

مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات مرکزی تنه و عضلات اطراف زانو در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال و افراد سالم حین راه رفتن

چکیده

دریافت: ۱۳۹۶/۰۳/۲۹ ویرایش: ۱۳۹۶/۰۷/۲۳ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۷/۲۹ آنلاین: ۱۳۹۶/۰۷/۳۰

زمینه و هدف: سندرم درد پاتلوفمورال شایعترین علت درد جلوی زانو و اطراف پاتلا می‌باشد. با وجود شیوع زیاد این سندرم، عوامل زمینه‌ساز آن به‌خوبی شناخته نشده‌اند. اختلالات کنترل عصبی-عضلانی مجموعه کم‌ری-لگنی و مفصل ران منجر به بی‌ثباتی و آسیب زنجیره حرکتی می‌شود. هدف مطالعه‌ی حاضر مقایسه‌ی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مرکزی و اطراف زانو در بیماران با افراد سالم حین راه رفتن می‌باشد.

روش بررسی: این مطالعه توصیفی-تحلیلی از نوع مورد-شاهدی است که به مدت ۱۰ ماه (اردیبهشت تا اسفند ۱۳۹۵) در دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی انجام شد. شرکت‌کنندگان ۱۷ نفر (۱۰ زن، ۷ مرد) مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال و ۱۸ نفر (۱۰ زن، ۸ مرد) سالم بودند که به روش نمونه‌گیری غیرتصادفی ساده و در دسترس در مطالعه شرکت کردند. در دو گروه، فعالیت الکتریکی عضلات واستوس مدیالیس، اداکتورلانگوس، گلوئتوس ماگزیموس، ایترنال‌ابلیک و ترنسورس‌ابدومینوس، اکسترنال‌ابلیک و مولتی‌فیدوس حین راه رفتن ثبت شد. زمان شروع و پایان فعالیت، مدت زمان و شدت فعالیت عضلات فوق بین دو گروه مقایسه شد.

یافته‌ها: مدت زمان فعالیت الکتریکی عضله گلوئتوس ماگزیموس ($P=0/03$) و شدت فعالیت آن ($P=0/035$)، زمان پایان فعالیت الکتریکی عضله ایترنال‌ابلیک ($P=0/04$) و عضله ترنسورس‌ابدومینوس ($P=0/04$) حین راه رفتن، بین دو گروه تفاوت آماری معناداری داشت. فعالیت الکتریکی عضلات اکسترنال‌ابلیک، مولتی‌فیدوس، اداکتورلانگوس و واستوس مدیالیس، بین دو گروه تفاوت آماری معنادار نداشت ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد فعالیت الکترومیوگرافی برخی از عضلات مرکزی در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال در مقایسه با افراد سالم متفاوت است. در حالی که فعالیت الکترومیوگرافی برخی از عضلات اطراف زانو در افراد مبتلا با افراد سالم تفاوتی ندارد.

کلمات کلیدی: مطالعه مورد-شاهدی، الکترومیوگرافی، راه رفتن، سندرم درد پاتلوفمورال، عضله اسکلتی.

راحله درستی^۱

مهری قاسمی^{۱*}

خسرو خادمی کلانتری^۱

علیرضا اکبرزاده باغبان^۲

۱- گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی،

دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

۲- گروه آمار زیستی، گروه علوم پایه، دانشکده

علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید

بهشتی، تهران، ایران.

* نویسنده مسئول: تهران، خیابان دماوند، روبه‌روی

بیمارستان بوعلی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه

علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه فیزیوتراپی.

تلفن: ۷۷۵۶۱۷۲۳-۰۲۱

E-mail: mehri_ghasemi@sbm.ac.ir

مقدمه

با زانوهای خم شده، چمباتمه زدن، زانو زدن، دویدن، پریدن و بالا و پایین رفتن از پله‌ها، محسوس است^{۳-۵} عواملی مانند کشش بیش از حد پاتلا به سمت خارج،^{۶-۱۰} حرکت بیش از اندازه پاتلا^{۱۱} بالاتر بودن محل جای‌گیری طبیعی آن^۹ سفتی رتیناکولوم پاتلا^{۱۲} کاهش هموستازی بافت‌های اطراف مفصل پاتلوفمورال،^۷ عدم تعادل در

سندرم درد پاتلوفمورال به عنوان شایعترین علت درد جلوی زانو و اطراف پاتلا مطرح است.^۱ درد در فعالیت‌هایی که شامل اعمال نیروهای تکراری به اندام تحتانی هستند،^۲ مانند نشستن طولانی‌مدت

نظر سن، جنس و شاخص توده بدنی جور شدند. بر اساس معیارهای ورود، ۱۷ نفر (۱۰ زن، هفت مرد) در گروه بیمار و ۱۸ نفر (۱۰ زن، هشت مرد) در گروه سالم قرار گرفتند. افراد غیرورزشکار (فعالیت ورزشی کمتر از سه جلسه دو ساعتی در هفته) ۱۸ تا ۴۰ ساله، با حداقل سه ماه سابقه درد مداوم جلوی زانو و اطراف پاتلا (بدون علت ضربه) که در حداقل دو مورد از فعالیت‌های نشستن طولانی‌مدت با زانوهای خم شده، چمباتمه زدن، زانو زدن، دویدن، پریدن، و بالا و پایین رفتن از پله‌ها افزایش می‌یافت، وارد گروه بیمار شدند. این افراد در سه ماه اخیر هیچ درمان طبی و فیزیکی دریافت نکرده بودند، کمترین و بیشترین نمره آن‌ها در مقیاس آنالوگ دیداری درد (VAS) در دو هفته اخیر به ترتیب ۳ و ۷ و کمترین نمره‌شان در پرسشنامه شاخص عملکردی ۱۱ بود. نمونه‌های گروه سالم نیز افراد غیرورزشکار ۱۸ تا ۴۰ ساله بودند که هیچگونه سابقه درد جلوی زانو و اطراف پاتلا را نداشتند.

