اثرات موضعی و سراسری ناپایداری حاد مچ پا بر تعادل پویا با چشم انداز بیومکانیکی

* **مهرانگیز قربانی**: کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی، واحد بروجرد، باشگاه پژوهشگران جوان و نخبگان، بروجرد، ایران (*نویسنده مسئول).
mehrqorbani1@gmail.com

تاریخ دریافت: ۹۱/۷/۱۷ تاریخ پذیرش: ۹۲/۱۰/۲۱

چکیده

زمینه و هدف: پیچ‌خوردگی‌های حاد کناره خارجی مچ پا، از آسیب‌های شایع در ورزش و فعالیت‌های روزمره زندگی محسوب می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی پاسخ عصبی عضلانی عضلات ثبات‌دهنده پاسچر (Posture) به منظور فراهم‌کردن چشم‌انداز بیومکانیکی اثرات موضعی و سراسری ناپایداری حاد مچ پا بر تعادل پویا برای پزشکان، در این بیماران است.

روش‌کار: برنامه آزمایشی گاری- وزنه با شبیه‌سازی افتادن، با مطالعه روی شدت فعالیت الکترومیوگرافی EMG (Electromyography) چهار عضله ثبات‌دهنده پاسچر شامل؛ ساقی قدامی (tibialis anterior: TA)، دوقلوی میانی (medialis gastrocnemius: MG)، پهن میانی (vastus medialis: VM) و راست‌کننده ستون فقرات در ناحیه سوم کمری (erector spinae: L3)، هنگام بروز شتاب ناگهانی در سطح اتکاء روی دو سمت درگیر و غیر درگیر بدن به دو جهت روبه جلو و عقب انجام گرفت. مطالعه بر روی ۱۹ مرد بزرگسال در دو گروه؛ (۹ فرد مبتلا به پیچ‌خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا ((LAS (Lateral Ankle Sprain)؛ با میانگین سنی؛ ۲/۰۳± ۲۳/۹سال و ۱۰ فرد سالم با میانگین سنی؛ ۳/۲۰± ۲۶/۴ سال) انجام شد. داده‌های EMG به روش تحلیل واریانس چندگانه و تحلیل عاملی ۴×۲×۲ مورد تحلیل و ارزیابی قرارگرفت.

یافته‌ها: فعالیت EMGTA راست و چپ در شتاب به جلو، به طور معنی‌داری در گروه LAS حاد بیش از گروه نرمال بود. فعالیت بالاتر MGR در شتاب رو به عقب، به طور معنی‌داری در گروه سالم بیش از گروه LAS بود. فعالیت EMG عضلات دو سمت بدن در گروه افراد بیمار متقارن است.

نتیجه گیری: بی‌ثباتی حاد مچ پا با تغییر بر دستگاه عصبی اسکلتی عضلانی، مکانیسم کنترل تعادلی فرد را تحت تأثیر قرار می‌دهد.

کلیدواژه‌ها: الکترومایوگرافی سطحی(sEMG)، پاسچر، تعادل، شتاب ناگهانی در سطح اتکاء ، پیچ خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا (LAS).

مقدمه

پیچ‌خوردگی‌های کناره خارجی مچ پا (LAS)، از آسیب‌های شایع در ورزش و فعالیت‌های روزمره زندگی است و در ورزشکاران شایع‌تر است (۱۴). وقتی پیچ‌خوردگی کناره خارجی مچ پا رخ می‌دهد، با آسیب به گیرنده‌های مکانیکی موجود در لیگامان‌های کناره خارجی، عضلات و کپسول مفصلی مچ پا؛ تعادل فرد تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۵- ۸). چرا که تعادل پویای مفصل و البته تعادل پویای کل بدن به عملکرد عضلات بستگی دارد (۹). مفاصل اندام تحتانی نیز تحت تأثیر آسیب مفصل مچ پا متحمل تغییراتی خواهند شد. به طور بالقوه، همه ناهنجاری‌های عصبی- اسکلتی - عضلانی ناشی از ضعف و ناهنجاری در سیستم کنترل تعادلی است (۱۰). ارزیابی تعادل با به‌کارگیری ابزاری، برای کمک به تعیین یک حرکت ورزشی (۱۱)، قابلیت ارجاع به شرکت کنندگان (۴ و ۵ و ۱۲) و فروگیری نسبت به پیچ خوردگی مچ پا (۸ و ۱۳ و ۱۴) صورت می‌گیرد. یکی از موارد مهم در این مطالعه پاسخ عضلانی ایجاد آشفتگیِ خطر افتادن است. یکی از خطرناک‌ترین نتیجه‌های ناشی از افتادن، خطر شکستگی استخوان ران است. همچنین؛ افتادن تأثیر ثانویه روان‌شناختی‌ای را نیز به دنبال دارد و آن ترس از افتادن است که به اندازه افتادن دردناک و مضر است. افتادن، نتیجه از دست دادن تعادلی است که بازیابی نمی‌شود. اغلب مطالعات با تکیه بر تعادل ایستا، افراد را مورد ارزیابی قرار داده‌اند (۵ و ۱۲ و ۱۵ و ۱۶-۱۸). برای مثال در یک پروتکل تجربی که توسط هوراک و نشنر

