

The EMG Activation of Postural Stabilizer Muscles during Sudden Acceleration in Base of Support in Patients with Acute Lateral Ankle Sprains

Mehrangiz Qorbani*, Nader Farahpoor, Alireza Yavarikia

Department of Sport Physiology, Young Researchers and Elite Club, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: 22 Apr , 2014 Accepted: 14 Jul , 2014

Abstract

Background and Objectives: Lateral ankle sprain (LAS) is the most common sport injury and routine activities of life. The purpose of this study was to evaluate the EMG activation of posture stabilizer muscles during sudden acceleration to provide clinicians biomechanical perspectives of acute ankle sprains on muscle response.

Materials and Methods: In a semi experimental method with case and controls. The sinker-card protocol was be used as a dynamic balance test with simulating fall upon 4 posture stabilizer muscles in two sides of the body after sudden acceleration in forward and backward directions study was done in 19 young adult men in two groups (9 LAS; 23.9 ± 2.03 yrs and 10 normal person; 26.4 ± 3.2 yrs). The data were assessed by multivariate test and one-way ANOVA.

Results: The results showed a significant muscle interaction. In forward direction higher bilateral TA activity was observed in LAS group than normal group. Higher MGR activity in normal group than LAS group in backward direction significantly showed. These findings suggest that compared two sides of the body in two directions for 4 muscles EMG activities between and within group for balance control recovery in simulating fall. EMG activations of two sides of the body in LAS patients were symmetric significantly.

Conclusion: LAS not only create mechanical and functional instability, but also, have long-term biomechanical alternations for example different mechanisms of balance recovery on musculoskeletal system.

Keywords: sEMG, balance, Lateral Ankle Sprain

*Corresponding author:

E-mail: mehrqorbani1@gmail.com

فعالیت *EMG* عضلات ثبات‌دهنده و وضعیت قائم بدن هنگام بروز شتاب ناگهانی در سطح اتکا در افراد مبتلا به پیچ‌خوردگی‌های حاد کناره خارجی مچ پا

مهرانگیز قربانی*، نادر فرهپور، علیرضا یآوری کیا

گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم تحقیقات، باشگاه پژوهشگران جوان و نخبگان، تهران، ایران.

دریافت: ۹۲/۸/۵ پذیرش: ۹۲/۱۱/۱

چکیده

زمینه و اهداف: پیچ‌خوردگی کناره خارجی مچ پا، شایع‌ترین آسیب در ورزش و فعالیت‌های روزمره زندگی محسوب می‌شود. هدف از این مطالعه بررسی شدت فعالیت *EMG* عضلات ثبات‌دهنده و وضعیت قائم هنگام بروز شتاب ناگهانی در سطح اتکاء به منظور فراهم کردن چشم‌انداز بیومکانیکی اثرات پیچ‌خوردگی حاد مچ پا بر پاسخ عضلانی، برای پزشکان و درمانگران در این بیماران است.

مواد و روش‌ها: روش تحقیق نیمه تجربی با طرح مورد- کنترل مورد استفاده قرار گرفت. برنامه آزمایشی گاری-وزنه به عنوان یک آزمون تعادلی پویا در دو جهت روبه جلو و عقب با شبیه‌سازی افتادن، با مطالعه بر روی ۴ عضله ثبات‌دهنده پاسچر به صورت دوطرفه روی بدن ۱۹ مرد بزرگسال در دو گروه (۹ فرد مبتلا به پیچ‌خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا؛ با میانگین سنی: $23/9 \pm 2/03$ سال و ۱۰ فرد سالم با میانگین سنی: $26/4 \pm 3/2$ سال) انجام شد. داده‌های *EMG* به روش تحلیل واریانس چندگانه و تحلیل عاملی $2 \times 2 \times 4$ مورد تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: اثر متقابل عضله نسبت به جهت گاری به طور معنی‌داری نشان داده شد. فعالیت بالاتر *TA* راست و چپ در شتاب به جلو به طور معنی‌داری در گروه *LAS* حاد بیش از گروه نرمال نشان داده شد. فعالیت بالاتر *MGR* در شتاب به عقب گاری به طور معنی‌داری در گروه سالم بیش از گروه *LAS* حاد نشان داده شد. مقایسه فعالیت *EMG* عضلات دو سمت بدن در افراد مبتلا نسبت به افراد سالم به طور معنی‌داری متقارن است.

