المپیک
فصلنامه
سال سیزدهم ـ شماره ۳ (پیاپی ۳۱) پاییز ۱۳۸۴

تأثیر برنامهٔ تمرینی بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو

❖ **دکتر سیدرضا عطارزاده حسینی**، استادیار دانشگاه فردوسی مشهد
❖❖ **دکتر اسماعیل ابراهیمی**، استاد دانشگاه علوم پزشکی ایران
❖❖❖ **دکتر رضا قراخانلو**، دانشیار دانشگاه تربیت مدرس
❖❖❖❖ **دکتر حمید رجبی**، استادیار دانشگاه تربیت معلم

تاریخ دریافت مقاله: ۸۳/۱۱/۱
تاریخ تصویب مقاله: ۸۴/۴/۲۵

چکیده: هدف این تحقیق، مطالعهٔ تأثیر برنامهٔ تمرینی بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بسته زانو بود. بدین منظور، ۲۳ دانشجوی مرد سالم غیرورزشکار (سن ۸/ ۱۰ ± ۲۱ سال، وزن ۱۰ ± ۶۶ کیلوگرم و قد ۸ ± ۱۷۴ سانتی متر) انتخاب شدند. نخست با نصب الکترودهای دو قطبی روی موتور پوینت عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی، فعالیت الکتریکی (EMG) این عضلات از حالت طبیعی ایستادن در زوایای ۹۰- ۷۵-۶۰-۴۵-۳۰-۱۵-۰ درجهٔ زانو به وسیلهٔ دستگاه بیوفیدبک در مرحلهٔ پیش از تمرین ثبت و پس از ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه برنامهٔ وزنه تمرینی فزایندهٔ نیم اسکات، مجدداً آزمایش الکترومیوگرافی تکرار شد. پس از ثبت فعالیت الکتریکی به وسیلهٔ دستگاه بیوفیدبک و محاسبهٔ نسبت انتگرال فعالیت الکتریکی عضلات با کمک آزمونهای آماری تحلیل واریانس، تعقیبی توکی و t- وابسته، میانگینهای نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی مقایسه شدند و داده‌ها مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. نتایج نشان دادند که برنامهٔ تمرینی به ویژه ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین، بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو تأثیر معناداری داشته است، به طوری که با کاهش یا حذف اختلاف نسبت فعالیت الکتریکی این عضلات در زوایای مفصل زانو، الگوی فعالیت عضلات به نفع عضلهٔ پهن داخلی مایل تغییر یافته است که در نتیجه سبب بهبود عملکرد سازوکار اکستنسوری عضله چهار سر ران و افزایش دامنهٔ حرکتی کارای مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته شده است.

واژگان کلیدی: برنامهٔ تمرینی، نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی، زوایای زانو، زنجیرهٔ حرکتی بسته، درد کشککی - رانی

