Archive of SID

The electromyography activities of the quadriceps muscles during hip rotations in closed kinetic chain tasks in healthy women

Mohammad Mohsen Roustaei [1], Neda Babadi*[2], Abbas Rahimi[3], Alireza Akbarzadeh-Baghban[4]

[1] Assistant Professor of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[2] Students` Research Office. MSc in Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[3] Professor of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[4] Associate Professor of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Article Received: 2015. January.24 Article Accepted: 2015.July.11

ABSTRACT

Background and Aim: Considering the important role of vasus medialise oblique in pattelofemoral joint function and the necessity of designing appropriative exercises for it, the purpose of the present study was to investigate electromyography activity of quadriceps muscle in deferent hip rotation position in closed kinetic chain in healthy women.

Materials and Methods: The current quasi-experimental study was conducted on 35 healthy women chosen via simple nonrandomal sampling. Electromyography activity rectus femoris, vastus medialise oblique, and vastus lateralise were recorded with surface electrodes in 15, 30, and 45 degrees of internal and external rotation and neutral position of hip with participants risen onto their toes. Normalized data was analyzed in excel.

Results: The outcomes of repeated measure analysis revelaed that there was a meaningful deference in 15 degree of external rotation (p=0.039), neutral position (p=0.003), 15 degree internal rotation (p=0.003), and at the end of internal position (p=0.015). Pair wise comparison between muscles activity and bonferroni showed vastus lateralise activity in 15 degree external rotation (p=0.039), neutral position (p=0.003), 15 degree internal rotation (p=0.003), and at the end of internal position (p=0.015) was more than rectus femoris muscle. Other pair comparisons between vastus medialis oblique and vastus lateralise, and vastuse medialise oblique and rectus femoris were not observed to be meaningful.

Conclusion: Based on the outcomes of the present study, the average vastus lateralise activity was the highest in all positions and the position studied in the current study did not lead to increase in vastus medialise oblique as a medial dynamic stabilizer compared to vastus lateralise.

Key Words: Hip rotation, Electromyography, Knee, Closed kinetic chain, Quadriceps

Please cite this article as: Mohammad Mohsen Roustaei, Neda Babadi, Abbas Rahimi , Alireza Akbarzadeh. The electromyography activities of the quadriceps muscles during hip rotations in closed kinetic chain tasks in healthy women. J Rehab Med. 2016; 4(4): 98-106.

* Corresponding author. E-mail address: nd.babadi@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات چهارسر زانو در وضعیتهای مختلف چرخشی ران در زنجیره بسته حرکتی در زنان سالم

محمد محسن روستایی[۱]، ندا بابادی[۲*]، عباس رحیمی[۳]، علیرضا اکبرزاده باغبان [۴]

[۱] استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران. ایران
[۲] دفتر تحقیقات و فناوری دانشجویی، دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران. ایران
[۳] استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران. ایران
[۴] دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران. ایران

چکیده

مقدمه و اهداف

با توجه به نقش مهم عضله واستوس مایل داخلی در عملکرد مفصل پاتلوفمورال و لزوم طراحی ورزش های اختصاصی برای آن، هدف از این مطالعه بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات چهارسر زانو در وضعیتهای مختلف چرخشی ران در زنجیره بسته حرکتی در زنان جوان سالم است.

مواد و روش ها

این مطالعه شبه تجربی با نمونه گیری غیر تصادفی ساده در دسترس بر روی ۳۵ زن جوان سالم صورت گرفت. ثبت فعالیت الکترومیوگرافی با الکترودهای سطحی از عضلات رکتوس فموریس، واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی در زاویه های ۱۵ و ۳۰ و ۴۵ درجه چرخش خارجی و داخلی و زاویه نوترال هیپ در حالت ایستاده روی پنجه های پا صورت گرفت. داده های نرمالایز شده در نرم افزار اکسل تجزیه و تحلیل شدند.

یافته ها

نتایج تحلیل واریانس اندازه های مکرر نشان دادکه بین فعالیت عضلات در زاویه های ۱۵ درجه چرخش خارجی ($p=۰/۰۳۹$) ، زاویه نوترال هیپ ($p=۰/۰۰۳$) ، ۱۵ درجه چرخش داخلی ($p=۰/۰۰۳$) و انتهای چرخش داخلی ($p=۰/۰۱۵$) اختلاف معنادار وجود داشت. مقایسه زوجی دو به دوی فعالیت عضلات به روش بونفرونی نشان داد فعالیت عضله واستوس خارجی در زاویه ۱۵ درجه چرخش خارجی ($p=۰/۰۴۷$)، زاویه نوترال ($p=۰/۰۰۴$) ، ۱۵ درجه چرخش داخلی ($p=۰/۰۰۲$) و ۴۵ درجه چرخش داخلی ($p=۰/۰۱۶$) از عضله رکتوس فموریس به طور معناداری بیشتر بود. سایر مقایسه های دو به دوی فعالیت عضلات واستوس مایل داخلی با واستوس خارجی و نیز واستوس مایل داخلی با رکتوس فموریس معنادار نبود.

نتیجه گیری

بر اساس نتایج این مطالعه، میانگین فعالیت عضله واستوس خارجی در همه زوایا بالاتر بود و وضعیت مورد مطالعه در این پژوهش موجب افزایش فعالیت عضله واستوس مایل داخلی به عنوان ثبات دهنده دینامیک داخلی پاتلا نسبت به عضله واستوس خارجی نشد.

واژگان کلیدی

چرخش ران، فعالیت الکترومیوگرافی، زانو، زنجیره بسته، عضله چهارسر

*** دریافت مقاله ۱۳۹٤/۱۲/۵ پذیرش مقاله ۱۳۹٤/٤/۲۰ ***

نویسنده مسئول: ندا بابادی. گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران.

