

The neuromuscular response of patients with acute ankle instability in balance recovery

Qorbani M¹

Abstract

Purpose: Acute lateral ankle sprains are the most common injuries referred to emergency departments. The purpose of this study was an overview of the balance recovery mechanism to provide a perspicuous understanding of effects of this trauma on the joint for clinicians to prevent further imposition among chronic ankle instability.

Methods: The treadmill protocol was used as a dynamic balance test with simulating fall upon 4 posture stabilizer muscles; medialis gastrocnemius / tibialis anterior / vastus medialis (VM) and erector spinae in L3 during sudden acceleration in base of support/ in two sides of the body (involved/ uninvolved as left and right) in sudden acceleration in forward and backward directions upon 20 adult women in two groups (10 LAS subjects with the mean of age; 23.9 ± 2.03 yrs and 10 normal subjects with the mean of age; 26.4 ± 3.2 yrs). The data of (electromyography) were assessed by using one- way repeated measures $2 \times 2 \times 4$ ANOVA and multivariate test ($P < 0.05$).

Results: The results showed a significant interaction in muscle by direction. Significantly higher TA activity was shown in LAS group compared to normal group in forward direction. Significantly higher MG activity in right side of body was demonstrated in normal group than LAS group in backward direction. These findings suggest that by comparison of two sides of the body in two directions for 4 muscles electromyography activation/ significantly symmetric in LAS group than normal group was observed.

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

Keywords: sEMG, Balance, LAS

دریافت مقاله: ۹۲/۱۰/۱۶ تایید مقاله: ۹۳/۰۳/۳۰

پاسخ عصبی عضلانی بیماران مبتلا به ناپایداری حاد مچ پا در بازیابی تعادل

مهرانگیز قربانی^۱

هدف: پیچ خوردگی‌های حاد مچ پا (Lateral Ankle Sprains; LAS)، از شایعترین آسیب‌های مراجعه شده به مراکز اورژانس محسوب می‌شود. هدف از این مطالعه؛ بررسی مکانیسم بازیابی تعادل افراد مبتلا به ناپایداری حاد مچ پا به منظور ایجاد درک روشن اثرات این آسیب بر مفاصل، برای پزشکان و درمانگران در پیشگیری از وقوع دوباره آسیب و عوارض بعدی آن از جمله ناپایداری مزمن مچ پا است.

روش بررسی: برنامه آزمایشی نوارگردان با شبیه‌سازی افتادن، با مطالعه شدت فعالیت الکترومیوگرافی ۴ 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 (L3)، هنگام بروز شتاب ناگهانی در سطح اتکاء روی دو سمت درگیر و غیر درگیر بدن به دو جهت روبه جلو و عقب بر روی ۲۰ زن بزرگسال در دو گروه: (۱۰ فرد مبتلا به پیچ خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا (LAS)؛ با میانگین سنی: 23.9 ± 2.03 سال و ۱۰ فرد سالم با میانگین سنی: 26.4 ± 3.2 سال) انجام شد. داده‌های الکترومیوگرافی (Electromyography; EMG) به روش تحلیل واریانس چندگانه و تحلیل عاملی $2 \times 2 \times 4$ مورد تحلیل و ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: فعالیت بالاتر TA راست و چپ در شتاب به جلو، به طور معنی‌داری در گروه LAS حد بیش از گروه نرمال نشان‌دهنده شد. فعالیت بالاتر MG سمت راست بدن در شتاب رو به عقب، به طور معنی‌داری در گروه سالم بیش از گروه LAS نشان‌دهنده شد. فعالیت EMG عضلات دو سمت بدن در گروه افراد بیمار متقارن است.

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

کلمات کلیدی: الکترومایوگرافی سطحی (sEMG)، تعادل، پیچ خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا (LAS).

نویسنده مسئول: مهرانگیز قربانی، mehrqorbani1@gmail.com

آدرس: همدان، شهرک مدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، ایران

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد بروجرد، باشگاه پژوهشگران و نخبگان جوان، بروجرد، ایران.

مقدمه

در یک پروتکل تجربی که توسط هوراک و نشنر توضیح داده شده‌است؛ افراد شرکت‌کننده در آزمون، در حالت ایستاده روی دو پا؛ روی یک سطح باریک می‌ایستادند که، در آن آزمون عضلات پلنتار فلکسور 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 اجراء پویایی و فعالیت ورزشی، تعادل به طور پویا اندازه‌گیری شود (۲۰، ۱۱، ۴، ۳).

