

تعیین شرایط تمرینی بهینه برای تقویت انتخابی عضله پهن داخلی مایل نسبت به عضله پهن خارجی با استفاده از مدل سازی عضلانی اسکلتی

چکیده

فرزام فرهمند^۱، سیدحسین حسینی^{۲*}،
محمد مهدی سیفی^۱

۱. گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک،
دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

۲. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی
و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

دریافت: ۱۳۹۴/۱/۱۸ پذیرش: ۱۳۹۴/۹/۲۵

هدف: هدف این تحقیق یافتن شرایط تمرینی بهینه برای تقویت انتخابی عضله پهن داخلی مایل نسبت به عضله پهن خارجی بود.

روش‌ها: به این منظور، یک مدل عضلانی اسکلتی از اندام تحتانی در محیط نرم افزار OpenSim ساخته شد. با مدل سازی تفصیلی مفاصل تیپوفمورال و پاتلوفمورال از یکسو و شش شاخه عضلانی برای اجرای عضله چهار سررانی از سوی دیگر، شرایط تمرینی در سه حالت ایزومتریک، ایزوکینتیک و ایزوتونیک شبیه سازی شد. برای هر یک از شرایط تمرینی، کینماتیک حرکت و نیروی خارجی به مدل اعمال شد و پس از تحلیل دینامیک معکوس، نیروی هر یک از اجزای عضله چهارسررانی با استفاده از روش بهینه سازی استاتیکی به دست آمد. پیش بینی های مدل برای تأثیر پارامترهای زاویه زانو، سرعت حرکت، میزان بار خارجی و چرخش محوری ساق بر روی نسبت سطح فعالیت عضله پهن داخلی مایل به عضله پهن خارجی مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج حاکی از تأثیر زاویه زانو بر نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی بود و بیشترین میزان این نسبت در زوایای نزدیک به اکستنشن کامل زانو به دست آمد. سرعت حرکت و میزان بار خارجی تأثیر چندانی روی این نسبت نداشت. چرخش محوری ساق پا بر این نسبت تأثیرگذار بود به گونه ای که افزایش چرخش خارجی ساق پا با افزایش این نسبت همراه بود.

نتیجه گیری: نتایج تحقیق حاکی از این است که تمرین ایزوکینتیک تحت سرعت بالا و با بیشترین میزان چرخش خارجی ساق پا در زوایای نزدیک به اکستنشن کامل زانو می تواند به افزایش بیشینه نسبت فعالیت عضله پهن داخلی مایل به عضله پهن خارجی منجر شود.

کلید واژگان: مفصل زانو، مدل عضلانی اسکلتی، عضله پهن داخلی مایل، عضله پهن خارجی، چرخش محوری درشت نی

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی،
دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه
گیلان، رشت، ایران.

تلفن: ۰۹۱۹۹۱۹۶۲۷۵

Email: hoseini.papers@gmail.com

مقدمه

درد پاتلوفمورال است (۳) که در حدود ۲۵ درصد از آسیب های تشخیص داده شده در مفصل زانو را دربرمی گیرد (۴). این سندرم عبارت از احساس درد در اطراف و زیر استخوان کشکک، به ویژه در هنگام انجام فعالیت های مستلزم فلکشن و اکستنشن زانو در حین تحمل وزن بدن یا در هنگام نشستن با زانوی خم برای مدت زمان طولانی، می باشد (۵). این سندرم می تواند از تأثیری منفی بر شرکت در فعالیت های ورزشی یا فعالیت های زندگی روزانه برخوردار باشد

مفصل زانو، بزرگ ترین و پیچیده ترین مفصل بدن انسان است که خود از دو مفصل مجزا به نام مفاصل تیپوفمورال و پاتلوفمورال تشکیل شده است و هر دو این مفاصل در یک کپسول مفصلی قرار گرفته اند. مفصل زانو از آسیب پذیرترین مفاصل بدن است (۱، ۲). یکی از رایج ترین آسیب های مجموعه مفصلی زانو، سندرم

می‌آمیزند. لذا با تحریک تارهای عضله پهن داخلی مایل، کارایی لیگامنت پاتلوفمورال هم افزایش یافته و کشکک به سمت داخل کشیده می‌شود (۲۰). بر این اساس، هدف فیزیوتراپ‌ها و متخصصان حرکت‌درمانی، انتخاب تمریناتی است که به تقویت انتخابی عضله VMO منجر شود.

بنابراین محققان به منظور ایجاد عملکرد طبیعی در مفصل پاتلوفمورال تلاش کرده‌اند تا تمریناتی را برای تقویت عضلات به صورت انتخابی بیابند که در آن‌ها عضله VMO نسبت به عضله VL تحت فعالیت بیشتری قرار گیرد (۲۱-۲۸). آن‌ها به این منظور از هر دو نوع تمرینات زنجیره باز و زنجیره بسته استفاده کرده‌اند، اما تاکنون اغلب تلاش‌های انجام شده در این زمینه ناموفق بوده است. از جمله، پنگ و همکاران، به مقایسه اثرات آداکشن ایزومتریک ماکسیمال و ساب ماکسیمال هیپ در طی تمرین پرس پا از فلکشن ۹۰ درجه تا فول اکستنشن زانو، بر فعالیت VMO و VL پرداخته و بهبود اندک تا متوسطی را در نسبت فعالیت VMO به VL با هر دو نوع تمرین نشان دادند لیکن هیچ تفاوتی را در الگوی فعالیت VMO/VL بین این دو شیوه گزارش نکردند (۲۴). تنها مطالعه‌ای که نتایج موفق را در مورد تقویت انتخابی عضله VMO نسبت به VL گزارش کرده است، مقاله ویلیس و همکاران می‌باشد که در آن حرکت رکاب زدن با چرخش خارجی ساق پا به عنوان راه حل افزایش نسبت فعالیت عضله VMO به VL پیشنهاد شده است (۲۹). اما مکانیزم عملکرد عضلات در تمرین پیشنهادی ناشناخته است و در مورد اثرگذاری آن تردید وجود دارد.

بنابراین هدف از انجام این تحقیق، یافتن شرایطی بود که با انتخاب مناسب متغیرهای تمرینی موجب کسب بیشترین نسبت فعالیت عضله VMO به VL شود. به این منظور از یک مدل عضلانی اسکلتی استفاده شد و تأثیر متغیرهای مختلف، شامل نوع تمرین (ایزومتریک، ایزوکینتیک و ایزوتونیک)، سرعت حرکت اکستنشن زانو، بار خارجی و نیز چرخش محوری ساق پا، بر روی نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی در حین برخی از رایج‌ترین تمرینات تقویتی مربوط به این عضلات، یعنی تمرینات مقاومتی اکستنشن زانو در حالت نشسته با سرعت کنترل شده، مورد بررسی قرار گرفت.

