بوده و تاندون مشترکی دارند، هر یک نقش متفاوتی در تولید گشتاور اکستنسور زانو ایفا می‌کند که ناشی از ساختار آناتومیکی و بیومکانیک متفاوت آنها است.[۱۰-۹] تحقیق حاضر نشان داد که تفاوت‌هایی که قبلاً بین فعالیت عضلات کوادریسپس در طول انقباضات ایزومتریک ایستا گزارش شده بود[۳۰، ۱۸]، در طی اکستنشن دینامیک زانو نیز تایید می‌گردد. این یافته مورد تایید سایر محققان است که نشان دادند در طی انقباضات اکسنتریک و ایزومتریک، آمپلیتیود عضله وستوس مدیالیس بیشتر از عضله رکتوس فموریس است.[۲۹] چنین یافته‌ای همچنین با نتایج محققان دیگر[۱۵] همخوانی دارد. این محققان، در پژوهشی روی مردان سالم نشان دادند که تمرین اکسنتریک ایزوکینتیک می‌تواند سبب افزایش معنادار فعالیت الکتریکی عضله وستوس مدیالیس در قیاس با وستوس لترالیس شود. آنها پیشنهاد کردند که چنین پاسخ متفاوتی می‌تواند در بهبود بالانس بین فعالیت این دو عضله در مواجهه با اختلالاتی نظیر سندروم درد پاتلوفمورال حائز اهمیت باشد.[۱۵]

نتایج پژوهش حاضر همچنین نشان داد که فعالیت EMG عضلات کوادریسپس در انقباض اکنسنریک به‌طور معناداری کمتر از انواع کانسنتریک و ایزومتریک است. این نتیجه توسط محققان دیگر که بیشترین سطح فعالیت گروه عضلانی کوادریسپس را در طی انقباض ایزومتریک گزارش کرده‌اند، به‌طور ضمنی تایید شده است، با این حال آنها سطح فعالیت عضلات را در طی انقباض کانسنتریک کمتر از اکسنتریک و در طی انقباض اکسنتریک کمتر از ایزومتریک گزارش کردند[۲۹]، اما در پژوهش حاضر، بین سطح فعالیت کوادریسپس در دو انقباض ایزومتریک و کانسنتریک تفاوتی مشاهده نشد.

به نظر می‌رسد در اعمال ایزومتریک فعالیت نروماسکولار عضلات، متفاوت از اعمال ایزوکینتیک باشد.[۳۱] همچنین مشخص شده است که تمرینات ایزوکینتیک قادرند فعالیت اکستنسورهای زانو را در تست‌های ایزومتریک و اکسنتریک بیشینه افزایش دهند.[۳۲] به‌علاوه، روشن شده است که کنترل عصبی انقباضات عضلانی کانسنتریک و اکسنتریک باهم متفاوت می‌باشد، به‌طوری که در انقباضات اکسنتریک، اطلاعات حسی به‌طور متفاوتی نسبت به انقباضات کانسنتریک در سطح قشر مغز پردازش می‌شود.[۳۳] بنابراین به نظر می‌رسد تغییرات مشاهده شده در فعالیت نروماسکولار، با کاهش در بازداری عضلانی در طی انقباضات کانسنتریک و اکسنتریک مرتبط باشد.

برخی محققان دیگر فعالیت بیشتری را در کوادریسپس در طی انقباض ایزومتریک به نسبت سایر انقباض‌ها گزارش کرده‌اند.[۳۵-۳۴] محققان دیگر نیز گشتاور زانوی بیشتری را در انقباضات ایزومتریک و اکسنتریک در مقایسه با کانسنتریک گزارش کردند، اما بین ایزومتریک و اکسنتریک تفاوت معناداری نشان داده نشده است. این محققان سطح فعالیت عضلات را متفاوت گزارش کرده و نشان دادند که انقباض اکسنتریک در مقایسه با دو انقباض دیگر، با کمترین سطح فعالیت همراه بود[۳۶]، نتیجه‌ای که موید یافته‌های تحقیق حاضر است.

www.SID.ir

Archive of SID

به‌علاوه، هنگام ملاحظه شرایط باری مختلف، نتایج تحقیق حاضر نشان داد که فعالیت عضلات کوادریسپس در شرایط باری سبک‌تر در انقباض اکسنتریک کمتر از دو انقباض دیگر بود و این تفاوت با افزایش بار، کاهش یافت. به عبارتی دیگر، در بارهای ۳۰، ۴۰، ۵۰ و ۶۰ درصد وزنه 1RM، فعالیت کوادریسپس در انقباضات ایزومتریک و کانسنتریک به‌طور معناداری بیشتر از انقباض اکسنتریک بود، ولی در بارهای ۷۰ و ۸۰ درصد وزنه 1RM، این تفاوت معنادار نبود.