❖Email: Attarzadeh@ferdowsi.un.ac.ir

مقدمه

گروه عضلات چهارسرران به عنوان بازکننده‌ی اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی به شمار می‌روند که در بیشتر فعالیتهای حرکتی روزمره به ویژه مهارتهای ورزشی با تحمل و جابه‌جایی وزن در معرض فشار مستمر، استفاده بیش از حد و خستگی قرار دارند (۸). از آنجا که در یک مفصل، ثبات و تحرک دو عملکرد ناسازگار است، ممکن است یکی فدای دیگری شود (۱۶، ۳). با وجود این در مفصل زانو، هر دوی این عملکردها به سبب وجود فعالیت ارادی گروه عضلات چهارسرانی و همسترینگ؛ یعنی فعالیت هماهنگ و متقابل عضلات موافق و مخالف، انقباض همزمان آنها تأمین می‌شود (۱۲). از این‌رو، هنگام حرکت اکستنشن و فلکشن زانو، فعالیت متعادل و همزمان تمام بخشهای عضلهٔ چهارسرانی، به ویژه تعادل عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی، اهمیت خاصی دارد. در عملکرد، عضلهٔ پهن داخلی مایل به عنوان تنها ثبات‌دهنده فعالیت داخلی زانو در نظر گرفته شده است. با این حال، این عضله ضعیف‌ترین و حساس‌ترین بخش عضلهٔ چهارسرانی به شمار می‌رود که مستعد تورم است (۵). این عضله پس از درد و بی‌حرکتی، بسیار زود آتروفی می‌شود و نسبت به برنامهٔ توانبخشی نیز بسیار کند پاسخ می‌دهد؛ در صورتی که عضلهٔ پهن خارجی دارای سطح مقطع بزرگ‌تر و درصد بیشتری از تارهای با ویژگی آستانهٔ بالای تحریکی است و خیلی دیرتر دچار ضعف و تحلیل می‌شود و حتی در صورت ضعف عضلهٔ پهن داخلی مایل، با کشیدن کشکک به خارج موجب اختلال در سازوکار اکستنسوری زانو می‌شود. به همین دلیل، عضلهٔ پهن داخلی مایل نقش بسیار مؤثری در قرارگیری صحیح استخوان کشکک در راستای خط کشش عضلهٔ چهارسرانی دارد. قرارگیری مناسب استخوان کشکک، شرایط ممتازی را برای عضلهٔ چهارسرانی فراهم می‌کند تا بتواند از این موقعیت، بیشترین بهرهٔ مکانیکی را کسب کند و نمایش توانمندی از عملکرد خود به ویژه در فعالیت‌های اکستنشن مفصل زانو ارائه دهد (۲۲). از طرف دیگر، بی‌تعادلی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی سبب می‌شود که کشکک در راستای طبیعی خط کشش عضلهٔ چهارسرانی قرار نگیرد و سازوکار اکستنسوری عضلهٔ چهارسرانی دچار اختلال و در نهایت درد کشککی - رانی ایجاد شود (۱۷).

تحقیقات نشان می‌دهند که از هر چهار نفر، یک نفر به سندروم درد کشککی - رانی مبتلا می‌شود که در ورزشکاران شیوع آن بیشتر است (۱۴، ۱۰). فشارهای وارده به زانو که از پیاده روی، دویدن آرام روی زمین ناهموار، دویدن در سراشیبی، پرش، نشست و برخاست (اسکات)، بالا و پائین آمدن از پله، دوچرخه‌سواری، اسکی و وزنه‌برداری ناشی می‌شدند، از جمله فعالیتهایی هستند که احتمال بروز سندروم درد کشککی - رانی را تقویت می‌کنند (۲۱، ۱۰).

در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی، تغییری در اندازهٔ فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل، در مقایسه با عضلهٔ پهن خارجی گزارش شده است. ثبت فعالیت الکتریکی در افراد سالم و طبیعی، نسبت ۱:۱ را در عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی و نیز فعالیت تونیک را در عضلهٔ پهن داخلی مایل نشان داده است (۱۳، ۲). ثبت فعالیت الکتریکی در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی نشان می‌دهد که این

نسبت به کمتر از ۱ : ۱ می‌رسد و فعالیت عضلهٔ پهن داخلی مایل وارد مرحله‌ای (فاز یک) می‌شود که نشاندهنده کاهش فعالیت عضلهٔ پهن داخلی مایل نسبت به افزایش فعالیت عضلهٔ پهن خارجی است. همچنین، نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای گوناگون فلکشن زانو، در افراد سالم و مبتلا تغییر می‌کند (۲۲، ۱۳، ۵، ۲). در افراد سالم، عضلهٔ پهن داخلی مایل فعالیت بیشتری نسبت به عضلهٔ پهن خارجی در زوایای ۲۰ درجه فلکشن زانو نسبت به ۹۰ درجه نشان می‌دهد. اما در افراد مبتلا به درد کشککی - رانی، نسبت فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل به پهن خارجی در ۹۰ درجه بیشتر و در ۲۰ درجه کمتر می‌شود (۱). سازوکار این تغییرات عصبی - عضلانی هنوز به‌طور کامل روشن نشده است. اغلب پژوهشگران معتقدند که نبودن تعادل عصبی - عضلانی هنوز به‌طور کامل روشن نشده است. اغلب پژوهشگران معتقدند که نبودن تعادل عصبی - عضلانی بین عملکرد عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی، ممکن است از اختلال مکانیکی ناشی شود که به کاهش فعالیت عصبی - عضلانی عضله پهن داخلی مایل منجر می‌شود (۲۰، ۱۵، ۱۳، ۹). بنابراین، با توجه به اهمیت عملکرد متعادل این دو عضله و تفاوتهای ساختاری و آناتومیکی آنها، پاسخهای سازشی این دو عضله به برنامهٔ تمرینی با به‌کارگیری روشهای الکترومیوگرافی مطالعه شد. به علاوه، مقاله نیز تغییر الگوی فعالیت عضلات را در زوایای متفاوت و تعیین زوایای کارا و ناکارای قوس حرکتی بررسی کرد و به مطالعهٔ تأثیر برنامهٔ تمرینی بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل و پهن خارجی پرداخت.