مطالعات انجام شده 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 (۲۲-۲۰، ۴، ۳). تاکنون تحقیقات بسیار کمی در زمینه ارزیابی مکانیسم بازیابی تعادل در نوع "حاد" پیچ‌خوردگی مچ پا انجام شده‌است. مطالعات بسیاری بر روی EMG عضلات اندام تحتانی در طول فرود آمدن نشان داده‌است که؛ عضله ساقی قدامی به عنوان دورسی فلکسور و اینورتور 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، ۲۴). بنابراین این تحقیق با هدف تعیین مکانیسم بازیابی تعادل با ارزیابی پاسخ فعالیت EMG عضلات عمل‌کننده بر مفاصل مچ پا و مفاصل بالاتر از قبیل زانو، ران و کمر، در تکلیف تعادلی

پیچ‌خوردگی‌های کناره خارجی مچ پا (LAS)^۱، از آسیب‌های شایع در ورزش و فعالیت‌های روزمره زندگی است (۴-۱). پیچ‌خوردگی‌های حاد مچ پا منجر به قطع و از بین رفتن دائمی گیرنده‌های مکانیکی موجود در لیگامان‌های آسیب دیده می‌شود (۵) که موجب تغییرات عصبی عضلانی در اندام تحتانی خواهد شد. ناپایداری مزمن مچ پا (CAI)^۲ با تغییرات عصبی عضلانی مچ پای درگیر همراه است، همچنین مفاصل بالاتر سمت درگیر (۶، ۷) و نیز مفاصل سمت مقابل بدن را درگیر می‌کند (۸)؛ چراکه لیگامان‌ها، پایداری ایستا و عضلات، پایداری پویای مفصل را فراهم می‌کنند (۹). به طور بالقوه، همه ناهنجاری‌های عصبی-اسکلتی - عضلانی ناشی از ضعف و ناهنجاری در سیستم کنترل تعادلی است (۱۰). ارزیابی تعادل با به‌کارگیری ابزار، برای کمک به تعیین یک حرکت ورزشی (۱۱)، قابلیت ارجاع به شرکت‌کنندگان (۱۲) و استعداد ابتلا به پیچ‌خوردگی مچ پا (۱۴، ۱۳، ۸) صورت می‌گیرد. یکی از موارد مهم در این مطالعه پاسخ عضلانی در ایجاد آشفتگی 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 خود 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 (۱۸-۱۶، ۱۵، ۱۲). برای مثال

¹ Lateral Ankle Sprain

² Chronic Ankle Instability

منع می‌شدند. قبل از شروع، فرآیند آزمون برای افراد توضیح داده شد و از نحوه و مراحل آزمون به علاوه مزایا، معایب و خطرات آزمون مطلع شدند. این افراد فرم‌های رضایت‌نامه شرکت در آزمون را امضا کردند.

مواد و ابزار

برای ارزیابی پاسخ عضلات ثبات‌دهنده پاسچر در یک آزمون تعادلی پویا از یک دستگاه EMG ۱۶ 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 الکتروگذاری استفاده شد (جدول ۱).

آماده‌سازی افراد برای آزمون

با تراشیدن موی محل قرارگیری الکترودها و پاک کردن محل، با پنبه آغشته به الکل انجام شد. الکترودها روی محل‌های پاک شده قرار گرفتند و با چسب‌های قابل شستشو چسبانده و محکم شدند. از ژل Lubricant برای افزایش قابلیت هدایت سیگنال‌ها استفاده شد (۲۹). سپس از فرد شرکت‌کننده خواسته شد که با پای برهنه روی صفحه سطح اتکاء نوارگردان به حالت راست قامت و دست‌ها در کنار بدن بایستد به طوری که، جفت پا با فاصله‌ای به اندازه عرض شانه فرد و به موازات هم برای تعیین سطح اتکاء قرار گیرد. سپس از فرد شرکت‌کننده خواسته شد به منظور تعیین جهت حرکت، یکبار رو به جلو و بار دیگر پشت به صفحه نوارگردان قرار گیرد و در برابر شتاب ناگهانی وضعیت قائم خود را حفظ کند (شکل ۱-۲). صفحه نوارگردان با پرده پوشانده شده بود. سطح اتکاء نوارگردان بدون اطلاع شخص و به طور ناگهانی به جلو یا عقب با سرعت ۲۵ سانتی‌متر بر ثانیه به مدت ۳ ثانیه حرکت می‌کرد. هر کوشش ۳ بار اجرا شد. فعالیت الکتریکی عضلات ثبات‌دهنده پاسچر افراد در پاسخ به این آشفتگی اندازه‌گیری و ثبت شد. سپس به منظور استاندارد سازی و نرمال‌سازی داده‌های EMG و افزایش اعتبار مقایسه؛ تنظیم‌های EMG برای همه شرکت‌کنندگان ثابت بود و مقدار Average Value

