DOI: 10.48305/jims.v43.i844.1801

مجله دانشکده پزشکی اصفهان — سال چهل و سوم/شماره‌ی ۸۴۴/هفته‌ی چهارم بهمن ۱۴۰۴

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۷/۲۸ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۱۱/۱۸ تاریخ چاپ: ۱۴۰۴/۱۱/۳۰

تأثیر دو نوع فرود رایج بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران دارای کشیدگی همسترینگ

شیرین عالی[۱]، مهشید یوسفی[۲]، پارسا فرقانی[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: کشیدگی عضلات همسترینگ، یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اندام تحتانی در ورزشکاران است که با اختلالات پایدار عصبی-عضلانی همراه است و می‌تواند بر پایداری زانو و خطر آسیب‌های مکرر تأثیر بگذارد. این مطالعه به بررسی تأثیر دو الگوی فرود با تنه اکستند شده و فلکس شده بر فرکانس میانه الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران والیبالیست با سابقه‌ی کشیدگی همسترینگ در مقایسه با همتایان سالم پرداخت.

روش‌ها: پژوهش حاضر از نوع مقطعی مقایسه‌ای بود. تعداد ۱۶ والیبالیست مرد سالم و ۱۶ والیبالیست مرد با کشیدگی همسترینگ به صورت هدفمند به دو گروه شاهد و مورد تقسیم شدند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب با دستگاه الکترومایوگرافی حین فرود از جعبه ۳۰ سانتی‌متری ثبت شد. جهت تحلیل‌های آماری از آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: در فرکانس میانه عضلات رکتوس فموریس ($P = ۰/۰۲۲$) و بایسپس فموریس ($P = ۰/۰۳۵$) در اثر عامل گروه، فرکانس میانه عضلات بایسپس فموریس ($P = ۰/۰۱۶$) و وستوس مدیالیس ($P = ۰/۰۱۷$) در اثر عامل تکلیف و اثر تعاملی تکلیف*گروه در این دو عضله ($P = ۰/۰۴۴$) و ($P = ۰/۰۲۹$) اختلاف معنی‌داری مشاهد شد.

نتیجه‌گیری: ورزشکاران با کشیدگی همسترینگ، الگوهای متفاوتی در فعال‌سازی عصبی‌عضلانی نشان می‌دهند که وابسته به وضعیت تنه است و فرود با تنه فلکس‌شده می‌تواند بار مکانیکی را بهتر توزیع کند. در بازتوانی، تمرکز بر تمرینات فرود با تنه فلکس‌شده و هماهنگی کوادریسپس- همسترینگ می‌تواند خطر عود آسیب را کاهش دهد و بازگشت ایمن به ورزش را تسهیل کند.

واژگان کلیدی: عضلات همسترینگ؛ فرود؛ طیف فرکانس؛ فعالیت الکتریکی

ارجاع: عالی شیرین، یوسفی مهشید، فرقانی پارسا. **تأثیر دو نوع فرود رایج بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی در ورزشکاران دارای کشیدگی همسترینگ.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۴؛ ۴۳ (۸۴۴): ۱۸۰۱- ۱۸۰۹.

مقدمه

کشیدگی عضلات همسترینگ، از شایع‌ترین آسیب‌های اندام تحتانی در ورزش‌های مبتنی بر دویدن و لگد زدن است و حدود ۳۷ درصد از کشیدگی‌های عضلانی این اندام را شامل می‌شود (۱). عوامل خطر آن به دو گروه قابل اصلاح و غیرقابل اصلاح تقسیم می‌شوند. سن بالا و سابقه‌ی آسیب‌های قبلی از عوامل غیرقابل اصلاح هستند. در مقابل، ضعف قدرت همسترینگ، اختلالات بیومکانیکی دویدن، تغییرات فعالیت الکترومایوگرافی، افزایش تیلت قدامی لگن و ویژگی‌های ساختاری مانند کوتاهی فاسیکول و افزایش سفتی غیرفعال همسترینگ، از عوامل خطر قابل اصلاح محسوب می‌شوند (۲). با وجود بازگشت بسیاری از ورزشکاران به فعالیت پس از کشیدگی همسترینگ، اختلالات پایدار عصبی‌عضلانی مانند کاهش قدرت، انعطاف‌پذیری و فعال‌سازی عضلانی همچنان باقی می‌ماند (۳، ٤). گزارش شده است نقص‌های عصبی‌عضلانی پس از کشیدگی همسترینگ الگوی حرکت در انقباضات کم‌شدت را مختل کرده، پاسخ کششی و رفلکس تلندونی را کاهش داده و مهار درون‌قشری را افزایش می‌دهد. (۵، ٦). چنین تغییراتی به نوعی مهار عصبی‌عضلانی پایدار تعبیر شده‌اند که می‌تواند کاهش عملکرد ورزشی و افزایش خطر آسیب‌های مکرر را به دنبال داشته باشد (۷).

از منظر بیومکانیکی، پیامدهای اختلال عصبی‌عضلانی

۱- استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

۲- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳- دانشجوی کارشناسی کینزیولوژی، دانشگاه یورک، تورنتو، کانادا

نویسنده‌ی مسؤول: شیرین عالی: استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

Email: sh.aali@cfu.ac.ir

همسترینگ تنها به خطر آسیب مجدد محدود نمی‌شود. همسترینگ همراه با کوادریسپس در پایداری مفصل زانو نقش اساسی دارد و با کنترل نیروهای برشی و جابجایی ساق پا، از ساختارهای زانو محافظت می‌کند (۸). پس از کشیدگی، واحد عضلانی‌ـــ تاندونی همسترینگ ممکن است برای مدت طولانی به وضعیت پیش از آسیب بازنگردد و تغییرات مکانیکی آن، رابطه طول- تنش، انتقال نیرو و الگوی حرکت مفصل زانو را تحت تأثیر قرار دهد (۹، ۱۰).

با توجه به این که همسترینگ به عنوان آگونیست عملکردی لیگامنت صلیبی قدامی در کاهش جابجایی قدامی ساق پا عمل می‌کند، اختلال در عملکرد عصبی‌عضلانی و کاهش مشارکت این عضله در برابر کوادریسپس می‌تواند تعادل نیروهای اطراف زانو را بر هم زند و به افزایش بار مکانیکی وارد بر لیگامنت صلیبی قدامی منجر شود (۱۱). در همین راستا، Opar و Serpell ، گزارش کردند که عضلات همسترینگ داخلی و خارجی در صفحه کرونال مفصل زانو عملکرد متفاوتی دارند و آسیب سرهای مختلف همسترینگ می‌تواند به شکل متفاوتی بر پایداری زانو اثر بگذارد و احتمال پارگی لیگامنت صلیبی قدامی را افزایش دهد (۱۲). از سوی دیگر، یک مطالعه‌ی متاآنالیز اخیر نشان داد که سابقه آسیب لیگامنت صلیبی قدامی با افزایش حدود ۷۰ درصدی خطر کشیدگی همسترینگ همراه است که بیانگر ارتباط دوطرفه و پیچیده بین این دو آسیب است (۱۳).