در پژوهش حاضر نویسندگان فرض کردند که افزایش زاویه زانو منجر به افزایش نسبت فعالیت عضله VMO به VL خواهد

(۶). ویژگی اصلی این سندرم، حرکت غیرطبیعی استخوان کشکک و انحراف آن به سمت خارج در حین حرکت در شیار کشکک ران می‌باشد (۵).

هر چند مطالعات زیادی در مورد عوامل این بیماری انجام شده است، ولی مکانیزم اصلی بروز آن همچنان ناشناخته است. با وجود این، برخی از محققان بیان می‌کنند که تغییرات بیومکانیکی ایجاد شده در اندام تحتانی، عامل اصلی بروز این سندرم است (۷، ۸). در بین رایج‌ترین عوامل بیومکانیکی وابسته با سندرم درد پاتلوفمورال، عدم تعادل استاتیکی و دینامیکی خودنمایی می‌کند (۷). از جمله مهمترین عوامل عدم تعادل دینامیکی عبارت از عدم تعادل قدرت در عضلات چهارسر رانی، به ویژه اجزای داخلی و خارجی این گروه عضلانی، می‌باشد (۷، ۹، ۱۰).

گروه عضلات چهارسر رانی که در بخش قدامی استخوان ران قرار گرفته و از نقش مهمی در پایداری عملکردی زانو برخوردار است، شامل عضلات راست رانی، پهن بینابینی، پهن داخلی و پهن خارجی می‌شود (۱). نیروی این عضلات نقش مهمی را در تعیین تعادل موجود در بین نیروی داخلی و خارجی در مفصل پاتلوفمورال ایفا می‌کند (۱۱-۱۳). به ویژه با توجه به جهت امتداد تارهای عضلانی در عضلات پهن داخلی و خارجی، به نظر می‌رسد که این عضلات از نقش مهمی در جابجایی و تیلت استخوان کشکک به سمت داخل یا خارج برخوردار باشند. چنین پیشنهاد شده است که عدم تعادل در بین نیروهای عضله پهن داخلی و پهن خارجی می‌تواند موجب حرکت غیرطبیعی کشکک در شیار کشککی ران و در نتیجه افزایش سندرم درد پاتلوفمورال شود. در برخی از منابع، این دو عضله خود به دو زیر شاخه عمودی و مایل تقسیم شده‌اند که البته در مورد وجود مستقل این زیرشاخه‌ها هنوز هم اتفاق نظر وجود ندارد (۱۴-۱۸). اخیراً عدم تعادل قدرت در بین زیرشاخه‌های مایل این عضلات به عنوان عامل جابجایی استخوان کشکک به سمت خارج و ایجاد سندرم درد پاتلوفمورال شناخته شده است (۱۹).

مطالعات نشان می‌دهند که تقویت بیشتر عضله پهن داخلی مایل (VMO) نسبت به عضله پهن خارجی (VL) می‌تواند سبب بازگشت کشکک به درون شیار کشکک ران شده و عامل تأثیرگذاری در پیشگیری و درمان سندرم درد پاتلوفمورال باشد. همچنین بیان شده است که تارهای عضله پهن داخلی مایل در محل اتصال به کشکک با تارهای لیگامنت پاتلوفمورال داخلی (MPFL) درهم

عضلات چهارسررانی به صورت شش عضله مجزا در نظر گرفته شدند: عضله راست رانی (RF)، عضله پهن بینایی (VI)، عضله پهن داخلی عمودی (VML)، عضله پهن داخلی مایل (VMO)، عضله پهن خارجی عمودی (VLL)، عضله پهن خارجی مایل (VLO). برای عضلات RF، VI، VML و VLL، نقاط اتصال به استخوان های و ران از مدل Delp و همکاران (۳۰) استخراج شد. نقطه اتصال VMO به استخوان ران، نقطه مشترک تاندون عضلات آداکتور بلند و آداکتور بزرگ (۱۵، ۱۷) و نقطه اتصال آن به استخوان کشکک، رتیناکولوم داخلی در نظر گرفته شد (۱۵، ۱۸، ۲۰، ۳۲). نقطه اتصال VLO به استخوان ران، لایه میان عضله ای خارجی در نظر گرفته شد که روی ران بین عضلات VLL و دوسر رانی واقع است (۱۴). همچنین، نقطه اتصال VLO به استخوان کشکک، رتیناکولوم خارجی در نظر گرفته شد (۱۸، ۲۰، ۳۲).

عضلات به صورت رشته نیروهایی در نظر گرفته شدند که از نقاط اتصال به استخوان ها و نقاط میانی عبور می کنند. نقاط میانی شامل دو نوع نقاط میانی ثابت (Fixed via points)، که رشته عضله همواره از آن ها عبور می کند و نقاط میانی شرطی (Conditional via points) که تنها در زوایای خاصی عمل می کنند، در نظر گرفته شدند. نقاط میانی شرطی امکان می دهند که در زوایای بالای زانو که عضلات حول قسمت دیستال ران می پیچند، رشته عضله از داخل استخوان عبور نکند. برای RF و VI دو نقطه میانی در نظر گرفته شد که هر دو از نوع شرطی هستند و از زاویه ۸۵ درجه به بالا به ترتیب ظاهر می شوند. برای هر کدام از چهار عضله دیگر، پنج نقطه میانی در نظر گرفته شد که سه نقطه از نوع ثابت و دو نقطه از نوع شرطی هستند. دو نقطه از سه نقطه میانی ثابت، چرخش عضلات از پشت ران به جلوی آن را اعمال می کنند و نقطه ثابت سوم که به فاصله کمی از محل اتصال عضله به کشکک جای گرفته است زاویه ورود به کشکک را، مطابق آنچه در ادبیات آمده است، تأمین می نماید (۱۸، ۳۲). دو نقطه میانی شرطی، شرط عدم داخل شدن عضله در استخوان ران در زوایای بیش از ۷۵ درجه را تأمین می کنند (شکل ۱). انتخاب نقاط میانی در تطابق کیفی با مرجع (۱۸) و به گونه ای انجام شد که تغییرات طول عضله برحسب زاویه زانو به صورت یکنواخت انجام پذیرد.

برای مدل ریاضی عضله، از مدل Muscle ۱۹۹۳ Schutte، نرم افزار OpenSim استفاده شد. برای تحلیل نیروی عضله توسط این مدل،

شد. همچنین فرض شد که سرعت حرکت از تأثیر معنی داری بر نسبت فعالیت VMO به VL برخوردار نخواهد بود. بعلاوه، فرض گردید که مقدار بار خارجی وارد شده به مدل مورد نظر، بر نسبت مذکور تأثیر معنی داری نخواهد داشت. در نهایت فرض شد که چرخش خارجی ساق پا می تواند موجب افزایش این نسبت شود.