روش‌شناسی تحقیق

روش اجرای این تحقیق از نوع نیمه تجربی بود. به‌طوری که در این روش، طرح پیش آزمون و پس آزمون با یک گروه در چهار مرحله به اجرا درآمد:

الف. جامعه و نمونهٔ آماری

جامعهٔ مورد مطالعه در این تحقیق را ۸۵۳ نفر از دانشجویان پسر دانشگاه فردوسی مشهد تشکیل دادند که در نیمسال دوم سال تحصیلی ۸۱-۸۰، واحد تربیت بدنی عمومی (۱) را انتخاب کرده بودند. نخست از این دانشجویان درخواست همکاری شد، سپس براساس پاسخ به پرسشهای عادت رفتاری، شرح حال و ارزیابی جسمانی، با استفاده از روش نمونه گیری غیرتصادفی ساده تعداد ۳۰ نفر از داوطلبان سالم (از نظر ارتوپدی، نورولوژیکی، داخلی و قلبی - عروقی) که حداقل پنج سال به‌طور منظم در فعالیت ورزشی شرکت نداشتند، انتخاب و ثبت‌نام شدند. هفت نفر از آنها در طول اجرای طرح به دلایل گوناگون حذف شدند و در نهایت، ۲۳ نفر با مشخصات (سن ۸/۱۰ ± ۲۱ سال، وزن ۱۰ ± ۶۶ کیلوگرم و قد ۸ ± ۱۷۴ سانتی‌متر) نمونهٔ آماری این تحقیق را تشکیل دادند.

ب. روش اجرا

نخست آزمودنیها وزن و با متر نواری ارتفاع قد ایستاده و نشستهٔ آنها اندازه‌گیری شد. سپس با استفاده از روشهای معمول و جدولهای استاندارد (۱)، محلهای موتورپوینت عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی روی پای برتر تعیین شدند. پس از تراشیدن موهای موضع و تمیزکردن پوست با الکل، الکترودهای دو قطبی یک بار مصرف به ابعاد ۴×۲

سانتی‌متر به ژل مخصوص الکتروکاردیوگرافی آغشته و در محلهای مشخص قرار داده شدند، به‌طوری که الکترود مثبت نزدیک به موتور پوینت عضله و الکترود منفی به فاصلهٔ ۲ سانتی‌متر پایین‌تر از راستای آن و الکترود زمین روی بخش استخوانی جلوی ساق (درشت نی) چسبانده شد. به منظور جلوگیری از جداشدن الکترودها از پوست و قطع تماس در طول حرکت، محل اتصال الکترودها با نوار پارچه‌ای (ولکرو) بانداژ شد. با نصب الکترودها به موتور پوینت عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی، آزمودنی در حالت طبیعی ایستادن قرار گرفت. در این حالت، کف پاها مانند الگوی راه رفتن با کمی **چرخش خارجی**[1] با زمین در تماس بودند و پاها به اندازهٔ عرض شانه‌ها از یکدیگر فاصله داشتند، به‌طوری که وزن روی هر دو پا به طور مساوی توزیع شد و با اثرگذاری کف پاها روی زمین به وسیلهٔ پودر سفید، به طور ارادی از چرخشهای داخلی یا خارجی پا جلوگیری شد. در این حالت از آزمودنی خواسته شد، در حالی که بالا تنه‌اش را نسبتاً مستقیم نگه داشته بود و برای حفظ تعادل کمی به جلو تمایل داشت. دستهایش را به صورت کشیده در مقابل بدن نگه دارد و در زوایای مورد نظری قرار گیرد که به وسیلهٔ گونیا متر متصل به زانوی پای غیربرتر تنظیم شده بود.

