

تأثیر استفاده آنی از دو نوع ارتوز مچ پا بر زمان تأخیر شروع فعالیت عضله پرونتوس لونغوس طی اغتشاش ناگهانی اینورژن در زنان ورزشکار مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا و زنان ورزشکار سالم

مرحانه سهراب^۱، دکتر جواد صراف زاده^۲، دکتر محمدعلی سنجری^۳، دکتر حسن سعیدی^۴، سعیده سیدمحسنی^۱، نرگس دانش افروز^۱

۱- کارشناس ارشد ارتوز و پروتز، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
 ۲- دکترای فیزیوتراپی، استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
 ۳- دکترای بیومکانیک، استادیار گروه علوم پایه توانبخشی، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
 ۴- دکترای ارتوز و پروتز، استادیار گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

چکیده

زمینه و هدف: مطالعات زیادی، نقش استفاده از ارتوز در کاهش شیوع پیچ خوردگی مچ پا را بررسی کرده‌اند. در این مطالعه تأثیر استفاده از مچ بند الاستیک و ارتوز نیمه سخت رکابدار مچ پا - بر روی زمان تأخیر شروع فعالیت عضله پرونتوس لونغوس به عنوان مهمترین محافظ داینامیک ناحیه مچ پا در اغتشاش ناگهانی اینورژن، در افراد سالم و مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا بررسی شده است.

روش بررسی: ۱۳ زن ورزشکار سالم و ۱۰ زن ورزشکار مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا (دامنه سنی ۱۷ تا ۲۷ سال) با استفاده از یک سیستم اغتشاش دهنده مچ پای سفارشی، تحت اعمال اغتشاش غیر منتظره در صفحه فرونتال در سه حالت بدون ارتوز، استفاده از ارتوز الاستیک و استفاده از ارتوز نیمه سخت قرار گرفتند و همزمان زمان شروع فعالیت عضلانی عضله پرونتوس لونغوس توسط الکترومیوگرافی سطحی ثبت شد.

یافته‌ها: در حالت بدون استفاده از ارتوز تفاوت معناداری بین دو گروه سالم و آسیب دیده مشاهده شد ($P=0/018$). در گروه آسیب دیده، استفاده از ارتوز زمان شروع فعالیت عضلانی را کاهش داد اما این کاهش معنادار نبود ($P>0/05$).

نتیجه گیری: اگر چه زمان پاسخ عضله پرونتوس لونغوس در گروه آسیب دیده با استفاده از ارتوز کاهش معناداری را نشان نداد اما به نظر می‌رسد ارتوزهای مورد استفاده با تحریک گیرنده‌های پوستی، حس عمقی را بهبود داده و کنترل حسی حرکتی را بیشتر می‌کنند.

کلید واژه‌ها: بی ثباتی عملکردی مچ پا، اغتشاش اینورژن، الکترومیوگرافی، ارتوز

(ارسال مقاله ۹۱/۱۰/۱۲، پذیرش مقاله ۹۲/۷/۶)

نویسنده مسئول: تهران، میرداماد، میدان مادر، خیابان شهید شاه نظری، خیابان نظام، دانشکده علوم توانبخشی، آزمایشگاه بیومکانیک

Email: sanjarima@alum.sharif.edu

مقدمه

شناسایی مکانیسم‌های محافظتی و ثبات این مجموعه از اهمیت زیادی برخوردار است.

ثبات ناحیه مچ پا از طریق دو مکانیسم استاتیک و داینامیک تأمین می‌گردد. ساختارهای پاسیو مثل تاندون‌ها، لیگامان‌ها، فاسیاء، استخوان و غیره، نیروهای خارجی اعمال شده بر این مجموعه را به صورت استاتیک جذب می‌کنند. وسایل مکانیکی از قبیل ارتوزها نیز به طور متداول جهت تقویت ثبات استاتیک این ناحیه مورد استفاده قرار می‌گیرند. علاوه بر ثبات استاتیک، عضلات

آسیب مجموعه مچ- پا (ANKLE-FOOT)، بیشترین آسیبی است که ورزشکاران را در حین فعالیت‌های ورزشی تهدید می‌کند، و حدود ۸۶ درصد از این آسیب‌ها مربوط به پیچ خوردگی مچ پامی باشد (۱-۳). طبق گزارشات، ۲۵ درصد از کل زمان تلف شده در رقابت‌ها نیز مربوط به آسیب‌های مچ- پا (۴، ۵) می‌باشد. شیوع بالای این ضایعه در بین ورزشکاران رشته‌های مختلف و دور ماندن آنها از تمرینات و مسابقات ورزشی انگیزه مهمی در جهت شناخت عوامل تأثیر گذار بر وقوع این آسیب دیدگی به حساب می‌آید و

ناگهانی اینورتوری در افراد سالم و مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ-پا بررسی شده است.

