

بررسی اثر خستگی بر تعادل در ورزشکاران با کف پای صاف

رقیه خوش اندام^{۱*}، علی اصغر نورسته^۲، فرهاد رحمانی نیا^۳

چکیده

مقدمه: با توجه به این که پا تحتانی ترین قسمت بدن را تشکیل می‌دهد و محدوده نسبتاً کوچکی برای حفظ تعادل در محدوده سطح اتکا (به ویژه در ایستادن روی یک پا) فراهم می‌کند، به نظر می‌رسد تغییرات جزئی بیومکانیکی در محدوده سطح اتکا بر استراتژی کنترل پاسچر تاثیرگذار باشد و این حالت می‌تواند در شرایط خستگی تشدید گردد. **هدف:** هدف از انجام این تحقیق بررسی اثر خستگی عمومی بر تعادل در ورزشکاران با کف پای صاف می‌باشد. **مواد و روش‌ها:** برای اجرای این تحقیق تعداد ۲۰ نفر با ناهنجاری کف پای صاف با میانگین سن $3/05 \pm 24/14$ سال، میانگین قد $1/69 \pm 8/05$ سانتی متر، میانگین وزن $65/07 \pm 1/10$ کیلوگرم انتخاب شدند. میزان افت ناوی آزمودنی‌ها با استفاده از روش توصیف شده برادی مورد ارزیابی قرار گرفت. برای ایجاد خستگی عمومی از یک پروتکل هفت ایستگاهی و برای ارزیابی تعادل ایستا از آزمون ایستادن روی یک پا و برای ارزیابی تعادل پویا از آزمون تعادلی ستاره استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل یافته‌های تحقیق از روشهای آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) و روشهای آمار استنباطی (آزمون t همبسته و مستقل) استفاده شد. **یافته‌ها:** میانگین فواصل دستیابی در آزمون تعادلی ستاره و توانایی ایستادن روی یک پا پس از خستگی در ورزشکاران با کف پای صاف کمتر بود، اما این اختلاف از لحاظ آماری معنی دار نبود ($p \geq 0/05$). **بحث و نتیجه‌گیری:** از آنجایی که ورزش و فعالیت بدنی باعث تقویت سیستم عصبی - عضلانی می‌شود این امکان وجود دارد که بدن انسان به طور ناخودآگاه در جهت رفع اختلالات ساختاری از جمله ناهنجاری کف پای صاف باشد و سیستم عصبی عضلانی نقش جبرانی در این مورد ایفا کند. به نظر می‌رسد که ساختار آناتومیکی پا تنها عامل موثر در کنترل پاسچر نباشد و این امکان وجود دارد که عوامل دیگری نقش ساختار آناتومیکی پا را در کنترل پاسچر کم رنگ تر جلوه دهند. علاوه بر آن با توجه به تعداد نمونه به نظر می‌رسد این تحقیق می‌بایست با تعداد نمونه بیشتر تکرار شود. **کلید واژه‌ها:** ورزشکار، کف پای صاف، کنترل پاسچر، خستگی

پذیرش مقاله: ۹۲/۰۷/۲۱

دریافت مقاله: ۹۲/۰۳/۰۹

- ۱- کارشناس ارشد تربیت بدنی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران
- ۲- دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران
- ۳- دکترای رفتار حرکتی، استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

* تلفن: ۰۹۱۴۱۹۳۵۵۲۵

* رایانامه: r.khoshandam@gmail.com

بررسی اثر خستگی بر تعادل در ورزشکاران با کف پای صاف

مقدمه

با توجه به این که اندام تحتانی وزن بدن را تحمل می‌کند، بنابراین بروز هرگونه اختلالی در وضعیت طبیعی آن می‌تواند بر روی پاسچر دینامیک مانند راه رفتن و استاتیک مانند ایستادن تأثیر داشته باشد. امروزه اعتقاد بر این است که نوع ساختار پا می‌تواند بر برخی از شاخص‌های ثبات وضعیتی تأثیر گذار باشد (۱ و ۲). پای صاف (کاهش قوس طولی داخلی) با پرونیشن بیش از حد مفصل سواب تالار مرتبط می‌باشد. پرونیشن جبرانی غیرطبیعی ممکن است باعث عدم ثبات و بیش حرکتی مفاصل پا شود، بنابراین پای صاف ممکن است به هنگام تحمل وزن ناپایدار شده و باعث اختلال در کنترل پاسچر گردد (۲).

تعادل به عنوان فرایند حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکای بدن تعریف می‌شود که بیانگر عملکرد اندام تحتانی می‌باشد، زیرا پا به عنوان قسمت انتهایی اندام تحتانی در زنجیره حرکتی می‌باشد که به عنوان سطح حمایتی به تعادل، کنترل پاسچر و جذب شوک کمک می‌کند. پای طبیعی نیروها را به شکل معمول برای تطابق و ثبات بدن در بین قسمت‌های مختلف انتقال می‌دهد. ناهنجاریهای پا می‌توانند بر حرکت پا تأثیر منفی گزارده و توانایی پا را برای عملکرد مطلوب در مرحله حفظ وزن کاهش دهند. پرونیشن و سوپینیشن بیش از حد بر ورودی‌های محیطی سیستم عصبی مرکزی از طریق تغییر در استراتژی عضلات برای حفظ ثبات و یا تغییر در حرکت مفصل یا ناحیه سطح تماس تأثیر گذار بوده و باعث کاهش اطلاعات حسی در کف پای گود در مقایسه با کف پای صاف می‌گردد (۱).

