

مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضله گلتوس مدیوس در پاسخ به اغتشاش پوسچرال

دینامیک در ورزشکاران با و بدون سندروم درد پاتلوفمورال

شهاب الدین باقری^۱، صدراالدین شجاع الدین^۲، علی اشرف جمشیدی^۳، امیر لطافت کار^۴، محمدرضا نیکوه

چکیده

سابقه و هدف: سندروم درد پاتلوفمورال یکی از شایع‌ترین اختلالات زانو در افراد فعال و ورزشکاران است. کنترل عصبی عضلانی ضعیف عضله گلتوس مدیوس در سندروم درد پاتلوفمورال از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. هدف مطالعه حاضر بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضله گلتوس مدیوس در پاسخ به اغتشاش پوسچرال دینامیک در ورزشکاران مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و سالم بود.

مواد و روش‌ها: ۱۲ ورزشکار مرد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال (سن $27/23 \pm 23/75$ سال، قد 171 ± 179 متر، وزن 62 ± 8 کیلوگرم) و ۱۲ ورزشکار سالم با دامنه (سن $26/67 \pm 22/91$ سال، قد 177 ± 105 متر، وزن 64 ± 34 کیلوگرم) در این مطالعه شرکت کردند. فعالیت الکترومایوگرافی عضله گلتوس مدیوس با استفاده از دستگاه ۱۶-کاناله مدل BTS-FREEMG 300 اندازه‌گیری شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آمار توصیفی و برای مقایسه دو گروه از آزمون آماری t مستقل استفاده شد. سطح α ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد بین دو گروه مبتلا و سالم در میزان Peak-RMS و Average-RMS تفاوت معنی‌دار مشاهده نشد ($P > 0/05$). بین دو جهت اعمال اغتشاش در گروه مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال در متغیرهای Peak-RMS و Average-RMS تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P > 0/05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به مشارکت ورزشکاران در برنامه‌های تمرینی متعدد، این احتمال وجود دارد که خصوصیات فیزیولوژیک، فاکتورهای عصبی عضلانی و الگوی فراخوانی واحدهای حرکتی عضلات مورد مطالعه در ورزشکاران با افراد غیر ورزشکار متفاوت باشد.

کلید واژه‌ها: گلتوس مدیوس، الکترومایوگرافی، سندروم درد پاتلوفمورال، اغتشاش پوسچرال

۱. استادیار، گروه علوم پایه و عمومی، موسسه آموزش عالی عمران و توسعه، همدان (نویسنده مسؤل) Bagherishahab@yahoo.com

۲. دانشیار، گروه بیومکانیک و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

۳. دانشیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

۴. استادیار، گروه بیومکانیک و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

۵. دانشیار، گروه طب فیزیکی و توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی همدان

مقدمه

سندروم درد پاتلوفمورال (PFPS)^۱ یکی از شایع‌ترین اختلالات زانو است که با بارگذاری^۲ بر مفصل زانو در فعالیت‌های همراه با تحمل وزن مانند اسکات، دویدن و بالا و پایین رفتن از پله در ارتباط است (۱). به دلیل بارگذاری تکراری در اندام تحتانی بویژه در مفصل زانو در فعالیت‌های پرشی و چرخشی شیوع این عارضه در ورزشکاران و افراد فعال بیشتر است (۲). مطالعات پیشین نشان داده است که PFPS می‌تواند تا ۷۴ درصد سبب محدود کردن فعالیت‌های ورزشی و یا حتی منجر به قطع آن شود (۳).

علی‌رغم شیوع بالای این عارضه، سبب شناسی آن روشن نیست. انحراف غیر طبیعی پاتلا^۳ مقبول‌ترین فرضیه پذیرفته شده‌ای است که منجر به ایجاد PFPS می‌شود (۳). انحراف غیر طبیعی پاتلا نتیجه اثر متقابل بین ساختارهای غیرفعال موضعی و دور، عضلات و سیستم کنترل عصبی حرکتی است (۳). یکی از عوامل بیومکانیکی که توجه زیادی را در متون علمی به خود جلب کرده است کنترل عصبی عضلانی در مفاصل زانو و هیپ است (۴). به طور سنتی عمده تحقیقات گذشته بر عملکرد عضلات واستوس متمرکز شده است. این فرضیه متصور است که عدم تعادل بین عضلات واستوس مدیالیس اوبلیک و واستوس لترالیس استرس جانبی در مفصل پاتلوفمورال را افزایش می‌دهد (۵).