قرارگرفتن فرد در معرض افتادن؛ با شتاب ناگهانی انجام شده‌است.

روش بررسی

روش تحقیق از نوع نیمه تجربی حقیقی است. برای ارزیابی گروه‌ها و تغییرات فعالیت EMG ۴ عضله ثبات‌دهنده پاسچر^۱ 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 حرکت عقب و جلو روی نوارگردان به کار برده شد. متغیرهای وابسته شامل؛ شدت فعالیت EMG ۴ عضله در دو سمت درگیر و غیر درگیر در دو جهت حرکت 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)
۳. جهت حرکت گاری (به عقب و جلو). سمت بدن افراد با هم مقایسه شد. توان آزمون تعادلی این تحقیق از یک تحقیق مشابه پذیرفته شد (۲۶، ۲۵).

شرکت‌کنندگان: ۲۰ زن بزرگسال (۲۷) از جامعه دانشجویان دانشگاه‌های آزاد و دولتی شهر همدان، در دو گروه (۱۰ فرد مبتلا به پیچ‌خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا (LAS)؛ با میانگین سنی؛ $23/9 \pm 2/03$ سال، قد؛ $167/3 \pm 6$ سانتی‌متر، جرم بدن؛ $61/6 \pm 11/6$ کیلوگرم و ۱۰ فرد سالم با میانگین سنی؛ $26/4 \pm 3/2$ سال، قد؛ $166/5 \pm 5/2$ سانتی‌متر، جرم بدن؛ $9/4 \pm 69/4$ 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 آسیب در اندام تحتانی و کمر نداشتند و دچار هیچ گونه ناهنجاری حرکتی و یا ساختاری نبودند، بجز 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 به طوری که؛ بی‌ثباتی اولیه شامل درد، تورم و انواع خون‌مردگی در مفاصل این افراد وجود نداشت، در غیر این صورت از شرکت در آزمون

^۱ در این تحقیق منظور از پاسچر وضعیت بدن در حالت قائم است.

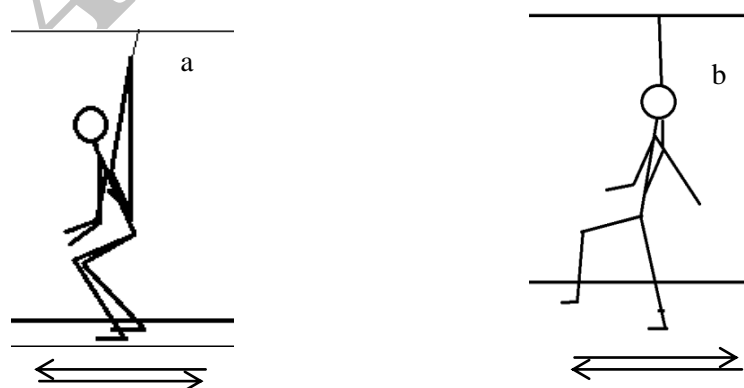
جدول ۱: راهنمای الکتروود گذاری الکترومیوگرافی سطحی برای شرکت کنندگان .