نتیجه‌گیری: بی‌ثباتی مچ پا علاوه بر ناپایداری‌های مکانیکی و عملکردی در مفاصل اندام تحتانی تغییرات بیومکانیکی طولانی مدتی از قبیل مکانیسم بازیابی تعادل متفاوت بر دستگاه عصبی اسکلتی عضلانی به جای می‌گذارد.

کلیدواژه‌ها: الکترومایوگرافی سطحی (*sEMG*)، تعادل، پیچ‌خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا (*LAS*)

*ایمیل نویسنده رابط: mehrqorbani1@gmail.com

مقدمه

عضلانی ناشی از ضعف و ناهنجاری در سیستم کنترل تعادلی است (۸ و ۹). ارزیابی تعادل با به‌کارگیری ابزار، برای کمک به تعیین؛ یک حرکت ورزشی (۱۰)، قابلیت ارجاع به شرکت کنندگان (۱۱ و ۱۲) و فروگیری نسبت به پیچ‌خوردگی مچ پا (۱۳ و ۱۴) صورت می‌گیرد. یکی از موارد مهم در این مطالعه ایجاد آشفتگی خطر افتادن است. افتادن، نتیجه از دست دادن تعادلی است که بازیابی نمی‌شود. اغلب مطالعات با تکیه بر تعادل ایستا، افراد را مورد ارزیابی قرار داده‌اند (۱۷-۱۶).

پیچ‌خوردگی کناره خارجی مچ پا (*LAS*, Lateral Ankle Sprain)، شایع‌ترین آسیب در ورزش و فعالیت‌های روزمره زندگی است (۳-۱). 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 (۷-۴). مفاصل اندام تحتانی نیز تحت تأثیر آسیب مچ پا متحمل تغییراتی خواهند شد. به طور بالقوه، همه ناهنجاری‌های عصبی- اسکلتی -

± ۷۱/۶ کیلوگرم و ۱۰ فرد سالم با میانگین سنی ۳/۲ ± ۲۶/۴ سال، قد ۵/۲ ± ۱۷۸/۵ سانتی‌متر، جرم بدن ۹/۴ ± ۶۹/۴ کیلوگرم) برای شرکت در این آزمون انتخاب و فراخوانده شدند. مطابق اعلان هلینسکی؛ شرکت‌کنندگان از بین افراد سالم انتخاب شدند که طی یک سال گذشته سابقه هیچ‌گونه آسیب در اندام تحتانی و کمر نداشتند و دچار هیچ‌گونه ناهنجاری حرکتی و یا ساختاری نبودند؛ ولی افراد گروه تجربی که فقط طی سه هفته تا سه ماه گذشته یک بار LAS را بر روی یک پای خود تجربه کردند. این افراد مورد درمان‌های رایج قرار گرفته بودند 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 داده شد و از نحوه و مراحل آزمون به علاوه مزایا، معایب و خطرات آزمون مطلع شدند و رضایت نامه‌های مربوط را امضا کردند. برای ارزیابی فعالیت عضلات ثبات‌دهنده پاسچر در آزمون تعادلی پویای وزنه- گاری از یک دستگاه EMG ۱۶ کاناله MA-300 مدل D.T.U با الکترودهای به شکل مستطیل‌های ۱۷ میلی‌متری و دو قطبی Ag/AgCl با قرارگیری روی عضلات دوقلوی میانی، ساقی قدامی، پهن میانی و راست کننده ستون فقرات در ناحیه مهره سوم کمری شرکت‌کنندگان، روی دو طرف بدن و با رعایت اصول الکتروگذارایی استفاده شد (جدول ۱).

جدول ۱: راهنمای الکتروگذارایی sEMG؛ (۲۶)

عضله	محل قرارگیری الکتروتود	جهت‌دهی الکتروتود
ES(L3)	الکتروتود بایستی بین و در راستای برآمدگی خطی نزدیک به انتها در محل فوقانی خلفی مهره‌ای - خاصره‌ای در فضای بین ۲-۳ سانتی متری از خط میانی در سطح L3 قرار گیرد	در جهت خط توصیف شده
VM	الکتروتود 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	الکتروتود 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	الکتروتود باید در برجسته‌ترین برآمدگی عضله قرار گیرد	در راستای پا