بعد از استقرار آزمودنی، فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بسته، در هفت زاویهٔ ۹۰-۷۵-۶۰-۴۵-۳۰-۱۵-۰ درجهٔ مفصل زانو در هر زاویه، به مدت ۱۰ ثانیه به وسیلهٔ دستگاه بیوفیدبک Procomp Encoder ساخت شرکت کانادایی Thought Technology ثبت شد. فاصلهٔ استراحت بین ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در بین زوایا، ۵ ثانیه در نظر گرفته شد. برای حذف دخالت احتمالی اثرخستگی استقرار در هر زاویه بر زاویهٔ دیگر، ترتیب انتخاب زاویه برای آزمایش به‌طور تصادفی انجام گرفت.

پس از ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه برنامهٔ وزنهٔ تمرینی فزایندهٔ نیم اسکات (۳ ست × ۱۰ تکرار × بار اضافی معادل ۳۰ تا ۱۰۰ درصد وزن بدن) مجدداً فعالیت الکتریکی عضلات، مانند شرایط پیش از تمرین ثبت شد.

پ. روشهای آماری

پس از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی عضلات به وسیلهٔ دستگاههای بیوفیدبک، دستگاه الحاقی MyOScan pro EMG Sensor و برنامهٔ نرم‌افزاری بیوفیدبک Procomp Software، دادهای خام به محیط Excel وارد شدند و به کمک نرم‌افزاری محقق ساخته، انتگرال و انتگرال تراکمی سطوح زیرمنحنی دو موج فعالیت الکتریکی عضلات برحسب میکروولت محاسبه و نسبت انتگرال فعالیت الکتریکی عضلات تعیین شد. سپس با بهره‌گیری از برنامهٔ آماری SPSS برای مقایسهٔ میانگین گروهها، از آنالیز واریانس (ANOVA) و آزمون آماری t- زوج (paired t-test) استفاده شد.

یافته های تحقیق

در این قسمت، نخست با کمک آمار توصیفی، آمارهای گرایش مرکزی و پراکندگی یافته‌های تحقیق محاسبه و نمودارها رسم شدند. سپس با بهره‌گیری

1.Turn-out

از آمار استنباطی (تحلیل واریانس و آزمون آماری t - زوج) مقایسهٔ میانگین گروهها انجام شد.

الف. توصیف داده ها

ب. مقایسه داده ها

نتایج جدول ۲ و استفاده از آنالیز واریانس بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو در

جدول ۱. آماره‌های مرکزی و پراکندگی نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو ـ پیش و پس از ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسهٔ برنامهٔ تمرینی

مرحله‌ها	پیش از تمرین		پس از ۸ جلسه تمرین		پس از ۱۶ جلسه تمرین		پس از ۲۴ جلسه تمرین	
زاویه (درجه)	میانگین (میکروولت)	انحراف (میکروولت)	میانگین (میکروولت)	انحراف (میکروولت)	میانگین (میکروولت)	انحراف (میکروولت)	میانگین (میکروولت)	انحراف (میکروولت)
۰	۰/۹۹۹	۰/۰۰۵۹۶	۱/۰۰۰	۰/۰۰۶۰۳	۰/۹۹۹	۰/۰۰۴۷۴	۱/۰۰۰	۰/۰۰۴۱۷
۱۵	۰/۹۹۸	۰/۰۲۲۴	۱/۰۰۰	۰/۰۲۷۱	۱/۰۰۱	۰/۰۲۳۶	۱/۰۰۳	۰/۰۳۰۲
۳۰	۰/۹۹۳	۰/۰۲۹۵	۰/۹۹۷	۰/۰۳۳۷	۰/۹۹۸	۰/۰۲۹۸	۰/۹۹۸	۰/۰۳۱۶
۴۵	۰/۹۹۳	۰/۰۳۱۱	۰/۹۹۳	۰/۰۳۹۲	۰/۹۹۶	۰/۰۳۶۵	۰/۹۹۶	۰/۰۴۰۷
۶۰	۰/۹۸۵	۰/۰۳۳۸	۰/۹۹۸	۰/۰۴۹۰	۰/۹۹۶	۰/۰۳۹۸	۰/۹۹۱	۰/۰۵۰۳
۷۵	۰/۹۷۲	۰/۰۳۶۴	۰/۹۹۸	۰/۰۴۹۶	۰/۹۹۵	۰/۰۵۲۳	۰/۹۹۳	۰/۰۵۶۸
۹۰	۰/۹۵۱	۰/۰۶۰۶	۰/۹۶۹	۰/۰۷۸۵	۰/۹۸۰	۰/۵۷۸	۰/۹۹۱	۰/۰۷۲۵

