طب ورزشی ـ پاییز و زمستان ۱۳۹۶
دورهٔ ۹، شمارهٔ ۲، ص : ۱۵۲- ۱۳۹
تاریخ دریافت : ۰۸/ ۰۹ / ۹۴
تاریخ پذیرش : ۱۸ / ۰۳ / ۹۵

تأثیر کفی طبی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مچ پا در ورزشکاران دارای کف پای صاف حین پرش- فرود تک‌پا

محمدرضا بدیهیان [۱*] - هومن مینونژاد[۲] – فواد صیدی [۳]

۱.. کارشناس‌ارشد، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران ۲و۳. دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

کف پای صاف اثر خود را به شکل زنجیره‌ای به مفاصل و سگمان‌های فوقانی انتقال می‌دهد و به اختلال در زنجیرهٔ حرکتی منجر می‌شود. هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر کفی طبی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف مفصل مچ پای ورزشکاران دارای کف پای صاف حین انجام حرکت پرش فرود تک‌پا بود. در تحقیق حاضر ۱۵ ورزشکار دارای ناهنجاری کف پای صاف ۱۸ تا ۲۳ سال به‌صورت هدفمند برای نمونهٔ آماری انتخاب شدند. فعالیت الکترومیوگرافی از چهار عضله (تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس) حین حرکت پرش- فرود تک‌پا در دو وضعیت با و بدون کفی به ثبت رسید. نتایج آزمون‌های آماری نشان داد بین فعالیت عضلات تیبیالیس قدامی (P=۰/۰۰۲) و پرونئوس لانگوس (P=۰/۰۴۵) در مرحلهٔ فیدفورواردی و بین فعالیت عضلات تیبیالیس قدامی (P=۰/۰۴۹)، پرونئوس لانگوس (P=۰/۰۴۲)، گاستروکنمیوس داخلی (P=۰/۰۱۵) و سولئوس (P=۰/۰۰۵) در مرحلهٔ فیدبکی، در دو وضعیت با و بدون کفی طبی تفاوت معناداری وجود دارد. کفی طبی با تغییر در عملکرد عصبی- عضلانی عضلات تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس می‌تواند خطر بروز آسیب و اختلالات زنجیرهٔ حرکتی را کاهش دهد.

واژه‌های کلیدی

پرش ـ فرود تک‌پا، عضلات مچ پا، فعالیت الکترومیوگرافی، کف پای صاف، کفی طبی.

---

* نویسندهٔ مسئول تلفن: ۰۹۱۳۲۳۱۲۵۰۹ **Email:** mbadihiyan@gmail.com

مقدمه

انحراف پا از پوسچر نرمال، عملکرد پا و اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد و موجب بروز صدمات اندام تحتانی در ورزشکاران می‌شود. کف پای صاف به‌طور معمول با درد در ناحیهٔ پا و کاهش عملکرد طبیعی پا همراه است که می‌تواند بر توانایی و قابلیت ورزشی ورزشکاران تأثیر منفی بگذارد (۱۴). از شایع‌ترین ناهنجاری‌های ناحیهٔ پا، کف پای صاف است، به‌طوری‌که شیوع آن در جمعیت بزرگسالان بین ۲ تا ۲۳ درصد گزارش شده است (۱). کف پای صاف نوعی ناهنجاری است که در آن قوس طولی داخلی پا به‌طور شایان ملاحظه‌ای کاهش پیدا می‌کند و اغلب با اورژن بخش پشتی پا[1] همراه است (۱). حرکات تکراری یا پوسچرهای طولانی‌مدت به‌واسطهٔ ایجاد تطابق‌پذیری در طول، قدرت و سفتی عضلات، به سندروم‌های نقصان حرکتی[2] منجر می‌شوند (۲۳، ۱۹). هر گونه انحراف در پاها اثر خود را به شکل زنجیره‌ای به مفاصل و سگمان‌های فوقانی انتقال می‌دهد و به اختلال در زنجیرهٔ حرکتی[3] منجر می‌شود، که در نهایت موجب بروز سندروم پرونیشن[4] می‌شود (۲۴، ۵). اگر پا عملکرد صحیحی نداشته باشد، مشکلات می‌توانند در هر جایی از زنجیرهٔ حرکتی شامل پا، مچ پا، ساق، ران، زانو، لگن، مفصل ساکروایلیاک و کمر رخ دهند (۲۰، ۷). تغییرات بیومکانیکی ناشی از کف پای صاف بر بارهای مفصلی، بازده مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت‌یابی حس عمقی اثرگذار است و به تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی منجر می‌شود (۶). از عوارض کف پای صاف به‌ویژه در ورزشکاران می‌توان به التهاب نیام کف‌پایی، شلی رباط‌ها، خستگی سریع پا، درد به‌هنگام تحمل فشار و بی‌ثباتی در بخش داخلی پا اشاره کرد (۴). سیستم عصبی-عضلانی نقش بسیار تعیین‌کننده‌ای در فعال‌سازی عضلات اطراف مچ پا و پیشگیری از بروز آسیب دارد (۸). این سیستم به‌وسیلهٔ به‌کارگیری دو مکانیسم فیدفورواردی[5] و فیدبکی[6]، عضلات را فعال می‌کند. مکانیسم فیدفورواردی بدین‌صورت است که طی آن سیستم عصبی-عضلانی، عضلات را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌کند. مکانیسم فیدبکی در پاسخ به اطلاعات ورودی به سیستم عصبی فعال می‌شود و ماهیتی واکنشی دارد (۲۹، ۲۶، ۱۳). طی سالیان متمادی گسترهٔ وسیعی از برنامه‌های تمرین‌درمانی، استفاده از کفی طبی و کفش‌های متنوع برای