معیارهای ورود به مطالعه برای افراد هر دو گروه شامل عدم وجود درد، آسیب‌های عضلانی-اسکلتی، سابقه جراحی و بی‌ثباتی و بدشکلی‌های بارز در ناحیه کمر و اندام تحتانی بود. خانم‌های حاضر در پژوهش باردار نبودند و شاخص توده بدنی افراد بین ۲۰ تا ۳۰ بود. هر یک از آنان، در صورت افزایش بیش از دو نمره درد زانو در مقیاس آنالوگ دیداری درد حین انجام پژوهش و عدم تمایل به ادامه همکاری، از مطالعه خارج می‌شدند. تمام مراحل پژوهش در ابتدا برای افراد دو گروه شرح داده و به آنان اطمینان داده می‌شد که داده‌های ایشان محفوظ خواهد ماند. پس از کسب رضایت‌نامه کتبی، مراحل اجرایی پژوهش آغاز شد. ابتدا ویژگی‌های دموگرافیک افراد ثبت می‌شد. افراد گروه بیمار، پرسشنامه شاخص عملکردی را نیز تکمیل نمودند. پژوهش حاضر بر اساس طرح پژوهشی مصوب دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و دارای کد کمیته اخلاق شماره ۲۵۱-۱۳۹۴ می‌باشد.

برای اندازه‌گیری قد و وزن از متر نواری که روی دیوار نصب شده بود و ترازو استفاده شد. برای ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی هشت کاناله ساخت کشور انگلستان (Data Log Biometrics Ltd, type NOS.SX2301, Cwmfelinfach, Gwent, UK) استفاده شد. الکترودها از جنس نقره کلرید نقره، با فاصله بین الکترودی ۲ cm بودند. سیگنال‌های

نیروی عضلات واستوس‌مدیالیس و لترالیس^{۱۵،۱۶} و افزایش زاویه عضله کوادرپیس^۳ در ایجاد این سندرم نقش دارند. از بین این عوامل، کشش بیش از حد پاتلا به سمت خارج بیشتر پذیرفتنی است.^{۱۳،۱۴} این حالت، نتیجه ارتباط متقابل عواملی است که دور از زانو و نزدیک به آن قرار دارند و شامل ساختارهای عضلانی و غیرعضلانی و سیستم‌های کنترل عصبی می‌باشد.^{۱۵،۱۶}

با وجود آن‌که برخی مطالعات نشان داده‌اند در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال، هنگام بالا و پایین آمدن از پله فعالیت گلوئوس‌مدیوس نسبت به واستوس‌مدیالیس با تاخیر شروع می‌شود، تعداد دیگری از مطالعات تفاوتی در زمان شروع فعالیت این دو عضله گزارش نکردند.^{۱۷،۱۸} البته تغییر کنترل عصبی-حرکتی عضلات مرکزی به‌عنوان یک فاکتور کنترل دور از مرکز، در ایجاد سندرم درد پاتلوفمورال موثر است.^{۱۸} به این ترتیب ضعف و عدم وجود همزمانی انقباض این عضلات، می‌تواند منجر به کاهش ثبات مرکزی و اعمال نیروهای بیشتر بر مفاصل اندام تحتانی و زمینه‌ساز ایجاد سندرم درد پاتلوفمورال باشد.

در مورد چگونگی فعالیت عضلات واستوس‌مدیالیس و لترالیس نیز مطالب متفاوتی مطرح شده است، برخی مطالعات نشان داده‌اند در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال در فعالیت‌های همراه با تحمل وزن، واستوس‌مدیالیس نسبت به واستوس‌لترالیس با تاخیر شروع به فعالیت می‌کند.^{۱۹،۲۰} با توجه به عدم توافق یافته‌های مطالعات پیشین، به بررسی‌های بیشتری در مورد چگونگی فعالیت عضلات تنه و اطراف زانو در مبتلایان به سندرم درد پاتلوفمورال نیاز است. مطالعه حاضر با هدف بررسی و مقایسه چگونگی فعالیت عضلانی در عضلات اطراف و دور از زانو در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال و افراد سالم حین راه رفتن انجام شد.

روش بررسی

این مطالعه توصیفی-تحلیلی از نوع مورد-شاهدی است که به مدت ۱۰ ماه (اردیبهشت تا اسفند ۱۳۹۵) در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی انجام شد. روش نمونه‌گیری از نوع غیرتصادفی ساده و در دسترس بود. افراد با توزیع دعوت‌نامه در پژوهش شرکت کردند و در دو گروه از

خط عمود قرار داشتند.^{۱۲} سپس فرد در مقابل مقاومت و با بیشترین نیرو اکستانسیون زانو را انجام داد.

برای ثبت بیشینه‌ی انقباض ایزومتریک عضله گلوئوس‌ماگزیموس، فرد به شکم خوابید، ران در وضعیت صفر درجه و زانو ۹۰ درجه خم بود، الکترودهای ثابت در وسط خط واصل بین مهره دوم ساکرال به تروکانتر بزرگ، قرار گرفت.^{۲۳،۲۰} سپس فرد در برابر مقاومت و با بیشترین نیرو اکستانسیون هیپ را انجام می‌داد.