عضله	محل قرارگیری الکتروود	جهت دهی الکتروود
ES(L3)	الکتروود بایستی بین و در راستای برآمدگی خطی نزدیک به انتها در محل فوقانی خلفی مه مهره‌ای-خاصره‌ای در فضای بین ۲-۳ سانتی متری از خط میانی در سطح L3 قرار گیرد	در جهت خط توصیف شده
VM	الکتروود باید در ۸۰٪ بالایی خط بین قسمت فوقانی قدامی مهره‌ای- خاصره‌ای و فضای مفصل در مقابل لبه جلویی لیگامان داخلی قرار گیرد	تقریباً عمود به خط بین قسمت فوقانی قدامی مهره‌ای- خاصره‌ای و فضای مفصل در مقابل لبه جلویی لیگامان داخلی
TA	الکتروود باید در ۱/۳ بالایی خط بین برجستگی سر استخوان نازک نی‌ای و برجستگی قوزک داخلی قرار گیرد	در راستای خط بین برجستگی سر استخوان نازک نی‌ای و برجستگی قوزک داخلی
GM	الکتروود باید در برجسته‌ترین برآمدگی عضله قرار گیرد	در راستای پا

ES(L3); Erector Spinae, VM; Vastus Medialis, TA; Tibialis Anterior, GM; Gastrocnemius Medialis.



شکل ۱: طرز قرار گرفتن اولیه فرد روی نوارگردان و قبل از ایجاد حرکت. a: از نمای پهلو. b: از نمای مقابل.



شکل ۲: طرز قرار گرفتن افراد در پاسخ به شتاب ناگهانی به جهت‌های جلو و عقب روی نوارگردان. a: پاسخ مشاهده شده گروه LAS به شتاب ناگهانی. b: پاسخ مشاهده شده گروه کنترل به شتاب ناگهانی.

گروهی الگوی فعالیت عضلانی در دو گروه ($p=0/004$)، $F=6/7$ ؛ 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.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که، تفاوت معنی‌داری ($p<0/05$) در پاسخ عصبی عضلانی در دو جهت حرکت نوارگردان رو به جلو و حرکت نوارگردان رو به عقب بین دو گروه وجود داشت.

با توجه به الگوهای فعالیت الکتریکی عضلات ثبات‌دهنده پاسچر در دو گروه در آزمون تعادلی نوارگردان در استراتژی‌های بازیابی تعادل بحث وجود دارد. در آشفستگی‌های کوچک استراتژی میج پا بروز می‌یابد (۳۰) به این معنی که بدن حول مفصل میج پا نوسان دارد، وضعیت قائم فرد حفظ شده و تغییری در سطح اتکاء داده نمی‌شود. در آشفستگی‌های بزرگ و در آزمون شتاب ناگهانی استراتژی‌های دیگری که، با سرعت بالا همراه است، مثل؛ استراتژی مفصل ران، استراتژی گام برداشتن^۲ و استراتژی تأخیری^۳ به کار می‌رود. استراتژی مفصل ران از کارایی بسیار کمی برخوردار است و نشان از ضعف تعادلی اشخاص دارد و در افراد مبتلا به ناپایداری مزمن میج پا (CAI) دیده شده‌است (۲۵،۲۶). استراتژی گام برداشتن؛ برای پیش‌گیری از افتادن با تنگ‌تر شدن سطح اتکاء (BOS)^۴ و با وجود آشفستگی خیلی شدید به کار می‌رود به این معنی که شخص گام برمی‌دارد.

استراتژی تأخیری حالتی است که شخص در موقعیت اسکات^۵ قرار گرفته، آونگ تک بخشی به آونگ ۳ بخشی (میج پا، زانو و کمر- تنه- سر) تقسیم می‌شود ولی در سطح اتکاء فرد تغییری ایجاد نمی‌شود (۳۱). با مقایسه

مربوط به RMS^۱ افراد در طول ۱۰۰ میلی ثانیه اول از شروع حرکت نوارگردان بر حسب میلی ولت (mV) در برابر بیشینه RMS سیگنال‌ها مورد مطالعه قرار گرفت. برای نرمال‌سازی داده‌های مورد مطالعه با روش دامنه‌ای پویا از فرمول زیر (۲۸) استفاده شد؛