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]

توضیح داده شده‌است، افراد شرکت‌کننده در آزمون، در حالت ایستاده روی دو پا؛ روی یک سطح باریک می‌ایستادند که، در آن عضلات پلنتارفلکسورها (Plantar flexors) عمل نمی‌کردند. در این پروتکل، استراتژی مفصل ران، تنها استراتژی ممکن مورد استفاده برای موضوع‌های مورد آزمون است. کارهای تحقیقاتی بیشتری در زمینه انتخاب هردو این استراتژی‌ها؛ در حالتی که هردو پا به طور ثابت، روی زمین قرار بگیرد مورد نیاز است (۱۹). با این وجود تعادل ایستا شباهتی با شرایط واقعی زندگی و فعالیت‌های پویا ندارد. بنابراین پیشنهاد می‌شود به دلیل شباهت بیشتر به اجرا، پویایی و فعالیت ورزشی، تعادل به طور پویا اندازه‌گیری شود (۳ و۴ و ۱۱ و۲۰). مطالعات انجام‌شده در زمینه تعادل پویا در ارتباط با پیچ‌خوردگی حاد مچ پا، بسیار کم بوده است و اغلب بر نوع مزمن این عارضه تحقیقاتی صورت گرفته‌است (۳ و ۴ و ۲۰ - ۲۲). مطالعات بسیاری بر روی EMG عضلات اندام تحتانی در طول فرود آمدن نشان داده‌است که عضله ساقی قدامی به عنوان دورسی فلکسور (Dorsi flexor) و اینورتور (invertor) مچ پا عمل می‌کند، عضله برون‌گرداننده دراز به عنوان پلنتارفلکسور و اورتور عمل می‌کند و عضله دوقلوی میانی یکی از مهم‌ترین پلنتارفلکسورها و جذب‌کننده شوک ضربه است (۲۳ و ۲۴). بنابراین این تحقیق با هدف مطالعه فعالیت EMG عضلات عمل‌کننده بر مفاصل مچ پا و مفاصل بالاتر از قبیل زانو، ران و کمر به عنوان تأثیر بیومکانیکی موضعی و سراسری پیچ خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا بر تعادل پویای فرد، در تکلیف تعادلی قرارگرفتن فرد در معرض افتادن با شتاب ناگهانی انجام شده‌است.

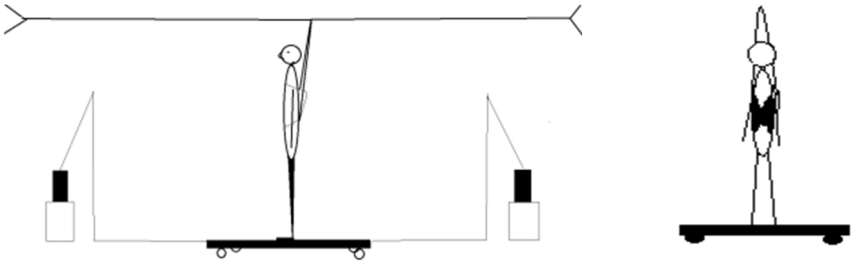
روش کار

روش تحقیق از نوع نیمه تجربی حقیقی بوده و یک طرح مورد-کنترل برای ارزیابی گروه‌ها و تغییرات فعالیت EMG، ۴ عضله ثبات‌دهنده پاسچر شامل؛ ساقی قدامی (TA)، دوقلوی میانی (GM)، پهن میانی (VM) و راست‌کننده ستون فقرات در ناحیه مهره سوم کمری (L3) در افراد با و بدون پیچ‌خوردگی حاد مچ پای یک طرفه در دو سمت راست و چپ و در دو جهت کشش گاری به عقب و جلو به کار برده شد. متغیرهای وابسته شامل؛ شدت فعالیت EMG، ۴ عضله در دو سمت درگیر و غیر درگیر در دو جهت حرکت گاری و متغیرهای مستقل عبارت بودند از؛ ۱. گروه (افراد مبتلا به پیچ‌خوردگی حاد مچ پا و افراد سالم)، ۲. سمت بدن (درگیر و غیر درگیر به مثابه راست و چپ) و ۳. جهت حرکت گاری (عقب و جلو). دوسمت درگیر و غیر درگیر به عنوان سمت راست و چپ بدن در دو گروه با هم مقایسه شد. توان آزمون تعادلی این تحقیق از یک تحقیق مشابه پذیرفته‌شد (۲۵ و ۲۶).