برای ثبت بیشترین انقباض ایزومتریک عضله مولتی‌فیدوس فرد به شکم خوابید، الکترودهای ثابت در سطح مهره پنجم کمری (۲-۳ cm از خط وسط) روی خط واصل بین پایین‌ترین قسمت خار خارصه خلفی فوقانی و فضای بین مهره‌های اول و دوم کمری بود. در حالی که هیپ ثابت شده بود، فرد در مقابل مقاومت و با بیشترین نیرو انقباض ایزومتریک ناحیه‌ی کمر را انجام داد.

برای ثبت بیشترین انقباض ایزومتریک عضله اداکتورلانگوس، فرد به همان سمت می‌خوابید، الکترودهای ثابت در سطح قدامی-داخلی ران و در یک سوم فوقانی خط واصل بین سیمفیزیس پوبیس و توبرکل اداکتور استخوان فمور، قرار داشتند.^{۲۰} فرد با بیشترین نیرو و در مقابل مقاومت اداکشن هیپ را انجام می‌داد.

برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات ترنسورس ابدو مینوس و اینترنال‌ابلیک ابدو مینوس از یک الکتروود مشترک استفاده شد. فرد به پشت خوابید، الکترودهای ثابت در فاصله ۲ cm داخل و پایین خار خارصه‌ی قدامی-فوقانی قرار داشتند.^{۱۴} سپس فرد در مقابل مقاومت و با حداکثر نیرو سعی می‌کرد در حالی که ناف را به داخل می‌برد، تنه را به همان سمت بچرخاند.

برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک عضله اکسترنال‌ابلیک ابدو مینوس، فرد به پشت خوابید. الکترودهای ثابت در وسط خطی که خار خارصه قدامی-فوقانی را در محور فرونتال به پایین‌ترین نقطه قفسه سینه وصل می‌کرد، قرار گرفت.^{۱۱} سپس فرد در مقابل مقاومت و با حداکثر نیرو سعی می‌کرد تنه را به سمت مقابل بچرخاند.

سپس افراد سه بار در مسیر شش متری با سرعت معمولی خود راه می‌رفتند.^{۱۰} ابتدا فرد برای تطابق با محیط و شرایط اجرای آزمون، فعالیت را یک بار بدون روشن بودن دستگاه الکترومیوگرافی انجام داد. سپس دستگاه برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات حین راه رفتن

الکترومیوگرافی با پهنای باند ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز، حساسیت آمپلی‌فایر ۳ mv و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد.

برای تعیین زمان برخورد پا با زمین و جدا شدن آن از زمین، از دستگاه الکترومیوگرافی وصل شد.^{۱۵} سیگنال‌های Foot switch (Biometrics, FS4 contact switch, UK) استفاده و به فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند.

به منظور نرمال‌سازی امواج الکترومیوگرافی عضلات حین راه رفتن، بیشترین انقباض ایزومتریک عضلات مورد نظر ثبت شد. به این منظور از فرد خواستیم سه بار با بیشترین تلاش خود، انقباض ایزومتریک هر عضله را انجام دهد. سپس بیشترین مقدار انقباض ثبت شده، به‌عنوان حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی انتخاب شد. برای انجام پژوهش، ابتدا افراد گان می‌پوشیدند. محل قرار دادن الکترودها روی پوست با صابون و آب گرم و سمباده نازک، تمیز و سپس خشک می‌شد. الکترودها به موازات فیبرهای عضله در اندام درگیر افراد گروه مورد و سمت جور شده در افراد گروه کنترل قرار داده شد. در افرادی که هر دو اندام به سندرم درد پاتلوفمورال مبتلا بود، اندام دردناکتر مورد ارزیابی قرار گرفت.

به‌منظور کاهش نویز، اتصالات دقیق الکترودهای سطحی به پوست افراد به وسیله چسب‌های الکتروود و چسب‌های ضد حساسیت صورت گرفت. برای جلوگیری از حرکت و برخورد سیم‌ها به یکدیگر و به بدن فرد، پس از اتصال الکترودها، سیم‌ها توسط باند کشی روی اندام ثابت شدند. هر گونه وسایل رادیویی و الکترونیکی موجود در محیط آزمایشگاه خاموش بود. ابتدا فرد به‌منظور گرم کردن بدن، پنج دقیقه روی دوچرخه ثابت، با سرعت و دامنه بدون درد پدال زد.^{۲۰} پس از اتصال الکترودهای ثابت و رفرنس، فرد سه انقباض ایزومتریک بیشینه را به مدت پنج ثانیه انجام داد،^{۱۱} سپس Root mean square سه ثانیه وسط از بیشترین مقدار انقباض ثبت شده، برای نرمالایز کردن امواج الکترومیوگرافی محاسبه شد. الکتروود رفرنس روی مچ دست بسته شده بود. ثبت بیشترین انقباض ایزومتریک ارادی برای هر عضله بر اساس روش آکسفورد در ارزیابی نیروی عضلانی، به شرح زیر انجام شد:

برای ثبت بیشینه‌ی انقباض ایزومتریک عضله واستوس‌مدیالیس، فرد لبه‌ی تخت نشست، الکترودهای ثابت ۴ cm بالاتر و ۳ cm داخل‌تر از زاویه فوقانی داخلی پاتلا و با زاویه ۵۰ درجه نسبت به