بخش قابل توجهی از آسیب‌های غیرتماسی لیگامنت صلیبی قدامی و نیز آسیب‌های ثانویه همسترینگ طی حرکات پرشتاب، به ویژه هنگام فرود پس از پرش و تغییر جهت‌های ناگهانی رخ می‌دهد؛ از این‌رو، الگوی فرود و نحوه درگیر شدن عضلات لندام تحتانی می‌تواند نقش تعیین‌کننده‌ای در افزایش یا کاهش خطر این آسیب‌ها داشته باشد (۱۴). یافته‌های اخیر نشان داده‌اند که در ورزشکاران دارای سابقه کشیدگی همسترینگ، فعال‌سازی این عضله در فاز فرود از پرش به طور معناداری کاهش می‌یابد و این کاهش با افزایش نیروی عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری همراه است؛ تغییری که می‌تواند به تضعیف ظرفیت جذب ضربه و افزایش فشار مکانیکی بر واحد عضلانی تاندونی همسترینگ منجر شود (۱، ۱۵). علاوه بر این، در هنگام فرود، عضلات اندام تحتانی عمدتاً به صورت اکسنتریک منقبض می‌شوند تا انرژی جنبشی ناشی از تکانه بدن را که به دلیل جاذبه به سمت پایین حرکت می‌کند، تسهیل کنند (۱۶).

با وجود شواهد موجود در مورد تغییرات عصبی‌عضلانی و مکانیکی پس از کشیدگی همسترینگ، هنوز به طور دقیق مشخص نیست که ورزشکاران با سابقه این آسیب، هنگام به‌کارگیری الگوهای متفاوت فرود مانند فرود با تنه فلکس‌شده در برابر فرود با تنه نسبتاً عمودی، چگونه الگوی فعال‌سازی عضلات لندام تحتانی خود را تعدیل می‌کنند. بر این اساس، بررسی تأثیر الگوهای مختلف فرود بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات لندام تحتانی در ورزشکاران با کشیدگی همسترینگ ضروری به نظر می‌رسد. این مطالعه با مقایسه دو نوع فرود رایج و تحلیل تفاوت‌های الکترومایوگرافی، به ویژه در عضله همسترینگ، در میان ورزشکاران سالم و ورزشکاران با کشیدگی همسترینگ، در پی آن است که مکانیسم‌های عصبی‌عضلانی حاکم بر فاز فرود را روشن‌تر سازد و شواهد کاربردی برای اصلاح استراتژی‌های فرود، بهبود الگوهای حرکتی و کاهش خطر آسیب مجدد در این گروه از ورزشکاران فراهم کند.

روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع مقطعی مقایسه‌ای بود که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی دانشگاه محقق اردبیلی در تابستان ۱۴۰۴ انجام شد. تمامی مراحل پژوهش مطابق با دستورالعمل‌های چک‌لیست STROBE برای مطالعات مشاهده‌ای اجرا شد تا شفافیت و دقت گزارش‌دهی تضمین گردد (۱۷).

پروتکل پژوهش توسط کمیته اخلاق پژوهشی دانشگاه اردبیل (IR.UMA.REC.1404.029) بررسی و تأیید شد و تمام مراحل مطابق با اصول اعلامیه هلسینکی انجام گرفت (۱۸). پس از ارائه‌ی توضیحات کامل درباره‌ی مراحل و رویه‌های آزمون، رضایت‌نامه آگاهانه از شرکت‌کنندگان اخذ شد. همچنین پس از مطالعه و امضای فرم مربوطه، فرم موافقت‌نامه آگاهانه نیز از تمامی شرکت‌کنندگان دریافت گردید.

شرکت‌کنندگان احتمالی از طریق پوسترهای تبلیغاتی و نیز تماس با باشگاه‌های ورزشی و کلینیک‌های فیزیوتراپی ورزشی شهر اردبیل جذب شدند. پیش از انجام مصاحبه و مجموعه‌ای از ارزیابی‌های بالینی به‌منظور تأیید وجود کشیدگی همسترینگ، رضایت‌نامه‌ی کتبی آگاهانه از افراد اخذ شد.

در این مطالعه‌ی مقطعی، ۱۶ بازیکن والیبال سالم (۲۰ تا ۲۸ سال) با میانگین سنی (۱/۵ ± ۲۴/۳)، میانگین قد (۰/۰۴ ± ۱/۷۴)، میانگین وزن (۷/۹± ۷۴/۸) و ۱۶ بازیکن والیبال مبتلا به کشیدگی عضلات همسترینگ (۲۰ تا ۲۸ سال) با میانگین سنی (۱/۷ ± ۲۴/۵)، میانگین قد (۰/۰۵ ± ۱/۷۵)، میانگین وزن(۸/۴ ± ۷۵/۲) با حداقل دو سال سابقه‌ی تمرین برای شرکت در این مطالعه انتخاب شدند و به ترتیب به‌صورت هدفمند به دو گروه شاهد و مورد تقسیم شدند. تحلیل توان پیشینی انجام‌شده با G-Power نسخه‌ی ۳.۱ نشان داد که برای یک طرح اندازه‌گیری مکرر با اندازه اثر متوسط (f = ۰/۲۵) و سطح معنی‌داری ۰/۰۵، یک نمونه کلی حداقل

۳۰ نفره، توان آماری ۸۰ درصد را فراهم می‌کند (۱۹).

در این پژوهش شدت درد گروه مورد با استفاده از مقیاس آنالوگ بصری (VAS) ارزیابی شد. این مقیاس از صفر «بدون درد» تا ۱۰ «شدیدترین درد» را شامل می‌شود. شرکت‌کنندگان شدت درد خود را روی مقیاس مشخص کردند و عدد حاصل ثبت شد. VAS ابزاری معتبر و رایج برای سنجش و مقایسه شدت درد در زمان‌های مختلف است و از روایی و پایایی تأییدشده با ضریب پایایی ۰/۹۱ = ICC برخوردار می‌باشد (۲۰).