مطالعات اخیر نقش مولفه‌های پروگزیمال مفصل زانو مانند کنترل عصبی عضلانی ضعیف عضلات هیپ به ویژه عضله گلوتوس مدیوس در اختلال راستای پاتلا و در نتیجه PFPS را مورد توجه قرار داده‌اند. این فرضیه مطرح است که عملکرد ناقص گلوتوس مدیوس ممکن است، کنترل هیپ را تغییر داده (۶) و باعث تیلت جانبی لگن را بوجود می‌آورد (۷) و منجر به افزایش اداکشن و چرخش داخلی ران نسبت به لگن در طول فعالیت‌هایی مانند دویدن، اسکات و بالا و پایین رفتن از پله شود (۸). این حرکت ران ممکن است استرس جانبی مفصل پاتلوفمورال را افزایش داده و منتهی به درد پاتلوفمورال شود. علاوه بر این، کنترل ضعیف گلوتوس مدیوس علت اختلال در راستای دینامیک اندام تحتانی عنوان شده که قویاً با PFPS در ارتباط است (۷). در مطالعات پیشین کاهش قدرت عضلات گلوتال در افراد مبتلا به PFPS گزارش شده است که اساس به کارگیری تمرینات تقویتی برای این عضلات در برنامه‌های توانبخشی افراد مبتلا به PFPS هم این فرضیه می‌باشد (۹). صرف نظر از ارتباط واقعی، ارزیابی اختصاصی قدرت عضلات گلوتوس مدیوس یک تصویر کامل از اثر عملکرد عضلات گلوتال بر PFPS ارائه نمی‌دهد. در واقع آزمون‌های قدرت ایزومتریک ممکن است فقط به فعالیت عضلانی عملکردی، کینماتیک و یا نیروهای مفصلی مربوط باشد (۴). فعالیت الکترومایوگرافی عضله گلوتوس مدیوس در افراد مبتلا به PFPS در چند مطالعه مورد بررسی قرار گرفته است و نتایج متناقض گزارش شده است. ویلسون^۴ و همکاران (۲۰۱۱) تاخیر معنی‌دار زمان آغاز فعالیت گلوتوس مدیوس در افراد مبتلا به PFPS را در دویدن گزارش نموده است در حالی که مقدار حداکثر و میانگین آمپلیتود فعالیت در افراد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و سالم تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (۱۰). سولیوان^۵ و همکاران (۲۰۱۲) در میزان فعالیت گلوتوس مدیوس بین افراد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و سالم تفاوت معنی‌داری گزارش نکرد (۱). بریندل^۶ و همکاران (۲۰۰۳) تاخیر زمان آغاز

1. Patellofemoral Pain Syndrome

2. Loading

3. Abnormal Tracking Of Patella

4. Willson

5. O'Sullivan

6. Brindle

فعالیت عضله گلوتوس مدیوس افراد مبتلا به PFPS در طول وظیفه حرکتی بالا و پایین رفتن از پله در مقایسه با افراد سالم را گزارش کرده‌اند (۱۱). کوان^۱ و همکاران (۲۰۰۹) تاخیر در آغاز فعالیت الکترومایوگرافی عضله گلوتوس مدیوس را در مطالعه گزارش کرده‌اند (۳). بولینگ^۲ و همکاران (۲۰۰۶) آغاز فعالیت گلوتوس مدیوس در طول بالا و پایین رفتن از پله بررسی کرد. اختلاف معنی‌داری در زمان شروع فعالیت و مدت زمان بین افراد مبتلا به PFPS و گروه کنترل مشاهده نشد (۱۲). الکترومایوگرافی عضله گلوتوس مدیوس در طول وظایف عملکردی و ارادی مانند بالا و پایین رفتن از پله، اسکات مورد مطالعه قرار گرفته و اغلب با گزارشات متفاوت در زمان شروع، سطح آمپلیتود و یا مدت زمان فعالیت بین افراد مبتلا و سالم همراه بوده است. یکی از بهترین روش‌های ارزیابی عملکرد عضلات، مطالعه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در اغتشاشات پوسچرال دینامیک است. افراد اغلب نمی‌توانند تهدیدات خارجی برای تعادل دینامیک در طول راه رفتن و یا فعالیت‌های ورزشی را پیش‌بینی کنند، پاسخ‌های ارائه شده از اغتشاش به صورت غیرارادی بوده و بسیار سریع‌تر از پاسخ‌های ارادی است که در طول فعالیت‌های فانکشنال ایجاد می‌شود. در این روش جهت بررسی تغییرات در کنترل عضلات، فعالیت این عضلات طی واکنش‌های وضعیتی در پاسخ به جابجایی غیر قابل پیش‌بینی و ناگهانی سطح اتکا مورد مطالعه قرار می‌گیرد. پژوهش حاضر در نظر دارد فعالیت الکترومایوگرافی عضله گلوتوس مدیوس در پاسخ به اغتشاش پوسچرال دینامیک در ورزشکاران مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و سالم مورد بررسی قرار دهد.

روش تحقیق

مطالعه حاضر از نوع مورد-شاهدی^۳ بود. ۱۲ ورزشکار مرد مبتلا به PFPS و ۱۲ ورزشکار سالم از جامعه دردسترس، به صورت نمونه‌گیری غیراحتمالی و هدفمند انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه برای ورزشکاران مبتلا به PFPS: فعالیت در یک رشته ورزشی حداقل ۳ روز در هفته به مدت نیم ساعت و حداقل به مدت ۱ سال، وجود درد قدامی زانو، پشت و اطراف پاتلا با منشاء زانو در دو مورد از موارد: نشستن طولانی مدت با زانوی خم، بالا و پایین رفتن از پله، اسکات، دویدن، پریدن، زانو زدن (۱۳)، وجود علائم به مدت حداقل چهار هفته (۱۴) داشتن نمره درد حداقل ۳ بر اساس مقیاس NRS^۴ (۷)، مثبت بودن تست کلارک^۵ (۱۴). معیارهای حذف از مطالعه برای افراد مبتلا PFPS عبارتند از: سستی لیگامانی، آسیب مینیسک، سابقه جراحی تنه و زانو، تاندونیت پاتلا، سابقه دررفتگی پاتلا، شکستگی پاتلا، فتق دیسک، درد راجعه ستون فقرات، سابقه اختلالات سیستم عصبی مرکزی، دفورمیتی ستون فقرات، سابقه فیزیوتراپی زانو و هرگونه علائمی که نشان از وضعیت پاتولوژیک مفصل زانو باشد (۱۵، ۱۶). معیار ورود برای گروه کنترل عبارت بودند از: قرار گرفتن در دامنه سنی ۳۰-۱۸ سال، پرداختن به فعالیت ورزشی به صورت هفتگی و حداقل به مدت ۳ سال، عدم ابتلا به PFPS، نداشتن ناهنجاری در اندام تحتانی، نداشتن سابقه جراحی و یا صدمات شدید در اندام تحتانی. معیار حذف از مطالعه برای گروه کنترل: عدم وجود یک مورد از معیارهای ورود برای این آزمودنی‌ها بود.