آزمون ($P=0/40$)، سن ($P=0/69$) و شاخص توده بدنی ($P=0/42$) تفاوت آماری معناداری نداشتند. مشخصات دموگرافیک افراد شرکت کننده شامل سن، جنس، شاخص توده بدنی و اندام مورد آزمون به تفکیک گروه در جدول‌های ۱ و ۲ آمده است. زمان شروع و پایان فعالیت الکتریکی، مدت زمان فعالیت و شدت فعالیت عضلات مولتی فیدوس، اکسترنال ابلیک، اداکتور لولونگوس و واستوس مدیالیس حین راه رفتن در دو گروه با یکدیگر تفاوت آماری معناداری نداشتند ($P=0/05$). مدت و شدت فعالیت الکتریکی گلوئوس ماگزیموس (به ترتیب $P=0/035$ و $P=0/03$)، زمان پایان فعالیت الکتریکی اینترنال ابلیک و ترنسورس ابدو مینوس ($P=0/044$) حین راه رفتن در دو گروه تفاوت آماری معناداری داشت. در واقع مدت زمان فعالیت الکتریکی عضله گلوئوس ماگزیموس حین راه رفتن در افراد سالم به طور معناداری بیشتر از افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال بود و شدت فعالیت الکتریکی این عضله حین راه رفتن در افراد مبتلا بیشتر از افراد سالم بود. زمان پایان فعالیت الکتریکی اینترنال ابلیک و ترنسورس ابدو مینوس نیز در افراد مبتلا به طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود (جدول ۳).

اعداد منفی برای زمان شروع فعالیت الکتریکی هر عضله به این معنا است که فعالیت الکتریکی عضله پس از سیگنال Foot switch (پس از برخورد پا با زمین) شروع شده است. اعداد منفی برای زمان پایان فعالیت الکتریکی هر عضله به این معنا است که فعالیت الکتریکی عضله بعد از سیگنال Foot switch (پس از جدا شدن پا از زمین) به پایان رسیده است. کمتر بودن زمان شروع فعالیت الکتریکی هر عضله (جدا از مثبت یا منفی بودن عدد) به این معنا است که فعالیت الکتریکی عضله دیرتر شروع شده و بیشتر بودن آن به معنای زودتر شروع شدن فعالیت الکتریکی عضله می‌باشد. کمتر بودن زمان پایان فعالیت الکتریکی هر عضله (جدای از مثبت یا منفی بودن عدد) به معنی دیرتر و بیشتر بودن آن به معنای زودتر به پایان رسیدن فعالیت الکتریکی عضله است.

بحث

در پژوهش حاضر به مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات مرکزی تنه و اطراف زانو در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال و افراد

روشن می‌شد. برای جلوگیری از خستگی، بین تکرارها فرد ۳۰ ثانیه استراحت می‌کرد. پس از پایان آزمون، دستگاه الکترومیوگرافی خاموش می‌شد. در پایان، سیگنال‌های ثبت شده به صورت فایل اکسل ذخیره شد. برای تعیین زمان شروع، زمان پایان و مدت زمان فعالیت الکتریکی، سیگنال‌های ثبت شده توسط Foot switch لازم بود. زمان شروع و پایان فعالیت الکتریکی عضلات حین راه رفتن به ترتیب اختلاف زمانی شروع یا پایان سیگنال Foot switch تا شروع یا پایان سیگنال الکترومیوگرافی بود. مدت زمان فعالیت الکتریکی عضلات نیز فاصله زمانی بین زمان شروع و زمان پایان فعالیت الکتریکی عضلات بود. این محاسبات در محیط اکسل و به صورت چشمی از روی نمودارهای رسم شده انجام می‌گرفت. محاسبه شدت فعالیت الکتریکی عضلات بر حسب Root mean square در برنامه مربوط به دستگاه Data Log انجام شد. نرمالایز کردن داده‌ها با استفاده از فرمول زیر انجام شد:

$$\text{شدت فعالیت الکتریکی حین راه رفتن} = \frac{\text{شدت فعالیت الکتریکی حداکثر انقباض ایزومتریک}}{100 \times}$$

در هر بار طی مسیر، سه سیکل میانی راه رفتن به طور تصادفی انتخاب شد و میانگین زمان شروع، زمان پایان، مدت زمان و شدت فعالیت الکتریکی بر حسب Root mean square (نرمالایز شده) برای عضلات مورد نظر محاسبه می‌شد.

در نهایت به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از SPSS software (version 21 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌های آماری از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. با توجه به توزیع آماری داده‌ها از آزمون‌های Independent samples t-test و Mann-Whitney U test برای مقایسه میانگین‌ها استفاده شد. برای بررسی تفاوت‌های دو گروه از نظر ویژگی‌های دموگرافیک از Mann-Whitney U test و Chi-square test استفاده شد.

یافته‌ها

این مطالعه روی ۱۷ فرد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال و ۱۸ فرد سالم انجام شد. دو گروه از نظر جنسیت ($P=0/84$)، اندام مورد

جدول ۱: شاخص‌های آمار توصیفی مربوط به متغیرهای زمینه‌ای کیفی (جنس و اندام مورد آزمون) (n=۳۵)

| متغیر زمینه‌ای | گروه | تعداد | درصد در گروه | مقدار احتمال |
|------------------|------|-------|--------------|--------------|
| جنس | مورد | ۱۷ | زن ۵۸/۸ | ۰/۸۴ |
| | شاهد | ۱۸ | مرد ۴۱/۲ | |
| اندام مورد آزمون | مورد | ۱۷ | زن ۵۵/۶ | ۰/۴۰ |
| | شاهد | ۱۸ | مرد ۴۴/۴ | |
| | مورد | ۱۷ | غالب ۴۷/۱ | |
| | شاهد | ۱۸ | مغلوب ۵۲/۹ | |
| | | | غالب ۶۱/۱ | |
| | | | مغلوب ۳۸/۹ | |

نتایج آزمون آماری Shapiro-Wilk، سطح معناداری (P<۰/۰۵)