روش بررسی

این تحقیق به صورت غیر تجربی از نوع مورد شاهدی (مقایسه بین گروه‌ها) و به صورت مقطعی انجام شد. تعداد ۱۳ زن ورزشکار سالم و ۱۰ زن ورزشکار مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در دامنه سنی ۱۷ تا ۲۷ سال که به صورت غیر احتمالی و به گونه قابل دسترس انتخاب شده بودند وارد مطالعه شدند. معیارهای بیمار بودن افراد مورد مطالعه داشتن حداقل یک پیچ خوردگی اینورژنی در یکی از پاها (به استثنای ۳ ماه اخیر) (۱۳)، منفی بودن آزمون‌های کشویی قدامی و جابه‌جایی تالار (۱۴) و داشتن احساس بی‌ثباتی و خالی شدن در مچ پای مبتلا به مدت حداقل ۳ ماه بود (۱۵). این افراد نمی‌بایست دارای سابقه بیماری عصبی عضلانی (۱۶، ۱۷)، سرگیجه و غش مکرر و بدون علت (۱۷)، تاریخچه کمردرد بارز در ۶ ماهه گذشته (۱۴، ۱۷)، سابقه جراحی، شکستگی و دررفتگی ستون فقرات و اندام تحتانی (۱۱، ۱۶)، التهاب یا تورم و درد در مچ پا هنگام انجام آزمون، سابقه استفاده از ارتوز برای ناحیه مچ-پا، آسیب دیدگی در ۳ ماهه اخیر (۱۳، ۱۷، ۱۸) و شرکت در برنامه‌های توانبخشی شامل تمرینات قدرتی و تعادلی در ۳ ماهه گذشته (۱۹، ۲۰) باشند. تمامی این موارد حذف برای گروه کنترل نیز اعمال گردید.

در این مطالعه از دستگاه ایجاد کننده اغتشاش بیرونی ای-پی-اس (Ankle Perturbation System: APS) جهت ایجاد اغتشاش در صفحه فرونتال با زاویه ۳۰ درجه و دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله با قابلیت ثبت از راه دور (تله متریک الکترومیوگرافی) شرکت ام-آی-ای (MIE) انگلستان استفاده گردید که از ۲ کانال آن استفاده شد. همچنین از برنامه نرم افزاری APSII به منظور دریافت و ثبت سیگنال اغتشاش و سیگنال‌های فعالیت الکتریکی عضلات مورد نظر در هر مرتبه از آزمون‌ها استفاده شد. دو نوع ارتوز مچ-پا مورد استفاده در این مطالعه مچ بند الاستیک با مارک تجاری اوپو (OPPO) و ارتوز رکابدار مچ پا با مارک تجاری اکتیو انکل (Active Ankle) بود. مچ بند الاستیک مانند جورابی که انتهای آن باز است پوشیده شده و بدون اعمال هیچ ساپورت خاصی، توسط دو استرپ محکم می‌شد. ارتوز رکابدار دارای دو بار جانبی و یک صفحه منحنی با آستری از جنس سلول‌های هوادار است. قسمت مچ این ارتوز مفصل دار می‌باشد.

کنترل کننده پا و مچ نیز برای تأمین مقاومت دینامیک عمل می‌کنند (۴، ۶). مطالعات اخیر نشان داده‌اند عضله پرونتوس لونگوس به‌عنوان تثبیت کننده بیرونی و محافظ دینامیک مچ پا از اهمیت بالایی برخوردار است (۸-۶) و مدت زمان تأخیر شروع فعالیت (Onset latency) این عضله شاخص معتبری جهت بررسی قوسهای رفلکسی پلی سیناپتیک که درگیر پاسخ دادن به استرس ناگهانی در جهت چرخش به داخل هستند می‌باشد. مقدار محافظتی که این مکانیسم دفاع دینامیک می‌تواند برای مجموعه مچ-پا تأمین کند، هنوز ناشناخته است.

ارتباط ظریف بین مؤلفه‌های استاتیک و دینامیک مچ پا، منتج به کنترل عصبی عضلانی این مفصل می‌شود. به معنای دقیق کلمه، تهدید هر یک از این مؤلفه‌ها می‌تواند تأثیر عمیقی بر قابلیت‌های عملکردی و فعالیت‌های روزمره داشته باشد.