خستگی به عنوان عدم توانایی فرد برای تولید نیروی مورد نیاز و یا ناتوانی در حفظ نیروی تولیدشده برای انجام یک فعالیت تعریف می‌شود (۳ و ۴). محققین بیان کردند درون داده‌های گیرنده‌های زیرجلدی کف پا در اثر خستگی کاهش می‌یابد که می‌تواند کنترل عصبی - عضلانی کل زنجیره حرکتی را تحت تأثیر قرار دهد، همچنین پروتکل‌های خستگی بافت عضلانی را بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تأثیر قرار می‌دهند و فعالیت گیرنده‌های حسی - عمقی، خصوصاً دوکهای عضلانی و اندام وتری گلژی را کاهش دهند (۴).

با توجه به این که ارزیابی کنترل پاسچر در کلینیک‌های توانبخشی، فیزیوتراپی و مراکز پزشکی - ورزشی به وفور دیده می‌شود و نیز از آنجایی که تفاوت در عملکرد و میزان آسیب‌ها در فعالیت‌های ورزشی هنوز به طور کامل واضح و مشخص نیست، مربیان ورزشی بایستی از تفاوت‌های ظرفیت در افراد سالم با انواع مختلف پا اطلاع داشته باشند (۲). مهمترین نکته این است که اگرچه وضعیت و تغییرات مکانیکی کف پا می‌تواند

در بروز آسیب حین ورزش موثر باشد ولی به نظر می‌رسد بسیاری از ناهنجاری‌ها در اختلال حس عمقی و اختلال کنترل ناشی از خستگی اهمیت بیشتری پیدا نماید که در تحقیقات کمتر مورد توجه قرار گرفته است. این امر بخصوص در ورزشکاران که به مرز خستگی شدید می‌رسند می‌تواند دارای اهمیت بیشتری باشد. لذا با پذیرفتن پیش فرض احتمالی تأثیر ساختار پا (صاف، گود) بر کنترل پاسچر ممکن است که این موضوع متخصصان امر را در تصمیم‌گیری در مورد علت اصلی ضعف کنترل پاسچر با مشکل روبرو سازد، لذا شناسایی متغیرهایی که کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار می‌دهند امری لازم است و نیاز به انجام تحقیقات بیشتر در این زمینه حس می‌شود. در این راستا این پژوهش به بررسی متغیر خستگی بر کنترل پاسچر در ورزشکاران با کف پای صاف پرداخته است.

مواد و روش‌ها

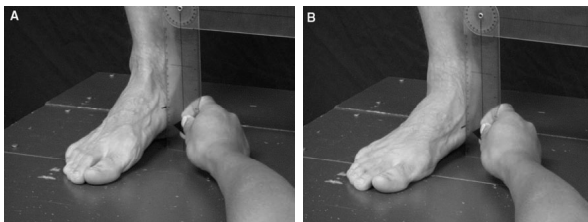
این مطالعه نیمه تجربی در سال ۱۳۸۸ در آزمایشگاه دانشگاه گیلان انجام شد. آزمودنی‌های این تحقیق را دانشجویان ورزشکار دانشگاه گیلان تشکیل می‌داند که از بین آنها تعداد ۲۰ نفر با ناهنجاری کف پای صاف (۱۰ نفر دختر و ۱۰ نفر پسر با میانگین سن $24/14 \pm 3/05$ سال، میانگین قد $1/69 \pm 8/05$ سانتی متر، میانگین وزن $1/10 \pm 65/07$ کیلوگرم) و سابقه تمرینی حداقل ۲ سال که هفته‌ای حداقل ۳ جلسه در تیم‌های ورزشی دانشگاه گیلان مشغول به فعالیت بودند انتخاب شدند. یکی از شرایط انتخاب آزمودنی‌ها سلامت کامل جسمی آنها بود بنابراین افرادی که دارای بیماریهای گوش داخلی، مشکلات تأثیرگذار بر تعادل در سیستم عصبی، اختلال سیستم دهلیزی و یا عیوب غیرقابل اصلاح انکساری، سابقه آسیب، شکستگی و یا جراحی اندام تحتانی در یک سال گذشته، دامنه حرکتی غیرطبیعی مفاصل اندام تحتانی و مشکلات ارتوپدی جدی بودند از طریق پرسشنامه محقق ساخته مربوط به سلامت پزشکی از تحقیق خارج شدند. اطلاعات مربوط به ویژگی فردی آزمودنی‌ها از قبیل قد، وزن، طول پای راست و چپ و میزان افت ناوی از طریق متر نواری، ترازوی دیجیتالی و خط کش گردآوری شد. هرآزمودنی طی دو روز، بین ساعات ۱۹-۱۶ بعد از ظهر مورد آزمون قرار گرفت. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود در ۲۴ ساعت قبل از آزمون، فعالیت ورزشی خسته کننده انجام ندهند. برای ایجاد خستگی عمومی از یک برنامه هفت ایستگاهی (۲۱) و برای ارزیابی تعادل ایستا و پویا از آزمون‌های عملکردی ایستادن روی یک پا و آزمون تعادلی ستاره استفاده شد. (۲ و ۷ و ۶ و ۷) در روز آزمون ابتدا تمامی جزئیات در مورد نحوه اجرای آزمون برای آزمودنی‌ها شرح داده



میزان افتادگی ناویبیشتر از ۱۰ میلی متر داشتند، در گروه کف پای صاف و آزمودنی‌هایی که میزان افتادگی ناوی آنها بین ۵ تا ۹ میلی متر بود در گروه کف پای طبیعی قرار گرفتند (۱۰ و ۱۱).