جدول ۲: شاخص‌های آمار توصیفی مربوط به متغیرهای زمینه‌ای کمی (سن و شاخص توده بدنی) (n=۳۵)

| متغیر زمینه‌ای | گروه | تعداد | میانگین±انحراف معیار | مقدار احتمال |
|----------------|------|-------|----------------------|--------------|
| سن | مورد | ۱۷ | ۲۶/۲۹±۵/۶ | ۰/۶۹ |
| | شاهد | ۱۸ | ۲۷±۵/۱۸ | |
| شاخص توده بدنی | مورد | ۱۷ | ۲۲/۲۳±۲/۹۹ | ۰/۴۲ |
| | شاهد | ۱۸ | ۲۵/۰۷±۳/۱۴ | |

نتایج آزمون آماری Shapiro-Wilk، سطح معناداری (P<۰/۰۵)

جدول ۳: شاخص‌های آمار توصیفی متغیرهای فعالیت الکتریکی عضلات (میانگین±انحراف معیار) حین راه رفتن به تفکیک گروه (n=۳۵)

| فعالیت الکتریکی عضلات | گروه | مولتی فیدوس | گلو تنوس ماگزیموس | اکسترنال ابلیک ابدومینوس | اینترنال ابلیک و ترنسورس ابدومینوس | ادداکتور لانگوس | واستوس مدیالیس |
|--------------------------------|-------|----------------|-------------------|--------------------------|------------------------------------|-----------------|----------------|
| زمان شروع فعالیت (هزارم ثانیه) | بیمار | -۱۴/۳±۱۱۵/۹۵ | -۲۱/۵۶±۱۸۰/۶۷ | ۶۲/۸۴±۱۵۱/۳۳ | ۶۱/۴۲±۱۶۰/۵ | -۵۵/۱±۱۳۵/۱۵ | -۱۸/۵۵±۱۱۰/۸۳ |
| زمان پایان (هزارم ثانیه) | سالم | ۵۶/۱۳±۱۸۶/۱۳ | -۲۲/۹۵±۱۷۲/۵۱ | ۴۴/۸±۱۲۹/۵۷ | -۶/۳۴±۱۶۳/۱۳ | -۳/۹۲±۱۳۷/۷۵ | ۱۴/۲۹±۱۹۲/۸۷ |
| فعالیت (هزارم ثانیه) | بیمار | -۷۰/۲۸±۹۸/۰۱ | ۳۴/۳۵±۱۹۸/۹۵ | -۳۷/۳۳±۲۱۹/۳۱ | -۴۳/۵۲±۱۲۸/۳۴ | -۷۰/۲۱±۹۴/۲۱ | -۸۳/۸۹±۸۹/۴۸ |
| مدت زمان (هزارم ثانیه) | سالم | -۵۰/۲±۱۹۶/۳۳ | -۸۱/۶۶±۱۵۴/۹۸ | -۱۴۸/۷۴±۸۸/۹۴ | -۸۷/۱۲±۲۴۱/۸۳ | -۴۴±۲۰۹/۳۱ | -۸۸/۸۹±۱۸۸/۴۲ |
| فعالیت (هزارم ثانیه) | بیمار | ۹۰/۴/۹۲±۱۸۸/۱۶ | ۷۸/۴±۱۸۳/۶۹ | ۹۳۳/۲۴±۱۹۹/۲۹ | ۹۶۲/۷۳±۱۶۹/۴۲ | ۸۵۴/۶۸±۱۵۵/۱۹ | ۹۰/۴/۰۲±۱۷۷/۴۸ |
| شدت فعالیت (هزارم ولت) | سالم | ۹۳۵/۷۴±۱۷۴/۱۴ | ۸۸۹/۴۱±۱۵۸/۳۸ | ۱۰۰۶/۷۱±۱۵۳/۰۳ | ۸۹۹/۱۷±۲۵۸/۴ | ۸۷۷/۰۳±۲۶۲/۱۶ | ۹۰۰/۸۵±۲۵۸/۰۴ |
| | بیمار | ۳/۹۷±۲/۸۳ | ۶/۰۷±۷/۱۲ | ۱/۰۱±۲/۷۳ | ۱/۶۱±۳ | ۲/۵۷±۲/۳۲ | ۳/۳۱±۳/۷۴ |
| | سالم | ۵/۷۱±۸/۲۱ | ۴/۲۳±۷/۶۴ | ۰/۷۵±۱/۴۷ | ۱/۰۳±۱/۰۷ | ۴/۶±۴/۹۴ | ۲/۸۲±۲/۳۸ |

نتایج آمار توصیفی، داده‌ها به صورت میانگین±انحراف معیار

عضله واستوس‌مدیالیس از اهمیت خاصی برخوردار است. با توجه به مبدا مشترک و نیز عدم تفاوت فعالیت الکتریکی واستوس‌مدیالیس در افراد دو گروه منطقی به نظر می‌رسد که فعالیت الکتریکی اداکتور لانگوس نیز بین افراد دو گروه یکسان باشد.

بر اساس نتایج مطالعه حاضر، در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال، زمان پایان فعالیت الکتریکی عضلات ایترنال‌ابلیک و ترنسورس‌ابدومینوس حین راه رفتن بیشتر از افراد سالم بود. در واقع فعالیت الکتریکی این عضلات به‌عنوان عضوی از هسته، در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال حین راه رفتن، نسبت به افراد سالم زودتر به پایان رسید، به این صورت که در افراد مبتلا به این سندرم پس از قطع تماس پا با زمین، فعالیت عضلات فوق زودتر تمام شد، در حالی که این عضلات در افراد سالم پس از جدا شدن پا از زمین مدت زمان بیشتری انقباض خود را حفظ می‌کردند. این موضوع شاید دلیلی بر ضعف ثبات مرکزی این افراد باشد که خود می‌تواند باعث تشدید علایم این سندرم گردد. همانطور که بحث شد گویا سندرم درد پاتلوفمورال بر مجموعه کمری-لگنی و مفصل ران و در نتیجه بر ثبات مرکزی بدن اثر گذاشته و آن را کاهش داده است که در این عضلات به‌صورت پایان زود هنگام فعالیت الکتریکی نمایان است. از آنجا که عضلات ایترنال‌ابلیک و ترنسورس‌ابدومینوس از نظر بیومکانیکی جزو عضلات تونیک و تحملی هستند و عضلات تونیک فعالیت خود را به‌طور طولانی و با شدت کم انجام می‌دهند، می‌توان گفت که سطح تحمل این عضلات در افراد مبتلا به این سندرم نسبت به افراد سالم کاهش پیدا کرده است و انقباض آن‌ها سریعتر به پایان رسیده است.

