Electromyographic responses of vastus muscles to dynamic postural perturbations in athletes with patellofemoral pain syndrome

Bagheri Sh., PhD Student[1], Shojaedin S., PhD[2], Jamshidi A.A., PhD[3], Letafatkar A., PhD[4], Nikoo M.R., PhD[5]

1. PhD Candidate, School of Sport Biomechanics and Corrective Exercise, Kharazmi University, Tehran, Iran (Corresponding Author), Tel:+98-81-8240379, bagherishahab@yahoo.com
2. Associate Professor, School of Sport biomechanics and Corrective Exercise, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3. Associate Professor, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
4. Assistant Professor, School of Sport biomechanics and Corrective Exercise, Kharazmi University, Tehran, Iran.
5. Assistant Professor, School of Rehabilitation Sciences, Hamadan University of Medical Science, Hamadan, Iran.

ABSTRACT

Background and Aim: Patellofemoral pain syndrome (PFPS) is among the most common musculoskeletal disorders in the athletes and active individuals. Observation of muscular responses to unexpected perturbations is one of the most common methods to evaluate the neural strategies. The aim of this study was to evaluate the EMG response of vastus muscles to dynamic postural perturbations in the athletes with PFPS.

Material and Method: This study included 10 male athletes with PFPS and 10 healthy male athletes. NPRS scale was used to assess pain. EMG activity of VMO and VL muscles measured during dynamic postural perturbation. The EMG signals were collected using a 16-channel BTS-FREEEMG 300 system, manufactured in Italy. Independent-t test was used for data analysis.

Results: RMS values for VMO and VL muscles in PFPS group, were higher than the corresponding values of the control group by 33.59% and 33.35% respectively, in the forward postural perturbation. There was a significant difference in VL muscle RMS values between the two groups (P=0.04). RMS values for VMO and VL muscles in PFPS group were higher than those of the control group by 38% and 49.52% respectively, in the backward postural perturbation and there was a significant difference in VL muscle RMS values between the two groups (P=0.04).

Conclusion: The results showed that valtus muscles were more active in response to dynamic postural perturbation in the athletes with PFPS in comparison to the healthy athletes. Patellofemoral pain syndrome and in general joint disorders can lead to dysfunction in the whole sensory-motor system. Therefore, instead of focusing on local symptoms we should examine the whole body in sensory-motor system dysfunction.

Key words: Electromyography response, Postural dynamic perturbations, Patellofemoral pain syndrome, Vastus muscles.

Received: Apr 11, 2016 **Accepted:** May 17, 2016

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان / دوره بیست و یکم / مهر و آبان ۱۳۹۵/۶۰-۴۹

پاسخ الکترومایوگرافی عضلات وستوس به اغتشاش وضعیتی دینامیک در ورزشکاران مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال

شهاب الدین باقری[۱]، صدرالدین شجاع الدین[۲]، علی اشرف جمشیدی[۳]، امیر لطافت کار[۴]، محمدرضا نیکو[۵]

۱.دانشجوی دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران (نویسنده مسئول) تلفن ثابت: ۰۸۱-۸۲۴۰۳۷۹، bagherishahab@yahoo.com

۲.دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

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

۴.استادیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۵.استادیار طب فیزیکی و توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی همدان، همدان، ایران

چکیده

زمینه و هدف: سندروم درد پاتلوفمورال (PFPS) از شایعترین اختلالات اسکلتی عضلانی زانو در بین ورزشکاران و افراد فعال است. مشاهده پاسخ‌های عضلانی به اغتشاشات غیر منتظره از رایج‌ترین روش‌ها برای ارزیابی استراتژی‌های عصبی است. هدف مطالعه حاضر ارزیابی پاسخ الکترومایوگرافی عضلات وستوس به اغتشاش وضعیتی دینامیک در ورزشکاران مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال بود.

روش بررسی: ۱۰ ورزشکار مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و ۱۰ ورزشکار سالم به صورت در دسترس انتخاب شد. از مقیاس NPRS برای ارزیابی درد استفاده شد. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات VMO و VL حین اغتشاش وضعیتی دینامیک اندازه‌گیری شد. سیگنالهای الکترومایوگرافی با استفاده از یک سیستم ۱۶-کاناله مدل BTS-FREEEMG 300 ساخت ایتالیا جمع آوری شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون t مستقل استفاده شد.

نتایج: در اغتشاش وضعیتی قدامی میزان RMS عضله VMOو VL در گروه PFPS، به ترتیب ۳۳/۵۹ ٪و ۳۳/۳۵٪ بیشتر از گروه کنترل بود، در میزان RMS عضله VL بین دو گروه از نظر آماری تفاوت معنی داری مشاهده شد (P =۰/۰۴). در اغتشاش وضعیتی خلفی میزان RMS عضله VMOو VL در گروه PFPS، به ترتیب ۳۸ ٪و ۴۹/۵۲٪ بیشتر از گروه کنترل بود. در میزان RMS عضله VL تفاوت معنی داری بین دو گروه مشاهده شد (P =۰/۰۴).

نتیجه گیری: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که به طور کلی عضلات وستوس در ورزشکاران مبتلا به PFPS نسبت به افراد سالم در اغتشاش وضعیتی دینامیک فعالتر از افراد سالم است. با توجه به اینکه سندروم درد پاتلوفمورال و بطور کلی اختلالات مفصلی سبب اختلال عملکرد در کل دستگاه حسی حرکتی می‌شود، یک درمانگر به جای تمرکز بر علائم موضعی، در اختلال عملکرد حسی حرکتی باید کل بدن را مد نظر قرار دهد.