روش شناسی

مدل سازی عضلانی اسکلتی

مدل سازی استخوان ها و مفاصل

برای تعیین هندسه استخوان ها، شامل استخوان های لگن، ران، کشکک، درشت نی، نازک نی، کف پا و انگشتان از آرشیو مدل های OpenSim برگرفته از مقاله Delp و همکاران (۳۰) استفاده شد. ابعاد استخوان ها برحسب نسبت های آنترپومتریک تعریف شده و در مرحله بعد مقیاس شدند. دستگاه مرجع هریک از استخوان ها در قالب پرونجهای هندسه به مدل وارد شد که دستگاه استخوان منطبق بر دستگاه مرجع زمین در نظر گرفته شد. نحوه قرارگیری استخوان ها نسبت به هم، با تعریف محل دستگاه مرجع هر استخوان در دستگاه مرجع استخوان قبلی تعیین شد. برای تعیین مشخصات جرم و مکان مرکز جرم استخوان ها از داده های مقاله Arnold و همکاران (۳۱) استفاده شد.

در تعریف مفاصل هیپ و زانو در محیط OpenSim، چگونگی حرکت دستگاه مرجع هر استخوان نسبت به دستگاه مرجع استخوان دیگر به صورت درجات آزادی مناسب منظور شد. مفصل زانو شامل دو درجه آزادی شامل چرخش و باز و بسته شدن از روبرو تعریف شد که در تعریف چرخش زانو، دستگاه مرجع استخوان درشت نی نسبت به محور عمودی دستگاه مرجع استخوان ران چرخش می کند. استخوان کشکک در دستگاه مختصات درشت نی تعریف شد که در نتیجه با حرکت چرخشی درشت نی نسبت به ران، استخوان کشکک نیز به همان میزان چرخش خواهد داشت. برای جابه جایی های استخوان کشکک در حین باز و بسته شدن زانو از قید استفاده شد. حرکات استخوان کشکک نظیر چرخش، تیلت، جابجایی و غیره در قالب اسپیلاین هایی برحسب زاویه زانو با استفاده از داده های حاصل از مطالعه Delp و همکاران (۳۰) توصیف شدند.

مدل سازی عضلات

فیبر و طول بهینه، مقدار Tendon Slack Length برای هر عضله به دست آمد که به عنوان ورودی به مدل وارد گردید.

برای تعیین حداکثر نیروی ایزومتریک هر عضله، از حاصل ضرب تنش ماکزیم عضلانی در سطح مقطع فیزیولوژیک عضله (PCSA) استفاده شد. تنش ماکزیم برای کلیه عضلات برابر ۰/۶۱ نیوتون بر سانتی متر مربع در نظر گرفته شد (۳۱). همچنین سطح مقطع عضلات از داده‌های مطالعه Farahmand و همکاران (۱۸) به دست آمد. در مطالعه مزبور، سطح مقطع هر کدام از شش عضله به صورت درصدی از سطح کل عضلات چهارسرانی آمده است. در این مطالعه سطح کل از مقاله Arnold و همکاران (۳۱) استخراج شده و با استفاده از درصدهای مذکور، سطح مقطع هر کدام از عضلات برآورد گردید. بارگذاری و تحلیل مدل

حرکت اکستنشن زانو در حالتی که فرد به صورت نشسته قرار دارد بر روی مدل عضلانی اسکلتی اعمال شد. در این حالت، مفصل هیپ در ۸۵ درجه ثابت شده است و زاویه زانو از ۱۲۰ تا صفر تغییر می‌یابد. خروجی‌های آناتومیکی مدل عضلانی اسکلتی، طول عضله‌ها و بازوی گشتاور عضلات برحسب زاویه زانو می‌باشند که با داشتن طول عضله‌ها و زمان، سرعت انقباض عضلات هم به دست می‌آید. برای یافتن شدت فعالیت عضلات در شرایط مختلف، سه تمرین استاندارد (ایزومتریک، ایزوکیٹیک، ایزوتونیک) با استفاده از ابزارهای تحلیلی موجود در OpenSim شبیه‌سازی شدند. بدین منظور ابتدا با اعمال نیروی خارجی مناسب و وارد کردن سینماتیک حرکت، تحلیل دینامیک معکوس انجام پذیرفت. در تمرین‌های ایزومتریک و ایزوکیٹیک، بار خارجی اعمال شده به مدل از مطالعه Yoon و همکاران (۳۳) استخراج شد که در آن اثر گشتاور ناشی از وزن پا نیز اعمال شده است. خروجی تحلیل دینامیک معکوس، گشتاور مفاصل برای تولید سینماتیک وارد شده تحت نیروهای خارجی اعمال شده می‌باشد. به این ترتیب در هر زاویه، گشتاور زانو به دست آمد و با داشتن بازوی گشتاور هریک از عضلات در آن زاویه، معادله‌ای بین نیروی شش عضله در هر زاویه به دست آمد.

در مرحله بعد به منظور تعیین چگونگی توزیع نیرو بین شش عضله، از ابزار بهینه‌سازی استاتیکی نرم‌افزار OpenSim استفاده شد. تابع هدف بهینه‌سازی، مجموع مربعات فعالیت‌ها انتخاب شد که در طی روند بهینه‌سازی، مینیمم می‌شود. به این ترتیب در هر زاویه شدت فعالیت هریک از عضلات به دست آمد.



شکل ۱. عدم تداخل مسیر عضلات با استخوان ران

ضروری است طول بهینه عضله (L_0)، طول عضله در هر زاویه زانو، سرعت انقباض عضله، بازوی گشتاور عضله در هر زاویه زانو و حداکثر نیروی ایزومتریک معلوم باشند. برای تعیین طول عضله، بازوی گشتاور و سرعت انقباض، از خروجی مدل عضلانی اسکلتی استفاده شد که مستقیماً به ابزار تحلیل نرم‌افزار منتقل می‌شوند. طول بهینه هر عضله با استفاده از رابطه ۱ به دست آمد:

$$L_0 = L_f \times \cos PA + \text{Tendon Slack Length (1)}$$

که در آن L_0 طول بهینه عضله، L_f طول تار عضله، PA زاویه تار عضله (Pennation Angle) و Tendon Slack Length طولی از تاندون است که از این طول به بعد، عضله قادر به اعمال نیرو می‌باشد. پارامترهای فوق برای عضلات RF، VI، VML، VLL با استفاده از داده‌های Arnold و همکاران (۳۱) تعیین شدند. برای اعمال طول بهینه عضلات به مدل، نخست ابعاد استخوان‌ها با اعمال ضریب مناسب به گونه‌ای تغییر یافتند که طول بهینه عضله RF با طول آن در حالت اکستنشن کامل هیپ و زانو برابر باشد. سپس برای سه عضله دیگر، نقاط میانی ثابت توری تغییر یافتند که در عین تغییر نکردن مسیر کلی هر عضله، طول بهینه آن با طول عضله در اکستنشن کامل زانو انطباق یابد.