شرکت‌کنندگان شامل مردان والیبالیست ۲۰ تا ۲۸ سال بودند که دچار درد حاد و ناگهانی خلف ران ناشی از مکانیسم آسیب مشخص مانند دویدن سریع یا لگد زدن شده و منجر به توقف فعالیت شده بود. مراجعه برای ارزیابی بالینی حداکثر تا ۷ روز پس از آسیب، وجود درد در لمس عضله و درد موضعی حین انقباض ایزومتریک خم‌کننده‌های زانو از معیارهای ورود بود (۲۱). همچنین شرکت‌کنندگان در صورتی که علائم و نشانه‌هایی از سایر علل درد خلفی ران (تلندینوپاتی همسترینگ، درد ارجاعی کمر و غیره) را نشان می‌دادند، یا در صورت شک به پارگی کامل عضله، نظر جراح را ضروری می‌دانستند، از مطالعه حذف شدند (۲۱). صلاحیت شرکت‌کنندگان توسط فیزیوتراپیست با ۱۲ سال سابقه تأیید و پرسشنامه دموگرافیک شامل سن، قد، وزن و سابقه پزشکی مرتبط را تکمیل کردند.

قبل از جمع‌آوری داده‌ها، شرکت‌کنندگان به مدت ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی انجام دادند که شامل حرکات کششی پویا بود و در درجه اول عضلات اندام تحتانی را هدف قرار می‌داد (۲۲). در گروه مورد، ثبت الکترومایوگرافی از پای آسیب‌دیده انجام شد که تمامی آزمودنی‌ها آسیب را در پای غالب داشتند و در گروه شاهد با استفاده از شوت فوتبال پای برتر آزمودنی‌ها جهت اتصال الکترودها انتخاب شد (۲۳).

برای ارزیابی الگوهای مختلف فرود، از آزمون پرش از جعبه بر روی صفحه نیرو استفاده شد که بر مبنای الگوی پیشنهادشده در کتاب نیومن برای مقایسه فرود با تنه عمودی و فرود با تنه فلکس‌شده طراحی گردید (۲٤). یک صفحه نیرو تعبیه شده هم‌سطح با سطح آزمایشگاه به‌عنوان سطح فرود مورد استفاده قرار گرفت و جعبه چوبی با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر و فاصله افقی ۷۰ سانتی‌متر از لبه صفحه نیرو قرار داده شد، به‌طوری‌که لبه جلویی جعبه در فاصله حدود ۷۰ سانتی‌متری از لبه عقب صفحه نیرو قرار داشت (۲۵).

شرکت‌کنندگان پس از قرارگیری الکترودهای سطحی بر روی عضلات اندام تحتانی پای غالب، روی جعبه می‌ایستادند؛ پاها به عرض شانه، نگاه روبه‌جلو و دست‌ها روی باسن قرار می‌گرفت تا تأثیر حرکت اندام فوقانی بر الگوی فرود به حداقل برسد. سپس با یک گام کوتاه به جلو، خود را از روی جعبه رها می‌کردند و موظف بودند با هر دو پا به‌طور هم‌زمان در مرکز صفحه نیرو فرود بیایند، به‌گونه‌ای که کف پاها طور کامل روی سطح فعال صفحه نیرو قرار گیرد. از شرکت‌کنندگان خواسته شد در طول آزمون از لغزش یا جابه‌جایی قابل توجه پاها روی صفحه نیرو خودداری کنند و ارتفاع پرش و نقطه تماس را تا حد امکان در همه تکرارها ثابت نگه دارند.

دو الگوی فرود برای هر شرکت‌کننده تعریف و اجرا شد: ۱- فرود با تنه اکستندشده و ۲- فرود با فلکشن تنه. در الگوی فرود با تنه اکستندشده، از شرکت‌کنندگان خواسته شد در لحظه تماس اولیه پا با صفحه نیرو، تنه را نسبتاً عمودی نگه دارند و فرود را با فلکشن کمتر در مفاصل هیپ و زانو انجام دهند. در مقابل، در الگوی فرود با فلکشن تنه، شرکت‌کنندگان موظف بودند هم‌زمان با تماس پا با صفحه نیرو، تنه را به‌طور واضح به جلو خم کنند و فرود را با فلکشن بیشتر در هیپ و زانو به‌گونه‌ای انجام دهند که یک فرود نرم‌تر و عمیق‌تر ایجاد شود (تا نزدیک حدود ۹۰ درجه فلکشن زانو در وضعیت اسکوات پایدار شوند). در الگوی فرود با تنه اکستند شده، انتظار می‌رفت که سهم نسبی تقاضای مکانیکی بر اکستنسورهای زانو (کوادریسپس) بیشتر در نظر گرفته شود، در حالی‌که در الگوی فلکشن تنه، تقاضا به‌صورت نسبی بین کوادریسپس و اکستانسورهای هیپ از جمله عضلات گلوتئال و همسترینگ بیشتر توزیع می‌شد. پیش از ثبت داده‌ها، هر دو الگو به‌صورت عملی توسط پژوهشگر نمایش داده شد و شرکت‌کنندگان برای هر الگو ۲ تا ۳ تکرار تمرینی انجام دادند تا اجرای صحیح الگوها تأیید شود.

برای کنترل نوع فرود با استفاده از یک دوربین فیلم‌برداری الگوی فرود در هر آزمودنی مدیریت شد و علاوه بر آن، دو پژوهشگر مجرب در حوزه بیومکانیک ورزشی در هر تکرار، اجرای فرود را به‌صورت مشاهده‌ای بر اساس معیارهای از پیش‌تعیین‌شده پایش کردند؛ این معیارها شامل وضعیت نسبی تنه نسبت به خط عمود، میزان فلکشن مفاصل هیپ و زانو و حفظ وضعیت اسکوات پس از تماس اولیه بود. در صورتی که شرکت‌کننده در یکی از دو الگو معیارهای تعریف‌شده را رعایت نمی‌کرد به طور مثال، خم شدن بیش از حد تنه در الگوی اکستنشن، یا فلکشن ناکافی زانو در الگوی فلکشن، یا قرار نگرفتن کامل پای غالب روی صفحه نیرو، آن کوشش نامعتبر تلقی و تکرار می‌شد.

پس از مرحله تمرینی، برای هر شرکت‌کننده در هر یک از دو نوع فرود، ۳ کوشش معتبر ثبت گردید. ترتیب اجرای دو نوع فرود به‌صورت تصادفی متوازن تعیین شد تا اثرات احتمالی خستگی و

یادگیری کنترل شود. بین کوشش‌ها حدود ۳۰ ثانیه و بین تغییر نوع فرود حداقل ۲ دقیقه استراحت در نظر گرفته شد تا از تجمع خستگی عضلانی جلوگیری شود.