$$X_{norm} = X_{cure} - X_{min} / X_{max} - X_{min} \times 100$$

تحلیل آماری: پس از انجام برنامه آزمایشی، داده‌ها در نرم‌افزار spss نسخه ۱۶ مورد تحلیل قرار گرفتند. سطح معنی‌داری آزمون ($p<0/05$) در نظر گرفته شد. نتایج به دست آمده در قالب تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری $2 \times 2 \times 4$ (جهت \times سمت بدن \times تعداد عضلات) 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؛ ($p=0/000$)، $F=24/06$. همچنین در الگوی شدت فعالیت و پاسخ عصبی عضلانی عضلات یاد شده بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده شد؛ ($F=6/75$ ، $p=0/004$). بین جهت حرکت گاری و فعالیت الکتریکی عضلات دو سمت بدن در دو گروه نیز تفاوت معنی‌داری دیده شد؛ ($p=0/002$)، $F=6/95$. در فعالیت الکتریکی و در الگوی پاسخ عصبی-عضلانی در دو جهت نیز تفاوت معنی‌داری وجود داشت؛ ($F=19/18$ ، $p=0/000$). در این نمودارها همچنین تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در عضله MGR؛ ($F=7/32$ ، $p=0/015$)، در عضله TAL؛ ($F=6/47$ ، $p=0/021$) 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 نمودار ۱ 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 حد بیشتر از گروه سالم است. با توجه به نمودار ۲ فعالیت الکتریکی عضله L3 و GMR در گروه سالم بیشتر از گروه LAS حد است و TA، GML و VM در گروه LAS بیشتر است. در طرح عاملی درون گروهی در چهار عضله و جهت حرکت گاری نیز اختلاف معنی‌داری مشاهده شد؛ ($F=19/2$ ، $p=0/000$). در طرح عاملی درون

^۱ Root Mean Square

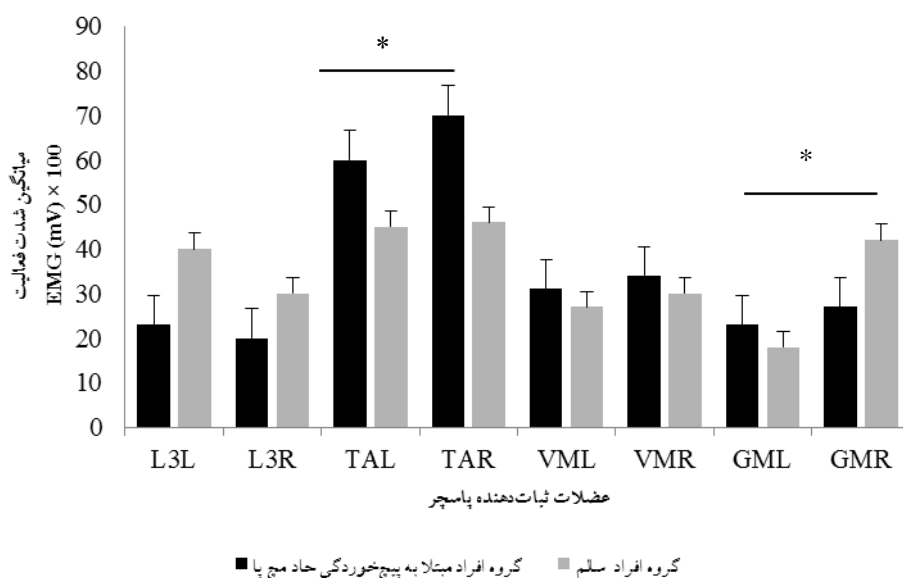
^۲ Stepping strategy

^۳ Suspensory Strategy

^۴ Chronic Ankle Instability

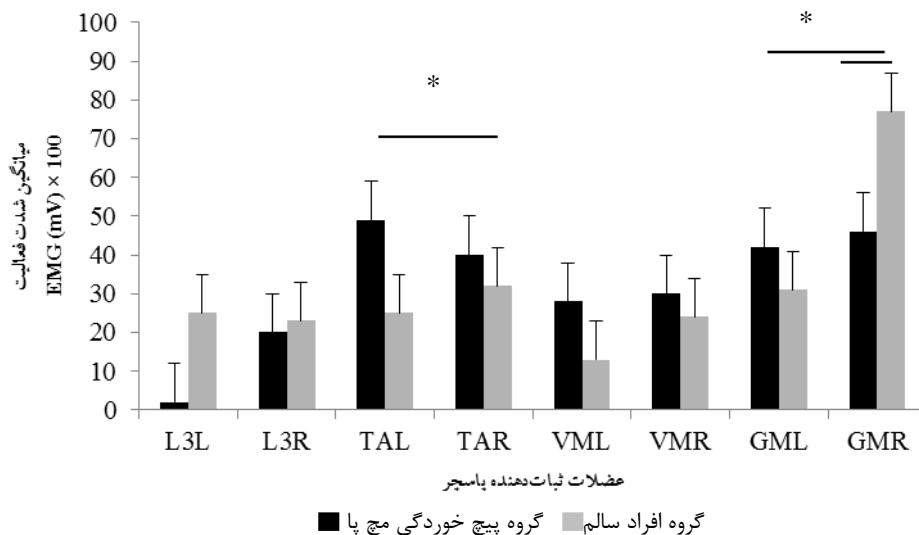
^۵ Base Of Support

^۶ وضعیتی که در آن فرد به حالت چمباتمه قرار می‌گیرد و مفصل مانند وضعیت شکل ۲ a خم می‌شود.