1. Rear foot eversion
2. Movement Impairment Syndromes
3. Kinetic Chain
4. Pronation Syndrome
5. Feedforward
6. Feedback

درمان کف پای صاف تجویز شده است (۳۴). در این بین میزان موفقیت درمانی بالای ۷۵ درصد در به‌کارگیری کفی طبی گزارش شده است (۳۴). کفی‌های طبی به‌منظور بازچینش ساختارهای استخوانی، تغییر الگوی حرکتی اندام تحتانی حین فعالیت بدنی و از همه مهم‌تر کاهش اختلالات وضعیتی اندام تحتانی استفاده می‌شوند (۴،۳۴). براساس نظر گروهی از محققان استفاده از کفی طبی ممکن است الگوی فعالیت عضلات افراد دارای کف پای صاف را حین فعالیت‌های راه رفتن و دویدن به‌سوی الگوی افراد دارای پای نرمال سوق می‌دهد (۱۷، ۱۶، ۱). ولی تا به امروز مطالعه‌ای در خصوص تأثیر کفی طبی روی کنترل عصبی عضلانی ورزشکاران دارای کف پای صاف در رابطه با مانورهای ورزشی آسیب‌زا مانند پرش و فرود صورت نگرفته است. ازاین‌رو هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر کفی طبی بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف مفصل مچ پای ورزشکاران (تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس) دارای کف پای صاف حین انجام حرکت پرش فرود تک‌پا بود. براساس نظر گروهی از محققان عضلات تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس از لحاظ کلینیکی در عارضهٔ کف پای صاف، مستعد آسیب هستند و دچار تغییرات مخرب می‌شوند (۱۵).

روش‌شناسی

۱۵ ورزشکار دانشگاهی در سطح نیمه‌حرفه‌ای از میان رشته‌های والیبال، هندبال و بسکتبال دارای ناهنجاری کف پای صاف (پرونیشن افزایش‌یافته مچ پا) به‌صورت هدفمند به‌عنوان نمونهٔ آماری این تحقیق انتخاب شدند. معیارهای خروج از تحقیق داشتن سابقهٔ اسپرین مچ پا در یک سال گذشته، شکستگی یا جراحی مفاصل اندام تحتانی، آسیب لیگامانی یا منیسک در زانو، مشاهدهٔ ناهنجاری‌های وضعیتی زانوها (زانوی پرانتزی[1]، زانوی ضربدری[2] و زانوی عقب‌رفته[3]) درد در اندام تحتانی قبل و حین اجرای آزمون‌ها، بیماری‌های سیستمیک مانند روماتیسم و دیابت، سابقهٔ استفاده از هر نوع اورتز یا کفی طبی بود (۳۴، ۲۸، ۲). پیش از انجام تحقیق فرم رضایت‌نامه توسط آزمودنی‌ها تکمیل و روند اجرای تست‌ها برایشان شرح داده شد. برای انتخاب آزمودنی‌های مورد نظر و تعیین شدت صافی کف پا در آنها