واژگان کلیدی: پاسخ الکترومایوگرافی، اغتشاش وضعیتی دینامیک، سندروم درد پاتلوفمورال، عضلات وستوس

وصول مقاله:۹۵/۱/۲۳ اصلاحیه نهایی:۹۵/۲/۲۷ پذیرش:۹۵/۲/۲۸

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

مقدمه

سندروم درد پاتلوفمورال [1](PFPS) از شایعترین اختلالات اسکلتی عضلانی زانو در بین جوانان و نوجوانان ورزشکار و افراد فعال است (۲و۱) و غالباً برای توصیف درد جلوی زانو استفاده می‌شود. ورزشکاران مبتلا به PFPS معمولاً در ورزش‌های همراه با دویدن و پریدن مانند بسکتبال، والیبال، بدمینتون، دو صحرانوردی و دوچرخه سواری شرکت داشته و در زمان افزایش حجم و یا شدت تمرینات در زانوی خود درد احساس می‌کنند. وجود درد در ناحیه قدامی زانو، اطراف و پشت پاتلا در فعالیت هایی مانند بالا و پایین رفتن از پله، پیاده روی، دویدن، پریدن، دوچرخه سواری، اسکات، فعالیت‌های ورزشی، نشستن‌های طولانی مدت از علائم PFPS است (۵–۳). علائم اغلب باعث ناتوانی و محدودیت در فعالیت‌های جسمانی، شرکت در ورزش‌ها و حتی قطع فعالیت های ورزشی می‌شود (۸–۶).

ثبات دینامیک وابسته به صحت ورودی‌های حسی و پاسخ‌های حرکتی مناسب جهت کنترل تغییرات وضعیت سریع تنه طی حرکات برشی، ایستادن و فرود می‌باشد (۹). بررسی های گذشته تغییر استراتژی های عصبی-عضلانی در افراد مبتلا به PFPS را گزارش کرده است (۱۰). نقش بسیار مهم ثبات مفصل زانو در کنترل حرکتی و پیشگیری از آسیب‌های زانو در ورزشکاران از اهمیت بسزایی برخوردار است. ثبات وضعیتی نتیجه درونداد، پردازش و برونداد اطلاعات دستگاه عصبی است که شامل اطلاعات بینایی، دهلیزی و حس پیکری است. پاسخ‌های دستگاه حرکتی برای حفظ ثبات وضعیتی در سطح تحت قشری و عمدتاً در مخچه سازماندهی می‌شوندکه نیمه هوشیارانه و قبل از حرکت ارادی صورت می‌گیرند (۱۱) . این پاسخ‌ها به سه استراتژی تعادلی تقسیم می‌شوند: استراتژی مچ پا، ران و گام برداشتن (۱۲). مطالعات پیشین نقص کنترل طبیعی حرکات اندام تحتانی (۱۵–۱۳) مانند آهسته‌تر بودن در پیاده روی و بالا رفتن از پله (۱۶) و پارامترهای عصبی- عضلانی مانند زمان آغاز فعالیت و میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کوادریسپس در حرکات افراد مبتلا به PFPS را گزارش کرده اند (۱۸و۱۷). اکثر مطالعاتی که به بررسی الگوهای فعالیت عضلانی در افراد مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال پرداخته‌اند عمدتاً فعالیت‌های همراه با حرکات ارادی را مد نظر قرار داده‌اند. مطالعات مختلف استدلال کرده‌اند که در حرکات ارادی ممکن است سازگاری عصبی-عضلانی در الگوهای حرکتی ایجاد شده و در نتیجه فشار وارد بر زانو در افراد مبتلا به PFPS کاهش یابد. برای مثال افراد مبتلا به PFPS برای کاهش بار مفصلی (۱۹) و گشتاور اکستانسور زانو (۲۰) با زاویه فلکشن محدود و به آهستگی از پله بالا می‌روند (۲۲و۲۱و۱۶). شواهد متناقضی در رابطه با اصلاحات مربوط به فعالیت‌های ارادی و مقدماتی [2] وجود دارد که در برگیرنده ورودی‌های قابل توجه مراکز عصبی بالاتر است. علاوه بر آن اطلاعات موجود شواهد محدودی در خصوص زمان‌بندی فعالیت عضلات اندام تحتانی در وظایف غیرارادی نشان می‌دهد.

مشاهده پاسخ‌های عضلانی به اغتشاشات داخلی یا خارجی یکی از رایج‌ترین روش‌ها برای ارزیابی استراتژی‌های عصبی تامین کننده ثبات می‌باشد (۲۳). در این روش جایگزین، جهت بررسی تغییرات در کنترل عضلات، فعالیت این عضلات طی واکنش‌های وضعیتی در پاسخ به جابجایی غیر قابل پیش بینی و ناگهانی سطح اتکا مورد مطالعه قرار می‌گیرد (۲۴). هوراک [3] و همکاران (۱۹۹۷) گزارش کرده‌اند که اندازه‌گیری اغتشاش بدن در یک سطح اتکا ثابت برای ارزیابی کمی و کیفی ثبات وضعیتی و استراتژی‌های آن کافی نیست (۲۵). در واقع ارزیابی واکنش‌های عضلانی در پاسخ به حرکات غیر قابل پیش‌بینی که افراد در معرض آن قرار نگرفته اند، جهت شناسایی پاسخ‌هایی از پیش ساختاریافته سیستم کنترل مفید خواهد بود