برنامه خستگی عمومی

برای اعمال برنامه خستگی عمومی از پروتکل هفت مرحله‌ای تعریف شده توسط ساسکو و ویلکینز استفاده گردید (۴ و ۵). پروتکل خستگی در محدوده زمین بسکتبال انجام شد ایستگاه اول ۵ دقیقه نرم و آهسته دویدن در فضایی که آزمودنی انتخاب می‌کند، ایستگاه دوم ۳ دقیقه دو سرعت در طول زمین بسکتبال، ایستگاه سوم ۲ دقیقه شنای سوئدی، ایستگاه چهارم ۲ دقیقه دراز و نشست، ایستگاه پنجم ۳ دقیقه بالا و پایین رفتن از پله به ارتفاع ۳۰ سانتی متر، ایستگاه ششم ۳ دقیقه دو سرعت رفت و برگشت در طول زمین بسکتبال و ایستگاه هفتم ۲ دقیقه دویدن با آهنگ یکنواخت طوری که آزمودنی بتواند تا اتمام کار با همین سرعت بدود.



آزمون تعادل ایستا^۱

برای اجرای این آزمون از آزمودنی خواسته شد بدون کفش روی یک پا (پای برتر) بایستد در حالی که زانوی پای مخالف خم شده و ران و زانو در زاویه حدود ۹۰ درجه و دستها به صورت ضربدر در جلوی سینه قرار می‌گرفت. نگاه آزمودنی به نقطه مشخص شده روی دیوار ثابت می‌ماند، سپس آزمودنی به مدت ۱۰ ثانیه چشم‌های خود را می‌بست و با انجام هرگونه خطا (تماس پا با زمین، حرکت پا روی سطح زمین، حرکت بازوها نسبت به وضعیت اول) زمان انجام تست متوقف شده و برای هر آزمودنی ثبت می‌گردید، (۱۳) این آزمون قبل و پس از اجرای برنامه خستگی از آزمودنی‌ها گرفته می‌شد.

آزمون تعادلی ستاره‌ای^۲

آزمون‌های عملکردی تعادل عموماً آزمون‌های پویا می‌باشند که توانایی فرد را در حفظ تعادل زمانی که راه می‌رود، تکلیفی را با حداکثر سرعت ممکن اجرا می‌کند یا عمل دستیابی را با حداکثر فاصله ممکن انجام می‌دهد ارزیابی می‌کنند. نمونه‌های از آزمون‌های

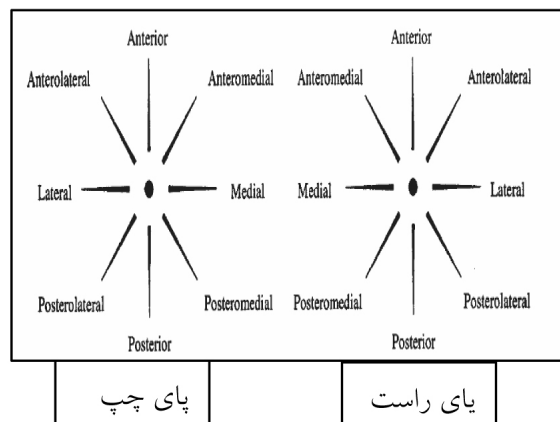
می‌شد و به منظور پیشگیری از بروز آسیب، آزمودنی‌ها قبل از آزمون ۱۰ دقیقه به گرم کردن مختصر به ویژه در اندام تحتانی می‌پرداختند و تمرینات کششی مخصوص عضلات همسترینگ، کشاله ران، چهارسر، دوقلو و نعلی را انجام می‌دادند، (۸) سپس پیش از آزمون یکی از آزمون‌های تعادلی (ایستا یا پویا) به صورت تصادفی از آزمودنی‌ها گرفته می‌شد و به دنبال آن برنامه خستگی اجرا می‌شد، برای تعیین میزان خستگی در این تحقیق از مقیاس بورگ^۱ استفاده گردید که این مقیاس در ایستگاه اول (قبل از شروع برنامه خستگی)، پس از ایستگاه سوم و در ایستگاه آخر از آزمودنی پرسیده می‌شد تا میزان فشاری که آزمودنی در طی برنامه خستگی درک می‌کرد مشخص گردد. (۳) آزمودنی پس از اتمام هفت ایستگاه به محل مشخص شده می‌آمد و پس از آزمون کنترل پاسچر گرفته می‌شد. در جلسه بعدی آزمون دیگر کنترل پاسچر به همین شیوه گرفته شد.

روش اندازه‌گیری طول پای حقیقی

آزمودنی روی میز معاینه در حالی که پاها در وضعیت آزاد قرار داشت به پشت دراز می‌کشید و با استفاده از یک متر نواری فاصله بین خار خاصه‌ای قدامی فوقانی تا قوزک داخلی پا اندازه‌گیری و بر حسب سانتی متر ثبت می‌شد (۹).