شرکت‌کنندگان شامل ۱۹ مرد بزرگ‌سال از جامعه دانشجویان دانشگاه‌های آزاد و دولتی شهر همدان بودند، که در دو گروه (۹ فرد مبتلا به پیچ خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا با میانگین سنی ۲/۰۳± ۲۳/۹ سال، قد؛ ۶/۰۰ ± ۱۷۷/۳ سانتی‌متر، جرم بدن؛ ۱۱/۶۰± ۶/۷۱ کیلوگرم و ۱۰ فرد سالم با میانگین سنی؛ ۲/۳۰ ± ۲۶/۴ سال، قد؛ ۵/۲۰ ± ۱۷۸/۵ سانتی‌متر، جرم بدن؛ ۹/۴۰ ± ۶۹/۴ کیلوگرم) برای شرکت در این آزمون فراخوانده شدند. طبق اعلان هلینسکی شرکت کنندگان از بین افراد سالمی انتخاب شدند که طی یک سال گذشته سابقه هیچ گونه سابقه آسیب در اندام تحتانی و کمر نداشتند و دچار هیچ گونه ناهنجاری حرکتی و یا ساختاری نبودند، به جز افراد گروه تجربی که طی سه هفته تا سه ماه گذشته یک بار LAS را بر روی یک پای خود تجربه کردند. این افراد مورد درمان‌های رایج قرار گرفتند و بی‌ثباتی اولیه شامل درد، تورم و انواع خون‌مردگی در این افراد وجود نداشت، در غیر این صورت از شرکت در آزمون منع می‌شدند. قبل از شروع، فرآیند آزمون برای افراد توضیح داده‌شد و از نحوه و مراحل آزمون به علاوه مزایا، معایب و خطرات آزمون مطلع شدند. افراد با رضایت در این آزمون شرکت کردند.

برای ارزیابی پاسخ عضلات ثبات‌دهنده پاسچر در یک آزمون تعادلی پویا ازیک دستگاه EMG ۱۶

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]



شکل ۱- طرز قرار گرفتن فرد روی گاری.

کاناله MA-300 مدل D.T.U با الکترودهایی به شکل مستطیل‌های ۱۷ میلی‌متری و دو قطبی Ag/AgCl بر روی عضلات دوقلوی میانی، ساقی قدامی، پهن میانی و راست کننده ستون فقرات در ناحیه مهره سوم کمری شرکت کنندگان، روی دو طرف بدن و با رعایت اصول الکترودگذاری استفاده شد (۲۷).

آماده‌سازی افراد برای آزمون؛ با تراشیدن موی محل قرارگیری الکترودها و پاک‌کردن محل، با پنبه آغشته به الکل انجام‌شد. الکترودها روی محل‌های پاک شده قرار گرفتند و با چسب‌های قابل شستشو چسبانده و محکم شدند (۲۷). از ژل Lubricant برای افزایش قابلیت هدایت سیگنال‌ها استفاده شد.

سپس از فرد شرکت‌کننده خواسته‌شد که با پای برهنه روی گاری به حالت راست قامت و دست‌ها در کنار بدن بایستد به طوریکه، جفت پا با فاصله‌ای به اندازه عرض شانه فرد و به موازات هم برای تعیین سطح اتکاء قرارگیرد. گاری مورد نظر یک تخته چوبی چرخ‌دار با قاب و چرخ‌های آهنی کوچک بود که از زمین ۱۰ سانتی‌متر ارتفاع داشت. این تخته از دو طرف با طناب به وزنه‌های آویخته قلاب شده بود که با رهاکردن این وزنه‌ها گاری حرکت می‌کرد (شکل ۱) کشیدن گاری به جلو و عقب به فاصله ۳۰ سانتی متر از محل شروع حرکت، هرکدام در سه کوشش صورت گرفت.