جدول ۲. آنالیز واریانس میانگینهای نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته پیش از تمرین

پیش از تمرین	مجموع مجذورات	درجهٔ آزادی	میانگین مجذورات	نسبت F	معناداری
بین گروهها	۰/۰۴۰۵	۶	۰/۰۰۶۷۵	۵/۵۴۸	۰/۰۰۰
درون گروهها	۰/۱۸۸	۱۵۴	۰/۰۰۱۲۱		
جمع کل	۰/۲۲۸	۱۶۰			

زنجیرهٔ حرکتی بسته هنگام انقباض ایزومتریک پیش از تمرین نشان می‌دهند که مقدار F محاسبه شده معنادار است ($p<۰/۰۵$).

از آنجا که نسبت F معنادار است، برای تعیین تفاوت بین میانگینها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. براساس نتایج به دست آمده از آزمون تعقیبی توکی مشخص شدند:

* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۰ و ۱۵؛ ۰ و ۳۰؛ ۰ و ۴۵؛ ۰ و ۶۵؛ ۰ و ۷۵ درجه، تفاوت معناداری وجود ندارد ($P<۰/۰۵$).

* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۱۵ و ۳۰؛ ۱۵ و ۴۵؛ ۱۵ و ۶۰؛ ۱۵ و ۷۵ درجه، تفاوت معناداری وجود ندارد ($P<۰/۰۵$).

* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۳۰ و ۴۵؛ ۳۰ و ۶۰؛ ۳۰ و ۷۵ درجه، تفاوت معناداری وجود ندارد ($P<۰/۰۵$).

* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۴۵ و ۶۰، ۴۵ و ۷۵ درجه، تفاوت معناداری وجود ندارد ($P<۰/۰۵$).

* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات

جدول ۳. آنالیز واریانس میانگینهای نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته پس از ۸ جلسه تمرین

پس از ۸ جلسه تمرین	مجموع مجذورات	درجهٔ آزادی	میانگین مجذورات	نسبت F	معناداری
بین گروهها	۰/۰۱۷۴	۶	۰/۰۰۲۹۰	۱/۴۰۵	۰/۲۱۶
درون گروهها	۰/۳۱۹	۱۵۴	۰/۰۰۲۰۷		
جمع کل	۰/۳۳۶	۱۶۰			

جدول ۴. آنالیز واریانس میانگین‌های نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته پس از ۱۶ جلسه تمرین

پس از ۱۶ جلسه تمرین	مجموع مجذورات	درجهٔ آزادی	میانگین مجذورات	نسبت F	معناداری
بین گروهها	۰/۰۰۶۷۰	۶	۰/۰۰۱۱۱	۰/۷۴۷	۰/۶۱۳
درون گروهها	۰/۲۳۰	۱۵۴	۰/۰۰۱۴۹		
جمع کل	۰/۲۳۷	۱۶۰			

جدول ۵. آنالیز واریانس میانگینهای نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته پس از ۲۴ جلسه تمرین

پس از ۲۴ جلسه تمرین	مجموع مجذورات	درجهٔ آزادی	میانگین مجذورات	نسبت F	معناداری
بین گروهها	۰/۰۰۲۹۶	۶	۰/۰۰۰۴۹۴	۰/۲۳۷	۰/۹۶۴
درون گروهها	۰/۳۲۲	۱۵۴	۰/۰۰۲۰۸		
جمع کل	۰/۳۲۵	۱۶۰			

پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۶۰ و ۷۵، و ۷۵ و ۹۰ درجه، تفاوت معناداری وجود ندارد ($P<0/05$).

* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۰ و ۹۰؛ ۱۵ و ۹۰؛ ۳۰ و ۹۰؛ ۴۵ و ۹۰؛ ۶۰ و ۹۰ درجه، تفاوت معناداری وجود دارد ($P<0/05$).

براساس نتایج جدولهای ۳، ۴ و ۵، آنالیز واریانس بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته هنگام انقباض ایزومتریک پس از ۸ و ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین نشان می‌دهد که مقدار F محاسبه شده معنادار نیست ($P>0/05$).