روش اندازه‌گیری افت ناوی

افتادگی استخوان ناوی به وسیله روش برادی اندازه‌گیری می‌شد (۱). در این روش ابتدا آزمودنی روی یک صندلی قرار می‌گرفت تا در حالت بی وزنی قرار گیرد. پای فرد را در حالت طبیعی سباب تالار قرار داده، سپس قسمت داخلی و خارجی مچ پای آزمودنی در حالی که انگشت شست و انگشت اشاره در بخش قدامی استخوان نازک نئی و بخش تحتانی قوزک داخلی قرار داده می‌شد، لمس می‌گردید. آزمودنی اندک به مچ پا حرکت اینورشن و اورشن می‌داد، بدین ترتیب برآمدگی استخوان ناوی که در زیر و جلو قوزک داخلی قرار دارد مشخص و علامت گذاری شده و سپس فاصله بین برجستگی استخوان ناوی با سطح زمین با خط کش در واحد میلی متر اندازه‌گیری می‌شد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد تا بایستد و در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی با سطح زمین اندازه‌گیری می‌شد. فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح زمین در حالت تحمل وزن از میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح زمین در حالت بدون تحمل وزن کسر شده و عدد بدست آمده به عنوان میزان افتادگی استخوان ناوی ثبت می‌گردید (۱۰ و ۱۱ و ۱۲). آزمودنی‌هایی که



می‌کرد و با استفاده از جدول طرح شده توسط بورگ مقیاس آن استخراج می‌شد. حداقل مقیاس مورد نظر در انتهای ایستگاه آخر ۱۵ بود (۳).

برای تجزیه و تحلیل یا فته‌های تحقیق از روشهای آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) و روشهای آمار استنباطی (آزمون t همبسته و مستقل) استفاده شد. عملیات آماری به کمک نرم افزار SPSS انجام شد.

یافته‌ها

برای مشخص شدن خطای تکرار پذیری اندازه‌گیری متغیرهای تحقیق، اندازه‌گیری از تعدادی از آزمودنی‌ها به عمل آمد و برای تعیین روایی روش‌های اندازه‌گیری متغیرها از آزمون ICC استفاده گردید و نتایج آن در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱- آزمون‌های تکرار پذیری روش‌های اندازه‌گیری

متغیر	ICC	SEM
پیش آزمون	۰/۸۷	۱/۳۱
پس آزمون	۰/۸۶	۱/۰۴
آزمون تعادلی ستاره	۰/۹۵	۲/۹۷

اطلاعات توصیفی مربوط به سن، قد، وزن، سابقه ورزشی، طول پا و افت ناوی آزمودنی‌ها در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲- اطلاعات فردی آزمودنی‌ها

متغیر	گروه
سن (سال)	۲۴/۱۴ ± ۳/۰۵
وزن (کیلوگرم)	۶۵/۰۷ ± ۱/۱۰
قد (سانتی متر)	۱/۶۹ ± ۸/۰۵
سابقه ورزشی (سال)	۵/۲۸ ± ۲/۲۶
طول پای برتر (سانتی متر)	۸۷/۹۲ ± ۴/۴۰
طول پای غیربرتر (سانتی متر)	۸۸ ± ۴/۴۱
افت ناوی (میلی متر)	۱۰/۲۸ ± ۰/۴۶

عملکردی پویا آزمون (SEBT) می‌باشد که نتایج را به صورت کمی ارائه می‌دهد و سیستم کنترل پاسچر را در هشت جهت ارزیابی می‌کند، همچنین عملکرد حین انجام این تست بسیار شبیه به مهارت‌های ورزشی است که در تمرینات و مسابقات اجرا می‌شوند، دستگاه‌هایی مانند صفحه نیرو اغلب برای کمی کردن کنترل پاسچر هنگام نوسانات ایستادن کامل مورد استفاده قرار می‌گیرد به علاوه، به علت زمان و هزینه زیاد این دستگاه‌ها قابل خریداری و یا برای بسیاری از مکان‌های کلینیکی مناسب نیستند.

تست تعادلی ستاره‌ای یک روش ساده، مطمئن و با هزینه پایین نسبت به روش‌های دستگاهی مجرب رایج است (۱۴). برای انجام این آزمون ابتدا ۸ جهت به صورت ستاره با زاویه ۴۵ درجه روی زمین توسط محقق رسم شد. آزمودنی پس از گرم کردن مختصر و انجام تمرینات کششی مخصوص عضلات همسترینگ، چهارسر، دوقلو ونعلی در مرکز شبکه قرار می‌گرفت و پیش آزمون، آزمون تعادلی ستاره از آزمودنی گرفته می‌شد، سپس پروتکل خستگی توسط آزمودنی اجرا می‌شد و پس از آن، پس آزمون، آزمون تعادلی ستاره گرفته می‌شد. آزمودنی در مرکز ستاره می‌ایستاد و بر روی پای برتر (تک پا) قرار می‌گرفت و پای دیگر تا آنجا که خطا نکند (پا از مرکز ستاره حرکت نکند، روی پایي که عمل دستیابی انجام می‌دهد تکیه نکند یا شخص نیافتد) عمل دستیابی را انجام می‌داد و به حالت طبیعی روی دو پا بر می‌گشت (چنانچه پای راست آزمودنی به عنوان پای برتر بود آزمون در خلاف جهت عقربه‌های ساعت و اگر پای چپ پای برتر بود آزمون در جهت عقربه‌های ساعت اجرا می‌شد) (۱۴و۶) فاصله محل تماس تا مرکز ستاره به عنوان فاصله دستیابی ثبت می‌شد. آزمودنی در هر یک از جهت‌ها آزمون را ۳ بار انجام می‌داد و بین هر بار ۳ ثانیه استراحت داده می‌شد. سپس میانگین فاصله دستیابی در هر سه بار تلاش محاسبه شده و بر حسب درصدی از طول پا برای هر ۸ جهت ثبت می‌گردید. (۶) با توجه به اینکه طول پای افراد بر فاصله دستیابی اثرگذار می‌باشد بنابراین میانگین فاصله دستیابی به طول پای هر آزمودنی تقسیم شده و در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شد تا متغیر وابسته محاسبه شده و فاصله دستیابی به عنوان درصدی از اندازه طول پا بدست آید. (۱۵)

روش تعیین میزان خستگی عمومی

در این پژوهش برای ارزیابی میزان خستگی و تعیین میزان شدت برنامه خستگی که مشابه با تمرینات ورزشی بود، از مقیاس بورگ استفاده شد. این مقیاس قبل از شروع ایستگاه اول، بعد از ایستگاه سوم (در نیمه راه) و دقیقاً بعد از ایستگاه هفتم پرسیده می‌شد و آزمودنی احساس واقعی خود را نسبت به شدت فعالیت بیان



در جدول ۳ نتایج مربوط به آزمون تعادل ایستا قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی در ورزشکاران با کف پای صاف آورده شده است.