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 ۱: میانگین و خطای استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات ثابت دهنده پاسچر؛ 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 معنی داری بیش از سایر عضلات در مقایسه بین و درون گروهی 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; L3 Left.

نمودار ۲: میانگین و خطای استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات ثابت دهنده پاسچر از قبیل؛ L3، TA، GM و 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 معنی داری بیش از سایر عضلات در مقایسه بین و درون گروهی است.

عضلات مچ پا که شدت فعالیت بیشتری را در مقایسه با عضله L3 و VM نشان دادند، الگوی فعالیت الکتریکی عضلات افراد با الگوی فعالیت الکتریکی در استراتژی مچ برای بازیابی تعادل عمل می‌کنند و ترتیب فراخوانی عضلات از اندام تحتانی به اندام فوقانی است (۳۱). 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 (۳۲). این گشتاور اضافی، به سرعت و به شدت ایجاد شده و برای نگه داشتن مرکز جرم یک شخص درون سطح اتکا به کار می‌رود (۳۲). 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 (۳۲). در مقایسه با این تحقیق در عضلات راست و چپ دو گروه در جهت رو به جلو فعالیت الکتریکی عضله VM و TA به طور معنی‌داری در گروه مبتلا به LAS حد بیش از عضلات مشابه در گروه سالم بوده و بالعکس فعالیت الکتریکی عضله MGR به طور معنی‌داری در گروه کنترل بیش از عضلات دیگر بوده است ($p < 0.05$). از طرف دیگر فعالیت الکتریکی عضله L3 است که به طور ناسازگاری در گروه سالم بیشتر از گروه مبتلا به LAS حد است.

در حرکت رو به عقب فعالیت الکتریکی عضلات L3L، L3R و MGR در گروه سالم بیش از گروه مبتلا به LAS حد بوده است. 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 معنی‌داری بیش از دو عضله دیگر عمل می‌کنند استراتژی گام برداشتن را می‌پذیریم. اما در گروه مبتلا به LAS حد 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

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 مکانیسم پاسخ، پلنتار فلکسورها 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 حد در دو جهت به طور معنی‌داری متقارن بوده است. این نتایج درک روشنی از پاسخ عصبی عضلانی و چگونگی بازیابی تعادل در این عارضه در مقابل نوع مزمن آن برای ما فراهم نموده است. در اکثر منابع استراتژی ران در افراد مبتلا به پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا پذیرفته شده است (۸،۱۰). 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 درمان بیماران کمک خواهند کرد و از بروز دوباره آسیب و ناهنجاری‌های متعاقب آن پیشگیری می‌کنند. نتایج ما به دلیل الکتروگذاری 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 آینده پیشنهاد می‌شود که به بحث هم انقباضی و تحریک عصبی مشترک عضلات آگونیست و آنتاگونیست در دو گروه سالم و بیمار بپردازند.

سپاسگزاری

با سپاس از همه همکاران تلاشگر بخش اورژانس و نیز مدیریت بیمارستان آتیه همدان.

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. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br* 1965; 47: 678-685.
6. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train* 2004; 39:321-329.
7. Caulfield BM, Garrett M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med* 2002; 23: 64-68.
8. Hertel J, Olmsted-Kramer LC. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture* 2007; 25: 33-39.
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 stabilometry 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. Krejcie, R.V. & Morgan, D.W. Determining sample size for research activities. *Educational & Psychological Measurement*, 1970; 30: 607-610.
28. Sousa A.P, Surface electromyographic amplitude normalization methods. *Repositório Aberto da Universidade do Porto*, 2012.
29. www.seniam.org
30. Hwang S. The Balance Recovery Mechanisms against Unexpected Forward Perturbation. *Annals of Biomedical Engineering* 2009; 37(8): 1629-1637.
31. 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.
32. 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.