برای ثبت فعالیت عضلانی از یک سیستم الکترومایوگرافی سطحی بی‌سیم ۸ کاناله (Biometrics Ltd، نیوپورت، بریتانیا) استفاده شد. ثبت سیگنال‌ها با الکترودهای دوقطبی Ag/AgCl، فاصله بین‌الکترودی ۲۵ میلی‌متر، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگااهم، نسبت حذف حلت مشترک بیش از ۱۱۰ دسی‌بل و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز انجام گرفت (۲۶). داده‌های الکترومایوگرافی از هشت عضله اصلی اندام تحتانی شامل تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس، واستوس مدیالیس، واستوس لترالیس، رکتوس فموریس، بایسپس فموریس، سمی‌تندینوس و گلوتئوس مدیوس مطابق دستورالعمل SENIAM ثبت شد (۲۷). برای تثبیت الکترودها از نوار چسب پزشکی استفاده شد و آرتیفکت‌های حرکتی کاهش یافت. سیگنال‌ها با وضوح آنالوگ به دیجیتال ۱۶ بیتی، دامنه ±۵ ولت، فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز، ناچ فیلتر ۵۰ هرتز، امپدانس ورودی بیش از ۱۰ اهم و نسبت حذف حالت مشترک بیش از ۱۱۰ دسی‌بل، از طریق سیستم انتقال Wi-Fi قابل حمل ثبت شدند (۲۸).

جهت تجزیه و تحلیل داده‌های خام از آمار توصیفی استفاده گردید. آزمون Shapiro-Wilk و Leven به ترتیب جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و بررسی همسانی واریانس‌ها مورد استفاده قرار گرفت. همچنین از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری نیز به منظور بررسی اختلافات دو گروه در دو تکلیف فرود با تنه فلکس‌شده و فرود با تنه اکستند شده استفاده شد. برای گزارش لندازه‌ی اثر در کنار نتایج معنی‌داری، از شاخص «مجذور اتا» استفاده شد. تفسیر این شاخص بر اساس طبقه‌بندی زیر انجام گرفت: مقادیر کمتر از ۰/۰۱ نشان‌دهنده‌ی اثر ناچیز است؛ مقادیر حدود ۰/۰۱ تا ۰/۰۶اثر کوچک را نشان می‌دهد؛ مقادیر حدود ۰/۰۶ تا ۰/۱۴ بیانگر اثر متوسط است؛ و مقادیر بزرگ‌تر از حدود ۰/۱۴ به‌عنوان اثر بزرگ در نظر گرفته می‌شود (۲۹). تمامی تحلیل‌های آماری در نرم افزار SPSS نسخه‌ی ۲۳ (version 23, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام گرفت.

یافته‌ها

نتایج مقایسه‌ی شاخص‌های دموگرافیک نشان داد دو گروه از نظر سن، وزن، قد و شاخص توده بدنی تفاوت معنی‌داری نداشتند (همگی P > ۰/۰۵) و در نتیجه گروه‌ها از نظر ویژگی‌های پایه قابل مقایسه بودند (جدول ۱). شاخص درد (Visual Analog Scale) VAS نیز فقط برای گروه مورد گزارش شد (۱/۲ ± ٤/٥).

نتایج تحلیل واریانس آمیخته (گروه*تکلیف) برای شاخص فرکانس الکترومایوگرافی نشان داد در عضلات VL ، Gas ،TA، ST و GlutM هیچ‌یک از اثرات اصلی گروه، اثر اصلی تکلیف و تعامل گروه*تکلیف معنی‌دار نبود (همگی P > ۰/۰۵؛ جدول ۲). در عضله‌ی واستوس مدیالیس (VM)، اثر اصلی تکلیف معنی‌دار بود (P = ۰/۰۱۷، F ۱/۳۰ (P = ٦/۱۰ (و همچنین تعامل گروه*تکلیف نیز معنی‌دار گزارش شد (P = ۰/۰۲۹، P = ٥/۳۰ (F) ۱/۳۰)؛ که نشان می‌دهد تغییرات شاخص فرکانسی بین «تنه اکستند شده» و «تنه فلکس شده» در دو گروه یکسان نبوده است (جدول ۲). در عضله‌ی رکتوس فموریس (RF)، اثر اصلی گروه معنی‌دار بود (P = ۰/۰۲۲، P = ٥/٦۰ (F) ۱/۳۰)؛ به‌طوری‌که مقادیر میانگین شاخص فرکانسی در گروه شاهد در هر دو تکلیف بالاتر از گروه مورد مشاهده شد (جدول ۲). در عضله‌ی بایسپس فموریس (BF)، علاوه بر اثر اصلی گروه (P = ۰/۰۳٥، P = ٤/۹۰ (F) ۱/۳۰)؛ و اثر اصلی تکلیف (P = ۰/۰۱٦، P = ٦/٥۰ (F) ۱/۳۰)؛ تعامل گروه*تکلیف نیز معنی‌دار بود (P = ۰/۰٤٤، P = ٤/٤۰ (F) ۱/۳۰)؛ که نشان می‌دهد پاسخ شاخص فرکانسی این عضله به تغییر وضعیت تنه در دو گروه متفاوت است (جدول ۲).

جدول ۱. متغیرهای دموگرافیک آزمودنی‌ها در دو گروه

متغیر	گروه مورد (میانگین ± انحراف معیار) n = ۱٦	گروه شاهد (میانگین ± انحراف معیار) n = ۱٦	اختلاف میانگین (مورد- شاهد)	فاصله اطمینان ۹۵٪	P
سن (سال)	۲۴/۵ ± ۱/۷	۲۴/۳ ± ۱/۵	۰/۲	[-۰/۹ ، ۱/۳]	۰/۷۴۲
وزن (کیلوگرم)	۷۵/۲ ± ۸/۴	۷۴/۸ ±۷/۹	۰/۴	[-۵/۰ ، ۵/۸]	۰/۶۸۰
قد (متر)	۱/۷۵ ± ۰/۰۵	۱/۷۴ ± ۰/۰۴	۰/۰۱	[-۰/۰۱ ، ۰/۰۳]	۰/۲۹۴
شاخص توده‌ی بدنی (kg/m^2)	۲۴/۵ ± ۲/۱	۲۴/۳ ± ۱/۸	۰/۲	[-۰/۳ ، ۰/۷]	۰/۳۸۱
شاخص VAS	۴/۵ ±۱/۲	—	—	—	—

*: داده‌ها به‌صورت میانگین ± انحراف استاندارد گزارش شده‌اند. سطح معنی‌داری بر اساس آزمون‌های بین‌گروهی در سطح ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

جدول ۲. نتایج آزمون اندازه‌گیری‌های تکراری برای شاخص فرکانسی در دو تکلیف فرود با فلکشن تنه و فرود با اکستنشن تنه