جدول ۶. مقایسهٔ میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پیش و پس از ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین

مقایسهٔ میانگین‌ها	میانگین	خطای معیار میانگین	t محاسبه شده	درجهٔ آزادی	معناداری
پیش از تمرین ـ پس از ۸ جلسه تمرین	-۰/۰۰۷۶۷	۰/۰۰۳۹۷	-۱/۹۲۹	۱۶۰	۰/۰۵۶
پیش از تمرین ـ پس از ۱۶ جلسه تمرین	-۰/۰۱۰۴	۰/۰۰۳۰۸	-۳/۳۹۴	۱۶۰	۰/۰۰۱
پیش از تمرین ـ پس از ۲۴ جلسه تمرین	-۰/۰۱۱۵	۰/۰۰۳۲۱	-۳/۶۰۰	۱۶۰	۰/۰۰۰
پس از ۸ جلسه تمرین ـ پس از ۱۶ جلسه تمرین	-۰/۰۰۲۷۹	۰/۰۰۳۵۸	-۰/۷۸۰	۱۶۰	۰/۴۳۷
پس از ۸ جلسه تمرین ـ پس از ۲۴ جلسه تمرین	-۰/۰۰۳۹۱	۰/۰۰۳۶۶	-۱/۰۶۷	۱۶۰	۰/۲۸۸
پس از ۱۶ جلسه تمرین ـ پس از ۲۴ جلسه تمرین	-۰/۰۰۱۱۱	۰/۰۰۲۴۳	-۰/۴۵۹	۱۶۰	۰/۶۴۷

به عبارت دیگر، ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین بر کاهش یا حذف تفاوت نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زاویای مفصل زانو تأثیر داشته است.

براساس نتایج جدول ۶ و با استفاده از آزمون t همبسته، مقایسهٔ بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بسته زانو پیش و پس از ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین نشان می‌دهند:

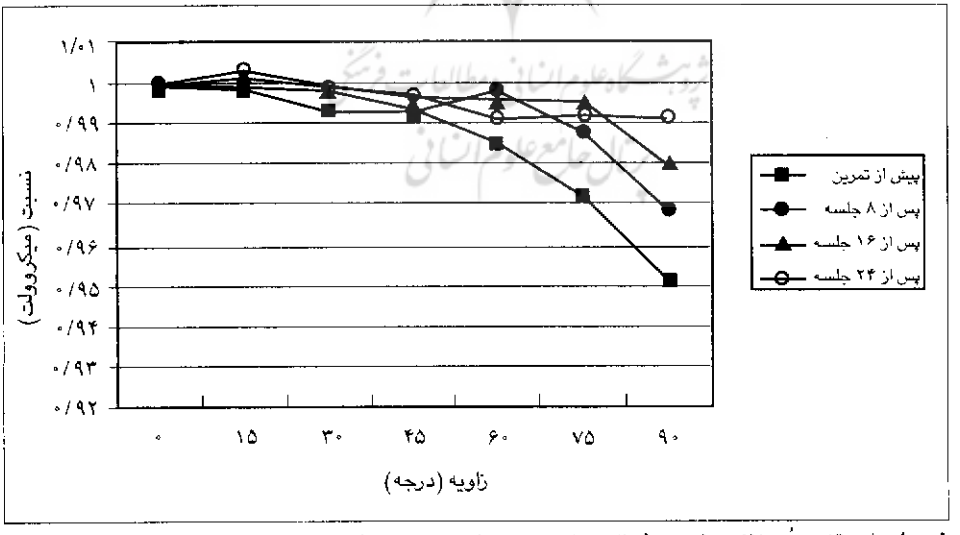
* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پیش و پس از ۸، پس از ۸ و ۱۶، پس از ۸ و ۲۴، پس از ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین، تفاوت معناداری وجود ندارد ($P>0/05$).

* بین میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پیش و پس از ۱۶، پیش و پس از ۲۴ جلسه تمرین، تفاوت معناداری وجود دارد ($P<0/05$).

به‌طور کلی، براساس نتایج جدول و مقایسهٔ میانگین نسبت فعالیت عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیرهٔ حرکتی بستهٔ زانو پیش و پس از ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین نتیجه می‌گیریم که ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین بر کاهش یا حذف تفاوت نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زوایای مفصل زانو تأثیر داشته است (نمودار ۱).