1 .Patellofemoral Pain Syndrome

2 .Voluntary And Preparatory Activities

3 . Horák

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

و می‌تواند اطلاعات مفیدی در خصوص تعدیل این پاسخ‌ها بدلیل وجود محدودیت‌های احتمالی فراهم سازد (۲۶). در تحلیل الکترومایوگرام پاسخ‌های کلیشه‌ای به اغتشاشات جابجایی وزن در مفصل مچ پا توسط هوراک و ناشنر مشاهده شد که این پاسخ‌ها در سطح خودکار و غیرارادی صورت می‌گیرند (۱۲). پاسخ های ناشی از اغتشاش، بخش‌های متعددی از بدن را در بر می‌گیرد و از بازتاب های کششی انعطاف پذیرتر و از زمان واکنش ارادی سریعتر می‌باشند (۱۲). زمان تاخیر کوتاه در این پاسخ‌ها نشان می‌دهد که حداقل زمان برای پردازش اطلاعات در هنگام اجرا وجود دارد، در نتیجه نشان دهنده پاسخ‌های کلیشه ای از مراکز پایین‌تر سیستم عصبی می باشند (۲۷). مطالعات نشان می‌دهند که آزمودنی‌های دارای بی‌ثباتی عملکردی مفصل مچ پا و کمردرد مزمن و افراد دارای اختلالات حس پیکری برای حفظ ثبات وضعیتی خود بیشتر از استراتژی ران استفاده می‌کنند (۲۹و۲۸). با وجود فراوانی پژوهش‌های انجام شده در خصوص پاسخ‌های رفلکسی، این گونه مطالعات در ورزشکاران مبتلا به PFPS کمتر مورد توجه واقع شده است و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس به اعمال اغتشاش دینامیک ناگهانی در سطح ساجیتال بندرت مورد توجه قرار گرفته است. تحقیق حاضر در نظر دارد پاسخ الکترومایوگرافی عضلات وستوس به اغتشاش وضعیتی دینامیک سطح ساجیتال در ورزشکاران مبتلا به سندروم درد پاتلوفمورال و افراد سالم را مورد بررسی و مقایسه قرار دهد.

روش بررسی

مطالعه حاضر از نوع مورد- شاهد بود. ۱۰ ورزشکار مرد مبتلا به PFPS با دامنه سنی ۳۰-۱۸ و ۱۰ ورزشکار سالم با سابقه حضور در سطوح ملی و باشگاهی در رشته های دومیدانی، کوهنوردی، فوتبال و بسکتبال از جامعه دردسترس، به صورت نمونه گیری غیر احتمالی ساده و هدفمند انتخاب شدند. حجم نمونه بر اساس مطالعات پیشین انتخاب شد (۳۱و۳۰). معیارهای ورد به مطالعه برای ورزشکاران مبتلا به PFPS : 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 (۳۲)، وجود علائم به مدت حداقل چهار هفته (۲) داشتن نمره درد حداقل۳ بر اساس مقیاس سنجش عددی درد[1](NPRS) (۷)، مثبت بودن تست کلارک (۳۳). برای اجرای تست کلارک پای آزمودنی در وضعیت درازکشیده قرار و یک دست آزمونگر روی پاتلا قرار داشت. در حالیکه پاتلا بوسیله آزمونگر به پایین فشار داده می‌شد از آزمودنی خواسته شد که چهارسر را منقبض کند. احساس درد در طول اجرای این عمل به معنای مثبت بودن تست تلقی می‌شد (۳۳). معیارهای حذف از مطالعه برای افراد مبتلا PFPS عبارتند از: سستی لیگامانی، آسیب مینیسک، تاندونیت پاتلا، سابقه دررفتگی پاتلا، شکستگی پاتلا، فتق دیسک، درد راجعه ستون فقرات، سابقه اختلالات سیستم عصبی مرکزی، دفورمیتی ستون فقرات، سابقه جراحی تنه و زانو، سابقه فیزیوتراپی زانو و هرگونه علائمی که نشان از وضعیت پاتولوژیک مفصل زانو باشد (۲۶و۵). 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. در صورتی که افراد مورد مطالعه یکی از موارد فوق را نداشتند از مطالعه حذف می‌شدند. پس از ارائه توضیحات لازم در خصوص روند اجرای مطالعه و امضای موافقت نامه، کلیه موارد مربوط به معیارهای ورود و حذف از مطالعه از نظر بالینی و با آزمون های عملکردی و در صورت نیاز با استفاده از تکنیک های تشخیصی پیشرفته توسط پزشک متخصص در روند معاینه آزمودنی ها مورد توجه قرار گرفته و ارزیابی شد. پس از

1 . Numeric Pain Rating Scale

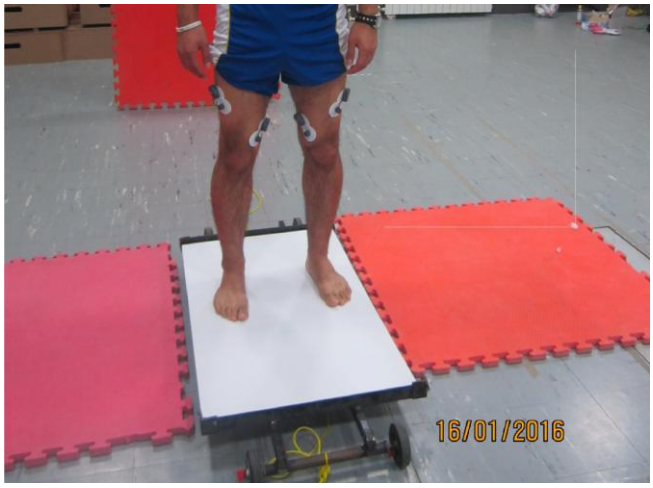
[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

تکمیل پرسشنامه مقدماتی شامل اطلاعات دموگرافیک آزمودنی ها فرآیند مطالعه آغاز گردید.