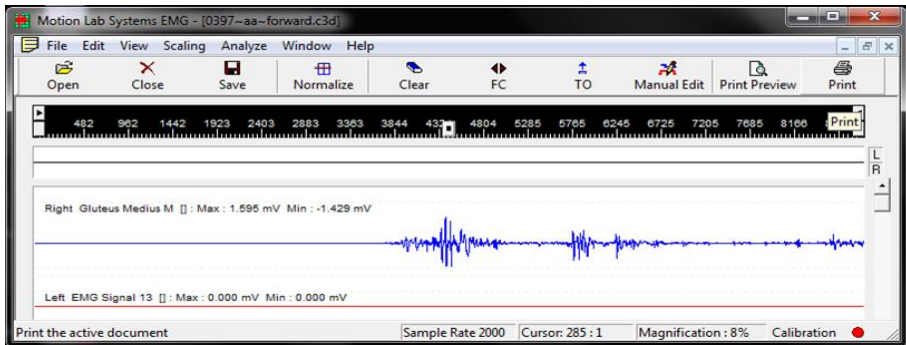
1 . Cowan
2 . Boling
3 . Case- control
4 . Numerical Rating Scale
5 . Clarke

پس از ارائه توضیحات لازم در خصوص روند اجرای مطالعه و امضای موافقت‌نامه، افراد مبتلا توسط پزشک متخصص مورد معاینه قرار گرفته و پس از تکمیل پرسشنامه مقدماتی شامل اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها فرآیند مطالعه آغاز گردید.

از مقیاس ۱۱- نمره ای NRS برای ارزیابی درد استفاده شد. در این مقیاس عدد صفر به معنی عدم وجود درد و عدد ۱۰ مطابق با بیشترین درد قابل تصور است. روایی آن در مطالعات گذشته $ICC=0/96$ ذکر شده است (۱۷). فعالیت الکترومیوگرافی عضله گلتوتوس مدیوس پای مبتلا با استفاده از دستگاه ۱۶-کاناله مدل BTS-FREEEMG 300 ساخت ایتالیا اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری از الکترودهای یک بار مصرف از نوع Ag-AgCl استفاده و فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی متر در نظر گرفته شد. فرکانس نمونه برداری یک کیلو هرتز، پهنای باند ۵۰۰-۱۰ هرتز در نظر گرفته شد. در این مطالعه پای دارای بیشترین درد در افراد مبتلا و پای همسان آن در گروه کنترل مورد ارزیابی قرار گرفت. اغتشاش پوسچرال دینامیک بوسیله یک صفحه متحرک دارای چهار چرخ با ابعاد 90×60 سانتی متر با ارتفاع ۱۰ سانتی متر از سطح زمین ایجاد شد. با استفاده از ضربه‌ای معادل ۱۰ درصد وزن بدن در صفحه متحرک شتاب ناگهانی در سطح ساجیتال در ۲ جهت؛ جلو و عقب ایجاد می‌شد. برای کاهش مقاومت پوست قبل از نصب الکترودهای سطح پوست تراشیده و پوست با پنبه آغشته به الکل ایزوپروپیل تمیز شد. محل‌های مورد نیاز برای نصب الکترودها مطابق با پروتکل اروپایی SENIAM^۱ مشخص و الکترودها گذاری شد. الکترودها در حد واسط فاصله بین تاج خاصره^۲ و برجستگی بزرگ^۳ ران و همچنین وسط خار خاصره قدامی فوقانی^۴ و خار خاصره خلفی فوقانی^۵ روی شکم عضله گلتوتوس مدیوس نصب شد (۱۸). برای آزمون حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی^۶ (MVIC) عضله گلتوتوس مدیوس، آزمودنی در وضعیت دراز کشیده به پهلو روی میز معاینه قرار گرفته، برای حفظ تعادل در طول آزمون پای سالم در زیر و در مفصل هیپ و زانو در حالت فلکشن و اندام مورد آزمون در حالت نرمال روی آن قرار داشت. پای آزمون در ابداکشن ۳۰ درجه، حدوداً ۵ درجه اکستنشن و مقدار جزئی چرخش خارجی قرار می‌گرفت (۱۹). برای ایجاد ثبات تنه آزمودنی، یک استرپ قابل تنظیم از بالای تاج خاصره به قسمت زیرین میز به صورت محکم بسته شد (۲۰). برای اطمینان از استاندارد بودن میزان مقاومت در طول آزمون MVIC از یک استرپ در قسمت دیستال ران استفاده شد. همچنین در هر آزمون برای تلاش حداکثری از تشویق‌های کلامی استفاده شد. قبل از انجام پروتکل اجرایی آزمودنی‌ها مدت ۵ دقیقه جهت گرم کردن به فعالیت‌های زیر بیشینه می‌پرداختند. برای ثبت فعالیت EMG از سه تلاش جداگانه MVIC استفاده شد. مدت زمان لازم برای هر آزمون MVIC، ۵ ثانیه در نظر گرفته شد (۱۰). به منظور جلوگیری از خستگی عضلانی بین هر انقباض بیشینه یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. سیگنال‌های آنالوگ، تقویت شده و با استفاده از نرم افزار BTS EMG-Analyzer بر اساس ریشه دوم میانگین^۷ (RMS) در یک پنجره زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه‌ای بعد از حرکت صفحه متحرک تحلیل شد (شکل ۱). میانگین حداکثر RMS در ۳ تلاش انجام شده، محاسبه شده و بر اساس حداکثر^۸ (Peak) و میانگین^۱ (Average)، RMS مربوط به MVIC