بحث و نتیجه‌گیری

با مقایسهٔ میانگینهای نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی، در زوایای مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی بسته هنگام انقباض ایزومتریک، پیش از تمرین، تفاوت معناداری در نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله دیده می‌شود، به‌طوری که در تمام زوایا، زاویهٔ نزدیک به اکستنشن



نمودار ۱. مقایسهٔ میانگین نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای مفصل زانو پیش و پس از ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین

کامل زانو دارای نسبت بیشتری به نفع عضلهٔ پهن داخلی مایل بوده است، در حالی که با افزایش زاویهٔ مفصل زانو از اکستنشن به فلکشن، این نسبت به تدریج کاهش یافته و این نسبت در زاویهٔ ۹۰ درجه، به پایین‌ترین اندازهٔ خود رسیده است. براساس یافته‌های تحقیق، با مقایسهٔ میانگینهای نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی، دامنهٔ حرکتی ۰ تا ۶۰ درجه و ۷۵ تا ۹۰ درجه را می‌توان به ترتیب به کاراترین و ناکاراترین دامنهٔ حرکتی مفصل زانودر زنجیرهٔ حرکتی بسته تقسیم کرد. این یافته با نتایج تحقیق **حافظی** همخوانی دارد. حافظی در سال ۱۳۷۸، نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله را هنگام انقباض ایزومتریک در هفت زاویهٔ مفصل زانو در زنجیرهٔ حرکتی باز و بسته مورد بررسی قرار داد (۱). نتایج وی نشان دادند که در زنجیرهٔ حرکتی بسته، نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در تمام زوایا متفاوت است و در تمام حالتها، زاویهٔ پایین‌تر دارای نسبت فعالیت الکتریکی بالاتری به نفع عضلهٔ پهن داخلی مایل بود که به با نظم خاص به نفع عضلهٔ پهن داخلی مایل جابه‌جا شده بود. بنابراین در زنجیرهٔ حرکتی بسته، زاویهٔ ۱۵ درجه کاراترین وضعیت، زاویهٔ ۹۰ درجه ناکاراترین وضعیت و قوس حرکتی ۳۰-۰ درجه بهترین قوس حرکتی است.

به‌طور خلاصه، یافته‌های این تحقیق نشان دادند که تمرین، تأثیرمعناداری بر نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زوایای مفصل زانو دارد، به‌طوری که سازگاری عصبی - عضلانی پس از برنامه، تمرین مستمر، به ویژه با افزایش نسبت فعالیت الکتریکی عضلهٔ پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زوایای ۶۰ تا ۹۰ درجه، سبب کاهش یا حذف تفاوت نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زوایای مفصل زانو شده است. یافتهٔ این تحقیق با نتایج تحقیقات **هانتن** و همکارانش (۱۹۹۰)، **ویلک** (۱۹۹۶)، **داگلاس** (۱۹۹۶)، **استین** و همکارانش (۱۹۹۶)، **لاپراد** و همکارانش (۱۹۹۸)، **ویتر** و **ویلمانس** (۲۰۰۰) همخوانی دارد (۱۹، ۱۸، ۱۱، ۶، ۴).

با مرور ویژگی برنامهٔ تمرین این تحقیق، یعنی حرکت نیم اسکات از ۴۰ درجه فلکشن مفصل زانو تا اکستنشن کامل در زنجیرهٔ حرکتی بسته (وضعیت تحمل وزن بدن) و نتیجه‌ای که در پی داشت، می‌توان چنین استدلال کرد که اثر تمرین بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی، بیشتر در زوایای خارج از محدودهٔ دامنهٔ حرکتی تمرین روی داده است. به عبارت دیگر، تمرین نیم اسکات در دامنهٔ حرکتی ۰ تا ۴۰ درجه فلکشن مفصل زانو، بر بهبود عملکرد عضلهٔ پهن داخلی مایل در دامنهٔ ۴۰ تا ۹۰ درجه مؤثر است.