از مقیاس ۱۱-نمره ای NPRS 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. به منظور عدم تاثیرگذاری درد بر فعالیت های روزمره، آزمودنی های مبتلا به PFPS می‌بایست در روز اجرای آزمون حتی المقدور بدون درد حضور می‌یافتند. برای اندازه گیری فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس از دستگاه ۱۶ کاناله مدل BTS-FREEEMG 300 ساخت ایتالیا استفاده شد. الکترود های یک بار مصرف از نوع Ag-Agcl مورد استفاده قرار گرفت و فاصله مرکز به مرکز ۲۰ میلی متر در نظر گرفته شد. نرخ نمونه برداری یک کیلو هرتز و فیلتر بالاگذر۱۰ هرتز و فیلتر پایین گذر ۵۰۰ هرتز در نظر گرفته شد. برای ایجاد اغتشاش در آزمودنی‌ها از گاری چهار چرخ با ابعاد ۹۰ *۶۰ سانتی متر با ارتفاع ۱۰ سانتی متر از سطح زمین استفاده شد. با استفاده از ضربه‌ای معادل ۱۰ درصد وزن بدن در گاری شتاب ناگهانی در سطح ساجیتال در ۲ جهت؛ جلو و عقب ایجاد می‌شد. محل‌های مورد نیاز برای نصب الکترود مطابق با پروتکل اروپایی SENIAM مشخص و آماده سازی شد (۳۴). برای مشخص نمودن زمان حرکت و توقف گاری از سیستم تحلیل حرکتی سه بعدی Vicon با چهار دوربین MX-Series با فرکانس ۲۰۰ هرتز استفاده شد. برای این منظور ۲ مارکر منعکس کننده نور در بخش های قدامی و خلفی سمت جانبی گاری نصب گردید.

عضله پهن خارجی[1](VL): الکترود عضله VL در ۱۰ سانتی‌متری بالا و ۶ تا ۸ سانتی‌متری خارج نسبت به کنار فوقانی پاتلا و در زاویه ۱۵ درجه نسبت به محور عمودی نصب شد (۳۵). عضله پهن مایل داخلی[2](VMO): الکترود عضله VMO تقریبا در ۴ سانتی متر بالا و ۳ سانتی متر داخل نسبت به لبه داخلی فوقانی پاتلا و در زاویه ۵۵ درجه نسبت به محور عمودی نصب شد(۳۵) (شکل ۱).

.



شکل ۱. محل نصب الکترود عضلات VMOو VL

1 . Vastus Lateralis
2 . Vastus Medialis Oblique

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

جهت آماده سازی پوست ابتدا در محل های مورد نظر، موهای سطح پوست تراشیده و پوست با پنبه آغشته به الکل تمیز شد. برای ثبت فعالیت EMG از سه تلاش جداگانه حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی[1] (MVIC) برای هر عضله استفاده شد. مدت زمان لازم برای هر آزمون MVIC ، ۵ ثانیه در نظر گرفته شد (۳۶). سیگنال های آنالوگ ، تقویت شده و با استفاده از نرم افزار BTS EMG-Analyzer بر اساس ریشه دوم میانگین[2] (RMS) در اولین ثانیه بعد از شروع حرکت گاری در یک پنجره زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه ای ثبت شد. ارزیابی حداکثر قدرت عضلات VMO و VL در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه مفصل ران و فلکشن ۹۰ درجه مفصل زانو و در حالت اجرای حرکت اکستنشن زانو در حالت نشسته انجام شد (۳۷). به منظور جلوگیری از خستگی عضلانی بین هر انقباض بیشینه یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. در زمان انجام آزمون MVIC از آزمودنی‌های خواسته شد حداکثر تلاش خود را بکار گیرند. جهت پیشگیری از بروز درد احتمالی و تاثیر آن بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات هنگام اغتشاش، ثبت فعالیت الکتریکی MVIC عضلات مورد نظر پس از انجام وظیفه حرکتی صورت گرفت. میانگین حداکثر RMS در ۳ تلاش انجام شده، محاسبه شده و بر اساس حداکثر RMS مربوط به MVIC برای هر عضله نرمال سازی شد. برای نرمال سازی سیگنال های الکترومایوگرافی حداکثر RMS هر عضله در اغتشاش وضعیتی به مقدار حداکثر RMS بدست آمده از MVIC آن عضله تقسیم نموده و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب گردید. برای جلوگیری از واکنش عضلانی احتمالی، جهت اغتشاش به صورت تصادفی و بدون هرگونه اشاره به آزمودنی انتخاب گردید. آزمودنی با پای برهنه روی گاری قرار می گرفت. به منظور استاندارد کردن وضعیت قرار گیری، پاها به اندازه عرض شانه از هم فاصله داشت و هر دو قوزک داخلی پاها روی یک خط عرضی قرار می‌گرفت. برای محدود کردن نقش دست ها در حفظ تعادل، از آزمودنی خواسته شد در طول آزمون دست ها به صورت ضربدری روی سینه قرار داشته باشد. بین هر دو تلاش متوالی یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. برای آشنا شدن آزمودنی با نحوه انجام تست، دو تلاش تمرینی صورت گرفت. از آزمودنی خواسته شد تا جایی که امکان دارد در طول آزمون وضعیت خود را حفظ کند. در صورت عدم توانایی آزمودنی در حفظ تعادل و یا از استفاده از دست‌ها برای بازیابی تعادل، خطا محسوب شده و آزمون مجدداً تکرار می‌شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار آماری SPSS۱۸ استفاده شد. نرمال بودن توزیع با استفاده از آزمون آماری شاپیرو-ویلک بررسی و تایید 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 معنی‌داری ۹۵ درصد و آلفای ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

مشخصات آزمودنی ها به صورت میانگین و انحراف استاندارد و به تفکیک هر گروه در جدول ۱ گزارش شده است. دو گروه از نظر متغیرهای سن، قد، وزن، شاخص[3] BMI و سابقه ورزشی همسان شد. نتایج بررسی متغیرهای سن، قد، وزن، شاخص BMI و سابقه ورزشی با استفاده از آزمون آماری شاپیرو-ویلک نشان داد دو گروه PFPS و کنترل قبل از اجرای پروتکل اغتشاش دینامیک در میانگین متغیرهای مذکور تفاوت معنی داری نداشتند ($P>0/05$).