عضله	مورد: اکستنشن تنه (میانگین ± انحراف معیار)	مورد: فلکشن تنه (میانگین ± انحراف معیار)	شاهد: اکستنشن تنه (میانگین ± انحراف معیار)	شاهد: فلکشن تنه (میانگین ± انحراف معیار)	اثر گروه $(F, p, \eta p^2)$	اثر تکلیف $(F, p, \eta p^2)$	اثر گروه*تکلیف $(F, p, \eta p^2)$
تیبیالیس آنتریور (TA)	۹۸/۶ ± ۹/۵	۱۰۰/۰ ± ۹/۸	۱۰۰/۲ ± ۹/۳	۱۰۲/۳ ± ۹/۱	F(۱,۳۰)=۰/۲۵ P = ۰/۶۲۱ ηp^2=۰/۰۱	F(۱,۳۰)=۱/۷۶ P = ۰/۱۹۳ ηp^2=۰/۰۶	F(۱,۳۰)=۰/۰۱ P = ۰/۹۳۰ ηp^2<۰/۰۱
گاستروکنمویس (Gas)	۸۴/۰ ± ۸/۰	۸۶/۵ ± ۸/۳	۸۶/۲ ± ۷/۹	۸۸/۱ ± ۸/۱	F=۱/۵۰ P = ۰/۲۳۰ ηp^2=۰/۰۵	F=۳/۴۰ P = ۰/۰۷۵ ηp^2=۰/۱۰	F=۰/۱۲ P = ۰/۷۳۳ ηp^2=۰/۰۰۴
واستوس لترالیس (VL)	۹۰/۲ ± ۸/۱	۹۱/۵ ± ۸/۳	۹۲/۰ ± ۸/۰	۹۴/۲ ± ۷/۹	F=۱/۱۲ P = ۰/۲۹۶ ηp^2=۰/۰۴	F=۲/۷۰ P = ۰/۱۱۰ ηp^2=۰/۰۸	F=۰/۱۰ P = ۰/۷۵۷ ηp^2=۰/۰۰۳
واستوس مدیالیس (VM)	۸۶/۴ ± ۷/۷	۹۳/۲ ± ۷/۵	۹۲/۳ ± ۷/۴	۹۴/۰ ± ۷/۲	F=۴/۲۰ P = ۰/۰۵۱ ηp^2=۰/۱۲	F=۶/۱۰ P = ۰/۰۱۷ * ηp^2=۰/۱۷	F=۵/۳۰ * P = ۰/۰۲۹ ηp^2=۰/۱۵
رکتوس فموریس (RF)	۸۲/۴ ± ۸/۳	۸۵/۲ ± ۸/۶	۹۰/۱ ± ۸/۲	۹۲/۰ ± ۸/۰	F=۵/۶۰ P = ۰/۰۲۲ * ηp^2=۰/۱۶	F=۲/۵۰ P = ۰/۱۲۳ ηp^2=۰/۰۸	F=۰/۳۰ P = ۰/۵۹۴ ηp^2=۰/۰۱
بایسپس فموریس (BF)	۷۵/۳ ± ۸/۲	۸۱/۵ ± ۸/۳	۸۲/۲ ± ۸/۰	۸۳/۸ ± ۸/۱	F=۴/۹۰ P = ۰/۰۳۵ * ηp^2=۰/۱۴	F=۶/۵۰ P = ۰/۰۱۶* ηp^2=۰/۱۸	F=۴/۴۰ P = ۰/۰۴۴ ηp^2=۰/۱۳
سمی‌تندینوس (ST)	۷۸/۰ ± ۸/۵	۸۰/۰ ± ۸/۳	۸۰/۰ ± ۸/۴	۸۱/۸ ± ۸/۰	F=۰/۹۰ P = ۰/۴۰۰ ηp^2=۰/۰۳	F=۱/۹۰ P = ۰/۱۹۰ ηp^2=۰/۰۶	F=۰/۰۶ P = ۰/۸۰۵ ηp^2=۰/۰۰۲
گلوتئوس مدیوس (GlutM)	۸۹/۵ ± ۹/۰	۹۱/۰ ± ۹/۲	۹۰/۵ ± ۸/۹	۹۲/۰ ± ۸/۷	F=۰/۱۰ P = ۰/۷۵۱ ηp^2= ۰/۰۰۳	F=۲/۲۰ P = ۰/۱۴۴ ηp^2=۰/۰۷	F=۰/۰۳ P = ۰/۸۶۴ ηp^2=۰/۰۰۱

بحث

هدف این مطالعه، مقایسه‌ی پاسخ شاخص فرکانس میانه الکترومایوگرافی در دو الگوی فرود با تنه اکستند شده و فرود با تنه فلکس‌شده بین ورزشکاران دارای کشیدگی همسترینگ و همتایان سالم بود.

یافته‌ها نشان داد در چند عضله، تغییرات شاخص فرکانسی وابسته به وضعیت تنه و یا وضعیت آسیب بود: در VM اثر تکلیف (P = ۰/۰۱۷) و تعامل گروه*تکلیف (P = ۰/۰۲۹) معنی‌دار شد، در RF فقط اثر گروه (P = ۰/۰۲۲) معنی‌دار بود، و در BF هر سه اثر گروه (P = ۰/۰۳۵)، تکلیف (P = ۰/۰۱۶) و تعامل گروه*تکلیف (P = ۰/۰۴۴) معنی‌دار گزارش شد.

از آن‌جا که فرکانس میانه الکترومایوگرافی به‌طور کلاسیک با ویژگی‌های فیزیولوژیک سیگنال از جمله سرعت هدایت فیبر، ویژگی‌های پتانسیل عمل واحد حرکتی و الگوی به‌کارگیری واحدهای حرکتی مرتبط دانسته می‌شود، تفسیر تفاوت‌های مشاهده‌شده می‌تواند بازتاب راهبردهای عصبی‌عضلانی متفاوت بین گروه مورد و شاهد در مواجهه با دو الگوی فرود باشد (۳۰). با این حال، باید تأکید کرد که در حرکات پویا مثل فرود، شاخص‌های طیفی الکترومایوگرافی از جمله فرکانس میانه به‌شدت از عوامل غیرخستگی مانند تغییر طول عضله، سرعت انقباض و جابه‌جایی الکترود نسبت به فیبرها اثر می‌پذیرند؛ بنابراین تفسیر این شاخص‌ها در مطالعه‌ی حاضر باید به‌عنوان نشانگر تغییر راهبرد فعال‌سازی‌در نظر گرفته شوند (۳۱).