آدرس الکترونیکی: nd.babadi@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

عدم تعادل بین نیروهای عضلانی، از عوامل ایجاد کننده اختلال در بیومکانیک طبیعی مفصل پاتلوفمورال است که از جمله این اختلالات سندرم درد پاتلوفمورال می باشد که از مشکلات رایج در زانو است و در افرادی که فعال و جوان هستند شیوع بیشتری داشته و در حدود ۲۵ درصد جمعیت کلی را متاثر می کند [۱]. سندرم پاتلوفمورال با درد منتشر در عقب و زیر پاتلا مشخص می شود [۲]. در این سندرم، درد با خم بودن کامل زانو و نشستن طولانی مدت و خم و راست شدنهای تکراری تشدید می گردد [۳]. این بیماری، یک سندرم چند عاملی است که برخی از علل ایجاد آن نیز، به وجود بیومکانیک غیرعادی در اندام تحتانی بر می گردد [۴]. برخی مولفین ایجاد اختلال در مفصل زانو را در ارتباط با نداشتن تعادل بین نیروی عضلات ثبات دهنده دینامیک پاتلا گزارش می کنند که می تواند باعث جابجایی به سمت خارج پاتلا شود. ثبات دینامیک پاتلا اصولا با بخش مایل عضله واستوس داخلی و عضله واستوس خارجی انجام می شود [۵]. عضله واستوس مایل داخلی از نظر آناتومیکی بخش داخلی عضله چهارسررانی است و در زاویه ای ۵۵ درجه نسبت به محور طولی فمور به سمت داخلی پاتلا متصل می شود. اهمیت فانکشنال این عضله، به عنوان ثبات دهنده دینامیک پاتلا در داخل و جلوگیری از انحراف به خارج و چرخش زیاد از حد پاتلا است [۶]. اما بیشتر روشهای درمانی سنتی که برای تقویت عضله چهارسر رانی به کار می رود، بدون در نظر گرفتن این حقیقت که عضله واستوس خارجی به طور طبیعی قوی تر از واستوس مایل داخلی است طراحی شده اند و در نتیجه، تقویت کلی عضله چهارسر رانی، در وضعیتی که نداشتن تعادل بین نیروی عضلات واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی وجود دارد، می تواند تشدید کننده این عدم تعادل باشد [۷]. با توجه به آنچه گفته شد بازگرداندن بیومکانیک طبیعی اندام تحتانی باید تمرکز اصلی درمان فیزیوتراپی باشد. طراحی تمرینات درمانی، با هدف بهبود قدرت عملکردی عضله و رفع اختلالات بیومکانیکال در اندام تحتانی، می تواند تغییر در راستای پاتلا را اصلاح کرده و احتمال بازگشت دوباره علایم را کاهش دهد [۴].

در برنامه های توانبخشی اختلالات پاتلوفمورال، برای برگرداندن تعادل بین نیروهای عضلانی عمل کننده به عنوان ثبات دهنده های زانو و به معنای دیگر برای بازگرداندن ثبات مفصل، ورزشها به صورت زنجیره باز و زنجیره بسته به کار می روند [۸]. اگر چه مقالات فرق زیادی را بین این دو نوع تمرین گزارش نکرده اند ولی اغلب آنها تمرینات زنجیره بسته را به علت دارا بودن ویژگیهایی چون تحریک حس عمقی، هم انقباضی عضلات، تسهیل الگوهای عملکردی و چند مفصلی بودن ارجح تر از تمرینات زنجیره باز در افزایش توانایی عملکردی عضله و هماهنگی نروماسکولار می دانند [۹،۵،۴]. در مطالعات مختلفی همزمانی بکارگیری واحدهای حرکتی بین عضلات واستوس داخلی و خارجی مورد بررسی قرار گرفته است و نتایج نشان داد که همزمانی بکارگیری واحدهای حرکتی در بین دو عضله واستوس داخلی و خارجی، درحین انقباض ایزومتریک و انجام حرکت در زنجیره بسته بالاتر بوده است [۱۰]. یکی از روشهای پیشنهادی برای تقویت عضلات زانو، انجام تمرین درمانی در هر دو زنجیره باز و بسته و با ایجاد تغییر در دامنه های مختلف چرخش تیبیا، چرخش هیپ و ادکشن است. تمرینات ادکشن هیپ بطور انتخابی برای تقویت عضله واستوس مایل داخلی استفاده شود چرا که بخشی از این عضله از ادکتورماگنوس و بخشی از آن از عضله ادکتورلانگوس منشا گرفته است [۱۱]. تاثیر ادکشن هیپ برای اثرگذاری روی فعال شدن بیشتر عضله واستوس مایل داخلی هنوز نوعی عدم توافق باقی مانده است و بعضی مطالعات فعالیت بیشتر عضله واستوس مایل داخلی در سنجش با واستوس خارجی را با همزمان شدن با ادکشن هیپ گزارش می کنند، در حالی که بقیه این عقیده را قبول ندارند. تفاوت هایی که در پارامترهای تمرین اعمال می شود (از قبیل نوع انقباض، زاویه مفصل، سرعت زاویه ای و قوس حرکتی) می تواند دلیل این نتایج متفاوت باشد [۱۲]. در مطالعات مختلف تلاش کرده اند افزایش فعالیت عضله واستوس مایل داخلی را با دستکاری تعدادی از متغیرها ایجاد کنند. تغییر در ماهیت تمرین (زنجیره باز یا بسته)، نوع انقباض (کانسنتریک، اکسنتریک و ایزومتریک)، وضعیت اندام و تغییر در درجه چرخش تیبیا و یا فمور و تغییر با اضافه کردن ادکشن یا ابدکشن هیپ از جمله فاکتورهایی هستند که احتمالا می توانند بر روی عملکرد عضله واستوس مایل داخلی تاثیرگذار باشند [۱۳]. فعالیت با هم عضلات واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی با حرکات مچ پا نیز در ارتباط است. فعالیت عضله چهارسر رانی همزمان و یا ۱۰۰ میلی ثانیه زودتر از عضلات مچ پا رخ می دهد و در وضعیتهایی که برای ثبات زانو مورد نیاز است مثل ایستادن روی پاشنه پا و یا انگشتان پا در افراد سالم این همزمانی فعالیت وجود دارد. دیده شده است که فعالیت عضله سولئوس یک تخلیه الکتریکی در فیبرهای Ia و Ib متصل به نورونهای حرکتی خودش و همچنین نورونهای حرکتی عضله چهارسر رانی تولید می کند. فیبرهای Ia اثر تحریکی روی نورونهای حرکتی هر دو عضله سولئوس و چهارسر رانی دارند، در حالی که فیبرهای Ib اثر مهاری روی این نورونهای حرکتی دارند. چگونگی مکانیسم حفظ توازن بین این تحریک و مهار در این نورونهای حرکتی هنوز واضح نیست [۱۴]. با توجه به آنچه در مورد محاسن تمرینات زنجیره بسته و نقش وضعیت اندام تحتانی و مچ پا بر روی