1. Genu Varum
2. Genu Valgum
3. Genu Recurvatum

از شاخص استاهلی[1] استفاده شد (۳۰). بدین‌صورت که ابتدا پودر تالک بر روی صفحه‌ای که از قبل تهیه شده بود، به مقدار کافی پاشیده شده و از فرد خواسته می‌شد تا حد ممکن به‌صورت عادی از چند متر عقب‌تر شروع به راه رفتن کند و به‌طور عادی و بدون توجه به صفحه پای خویش را بر روی آن قرار دهد و از آن گذر کند. سپس کم‌عرض‌ترین نقطهٔ کف پا و عریض‌ترین نقطهٔ پاشنهٔ هر پا در نقش ثبت‌شده در صفحه مشخص می‌شد و از تقسیم کم‌عرض‌ترین نقطهٔ کف پا بر عریض‌ترین نقطهٔ پاشنه شاخص استاهلی برای هر فرد محاسبه می‌شد. دامنهٔ طبیعی شاخص استاهلی بین ۰/۴۴ تا ۰/۸۹ است و اعداد بالاتر از ۰/۸۹ به‌عنوان کف پای صاف محسوب می‌شوند (۳۰). برای بررسی فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی مدل ME6000 ساخت شرکت Mega فنلاند استفاده شد. این دستگاه دارای ۱۶ کانال است که در تحقیق حاضر از ۴ کانال برای بررسی عضلات و ۱ کانال برای استفاده از سوئیچ کف‌پایی[2] استفاده شد. در این تحقیق از الکترودهای سطحی یک‌بار مصرف F-521 بیضی‌شکل، مارک SKINTACT ساخت اتریش استفاده شد (شکل ۱).

شکل ۱. الکترود بیضی‌شکل SKINTACT

برای تعیین لحظهٔ برخورد پا با زمین حین فرود از یک سوئیچ کف‌پایی استفاده شد که به یکی از کانال‌های الکترومیوگرافی متصل بود. سپس فعالیت عضلات مورد نظر تحقیق توسط دستگاه الکترومیوگرافی سطحی با رعایت کلیهٔ قوانین پروتکل SENIAM ثبت شدند (۱۲، ۱۰). محل اتصال الکترودهای عضلات تیبیالیس قدامی یک‌سوم فاصلهٔ میان سر فیبولا و قوزک داخلی، پرونئوس لانگوس یک‌سوم فاصلهٔ میان سر فیبولا و قوزک خارجی، سولئوس دوسوم فاصلهٔ میان کندیل داخلی ران و

1. Staheli Index
2. Footswitch

قوزک داخلی و گاستروکنمیوس داخلی بر روی بالک اصلی عضله در جانب داخل قرار گرفت (۱۲) (شکل۲).

شکل ۲. نحوهٔ الکترودگذاری عضلات

کفی طبی مورد استفاده در این تحقیق کفی پیش‌ساخته با قوس طولی داخلی بود که از دو لایهٔ سخت‌تر EVA[1] در زیر و یک لایهٔ نرم‌تر چرمی به‌عنوان لایهٔ رویی تشکیل شده است و در گروه کفی‌های نیمه سخت[2] قرار می‌گیرد. به‌علاوه این کفی دارای پد متاتارسال[3] جهت حمایت قوس عرضی پاست. از مزایای این نوع کفی طبی می‌توان به دوام بالا، قیمت مناسب و صرفه‌جویی در وقت (عدم نیاز به قالب‌گیری) اشاره کرد که عامل کاربرد وسیع آن در کلینیک‌های اورتز و پروتز است (۱۱). این کفی برای هر ورزشکار و به اندازهٔ پای وی جداگانه تهیه می‌شد و در حین انجام تکلیف پرش فرود تک‌پا داخل کفش وی قرار می‌گرفت. این کفی برای هر ورزشکار و به اندازهٔ پای وی جداگانه تهیه می‌شد و در حین انجام تکلیف پرش فرود تک‌پا داخل کفش وی قرار می‌گرفت. با توجه به مطالعات و منابع موجود میزان اثرگذاری کفی‌های پیش‌ساخته[4] و مشتری‌ساز[5] در ناهنجاری کف پای صاف منعطف بسیار نزدیک به هم است. کفی‌های پیش‌ساخته دارای قوس داخلی طبیعی متناسب با سایز پای افرادند. اغلب