از منظر بیومکانیکی، شواهد نشان می‌دهد افزایش فلکشن تنه در فرود با افزایش هم‌زمان فلکشن ران و زانو، کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی و کاهش نیاز لحظه‌ای به فعالیت دامنه‌ای کوادریسپس در فاز جذب ضربه همراه است و توزیع جذب انرژی در اندام تحتانی به

سمت راهبرد فلکشن بیشتر تغییر می‌کند (۳۲). در مقابل، فرود با اکستنشن تنه معمولاً با فلکشن کمتر مفاصل و سختی بالاتر فرود همراه است و به‌عنوان راهبردی مطرح می‌شود که بارگذاری لحظه‌ای را افزایش داده و نیاز کنترلی سریع‌تر از عضلات اطراف زانو ایجاد می‌کند (۳۳). به عبارت دیگر، افزایش فلکشن تنه می‌تواند با فلکشن هم‌زمان ران و زانو، کاهش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و کاهش اتکای عصبی‌عضلانی به کوادریسپس در فاز جذب ضربه همراه باشد؛ در همین راستا گزارش شده که فرود با فلکشن تنه می‌تواند نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و دامنه EMG کوادریسپس را کاهش دهد و بارگذاری قدامی زانو را کمتر کند (۳۲). در مقابل، تنه عمودی‌تر با ممان اکستنسوری بیشتر زانو و کمتر لگن همراه است؛ یعنی جذب انرژی بیشتر به سمت اکستنسورهای زانو می‌رود و تقاضای کنترلی عضلات اطراف زانو افزایش می‌یابد (۳٤). بنابراین، اثر تکلیف و تعامل در VM و BF را می‌توان با تغییر وضعیت تنه، تغییر تقاضای کنترلی و تقسیم کار عضلات توضیح داد، که در افراد با کشیدگی همسترینگ به دلیل سازگاری‌های عصبی‌عضلانی پس از آسیب بزرگ‌تر می‌شود (٤).

در زمینه‌ی کشیدگی همسترینگ، مطالعات نشان داده‌اند که حتی پس از بازگشت به ورزش، تغییرات پایدار در عملکرد عصبی‌عضلانی، کنترل حرکتی و ظرفیت تولید نیرو، به‌ویژه در مؤلفه‌های اکسنتریک و سرعت‌های بالا، می‌تواند باقی بماند و با خطر عود مکرر مرتبط است (٤، ۷). شواهد تجربی نشان می‌دهند عضله BF در اندام‌های دارای سابقه آسیب، کاهش شاخص‌های فعالیت الکتریکی و شاخص‌های طیفی مانند فرکانس میانه را نشان می‌دهد که با یافته‌های کاهش فرکانس میانه BF در گروه مورد مطالعه همسو بود (۳۵). از نظر آسیب‌شناسی و آناتومی عملکردی، سر بلند BF شایع‌ترین بخش درگیر در کشیدگی همسترینگ است و ویژگی‌های معماری مانند طول فاسیکل و ضعف اکسنتریک با افزایش خطر آسیب یا عود مرتبط هستند؛ بنابراین در تکالیف فرود که نیاز به کنترل اکسنتریک و پایدارسازی سریع دارند، BF شاخص حساس‌تری برای آشکارسازی تفاوت‌های گروهی است (۳٦). در مطالعه‌ی حاضر، کاهش کلی فرکانس میانه BF در گروه آسیب، به‌ویژه در فرود با اکستنشن تنه، ممکن است نشان‌دهنده‌ی یک راهبرد محافظه‌کارانه باشد که سیستم عصبی برای کاهش درد یا کاهش بار کششی روی واحد عضله-تاندون آسیب‌دیده، مشارکت واحدهای حرکتی پرآستانه را کاهش یا مشخصه‌های سیگنال را تغییر می‌دهد (۳۵).

مدل‌های مدرن سازگاری حرکتی در درد نیز مطرح می‌کنند که درد می‌تولند به بازتوزیع فعالیت عضلات و تغییر رفتار مکانیکی حرکت منجر شود؛ این چارچوب با این ایده هم‌راستاست که ورزشکار آسیب‌دیده ممکن است در فرودهای سخت‌تر به مانند فرود با اکستنشن تنه الگوی فعال‌سازی متفاوتی اتخاذ کند (۳۷). از سوی دیگر، معنی‌دار شدن تعامل گروه*تکلیف در BF نشان می‌دهد تغییر تنه از اکستنشن به فلکشن، پاسخ عصبی‌عضلانی BF را در گروه مورد بیشتر از گروه شاهد جابه‌جا کرده است، که می‌تواند ناشی از این باشد که راهبرد فلکشن تنه، سهم کنترل هیپ و زانو را تغییر می‌دهد و همسترینگ به‌ویژه BF در این بازتوزیع نقش پررنگ‌تری پیدا می‌کند (۳۸).

در رابطه با VM، مشاهده اثر تکلیف و تعامل می‌تواند به این معنا تفسیر شود که در فرود با فلکشن تنه، نیاز به کنترل مسیر زانو و جذب انرژی در زنجیره حرکتی افزایش یافته و افراد دارای آسیب برای حفظ پایداری و جهت‌دهی مناسب زانو، راهبرد فعال‌سازی متفاوتی را برای بخش مدیال کوادریسپس به کار گرفته‌اند و این برداشت با مطالعاتی همسو است که نشان داده‌اند تغییرات کینماتیکی/کینتیکی اندام تحتانی در فرود می‌توانند الگوهای فعال‌سازی کوادریسپس و همسترینگ را پیش‌بینی کنند و یک تغییر در وضعیت تنه/ فلکشن مفاصل» ممکن است پیامد مستقیم روی سازمان‌دهی عصبی‌عضلانی داشته باشد (۳۹). هم‌زمان باید توجه داشت که مطالعه‌ی Blackburn و Padua نشان داد که فلکشن تنه می‌تواند دامنه فعالیت کوادریسپس را کاهش دهد، در حالی که مطالعه‌ی حاضر تغییر را در بعد طیفی و فرکانس میانه گزارش می‌کند؛ بنابراین ناهمسویی ظاهری بین «کاهش دامنه و افزایش/ تغییر فرکانس میانه لزوماً تناقض نیست، چون این دو شاخص ابعاد متفاوتی از سیگنال و کنترل عصبی‌عضلانی را بازنمایی می‌کنند (۳۲).

در عضله RF نیز، معنی‌دار شدن اثر گروه (مقادیر پایین‌تر در گروه آسیب) می‌تواند بازتاب کاهش ظرفیت به‌کارگیری سریع واحدهای حرکتی یا تغییر کنترل حرکتی در زنجیره اکستنسوری زانو باشد، که در آسیب‌های همسترینگ به‌صورت غیرمستقیم و از طریق تغییر راهبرد حرکت و نه صرفاً ضعف موضعی همسترینگ نیز گزارش شده است (٤). از نگاه بالینی، این الگو می‌تواند هشدار دهد که در ورزشکاران دارای کشیدگی همسترینگ، مسئله فقط همسترینگ نیست و ممکن است هماهنگی کوادریسپس-همسترینگ در تکالیف فرود دچار بازآرایی شده باشد؛ موضوعی که در ادبیات کنترل حرکتی و بازتوانی همسترینگ به‌عنوان ریسک‌فاکتور عملکردی برای بازگشت ایمن به ورزش برجسته است (٤۰).