در مطالعه حاضر هیچیک از فاکتورهای بررسی شده در مورد فعالیت الکتریکی عضله مولتی‌فیدوس بین دو گروه تفاوتی نداشت. عضله مولتی‌فیدوس با توجه به نحوه اتصال و نوع فیبرهای تشکیل دهنده آن، بیشتر در حفظ پوسچر در ستون فقرات نقش دارد. با توجه به تونیک بودن این عضله می‌توان گفت این عضله هنگام ایستادن به‌طور دایم در فعالیت بوده و همزمان با قدم برداشتن تغییر قابل توجهی در فعالیت آن ایجاد نمی‌شود. مطالعه‌ای که به بررسی فعالیت این عضله حین راه رفتن پرداخت، مشاهده نکردیم، اما گروه متاله در مطالعه خود نشان دادند هنگام بالا و پایین آمدن از پله عضلات ارکتوراسپاین افراد سالم دیرتر از افراد مبتلا شروع به فعالیت

سالم حین راه رفتن پرداختیم. نتایج حاصل از این مطالعه تفاوت آماری معناداری را در مورد فعالیت الکتریکی عضله واستوس‌مدیالیس بین افراد دو گروه نشان نداد. پیش از این هم مطالعات زیادی در مورد فعالیت الکتریکی عضلات اطراف زانو انجام و نتایج متفاوتی ارائه شده است.^{۳۳،۳۴} Wong نتیجه مقالاتی را که بین سال‌های ۱۹۶۶ تا ۲۰۰۸ به بررسی زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات واستوس‌مدیالیس و لترالیس در افراد سالم و بیماران مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال پرداخته‌اند، در یک مقاله مروری ارائه نموده است. او بیان کرد که با توجه به گستردگی روش‌های پردازش امواج الکترومیوگرافی و پروتکل‌های ثبت این امواج، فقط نیمی از این مطالعات این واقعیت را حمایت می‌کنند که استفاده از زمان شروع فعالیت الکتریکی عضلات واستوس جهت تشخیص این سندرم راه گشا می‌باشد.^{۱۱} گروه Cavazzuti و همکاران تأخیر در زمان شروع فعالیت الکتریکی عضله واستوس‌مدیالیس نسبت به عضله واستوس لترالیس در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال را با افراد سالم مقایسه کردند. نتایج نشان داد که تأخیر در فعالیت عضلات واستوس مدیالیس و لترالیس نمی‌تواند دلیل ایجاد کننده سندرم درد پاتلوفمورال باشد.^۷

Toumi و همکاران در بررسی الگوهای فعالیت عضلات واستوس‌مدیالیس و لترالیس و رکتوس‌فموریس در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال، گزارش کردند که سندرم درد پاتلوفمورال لزوماً با اختلال عملکرد عضله کوآدری‌سپس در ارتباط نیست^{۳۳} با توجه به نتایج حاصل از مطالعات زیادی که به بررسی فعالیت الکتریکی عضلات اطراف زانو و به‌طور خاص عضلات واستوس در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال پرداخته‌اند، به نظر می‌رسد برای یافتن علل ایجاد کننده این سندرم تنها توجه به فعالیت الکتریکی این عضلات، خیلی نتیجه‌بخش نیست و رابطه‌ای بین تغییر فعالیت الکتریکی این عضلات و سندرم درد پاتلوفمورال وجود ندارد که نتایج حاصل از پژوهش حاضر نیز تأیید کننده این مطلب است.

در مورد فعالیت الکتریکی عضله اداکتورلانگوس در پژوهش حاضر، به‌عنوان عضله‌ای که به مجموعه هسته تعلق ندارد، تفاوت آماری معناداری بین افراد دو گروه وجود نداشت. مطالعه‌ای که فعالیت الکتریکی اداکتورلانگوس را حین راه رفتن ثبت و بررسی کرده باشد، نیافتیم. این عضله با توجه به اتصال آناتومیکی مشترک با

سینرژی عضلات کوآدری سپس به حساب می‌آید، به نظر می‌رسد که این عضله در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال با افزایش شدت فعالیت الکتریکی خود حین راه رفتن به نحوی در تلاش برای جبران کاهش فعالیت الکتریکی عضله کوآدری سپس که شاید برای کاهش درد در مفصل پاتلوفمورال اتفاق افتاده است، باشد. در واقع به نظر می‌رسد سندرم درد پاتلوفمورال سبب افزایش نیاز اندام تحتانی به فعالیت الکتریکی عضله گلوئتوس ماگزیموس شد.

با توجه به اینکه گلوئتوس ماگزیموس از نظر بیومکانیکی یک عضله فزیک و قدرتی است، از این رو نقش خود را به شکل افزایش شدت فعالیت نشان داده است.