1. Ethylene vinyl acetate
2. Semirigid
3. Metatarsal pad
4. Prefabricate
5. Custom Fabricate

کفی‌های مشتری‌ساز در ناهنجاری کف پای صاف سخت و کف پای گود که هدف تطابق کفی با قوس پای موجود است، کارایی دارند (۱۱). از پروتکل کالفید و گرت[1] (۲۰۰۴) برای اجرای تکلیف پرش فرود تک‌پا استفاده شد (۲). نحوهٔ انجام این آزمون بدین شکل بود که از فرد خواسته می‌شد تا درحالی‌که دست‌های خود را بر روی تاج خاصرهٔ خود قرار داده بود، پای مورد آزمون را از زانو خم می‌کرد و در حالت ریلکس و آزاد نگه می‌داشت و با پای دیگر بر روی پلهٔ ۴۰ سانتی‌متری می‌ایستاد؛ سپس از وی خواسته شد تا به میزان ۵ درصد قدش به بالا بپرد (برای کنترل پرش به اندازهٔ ۵ درصد قد از یک نشانگر که در سقف آزمایشگاه وصل می‌شود، استفاده شد) و با پای مورد آزمون فرود آید و تعادل خود را ۳ ثانیه حفظ کند. هر فرد ۳ بار تکلیف پرش فرود تک‌پا را برای هر کدام از وضعیت‌های با کفی طبی و بدون کفی طبی انجام داد و میانگین ۳ تکرار (برای هر وضعیت) به‌عنوان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ثبت شد. در ضمن در تمام اندازه‌گیری‌ها ورزشکار از کفش ورزشی استاندارد خود که در آن کفی طبی قرار داده شده بود، استفاده کرد. هدف از به‌کارگیری کفش ورزشی استاندارد فرد ورزشکار این بود که تا حد ممکن مطالعهٔ کاربردی و به فعالیت‌های ورزشی فرد نزدیک باشد. همچنین به‌منظور کاهش اثر مداخله‌ای کفش بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در هر دو وضعیت آزمون با و بدون کفی طبی فرد کفش ورزشی پوشیده بود تا صرفاً اثرگذاری کفی بررسی شود.

تحلیل الکترومیوگرافی با استفاده از شاخص RMS در پنجره‌هایی به طول ۵۰ میلی‌ثانیه و به‌وسیلهٔ نرم‌افزار Megawin صورت گرفت. میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات در بازهٔ زمانی ۲۰۰ میلی‌ثانیه پیش از برخورد پا با زمین تا لحظهٔ برخورد، در نظر گرفته شد. میزان فعالیت فیدبکی عضلات در بازهٔ زمانی لحظهٔ برخورد تا ۲۵۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین محاسبه شد (۳،۲۵). بازه‌های زمانی انتخابی جهت بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تحقیق حاضر براساس منابع ذکرشده و نتایج حاصل از تحقیق انتخاب شدند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در این بازه‌ها نسبت به انقباض ایزومتریک ارادی بیشینه[2] نرمال شد. تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۹ انجام گرفت. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیری با اندازه‌گیری‌های مکرر (Repeated Measures MANOVA) به‌منظور مقایسهٔ متغیرها بین دو حالت به‌کارگیری کفی طبی و بدون کفی طبی استفاده شد. از مجذور اتا برای بررسی اندازهٔ اثر هر

1. B Caulfield and M Garrett
2. MVIC

یک از متغیرها استفاده شد که در آن مجذور اتای ۰/۰۱ اندازهٔ اثر کوچک، مجذور اتای ۰/۰۶ اندازهٔ اثر متوسط، و مجذور اتای ۰/۱۴ اندازهٔ اثر بزرگ است. تجزیه‌وتحلیل داده‌ها در سطح معناداری ۰/۹۵ و میزان آلفای کوچک‌تر مساوی ۰/۰۵ انجام گرفتند.