در مورد دو عضله مایل، طبق مقاله فرهمند و همکاران (۱۸)، طول تار عضلات VMO و VLO کمی کمتر از طول فیبرهای VML و VLL می‌باشد. لذا طول فیبر هر یک از عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی مایل، برابر ۰/۹ طول فیبر بخش عمودی همان عضله در نظر گرفته شد. با توجه به اعمال زوایای اتصال به کشکک برای عضلات VMO و VLO در قالب اضافه کردن نقاط میانی روی مدل عضلات، زاویه تار برای این عضلات معادل صفر انتخاب شد. طول بهینه عضلات مایل همانند سایر عضلات برابر طول عضله در حالت اکستنشن کامل زانو در مدل مقیاس شده در نظر گرفته شد. بدین ترتیب با استفاده از رابطه ۱ و داشتن سه پارامتر طول فیبر، زاویه

۳ نشان داده شده است. چنانکه مشاهده می شود بر اساس پیش بینی مدل، سرعت تمرین اثر قابل توجهی بر نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی ندارد. این نتیجه با نتایج گزارش شده در مطالعات پیشین که در شکل ۳ نشان داده شده است، تطابق دارد.

اثر بار خارجی

پیش بینی مدل در مورد تأثیر بار خارجی وارده بر نسبت سطح فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی در شکل ۴ نشان داده شده است. به منظور مقایسه با گزارش های پیشین، نتایج مطالعه Akima و همکاران (۳۹) نیز در شکل نمایش داده شده است. چنانکه مشاهده می شود مدل هیچ گونه تغییر خاصی را در نسبت فعالیت ها به ازای بارهای مختلف پیش بینی نمی کند. در حالی که مقاله یاد شده کاهش نسبت سطح فعالیت را با افزایش بار نشان می دهد. شایان ذکر است که این نمودار به صورت مستقیم در مقاله Akima و همکاران (۳۹) آورده نشده است و این نسبت ها با استفاده از داده های گزارش شده برای هر یک از عضلات داخلی و خارجی تحت بارهای مختلف، به دست آمده اند و ممکن است به دلیل بازه میانگین گیری (هر ۲۵ درجه بین ۹۰- تا ۱۵۰-) دقیق نباشند.

اثر چرخش محوری ساق پا

پیش بینی های مدل در مورد اثر چرخش محوری ساق بر نسبت سطح فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی، برای دو حالت تمرین ایزومتریک و ایزوکتیک در شکل های ۵ و ۶ نشان داده شده اند. برای حالت ایزومتریک، سه وضعیت چرخش داخلی، خارجی و

برای یافتن بهترین تمرین جهت بیشینه کردن نسبت فعالیت VMO به VL در سه تمرین استاندارد، پارامترهای سرعت، بار خارجی و پوزیشن قرارگیری ساق پا در مدل تغییر داده شدند. سرعت حرکت شامل چهار گزینه ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در نظر گرفته شد. در تمرین ایزوکتیک، پنج پوزیشن چرخش محوری ساق پا، شامل چرخش محوری داخلی به میزان ۵ درجه، بدون چرخش، و چرخش محوری خارجی با مقادیر ۵، ۱۰ و ۱۵ درجه در شرایط حرکت با سرعت ثابت ۱۲۰ درجه بر ثانیه به مدل اعمال شدند. در تمرین ایزوتونیک گشتاورهای ۳۰، ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ نیوتون متر به عنوان گشتاور ثابت زانو به مدل اعمال شدند. در تمرین ایزومتریک بیشینه، سه حالت چرخش خارجی ساق، چرخش داخلی ساق و بدون چرخش به مدل اعمال شدند. در هر یک از حالات فوق، نسبت سطح فعالیت عضلات به صورت جذر میانگین مربعات (RMS) روی کل بازه محاسبه شده و نتایج مقایسه شدند. به طور کلی، نسبت سطح فعالیت بخش داخلی عضلات چهارسرانی به بخش خارجی آن در قالب چهار نسبت مورد بررسی قرار گرفت که شامل نسبت دو به دوی عضلات به همراه میانگین بخش داخلی به میانگین بخش خارجی می باشد.

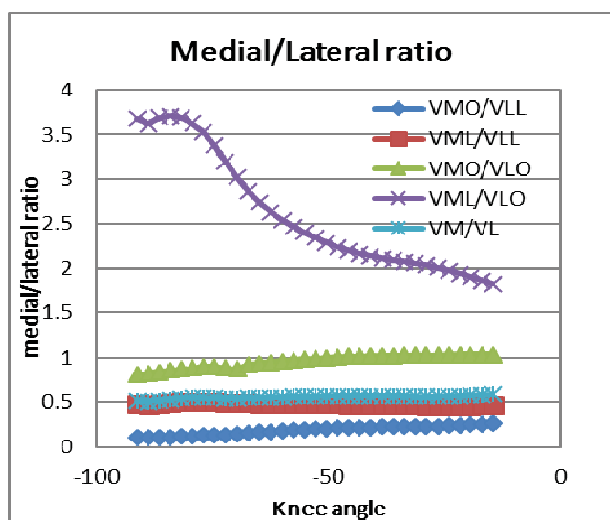
نتایج

اثر زاویه زانو

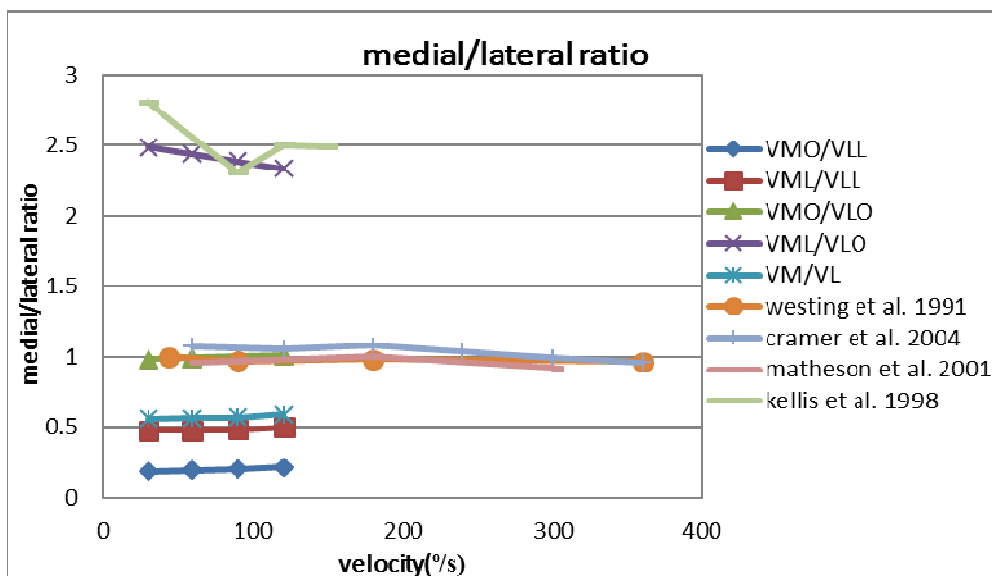
نتایج شبیه سازی تمرین ایزوکتیک برحسب زاویه زانو در شکل ۲ نشان داده شده است. به منظور امکان مقایسه با نتایج مطالعات پیشین، سرعت تمرین ایزوکتیک ۳۰ درجه بر ثانیه انتخاب شده است که همانند ادبیات موجود می باشد. با توجه به پیش بینی های مدل، با اکستنشن زانو، نسبت سطح فعالیت عضلات به طور کلی افزایش یافته است که این امر در ۲۵ درجه پایانی اکستنشن زانو بارزتر است. پیش بینی های مدل برای شبیه سازی حالت های تمرین ایزوتونیک و ایزومتریک نیز نتایج مشابهی به دست داد. به طوری که در کلیه موارد، نسبت سطح فعالیت عضلات VMO به VL با اکستنشن زانو افزایش می یافت. نتایج مشابهی نیز در ادبیات گزارش شده است (۲۹، ۳۴).