www.SID.ir

Archive of SID

عملکرد عضله کوادریسپس گفته شد، هدف از این مطالعه بررسی تاثیر چرخش هیپ، در زوایای مختلف چرخشی ران و در حالتی که فرد کاملا روی پنجه های پا ایستاده است، بر فعالیت الکتریکی عضلات چهارسر زانو است.

مواد و روش ها

این مطالعه شبه تجربی روی ۳۵ زن سالم غیر ورزشکار در رده سنی ۱۸ تا ۳۶ سال که به روش غیر تصادفی ساده در دسترس انتخاب شدند انجام شد. معیارهای ورود به مطالعه شامل افراد جوان سالم با میانگین سنی ۱۸ تا ۳۶ سال [۱۳]، بدون سابقه گزارش درد در سه ماه گذشته در بیش از دو نمونه از فعالیت های شامل: دویدن، پریدن، زانو زدن، نشستن دراز مدت، بالا و پایین رفتن از پله ها [۱۱]، نداشتن سابقه جراحی زانو یا اندام تحتانی [۱۱]، نداشتن هر گونه سابقه ی آسیب اسکلتی عضلانی در هیپ، زانو و مچ پا [۱۵،۱۴،۱۱] و دارا بودن شاخص توده بدنی زیر ۳۰ [۱۶] بود. معیار خروج از مطالعه نداشتن تمایل فرد به ادامه همکاری در هر قسمت از کار و یا بروز هر گونه مشکل اسکلتی عضلانی حین مطالعه بود. اهداف و نحوه اجرای تحقیق با بیان یکسان برای تمام افراد توضیح داده شده و در صورت پذیرش فرد برای شرکت در طرح، رضایت نامه کتبی گرفته شد. فعالیت الکتریکی عضلات رکتوس فموریس و واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی با سیستم الکترومیوگرافی سطحی (دستگاه EMG سطحی[1] پرتابل Biometrics مدل Datalog ساخت کشور انگلستان) ثبت شد و از الکترودهای سطحی نقره–کلراید نقره با اندازه سطح تشخیصی ۲ سانتیمتر استفاده شد. سیگنال های الکترومیوگرافی با پهنای باند ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز بود. همه ثبت ها از عضلات پای غالب فرد گرفته شد. برای مشخص شدن آن از فرد خواستیم ۳ بار توپی را با پا شوت کند. پایی که به تعداد بیشتر برای ضربه زدن به توپ استفاده کند پای غالب درنظر گرفته شد [۷]. آزمونها در یک مکان ثابت و درمحدوده ساعتی مشخص انجام شد. قبل از ثبت پتانسیل الکتریکی عضلات تحت مطالعه، سطح پوست تراشیده شده و سمباده کشیده شد و با الکل ۷۰٪ تمیز شد [۱۵]. برای تعیین محل الکترودگذاری از استانداردهای SENIAM استفاده شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضله رکتوس فموریس، الکترود سطحی در ۵۰ درصد فاصله خطی که خار خاصره قدامی فوقانی[2] را به قسمت فوقانی پاتلا وصل می کرد قرار می گیرد. برای ثبت فعالیت الکتریکی از عضله واستوس مایل داخلی الکترود سطحی در۸۰ درصد فاصله خطی ما بین خارخاصره قدامی فوقانی و فضای مفصلی کناره قدامی داخلی لیگامان قرار می گرفت. برای ثبت فعالیت الکتریکی از عضله واستوس خارجی الکترود سطحی در ۲/۳ فاصله خط بین خارخاصره قدامی فوقانی و کناره خارجی پاتلا در جهت فیبرهای عضله قرار می گرفت. الکترود رفرنس به دور مچ پا بسته می شد [۱۷]. در پایان ، لمس بالک عضله نیز در وضعیت انجام تست برای اطمینان از محل قرارگیری الکترود به کار می رفت [۱۵].