کاهش در فعالیت عضله در طول انقباضات اکسنتریک، به صورت یک مانور بازتابی غیرارادی برای کاهش بار مفصل از تولید نیروی فزاینده در نظر گرفته شده است که احتمالاً از طریق تغییر واحدهای حرکتی کند انقباض به واحدهای حرکتی تندانقباض رخ می دهد.[۳۷] به‌علاوه، سرعت حرکت کمتر در طی انقباض اکسنتریک نسبت به نوع کانسنتریک، ممکن است به‌عنوان یک عامل اضافی برای تفاوت‌های فعالیت EMG عمل کند.

بر اساس نتایج تحقیق حاضر، فعالیت هر سه عضله اکستنسور زانو با افزایش بار (از ۳۰٪ تا ۸۰٪) افزایش پیدا کرد. این بخش از نتایج پژوهش حاضر مورد تایید محققان دیگر است که نشان دادند فعالیت کوادریسپس با افزایش بار از ۲۰ تا ۹۰ درصد وزنه 1RM به تدریج افزایش می-یابد.[۳۷] همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد که فعالیت عضله وستوس لترالیس در بارهای کمتر، از فعالیت دو عضله دیگر بیشتر بود، اما در بارهای بیشتر، تفاوت معناداری با دو عضله دیگر نداشت. این نتیجه با یافته‌های پژوهش دیگری که کاهش نسبت سطح فعالیت وستوس مدیالیس/وستوس لترالیس را با افزایش بار نشان داده است[۳۸]، متناقض می‌باشد، اما با یافته‌های محققان دیگر که غلبه فعالیت عضله وستوس لترالیس بر سایر اجزای کوادریسپس را در طول انقباضات سبک تا متوسط اکستنسور زانو نشان داده‌اند[۳۷، ۳۰، ۱۸]، همخوانی دارد. چنین یافته‌ای که هدف اساسی آن تقویت کوادریسپس داخلی (وستوس مدیالیس) در مواردی باشد که این عضله دچار ضعف و کشش پاتولوژیک شده است، حائز اهمیت است.

بیشتر بودن فعالیت عضله وستوس لترالیس از وستوس مدیالیس و رکتوس فموریس در بارهای پایین تر، می‌تواند به ظرفیت تولید نیروی بیشتر این عضله[۱۰] نسبت داده شود. به‌علاوه گزارش شده است که در زنان فعالیت وستوس لترالیس بیشتر از وستوس مدیالیس بوده و زنان دارای غلبه وستوس لترالیس هستند.[۳۹] غلبه فعالیت این عضله بر سایر اجزای کوادریسپس می‌تواند سبب تیلت خارجی پاتلا و برخورد پاتلا با لبه خارجی شیار رانی و لذا درد گردد.[۴] شاید بر همین اساس باشد که گفته می‌شود احتمال ابتلای زنان به بیماری‌های مزمن مفصل پاتلوفمورال از جمله سندروم فشردگی خارجی پاتلوفمورال و سندروم درد پاتلوفمورال، بیشتر از مردان است.[۳]

پژوهش حاضر در عین حال که یافته‌های جالب توجهی را ارائه می‌نماید، همانند اکثر تحقیقات نیمه تجربی دارای محدودیت‌هایی است. به نظر می‌رسد وجود یک گروه از مردان سالم می‌توانست به درک تفاوت‌های وابسته به جنسیت در فعالیت عضلانی کمک کند. از طرفی دیگر، با توجه به اهمیت و کاربرد پژوهش حاضر، وجود دو گروه بیمار یکی با ضعف وستوس مدیالیس و دیگری با ضعف وستوس لترالیس می‌توانست درک عمیق‌تری را از فعالیت عضلات وستوس در شرایط نرمال و پاتولوژیک فراهم نماید.