- 1 . Surface EMG For Non-Invasive Assessment Of Muscles
- 2 . Iliac Crest
- 3 . Greater trochanter
- 4 . Anterior Superior Iliac Spine
- 5 . Posterior Superior Iliac Spine
- 6 . Maximum Voluntary Isometric Contraction
- 7 . Root Mean Square
- 8 . Peak-Rms

برای هر عضله نرمال سازی شد. برای نرمال سازی سیگنال های الکترومایوگرافی Peak-RMS و RMS-Average هر عضله در اغتشاش پوسچرال به مقدار RMS متناظر به دست آمده از MVIC آن عضله تقسیم نموده و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردید. برای آشنا شدن آزمودنی با نحوه انجام آزمون، دو تلاش تمرینی صورت گرفت. به منظور استاندارد کردن وضعیت قرارگیری، پاها به اندازه عرض شانه از هم فاصله داشت و هر دو قوزک داخلی پاها روی یک خط عرضی قرار می گرفت. برای محدود کردن نقش دستها در حفظ تعادل، آزمودنی می بایست در طول آزمون دستها را به صورت ضربدری روی سینه قرار دهد. برای جلوگیری از واکنش عضلانی احتمالی، جهت اغتشاش به صورت تصادفی انتخاب گردید. به منظور بازیابی شرایط نرمال برای آزمودنی بین هر دو تلاش متوالی یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. از آزمودنی خواسته شد تا جایی که امکان دارد در طول آزمون وضعیت خود را حفظ کند. در صورتی که آزمودنی نتواند تعادل خود را حفظ کند و یا از دستها برای بازیابی تعادل استفاده کند خطا محسوب شده و آزمون مجدداً تکرار می شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار آماری SPSS ۱۸ استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از آمار توصیفی و برای مقایسه دو گروه از آزمون آماری t مستقل استفاده شد. در تحقیق حاضر سطح معنی داری ۹۵ درصد و آلفای ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.



شکل ۱. اطلاعات الکترومایوگرافی خام عضله گلوتوس مدیوس یک ورزشکار در پاسخ به اغتشاش پوسچرال

یافته های تحقیق

مشخصات دموگرافیک آزمودنی ها به صورت میانگین و انحراف استاندارد و به تفکیک هر گروه در جدول شماره ۱ گزارش شده است. بررسی همسانی متغیرهای سن، قد، وزن و شاخص BMI^۲ با استفاده از آزمون آماری شاپیرو-ویلک نشان داد دو گروه مبتلا و سالم قبل از اجرای اغتشاش پوسچرال در میانگین متغیرهای مورد مطالعه تفاوت معنی داری نداشتند ($P > 0.05$). میانگین و انحراف استاندارد Peak-RMS و Average-RMS دو گروه در جدول شماره ۲ بر اساس آزمون تی مستقل با هم مقایسه و گزارش شده است. بررسی ها نشان داد میزان Peak-RMS و Average-RMS عضله گلوتوس مدیوس ورزشکاران مبتلا به اغتشاش قدامی به ترتیب ۲۳٪ و ۱۶/۴٪ کمتر از ورزشکاران سالم بود، اگرچه بین دو گروه مبتلا و سالم در متغیرهای مذکور تفاوت معنی دار مشاهده نشد ($P > 0.05$). همچنین علی رغم عدم وجود تفاوت معنی دار فعالیت الکترومایوگرافی عضله گلوتوس

۱ . Average-Rms

۲ . Body Mass Index

مدیوس دو گروه مورد مطالعه در اغتشاش خلفی، میزان Peak-RMS و Average-RMS عضله گوتوس مدیوس ورزشکاران مبتلا به PFPS به ترتیب ۴٪ و ۲/۱٪ بیشتر از ورزشکاران سالم بود.