یافته‌ها

با توجه به نتایج آزمون شاپیرو ویلک توزیع داده‌های مورد استفاده در این تحقیق نرمال است. خصوصیات آنتروپومتریکی آزمودنی‌های مورد مطالعه در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. نتایج آزمون آمار توصیفی خصوصیات آنتروپومتریکی آزمودنی‌های مورد مطالعه

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد
سن	۲۱/۲۷±۱/۴۲
قد (cm)	۱۷۷/۱۸±۵/۳۸
وزن (kg)	۷۲/۶۳±۷/۷۲
میزان شاخص استاهلی (cm)	۱/۱۵±۰/۱۰

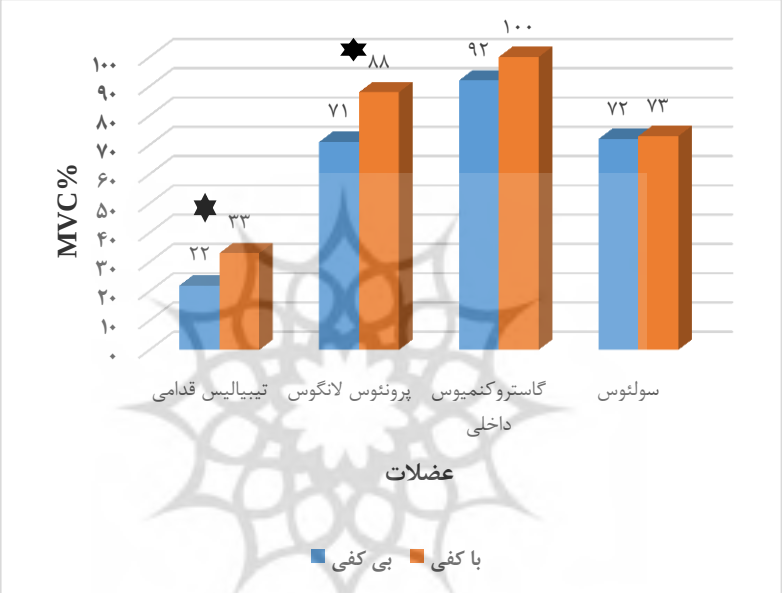
با توجه به نتایج جدول ۲ هنگامی‌که هر ۴ عضله با هم توأم در نظر گرفته می‌شوند، تفاوت معناداری در میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات بین دو وضعیت با و بدون کفی وجود دارد (P=۰/۰۴۶). مقدار مجذور اتا سهمی[1] ۰/۷۱ نشان‌دهندهٔ اثر زیاد کفی بر فعالیت فیدفورواردی عضلات است. همچنین تفاوت معناداری در میزان فعالیت فیدبکی عضلات بین دو وضعیت با و بدون کفی وجود دارد (P=۰/۰۳۹). مقدار مجذور اتا سهمی ۰/۷۲ نشان‌دهندهٔ اثر زیاد کفی بر فعالیت فیدبکی عضلات است.

جدول ۲. نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیری با اندازه‌گیری‌های مکرر برای مقایسهٔ بین‌گروهی میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات منتخب بین دو وضعیت با و بدون کفی

متغیر	Df	F	Sig.	Partial η2
فعالیت فیدفورواردی	۴/۰	۴/۲۹	۰/۰۴۶	۰/۷۱
فعالیت فیدبکی	۴/۰	۴/۶۱	۰/۰۳۹	۰/۷۲