نتیجه‌گیری

به‌طور خلاصه بر اساس نتایج پژوهش حاضر، فعالیت عضلات کوادریسپس در بارهای سبک‌تر، در انقباض اکسنتریک کمتر از دو انقباض دیگر بود، ولی در بارهای سنگین‌تر تفاوت معناداری را نشان نداد. فعالیت عضله وستوس لترالیس در بارهای کمتر، از فعالیت دو عضله دیگر بیشتر بود، اما در بارهای بیشتر، تفاوت معناداری با دو عضله دیگر نداشت. از نتایج پژوهش حاضر چنین استنباط می‌شود که گروه عضلانی کوادریسپس بیشترین فعالیت را در طی انقباض کانسنتریک دارد. یافته جالب توجه‌تر آنکه با تغییر نوع انقباض از اکنسنتریک به کانسنتریک، درگیری عضله وستوس مدیالیس بیشتر می‌شود. چنین نتایجی از اهمیت زیادی در شرایط پاتولوژیک مزمن مفصل پاتلوفمورال برخوردار است. به عنوان مثال در بیماران مبتلا به کندرومالاسی پاتلا، درد قدامی زانو و سندروم فشردگی خارجی پاتلوفمورال که ضعف بخش داخلی کوادریسپس به عنوان یکی از علل اصلی بیماری مطرح است، هدف متخصصان توانبخشی و فیزیوتراپی طراحی شیوه‌های تمرینی خاص جهت تقویت انتخابی بخش داخلی کوادریسپس است. در چنین مواردی توجه به نتایج تحقیق حاضر می‌تواند راهگشا باشد.

www.SID.ir

Archive of SID

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر بخشی از یک پروژه گسترده با عنوان «مطالعه فعالیت الکتریکی عضلات کوادریسپس، نیروی عکس العمل مفصل زانو و میزان جابجایی پاتلا بین سه نوع انقباض مختلف کوادریسپس با بارهای مختلف در زنان جوان» است که از تیرماه ۱۳۹۲ آغاز شده و در اسفند ۱۳۹۳ به پایان رسیده است. محققین بدین‌وسیله مراتب تقدیر خود را از همکاری‌های بی‌بدیل مسئولان مرکز تحقیقات پزشکی ورزشی دانشگاه علوم پزشکی تهران و اساتید ارجمند دانشگاه صنعتی شریف به ویژه جناب آقای پروفسور فرزام فرهمند به‌عمل می‌آورند.

منابع

1. Oatis CA. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. 2nd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2009. 769-72.
2. Collado H., Fredericson M. Patellofemoral Pain Syndrome. Clin Sports Med. 2010; 29(3): 379–98.
3. Lin F, Wilson NA, Makhsous M. In vivo patellar tracking induced by individual quadriceps components in individuals with patellofemoral pain. J Biomech. 2010; 43(2): 235–41.
4. Song CY, Lin JJ, Jan MH, Lin YF. The role of patellar alignment and tracking in vivo: The potential mechanism of patellofemoral pain syndrome. Phy Ther in Sport. 2011; 12(3): 140-7.
5. Rezazade F, Ezzati K, Karimi N, Mahmoodpoor A, Valizadeh A. Comparison of the Balance Indices of Professional Athletes with and without Patellofemoral Pain Syndrome. Journal of Rehabilitation. 2013; 13(3): 49-55. [In Persian]
6. Wasielewski NJ, Parker TM, Kotsko KM. Evaluation of Electromyographic Biofeedback for the Quadriceps Femoris: A Systematic Review. J Athl Train. 2011; 46(5):543–554.
7. Carlson K, Smith M.A. Cadaveric Analysis of the Vastus Medialis Longus and Obliquus and their Relationship to Patellofemoral Joint Function. Res J Biological Sci. 2012; 1(5): 70-3.
8. Becker I., Baxter GD, Woodley SJ. The vastus lateralis muscle: An anatomical investigation. Clinical Anatomy. 2010; 23(5): 575-85.
9. Willan PLT, Ransome JA, Mahon M. Variability in human quadriceps muscles: quantitative study and review of clinical literature. Clinical Anatomy. 2002; 15(2), 116–28.
10. Farahmand F, Senavongse W, Amis AA. Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. Journal of Orthopedic Research. 1998; 16(1), 136–43.
11. Giles LS, Webster KE, McClelland JA, Cook J. Does Quadriceps Atrophy Exist in Individuals With Patellofemoral Pain? A Systematic Literature Review with Meta-analysis. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2013; 43(11): 766-76.
12. Irish SE, Millward AJ. The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. JSCR. 2010; 24(5): 1256-62.
13. Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Muscle activation of vastus medialis obliquus and vastus lateralis during a dynamic leg press exercise with and without isometric hip adduction. Physical Therapy in Sport. 2013; 14(1): 44-9.
14. Hyong IH, Kang JH. Activities of the Vastus Lateralis and Vastus Medialis Oblique Muscles during Squats on Different Surfaces. J Phys Ther Sci. 2013; 25(8): 915–17.
15. Franke RA, Baroni BM, Rodrigues R, Geremia JM, Lanferdini FJ, et al. Neural and morphological adaptations of vastus lateralis and vastus medialis muscles to isokinetic eccentric training. Motriz, Rio Claro, 2014; 20(3): 317-24.
16. Elias JJ, Kilambi S, Goerke DR, Cosgarea AJ. Improving vastus medialis obliquus function reduces pressure applied to lateral patellofemoral cartilage. J Orthop Res. 2009; 27(5):578-83.
17. Elias JJ, Bratton DR, Weinstein DM, Cosgarea AJ. Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation. J Biomech. 2006; 39(5): 865–72.
18. Alkner BA, Tesch PA, Berg HE. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. Medicine and Science in Sports and Exercise. 2000; 32(2): 459–63.