نیرویی که برای حرکت افقی گاری تعیین شد؛ معادل ۲۰ درصد وزن شخص و گاری بود و با رها شدن وزنه‌ها اعمال شد. این نیرو به طور ناگهانی و بدون اطلاع شخص برای ایجاد آشفتگی ناگهانی در وضعیت راست قامت شخص اعمال می‌شد. فعالیت الکتریکی عضلات ثبات‌دهنده پاسچر افراد در پاسخ به این آشفتگی اندازه‌گیری و ثبت شد. سپس به منظور استانداردسازی داده‌های EMG و افزایش اعتبار مقایسه؛ کوشش‌های مربوط به MVIC (Contraction Maximum Voluntary Isometric) اجرا شد. تنظیم‌های EMG برای همه شرکت کنندگان ثابت بود و مقدار Average Value مربوط به (Root Mean Square RMS) افراد در طول ۱۰۰ میلی ثانیه اول از شروع حرکت گاری بر حسب میلیولت (mV) در برابر بیشینه RMS سیگنال‌های مربوط به MVIC که، در برابر تحمل وزن فرد بود، مورد مطالعه قرار گرفت. برای نرمال‌سازی داده‌های مورد مطالعه از روش دامنه‌ای MVIC تحمل وزن فرد استفاده شد؛

$$X_{norm} = X_{Average\ Value} / X_{MVIC} \times 100$$

دو کوشش MVIC برای هر عضله در هر دو سمت راست و چپ بدن به طور جداگانه اندازه‌گیری شد. کوشش‌هابه ترتیب عبارت بودند از؛ برای عضله MG از فرد که روی یک پا ایستاده است می‌خواهیم روی پنجه پا بایستد و ۵ ثانیه مکث کند. برای عضله TA از فرد می‌خواهیم در برابر مقاومت دست آزمون‌گیرنده دورسی‌فلکشن را انجام‌دهد. برای عضله VM از فرد می‌خواهیم که از حالت ایستاده اسکات(Scat) را انجام داده، از حالت نیم خیز بلند نشود و در همان حال یک پا را از زمین جدا کند. برای عضله L3 تست سرنسن(Sorensen) را اجرا کند.

پس از انجام برنامه آزمایشی، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ مورد تحلیل قرار گرفتند. سطح

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]

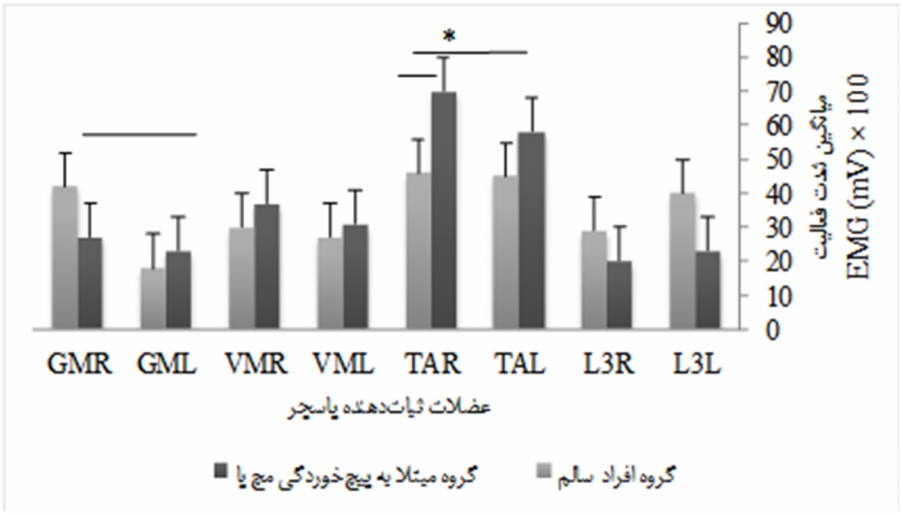
معنی‌داری آزمون (p<۰/۰۵) در نظر گرفته شد. نتایج به دست‌آمده در قالب تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری ۴×۲×۲ (۲ جهت حرکت گاری× ۲ سمت بدن × ۴ عضله) و تحلیل واریانس چند متغیری به ترتیب ارائه شدند.

یافته‌ها

تفاوت درون گروهی اثر بروز شتاب ناگهانی، در دو گروه سالم و بیمار برای حفظ تعادل معنی‌دار بود؛ P=0/00 , FF =24/06. همچنین در الگوی شدت فعالیت و پاسخ عصبی عضلانی عضلات یادشده بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده‌شد؛ P=0/04،F=6/75. بین جهت حرکت گاری و فعالیت الکتریکی عضلات دو سمت بدن در دو گروه نیز تفاوت معنی‌داری دیده‌شد؛ F=6/95، P=0/02. در فعالیت الکتریکی و در الگوی پاسخ عصبی- عضلانی در دو جهت نیز تفاوت معنی‌داری وجود داشت؛ F =19/18، P=0/00 (نمودار های ۱ و ۲).

در این نمودارها همچنین تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در عضله MGR؛ F=7/32، P=0/015، در عضله TAL؛ P=0/021،F=6/47 در جهت عقب و در عضله TA دو سمت بدن نسبت به سایر عضلات بین دو گروه در جهت رو به جلو مشاهده می‌شود.