اثر سرعت حرکت

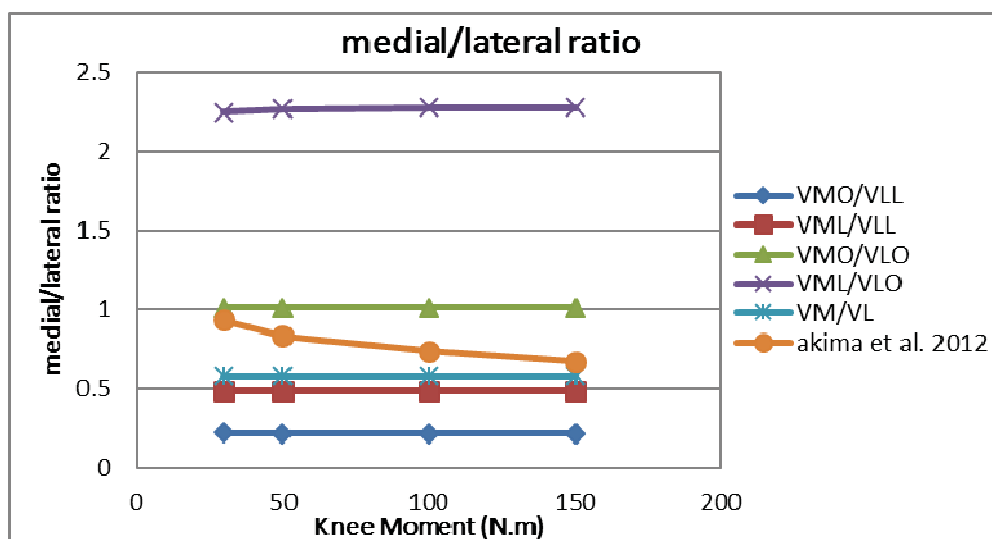
نتایج شبیه سازی تمرین ایزوکتیک برحسب سرعت حرکت در شکل



شکل ۲. نسبت فعالیت بخش داخلی عضلات به بخش خارجی برحسب زاویه زانو در تمرین ایزوکتیک با سرعت ۳۰ درجه بر ثانیه



شکل ۳. نسبت جذر میانگین مربعات فعالیت از ۹۰ تا ۱۵- درجه بخش داخلی عضلات به جذر میانگین مربعات فعالیت از ۹۰ تا ۱۵- درجه بخش خارجی برحسب سرعت‌های مختلف در کنار نتایج مشابه چهار مطالعه مرتبط (۳۸-۳۵)

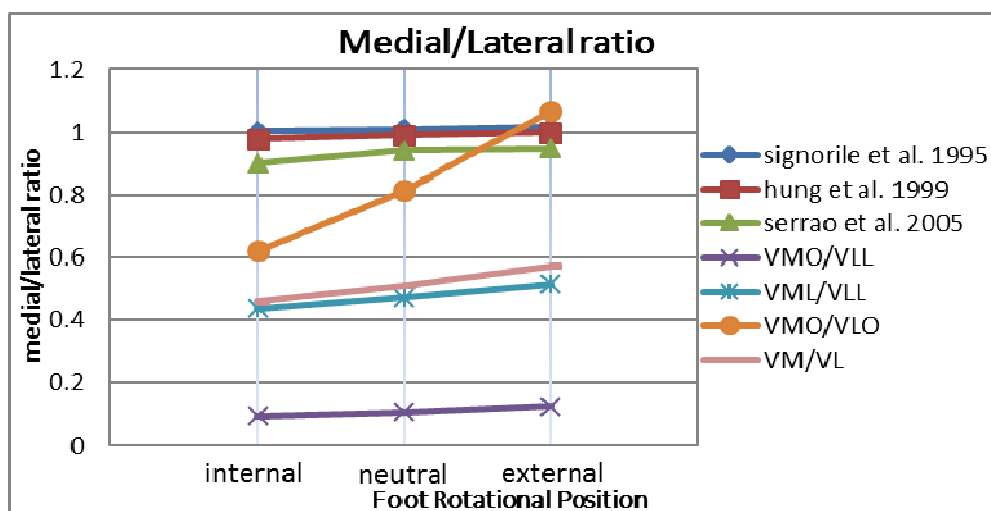


شکل ۴. نسبت جذر میانگین مربعات فعالیت از ۱۲۰- تا صفر درجه بخش داخلی عضلات به جذر میانگین مربعات فعالیت از ۱۲۰- تا صفر درجه بخش خارجی برحسب گشتاورهای مختلف زانو در کنار یک مطالعه مرتبط (۳۹)