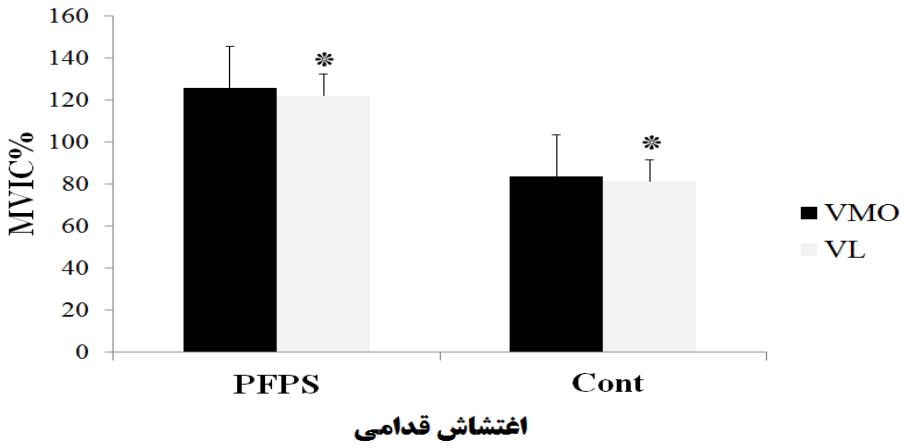
1 . Maximum voluntary isometric contraction
2 . Root Mean Square
3 . Body Mass Index

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

جدول ۱. مشخصات آزمودنی ها در دو گروه

متغیر / گروه	PFPS	کنترل	P-Value
سن (سال)	۲۳/۴۵±۳/۵۰	۲۳/۶۳±۳۳/۳	۰/۹۰
قد (سانتی متر)	۱۸۲± ۶/۷۲	۱۷۸/۷۲± ۴/۸۶	۰/۲۰
وزن (کیلوگرم)	۷۴/۷۵± ۱۰/۳۷	۷۰/۱۲± ۷/۸۵	./۲۵
BMI(متر/کیلوگرم)	۲۲/۵۷±۲/۹۹	۲۲/۰۱±۲/۸۷	۰/۶۵
سابقه ورزشی(سال)	۹/۷۲±۶/۱۶	۷/۰۹±۳/۶۴	۰/۱۸

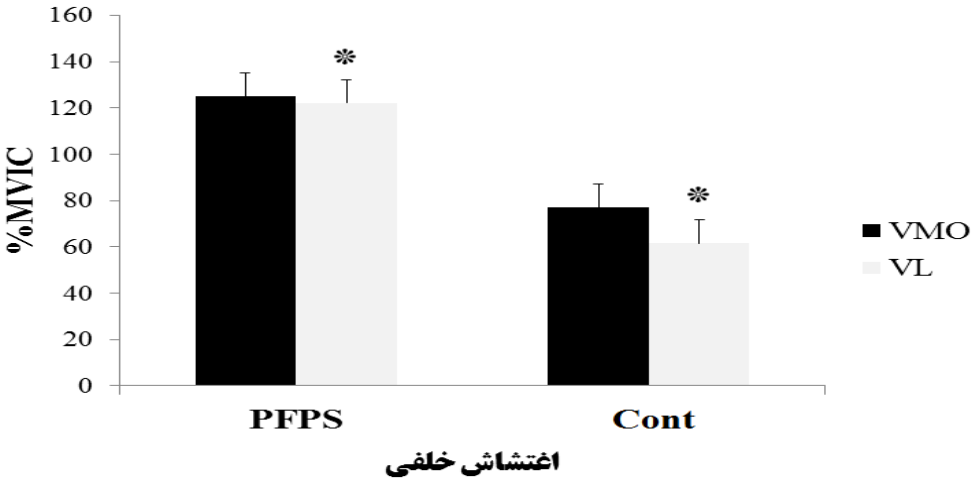
نتایج مقایسه میزان RMS عضلات VMO و VL دو گروه در اغتشاش وضعیتی قدامی نمودار ۱ نمایش داده شده است. یافته ها نشان می‌دهد که در اغتشاش وضعیتی قدامی RMS عضله VMO در آزمودنی های گروه PFPS نسبت به گروه کنترل ۳۳/۵۹ ٪ بیشتر بود، اگرچه از نظر آماری تفاوت معنی داری مشاهده نشد (P=۰/۴۱). در اغتشاش وضعیتی قدامی میزان RMS عضله VL در گروه PFPS، ۳۳/۳۵ ٪ بیشتر از گروه کنترل بود، بین دو گروه از نظر آماری تفاوت معنی داری مشاهده شد (P=۰/۰۴).



نمودار۱. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد میزان RMS عضلات VMO و VL در اغتشاش وضعیتی قدامی در دو گروه ورزشکاران مبتلا به PFPS و کنترل.