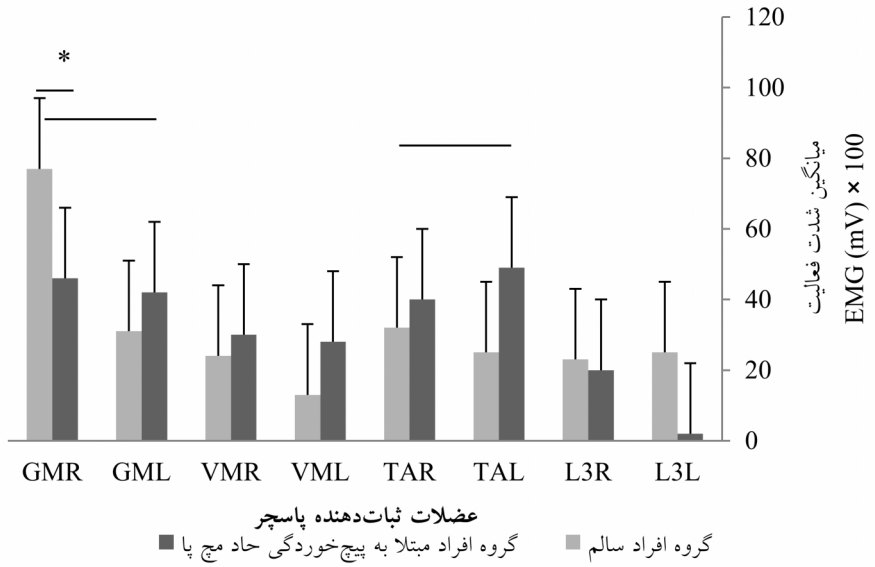
با توجه به نمودار۱ عضله L3 در گروه افراد سالم به طور معنی‌داری فعالیت بیشتری دارد و فعالیت الکتریکی عضلات TA، GM و VM در افراد مبتلا به LAS حاد بیشتر از گروه سالم است. با توجه به نمودار ۲، فعالیت الکتریکی عضله L3 و GMR در گروه سالم بیشتر از گروه LAS حاد است و TA، GML و VM در گروه تجربی بیشتر است. در طرح عاملی درون گروهی در چهار عضله و جهت حرکت گاری نیز اختلاف معنی‌داری مشاهده شد؛ F= 19/2، P=/.000. در طرح عاملی درون گروهی الگوی فعالیت عضلانی در دو گروه F=6/7، P=0/004؛ تفاوت معنی‌داری را در شدت فعالیت EMG چهار عضله مورد بررسی نشان داد. اما در مقایسه درون گروهی دو سمت بدن در افراد بیمار با توجه به نمودار ۱ و ۲ تفاوت معنی‌داری در پاسخ عضلانی سمت درگیر و غیر درگیر و به عبارتی سمت چپ و راست بدن مشاهده نشد. اگرچه در گروه افراد سالم پاسخ عضلانی عضله GM سمت راست و چپ به طور معنی‌داری متفاوت است.



GMR: Gastrocnemius Medialis Right, GML: Gastrocnemius Medialis Left, VMR: Vastus Medialis Right, VML: Vastus Medialis Left, TAR: Tibialis Anterior Right, TAL: Tibialis Anterior Left, L3R: L3 Right, L3L: L3Left.

نمودار ۱- میانگین و خطای استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات ثبات دهنده پاسچر از قبیل؛ L3، TA، GM و VM دو سمت راست و چپ هر دو گروه در حرکت کشیدن گاری رو به جلو. *سطح معنی داری (p<0/05). فعالیت EMG عضله TA دو سمت بدن به طور معنی‌داری بیش از سایر عضلات در مقایسه بین و درون گروهی است.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]



GMR: Gastrocnemius Medialis Right, GML: Gastrocnemius Medialis Left, VMR: Vastus Medialis Right, VML: Vastus Medialis Left, TAR: Tibialis Anterior Right, TAL: Tibialis Anterior Left, L3R: L3 Right, L3L: L3 Left.

نمودار ۲. میانگین و خطای استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات ثبات دهنده پاسچر از قبیل؛L3 ، TA، GMو VM دو سمت راست و چپ هر دو گروه در حرکت کشیدن گاری رو به عقب. * سطح معنی داری .(p<0/05) فعالیت EMG عضله GMR به طور معنی‌داری بیش از سایر عضلات در مقایسه بین و درون گروهی است.