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها در دو گروه

گروه	تعداد	سن (سال)	قد (متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI ⁺ (متر ^۲ /کیلوگرم)	سابقه ورزشی
PFPS ⁺⁺	۱۲	۲۳/۷۵±۳/۲۷	۱/۷۹±۷/۷۱	۷۴/۸۷±۸/۶۲	۲۳/۰۹±۱/۷۵	۹/۵±۵/۸۳
سالم	۱۲	۲۲/۹۱±۲/۶۷	۱/۷۷±۵/۰۳	۶۹/۵۲±۶/۳۴	۲۱/۹۸±۲/۰۹	۸/۱۶±۳/۷۳

+BMI: Body Mass Index

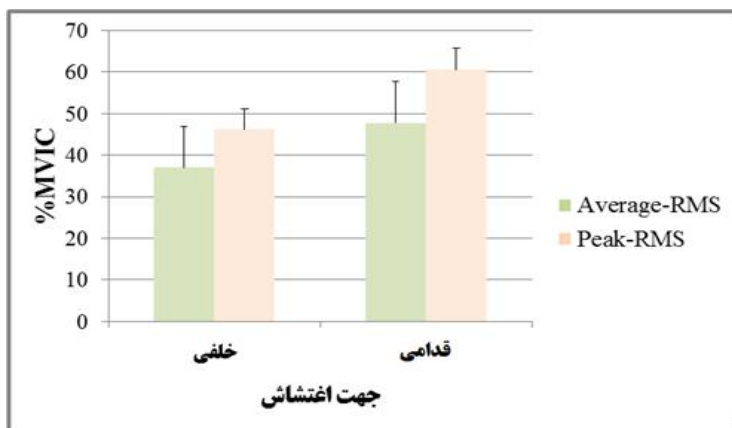
++PFPS: Patellofemoral Pain Syndrome

جدول ۲. مقایسه دو گروه بر اساس آزمون تی مستقل در اغتشاش پوسچرال دینامیک در جهات قدامی و خلفی

P-value	میانگین ± انحراف استاندارد		گروه	متغیر
	Average-RMS	Peak-RMS		
۰/۷۸	۴۷/۸۴±۱۸/۵۷	۶۰/۷±۲۲/۷	PFPS ⁺	اغتشاش قدامی
۰/۸۹	۵۷/۲۵±۲۱/۵۳	۷۸/۸۴±۳۰/۶۰	سالم	
۰/۱	۳۷/۰۲±۱۳/۵۲	۴۶/۲۶±۱۹/۶	PFPS ⁺	اغتشاش خلفی
۰/۲۶	۳۶/۲۴±۱۴/۲۲	۴۴/۳۰±۱۵/۶	سالم	

⁺ PFPS : Patellofemoral Pain Syndrome

در نمودار ۱ متغیرهای Average-RMS و Peak-RMS در دو جهت اعمال اغتشاش پوسچرال در گروه PFPS مورد مقایسه قرار گرفته است. نتایج نشان داد اگرچه میانگین متغیرهای مورد مطالعه در اغتشاش قدامی بیشتر از اغتشاش در جهت خلفی بود با این حال بین دو جهت اعمال اغتشاش در گروه مبتلا به سندروم درد پالتوفمورال در متغیرهای مورد مطالعه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P > 0.05$).



نمودار ۱: مقایسه میانگین متغیرهای Average-RMS و Peak-RMS در دو جهت اغتشاش اعمال شده در گروه PFPS

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که تفاوت معنی‌داری در میزان آمپلیتود عضله گوتوس مدیوس بین افراد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و افراد سالم در پاسخ به اغتشاش پوسچرال دینامیک مشاهده نشد. در مطالعه حاضر، این فرض مطرح بود که فعالیت الکترومایوگرافی عضله گوتوس مدیوس در ورزشکاران مبتلا به PFPS در پاسخ به اغتشاش پوسچرال دینامیک در مقایسه با ورزشکاران بدون PFPS تفاوت معنی‌دار دارد. نتایج مطالعه حاضر با یافته‌های سولیوان و همکاران (۲۰۱۲) همخوانی داشت. سولیوان فعالیت الکترومایوگرافی گوتوس مدیوس در چند تمرین ورزشی را در افراد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و سالم مورد مطالعه قرار داد و عدم وجود تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در میزان RMS را گزارش کرد (۱). علاوه بر آن سوزا^۱ و همکاران (۲۰۰۹) نتایج مشابه اظهار کرده‌اند (۱۹). ناکاگوا^۲ و همکاران (۲۰۱۱) اختلاف معنی‌داری در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضله گوتوس مدیوس در سه وضعیت پیاده روی، پایین رفتن از پله و پرش تک پا بین افراد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و سالم مشاهده نکرد (۲۱). در پژوهشی بیابانی مقدم و همکاران (۲۰۱۶) نیز عدم اختلاف معنی‌دار فعالیت الکترومایوگرافی گوتوس مدیوس در افراد مبتلا به PFPS در حرکت ارادی مچ پا را گزارش کرده‌اند (۲۲). از سوی دیگر ناکاگوا و همکاران (۲۰۱۲) در یک مطالعه کاهش معنی‌دار آمپلیتود فعالیت گوتوس مدیوس زنان مبتلا به PFPS در وظیفه حرکتی اسکات تک پا در مقایسه با زنان سالم گزارش کرده است (۲۰). همچنین شیرازی و همکاران (۲۰۱۴) تاخیر فعالیت گوتوس مدیوس در افراد مبتلا به PFPS در اغتشاش لترال خارجی در مقایسه با گروه کنترل را گزارش کرده است (۱۶). از سوی مقابل در مطالعه بولگلا^۳ و همکاران در سال ۲۰۱۱ میزان فعالیت بیشتر گوتوس مدیوس در افراد مبتلا به PFPS در مقایسه با افراد سالم گزارش شده است (۲۳). از جمله مواردی که مقایسه بین مطالعات انجام شده را محدود و اختلاف موجود در نتایج مطالعات را توجیه می‌کند می‌توان به نوع وظایف حرکتی اعمال شده، تشخیص زمان شروع انقباض عضلات، روش تجزیه و تحلیل سیگنال‌ها و جامعه‌ی مورد مطالعه اشاره کرد. علاوه بر آن در برخی مطالعات عضله گوتوس مدیوس به صورت