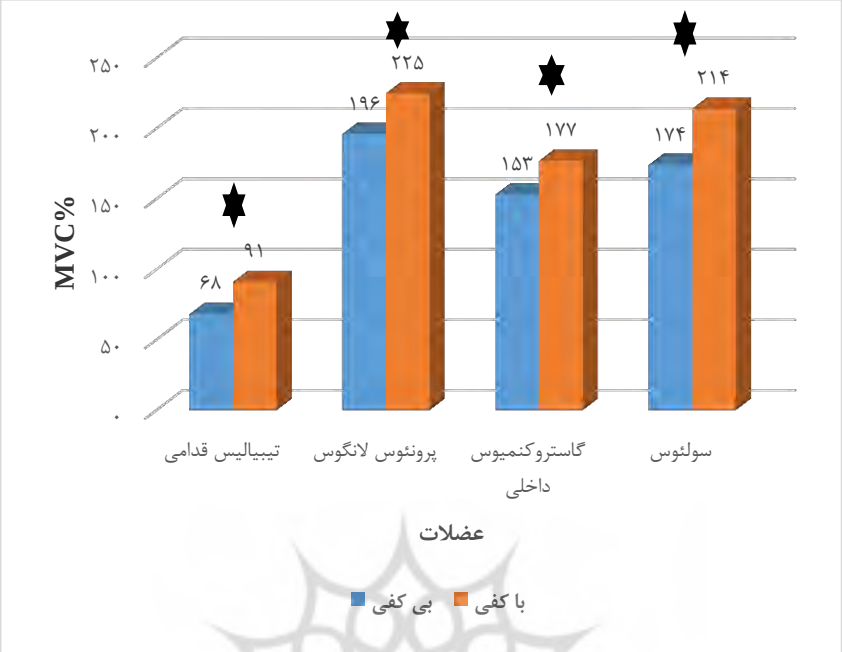
1. Partial Eta Squared

نتایج بررسی تک‌متغیری نشان داد، میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات تیبیالیس قدامی (P=۰/۰۰۲) و پرونئوس لانگوس (P=۰/۰۴۵) در وضعیت با کفی به‌طور معناداری بیشتر از وضعیت بدون کفی بود، درحالی‌که فعالیت فیدفوروواردی عضلات گاستروکنمیوس داخلی (P=۰/۱۸) و سولئوس (P=۰/۸۹) بین دو وضعیت با و بدون کفی تفاوت معناداری نداشته است (نمودار ۱). شایان توجه است با توجه به مقادیر مجذور اتا سهمی، اثر کفی بر میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات در مواردی که تفاوت معنادار مشاهده‌شده، بزرگ بوده است.



نمودار ۱. مقایسهٔ میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات در دو وضعیت با و بدون کفی (برحسب MVC٪)

در مقابل نتایج بررسی تک‌متغیری نشان داد، فعالیت فیدبکی عضلات تیبیالیس قدامی (P=۰/۰۴۹)، پرونئوس لانگوس (P=۰/۰۴۲)، گاستروکنمیوس داخلی (P=۰/۰۱۵) و سولئوس (P=۰/۰۰۵) در وضعیت با کفی به‌طور معناداری بیشتر از وضعیت بدون کفی بود (نمودار ۲). شایان توجه است با توجه به مقادیر مجذور اتا سهمی، اثر کفی بر میزان فعالیت فیدبکی عضلات در تمامی موارد بزرگ بوده است.



نمودار ۲. مقایسهٔ میزان فعالیت فیدبکی عضلات در دو وضعیت با و بدون کفی (برحسب MVC٪)

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در تکلیف پرش-فرود تک‌پا میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات تیبیالیس قدامی و پرونئوس لانگوس در حالت با کفی به‌طور معناداری بیشتر از حالت بدون کفی است (P<۰/۰۵). در مورد فعالیت فیدبکی نیز مشاهده شد که فعالیت هر چهار عضلهٔ تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس در حالت با کفی به‌طور معناداری بیشتر از بدون کفی است (P<۰/۰۵). اطلاعات آوران ارسالی به سیستم عصبی مرکزی علاوه‌بر کنترل فیدبکی فعال‌سازی عضلات در کنترل فعال‌سازی فیدفورواردی عضلات نیز نقش دارند. چراکه سیستم عصبی مرکزی از اطلاعات آوران برای تنظیم سفتی عضلانی و ارائهٔ مدل‌های از پیش برنامه‌ریزی‌شده برای کنترل فعال‌سازی فیدفورواردی عضلات استفاده می‌کند (۲۱). با توجه به اینکه دستیابی به پوسچر بدنی مطلوب نیازمند ثبات مفاصل بدن فرد و بالانس مناسب بافت نرم اطراف مفاصل است، ثبات مفاصل مجموعهٔ پا و مچ پا جهت اصلاح ناهنجاری کف پای صاف و جلوگیری اختلالات سیستم حسی-حرکتی ناشی از آن امری ضروری است (۲۳، ۱۹). براساس شواهد موجود عضلهٔ تیبیالیس قدامی قادر