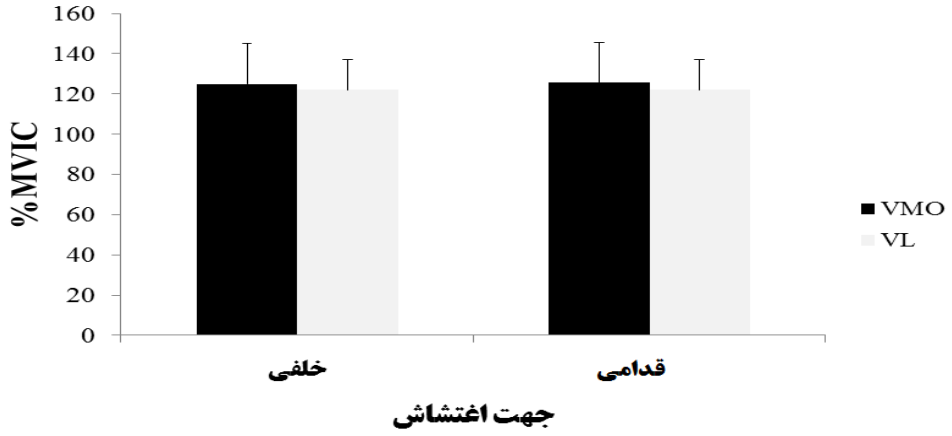
در اغتشاش وضعیتی خلفی، میزان RMS عضله VMO در گروه PFPS در مقایسه با گروه کنترل ۳۸ ٪ بیشتر بود. این میزان از نظرآماری معنی دار نبود (P=۰/۲۵). علاوه بر این میزان RMS عضله VL در گروه PFPS ، ۴۹/۵۲ ٪ بیشتر از گروه کنترل بود و تفاوت معنی داری بین دو گروه مشاهده شد (P=۰/۰۴). نتایج مقایسه میزان RMS عضلات VMO و VL دو گروه در اغتشاش وضعیتی خلفی در نمودار ۲ نمایش داده شده است.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]



نمودار۲. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد میزان RMS عضلات VMO و VL در اغتشاش وضعیتی خلفی در دو گروه ورزشکاران مبتلا به PFPS و کنترل.

در نمودار۳ میزان RMS عضلات VMO وVL در گروه PFPS در دو جهت اغتشاش وضعیتی مورد مقایسه قرار گرفته است. تجزیه و تحلیل داده ها نشان داد که میزان RMS عضله VMO در اغتشاش قدامی فقط ۰/۴۵٪ بیشتر از آن در اغتشاش خلفی بود و از نظرآماری معنی دار نبود (P=۰/۹۰). همچنین میزان RMS عضله VL در اغتشاش قدامی ، ۰/۰۵ ٪بیشتر از اغتشاش خلفی بود و تفاوت معنی داری بین دو جهت اغتشاش مشاهده نشد (P=۰/۹۳).



نمودار۳. مقایسه میانگین و انحراف استاندارد میزان RMS عضلات VMO و VL در دو جهت اغتشاش در گروه ورزشکاران مبتلا به PFPS

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

بحث

در مطالعه حاضر پاسخ الکترومایوگرافی عضلات وستوس به اغتشاش وضعیتی دینامیک در ورزشکاران مبتلا به PFPS و افراد سالم مورد بررسی قرار گرفت. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که به طور کلی عضلات وستوس در ورزشکاران مبتلا به PFPS نسبت به ورزشکاران سالم در اغتشاش وضعیتی دینامیک فعالتر بود. یافته های مطالعه حاضر با نتایج صالحی و همکاران همسو بود. نتایج مطالعه صالحی و همکاران(۲۰۰۶) نشان داد که در افراد مبتلا به PFPS نسبت فعالیت عضلات VMO/VL در اغتشاش قدامی از مچ پا به طور معنی داری بیشتر از سایر آزمونها بود، در حالیکه این نسبت در آزمون اغتشاش خلفی از مچ پا با الگوی های فعال حرکتی و انقباض ایزومتریک حداکثری تفاوت معنی دار نداشت (۳۸). یافته های مطالعه حاضر با نتایج مطالعه استنس داتر و همکاران[1] (۲۰۰۸) همخوانی دارد. استنس داتر و همکاران گزارش کردند که در مقایسه با گروه کنترل در افراد مبتلا به PFPS، عضله VMO فعال تر از عضله VL است (۲۴). وجود اختلالات بیومکانیک در افراد مبتلا به PFPS ممکن است در توجیه این نتیجه موثر واقع شود. یکی از الگوهای بیومکانیکی در افراد مبتلا به PFPS، اداکشن و چرخش داخلی ران در طول فعالیت های دینامیک است که بدلیل ضعف و یا کنترل عصبی عضلانی ضعیف عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران رخ می‌دهد (۳۹). در مطالعه مایو[2] و همکاران (۲۰۱۵) تفاوت معنی دار فعالیت الکترومایوگرافی عضله VMO در فعالیت همراه با اداکشن ران و فعالیت بدون اداکشن در افراد مبتلا به PFPS گزارش شده است (۴۰).

در مطالعاتی که عمدتاً فعالیت الکترمایوگرافی در اعمال ارادی مورد بررسی قرار گرفته است، فعالیت کمتر عضله VMO در افراد مبتلا به PFPS در مقایسه با افراد سالم گزارش شده است. صالحی و همکاران (۲۰۰۶) بیان می کند که در افراد سالم سطح فعالیت عضله VMO نسبت به عضله VL مستقل از جهت و محل اعمال اغتشاش است، در حالیکه در افراد مبتلا به PFPS سطح فعالیت عضله VMO نسبت به عضله VL وابسته به جهت و محل اعمال اغتشاش می‌باشد. در واقع فعالیت عضله VMO در افراد مبتلا به PFPS وابسته به وظیفه حرکتی است (۳۸). از جمله دلایل اختلاف نتایج مطالعات فعالیت الکترومایوگرافی در اعمال اغتشاش دینامیک را می توان به نوع وظیفه حرکتی نسبت داد. مطالعات نشان داده اند که ثبت و تجزیه و تحلیل فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در وظایف دینامیک بدلیل تغییر سیگنال عضله در طول فعالیت دینامیک امری بسیار پیچیده است (۴۰).