هدف استفاده از ساپورت‌های خارجی مچ پا از قبیل بانداژ و ارتوزهای نرم و نیمه سخت، ایجاد محدودیت مکانیکی در برابر حرکات ناخواسته مفصل مچ و رها کردن لیگامان‌های مفصل مچ از کشیدگی (Strain) شدید و کاهش آسیب‌های مچ پا و در عین حال ایجاد حداقل محدودیت برای عملکرد طبیعی مفصل است (۳). به نظر می‌رسد ارتوزهای مچ تحریک لمسی اضافه‌تری تأمین می‌کنند که از طریق گیرنده‌های پوستی در مجموعه مچ-پا حس می‌شود (۹)، که همین عامل ممکن است کنترل عصبی عضلانی مچ را افزایش دهد.

با توجه به تمایل روزافزون و نیازی که در ورزشکاران رشته‌های مختلف ورزشی به استفاده از ارتوزهای پیش ساخته جهت پیشگیری از بروز پیچ خوردگی‌ها و یا جلوگیری از آسیب مجدد دیده می‌شود، لزوم بررسی‌های متمرکزتری جهت ارزیابی تأثیر گذاری این ارتوزها روی عوامل مختلف ایجاد کننده ثبات مفصل به چشم می‌خورد. در همین راستا مطالعات گسترده‌ای روی انواع ساپورت‌های پا و مچ-پا صورت گرفته است که بخش وسیعی از آن مربوط به ویژگی‌های مکانیکی ارتوز و توانایی آن در محدود کردن دامنه حرکتی مجموعه مفصل مچ-پا می‌باشد (۳، ۱۲-۱۰).

در پاسخ به ابهامات موجود در مورد چگونگی اثرگذاری ارتوزهای مچ-پا روی فعالیت الکتریکی عضله پرونتوس لونگوس به عنوان مهمترین محافظ دینامیک ناحیه مچ-پا در این مطالعه تأثیر استفاده از مچ بند الاستیک و ارتوز نیمه سخت رکابدار مچ-پا روی زمان تأخیر شروع فعالیت عضله پرونتوس لونگوس در اغتشاش

برای پردازش سیگنال اغتشاش از فیلتر پایین گذر اف-آی-آر (FIR) مرتبه ۱۵۰ و فرکانس قطع ۳۰ هرتز استفاده شد. فرکانس نمونه برداری، ۱۰۲۴ هرتز برای هر کانال بود. برای بررسی و تجزیه و تحلیل سیگنال‌های الکترومیوگرافیک خام و جذر میانگین مربع (Root Mean Square: RMS) به دست آمده از پاسخ‌های عضلات از فیلتر میان گذر Chebyshev type II با دامنه گذردهی ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد.

نرم افزار آنالیز APSII دارای قابلیت پیدا کردن زمان شروع پاسخ عضلانی می‌باشد. الگوریتم تعریف شده برای این نرم افزار بدین صورت است که میانگین فعالیت زمینه‌ای هر عضله در بازه زمانی ۱۰۰ هزارم ثانیه قبل از شروع اغتشاش و نیز برابر ۳ انحراف معیار از مقدار این میانگین (± 3 SD میانگین) را محاسبه نموده و سپس اولین نقطه‌ای که بعد از ایجاد اغتشاش از مقدار مجموع میانگین و ۳ انحراف معیار آن فراتر رفته است را به عنوان زمان شروع فعالیت ثبت می‌نماید. زمان شروع فعالیت عضله پروتئوس لونگوس با کمک هر دو روش مشاهده (Visual detection) و استفاده از برنامه نرم افزاری آنالیز APSII بر اساس یک الگوریتم از پیش تعیین شده (Automated algorithms) مشخص شد.

جهت بررسی میزان انطباق توزیع متغیرهای عددی (زمان پاسخ عضله بدون ارتوز، زمان پاسخ عضله با میچ بند الاستیک و زمان پاسخ عضله با ارتوز نیمه سخت در دو گروه ورزشکاران سالم و آسیب دیده) با توزیع نرمال از آزمون آماری Shapiro Wilk استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع متغیرها از آزمون آماری پارامتریک Mixed between-within subjects ANOVA جهت تجزیه و تحلیل داده‌های به دست آمده از متغیر "زمان تأخیر شروع فعالیت عضله پروتئوس لونگوس" در وضعیت‌های مختلف در دو گروه سالم و آسیب دیده و از آزمون تی مستقل برای مقایسه نتایج بین دو گروه سالم و آسیب دیده استفاده شد. در تمامی محاسبات آماری سطح معناداری ۹۵ درصد در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

بین حالت‌های مختلف بدون استفاده از ارتوز، استفاده از میچ بند الاستیک و استفاده از میچ بند نیمه سخت، در هر دو گروه سالم و آسیب دیده تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P=0/210, F(20,2)=1/690, \text{Lambda} =$ مقایسه نتایج حالت‌های