جدول ۳- آزمون t همبسته برای مقایسه تعادل ایستا (برحسب ثانیه)

آزمون	آماره	\pm میانگین انحراف معیار	آزمون تی	سطح معنی داری
پیش آزمون تعادل ایستا		$6/83 \pm 2/81$	۱/۶۵۷	۰/۱۲۱
پس آزمون تعادل ایستا		$5/55 \pm 3/01$		

جدول ۴- آزمون t همبسته برای مقایسه تعادل پویا (برحسب سانتی متر)

جهت‌ها	آماره	\pm میانگین انحراف معیار	آزمون تی	سطح معنی داری
قدامی	پیش آزمون	$94/61 \pm 9/08$	-۰/۱۱۳	۰/۹۱۲
	پس آزمون	$94/85 \pm 7/75$		
قدامی -	پیش آزمون	$99/70 \pm 7/41$	۱/۳۳۸	۰/۲۰۴
	پس آزمون	$95/79 \pm 13/68$		
داخلی	پیش آزمون	$101/51 \pm 8/05$	۱/۱۱۲	۰/۲۸۶
	پس آزمون	$98/63 \pm 10/33$		
خلفی -	پیش آزمون	$106/92 \pm 7/12$	۱/۴۵۲	۰/۱۷۰
	پس آزمون	$104/36 \pm 10/28$		
داخلی	پیش آزمون	$107/08 \pm 10/59$	۱/۸۷۷	۰/۰۸۳
	پس آزمون	$104/42 \pm 8/71$		
خلفی -	پیش آزمون	$101/59 \pm 10/55$	۰/۸۶۴	۰/۴۰۳
	پس آزمون	$99/97 \pm 11/05$		
جانبی	پیش آزمون	$87/12 \pm 9/96$	۰/۱۸۳	۰/۸۵۷
	پس آزمون	$86/57 \pm 10/38$		
قدامی -	پیش آزمون	$86/58 \pm 8/43$	-۰/۴۷۷	۰/۶۴۱
	پس آزمون	$87/78 \pm 7/84$		

بحث

ساختار و عملکرد مچ پا و پا به هنگام جذب نیرو و اعمال فشار، تاثیر زیادی بر روی بخش‌های بالاتر اندام تحتانی دارند. انجام حرکت پرونیشن در مفصل ساب تالار و مید تارسال در سه محور به هنگام تماس پا با زمین، با تغییر گشتاور چرخشی ران و درشت نی، از آن‌ها در مقابل نیروی وارد شده حمایت می‌کند (۱۶). این حمایت در صورت کارایی این مفاصل و قابلیت

همچنین در جدول ۴ نتایج مربوط به آزمون تعادل پویا قبل و بعد از انجام پروتکل خستگی در ورزشکاران دارای کف پای صاف ذکر شده است.

نتایج نشان داد که میانگین فواصل دستیابی در آزمون تعادلی ستاره و توانایی ایستادن روی یک پا پس از خستگی در ورزشکاران با کف پای صاف کمتر بود، اما این اختلاف از لحاظ آماری معنی دار نبود ($p \geq 0/05$)



انجام روان و به موقع حرکات در دامنه حرکتی مورد نیاز تامین شده و از آسیب‌های اندام تحتانی جلوگیری می‌کند، در حالی که تغییر در ساختار و وضعیت قوس‌های پا، عملکرد موثر پا در تامین این دامنه حرکتی مورد نیاز را تا حد زیادی مخدوش می‌کند (۱۷).

تعادل طی ایستادن با فرایند پیچیده‌ای که شامل عملکرد مفاصل مچ، زانو و هیپ است، به دست می‌آید. در افراد مبتلا به صافی کف پا در اثر چرخش تالوس که ساختار را در یک وضعیت بدون تعادل قرار می‌دهد، تحت تاثیر قرار گرفته است (۱۹ و ۲۰). بنابراین حس عمقی و درک حرکتی عضلات در اثر فشار زیاد وارد بر دوک عضلانی، ساختار تاندونی و استخوانی کاهش می‌یابد (۲۰).

خستگی عمومی مربوط به رویدادهای درون داد عصبی به بخش‌های بالای مغز و فراخوانی نرونها حرکتی آلفا می‌باشد و می‌توان گفت مربوط به کل بدن و خصوصاً سیستم عصبی مرکزی می‌باشد (۱۵). به دنبال خستگی، کنترل حرکت در جهت آوران، وایران و یا هر دو مهار می‌شود (۱۸). تغییر در ورودی‌های آوران از گیرنده‌های محیطی ممکن است باعث تغییر در کنترل عصبی - عضلانی اندام تحتانی شود، همچنین تغییر در ورودی‌های آوران از گیرنده‌های عضله منجر به کاهش توانایی بدن برای کنترل اندام تحتانی می‌شود (۴). سیستم حسی حرکتی از درون داده‌های سه سیستم آوران شنوایی، بینایی و حسی پیکری برای حفظ تعادل استفاده می‌کند. وقتی یکی از این سیستم‌ها (حسی پیکری) آسیب می‌بیند دو سیستم دیگر که سالم هستند این نقص را جبران می‌کنند. اما وقتی آزمودنی چشم‌هایش را می‌بندد، برای حفظ تعادل تنها یک سیستم آوران سالم می‌ماند. در تحقیق حاضر نیز تعادل ایستا در حالت چشم بسته ارزیابی شد بنابراین آزمودنی‌ها در پای آسیب دیده علاوه بر سیستم حسی پیکری از آوران بینایی نیز محروم بودند و تعادل کمتری را نشان دادند. در تحقیق حاضر نیز تعادل ایستا در حالت چشم بسته ارزیابی شد بنابراین آزمودنی‌ها در پای آسیب دیده علاوه بر سیستم حسی پیکری از آوران بینایی نیز محروم بودند و تعادل کمتری را نشان دادند.