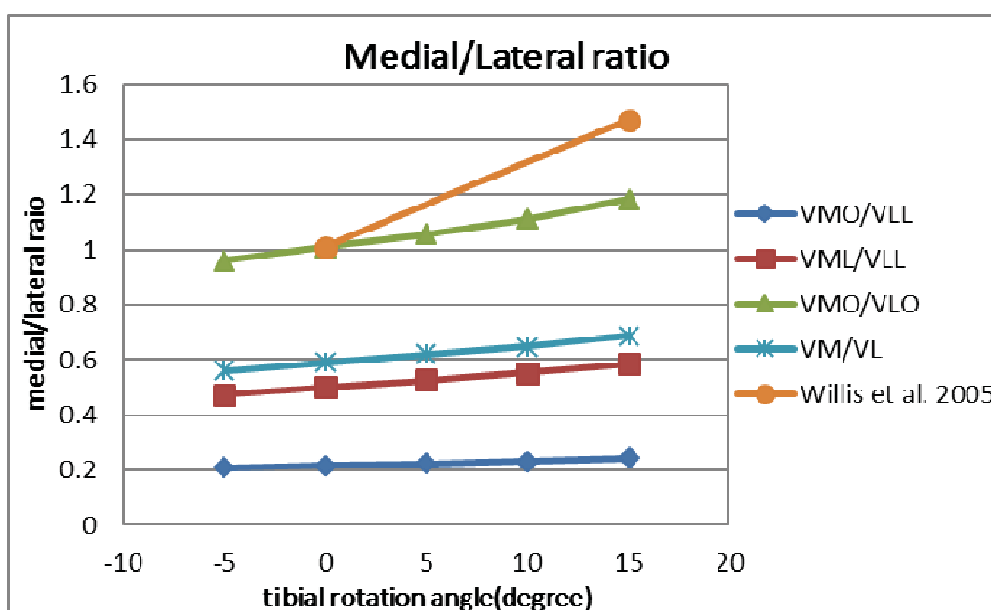
برحسب چرخش محوری ساق پا در ۵ زاویه نمایش داده شده است. اعداد مثبت نشانگر چرخش خارجی و عدد منفی نشانگر چرخش داخلی است. چنانکه مشاهده می‌شود بیشترین نسبت فعالیت در بیشترین چرخش خارجی حاصل می‌گردد که با مطالعه Willis و همکاران (۲۹) تطابق دارد.

بدون چرخش، با یکدیگر مقایسه شدند که نسبت فعالیت‌ها در شکل ۵ نشان داده شده است. ملاحظه می‌شود که نتایج مدل و ادبیات موجود، افزایش نسبت فعالیت را از روند چرخش داخلی به چرخش خارجی نشان می‌دهد و نتایج مدل در حالت ایزومتریک منطبق با ادبیات است.

همچنین، در شکل ۶ نسبت فعالیت بخش داخلی به بخش خارجی



شکل ۵. نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی به خارجی در حالت ایزومتریک در زاویه ۹۰- درجه زانو در سه وضعیت چرخش محوری ساق پا به همراه نتایج مقالات موجود (۲۶-۲۸)



شکل ۶. نسبت فعالیت بخش داخلی عضلات چهارسرانی به بخش خارجی این عضلات در تمرین ایزوکینتیک با سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه در پنج وضعیت چرخش محوری ساق پا. اعداد مثبت نشانگر چرخش خارجی هستند.

بحث

مورد استفاده در این تحقیق، در نظر گرفتن زانو به صورت مفصلی با دو درجه آزادی بود. در حالی که در اغلب مدل‌های عضلانی اسکلتی پیشین، زانو به صورت مفصلی با یک درجه آزادی (مفصل لولایی) در نظر گرفته شده است و از حرکت چرخش محوری ساق پا صرف نظر شده است. مدل‌سازی تفصیلی شش شاخه عضلانی برای عضله چهارسرانی نیز از نوآوری‌های دیگر مدل مورد استفاده

هدف این مطالعه یافتن شرایطی برای تمرین عضلات چهارسرانی بود که منجر به بیشینه شدن نسبت فعالیت عضله پهن داخلی مایل به عضله پهن خارجی شود. به این منظور از مدل‌سازی عضلانی اسکلتی اندام تحتانی استفاده شد. از نوآوری‌ها و ویژگی‌های جالب توجه مدل

نداشت. علت این ناهمخوانی می‌تواند به دلیل تفاوت موجود در روش مورد استفاده برای تعیین این نسبت در این دو تحقیق باشد. در تحقیق اکیم و همکاران، این نسبت با استفاده از داده‌های گزارش شده برای هر یک از عضلات داخلی و خارجی تحت بارهای مختلف به دست آمده است و ممکن است به دلیل بازه باز میانگین‌گیری (هر ۲۵ درجه بین ۹۰- تا ۱۵-) از دقت کافی برخوردار نباشد.

در مورد تأثیر چرخش محوری ساق پا بر نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی، فرض شده بود که چرخش خارجی ساق پا می‌تواند موجب افزایش این نسبت شود. نتایج به دست آمده از تحقیق، این فرض را مورد حمایت قرار داد. بر اساس نتایج به دست آمده از این تحقیق، چرخش محوری ساق پا از بیشترین تأثیر بر نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی برخوردار بود به گونه‌ای که چرخش خارجی ساق پا با افزایش قابل ملاحظه‌ای در نسبت مذکور همراه بود. این افزایش در تمرین ایزوکیتیک به مراتب از تمرین ایزومتریک بیشتر بود. نتیجه به دست آمده در این مورد با نتایج به دست آمده از تحقیقات پیشین (۲۶-۲۹) همخوانی دارد. بنابراین نتایج به دست آمده از این تحقیق نشان می‌دهد که شرایط تمرینی بهینه برای بیشینه کردن نسبت فعالیت عضله VMO به عضله VL شامل تمرین اکستنشن ایزوکیتیک با بیشترین چرخش محوری ساق پا به خارج و تحت حداکثر سرعت ممکن در زوایای نزدیک به اکستنشن کامل زانو می‌باشد. دلیل انتخاب بیشترین سرعت، کاهش گشتاور خارجی اعمال شده به مفصل زانو در سرعت‌های بالاتر می‌باشد که این موضوع موجب کاهش فشار در مفصل زانو می‌شود و بنابراین از نتیجه مطلوب‌تری در کاهش سندرم درد پاتلوفمورال برخوردار خواهد بود.

ذکر این نکته لازم است که اگرچه یکی از منافع استفاده از مدل‌های رایانه‌ای برای تجزیه و تحلیل نیروی عضلات چهارسر رانی در شرایط متفاوت تمرینی این است که می‌توان مدل مورد نظر را به دفعات در هر زاویه‌ای از فلکشن زانو تحت بار قرار داد و بنابراین امکان تجزیه و تحلیل‌های آماری با استفاده از اندازه‌گیری‌های مکرر را امکان‌پذیر ساخت، با وجود این، برای اعتبارسنجی نتایج به دست آمده از این گونه مطالعات به انجام بررسی‌های آزمایشگاهی در شرایط واقعی نیاز می‌باشد. بنابراین پیشنهاد می‌شود که مطالعه‌ای تجربی انجام گرفته و در آن، نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی با استفاده از روش اندازه‌گیری فعالیت الکترومایوگرافی

در این تحقیق است که در مدل‌های پیشین سابقه نداشته است. در شبیه‌سازی تمرینات حرکتی توسط مدل، سه نوع تمرین ایزومتریک، ایزوکیتیک و ایزوتونیک بر روی مدل اعمال شد و تأثیر پارامترهای زاویه زانو، سرعت حرکت، میزان بار خارجی و وضعیت چرخش ساق پا در شرایط مختلف بررسی شد. به طور کلی، نتایج به دست آمده از مدل‌سازی انجام گرفته در این تحقیق از توافق خوبی با ادبیات پیشین و نتایج تحقیقات گذشته برخوردار بود.