افراد پس از آشنایی با اهداف آزمون، نحوه انجام و نتایج کاربردی آن، پس از تکمیل فرم رضایتنامه وارد مطالعه شدند. جهت آشنایی با نحوه انجام آزمون و رفع نگرانی از نظر جلوگیری از تأثیر ترس بر نحوه یا کیفیت پاسخ‌ها، قبل از انجام آزمون‌های اصلی، افراد همگی یک بار اغتشاش را روی دستگاه تجربه می‌کردند. سپس جهت قرار دادن الکترودها روی عضله پروتئوس لونگوس، فرد در حالت ایستاده (مطابق با حالت انجام تست‌ها) قرار می‌گرفت. محل تقاطع یک سوم فوقانی و میانی استخوان فیولا روی برجستگی قابل لمس کمپارتمان خارجی مشخص شده و دو الکتروود ثابت در بالای این خط عرضی و به موازات فیبرهای عضله (۱۷، ۲۱) و الکتروود زمین نیز در سمت داخل دو الکتروود ثابت و در حد فاصل میان آن دو الکتروود چسبانده می‌شد.

برای جلوگیری از ایجاد هر گونه نویز و سیگنال‌های ناخواسته ناشی از حرکت (Motion Artifact)، پری آمپلی فایرها و کابل‌های ارتباطی با چسب ضد حساسیت به پوست ناحیه متصل و بی حرکت می‌شدند.

پس از کالیبراسیون دستگاه، فرد روی سکو قرار گرفته و از او درخواست می‌شد تا در حالیکه دست‌ها به حالت آزاد در کنار بدن قرار داشته، سر به سمت جلو بوده و نگاه فرد متوجه علامت روی دیوار بود وزن خود را به طور یکسان بین هر دو پا تقسیم کند. وزن وارد به هریک از سکوها توسط کانیلور و کرنش سنج اندازه‌گیری شده و به‌طور همزمان در صفحه اول نرم افزار APSII قابل مشاهده بود. لذا با توجه به نحوه توزیع وزن روی دو پا، زمانی که تقارن تحمل وزن در دو اندام وجود داشت، اغتشاش صورت می‌گرفت.

همه نمونه‌ها ابتدا بدون استفاده از هرگونه ارتوز مورد آزمون واقع شدند سپس به صورت تصادفی از میچ بند الاستیک یا ارتوز رکابدار جهت انجام آزمون‌ها استفاده شد. با توجه به وجود اندازه‌های مختلف دو نوع ارتوز، بر اساس اندازه مورد نیاز هر فرد، اندازه مناسب انتخاب و استفاده می‌شد. در هر یک از حالات بدون استفاده از ارتوز و نیز به کارگیری آنها سه بار اغتشاش به‌طور صحیح صورت گرفت و در موارد مشکوک به اختلال در روند صحیح انجام آزمون از قبیل حرکت کردن نمونه، اتمام شارژ باتری دستگاه تله متری و یا باز شدن اتصالات الکترودها، مجدداً آزمون تکرار می‌شد و از میانگین تکرار آزمون‌ها جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده می‌شد.

مختلف بین دو گروه سالم و آسیب دیده نشان داد که صرفاً در حالت بدون ارتوز، تفاوت معنادار بین دو گروه وجود دارد (جدول ۱).

جدول ۱- مقایسه میانگین تغییرات زمان پاسخ عضله در نمونه‌های سالم و آسیب دیده در سه حالت بدون ارتوز، با مچ بند الاستیک و با ارتوز نیمه سخت

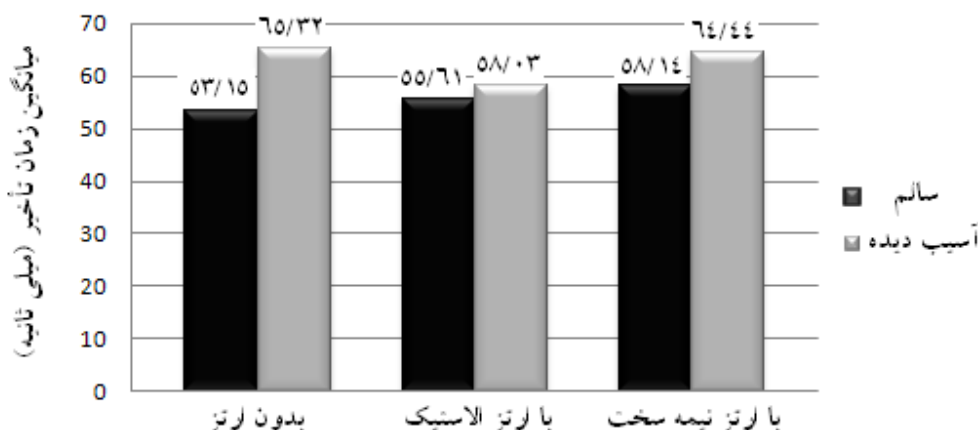
معداری	تعداد	میانگین زمان تأخیر (هزارم ثانیه)	گروه	حالت
۰/۰۱۸	۱۳	۵۳/۱۵	سالم	بدون استفاده از ارتوز
	۱۰	۶۵/۳۲	آسیب دیده	
۰/۶۰۳	۱۳	۵۵/۶۱	سالم	با استفاده از مچ بند الاستیک
	۱۰	۵۸/۰۳	آسیب دیده	
۰/۳۰۲	۱۳	۵۸/۱۴	سالم	با استفاده از ارتوز نیمه سخت
	۱۰	۶۴/۴۴	آسیب دیده	