عدم مشاهده تفاوت معنی‌دار در عضلات VL، TA، GC و ST نشان می‌دهد اثر تغییر وضعیت تنه به‌طور انتخابی روی عضلات کنترل‌کننده زانو و هیپ در فاز جذب ضربه ظاهر شده یا شاخص طیفی حساسیت کافی نداشته است. همچنین، کشیدگی همسترینگ بیشتر سر بلند BF را درگیر می‌کند، بنابراین انتظار تفاوت آشکارتر در BF نسبت به ST منطقی است.

از منظر بالینی، مطالعه حاضر تأکید دارد بازتوانی کشیدگی همسترینگ باید روی بازآموزی الگوهای فرود، کنترل تنه و هماهنگی عضلات زانو و هیپ تمرکز کند. تمرینات فرود با فلکشن تنه و هماهنگی کوادریسپس– همسترینگ توصیه می‌شود تا سازگاری عصبی‌عضلانی افزایش یافته و ریسک عود آسیب کاهش یابد.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به طرح مقطعی و محدودیت در توانایی استنباط رابطه علت و معلولی بین الگوی فرود و تغییرات عصبی‌عضلانی،اندازه نمونه کوچک که ممکن است باعث کاهش قدرت تشخیص تفاوت‌ها در برخی عضلات و متغیرها شود، استفاده از شاخص فرکانس میانه الکترومایوگرافی به‌عنوان تنها ابزار برای تحلیل عصبی‌عضلانی، که ممکن است تمامی ابعاد کنترل عصبی‌عضلانی و مکانیکی حرکت را پوشش ندهد، عدم استفاده از دوربین‌ها جهت ثبت داده‌های کینماتیکی و کنترل دقیق الگوی فرود و عدم کنترل لندازه گیری کینماتیک تنه، هیپ و زانو در این مطالعه، که می‌تواند دقت نتایج بیومکانیکی را افزایش دهد و عدم بررسی تغییرات در گروه‌های زنان یا ورزش‌های دیگر که ممکن است نتایج مطالعه را محدود به ورزشکاران مرد و نوع خاصی از ورزش کند اشاره کرد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش نشان داد ورزشکاران با سابقه‌ی کشیدگی همسترینگ نسبت به افراد سالم، الگوهای متفاوت فرکانس میانه EMG عضلات اندام تحتانی در فرود با تنه اکستندشده و فلکس‌شده دارند. تفاوت‌های معنادار در VM، RF و BF نشان‌دهنده‌ی تغییرات پایدار در راهبردهای عصبی‌عضلانی پس از آسیب است. فرود با فلکشن تنه توزیع بهتر بار مکانیکی و افزایش فعال‌سازی طیفی ایجاد می‌کند، در حالی که فرود با اکستنشن تنه بار بیشتری بر عضلات آسیب‌پذیر تحمیل می‌کند. این یافته‌ها با مهار عصبی‌عضلانی پایدار و بازآرایی کنترل حرکتی پس از کشیدگی همسترینگ همخوانی داشته و نشان می‌دهد اختلالات عملکردی فرلتر از همسترینگ، هماهنگی کوادریسپس– همسترینگ را نیز تحت تأثیر قرار می‌دهد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی کسانی که در انجام این پژوهش ما را یاری رساندند سپاسگزاری به عمل می‌آید.

References

1. Jankaew A, Wang PC, Jan YK, Hwang IS, Lin CF. Hamstring activation deficits during Double-Leg Jump-Landing tasks in athletes with hamstring strain injuries using EMG Time-Frequency analysis. J Biomech 2025; 179: 112475.
2. Kepir E, Demiral F, Akaras E, Paksoy AE, Sevindik Aktas B, Yilmaz Cankaya B, et al. Hamstring Muscle Stiffness in Athletes with and without Anterior Cruciate Ligament Reconstruction History: A Retrospective Study. Hamstring Muscle Stiffness in Athletes with and without Anterior Cruciate Ligament Reconstruction History: A Retrospective Study. J Clin Med 2024; 13(15): 4370.
3. Maniar N, Shield AJ, Williams MD, Timmins RG, Opar DA. Hamstring strength and flexibility after hamstring strain injury: a systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2016; 50(15): 909-20.
4. Presland JD, Timmins RG, Maniar N, Tofari PJ, Kidgell DJ, Shield AJ, et al. Muscle Activity and Activation in Previously Strain-Injured Lower Limbs: A Systematic Review. Sports Med 2021; 51(11): 2311-27.
5. Buhmann R, Trajano GS, Kerr G, Shield A. Voluntary Activation and Reflex Responses after Hamstring Strain Injury. Med Sci Sports Exerc 2020; 52(9): 1862-9.
6. Buhmann R, Trajano GS, Kerr GK, Shield AJ. Increased short interval intracortical inhibition in participants with previous hamstring strain injury. Eur J Appl Physiol 2022; 122(2): 357-69.
7. Fyfe JJ, Opar DA, Williams MD, Shield AJ. The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. J Electromyogr Kinesiol 2013; 23(3): 523-30.
8. Serpell BG, Scarvell JM, Ball NB, Smith PN. Mechanisms and risk factors for noncontact ACL injury in age mature athletes who engage in field or court sports: a summary of the literature since 1980. J Strength Cond Res 2012; 26(11): 3160-76.
9. Huijing PA. Muscular force transmission necessitates a multilevel integrative approach to the analysis of function of skeletal muscle. Exerc Sport Sci Rev 2003; 31(4): 167-75.
10. Reurink G, Goudswaard GJ, Tol JL, Almusa E, Moen MH, Weir A, et al. MRI observations at return to play of clinically recovered hamstring injuries. Br J Sports Med 2014; 48(18): 1370-6.
11. Fouladi R, Rajabi R, Minoonejad H, Eslami M. Hamstring injury as a preview of athletic biomechanical knee injuries: A review article [in Persian]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2017; 6(3): 274-85.
12. Opar DA, Serpell BG. Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury? Arch Phys Med Rehabil 2014; 95(2): 401-5.
13. Green B, Bourne MN, van Dyk N, Pizzari T. Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI): A 2020 systematic review and meta-analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport. Br J Sports Med 2020; 54(18): 1081-8.
14. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. J Athl Train 2008; 43(4): 396-408.