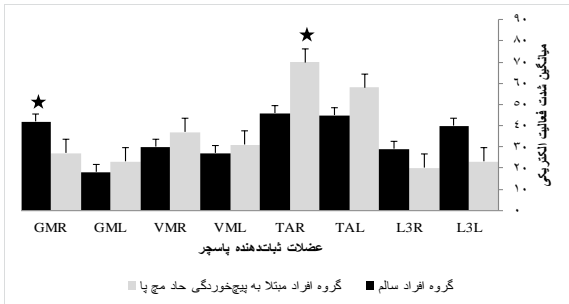
آماده‌سازی افراد برای آزمون با تراشیدن موی محل قرارگیری الکتروتودها و پاک کردن محل با پنبه آغشته به الکل انجام شد. الکتروتودها روی محل‌های پاک شده قرار گرفتند و با چسب‌های قابل شستشو چسبانده و محکم شدند از ژل Lubricant برای افزایش قابلیت هدایت سیگنال‌ها استفاده شد. سپس از فرد شرکت‌کننده خواسته شد که با پای برهنه روی گاری به حالت راست قامت و دست‌ها در کنار بدن بایستد به طوری که جفت پا با فاصله‌ای به اندازه عرض شانه

۱۱ و ۱۷ و ۲). برای مثال در یک پروتکل تجربی که توسط هوراک و نشنر توضیح داده شده است؛ افراد شرکت‌کننده در آزمون، در حالت ایستاده روی دو پا؛ روی یک سطح باریک می‌ایستادند که، در آن پلنتار فلکسورها عمل نمی‌کردند. در این پروتکل، استراتژی مفصل ران، تنها استراتژی ممکن مورد استفاده برای موضوع‌های مورد آزمون است (۱۸). 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 (۱۹ و ۱۰ و ۳ و ۲). مطالعات انجام شده در زمینه تعادل پویا در ارتباط با پیچ خوردگی حاد مچ پا، بسیار کم بوده است (۲۱-۱۹). مطالعات بسیاری بر روی EMG عضلات اندام تحتانی در طول فرود آمدن نشان داده است 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 (۲۳-۲۲). طراحی نوع درمان و پیشگیری در زمینه کاری فیزیوتراپ‌ها و درمانگران مستلزم شناخت جنبه‌های مختلف کنترل تعادلی تحت تأثیر پاسخ عصبی عضلانی است. هدف از این مطالعه بررسی پاسخ عضلات ثبات‌دهنده وضعیت قائم فرد در تکلیف تعادلی قرار گرفتن فرد در معرض افتادن، با ایجاد آشفتگی و شتاب ناگهانی است. در این پژوهش اثرات بیومکانیکی ناپایداری حاد کناره خارجی مچ پا بر پاسخ عصبی اسکلتی عضلانی افراد در بازیابی تعادل، مورد توجه است.

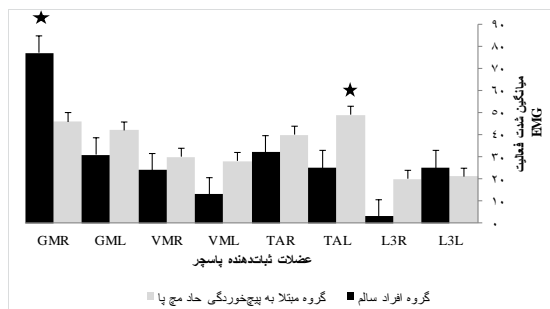
مواد و روش‌ها

روش تحقیق از نوع نیمه تجربی بوده و یک طرح مورد- کنترل برای ارزیابی گروه‌ها و تغییرات فعالیت EMG چهار عضله ثبات‌دهنده وضعیت قائم بدن شامل ساقی قدامی (TA)، دوقلوی میانی (MG)، پهن میانی (VM) و راست کننده 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 چهار 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 (راست و چپ) و ۳. جهت حرکت گاری (عقب و جلو). سمت بدن افراد با هم مقایسه شد. اعتبار و روایی این تحقیق از یک تحقیق مشابه پذیرفته شد (۲۴ و ۲۵). ۱۹ مرد بزرگسال به طور تصادفی از جامعه دانشجویان دانشگاه‌های آزاد و دولتی شهر همدان، در دو گروه مورد- کنترل شامل ۹ فرد مبتلا به پیچ‌خوردگی حاد کناره خارجی مچ پا با میانگین سنی ۲۳/۹ ± ۲/۰۳ سال، قد ۱۷۷/۳ ± ۶ سانتی‌متر، جرم بدن ۱۱/۶

MGR؛ $P=0/015$ ، $F(1,17)=7/32$ ، در عضله TAL؛ $P=0/021$ ، $F(1,17)=6/47$ در جهت عقب، در عضله TA دو سمت بدن بین دو گروه در جهت رو به جلو مشاهده می‌شود. با توجه به نمودار ۱ عضله L3 در گروه افراد سالم 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 EMG عضله L3 و GMR در گروه سالم بیشتر از گروه LAS حد است و TA، GML و VM در گروه تجربی بیشتر است.