بحث

تأثیر دو نوع ارتوز بر مقادیر فعالیت عضلانی در مقایسه با شرایط بدون ارتوز بود.

نتایج این مطالعه نشان داد که ارتوزهای محافظتی در ورزشکاران سالم، شروع فعالیت عضلانی پروئوس لونغوس را به تأخیر می‌اندازند که البته این افزایش به صورت معنادار نبود. در ورزشکاران مبتلا به بی ثباتی مزمن مچ پا نیز کاربرد این ارتوزها تفاوت معناداری نشان نداد ولی به صورت جزئی تأخیر شروع فعالیت عضلانی را کاهش می‌داد (جدول و شکل ۱).

توانایی ساپورت‌های محافظتی برای به حداقل رساندن تأثیر نیروهای اینورژن بر مچ پا موضوع تحقیقات زیادی بوده است. یک توضیح برای این تأثیر به صورت ویژگی‌های مکانیکی این ساپورت‌ها در محدود کردن حرکت مفصل ساب تالار بوده است (۱۱، ۲۵-۲۲) و در عین حال سایر پژوهش‌ها قابلیت ارتوزها در تحت تأثیر قرار دادن المانهای حسی حرکتی ساختارهای استاتیک و داینامیک اطراف مفصل مچ پا را توجیه نموده‌اند (۵، ۹، ۳۲-۲۶). فهم تأثیر ارتوز بر هر یک از این مؤلفه‌ها درمانگر را در انتخاب بهترین نوع ارتوز محافظتی یاری می‌کند. هدف این مطالعه، تعیین



شکل ۱- نمودار ستونی میانگین زمان شروع پاسخ عضله در دو گروه سالم و بیمار در وضعیت‌های مختلف

استفاده از سیستم‌های اغتشاشی مختلف، تعداد اندک نمونه‌ها (زیر ۱۰ نفر) و به صورت ترکیبی از زن و مرد، عدم تفکیک دقیق نمونه‌های مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی و مکانیکی از یکدیگر و نیز در برخی مطالعات، در نظر گرفتن پای سالم فرد مبتلا به بی‌ثباتی یکطرفه می‌تواند دلایل موجهی برای عدم دستیابی به نتایجی روشن در این مطالعات باشد. لذا در بررسی حاضر سعی شد تا با برطرف نمودن موارد مذکور از جمله استفاده از سیستم پیشرفته اغتشاش میچ پا که مجهز به سیلندر نیوماتیک و کرنش سنج جهت توزیع مناسب وزن بود (به جای ترازو که در برخی مطالعات استفاده گردید)، نتایج دقیق‌تر و معتبرتری به دست آید. همچنین اتخاذ نمونه‌ها تنها از یک جنسیت (زن) با سطح فعالیت ورزشی مشابه و انتخاب ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی که فاقد هرگونه بی‌ثباتی مکانیکی باشند موجب شد تا گروه نمونه یکپارچه‌تری مورد بررسی قرار گیرند. علاوه بر این، در مطالعه حاضر از ورزشکاران سالم جهت گروه کنترل استفاده گردید چرا که طبق مطالعات اخیر نمونه‌گیری از پای سالم فردی که مبتلا به بی‌ثباتی یکطرفه میچ پا می‌باشد به‌عنوان پای سالم چندان معتبر نبوده و احتمال تأثیرات متقابل پای آسیب‌دیده روی زمان بندی فعالیت عضلانی پای سالم همان فرد نیز وجود دارد (۳۹).