1 . Souza
2 . Nakagawa
3 . Bolgla

بخشی مورد مطالعه قرار گرفته است در حالی که در مطالعه حاضر عضله مذکور به عنوان یک کل در نظر گرفته شده است. برای مثال در مطالعه شیرازی و همکاران (۲۰۱۴) اغتشاش لترال در صفحه فرونتال با استفاده از توپ مدیسن بال مورد استفاده قرار گرفته است (۱۶). بولگلا فعالیت عضله گلوتوس مدیوس را در وظیفه حرکتی بالا رفتن از پله مورد مطالعه قرار داده است (۲۳). همچنین میزان فعالیت الکتریکی عضلانی در مطالعه ناگاکاوا و همکاران (۲۰۱۲) بوسیله پارامتر Amplitude اندازه گیری و گزارش شده است. در مطالعه حاضر فعالیت الکترومایوگرافی به وسیله پارامتر RMS مورد ارزیابی قرار گرفته است. جامعه مورد مطالعه پژوهش حاضر را ورزشکاران مبتلا به PFPS تشکیل داده‌اند، این در حالی است که تحقیقات گذشته عمدتاً افراد غیر ورزشکار دارای درد پاتلوفمورال بوده است و کمتر ورزشکاران مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. با توجه به اینکه ورزشکاران عموماً در برنامه‌های تمرینی و رقابتی متعدد شرکت دارند احتمال متفاوت بودن خصوصیات فیزیولوژیک و شاخص‌های عصبی عضلانی در عضلات ورزشکاران با افراد غیر ورزشکار وجود دارد که در برخی مطالعات این تفاوت مورد اشاره قرار گرفته است (۲۴).

از جمله شواهد علمی که سبب شکل‌گیری فرضیه تحقیق حاضر شد وجود اختلاف در کینماتیک مفاصل ران و زانو، کاهش قدرت و تاخیر فعالیت عصبی عضلانی در گلوتوس مدیوس و کاهش شاخص‌های ثباتی در افراد مبتلا به PFPS در مقایسه با افراد سالم است که در مطالعات متعدد ذکر شده است که در ادامه تبیین می‌شود. گلوتوس مدیوس غالباً به عنوان ایداکتور اصلی ران نام برده می‌شود، اعتقاد بر این است که این عضله به طور موثری به عنوان ثبات دهنده لگن در طول ایستادن و به عنوان چرخاننده لگن در طول راه رفتن عمل می‌کند. در تحقیقات پیشین گزارش شده است که گلوتوس مدیوس در طی فعالیت‌هایی که سبب از دست دادن ناگهانی تعادل (اغتشاش) و بروز آسیب می‌شوند ممکن است به عنوان ثبات دهنده دینامیک هیپ و لگن فعالیت کند (۲۵). مطالعات نشان داده‌اند که در افراد مبتلا به PFPS تغییر کینماتیک مفصل ران در طیف گسترده‌ای از فعالیت‌ها مشاهده شده است (۱۰). در تحلیل سه بعدی حرکات، افزایش چرخش داخلی ران نسبت به لگن در زنان مبتلا به PFPS در مقایسه با زنان سالم در طول فعالیت‌های پایین رفتن از پله، دویدن و پریدن مشاهده شده است (۱۹). همچنین اداکشن بیشتر ران در اسکات تک پا، دویدن و پریدن و افزایش اداکشن ران و اداکشن زانو در طول راه رفتن در زنان دارای این عارضه در مقایسه با زنان سالم در مطالعات بیان شده است (۲۶،۲۷). این فرضیه وجود دارد که چرخش و حرکت در صفحات حرکتی ترانسورس و فرونتال کاهش نواحی تماس، افزایش فشار و در نتیجه با بروز درد در مفصل پاتلوفمورال همراه است (۲۸).