نمودار ۱: میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات ثبت 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 ($P<0/05$).



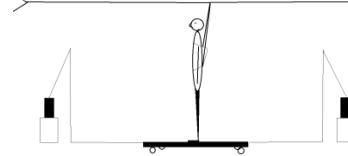
نمودار ۲: میانگین و انحراف استاندارد فعالیت الکتریکی عضلات ثبت دهنده پاسچر از قبیل: L3، TA، GM و VM دو سمت راست و چپ هر دو گروه در حرکت کشیدن گاری رو به عقب. * سطح معنی داری ($P<0/05$).

در طرح عاملی درون گروهی در چهار عضله و جهت حرکت گاری نیز اختلاف معنی‌داری مشاهده شد $P=0/000$ ، $F(3,15)=19/2$. در طرح عاملی درون گروهی الگوی فعالیت عضلانی در دو گروه تفاوت معنی‌داری را در شدت فعالیت الکتریکی چهار عضله مورد بررسی نشان داد $P=0/004$ ، $F(3,15)=6/7$.

بحث

نتایج این تحقیق نشان داد که، تفاوت معنی‌داری ($P<0/05$) در شدت فعالیت الکتریکی عضلات بین دو جهت کشش گاری به جلو و کشش گاری به عقب وجود داشت. با توجه به الگوهای فعالیت الکتریکی عضلات ثبت‌دهنده پاسچر در دو گروه در آزمون گاری-وزنه در استراتژی‌های بازبایی تعادل و نیز نیروی گشتاوری انقباض برون‌گرایی عضلات در برابر اینرسی و نیروی جاذبه زمین بحث وجود دارد. در آشفته‌گی‌های کوچک استراتژی مچ پا بروز می‌یابد

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 سانتی متر ارتفاع داشت. این تخته از دو طرف با طناب به وزنه‌های آویخته قلاب شده بود که با رها کردن این وزنه‌ها گاری حرکت می‌کرد (شکل ۱). کشیدن گاری به جلو و عقب به فاصله ۳۰ سانتی متر از محل شروع حرکت، هر کدام در سه کوشش صورت گرفت.



شکل ۱. طرز قرار گرفتن فرد روی گاری.

نیرویی که برای حرکت گاری تعیین شد معادل ۲۰ درصد وزن شخص و گاری بوده است که با رها شدن وزنه‌ها اعمال شد. این نیرو به طور ناگهانی و بدون اطلاع شخص برای ایجاد حرکت افقی در گاری به طور ناگهانی اعمال می‌شد. مدت زمان این آزمون به طور متوسط برای هر فرد ۴۰ دقیقه بود. فعالیت EMG عضلات ثبت دهنده پاسچر افراد، اندازه‌گیری و ثبت شد. سپس کوشش‌های مربوط به (Maximum Voluntary Isometric Contraction, MVIC) هر فرد در دو کوشش اجرا شد. تنظیم‌های EMG برای همه شرکت کنندگان یکسان بود و مقدار Average Value مربوط به Root Mean Square, RMS افراد در طول ۱۰۰ میلی ثانیه اول از شروع حرکت گاری بر حسب میلی ولت در برابر بیشینه RMS سیگنال‌های مربوط به MVIC زیر بیشینه که در برابر تحمل وزن فرد بود، مورد مطالعه قرار گرفت. برای نرمال‌سازی داده‌های مورد مطالعه از روش دامنه‌ای MVIC استفاده شد؛

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

پس از انجام برنامه آزمایشی، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ مورد تحلیل قرار گرفتند. نتایج به دست آمده به ترتیب در قالب تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری $2 \times 2 \times 4$ (جهت حرکت $2 \times$ سمت بدن $4 \times$ عضله) و تحلیل واریانس چند متغیری ($P<0/05$) ارائه شد.

یافته‌ها

در شدت فعالیت EMG عضلات یادشده بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده شد؛ $P=0/04$ ، $F(3,15)=6/75$. بین جهت حرکت گاری و فعالیت الکتریکی عضلات دو سمت بدن در دو گروه نیز تفاوت معنی‌داری دیده شد؛ $P=0/02$ ، $F(1,17)=6/95$. در فعالیت الکتریکی و در الگوی فعالیت عضلانی در دو جهت نیز تفاوت معنی‌داری وجود دارد؛ $P=0/00$ ، $F(3,15)=19/18$ ، (نمودارهای ۱ و ۲). در این نمودارها همچنین تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در عضله

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 سالم بیش از عضلات دیگر بوده است ($P < 0.05$). از طرف دیگر فعالیت الکتریکی عضله L3 به طور ناسازگاری در گروه سالم بیشتر از گروه مبتلا به LAS حد است. با توجه به نمودار ۲ در حرکت رو به عقب فعالیت الکتریکی عضلات L3R، L3L و MGR در گروه سالم بیش از گروه مبتلا به LAS حد بوده است.