افزایش شدت فعالیت الکتریکی گلوئتوس ماگزیموس افراد مبتلا به این سندرم را حین تکلیف راه رفتن، می‌توان به خاطر جبران کوتاهاتر بودن مدت زمان فعالیت الکتریکی این عضله نیز دانست. مدت زمان فعالیت الکتریکی عضله گلوئتوس ماگزیموس حین راه رفتن در افراد سالم به‌طور معناداری بیشتر از افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال بود. عضله گلوئتوس ماگزیموس یک عضله فزیک است و از خصوصیات عضلات فزیک فعالیت در مدت کوتاه و با شدت زیاد می‌باشد، همچنین این عضله به‌عنوان اکستانسور ران حین راه رفتن مورد نیاز و در حالت انقباض است. از طرفی خیلی دور از انتظار نیست که در بیماران مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال نیز مانند سایر بیماران مبتلا به زانو درد، مدت زمان فاز Stance بر روی اندام مبتلا (به علت درد) کوتاه شده باشد، از این رو احتمال دارد کوتاه شدن مدت زمان فعالیت الکتریکی عضله گلوئتوس ماگزیموس افراد مبتلا به این سندرم نسبت به افراد سالم حین راه رفتن به خاطر کوتاه بودن مدت زمان فاز Stance اندام مبتلا باشد. مطالعه حاضر نشان داد که در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال، مدت فعالیت الکتریکی این عضله حین راه رفتن نسبت به افراد گروه سالم کمتر بود و عضله گلوئتوس ماگزیموس در افراد مبتلا به این سندرم، زودتر از افراد سالم از ادامه فعالیت باز می‌ماند.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده به بررسی قدرت و شدت فعالیت، خستگی عضلات مرکزی تنه و عضلات اطراف زانو و ارتباط آن‌ها با یکدیگر، در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال و افراد سالم پرداخته شود. به نظر می‌رسد فعالیت الکتریکی برخی از عضلات مرکزی هنگام راه رفتن در بیماران مبتلا به سندرم پاتلوفمورال نسبت

می‌کرد.^{۱۰} شاید این موضوع گویای آن است که وقتی میزان اکستانسیون تنه نسبت به هیپ بیشتر می‌شود و احتمال عدم تعادل فرد افزایش می‌یابد، فراخوانی فیبرهای این عضله افزایش می‌یابد. در مورد فعالیت الکتریکی عضله اکسترنال ابلیک شکم حین راه رفتن نیز هیچیک از فاکتورهای بررسی شده بین دو گروه تفاوت معناداری نشان نداد. عضلات شکم با عضلات اکستانسور هیپ به‌صورت متقاطع عمل می‌کنند، در عین حال این عضلات در حفظ پوسچر و ثبات تنه همزمان با عضلات اکستانسور تنه فعالیت می‌کنند. شاید بتوان گفت هنگام راه رفتن فعالیت این عضله نیز با فعالیت مولتی‌فیدوس همخوانی دارد. اما به‌نظر می‌رسد با بررسی فعالیت کل عضلات ارتکورا اسپاین و عضلات شکم و با توجه به عملکرد آن‌ها در بدن بتوان به اظهار نظر دقیق‌تر در این زمینه پرداخت.

نتایج حاصل از این پژوهش نشان داد که شدت فعالیت الکتریکی عضله گلوئتوس ماگزیموس حین راه رفتن در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال به‌طور معناداری بیشتر از افراد سالم بود. با نظر به مطالعه مروری Barton و همکاران تنها در دو مورد از پژوهش‌های بررسی شده، فعالیت الکتریکی این عضله مورد توجه بود.^{۲۴}

اما مطالعه‌ای که فعالیت الکتریکی عضله گلوئتوس ماگزیموس افراد مبتلا به این سندرم را حین راه رفتن ثبت کرده باشد، یافت نشد. عضله گلوئتوس ماگزیموس به عنوان عضو مهمی از مجموعه کمربند-لگنی و مفصل ران بیشتر در فعالیت‌هایی که با اکستانسیون تنه از حالت خمیده به جلو و اکستانسیون مفصل ران از حالت فلکسیون همراه است، وارد عمل می‌شود. در پژوهش حاضر در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال، این عضله برای اکستانسیون مفصل ران از حالت فلکسیون، حین راه رفتن با شدت بیشتری نسبت به افراد سالم فعالیت می‌کرد.

از طرفی می‌دانیم که هر چه اندازه نیروی واکنش مفصل بیشتر باشد، درد مفصل هم افزایش می‌یابد، با توجه به اینکه نیروی واکنش مفصل پاتلوفمورال به دو عامل میزان فلکسیون زانو و شدت انقباض یا فعالیت الکتریکی عضله کوآدری سپس بستگی دارد، در واقع با افزایش زاویه فلکسیون زانو و شدت انقباض و فعالیت الکتریکی عضله کوآدری سپس میزان این نیرو نیز افزایش می‌یابد و موجب درد در مفصل پاتلوفمورال می‌شود. از آن‌جا که عضله گلوئتوس ماگزیموس در زنجیره بسته در اکستانسیون زانو نقش دارد و

در افراد مبتلا به سندرم درد پاتلوفمورال و افراد سالم حین بالا و پایین رفتن از پله و راه رفتن " مصوب دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی در سال ۱۳۹۵ و کد ۱۳۹۴۲۵۱ می باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی اجرا شده است.

به افراد سالم متفاوت است. این در حالی است که فعالیت الکتریکی عضلات اطراف زانو هنگام راه رفتن در بین افراد مبتلا و افراد سالم تفاوتی ندارد.