ساسکو و همکارانش و ویلکینز و همکارانش نیز در تحقیق خود کاهش معنی دار در عملکرد آزمودنی‌ها، ۲۰ دقیقه پس از انجام برنامه خستگی را عنوان کردند. آنها بیان کردند درون داده‌های گیرنده‌های زیر جلدی کف پا در اثر خستگی کاهش می‌یابد و می‌تواند کنترل عصبی - عضلانی کل زنجیره حرکتی را نیز تحت تاثیر قرار دهد. خستگی کاهش ظرفیت تولید نیروی عضله را در پی دارد و مشخص نمی‌تواند هماهنگی عصبی - عضلانی

مناسب را در حین عمل دستیابی در اندامی که بر آن تکیه کرده است را داشته باشد و در نهایت باعث کاهش فاصله دستیابی و یا خطاهای بیشتر در پس آزمون می‌شود (۴ و ۲۱) خستگی در سطح محیطی، ساز و کار پیش - پس سیناپسی و جایگاه‌های پتانسیل عمل را تحت تاثیر قرار می‌دهد که شامل ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی و یا ناتوانی در پاسخ عضله به تحریک عصبی می‌باشد. خستگی در سطح مرکزی ممکن است با تاثیر بر سیستم عصبی منجر به ناتوانی تحریک نرون‌های حرکتی شود و به این شکل کنترل پاسچر را تحت تاثیر قرار دهد (۴) برنامه‌های خستگی بافت عضلانی را بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تاثیر قرار می‌دهد و فعالیت گیرنده‌های حس عمقی خصوصاً دوک‌های عضلانی و اندام وتری گلژی را کاهش می‌دهند (۵).

گریبل و همکاران (۲۰۰۴) اثر خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر کنترل پاسچر پویا را بررسی کردند و نشان دادند که بی‌ثباتی مزمن مچ پا و خستگی کنترل تعادل پویا را آشفته می‌سازد. آنها مسافت دستیابی کمتری را در پای آسیب دیده نسبت به سالم گزارش کردند (۲۲)، نتایج تحقیقات مذکور با نتیجه تحقیق حاضر همخوانی دارد. از جمله دلایل همخوانی نتایج استفاده از آزمون مشابه برای ارزیابی کنترل پاسچر پویا و تعداد آزمودنی‌های مورد مطالعه در تحقیق بودند. به طور کلی متعاقب یک آسیب، کاهش در تحریک رفلکس نوروهای حرکتی ایجاد می‌شود که می‌تواند به یکی از دو علت زیر مربوط باشد: ۱- کاهش در اطلاعات دریافت شده در مورد حس عمقی توسط سیستم عصبی مرکزی، ۲- افزایش فعالیت نرون‌های مهار در نخاع، که در هر صورت می‌تواند به یک تخریب پیش‌رونده در مفصل منجر شود. در این صورت نقص در دینامیک مفصل، تعادل و هماهنگی ادامه می‌یابد. به لحاظ نظری، گفته می‌شود که لیگامان کشیده شده یا آسیب دیده در فراهم کردن بازخورد عصبی کافی برای عضو آسیب دیده دچار اختلال می‌شود و این می‌تواند باعث کاهش اطلاعات حس عمقی ضروری برای کنترل تعادل شود.

گریبل و همکارانش (۲۰۰۴) اثر خستگی و ناپایداری مزمن مچ پا بر کنترل پاسچر پویا را به وسیله آزمون تعادلی ستاره در سه جهت خلفی، میانی و قدامی بررسی کردند. آنها دریافتند که افراد در سمتی که دچار ناپایداری مزمن مچ پا می‌باشند فاصله دستیابی کمتر و زاویه فلکشن زانوی کمتری در هر سه جهت داشته‌اند (۷).

در حین عمل دستیابی آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای، عضلات چهارسر ران در سه جهت قدامی، قدامی - جانبی و قدامی - داخلی بیشترین فعالیت را دارند. بدین دلیل که جهت انجام این جهت‌های قدامی، فرد باید به سمت عقب تکیه دهد و



رشته‌های مختلف ورزشی تشکیل می‌دادند و همین امر می‌تواند دلیل احتمالی عدم تفاوت مشاهده شده ذکر گردد. همچنین در این تحقیق از مقیاس بورگ برای تعیین میزان فشاری که ورزشکار به هنگام اعمال برنامه خستگی متحمل می‌شد استفاده گردید. مقیاس بورگ به عنوان یک ابزار کلینیکی که به سطوح خستگی کمی می‌دهد به سادگی قابل استفاده و اجرا می‌باشد، اما عوامل مختلفی می‌توانند بر امتیازات بورگ تاثیرگذار باشند که از این میان می‌توان به سطح آمادگی، شرایط روانی و محیطی بین افراد اشاره کرد.