پیش از انجام مطالعه اصلی، نیاز است تستMVIC[3] به عنوان یک مرجع استاندارد برای مقایسه تغییر فعالیت الکترومیوگرافی بین نمونه ها و عضلات مختلف محاسبه شود تا اطلاعات حاصل از مطالعه به صورت درصدی از MVIC نرمالیزه شود. نرمالیزیشن داده های الکترومیوگرافی برای افزایش پایایی و کاهش تاثیر تفاوت های میان افراد روی اطلاعات الکترومیوگرافی ثبت شده استفاده می گردد. ابتدا نمونه برای انجام تست MVIC آموزش می دیدند. پوزیشن فرد در حالت نشسته روی صندلی بود و الکترودهای سطحی برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات رکتوس فموریس و واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی به بدن بیمار متصل می شد. سپس، بعد از حدود ۵ دقیقه استراحت، نمونه ها یک حداکثر MMT[4] را در زاویه ۴۵ درجه فلکشن زانو در مقابل مقاومتی که به وسیله یک فرد تراپیست اعمال می شد انجام می دادند. انقباض از پای غالب فرد گرفته و درجه فلکشن زانو با گونیامتر اندازه گیری می شد. همه نمونه ها با دستور شفاهی برای به کار بردن حداکثر نیرو تشویق می شدند. انقباض برای ۵ ثانیه حفظ و این روند ۳ بار با فاصله ۳ دقیقه استراحت بین هر انقباض تکرار می شد و بیشترین مقدار به عنوان MVIC در نظر گرفته می شد [۱۸].

قبل از ورود به تست اصلی نیز، یک دوره آشنایی با جـزییات مراحل انجام تست را که با بیان یکسـان برای همه افراد شرکت کننده صورت می گرفت. برای گرم کردن نیز از کشش[5] عضلات کوادریسپس، همسترینگ، عضلات کاف و ادکتورهای ران به صورت نگه داشتن کشش برای ۳۰ ثانیه و سه تکرار کشش برای هر عضله استفاده شد [۱۹،۱۱].

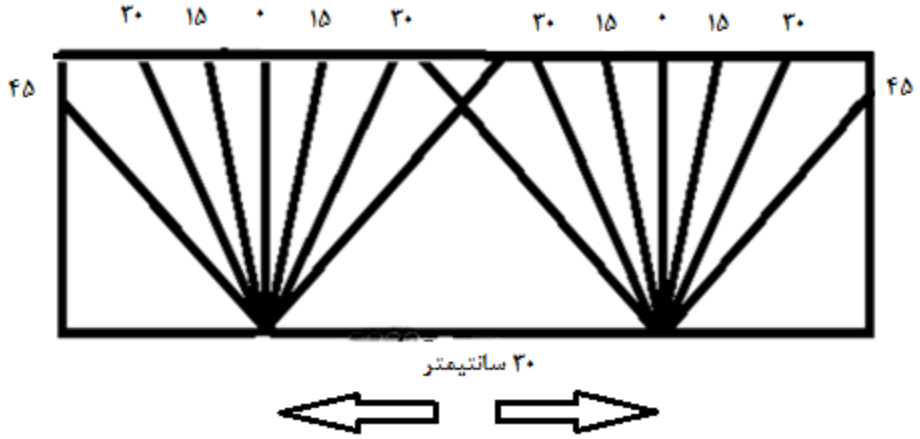
فعالیت الکتریکی عضلات تحت مطالعه در حالتی که فرد کاملا روی پنجه های پا ایستاده است و در وضعیت های نوترال هیپ، چرخش داخلی هیپ در زاویـه ۱۵ درجه، چرخش داخلی هیپ در زاویه ۳۰ درجه، چرخش داخلی هیپ در انتهـای دامنه ممکن که انگشتان به هم برخورد

1. Surface electromyography
2. Anterior superior iliac spain
3. Maximum voluntary isometric contraction
4. Manual muscle testing
5. Stretching

www.SID.ir

Archive of SID

می کنند، چرخش خارجی هیپ در زاویه ۱۵ درجه، چرخش خارجی هیپ در زاویه ۳۰ درجه، چرخش خارجی هیپ در زاویه ۴۵ درجه ثبت شد. برای مشخص شدن زاویه چرخش هیپ صفحه ای طراحی شد که دو خط موازی با فاصله ۳۰ سانتیمتر از هم در دو سمت صفحه به عنوان خط راهنما جهت دامنه صفر درجه قرارداد می شد ند. خطوطی در دو جهت از این دو خط موازی با زوایای ۱۵ و ۳۰ و ۴۵ درجه کشیده شد. این خطوط برای اندازه گیری دامنه های مختلف چرخش هیپ در این مطالعه قرارداد شدند (شکل ۱).



تصویر ۱: صفحه طراحی شده برای تنظیم زاویه های چرخش

فرد بصورتی روی صفحه می ایستاد که خط وسط (صفر درجه)، وسط استخوان کالکانئوس در خلف و از انگشت دوم پا در قدام عبور کند. به عبارت دیگر، در بررسی هر کدام از زوایای مورد نظر در مطالعه، خط مشخص کننده آن زاویه از وسط کالکانئوس و انگشت دوم پا عبور می کرد. موقعیت فرد برای شروع در حالت ایستاده و دستها پهلوی فرد آویزان، و پاها روی زمین و حدود ۳۵درجه از هم فاصله داشت [۱۴]. فرد برای شروع ثبت پاشنه را از زمین جدا کرده و کاملا روی پنجه ها می ایستاد. برای انجام آن، از نمونه ها به طور شفاهی خواسته می شد که آماده باشند، تنه را صاف نگه دارند، روی پنجه ها بایستند، ۵ ثانیه در آن وضعیت بمانند و سپس به حالت اولیه برگردند [۱۳]. نمونه ها هر حرکت را ۳ بار با فواصل استراحت ۳۰ ثانیه بین آنها انجام می دادند [۷]. در این حالت اثر خستگی احتمالی حذف می شد [۱۶]. بین یک وضعیت و دادن وضعیت بعدی در دامنه تغییر چرخش هیپ ، یک فاصله ۴ دقیقه ای استراحت به نمونه داده می شد [۱۱]. در این فاصله ۴ دقیقه ای استراحت، فرد از روی صفحه کنار رفته روی صندلی می نشست و برای انجام ثبت الکترومیوگرافی در زاویه بعد، مجددا روی صفحه می ایستاد و موقعیت کف پا جهت قرار گرفتن خط وسط استخوان کالکانئوس تا عبور از انگشت دوم بررسی می شد. انتخاب وضعیتهای مختلف برای ثبت فعالیت الکترو میوگرافی به صورت تصادفی صورت می گرفت تا در حد امکان احتمال اثر گذاری وضعیتهای ثابت روی ثبت و نتایج مطالعه به حداقل برسد. داده های حاصل از ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات رکتوس فموریس و واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی به شکل پارامتر RMS[۶] و به صورت درصدی از MVIC و با فرمول زیر محاسبه و نرمالیزه شد:

$$\text{Normalized EMG} = [\text{EMG Activity} - \text{EMG Rest} / \text{EMG MVIC} - \text{EMG Rest}] \times 100$$