در مورد تأثیر زاویه زانو، فرضیه نویسندگان این بود که افزایش زاویه زانو منجر به افزایش نسبت فعالیت عضله VMO به عضله VL خواهد شد. نتایج به دست آمده از تحقیق، فرضیه مذکور را مورد حمایت قرار داد. بر اساس نتایج، با نزدیک شدن به وضعیت اکستنشن کامل زانو، نسبت فعالیت عضله پهن داخلی به عضله پهن خارجی افزایش می‌یابد که این وضعیت در مورد هر سه نوع تمرین ایزوکیتیک، ایزوتونیک و ایزومتریک صدق می‌کند. دلیل این امر به نظر می‌رسد به تغییرات رابطه طول-تنش این عضلات در زوایای مختلف، مربوط باشد؛ به طوری که انتظار می‌رود با نزدیک شدن به وضعیت اکستنشن کامل زانو، این رابطه بهبود یافته و بیشترین تنش در این عضلات تولید گردد (۳۴). نتایج به دست آمده با نتایج تحقیق Willis و همکاران (۲۹) و ژپانسکی و همکاران (۳۴) همخوانی دارد.

در مورد تأثیر سرعت حرکت، فرض شده بود که سرعت حرکت از تأثیر معنی‌داری بر نسبت فعالیت VMO به VL برخوردار نخواهد بود. نتایج به دست آمده از تحقیق، این فرض را نیز مورد حمایت قرار داد. بر اساس نتایج به دست آمده از این تحقیق، سرعت از تأثیر معنی‌داری بر نسبت فعالیت این دو عضله برخوردار نبود که این نتیجه با نتایج به دست آمده از تحقیقات پیشین (۳۵-۳۸) همخوانی دارد.

در مورد تأثیر میزان بار، فرض شده بود که مقدار بار خارجی اعمال شده به مدل مورد نظر، تأثیر معنی‌داری بر نسبت فعالیت VMO به VL نخواهد داشت. نتایج به دست آمده از تحقیق، این فرض را نیز مورد حمایت قرار داد. بر اساس نتایج به دست آمده از این تحقیق، هیچ گونه تفاوت معنی‌داری در نسبت فعالیت عضله VMO به عضله VL بین بارهای مختلف مشاهده نشد. این نتیجه با اطلاعات به دست آمده از تحقیق Akima و همکاران (۳۹) که کاهش نسبت فعالیت این دو عضله را به ازای افزایش بار نشان می‌دهد همخوانی

ناکارآمدی عضله پهن داخلی- به طور عام- و بخش مایل آن- به طور خاص- به عنوان یکی از علل اصلی بیماری مطرح بوده و هدف اساسی متخصصان توان بخشی و پزشکی ورزشی در این گونه شرایط، طراحی پروتکل های درمانی خاصی است که در آن ها عضله پهن داخلی مایل به طور انتخابی تقویت شود. در چنین مواردی توجه به نتایج این تحقیق می تواند راهگشا باشد.

تشکر و قدردانی

از پرسنل محترم آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه صنعتی شریف به خاطر همکاری های بی بدیلشان و دانشجویان دوره دکتری مهندسی مکانیک به خاطر زحمت طراحی مدل، کمال تشکر را داریم.

References

- 1) Oatis CA. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement. 2nd Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2009.
- 2) Floyd RT, Thompson CW. Manual of Structural Kinesiology. 19th Revised edition: McGraw-Hill Education - Europe, London, 2014.
- 3) Wilk KE, Reinold MM. Principles of patellofemoral rehabilitation. Sports Medicine and Arthroscopy Review 2001;9:325-36.
- 4) Devereaux MD, Lachmann SM. Patello-femoral arthralgia in athletes attending a Sports Injury Clinic. British journal of sports medicine 1984;18(1):18-21.
- 5) Watkins J. Structure and Function of the musculoskeletal system. 2nd Ed. Human Kinetics Publishers, 2010.
- 6) Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. The American journal of sports medicine 2002;30:447-56.
- 7) Tang SFT, Chen CK, Hsu R, Lew HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercise in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. Archives of physical medicine and rehabilitation 2001;82:1441-5.
- 8) Cowan SM, Bennell KL, Crossley KM, Hodges PW, McConnell J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. Archives of physical medicine and rehabilitation 2002;34:1879-85.
- 9) McGinty G, Irrgang JJ, Pezzullo D. Biomechanical consid

عضلات چهارسر رانی در شرایط مختلف تمرینی به کار گرفته شده در این تحقیق، به دست آید.

نتیجه گیری نهایی

بر اساس نتایج پژوهش حاضر، بهترین شرایط تمرینی برای بیشینه کردن نسبت فعالیت عضله پهن داخلی مایل به عضله پهن خارجی، تمرین اکستنشن ایزوکیٹیک زانو با بیشترین چرخش خارجی ساق پا و تحت حداکثر سرعت ممکن در زوایای نزدیک به اکستنشن کامل زانو می باشد. چنین یافته ای از اهمیت زیادی در بهبود اختلالات مزمن زانو از قبیل سندروم درد پاتلوفمورال و کندرومالاسی کشکک، برخوردار است. به عنوان مثال در چنین اختلالاتی، ضعف و

- erations for rehabilitation of the knee. Clinical Biomechanics 2000;15:160-6.
- 10) Callaghan MJ, McCarthy CJ, Oldham JA. Electromyographic fatigue characteristics of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome. Man Ther 2001; 6: 27-33.
- 11) Dhaher YY, Kahn LE. The effect of vastus medialis forces on patello- femoral contact: a model-based study. Journal of biomechanical engineering 2002;124:758-767.
- 12) Elias JJ, Bratton DR, Weinstein DM, Cosgarea AJ. Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation. Journal of Biomechanics 2006;39:865-872.
- 13) Lee TQ, McMahon PJ. Effects of simulated vastus medialis strength variation on patellofemoral joint biomechanics in human cadaver knees. Journal of rehabilitation research and development 2002;39:429-38.
- 14) Becker I, Baxter GD. The vastus lateralis muscle: An anatomical investigation. Clinical Anatomy 2010;23(5):575-585.
- 15) Peeler J, Cooper J. Structural parameters of the vastus medialis muscle. Clinical Anatomy 2005;18(4):281-289.
- 16) Barbaix E, Pouders C. Vastus medialis obliquus. Clinical Anatomy 2006;19(2):184-184.
- 17) Carlson K, Smith M. Cadaveric Analysis of the Vastus Medialis Longus and Obliquus and their Relationship to Patellofemoral Joint Function. Research Journal of Biological Science 2012;1(5):70-3.