همچنین کاهش قدرت عضلات هیپ در افراد مبتلا به PFPS یکی از یافته‌هایی که در بین محققین بر روی آن اتفاق نظر وجود دارد (۲۹). اگرچه برخی محققین به ارتباط ضعیف بین قدرت عضلات هیپ و تغییرات کینماتیک اندام تحتانی اشاره داشته‌اند (۳۰) با این حال کاهش قدرت عضلات هیپ به تنهایی برای وجود تفاوت‌های کینماتیکی در اندام تحتانی در افراد مبتلا به PFPS کفایت نمی‌کند (۱۰). کاهش فعالیت گلوتوس مدیوس ممکن است ثبات مفصل ران در صفحه فرونتال را کاهش داده و در نتیجه افزایش چرخش ران و زانو در طول فعالیت همراه با تحمل وزن را در پی داشته باشد (۳۱). تاخیر فعال‌سازی در عضله گلوتوس مدیوس ممکن است اداکشن زانو و راستای زانو در طول فعالیت‌های همراه با تحمل وزن را تسهیل کند که مفید بودن آن برای مفصل پاتلوفمورال بعید به نظر می‌رسد (۲۸). اگرچه تغییر در زمانبندی فراخوانی عضلانی ممکن است یک

مکانیسم جبرانی برای کاهش نوسان وضعیتی یا حفظ کنترل وضعیتی باشد. تغییر یا کاهش کنترل عصبی عضلانی در طول اجرای حرکات ورزشی که ممکن است نتیجه خارج شدن بیش از حد حرکت مفصل زانو از صفحه حرکتی به ویژه فرونتال باشد، به نظر می‌رسد که خطر آسیب‌های حاد زانو در زنان ورزشکار را افزایش داده و به پیشرفت PFPS کمک می‌کند (۳۲). مطالعات نشان داده‌اند که افراد مبتلا به PFPS از استراتژی هیپ استفاده می‌کنند (۳۳). استراتژی‌های عضلانی در صفحه ساجیتال اتفاق می‌افتد و استراتژی هیپ نوسان به سمت جلو و عقب را کنترل می‌کند و در آن افزایش در گشتاور اکستانسوری هیپ، کاهش گشتاور اکستانسوری زانو را جبران می‌کند. مطالعات نشان داده است که اغتشاش ناگهانی میچ یا منجر به حرکت لگن و در نتیجه فعالیت قابل توجه گلوتوس مدیوس شده است (۲۵).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که آمپلیتود عضله گلوتوس مدیوس ورزشکاران مبتلا به PFPS در اغتشاش قدامی کمتر از ورزشکاران سالم بود. کاهش فعالیت گلوتوس مدیوس در وضعیت نوسان به جلو ممکن است نتیجه افزایش گشتاور اینرسی بدن به جلو با در نظر گرفتن حرکت آن در صفحه ترانسورس باشد (۳۴). جابجایی قدامی در وضعیتی که لگن به تنهایی حرکت می‌کند در مقایسه با وضعیتی که لگن و ران حرکت می‌کنند، جابجایی بیشتر مرکز ثقل بدن به جلو را بدنبال دارد (۳۴). زمانی که ران تا ۲۰ درجه فلکشن دارد و بخش غیر قابل انعطاف لگن-تنه را حفظ می‌کند ۶۷ درصد جرم بدن تا حدودی دور از محور حرکتی ران در صفحه ترانسورس جابجا می‌شود (۳۵). بنابراین گلوتوس مدیوس نمی‌خواهد نیروی بیشتری را برای حفظ این وضعیت تولید کند. افزایش گشتاور اینرسی، به همراه افزایش در بازوی گشتاوری عضله گلوتوس مدیوس از طریق افزایش فلکشن هیپ، کاهش فعالیت عضله گلوتوس مدیوس را در وضعیت جابجایی قدامی توجیه می‌کند.

در جابجایی قدامی وزن تنه و بخش بالایی بدن نسبت به سطح اتکا، در مقایسه با وضعیت ایستاده‌ای که وزن بدن در محدوده‌ی سطح اتکا قرار دارد عضله گلوتوس مدیوس فعالیت کمتری دارد. فعالیت‌های ورزشی اغلب در وضعیت‌هایی اتفاق می‌افتد که فلکشن ران افزایش می‌یابد. زمانی که فلکشن هیپ از صفر تا ۹۰ درجه افزایش می‌یابد، بازوی گشتاور گلوتوس مدیوس افزایش می‌یابد و عضله در یک مزیت مکانیکی برای اعمال گشتاور چرخش داخلی ران قرار می‌گیرد (۳۶). بنابراین، این امکان وجود دارد که هنگامی که فلکشن هیپ افزایش می‌یابد گلوتوس مدیوس مجبور به اعمال نیروی کمتری برای خنثی کردن گشتاور چرخشی شده و در نتیجه کاهش در فعالیت الکترومایوگرافی را به دنبال دارد (۳۴). تغییرات ناگهانی جز لاینفک در ورزش می‌باشد کنترل حرکتی در صفحه ترانسورس ممکن است برای حفظ مکانیک مناسب و به طور بالقوه کاهش خطر آسیب در اندام تحتانی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. آگاهی از پاسخ‌های احتمالی عضلات به اغتشاشات ناگهانی برای طراحی پروتکل‌های توانبخشی جهت درمان و پیشگیری از آسیب‌های ورزشی در زانو و سایر مفاصل می‌تواند اثرات مفیدی داشته باشد. با توجه به اینکه در مطالعه حاضر آمپلیتود فعالیت عضله گلوتوس مدیوس در افراد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال در اغتشاش پوسچرال دینامیک مورد ارزیابی قرار گرفت انجام مطالعات آینده در خصوص زمان شروع فعال سازی و مدت زمان فعالیت عضله گلوتوس مدیوس در پاسخ به اغتشاش پوسچرال دینامیک ضروری به نظر می‌رسد.