به نظر می‌رسد که ساختار آناتومیکی پا تنها عامل موثر در کنترل پاسچر نباشد و این امکان وجود دارد که عوامل دیگری نقش ساختار آناتومیکی پا را در کنترل پاسچر کم رنگ تر جلوه دهند. از آنجایی که ورزش و فعالیت بدنی باعث تقویت سیستم عصبی - عضلانی می‌شود این امکان وجود دارد که بدن انسان به طور ناخودآگاه در جهت رفع اختلالات ساختاری از جمله ناهنجاری کف پای صاف باشد و سیستم عصبی عضلانی نقش جبرانی در این مورد ایفا کند.

تعادل در اجرای بسیاری از ورزشها تاثیرگذار است و با توجه به اینکه هر ورزشی مستلزم سطوح خاصی از تعادل می‌باشد و از آنجایی که این احتمال وجود دارد که پای صاف با افزایش سطح اتکا باعث افزایش کنترل پاسچر گردد، افراد دارای کف پای صاف نباید شانس خود را از حضور در فعالیت‌های ورزشی از دست دهند و حداقل برای حفظ سلامتی خود باید به انجام فعالیت‌های ورزشی بپردازند.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که تعادل پس از خستگی در ورزشکاران مبتلا به صافی کف پا کاهش می‌یابد. به نظر می‌رسد که خستگی سبب کاهش حس عمقی، کاهش فعالیت سیستم دوکی و کاهش مکانیسم حسی تاندون عضلات می‌شود. بنابراین به ورزشکاران توصیه می‌شود که در تمرینات خود برنامه‌های تمرینات مربوط به تعادل را مد نظر قرار دهند تا خستگی کوتاه مدت عضلانی، آنها را مستعد آسیب نسازد.

محدودیت‌ها

محدودیت اصلی در این مطالعه، کم بودن تعداد آزمودنی بود بنابر این توصیه می‌شود که تحقیق مشابه بر روی جمعیت آماری بیشتر صورت گیرد.

تنه در حالت اکستنشن باشد تا بتواند تعادل خویش را حفظ نماید، در این وضعیت نیروی جاذبه عمل کننده بر قسمت بالا تنه باعث گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید توسط گشتاور اکستنشن (انقباضات اکستریک) تولید شده توسط عضله چهارسر ران کنترل شود (۲۳). مطابق این یافته‌ها می‌توان نتیجه گرفت که افزایش قدرت و کنترل اکستریکی عضلات چهارسر ران می‌تواند باعث بهبود کنترل تعادل در این جهات شود (۲۳).

در حین انجام عمل دستیابی آزمون عملکردی تعادل ستاره‌های عضله دوسررانی نیز فعال می‌باشد و بیشترین فعالیت را در جهت‌های خلفی - جانبی، خلفی و جانبی دارد (۲۳). این امر را میتوان توسط اثر نیروی جاذبه عمل کننده بر تنه که باعث ایجاد گشتاور فلکشن ران می‌شود، توضیح داد (۲۳) برای انجام جهت‌های خلفی فرد باید در تنه فلکشن ایجاد کند تا بتواند پا را به سمت عقب باز کند و در این حالت عضلات همسترینگ باید به صورت اکستریکی منقبض شوند تا در برابر گشتاور فلکشن ران، مقاومت کنند (۲۳)، همچنین انجام جهت جانبی نیاز مبرم به چرخش خارجی شدید ران دارد بنابراین منجر به فعالیت بالای عضله دوسر رانی می‌شود.

نتایج بدست آمده از این تحقیق با نتایج کوت و همکارانش (۲۰۰۵) همخوانی دارد. آنها نیز در بررسی تاثیر ساختارهای مختلف پا بر کنترل پاسچر استاتیک و دینامیک با استفاده از آزمون تعادلی تک پا و آزمون تعادلی ستاره دریافتند که میزان تعادل ایستا در افراد با کف پای صاف بیشتر از افراد با کف پای گود است ولی تفاوتی بین تعادل ایستای این ناهنجاریها با کف پای طبیعی دیده نشد. تعادل پویای سه گروه در تست تعادلی ستاره‌ای در جهات مختلف متفاوت بود، به طوری که گروه کف پای صاف در جهات قدامی و قدامی - داخلی و گروه کف پای گود در جهات خلفی و خلفی - جانبی بهتر عمل کردند (۱).

تمامی این محققین کاهش تعادل و فاصله دستیابی پس از اعمال برنامه خستگی را در تحقیقات خود اعلام کرده‌اند. نتایج این تحقیق نیز کاهش تعادل را پس از اعمال برنامه خستگی نشان داد اما این کاهش از لحاظ آماری معنی دار نبوده است. علت این تناقض می‌تواند به نوع و شدت برنامه خستگی مورد استفاده، ابزار و آزمون‌های سنجش تعادل مربوط باشد. میزان اعمال نیرو و نیازهای متابولیکی در فعالیت‌های ورزشی متفاوت می‌باشد و ورزشکاران سطوح اعمال نیروی مختلفی را تجربه می‌کنند، به عنوان مثال اعمال نیرو بین بازیکنان فوتبال و بازیکنان ورزشهای دیگر فرق می‌کند. آزمودنی‌های تحقیق حاضر را ورزشکاران

منابع:

- 1-Cote ,K.P, Brunet , M.E ,Gansneder , B.M, Shultz , S.J ,Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability, *J Athl Train* 2005; 40(1):41-46.
- 2-Hertel, J., Gay.M.R. & Denegar, C.R, Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot type. *J Athl Train* 2002;37(2),129-132.
- 3-Borg GAV, Psychophysical bases of perceived exertion, *J Med Sci Sports Exere* 1982; 14:377-381.
- 4-Vuillerme N, nougier V, Prieur J, Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience Letters* 2001; (308)103-106.
- 5-Susco T, Tamara C, Bruce,M , Sandra , J, Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system. *J Athl Train* 2004; 39(3)241-246.
- 6-Gribble. P, Hertel , J, Consideration for the normalizing measure of the star excursion balance test .*measure Phys Edu Exer Sci* 2003;7(2):89-100.
- 7-Gribble. P.A, Hertel , J., Denegar. C.R, Buckley.W.E, The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train* 2004, 39(4): 321-329.
- 8-Shum way , C.A., Woollacot , M.H, Motor control theory and practical applications, A woltrs kluwer company,2001; 614.
- 9-Magee, David, *J Orthop Phys Assess. Sunders Elsevier* 1997; 666-669.
- 10-Karatsolis.K , Nikolopoulos .C.S , Papadopoulos , E.S. Vagenas. G, Terzis. E, Athanasopoulos.S, Eversion and inversion muscle group peak torque in hyperpronated and normal individuals, *J The Foot* 2008; 6:006.
- 11-Nguyen. A D, Shultz. S, Sex Differences in Clinical Measures of Lower Extremity Alignment, *J orthopaedic & sports physical therapy* 2007; (37) ; 389-398.
- 12-Shultz, S J, Nguyen A.D , Levine, B.J,The Relationship Between Lower Extremity Alignment Characteristics and Anterior Knee Joint Laxity, *J Athl Train* 2009;1: 54 - 60
- 13-Trojian TH, Mckeag , Single leg balance test to identify risk of ankle sprain. *Br J Sport Med* 2006; 610-61.
- 14-Olmstead. LC, Carcia .CR, Hertel. J ,Shultz .SJ, Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability, *J Athl Train* 2002; 37:501-506.
- 15-Fitts, R, Selected from the third IOC world congress on sport sciences. Muscle fatigue: The cellular aspects. *Am J Sport Med* 1996; 24(6), 32-38.
- 16-Davis IS. How do we accurately measure foot motion? *J Orthop sports phys Ther* 2004; 34(9):502-3.
- 17-Williams DS, III, Mc Clay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech.*2001; 16(4):341-7
- 18-Bigland. RB, Jones. D A, Central & peripheral fatigue in sustained voluntary contractions of human quadriceps muscle, *J Clin Sci* 1987; 54:609-40.
- 19-Waller JF. Physiology of the foot and the biomechanics of the flexible flat foot. *ONA J* 1978;5(4):101-3.
- 20-Akbari M, Mohamadi M, Saeedi H .Effects of rigid and soft foot orthoses on dynamic balance in females with flat foot. *Med JIR Iran* 2007;21(2):91-7.
- 21-Caron,O, Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? *Neuroscience Letters* 2004; 363, 18-21.
- 22-Gribble. P, Hertel , J., Denegar. C, Buckley.W, The effects of ankle and hip muscles fatigue on dynamic postural control, *J Athl Train* 2004; 33(4):121-29.
- 23-Friel K, Mclean N and et al.ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain.*J Athl train* 2006; 41(1)74-78.

Investigating Effect of Fatigue on Balance of Athletes with Flat Foot

Khoshandam R. (MSc)¹, Norasteh A. (PhD)², Rahmaninia (PhD)³

Abstract

Background: Considering that feet are the lowermost body part and provide a relatively small balancing area within the reliance surfac (especially while standing on one foot), it seems that minor biomechanical changes within the reliance surface could affect posture control strategy, which can be exacerbated in fatigue conditions.

Objective: The aim of this research was to investigate effect of general fatigue on balance of athletes with flat foot.

Materials and Methods: To implement the research, 20 people with flat feet disorder (mean age of 24.14 ± 3.05 years, mean height of 1.69 ± 8.05 cm and mean weight of 65.07 ± 1.10 kg) were selected.

The participants' navicular drop rate was evaluated using the method described by Brady. A 7-station protocol, one-leg standing balance test and star excursion balance test (SEBT) were used for inducing general fatigue and evaluating static and dynamic balance, respectively. To analyze the research findings, descriptive (mean and standard deviation) and inferential (independent and paired t-tests) statistical methods were applied.

Findings: Mean of access distance in SEBT and one-leg standing balance test after being fatigued was less in athletes with flat feet; however, this difference was not statistically significant ($p \leq 0.05$).

Conclusions: Since sports and physical activities strengthen neuromuscular system, it is possible for human body to unconsciously attempt to remove structural abnormalities such as flat feet disorder and neural system has a compensatory role in this case. It seems that anatomical structure of feet is not the only effective factor for posture control and some other factors may fade role of feet's anatomical structure in posture control. Additionally, in terms of the sample size, the present work should be repeated with a larger sample size in future works.

Key words: athlete, flat foot, postural control, fatigue

Receive date: 30/5/2013

Accept date: 13/10/2013

1-MSc. in Physical education,
Department of physical Education
and Sport Sciences, Gilan
University, Rasht, Iran

2-PhD. in Physiotherapy, Associate
professor, Department of physical
Education and Sport Sciences,
Gilan University, Rasht, Iran

3-PhD in Movement behavior,
Professor, Department of physical
Education and Sport Sciences,
Gilan University, Rasht, Iran

***Correspondent Author Address:**

Faculty of physical education and
sport sciences, Gilan University,
Rasht, Iran.

*Tel: +98 914 1935525

*E-mail: r.khoshandam@gmail.com