- 18) 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 Orthopaedic Research* 1998;16:136-143.
- 19) Wong YM, & Ng GYF. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20:180-184.
- 20) Panagiotopoulos E, Strzelczyk P. Cadaveric study on static medial patellar stabilizers: the dynamizing role of the vastus medialis obliquus on medial patellofemoral ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2006;14(1):7-12.
- 21) Kushion D, Rheaume J. EMG Activation of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Four Rehabilitative Exercises. *Open Rehabilitation Journal* 2012;5(1):1-7.
- 22) Earl J, Schmitz R. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2001;11(6):381-386.
- 23) Coqueiro KRR, Bevilacqua-Grossi D. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2005;15(6):596-603.
- 24) Peng HT, Kernozek TW. 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):44-49.
- 25) 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. *Journal of Strength Conditioning Research* 2010;24(5):1256-1262.
- 26) Hung Y, Gross M. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1999;29(2):93.
- 27) Serrão FV, Cabral CMN. Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. *Physical Therapy in Sport* 2005;6(1):15-23.
- 28) Signorile JF, Kwiatkowski K. Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. *Journal of Strength Conditioning Research* 1995;9(3):182-187.
- 29) Willis FB, Burkhardt EJ. Preferential vastus medialis oblique activation achieved as a treatment for knee disorders. *Journal of Strength Conditioning Research* 2005;19(2):286-291.
- 30) Delp SL, Loan JP. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1990;37(8):757-767.
- 31) Arnold EM, Ward SR. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of biomedical engineering* 2010;38(2):269-279.
- 32) Bennett WF, Doherty N. Insertion orientation of terminal vastus lateralis obliquus and vastus medialis obliquus muscle fibers in human knees. *Clinical Anatomy* 1993;6(3):129-134.
- 33) Yoon TS, Park DS. Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei Medicine Journal* 1991;32(1):33-43.
- 34) Szczepanski T, Gross M. Effect of Contraction Type, Angular Velocity, and Arc of Motion on VMO: VL EMG Ratio. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1991;14(6):256.
- 35) Westing S, Cresswell A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1991;62(2):104-108.
- 36) Cramer JT, Housh TJ. Gender, muscle, and velocity comparisons of mechanomyographic and electromyographic responses during isokinetic muscle actions. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2004;14(2):116-127.
- 37) Kellis E, Baltzopoulos V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Medicine and science in sports and exercise* 1998;30:1616-1623.
- 38) Matheson JW, Kernozek TW. Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises. *Medicine and science in sports and exercise* 2001;33(10):1713-1725.
- 39) Akima H, Saito A. Inverse activation between the deeper vastus intermedius and superficial muscles in the quadriceps during dynamic knee extensions. *Muscle & nerve* 2013;47(1):682-690.

Determining the Optimum Training Conditions for Selective Strengthening of Vastus Medialis Oblique Muscle over Vastus Lateralis through Using Musculoskeletal Modeling

Farzam Farahmand¹,
Seyyed Hosein Hoseini^{2*},
Mohammad Mahdi Seifi¹

1. Department of Biomechanics,
School of Mechanical Engineering,
Sharif University of Technology,
Tehran, Iran.

2. Department of Sport Biomechanics,
Faculty of Physical Education & Sport Sciences,
University of Guilan, Rasht,
Iran.

* Corresponding author:
Department of Sport Biomechanics, Faculty
of Physical Education & Sport Sciences,
University of Guilan, Rasht, Iran
Tel: 09199196275
Email: hoseini.papers@gmail.com

Abstract

Received: April 7, 2015 Accepted: Dec. 16, 2015

Objective: The purpose of this study is to find the optimum training conditions for selective strengthening of the vastus medialis oblique muscle over vastus lateralis.

Methods: For this purpose, a musculoskeletal model of lower limb was developed by OpenSim software. Using a detailed tibiofemoral and patellofemoral joint modeling and six muscular branches for components of quadriceps femoris muscle on the other hand, training conditions were simulated in isometric, isokinetic and isotonic modes. For each training condition, the motion kinematic and external force was applied to the model. After analyzing the inverse dynamics, the force of each component of quadriceps femoris muscle was obtained through the statical optimization. Impact of knee angle, speed of movement, external loading level and axial tibial rotation on activity rate of vastus medialis oblique to vastus lateralis muscle was investigated based on the model.

Results: The results showed that the knee angle affect on this ratio and the highest ratio could be obtained in angles close to full extension of knee. Speed of movement and external load level would not affect the ratio. Meanwhile axial tibial rotation could affect this ratio in a way that increasing tibial external rotation was associated with increasing the ratio.

Conclusion: The results indicate that high-speed isokinetic training with highest levels of tibial external rotation in angles close to full extension of knee can result in increasing the maximum activity ratio of vastus medialis oblique to vastus lateralis muscle.

Keywords: knee joint, musculoskeletal model, vastus medialis oblique, vastus lateralis, axial tibial rotation

دکتر سید حسین حسینی، در سال ۱۳۹۴ درجه دکتری خود در رشته بیومکانیک ورزشی را از دانشگاه بوعلی سینا دریافت کرد و در مهرماه همان سال فعالیت خود را در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه گیلان به عنوان عضو هیئت علمی آغاز نمود. زمینه



تحقیقاتی ایشان ارگونومی و آنترپومتری در ورزش، بیومکانیک پوسچر و ناهنجاری های پوسچرال ورزشکاران و پاتومکانیک اندام تحتانی می باشد. ایشان دارای بیش از ۱۰ مقاله علمی پژوهشی به زبان فارسی، ۴ مقاله نمایه شده در مجلات انگلیسی زبان و ۸ مقاله ارائه شده در کنگره های بین المللی می باشد.

پروفسور فرزام فرهمند، در سال ۱۹۹۶ درجه دکتری خود در رشته مهندسی مکانیک گرایش بیومکانیک را از امپریال کالج لندن دریافت کرد. وی در سال ۱۳۷۶ به عنوان عضو هیات علمی در دانشگاه صنعتی شریف مشغول به کار شد و هم اکنون به عنوان استاد تمام دانشکده مهندسی



مکانیک آن دانشگاه و رئیس مرکز تحقیقات فناوری های توانبخشی عصبی هوشمند موفقیان (وابسته به دانشگاه صنعتی شریف)، مشغول به فعالیت های آموزشی و پژوهشی در زمینه های تحقیقاتی بیومکانیک صدمات عضلانی اسکلتی، مدلسازی و بیورباتیک می باشد. از ایشان بیش از ۷۰ مقاله نمایه شده در مجلات انگلیسی زبان، بیش از ۲۰ مقاله علمی پژوهشی در مجلات فارسی و بالغ بر ۱۵۰ مقاله در کنفرانس های بین المللی به چاپ رسیده است. ایشان همچنین دارای بیش از ۱۶ اختراع ثبت شده است.