سپس داده های خام از اطلاعات تحقیق، در برنامه Excel جمع بندی شده و با نرم افزار SPSS نسخه ۱۸ و با بهره گیری از آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه وتحلیل قرار گرفت. بدین منظور، برای تایید نرمال بودن داده های نرمالایز شده الکترو میوگرافی از آزمون یک نمونه ای Kolmogorov-Smimov و برای مقایسه میانگین فعالیت عضلات در موقعیتهای مختلف از تحلیل واریانس اندازه های مکرر با یک عامل درون موردی استفاده گردید. مقایسه زوجی[۷] نیز به روش بونفرونی[۸] انجام شد. در این تحقیق خطای نوع اول آزمون ۰،۰۵ در نظر گرفته شد.

6. Root mean square
7. Pair wise comparison
8. Bonferroni

www.SID.ir

Archive of SID

یافته ها

این مطالعه روی ۳۵ نمونه زن سالم صورت گرفت. مشخصات دموگرافیک نمونه ها شامل میانگین و انحراف معیار متغیرهای سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی نمونه ها در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱: آمار توصیفی مشخصات دموگرافیک نمونه ها (n=۳۵)

	انحراف معیار	میانگین	حداکثر	حداقل
سن	۴/۸۲	۲۵/۶۲	۳۶	۱۸
قد	۷/۰۷	۱۶۲/۸۵	۱۷۹	۱۵۱
وزن	۸/۵۳	۶۰/۸۴	۷۹	۳۴/۸۰
شاخص توده بدنی	۲/۶۱	۲۲/۸۴	۲۷/۴۳	۱۸/۰۲

آزمون One-Sample Kolmogorov-Smimov، نرمال بودن توزیع داده های نیروی نرمالایز شده را نشان داد (p=۰/۱۱). در جدول ۲ شاخص های آماری مربوط به متغیر فعالیت عضلات نرمالایز شده در ۷ زاویه و ۳ عضله با مقدار احتمال p=۰/۱۱ آمده است.

جدول۲: شاخص های آماری مربوط به متغیر فعالیت نرمالایز شده ۳ عضله در ۷ زاویه (n=۳۵)

فعالیت عضله و زاویه مربوط	حداقل فعالیت	حداکثر فعالیت	میانگین	خطای معیار
رکتوس فموریس در ۱۵ درجه چرخش داخلی	۱/۴۳	۷۰/۲۷	۲۲/۰۵۴	۳/۲۲۹۸۱
رکتوس فموریس در ۳۰ درجه چرخش داخلی	۱/۰۶	۸۸/۲۷	۳۰/۱۴	۴/۳۴۵۹۸
رکتوس فموریس در ٤٥ درجه چرخش داخلی	۰/۳	۹۴/۱۱	۲۷/۷۷۸۵	۴/۰۳۸۶۸
رکتوس فموریس در وضعیت نوترال	۱/۸۹	۸۷/۸۸	۲۲/۵۱۳۱	۳/۵۸۷۸۴
رکتوس فموریس در ۱۵ درجه چرخش خارجی	۰/۲۹	۹۵/۵۸	۲۴/۷۱۳۷	۳/۷۲۱۲۸
رکتوس فموریس در ۳۰ درجه چرخش خارجی	۰/۹۱	۱۶۱/۲۴	۲۷/۹۰۳۹	۵/۶۲۷۳۲
رکتوس فموریس در ٤٥ درجه چرخش خارجی	۰/۳۱	۶۸/۳۱	۲۰/۲۸۵۰	۳/۲۱۱۵۳
واستوس مایل داخلی در ۱۵ درجه چرخش داخلی	۱/۴۷	۸۸/۹۱	۲۸/۴۰۶۶	۳/۷۸۹۰۳
واستوس مایل داخلی در ۳۰ درجه چرخش داخلی	۲/۱	۷۸/۵۴	۳۲/۵۸۶۵	۴/۰۰۶۴۴
واستوس مایل داخلی در ٤٥ درجه چرخش داخلی	۳/۳۸	۲۰۱/۰۷	۴۳/۶۹۴۰	۷/۵۶۶۳۳
واستوس مایل داخلی در وضعیت نوترال	۱/۱۴	۸۸/۶۸	۲۶/۸۴	۴/۵۶۳۴۳
واستوس مایل داخلی در ۱۵ درجه چرخش خارجی	۱/۱۶	۱۰۶/۷۳	۲۸/۰۶۲۹	۴/۶۶۳۷۳
واستوس مایل داخلی در ۳۰ درجه چرخش خارجی	۰/۹۷	۲۹۷/۸۸	۳۶/۲۶۰۳	۹/۸۵۵۹۶
واستوس مایل داخلی در ٤٥ درجه چرخش خارجی	۱/۰۶	۸۴/۸۱	۲۵/۶۹۰۹	۴/۲۷۱۵۵
واستوس خارجی در ۱۵ درجه چرخش داخلی	۳/۵۳	۱۵۰	۳۵/۲۸۷۶	۴/۹۹۴۰۴
واستوس خارجی در ۳۰ درجه چرخش داخلی	۳/۸۵	۱۱۸/۱۳	۳۹/۴۰۷۳	۵/۰۳۵۷۴
واستوس خارجی در ٤٥درجه چرخش داخلی	۲/۰۴	۲۰۳/۷۹	۴۶/۷۰۹۷	۶/۹۴۶۲۳
واستوس خارجی در وضعیت نوترال	۰/۸۱	۱۲۲/۴۷	۳۴/۲۶۵۰	۵/۷۴۱۲۹
واستوس خارجی در ۱۵ درجه چرخش خارجی	۰/۱۳	۱۲۵/۱۶	۳۴/۸۴۱۸	۵/۲۸۵۶۳
واستوس خارجی در ۳۰ درجه چرخش خارجی	۲/۲۵	۱۴۹/۴۶	۳۹/۹۹۱۶	۷/۱۸۴۳۷
واستوس خارجی در ٤٥ درجه چرخش خارجی	۰/۷۲	۸۶/۶۳	۲۷/۲۵۴۲	۴/۰۸۶۲۰