سپاسگزارى: این مقاله بخشی از طرح تحقیقاتی تحت عنوان "مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات مرکزی تنه و عضلات اطراف زانو

References

- 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(11):1428-35.
- Cowan SM, Hodges PW, Bennell KL, Crossley KM. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83(7):989-95.
- Wong YM, Ng G. Resistance training alters the sensorimotor control of vasti muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(1):180-4.
- Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Int J Sports Phys Ther* 2011;6(4):285-96.
- Stensdotter AK, Hodges P, Ohberg F, Häger-Ross C. Quadriceps EMG in open and closed kinetic chain tasks in women with patellofemoral pain. *J Mot Behav* 2007;39(3):194-202.
- Dieter BP, McGowan CP, Stoll SK, Vella CA. Muscle activation patterns and patellofemoral pain in cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 2014;46(4):753-61.
- Cavazzuti L, Merlo A, Orlandi F, Campanini I. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture* 2010;32(3):290-5.
- Herrington L, Pearson S. Does level of load affect relative activation levels of vastus medialis oblique and vastus lateralis? *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16(4):379-83.
- Coqueiro KR, Bevilacqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. 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* 2005;15(6):596-603.
- Pal S, Besier TF, Draper CE, Fredericson M, Gold GE, Beaupre GS, et al. Patellar tilt correlates with vastus lateralis: vastus medialis activation ratio in maltracking patellofemoral pain patients. *J Orthop Res* 2012;30(6):927-33.
- Wong YM. Recording the vastii muscle onset timing as a diagnostic parameter for patellofemoral pain syndrome: fact or fad? *Phys Ther Sport* 2009;10(2):71-4.
- Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(2):183-9.
- Patil S, Dixon J, White LC, Jones AP, Hui AC. An electromyographic exploratory study comparing the difference in the onset of hamstring and quadriceps contraction in patients with anterior knee pain. *Knee* 2011;18(5):329-32.
- Rojhani Shirazi Z, Biabani Moghaddam M, Motealleh A. Comparative evaluation of core muscle recruitment pattern in response to sudden external perturbations in patients with patellofemoral pain syndrome and healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2014;95(7):1383-9.
- Motealleh A, Maroufi N, Sarrafzadeh J, Sanjari MA, Salehi N. Comparative evaluation of core and knee extensor mechanism muscle activation patterns in a stair stepping task in healthy controls and patellofemoral pain patients. *J Rehabil Sci Res* 2015;1(4):84-91.
- Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med* 2009;43(8):584-8.
- Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2003;11(4):244-51.
- Fulkerson JP. Diagnosis and treatment of patients with patellofemoral pain. *Am J Sports Med* 2002;30(3):447-56.
- Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther* 2008;38(1):12-8.
- Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble PA. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol* 2011;21(4):645-51.
- Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther* 2015;20(1):189-93.
- Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009;39(1):12-9.
- Toumi H, Best TM, Pinti A, Lavet C, Benhamou CL, Lespessailles E. The role of muscle strength & activation patterns in patellofemoral pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2013;28(5):544-8.
- Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013;47(4):207-14.

Comparison of the electrical activity of trunk core muscles and knee muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome during gait

Raheleh Dorosti M.Sc.¹
Mehri Ghasemi Ph.D.^{1*}
Khosro Khademi-Kalantari
Ph.D.¹
Alireza Akbarzadeh-Baghban
Ph.D.²

1- Department of Physiotherapy,
School of Rehabilitation, Shahid
Beheshti University of Medical
Sciences, Tehran, Iran.

2- Department of Basic Sciences,
School of Rehabilitation, Shahid
Beheshti University of Medical
sciences, Tehran, Iran.

* Corresponding author: Department of
Physiotherapy, School of Rehabilitation,
Shahid Beheshti University of Medical
Sciences, Damavand Ave., Opposite to
Bouali Hospital, Tehran, Iran.
Tel: +98- 21- 77561723
E-mail: mehri_ghasemi@sbm.u.ac.ir

Abstract

Received: 19 Jun. 2017 Revised: 15 Oct. 2017 Accepted: 21 Oct. 2017 Available online: 22 Oct. 2017

Background: Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is known as one of the most frequent knee diseases and is the most frequent cause of anterior knee pain. Despite the high prevalence of the disease, its predisposing factors are not clearly known. Neuromuscular control disorders of hip and lumbopelvic complex and instability of core redounds to instability of whole movement pack chain. The aim of the present was to comparing the electromyographic activities of core muscles and muscles around the knee joint during gait in patients with PFPS with healthy subjects.

Methods: This descriptive-analytic case-control study was carried out in School of Rehabilitation in Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran. The present study was carried out during 10 months (April to February in 2016). Thirty-two subjects containing 17 patients with patellofemoral pain syndrome (10 females and 7 males) and 18 healthy subjects (10 females and 8 males) participated in this study. In both groups the electrical activities of some of the muscles around the knee joint and the core muscles containing vastus medialis (VM), adductor longus (AL), gluteus maximus (G Max), external oblique abdominis (EOA), internal oblique abdominis (IOA), transverse abdominis (TA) and multifidus (M) were recorded during gait. Onset and offset time, duration and intensity of muscles activities were compared between two groups.

Results: The results of the study showed that duration and intensity of the electrical activity of the gluteus maximus (respectively $P=0.03$, $P=0.035$) and offset time of electrical activity of the internal oblique abdominis ($P=0.04$) and the transverse abdominis ($P=0.03$) during gait, were significantly different between two groups. The external oblique abdominis and the multifidus electrical activities had not any significant differences between two groups ($P>0.05$).

Conclusion: It seems that electromyographic activities of some of core muscles in patients with patellofemoral pain syndrome in comparison with healthy subjects are different. However, there was no differences in electromyographic activities in some of the muscles around the knee between patients and healthy subjects.

Keywords: case-control studies, electromyography, gait, patellofemoral pain syndrome, skeletal muscle.