بحث و نتیجه‌گیری

بیشتر تحقیقات گذشته بر روی افراد مبتلا به پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا (Chronic Ankle Instability) (CAI) انجام گرفته است. اختلال عملکرد عصبی عضلانی به دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا رخ می‌دهد و به صورت حس عمقی و حس وضعیت آسیب‌دیده و نیز آسیب به اعصاب پرونئال و تیبیال بروز می‌یابد (۹). اختلال در بازیابی تعادل، تغییر در حس جنبش پا و عدم عملکرد عضلات سرینی و کمری به عنوان پی‌آیندهای LAS اثبات شده و پذیرفته شده است (۹). وجود یک سیستم عصبی آورانی سالم برای کنترل حرکتی مؤثر ضروری است، LAS بر ثبات بازخورد آورانی و عملکرد عضلانی هم به صورت موضعی و هم به صورت سراسری در مفاصل پایین تنه تأثیر می‌گذارد (۹). در این تحقیق به بررسی اثرات موضعی و سراسری آسیب LAS حاد پرداختیم که تغییرات بیومکانیکی ناشی از آسیب را شامل تغییر الگوی عملکرد عضلانی و چگونگی بازیابی تعادل را نشان دادیم. نتایج این تحقیق نشان داد که، تفاوت معنی‌داری ($p<0.05$) در پاسخ عصبی عضلانی در دو جهت کشش گاری رو به جلو و کشش گاری رو به عقب بین دو گروه وجود داشت. با توجه به یافته های این تحقیق الگوهای فعالیت الکتریکی عضلات ثبات‌دهنده پاسچر در دو گروه در آزمون گاری- وزنه در استراتژی‌های بازیابی تعادل متفاوت است. در آشفتگی کوچک استراتژی مچ پا بروز می‌یابد (۲۸) اما در آشفتگی بزرگ و در آزمون شتاب ناگهانی استراتژی‌های دیگری که، با سرعت بالا همراه است، مثل؛ استراتژی مفصل ران، استراتژی گام برداشتن(Stepping strategy) و استراتژی معلق (Suspensory Strategy) به کار می‌رود (۱۹ و ۲۹). استراتژی ران از کارایی بسیار کمی برخوردار است و نشان از ضعف تعادلی اشخاص دارد و در افراد مبتلا به ناپایداری مزمن مچ پا دیده شده است (۲۵ و ۲۶). استراتژی گام برداشتن؛ برای پیش‌گیری از افتادن با تنگ‌تر شدن سطح اتکاء (Base Of Support) (BOS) و با وجود آشفتگی خیلی شدید به کار می‌رود به این معنی که شخص

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]