فعالیت الکتریکی عضله صرفاً به فعالیت واقعی عضله مربوط نشده و به عواملی مانند محل قرار گیری واحد حرکتی، آناتومی عضله، چگونگی توزیع فیبرهای عضلانی، ضخامت بافت چربی، سطح فعالیت های فیزیکی که از عوامل تاثیرگذار بر فعالیت الکترومایوگرافی عضله محسوب می‌شوند، وابسته است. سطح فعالیت فیزیکی آزمودنی های مورد مطالعه در تحقیق حاضر نیز می‌تواند دلیلی برای توجیه اختلاف موجود در میزان فعالیت الکترومایوگرافی با سایر تحقیقات بیان کرد. تحقیقات نشان داده است ورزشکاران نخبه توانایی بیشتری برای استفاده سریع از عضلات دارا هستند که می‌تواند مربوط به سازگاری عصبی عضلانی در ورزشکاران باشد (۴۱). بر اساس مطالعات پیشین افراد مبتلا به PFPS توانایی کنترل طبیعی حرکات اندام تحتانی را نداشته و در پارامترهای عصبی- عضلانی مانند زمان فعال شدن و میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی نقصان نشان می‌دهند (۴۲). تحقیقات گذشته نشان می‌دهد که میزان و زمان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در زانو می‌تواند متاثر از حالت فعالیت عضلانی، زاویه مفصلی، تحمل وزن و موقعیت تنه باشد (۴۳). مطالعات نشان داده اند که تغییرات الگوهای آتش در عضلات موضعی بیانگر یک

1 . Stensdotter et al
2 . Miao et al

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

اختلال عملکرد حسی حرکتی است (۱۱). آسیب و اختلالات مفصلی می‌تواند الگوهای معمول پاسخ‌های وضعیتی خودکار را تغییر دهد. فعال سازی عضله و استراتژی های تعادل ممکن است با پاتولوژی مفصل تغییر کند و باعث بروز اثرات موضعی و عمومی گردد (۱۱). بنابراین این احتمال وجود دارد که افراد دارای آسیب و اختلالات اسکلتی عضلانی الگوهای وضعیتی متفاوتی را به نمایش گذارند. اختلالات حس عمقی می‌تواند سبب اختلال عملکرد در کل دستگاه حسی حرکتی شود. وویتس و همکاران[1] بیان کرده‌اند که فقدان حس عمقی، پاسخ های حمایتی عضلانی برای ثبات رفلکسی مفصل را به تاخیر می‌اندازد (۴۴). اختلالات حس عمقی منجر به اختلال عملکرد موضعی و عمومی می‌شود. التهاب مفصل احتمالاً از طریق مسیرهای رفلکسی نخاعی منجر به مهار رفلکسی عضلات موضعی ناحیه زانو می‌شود (۴۵). درجه مهار عضله بستگی به میزان شدت آسیب مفصل دارد (۴۶). آسیب مفصلی قابلیت تحریک نورون حرکتی آلفا را حتی در غیاب دردکاهش می‌دهد (۴۶). اطلاعات آوران ناکافی یا نامناسب بر پردازش دستگاه عصبی مرکزی تاثیر می‌گذارد که به نوبه خود برونداد حرکتی و عملکرد مفصل را تحت تاثیر قرار می‌دهد (۱۱). بنابراین درمانگران به جای تمرکز بر علائم موضعی در اختلالات حسی حرکتی، باید کل بدن را مد نظر قرار دهند. با توجه به نقش عضلات ثباتی تنه و هیپ در استراتژی های کنترلی تحقیقات بیشتر در خصوص بررسی پاسخ الکترومایوگرافی عضلات مذکور به اغتشاشات دینامیک در افراد مبتلا به PFPS ضروری بنظر می‌رسد.

نتیجه گیری

الگوهای فعال سازی رفلکسی در پاسخ به اغتشاش وضعیتی ناگهانی در وظایف حرکتی عملکردی به شیوه کنترلی می‌تواند در درک بهتر استراتژی های کنترل عصبی عضلانی که در ثبات مفصلی موثر است، مفید واقع شود. با توجه به اینکه سندروم درد پاتلوفمورال و بطور کلی اختلالات مفصلی سبب اختلال در کل دستگاه حسی حرکتی می‌شود، درمانگران به جای تمرکز بر علائم موضعی در اختلالات حسی حرکتی باید کل بدن را مد نظر قرار دهند.

تشکر و قدردانی

این پژوهش بخشی از نتایج مربوط به رساله‌ی دکتری در رشته آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی در دانشگاه خوارزمی تهران است. پژوهشگران بر خود لازم می‌دانند از کلیه ورزشکاران شرکت کننده در این پژوهش و مسئولین آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان که در اجرای این پژوهش ما را یاری کردند کمال تقدیر و تشکر خود را ابراز دارند.