نتایج تحلیل واریانس اندازه های مکرر تک عاملی نشان داد که در ۳۰ درجه چرخش داخلی و ۳۰ و ۴۵ درجه چرخش خارجی اختلاف بین میانگین فعالیت سه عضله معنی دار نیست (در هر ۳ مورد p>۰/۰۵). در حالیکه در زاویه ۱۵ درجه چرخش داخلی با p=۰/۰۰۳، در زاویه ۱۵

www.SID.ir

Archive of SID

درجه چرخش خارجی با p=۰/۰۳۹، زاویه نوترال با p=۰/۰۰۳ و زاویه ۴۵ درجه چرخش داخلی با p=۰/۰۱۵ بین فعالیت عضلات اختلاف معنادار آماری وجود داشت.

مقایسه زوجی دو به دوی فعالیت عضلات به روش بونفرونی نشان داد که میزان فعالیت عضله واستوس خارجی در زاویه ۱۵ درجه چرخش داخلی از عضله رکتوس فموریس به طور معناداری بیشتر بود (p=۰/۰۰۲). در این زاویه اختلاف بین فعالیت دو عضله واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی (p=۰/۳۲۷) و دو عضله واستوس مایل داخلی و رکتوس فموریس (p=۰/۲۶۱)معنادار نبود.

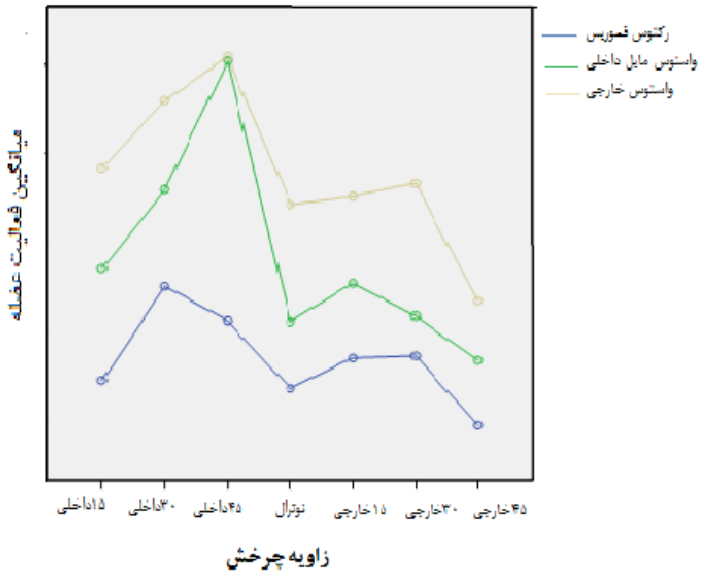
میزان فعالیت عضله واستوس خارجی در زاویه نوترال نیز از عضله رکتوس فموریس به طور معناداری بالاتر بود (p=۰/۰۰۴) در این زاویه اختلاف فعالیت بین دو عضله واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی(p=۰/۷۲)و دو عضله واستوس مایل داخلی و رکتوس فموریس (p=۰/۶۴۳) معنادار نبود.

همچنین میزان فعالیت عضله واستوس خارجی در زاویه ۱۵ درجه چرخش داخلی از عضله رکتوس فموریس به طور معناداری بیشتر بود (p=۰/۰۰۲). در این زاویه اختلاف بین فعالیت دو عضله واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی (p=۰/۳۲۷)و دو عضله واستوس مایل داخلی و رکتوس فموریس (p=۰/۲۶۱) معنادار نبود.

میزان فعالیت عضله واستوس خارجی در زاویه ۴۵ درجه چرخش داخلی نیز از عضله رکتوس فموریس به طور معناداری بیشتر بود (p=۰/۰۱۶). در این زاویه اختلاف بین فعالیت دو عضله واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی (p=۰/۰۰۱) و دو عضله واستوس مایل داخلی و رکتوس فموریس (p=۰/۱۰۵) معنادار نبود.

نمودار ۱ میانگین فعالیت این سه عضله را در ۷ وضعیت مورد مطالعه نشان می دهد.

نمودار ۱: میانگین فعالیت ۳ عضله را در ۷ وضعیت مورد مطالعه



بحث

نتایج تحقیق حاضر در مجموع گویای این بوده است که زوایای مختلف چرخش هیپ در زنجیره بسته،همراه با مداخله وضعیت ایستادن روی پنجه ها، نتایج متفاوتی را در میزان فعالیت عضلات رکتوس فموریس، واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی نسبت به هم نشان می دهد. اگر چه فرضیه ما که فعالیت بیشتر عضله واستوس مایل داخلی نسبت به واستوس خارجی بود تایید نشد اما در زوایای شامل دامنه ۱۵ درجه و انتهای چرخش داخلی، زاویه نوترال و ۱۵ درجه چرخش خارجی هیپ عضله واستوس خارجی نسبت به دو بخش دیگر عضله کوادریسپس بالاتر بود. در این زوایا، بالاتر بودن فعالیت عضله واستوس خارجی نسبت به فعالیت عضله رکتوس فموریس از نظر آماری معنادار بود، اما بالاتر بودن فعالیت بین عضله واستوس خارجی و واستوس مایل داخلی از نظر آماری معنادار نبوددر زوایای ۳۰ درجه چرخش داخلی و خارجی و ۴۵ درجه چرخش خارجی هیپ تفاوت معناداری بین فعالیت سه عضله به دست نیامد.