زمان شروع پاسخ عضله پروئوس لونگوس در ورزشکاران سالمی که از ارتوز استفاده می‌کردند با هر دو نوع ارتوز به تأخیر افتاد اما این تأخیر معنادار نبود و به نظر می‌رسد ارتوزها اثر چندانی روی زمان بندی فعالیت الکتریکی عضله پروئوس لونگوس

مقایسه زمان بندی فعالیت عضله پروئوس لونگوس بین ورزشکاران سالم و آسیب دیده در حالت بدون استفاده از ارتوز از اختلاف معناداری برخوردار بوده و نشان داد که زمان تأخیر شروع فعالیت این عضله در ورزشکاران آسیب دیده طولانی‌تر از ورزشکاران سالم می‌باشد. در برخی از تحقیقاتی که به مقایسه زمان تأخیر شروع فعالیت عضله پروئوس لونگوس در افراد سالم و مبتلا به بی‌ثباتی میچ پا پرداخته‌اند، یافته‌هایی مشابه با تحقیق حاضر مبنی بر طولانی شدن این زمان در افراد آسیب دیده گزارش شده است که مشکل بیماران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی میچ پا را نقص حس عمقی متعاقب آسیب عملکردی میچ پا عنوان نموده‌اند (۱۱، ۳۳، ۳۴). در واقع این مطلب حاکی از شکل‌گیری یک چرخه معیوب در سیستم عصبی عضلانی است که آسیب‌گیرنده‌های مکانیکی لیگامانی و کپسول مفصلی در هنگام پیچ خوردگی میچ پا منجر به نقص در سیستم حس عمقی گردیده و نقص در انتقال اطلاعات آورانهای حس عمقی، خود منجر به بی‌ثباتی عملکردی میچ پا می‌شود. علاوه بر آن عدم تعادل عضلانی موجود در میچ پا نیز احتمال آسیب را افزایش می‌دهد به طوری‌که گفته می‌شود هر چه میزان قدرت دورسی فلکشن/ پلانتر فلکشن و نیز قدرت اینورژن/ اورژن کمتر باشد، احتمال پیچ خوردگی میچ پا بیشتر خواهد بود (۳۵). در برخی دیگر از مطالعات عدم حصول اختلاف معنادار بین دو گروه سالم و مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی میچ پا گزارش شده است (۸، ۱۳، ۱۷، ۳۸-۳۶). در یک مورد نیز زمان پاسخ عضله در نمونه‌های سالم طولانی‌تر از نمونه‌های بی‌ثبات بوده است (۱۸).

نشان دادند که نتیجه مثبتی برای عملکرد ارتوز ارزیابی می‌شود اما این کاهش معنادار نبود که با نتایج حاصل از تحقیق کارلسون (۱۵) و شیما (۱۸) مغایرت داشت. کارلسون با مطالعه‌ای که روی بی‌ثباتی عملکردی مزمن انجام داد، تأثیر استفاده از بانداژ را روی میانگین زمان پاسخ عضله پروئوس لونگوس در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا مورد بررسی قرار داد و دریافت که استفاده از بانداژ به طور معناداری موجب کاهش زمان شروع فعالیت عضلانی می‌گردد (۱۵). شیما و همکاران نیز مطالعه خود را روی ۱۸ ورزشکار که ۱۰ نفر آنها دچار آسیب مچ بودند انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که استفاده از بریس یا بانداژ به طور معناداری موجب تأخیر پاسخ پروئوتال در افراد سالم و آسیب دیده می‌شود.

طبق نتایج این مطالعه اگر چه زمان پاسخ عضله پروئوس لونگوس در گروه آسیب دیده با استفاده از ارتوز کاهش معناداری را نشان نداد اما به نظر می‌رسد ارتوزهای مچ پا در ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی، با تحریک گیرنده‌های پوستی موجب افزایش حس عمقی و کاهش نسبی زمان تأخیر شروع پاسخ عضله پروئوس لونگوس شده و به دنبال آن فعالیت رفلکسی عضله پروئوس لونگوس هنگام اغتشاش ناگهانی اینورتوری بهبود می‌یابد.