نتیجه‌گیری

با توجه به اینکه فعالیت الکتریکی عضلات عمل‌کننده بر میچ 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 است. همچنین این یافته‌ها نشان می‌دهد که نقش فعالیت عضلات عمل‌کننده بر میچ پا در ایجاد تعادل پویا مؤثرتر از سایر عضلات ثبات‌دهنده پاسچر 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 (نمودار ۱). این نتایج درک روشنی از چگونگی بازیابی تعادل در این عارضه در مقابل نوع مزمن آن برای ما فراهم نموده است. ضمن اینکه عملکرد ناکارآمد عضله دوقلوی میانی در گروه بیمار ما را به توانبخشی مفصل با تمرینات حس عمقی و تمرکز بر عضلات ثبت‌دهنده وضعیت قائم در این افراد رهنمون می‌سازد. به محققان آینده پیشنهاد می‌شود که به بحث هم‌انقباضی عضلات آگونیسست و آنتاگونیست در دو گروه سالم و بیمار بپردازند.

(۲۷). در آشفستگی‌های بزرگ و در آزمون شتاب ناگهانی استراتژی‌های دیگری که با سرعت بالا سازگار می‌شود مثل: استراتژی مفصل ران، استراتژی گام برداشتن (Stepping strategy) و استراتژی تأخیری (Suspensory Strategy) 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 میچ پا دیده شده است (۲۰) و (۲۸). استراتژی گام برداشتن برای پیش‌گیری از افتادن با تنگ‌تر شدن سطح اتکاء (Base Of Support, BOS) و با بروز آشفستگی خیلی شدید رخ می‌دهد. استراتژی تأخیری حالتی است که پاها در موقعیت اسکات قرار می‌گیرد و تنه تحت تأثیر این حالت تا حدی به جلو خم می‌شود (۲۹). با مقایسه EMG عضلات میچ 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 میچ پا مقایسه می‌شود. استراتژی میچ پا شامل فعالیت بدن به عنوان یک آونگ تک‌بخشی وارونه است که حول محور میچ پا می‌چرخد. در این مکانیسم 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 آگونیسست ایجاد شود (۳۰). این گشتاور اضافی، به سرعت و به شدت ایجاد شده و برای نگه داشتن مرکز جرم یک شخص درون سطح اتکا به کار می‌رود (۳۰). از طرفی نوسان بدن حول میچ پا در استراتژی میچ 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 (۲۸). 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

References

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. Rozzi SL, Lephart SM, Sterner R, Kuligowski L. Balance training for persons with functionally unstable ankles. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1999; **29**(8): 478-486.
5. Moore R. *Principles and Techniques of Therapeutic Exercise: Class Syllabus and Notes*. San Diego, CA: KB Books, 1998.
6. Irrgang JJ, Whitney SL, Cox ED. Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity. *Journal of Sport Rehabilitation* 1994; **3**: 68-83.

7. 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.
8. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *J Gait & Posture* 1995; **3**: 193-214.
9. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clin Sports Med* 2008; **27**(3):353-370.
10. 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.
11. Vogelbach WD. *The Lower Kinetic Chain: Foundation for Normal and Abnormal Function*. Morgantown, WV: Biomechanics Inc.; 1988.
12. Donatelli RA. *The Biomechanics of the Foot and Ankle*, 2nd ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company; 1996.
13. 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.
14. Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RL, Riddle DL. Methods for taking subtalar joint measurements: a clinical report. *Physical Therapy* 1988; **68**(5): 678-682.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *J Neurophysiology* 1986; **55**: 1369-1381.
19. 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.
20. Arnold BL, Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the Biodex Stability System. *Journal of Athletic Training* 1998; **33**(4): 323-327.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. Mansfield A, Peters AL, Liu BA, Maki BE. A perturbation-based balance training program for older adults: study protocol for a randomised controlled trial. *BMC Geriatr* 2007; **7**: 12.
25. 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.
26. www. seniam.org
27. Hwang S. The Balance Recovery Mechanisms against Unexpected Forward Perturbation. *Annals of Biomedical Engineering* 2009; **8**: 1629-1637.
28. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train* 2002; **37**(4): 364-375.
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.