پیش از این هم مطالعاتی روی تاثیر زوایای چرخش هیپ بر تغییر فعالیت الکتریکی عضلات واستوس مایل داخلی و خارجی را انجام شده بود

www.SID.ir

Archive of SID

واین مطالعات نتایج متفاوتی ارائه داده بودند. در مطالعه ای که تاثیر چرخش داخلی و خارجی هیپ همراه با اکستنشن زانو توسط Laprade و همکاران انجام شده بود، اکستنشن زانو با روتیشن داخلی هیپ فعالیت الکتریکی بیشتر عضله واستوس مایل داخلی را نسبت به عضله واستوس خارجی نشان داده بود [۲۰]. در تحقیق دیگری که توسط Syke و همکاران انجام شد، اثر تمرین SLR[9] در زوایای مختلف چرخشی هیپ در حالتهای نوترال، چرخش داخلی و چرخش خارجی بر روی تغییر فعالیت عضلات واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی بررسی شد و نتایج نشان داد که انجام SLR با چرخش خارجی هیپ موثرتر از حالتهای دیگر مطالعه در افزایش فعالیت عضله واستوس مایل داخلی بود [۲۱]. در تحقیق دیگری توسط Kushion و همکاران تاثیر تمرینات مختلف SLR با وضعیت هیپ در چرخش خارجی و نوترال در دو حالت انجام تمرین به صورت SLRدر زنجیره باز و انجام تمرین به صورت Short Arc SLR که زانو در زاویه ۶۰ درجه فلکشن نگه داشته شده و مچ پا روییک میز ساپورت می شد نیز مقایسه شده و در نتایج تحقیق ذکر شده، تمرینات شامل Short Arc SLR اگرچه باعث فعالیت ترجیحی عضله واستوس مایل داخلی نشدند، در افزایش فعالیت هر دو عضله واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی موثرتر بودند [۲۲]. در موارد یاد شده اگرچه تاثیر چرخش هیپ روی فعالیت عضلات زانو یکی از مداخلات مطالعه بود، اما وضعیتهای تحت بررسی در زنجیره باز انجام شده بود.

در این پژوهش ما تاثیر وضعیت چرخش هیپ در زنجیره بسته را روی فعالیت عضلات رکتوس فموریس، واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی مورد مطالعه قرار دادیم. تستهای زنجیره بسته، با توجه به فانکشن طبیعی، با هدف تسهیل و برانگیختن بهینه عملکرد عضلانی نرمال طراحی می شود. این ویژگی اختصاصی در این تمرین ها، باعث می شود به عنوان تمرینات ایده آل تری برای افزایش توانایی فانکشنال عضله بکار روند. تمرینی که در زنجیره بسته انجام شود، تسهیل و افزایش فیدبک حس عمقی سیستم عصبی عضلانی را بهتر تامین می کند. از طرفی، بالانس نیز جزء کلیدی برای عملکرد روزانه است که وقتی ورزشها در زنجیره بسته انجام می شود، بطور چشمگیری بالا می رود [۴].

در مطالعه Serrao و همکاران روی بررسی تاثیر چرخش تیبیا در زنجیره بسته روی فعالیت الکتریکی عضله واستوس مایل داخلی و عضله واستوس بلند خارجی، در وضعیت Isometric Leg Press و زانو در ۹۰ درجه فلکشن با انقباض ساب ماگزیمال، نتایج نشان داد که در چرخش داخلی تیبیا فعالیت الکتریکی عضله واستوس بلند خارجی نسبت به واستوس مایل داخلی بیشتر بوده است و چرخش تیبیا در فعالیت ترجیحی تقویت عضله واستوس مایل داخلی موثر نبوده است [۱۵]. اگر چه وضعیت زانو و روش کار در این مطالعه با مطالعه ما فرق داشته است ولی از نظر بسته بودن زنجیره حرکتی شبیه هم بوده اند و نتیجه ای که گزارش نموده بودند با نتایج ما همخوانی داشت، چون در مطالعه ما نیز عضله واستوس مایل داخلی افزایش فعالیت نسبت به دو عضله دیگر تحت مطالعه نشان نداد.

در مطالعه ای که Elton در سال ۲۰۱۱ انجام داد اثر وضعیت مچ پا روی تغییر فعالیت عضلات واستوس مایل داخلی و واستوس خارجی در زنجیره بسته مورد بررسی قرار گرفت و نتایج آن مطالعه نشان داد که در حالتی که فرد روی انگشتان پا می ایستد و یک حرکت اغتشاشی قدامی خلفی به پشت زانو وارد می شود، می تواند روی فعالیت عضله واستوس مایل داخلی تاثیر گذار باشد و در حقیقت یک هم زمانی بین فعالیت عضلات مچ پا و عضله کوادریسپس دید [۱۴]. این نتایج پایه گذار طراحی ما در روش کار شده بود که به عنوان مداخله، ایستادن روی پنجه را به حرکات چرخش هیپ اضافه نموده بودیم و همان طوری که در پیش اشاره شد نتیجه کار ما تسهیل فعالیت عضله واستوس مایل دلخلی را نشان نداد. لازم به ذکر است که بر خلاف مطالعه Elton، در مطالعه ما هیچگونه اغتشاشی در حین انجام کار وارد نمی شد.