15. Jankaew A, Jan YK, Hwang IS, Kuo LC, Lin CF. Hamstring activation deficits in different jumping directions in athletes with a history of hamstring strain injuries: a cross-sectional laboratory study. Sport Biomch 2025; 24(5): 1293-308.
16. Padulo J, Tiloca A, Powell D, Granatelli G, Bianco A, Paoli A. EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. SpringerPlus 2013; 2: 520.
17. von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, Gøtzsche PC, Vandenbroucke JP. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. Journal of Clinical Epidemiology 2008; 61(4): 344-9.
18. World Medical Association Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Participants. JAMA 2025; 333(1): 71-4.
19. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior Research Methods 2007; 39(2): 175-91.
20. Azadi F, Amjad RN, Marioryad H, Alimohammadi M, Karimpour Vazifehkhorani A, Poursadeghiyan M. Effect of 12-Week Neck, Core, and Combined Stabilization Exercises on the Pain and Disability of Elderly Patients With Chronic Non-specific Neck Pain: A Clinical Trial [in Persian]. Salmand: Iranian Journal of Ageing. 2019; 13(5): 614-25.
21. Hickey JT, Timmins RG, Maniar N, Rio E, Hickey PF, Pitcher CA, et al. Pain-Free Versus Pain-Threshold Rehabilitation Following Acute Hamstring Strain Injury: A Randomized Controlled Trial. J Orthop Sports Phys Ther 2020; 50(2): 91-103.
22. Seyedi M, Zarei M, Daneshjoo A, Rajabi R, Shirzad E, Mozafaripour E, et al. Effects of FIFA 11 + warm-up program on kinematics and proprioception in adolescent soccer players: a parallel-group randomized control trial. Sci Rep 2023; 13(1): 5527.
23. Nishizawa K, Hashimoto T, Hakukawa S, Nagura T, Otani T, Harato K. Effects of foot progression angle on kinematics and kinetics of a cutting movement. J Exp Orthop 2022; 9(1): 11.
24. Neumann DA, Kelly ER. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation. St Louis, Mosby; 2010.
25. Sinsurin K, Vachalathiti R, Srisangboriboon S, Richards J. Knee joint coordination during single-leg landing in different directions. Sports Biomech 2020; 19(5): 652-64.
26. Mafi M, Sheikhalizade H, Jafarnezhadgero A, Asheghan M. Investigating the effect of sand training on running mechanics in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction and pronated feet. Gait Posture 2023; 104: 129-34.
27. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Hägg G, Stegeman DF, Blok JH, et al. SENIAM 8: European recommendations for surface electromyography1999.
28. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol 2018; 39: 35-41.
29. Pieh C, Humer E, Hoenigl A, Schwab J, Mayerhofer D, Dale R, et al. Smartphone screen time reduction improves mental health: a randomized controlled trial. BMC Med 2025; 23(1): 107.
30. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clin Biomech (Bristol). 2009; 24(4): 327-40.
31. Yassierli, Nussbaum MA. Utility of traditional and alternative EMG-based measures of fatigue during low-moderate level isometric efforts. J Electromyogr Kinesiol 2008; 18(1): 44-53.
32. Blackburn JT, Padua DA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. J Athl Train 2009; 44(2): 174-9.
33. Pollard CD, Sigward SM, Powers CM. Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. Clin Biomech (Bristol). 2010; 25(2): 142-6.
34. Teng HL, Powers CM. Hip-Extensor Strength, Trunk Posture, and Use of the Knee-Extensor Muscles During Running. J Athl Train 2016; 51(7): 519-24.
35. Opar DA, Williams MD, Timmins RG, Dear NM, Shield AJ. Knee flexor strength and bicep femoris electromyographical activity is lower in previously strained hamstrings. J Electromyogr Kinesiol 2013; 23(3): 696-703.
36. Timmins RG, Bourne MN, Shield AJ, Williams MD, Lorenzen C, Opar DA. Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. Br J Sports Med 2016; 50(24): 1524-35.
37. Hodges PW, Tucker K. Moving differently in pain: a new theory to explain the adaptation to pain. Pain 2011; 152(3 Suppl): S90-s8.
38. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. J Orthop Sports Phys Ther 2010; 40(2): 42-51.
39. Malfait B, Dingenen B, Smeets A, Staes F, Pataky T, Robinson MA, et al. Knee and Hip Joint Kinematics Predict Quadriceps and Hamstrings Neuromuscular Activation Patterns in Drop Jump Landings. PLoS One 2016; 11(4): e0153737.
40. Pieters D, Wezenbeek E, Schuermans J, Witvrouw E. Return to Play After a Hamstring Strain Injury: It is Time to Consider Natural Healing. Sports Med 2021; 51(10): 2067-77.

DOI: *10.48305/jims.v43.i844.1801*

Journal of Isfahan Medical School **Vol. 43, No. 844, 4th Week, February 2026**

Received: 20.10.2025 Accepted: 07.02.2026 Published: 19.02.2026

The Effect of Two Common Landing Types on Lower Limb Muscle Electrical Activity in Athletes with Hamstring Strain

Shirin Aali[1], Mahshid Yousefi[2], Parsa Forghani[3]

Original Article

Abstract

Background: Hamstring strain is one of the most common lower-limb injuries in athletes and is often accompanied by persistent neuromuscular impairments that may affect knee stability and increase the risk of re-injury. This study examined the effects of two landing patterns (trunk-extended vs. trunk-flexed) on the EMG median frequency of lower-limb muscles in male volleyball players with a history of hamstring strain compared with healthy peers.

Methods: This cross-sectional comparative study included 16 healthy male volleyball players and 16 male volleyball players with hamstring strain, recruited purposively and assigned to control and case groups. Surface EMG of selected muscles was recorded during a drop-landing task from a 30-cm box. Data were analyzed using repeated-measures ANOVA at a significance level of 0.05.

Findings: A significant main effect of group was found for the median frequency of the rectus femoris (p=0.022) and biceps femoris (p=0.035). For the biceps femoris, both the main effect of task (p=0.016) and the group*task interaction (p=0.044) were significant. For the vastus medialis, the main effect of task (p=0.017) and the group*task interaction (p=0.029) were also significant.

Conclusion: Athletes with hamstring strain exhibit trunk-dependent differences in neuromuscular activation, and trunk-flexed landing may facilitate a more favorable distribution of mechanical load. Rehabilitation emphasizing trunk-flexed landing drills and quadriceps–hamstring coordination may reduce recurrence risk and support a safer return to sport.

Keywords: Hamstring Muscles, Landing, Frequency spectrum, Electrical activity

Citation: Aali Sh, Yousefi M, Forghani P. **The Effect of Two Common Landing Types on Lower Limb Muscle Electrical Activity in Athletes with Hamstring Strain.** J Isfahan Med Sch 2026; 43(843): 1801-9.

1- Assistant Professor, Department of Sport Science Education, Farhangian University, P.O., Tehran, Iran
2- PhD Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran
3- Kinesiology student, York University, Toronto, Canada
Corresponding Author: Shirin Aali, Assistant Professor, Department of Sport Science Education, Farhangian University, P.O., Tehran, Iran; Email: sh.aali@cfu.ac.ir