1 . Wojtys et al

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

Refrences

1. Myer GD, Ford KR, Barber KD, Goodman A, Ceasar A, Rauh MJ, et al. The incidence and potential pathomechanics of patellofemoral pain in female athletes. Clin Biomech 2010;25:700–7.
2. Ferber R, Bolgla L, Earl-Boehm JE, Emery C, Hamstra-Wright K. Strengthening of the hip and core versus knee muscles for the treatment of patellofemoral pain: a multicenter randomized controlled trial. J Athl Train 2015;50:366–77.
3. Bagheri S, Shojaeddin S, Nazarian AB, Naderi A. The effect of hip abductors and external rotators strengthening in male with patellofemoral pain syndrome. J ilam Univ Med Sci 2016;23:29–39 [In Persian].
4. Halabchi F, Mazaheri R, Seif-Barghi T. Patellofemoral pain syndrome and modifiable intrinsic risk factors; how to assess and address? Asian J Sports Med 2013;4:85.
5. Nakagawa Helissa T, Maciel Dias C, Serrao abio V. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. Man Ther 2015;20:189–93.
6. Blønd L HL. Patellofemoral pain syndrome in athletes: a 5.7-year retrospective follow-up study of 250 athletes. Acta Orthop Belg 1998;64:393–400.
7. Earl JE, Hoch AZ. A proximal strengthening program improves pain, function, and biomechanics in women with patellofemoral pain syndrome. Am J Sports Med 2011;39:154–63.
8. Hewett TE, Paterno M V, Myer GD. Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. Clin Orthop Relat Res 2002; 402:76–94.
9. 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 Sport Phys Ther 2008;38:12–8.
10. Page P, Rouge B, Frank CC, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance : the Janda approach. Human Kinetics Champaign, IL; 2010. 297 p.
11. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. J Neurophysiol 1986;55:1369–81.
12. Cesarelli M, Bifulco P, Bracale M. Study of the control strategy of the quadriceps muscles in anterior knee pain. IIEEE Trans Rehabil Eng 2000;8:330–41.
13. Witvrouw E, Lysens R, Bellemans J, Cambier D, Vanderstraeten G. Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. Am J Sports Med 2000;28:480–9.
14. Brody LT, Thein JM. Nonoperative treatment for patellofemoral pain. J Orthop Sport Phys Ther 1998;28:336–44.
15. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. J Orthop Res 2004;22:267–74.
16. Meira EP, Brumitt J. Influence of the hip on patients with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. Sports Health 2011;3:455–65.
17. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. Am J Sports Med 2007;35:1123–30.
18. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. Gait Posture 2002;16:115–23.
19. Powers CM, Landel R, Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. Phys Ther

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

1996;76:946–55; discussion 956–67.
20. Costigan PA, Deluzio KJ, Wyss UP. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. Gait Posture 2002;16:31–7.
21. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. Clin Biomech 2001;16:906–12.
22. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. Exp Brain Res 1994;98:336–41.
23. Stensdotter AK, Grip H, Hodges PW, Hager-Ross C. Quadriceps activity and movement reactions in response to unpredictable sagittal support-surface translations in women with patellofemoral pain. J Electromyogr Kinesiol 2008;18:298–307.
24. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. Phys Ther 1997;77:517–33.
25. Shirazi ZR, Moghaddam MB, 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;95:1383–9.
26. Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. Behav Brain Sci 1985;8:135.
27. Tropp H, Odenrick P. Postural control in single-limb stance. J Orthop Res 1988;6:833–9.
28. Horak FB, Nashner LM, Diener HC. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. Exp Brain Res 1990;82:167–77.
29. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RM, Maciel CD. Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain. Rev Bras Fisioter, São Carlos 2011;15:59–65.
30. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. Gait Posture 2002;16:115–23.
31. Baldon RDM, Serrão FV, Scattone Silva R, Piva SR. 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 2014;44:240–A8.
32. Kwon O, Yun M, Lee W. Correlation between intrinsic patellofemoral pain syndrome in young adults and lower extremity biomechanics. J Phys Ther Sci 2014;26:961–4.
33. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech Human Kinetics Publishers, Inc; 1997;13:135–63.
34. Cowan SM, Bennell KIML, Crossley KAYM, Hodges PW, Mcconnell J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. Phys Ther 2002;34:1879–85.
35. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznichek DA, Scott Straker J. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. Clin Biomech 2011;26:735–40.
36. Kendall F, McCreary E, Provance P, Rodgers M, Romani W. Muscles testing and function, with posture and pain. 4th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins; 2005;433–6.
37. Salehi R , Ebrahimi E , Shaterzadeh M. Comparison of vastus medialis oblique/vastus lateralis electrical activity ratio in active and reactive movement patterns between patients with patellofemoral pain and normal subjects. Jundishapur Sci Med J 2006;4:201–10 [In persian].
38. Santos TRT, Oliveira BA, Ocarino JM. Effectiveness of hip muscle strengthening in patellofemoral pain syndrome patients : a systematic review. Brazilian J Phys Ther

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]

2015;19:167–76.
39. Miao P, Xu Y, Pan C, Liu H, Wang C. Vastus medialis oblique and vastus lateralis activity during a double-leg semisquat with or without hip adduction in patients with patellofemoral pain syndrome. BMC Musculoskelet Disord 2015;16:289.
40. Sbriccoli P, Camomilla V, Di Mario A, Quinzi F, Figura F, Felici F. Neuromuscular control adaptations in elite athletes: The case of top level karateka. Eur J Appl Physiol 2010;108:1269–80.
41. Nguyen A, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. J Orthop Sports Phys Ther 2007;37:389–98.
42. Shultz, S.J., Perrin, D.H., Adams, J.M., Arnold, B.L., Gansneder, B.M., Granata K. Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. J Electromyogr Kinesiol 2000;10:159–70.
43. Wojtys EM, Huston LJ. Neuromuscular performance in normal and anterior cruciate ligament-deficient lower extremities. Am J Sports Med 1992;22:89–104.
44. Morrissey MC. Reflex inhibition of thigh muscles in knee injury. Causes and treatment. Sport Med 1989;7:263–76.
45. Hurley M V. The effects of joint damage on muscle function, proprioception and rehabilitation. Man Ther 1997;2:11–7.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-22]