www.SID.ir

Archive of SID

19. Pincivero DM, Gandhi V, Timmons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. Journal of Biomechanics. 2006; 39(2): 246–54.
20. Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM, Chandran R, Sharma SS. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. J Electromyogr Kines. 2003; 13(1): 83–92.
21. Selseth A, Dayton M, Cordova ML, lngersoll CD, Merrick MA. Quadriceps concentric EMC activity is greater than eccentric EMG activity during the lateral step-up exercise. J Sport Rehabil. 2000; 9(2): 124-34.
22. Kellis E, Baltzopoulos V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1998; 30(11): 1616–23.
23. Krol H, Mynarski W. A comparison of mechanical parameters between the counter movement jump and drop jump in biathletes. J Hum Kinet. 2012; 34(1): 59-68.
24. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: the joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) cohort. Am. J. Sports Med. 2009; 37(11): 2108-16.
25. Bakhtiary A, Fatemi E. Open versus closed kinetic chain exercises for patellar chondromalacia. Br. J. Sports Med. 2008; 42(2): 99-102.
26. Syme G, Rowe P, Martin D, Daly G. Disability in patients with chronic patellofemoral pain syndrome: A randomised controlled trial of VMO selective training versus general quadriceps strengthening. Manual Therapy. 2009; 14(3): 252-63.
27. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol. 2000; 10(5): 361-74.
28. Carpes FP, Diedenthaeler F, Bini RR, Stefanyshyn D, Faria IE, Mota CB. Does leg preference affect muscle activation and efficiency? J Electromyogr Kines. 2010; 20(6):1230-1236.
29. Bartlomiej N, Malgorzata L, Jan M. Differences in bioelectrical activity of quadriceps muscle during various types of contraction. Baltic journal of health and physical activity. 2013; 5(3): 184-90.
30. Pincivero DM, Coelho AJ. Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps muscles across the isometric intensity spectrum. Muscle and Nerve. 2000; 23(3): 393–8.
31. Blazevich AJ, Horne S, Cannavan D, Coleman DR, Aagaard P. Effect of contraction mode of slow-speed resistance training on the maximum rate of force development in the human quadriceps. Muscle and Nerve. 2008; 38(3): 1133-46.
32. Baroni BM, Geremia JM, Rodrigues R, Franke RA, Karaminidis K, Vaz MA. Muscle architecture adaptations to knee extensor eccentric training: rectus femoris vs. vastus lateralis. Muscle and Nerve. 2013; 48(4): 498-506.
33. Fang Y, Siemionow V, Sahgal V, Xiong F, Yue GH. Greater movement related cortical potential during human eccentric versus concentric muscle contractions. Journal of Neurophysiology. 2001; 86(4): 1764-72.
34. Babault N, Pousson M, Ballay Y, Hoecke JV. Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions. J Appl Physiol. 2001; 91(6): 2628–34.
35. Bowyer D, Armstrong M, Dixon J, Smith TO. The vastus medialis oblique: vastus lateralis electromyographic intensity radio does not differ by gender in young participants without knee pathology. Physiotherapy. 2008; 84(4):168-73.
36. Beltman JGM, Sargeant AJ, van Mechelen W, De Haan A. Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contractions. J Appl Physiol. 2004; 97(2): 619-26.
37. Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM. Contraction mode shift in quadriceps femoris muscle activation during dynamic knee extensor exercise with increasing loads. Journal of Biomechanics. 2008; 41(15): 3127–32
38. Akima H, and Saito A. Inverse activation between the deeper vastus intermedius and superficial muscles in the quadriceps during dynamic knee extensions. Muscle & nerve. 2013; 47(1): 682-90.
39. Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. The American journal of sports medicine. 1999; 27(3): 312-9.

www.SID.ir