در ورزشکاران سالم نداشته باشند و در صورتیکه به هر علت ورزشکار تمایل به استفاده از ارتوز الاستیک به طور کوتاه مدت داشته باشد، احتمالاً آسیبی متوجه وی نخواهد بود. این در حالیست که برخی محققین معتقدند که با استفاده از ارتوز، آورانه‌های برخاسته از گیرنده‌های مکانیکی پوستی تحریک می‌شود و ممکن است این گیرنده‌ها در حس عمقی نیز مشارکت داشته باشند (۳۰، ۴۰). در مطالعاتی که تأثیر استفاده از انواع ساپورت‌های مچ پا اعم از ارتوزهای رکابدار، ارتوزهای الاستیک و بانداژ کشی را روی فعالیت الکتریکی عضله پروئوس لونگوس افراد سالم مورد بررسی قرار دادند، در غالب موارد عدم اثر گذاری ارتوز بر زمان دیرکرد شروع پاسخ این عضله گزارش شد (۴، ۱۹، ۴۴-۴۱) و تنها در یک مورد استفاده از ارتوز روی فعالیت الکتریکی عضله افراد سالم تأثیرگذار بود (۲۰). از آنجا که نتایج گروه سالم قابل تعمیم به ورزشکاران آسیب دیده نیست، در این مطالعه علاوه بر ارزیابی تأثیر دو ارتوز الاستیک و نیمه سخت روی نمونه‌های سالم، بررسی اثر این دو ارتوز در نمونه‌های مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی هم به طور جداگانه انجام گرفت. ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا که نسبت به ورزشکاران سالم از زمان بندی فعالیت عضلانی طولانی‌تری برخوردار بودند، با استفاده از هر کدام از این دو ارتوز، کاهش زمان تأخیر شروع فعالیت در عضله پروئوس لونگوس را

REFERENCES

- Garrick JG. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J Sports Med* 1977; 5(6):241-2.
- Denegar CR, Miller SJ. Can chronic ankle instability be prevented? Rethinking management of lateral ankle sprains. *J Athl Train* 2002; 37(4):430-5.
- Cordova ML, Ingersoll CD, Palmieri RM. Efficacy of prophylactic ankle support: An experimental perspective. *J Athl Train* 2002; 37(4):446-57.
- Gribble PA, Radel S, Armstrong CW. The effects of ankle bracing on the activation of the peroneal muscles during a lateral shuffling movement. *Phy Ther Sport* 2006; 7(1):14-21.
- Ashton-Miller JA, Ottaviani RA, Hutchinson C, Wojtys EM. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med* 1996; 24(6):800-9.
- Cordova ML, Armstrong CW, Rankin JM, Yeasting RA. Ground reaction forces and EMG activity with ankle bracing during inversion stress. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30(9):1363-70.
- Konradson L, Voigt M, Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *Am J Sports Med* 1997; 25(1):54-8.
- Isakov E, Mizrahi J, Solzi P, Susak Z, Lotem M. Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *J Appl Biomech* 1986; 2(2):100-2.
- Feuerbach JW, Grabiner MD. Effect of the aircast on unilateral postural control: amplitude and frequency variables. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 17(3):149-54.

10. Surve I, Schwellnus MP, Noakes T, Lombard C. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *Am J Sports Med* 1994; 22(5):601-6.
11. Vaes PH, Duquet W, Casteleyn PP, Handelberg F, Opdecam P. Static and dynamic roentgenographic analysis of ankle stability in braced and nonbraced stable and functionally unstable ankles. *Am J Sports Med* 1998; 26(5):692-702.
12. Vaes P, Van Gheluwe B, Duquet W. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31(12):741-52.
13. Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train* 2002; 37(4):475-80.
14. Akhbarti B, Ibrahimi-Takamjani I, Salavati M, Sanjari MA. Reliability of timing of muscle activity measurements of ankle musculature in reaction to various angles of sudden external oblique perturbation. *Journal of Iran University of Medical Science* 2007; 13(53):15-22.
15. Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. An electromyographic study. *Am J Sports Med* 1992; 20(3):257-61.
16. Hopper D, Allison G, Fernandes N, O'Sullivan L, Wharton A. Reliability of the peroneal latency in normal ankles. *Clin Orthop Relat Res* 1998 (350):159-65.
17. Fernandes N, Allison GT, Hopper D. Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbation. *Clin Orthop Relat Res* 2000 (375):193-201.
18. Shima N, Maeda A, Hirohashi K. Delayed latency of peroneal reflex to sudden inversion with ankle taping or bracing. *Int J Sports Med* 2005; 26(6):476-80.
19. Alt W, Lohrer H, Gollhofer A. Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int* 1999; 20(4):238-45.
20. Cordova ML, Ingersoll CD. Peroneus longus stretch reflex amplitude increases after ankle brace application. *Br J Sports Med* 2003; 37(3):258-62.
21. Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, Renstrom PA, Beynon B. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med* 1996; 24(3):362-9.
22. Greene TA, Hillman SK. Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before, during, and after exercise. *Am J Sports Med* 1990; 18(5):498-506.
23. Vaes P, Duquet W, Handelberg F, Casteleyn PP, Van Tiggelen R, Opdecam P. Objective roentgenologic measurements of the influence of ankle braces on pathologic joint mobility. A comparison of 9 braces. *Acta Orthop Belg* 1998; 64(2):201-9.
24. Shapiro MS, Kabo JM, Mitchell PW, Loren G, Tsenter M. Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *Am J Sports Med* 1994; 22(1):78-82.
25. Pederson TS, Ricard MD, Merrill G, Schulthies SS, Allsen PE. The effects of spating and ankle taping on inversion before and after exercise. *J Athl Train* 1997; 32(1):29-33.
26. Glencross D, Thornton E. Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness* 1981; 21(1):23-7.
27. Nishikawa T, Grabiner MD. Peroneal motoneuron excitability increases immediately following application of a semirigid ankle brace. *J Orthop Sports Phys Ther* 1999; 29(3):168-73; discussion 174-6.
28. Calmels P, Escafit M, Domenach M, Minaire P. Posturographic evaluation of the proprioceptive effect of ankle orthoses in healthy volunteers. *Int Disabil Stud* 1991; 13(2):42-5.
29. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73(1):53-6.
30. Feuerbach JW, Grabiner MD, Koh TJ, Weiker GG. Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *Am J Sports Med* 1994; 22(2):223-9.
31. Heit EJ, Lephart SM, Rozzi SL. The effect of ankle bracing and taping on joint position sense in the stable ankle. *J Sport Rehabil* 1996; 5:206-13.
32. Kinzey SJ, Ingersoll CD, Knight KL. The effects of selected ankle appliances on postural control. *J Athl Training* 1997; 32(4):300.
33. Konradsen L, Ravn JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *Int J Sports Med* 1991; 12(3):290-2.
34. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 1990; 61(5):388-90.
35. Tropp H. Commentary: Functional ankle instability revisited. *J Athl Train* 2002; 37(4):512-5.
36. Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997; 26(2):73-7.