در مجموع می توان نتیجه گیری کرد که اگرچه عموما تمرینات زنجیره بسته به دلیل خاصیت به کارگیری همزمان عضلات در ثبات و تعادل بیشتر مورد قبول و موثر هستند، اما در وضعیت مورد مطالعه در این پژوهش، در حالتی که فرد روی پنجه های پا می ایستد، نه تنها افزایش فعالیت عضله واستوس مایل داخلی به عنوان ثبات دهنده دینامیک پاتلا نسبت به عضله واستوس خارجی در هیچ یک از وضعیت های مورد مطالعه ملاحظه نشد، بلکه فعالیت عضله واستوس خارجی نسبت به دو عضله دیگر افزایش نشان داده است.اگر چه این اختلاف فعالیت نسبت به فعالیت عضله رکتوس فموریس در زوایای ۱۵ درجه چرخش خارجی و نوترال و ۱۵ و ۴۵ درجه چرخش داخلی معنادار بود و اختلاف فعالیت عضله واستوس خارجی نسبت به فعالیت عضله واستوس مایل داخلی در هیچکدام از وضعیتها معنادار نبود، با این حال به علت بالاتر بودن فعالیت عضله واستوس خارجی در همه وضعیتهای مطالعه، بر اساس نتایج این مطالعه وضعیت ایستادن روی پنجه پا را نمی توان برای تقویت اختصاصی عضله واستوس مایل داخلی توصیه کرد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از از پایان نامه کارشناسی ارشد در رشته فیزیوتراپی به نگارش ندا بابادی، به راهنمایی آقای دکتر محمد محسن روستایی

9. Striate leg raise

www.SID.ir

Archive of SID

می باشد. بدین وسیله از تمام افرادی که ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند و از دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی برای حمایت های علمی و در اختیار گذاشتن امکانات لازم برای انجام پژوهش تشکر وقدردانی می نماییم.

منابع

1. Song CY, Lin JJ, Jan MH, Lin YF. The role of patellar alignment and tracking in vivo: The potential mechanism of patellofemoral pain syndrome. Phys Ther Sport. 2011;12(3):140-7.
2. Liebensteiner MC, Szubski C, Raschner C, Krismer M, Burtscher M, et al. Frontal plane leg alignment and muscular activity during maximum eccentric contractions in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. Knee. 2008;15(3):180-6.
3. Sheehan FT, Borotikar BS, Behnam AJ, Alter KE. Alterations in in vivo knee joint kinematics following a femoral nerve branch block of the vastus medialis: Implications for patellofemoral pain syndrome. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2012;27(6):525-31.
4. Vincent E. Patellofemoral Rehabilitation . Oper Tech Orthop. 2007;17:257-264.
5. Felicio LR, Baffa Ado P, Liporacci RF, Saad MC, De Oliveira AS,et al. Analysis of patellar stabilizers muscles and patellar kinematics in anterior knee pain subjects. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(1):148-53.
6. Christou EA. Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patellofemoral pain. J Electromyogr Kinesiol. 2004;14(4):495-504.
7. Choi B, Kim M, Jeon HS. The effects of an isometric knee extension with hip adduction (KEWHA) exercise on selective VMO muscle strengthening. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(6):1011-6.
8. Nobre TL . Comparison of exercise open kinetic chain and closed kinetic chain in the rehabilitation of patellofemoral dysfunction . Fisioterapia em Movimento [Physical Therapy in Movement] 2011 Jan-;24(1):167-172.
9. Boling MC, Bolgla LA, Mattacola CG, Uhl TL, Hosey RG. Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. Arch Phys Med Rehabil 2006;87:1428-35.
10. Mellor R, Hodges PW. Motor Unit Synchronization of the Vasti Muscles in Closed and Open Chain Tasks . Arch Phys Med Rehabil 2005;86(4):716-21
11. Coqueiro KR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, et al. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. J Electromyogr Kinesiol. 200;15(6):596-603.
12. Wong YM, Straub RK, Powers CM. The VMO:VL activation ratio while squatting with hip adduction is influenced by the choice of recording electrode. J Electromyogr Kinesiol. 2013;23(2):443-7.
13. Blacker LH, Enjuanes N, Smith P, Worthington D. The effect of limb position, exercise mode and contraction type on overall activity of VMO and VL. Physical Therapy in sport. 2006;7(2):87-92
14. Elton CT Ng, Mara PY Chui, Aggie YK Siu, Vaniel WN Yam, Gabriel YF Ng. Ankle positioning and knee perturbation affect temporal recruitment of the vasti muscles in people with patellofemoral pain. Physiotherapy 2011;97(1):65-70.
15. Serra F, Cabral C, Berzin F , Candolo C . Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. Phys Ther Sport. 2005; 6(1):15-23.
16. Irish SE, Millward AJ, Wride J, Haas BM, Shum GL. The effect of CKC exercise and OKC exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. J Strength Cond Res. 2010;24(5):1256-62.
17. www.seniam.org
18. Lin HT, Hsu AT, Chang JH, Chien CS, Chang GL. Comparison of EMG Activity Between Maximal Manual Muscle Testing and Cybex Maximal Isometric Testing of the Quadriceps Femoris. J Formos Med Assoc. 2008;107(2):175-80.
19. 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 . Phys Ther Sport. 2013 Feb;14(1):44-9.
20. Laprade J, Culham E, Brouwer B. Comparasion of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis obliqe in persons with and without patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 1998;27(3):197-204.
21. Syke K, Wong Y . Electrical activity of vastus medialis oblique muscle in straight leg exercise with different angle of hip rotation. Physiotherapy. 2003;89(7):423-30.
22. Kushion D, Rheaumez J, Kopchitz K, Jinn J.H. EMG Activation of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Four Rehabilitative Exercises. J Open Rehabilitation January 2012;5:1-7.

www.SID.ir