با مقایسهٔ تأثیر ۸، ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین بر نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل به پهن خارجی در زنجیره حرکتی بستهٔ زانو مشاهده شد که تنها ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین بر کاهش یا حذف تفاوت نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله در زوایای گوناگون مفصل زانو تأثیر معناداری داشته است. از آنجا که قدرت، فقط یک ویژگی عضلانی نیست بلکه نوعی سازگاری عصبی - عضلانی است که سازش عصبی آن مقدم بر سازش عضلانی آن است (ایکایی و فوکوناگا، ۱۹۷۰؛ اینوکا، ۱۹۹۸) ظاهراً ۸ جلسه تمرین در مقایسه با ۱۶ و ۲۴ جلسه تمرین، فرصت لازمی برای ایجاد تغییرات محسوس در نسبت فعالیت الکتریکی این دو عضله نبوده است.

منابع و مآخذ

۱. حافظی، راتا، ۱۳۷۸، بررسی مقایسه‌ای هفت زاویهٔ مختلف مفصل زانو در دو زنجیرهٔ حرکتی باز و بسته بر روی نسبت فعالیت الکتریکی عضلات پهن داخلی مایل و پهن خارجی در حین انقباض ایزومتریک، پایان‌نامه کارشناسی ارشد علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران.

۲. گوهرپی، شاهین، ۱۳۷۳، بررسی مقایسه‌ای زمان تاخیر رفلکس تاندون پاتلا در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به درد پاتلوفمورال، پایان‌نامه کارشناسی ارشد علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران.

3. Corrigan,B. Maitland,G. D. (1989). Practical Orthopedic Medicine:126-128.

4. Douglas,D. (1996). The effect of open and closedchain exercise and knee joint position on patellar compression syndrome. JO SP. 23:104-110.

5. Felder,C. R. (2001). The use of EMG biofeedback of training the VMO in-patients. With PFPS. BMIA: Articles: EMGL:1.

6. Hanten,W. P. (1990). Exercise effect on electromygraphy activity of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis muscles,physical Therapy:561-565.

7. Hortobagyi,T. (1997). Decreased Neuromuscular efficienty during fatigue followning lower limb immobilization,American Society of Biomechanidcs.

8. John,M. S. (1991). patellofemoral pain syndrome:Are view & guidelines for. treatment: americatn family physician (NOV1) http:/www. Find articles. com.

9. King,M. A(1991). The VMO more active at 90 degrees of knee flexion. official Journal of American College of sports Medicine. 24:147.

10. Kujala,U. N. (1995). Knee Osteoarthritis in former runner,soccer players, weight. Liffteres and shooters. http:/ /www.gus. im. wfubmc. edu/respgm-reunds/1998/osteoart. html.

11. Laprade,J. (1998). comparison of five isometric Exercises in The recruitment of the. VMO in persons with and without patellofemoral pain syndrome,JO SPT27. 3:197-204.

12. Loyd,G. D. (2001). Rationale for training programs to reduce anterior cruciate. ligament injuries in Australian Football. Jospt. 31(11):645-654.

13. Marjorie,Boucher. (1992). Quadriceps femur's muscle activity in patellofemoral pain. syndrome,The American Journal of sport medicine. 20.(5):27-532.

14. McConnell,J. (1986). The management of chondromalacia patella: A Long-Term solution. The Australian Journal of physiotherapy. 32:215-223.

15. Niuos,J. C. (1997). Electromyography analysis of squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation & 30 of lower extremity turn - out from self -selected. neutral position. JOSPT. 25:307-315.

16. Palastaga N. Field D. Soams R. (1997). Anatomy and Human Movement,2nd Butter. Worth: 442-447.

17. Stratford,p. (1981). Electromyography of the Quadriceps Femora's muscles in. subjects with normal Knees & Acutely effused Knees,physiotherapy. 62(3):270-283.

18. Wilk,E. (1996). Comparison of tibifemoral jount forces & electromygraphy activity during open & Closed Kinetic chain exericses. American.

19. Witvrouw,E. Bellemans,J. (2000) Open versus closed Kinetic chain Exercise for Patellofemoral pain. The American Journal of sports Medicine.28:687.

20. Witvrouw E. (1996). Reflex response times of VMO & VL in normal subjects. subjects with patellofemoral pain syndrome. JOSPT. 24:160-165.

21. Witvrouw E. (2000). Intrinsic risk Factors For The development of anterior Knee pain in and athletic population. AJOSM.

22. Zachazewski j. Magee D. Quillen W. (1996). Athletic injuries and rehabilitation. 693-725.