گام برمی‌دارد. استراتژی تأخیری حالتی است که شخص در موقعیت اسکات (squat) قرار گرفته، آونگ تک بخشی به آونگ ۳ بخشی (مچ پا، زانو و ران) تقسیم می‌شود ولی در سطح اتکاء فرد تغییری ایجاد نمی‌شود (۲۹). با مقایسه عضلات مچ پا که شدت فعالیت بیشتری را در مقایسه با عضله L3 و VM نشان دادند، الگوی فعالیت EMG عضلات افراد با الگوی فعالیت EMG در استراتژی مچ پا مقایسه می‌شود. استراتژی مچ پا شامل فعالیت بدن به عنوان یک آونگ تک بخشی وارونه است که حول محور مچ پا می‌چرخد. در این مکانیسمِ پاسخ، پلنتار فلکسورها برای بازیابی تعادل عمل می‌کنند و ترتیب فراخوانی عضلات از اندام تحتانی به اندام فوقانی است (۲۹). به عنوان مثال در تاب رو به جلو، وقتی به طور هم‌زمان دورسی فلکسورها منقبض می‌شوند، توانایی شخص برای بازیابی تعادل کاهش می‌یابد. به عبارت دیگر با فعالیت یک عضله آنتاگونیست لازم است که گشتاور اضافی‌ای به وسیله عضلات آگونیست ایجاد شود (۳۰). این گشتاور اضافی، به سرعت و به شدت ایجادشده و برای نگه داشتن مرکز جرم یک شخص درون سطح اتکا به کار می‌رود (۳۰). از طرفی نوسان بدن حول مچ پا در استراتژی مچ پا به ترتیب در تاب رو به جلو با شدت فعالیت الکتریکی بیشتر در عضلات؛ دوقلو، همسترینگ و عضلات کمری؛ و در تاب رو به عقب با شدت فعالیت الکتریکی بیشتر در عضلات؛ ساقی قدامی، چهار سر رانی و عضلات شکمی بروز می‌یابد (۳۰). در مقایسه با این تحقیق در عضلات راست و چپ دو گروه در جهت رو به جلو در نمودار ۱، دیده می‌شود که فعالیت الکتریکی عضله TA و VM به طور معنی‌داری در گروه مبتلا به LAS حاد بیش از عضلات مشابه در گروه سالم بوده و بالعکس فعالیت الکتریکی عضله MGR به طور معنی‌داری در گروه سالم بیش از عضلات دیگر بوده‌است ($p<0.05$). از طرف دیگر فعالیت الکتریکی عضله L3 است که به طور ناسازگاری در گروه سالم بیشتر از گروه مبتلا به LAS حاد است. با توجه به نمودار ۲ در حرکت رو به عقب فعالیت الکتریکی عضلات L3L، L3R و MGR در گروه سالم بیش از گروه مبتلا به LAS حاد بوده‌است. حال با توجه به اینکه فعالیت الکتریکی عضلات عمل‌کننده بر مچ پا به طور معنی‌داری متفاوت با دو عضله دیگر L3 و VM است و فقط شدت و سرعت عملکرد عضله دورسی فلکسور یا پلنتار فلکسور یک پا به طور معنی داری بیش از دو عضله دیگر عمل‌می‌کنند استراتژی گام برداشتن را می‌پذیریم. اما در گروه مبتلا به LAS حاد در جهت رو به جلو فعالیت الکتریکی عضلات TA در دو سمت بیش از سایر عضلات در گروه خود و در مقایسه با گروه سالم است ($p<0.05$) و عضلات به طور متقارن عمل می‌کنند به این معنی که تحمل وزن بر یکی نسبت به دیگری به طور معنی‌داری بیشتر نبوده است. همچنین این یافته‌ها نشان می‌دهد که نقش فعالیت عضلات عمل‌کننده بر مچ پا در ایجاد تعادل پویا مؤثرتر است. الگوی شدت فعالیت الکتریکی عضلات ثبات‌دهنده پاسچر سمت راست و چپ گروه افراد مبتلا به LAS حاد در دو جهت به طور معنی‌داری متقارن بوده‌است (نمودار ۱). در این تحقیق ما دریافتیم و نشان دادیم که الگوی فراخوانی و بازداری فعالیت عضلات خم کننده و بازکننده مربوط به مفاصل مچ پا، زانو و ران در دو گروه به عنوان محل های تحت تأثیر LAS متفاوت از هم هستند. این نتایج درک روشنی از پاسخ عصبی عضلانی و چگونگی بازیابی تعادل در این عارضه در مقابل نوع مزمن آن برای ما فراهم نموده‌است. این پاسخ عصبی عضلانی در بازیابی تعادل، به ما در طراحی تمرینات تعادلی به خصوص تقویت پلنتار فلکسورها کمک می‌کند. چراکه تمرینات تعادلی، موجب تقویت مفصل و جبران نقص گیرنده‌های مکانیکی عضلات و مفصل می‌شود. متخصصان توانبخشی، مغز و اعصاب و طب ورزشی با درک صحیحی از پاسخ عصبی عضلانی فرد و بازیابی تعادل و نیز رفتارهای مکانیکی و عملکردی مفاصل به بیماران کمک خواهند کرد تا از بروز دوباره آسیب و ناهنجاری‌های متعاقب آن پیشگیری کنند. نتایج ما به دلیل الکترودگذاری سطحی محدود شد با این وجود کنترل و دقت لازم به عمل آمد. با توجه به نتایج به دست آمده از این تحقیق به محققان

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]

آینده پیشنهاد می‌شود که به بحث هم انقباضی و تحریک عصبی مشترک عضلات آگونیست و آنتاگونیست در دو گروه سالم و بیمار بپردازند.