References:

1. O'Sullivan K, Herbert E, Sainsbury D, McCreesh K, Clifford A. 2012. No difference in gluteus medius activation in women with mild patellofemoral pain. *J Sport Rehabil.* 21(2):110–8.
2. Myer GD, Ford KR, Foss KDB, Ceasar A, Rauh MJ, Facsm MPH, et al. 2010. The Incidence and Potential Pathomechanics of Patellofemoral Pain in Female Athletes. *Clin Biomech.* 25(7):700–7.
3. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. 2009. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med.* 43(8):584–8.
4. Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. 2013. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med.* 47(4):207–14.
5. McConnell J. 1996. Management of patellofemoral problems. *Man Ther.* 1(2):60–6.
6. Powers CM. 2003. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 33(11):639–46.
7. Earl JE, Hertel JN, Denegar CR. 2005. Patterns of Dynamic Malalignment, Muscle Activation, Joint Motion, and Patellofemoral-Pain Syndrome. *J Sport Rehabil.* 14(Dm):216–34.
8. Powers CM. 2010. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 40(2):42–51.
9. Bagheri S, Shojaeddin S, Nazarian AB, Naderi A. 2016. The Effect of Hip Abductors and External Rotators Strengthening In Male with Patellofemoral Pain Syndrome. *J ilam Univ Med Sci.* 23(6):29–39 [Persian].
10. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznichak D a., Scott Straker J. 2011. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech.* Elsevier Ltd; 26(7):735–40.
11. Brindle TJ, Mattacola C, McCrory J. 2003. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 11(4):244–51.
12. Boling MC, Bolgla LA, Mattacola CG, Uhl TL, Hosey RG. 2006. Outcomes of a Weight-Bearing Rehabilitation Program for Patients Diagnosed With Patellofemoral Pain Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 87(11):1428–35.
13. Baldon RDM, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. 2014. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patellofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 44(4):240–A8.
14. Ferber R, Bolgla L, Earl-Boehm JE, Emery C, Hamstra-Wright K. 2015. Strengthening of the Hip and Core Versus Knee Muscles for the Treatment of Patellofemoral Pain: A Multicenter Randomized Controlled Trial. *J Athl Train.* 50(4):366–77.
15. Nakagawa Helissa T, Maciel Dias C, Serrao abio V. 2015. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Man Ther.* 20:189–93.
16. Shirazi ZR, Moghaddam MB, Motealleh A. 2014. 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.* Elsevier Ltd; 95(7):1383–9.
17. Kahl C, Cleland J a. 2005. Visual analogue scale, numeric pain rating scale and the McGill pain Questionnaire: an overview of psychometric properties. Vol. 10, *Physical Therapy Reviews.* 123–8.

18. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Res Dev.* 8–11.
19. Souza RB, Powers CM. 2009. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sport Phys Ther.* 39(1):12–9.
20. Nakagawa TH. 2012. Trunk, Pelvis, Hip, and Knee Kinematics, Hip Strength, and Gluteal Muscle Activation During a Single Leg Squat in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther.* 42(6):491–501.
21. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RM, Maciel CD. 2011. Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain. *Brazilian J Phys Ther.* 15(1):59–65.
22. Biabanimoghadam M, Motealleh A, Cowan SM. 2016. Core muscle recruitment pattern during voluntary heel raises is different between patients with patellofemoral pain and healthy individuals. *Knee.* 23(3):382–6.
23. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. 2011. Comparison of hip and knee strength and neuromuscular activity in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Int J Sports Phys Ther.* 6(4):285–96.
24. Miller JP, Sedory D, Croce R V. 1997. Leg rotation and vastus medialis oblique/vastus lateralis electromyogram activity ratio during closed chain kinetic exercises prescribed for patellofemoral pain. *J Athl Train.* 32(3):216–20.
25. Beckman SM, Buchanan TS. 1995. Ankle inversion injury and hypermobility: Effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. Vol. 76, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* p. 1138–43.
26. Willson JD, Davis IS. 2008. Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clin Biomech.* 23(2):203–11.
27. Salsich GB, Long-Rossi F. 2010. Do females with patellofemoral pain have abnormal hip and knee kinematics during gait? *Physiother Theory Pract.* 26(3):150–9.
28. Besier TF, Gold GE, Delp SL, Fredericson M, Beaupre GS. 2008. The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *J Orthop Res.* 26(12):1627–35.
29. Prins MR, van der Wurff P. 2009. Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. *Aust J Physiother.* 55(1):9–15.
30. Dierks, T.A., Manal, K.T., Hamill, J., Davis IS. 2008. Proximal and Distal Influences on Hip and Knee Kinematics in Runners With Patellofemoral Pain During a Prolonged Run. *J Orthop Sport Phys Ther.* 38(8):448–56.
31. Chaudhari AM, Andriacchi TP. 2006. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech.* 39(2):330–8.
32. Hewett TE. 2005. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *Am J Sports Med.* 33(4):492–501.
33. Nadeau S, Gravel D, Hébert LJ, Arseneault AB, Lepage Y. 1997. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture.* 5(1):21–7.
34. Schmitz RJ, Riemann BL, Thompson T. 2002. Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation. *J Sport Rehabil.* 11(3):179–88.
35. Winter D a. 1990. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* 277 p.
36. Delp SL, Hess WE, Hungerford DS, Jones LC. 1999. Variation of rotation moment arms with hip flexion. *J Biomech.* 32(5):493–501.