37. Nawoczenski DA, Owen MG, Ecker ML, Altman B, Epler M. Objective evaluation of peroneal response to sudden inversion stress. *J Orthop Sports Phys Ther* 1985; 7(3):107-9.
38. Johnson MB, Johnson CL. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 18(3):497-501.
39. Waddington G, Adams R. Discrimination of active plantarflexion and inversion movements after ankle injury. *Aust J Physiother* 1999; 45(1):7-13.
40. Simoneau GG, Degner RM, Kramper CA, Kittleson KH. Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *J Athl Train* 1997; 32(2):141-7.
41. Cordova ML, Cardona CV, Ingersoll CD, Sandrey MA. Long-term ankle brace use does not affect peroneus longus muscle latency during sudden inversion in normal subjects. *J Athl Train* 2000; 35(4):407-11.
42. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A. Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med* 1999; 27(1):69-75.
43. Kernozek T, Durall CJ, Friske A, Mussallem M. Ankle bracing, plantar-flexion angle, and ankle muscle latencies during inversion stress in healthy participants. *J Athl Train* 2008; 43(1):37-43.
44. Cardoso JR, Guerino CSM, Santos MB, Mustaf TADA, Lopes AR, Paula MC. Use of ankle bracing for volleyball activities. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2005; 11(5):276-80.

Research Article

The effect of immediate use of two types of ankle foot orthosis on proneuslongus muscle onset latency in response to sudden perturbation in female athletes with functional ankle instability and healthy female athletes

Sohrab M¹, Sarrafzadeh J², Sanjari MA^{3*}, Saeidi H⁴, Seyedmohseni S¹, Daneshafrooz N¹

1. Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

2. Department of Physical Therapy, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

3. Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation, Department of Rehabilitation Basic Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

4. Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

Abstract

Background and Aim: Many studies investigated the effect of ankle-foot orthosis on reducing the incidence of sprain. In this study the influence of elastic and semirigid stirrup type orthosis on the onset latency of peroneus longus muscle activity as the most important support of ankle- foot region in response to sudden perturbation was assessed in healthy group and athletes with functional ankle instability.

Materials and Methods: Thirteen healthy female athletes and 10 female athletes with functional ankle instability (17 to 27 years old) were perturbed unexpectedly by a custom made ankle perturbation system in frontal plane under three conditions of without orthotics, using elastic orthosis, and using semirigid stirrup-type orthosis. Simultaneous recording of electrical activity of peronus longus muscle was performed with surface electromyography.

Results: The results showed the significant differences between muscular latency of injured and control groups without orthosis ($P=0.018$). The onset latency reduced using each type of the orthoses in injured group but it was not significant ($P>0.05$).

Conclusion: Although the latency time of peroneus longus muscle response delay didn't show significant reduction using orthoses in injured group, it seems that using orthoses leads to proprioception improvement and sensiomotor control increasement by stimulation of cutaneous mechanoreceptors.

Key words: Functional ankle instability, Invertory perturbation, Electromyography, Orthosis

***Corresponding author:** Dr. Mohammad Ali Sanjari, Rehabilitation school, Tehran University of Medical Sciences

Email: sanjarima@alum.sharif.edu

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)