منابع

1. Garn SN, Newton RA. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. Physical Therapy. 1988; 11:1667-1671.
2. Pintsaar A, Brynhildsen J, Tropp H. Postural corrections after standardized perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. British Journal of Sports Medicine. 1996: 30:151-155.
3. Guskiewicz KM, Perrin DH. Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprains. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 1996; 23(5): 326-331.
4. Orteza LC, Vogelbach WD, Denegar CR. The effect of molded and unmolded orthotics on balance and pain while jogging following inversion ankle sprain. Journal of Athletic Training. 1992; 27(1): 80-84.
5. Rozzi SL, Lephart SM, Sterner R, Kuligowski L. Balance training for persons with functionally unstable ankles. Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy. 1999; 29(8): 478-486.
6. Moore R. Principles and Techniques of Therapeutic Exercise: Class Syllabus and Notes. San Diego, CA: KB Books, 1998.
7. Irrgang JJ, Whitney SL, Cox ED. Balance and proprioceptive training for rehabilitation for the lower extremity. Journal of Sport Rehabilitation. 1994; 3: 68-83.
8. Perrin PP, Bene MC, Perrin CA, Durupt D. Ankle trauma significantly impairs posture control- A study in basketball players and controls. International Journal of Sports Medicine. 1997; 18: 387-392.
9. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. J Athl Train. 2002; 37(4): 364-375.
10. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. J Gait &Posture: 1995; 3: 193-214.
11. Hertel J, Buckley WE, Denegar CR. Serial testing of postural control after acute lateral ankle sprain. Journal of Athletic Training. 2001; 36(4): 363-368.
12. Vogelbach WD. The Lower Kinetic Chain: Foundation for Normal and Abnormal Function. Morgantown, WV: Biomechanics Inc.; 1988.
13. Donatelli RA. The Biomechanics of the Foot and Ankle, 2nd ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company; 1996.
14. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Stabiliometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. Medicine and Science in Sports and Exercise. 1984; 16: 64-66.
15. Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RL, Riddle DL. Methods for taking subtalar joint measurements: a clinical report. Physical Therapy. 1988: 68(5): 678-682.
16. Nichols DS, Glenn TM, Hutchingson KJ. Change in the mean center of balance during balance testing in young adults. Physical Therapy. 1995; 75(8): 699-706.
17. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Factors affecting stabiliometry recordings of single limb stance. The American Journal of Sports Medicine. 1984; 12(3): 185-188.
18. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. International Journal of Sports Medicine. 1985; 6: 180-182.
19. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. J Neurophysiol 1986; 55: 1369-81.
20. Cachupe WJC, Shifflett B, Kahanov L, Wughalter EH. Reliability of biodex balance system measures. Measurement in Physical Education and Exercise Science. 2001; 5(2): 97-108.
21. Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the Biodex Stability System. Journal of Athletic Training. 1998; 33(4): 323-327.
22. Schmitz R, Arnold B. Intertester and intratester reliability of a dynamic balance protocol using the Biodex Stability System. Journal of Sport Rehabilitation. 1998; 7: 95-101.
23. Fu SN, Hui-Chan CWY. Modulation of prelanding lower-limb muscle responses in athletes with multiple ankle sprains. Medicine and Science in Sports and Exercise 2007; 39:1774-1783.
24. Fu SN, Wan C, Ying HC. Are there any relationships among ankle proprioception acuity, prelanding ankle muscle responses, and landing impact in man?. Neuroscience Letters. 2007; 417:123-127.
25. Mansfield A, Peters AL, Liu BA, Maki BE. A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomized controlled trial. BMC Geriatr. 2007; 7: 12.
26. Mansfield A, Peters AL, Liu BA, Maki BE. Effect of a perturbation-based balance training program on compensatory stepping and grasping reactions in older adults: a randomized controlled trial. PHYS THER. 2010; 90: 476-491.
27. www.seniam.org
28. Hwang S. The Balance Recovery

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]

Mechanisms against unexpected forward perturbation. Annals of Biomedical Engineering. 2009: 37: 8: 1629–1637.

29. Nashner L.M, G Mcollum. The Organazation of human postural movements: A formal basis and Experimental Synthesis. The behavioral and brain sciences. 1985.8, 135-172.

30. Macaluso A, Nimmo M, Foster J, Cockburn M, McMillan N, Vito G. Contractile muscle volume and agonist/antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. Muscle Nerve. 2002: 25: 858–863.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]

The local and global effects of acute ankle instability upon dynamic balance with biomechanical perspective

Mehrangiz Ghorbani, Msc of Sports Biomechanics, Azad University, Branch of Boroujerd, Young Researchers and Elite Club, Boroujerd, Iran (*Corresponding author). mehrqorbani1@gmail.com

Abstract

Background: Acute lateral ankle sprains are the most common injuries in sports and routine activities of life. The purpose of this study was an overview of EMG activation of postural stabilizer muscles in dynamic balance test to provide clinicians with biomechanical perspectives of the local and global effects of ankle instability.

Methods: The sinker– card protocol was used as a dynamic balance test with simulating fall upon 4 posture stabilizer muscles; medialis gastrocnemius (MG), tibialis anterior (TA), vastus medialis (VM) and erector spine in L3 during sudden acceleration in base of support, in two sides of the body (involved, uninvolved or left, right) in sudden acceleration in forward and backward directions. The study was conducted on 19 adult men in two groups (9 LAS subjects with the mean of age; 23/9 ± 2/03 yrs and 10 normal subjects with the mean of age; 26/4 ± 3/20 yrs). The data of EMG were assessed using one- way repeated measures 2×2×4 ANOVA and multivariate analysis of variance ($p< 0.05$).

Results: Higher TA activity in LAS group rather than normal group in forward direction was significantly illustrated. Higher MGR activity in normal group than LAS group in backward direction was significantly illustrated. The EMG activity of two sides of body in two directions were significantly symmetric in LAS group.

Conclusion: Acute ankle instability with alternation in neuromusculoskeletal system can affect on dynamic balance control in patient with lateral ankle sprains.

Keywords: sEMG, Posture, Balance, Sudden acceleration in base of support, LAS.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-05-31]