است ترکیبی از اعمال دورسی فلکشن و اینورژن را تولید کند. دخالت این عضله در اینورژن فعال بیان‌کنندهٔ توانایی آن در فراهم کردن و حمایت دینامیک از قوس طولی داخلی پاست (۱۸). ازاین‌رو افزایش میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلهٔ تیبیالیس قدامی را که در ورزشکاران دارای کف پای صاف حین استفاده از کفی طبی مشاهده شد، می‌توان به ضرورت کنترل گشتاور اورتوری در مجموعهٔ مچ پا، حمایت دینامیک از قوس طولی داخلی پا و به‌ویژه کنترل گشتاور پلنتار فلکسوری لحظهٔ تماس پا با زمین در این افراد نسبت داد (۳۱). عضلهٔ پرونئوس لانگوس مهم‌ترین اورتور مجموعهٔ پا-مچ پاست (۱۸). همچنین به‌نظر می‌رسد نقش ثانویه‌ای در عمل پلنتار فلکشن مچ پا داشته باشد و به‌وسیلهٔ پلنتار فلکشن مفصل اولین استخوان کف‌پایی و میخی نقش مهمی در پایداری جلوی پا ایفا می‌کند (۱۸). ضعف این عضله با ضعف در عمل اورژن پا همراه است، بنابراین عضلات اینورتور پا به‌ویژه درشت‌نئی خلفی پا را به سمت عمل اینورژن یا اینورژن به‌همراه پلنتار فلکشن، سوق می‌دهند (۱۸). افزایش میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی پرونئوس لانگوس که در ورزشکاران دارای کف پای صاف حین استفاده از کفی طبی مشاهده شد، با توجه به ضرورت کنترل گشتاور اینورتوری در مجموعهٔ مچ پا توجیه‌پذیر است. نقش ثبات‌دهندگی این عضله به‌وسیلهٔ جلوگیری از اینورژن ناگهانی و شدید در مجموعهٔ پا-مچ پا به‌ویژه در لحظهٔ تماس پا با زمین حین فرود بسیار چشمگیر است (۳۱). به نظر محققان افزایش سفتی عضلانی که محصول پاسخ حرکتی وابران در حرکات عملکردی مانند پرش و فرود است، ثبات مفصلی بالایی فراهم کرده و مفصل را از صدمه‌دیدگی نجات می‌دهد (۲۱). بهبود فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی حاصل‌شده در پی به‌کارگیری کفی طبی به تنظیم سفتی و ثبات داینامیک مفصل کمک می‌کند و خطر بروز آسیب و اختلالات زنجیرهٔ حرکتی را کاهش می‌دهد (۹). بنابراین استفاده از کفی طبی فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات تیبیالیس قدامی و پرونئوس لانگوس را بهبود می‌بخشد و از طریق کنترل نوروموسکولار، سفتی عضلانی لازم برای این عضلات و ثبات داینامیک مفصل را در صفحهٔ فرونتال ایجاد می‌کند. با توجه به یافته‌های تحقیق روم و بروان[1] (۲۰۰۴) در خصوص تأثیر استفاده از کفی طبی روی تعادل افراد دارای کف پای صاف می‌توان گفت که کفی طبی با بهبود کنترل نوروموسکولار در مچ پا بر کاهش انحراف داخلی- خارجی[2] مؤثر است (۲۲).

1. K Rome and CL Brown
2. Medial-Lateral Sway

مورلی[1] و همکاران (۲۰۰۶)، به بررسی سه طرح مختلف از اورتزها روی افراد دارای صافی کف پا پرداختند که افزایش معنادار در حداکثر دامنهٔ الکترومیوگرافی عضلهٔ تیبیالیس قدامی در شرایط کفش همراه با اورتزهای ۰، ۱۵ و ۳۰ درجه نسبت به حالت پابرهنه مشاهده کردند. برای عضلهٔ پرونئوس لانگوس تنها در شرایطی که آزمودنی‌ها هم کفش و هم اورتز ۱۵ درجه اینورت به پا داشتند، افزایش معنادار مشاهده شد (۱۵). همچنین مورلی و همکاران (۲۰۰۸)، طی مطالعه‌ای مروری نتیجه‌گیری کردند که استفاده از کفی طبی در فعالیت‌های بدنی مختلف مانند راه رفتن و دویدن سبب افزایش میزان فعالیت عضلات تیبیالیس قدامی و پرونئوس لانگوس می‌شود (۲۰، ۱۶). در حین اجرای تکلیف پرش-فرود در لحظهٔ تماس پا با زمین یک دورسی فلکشن سریع و در ادامه پلنتارفلکشن تدریجی در مچ پا تا رسیدن به وضعیت ایستاده رخ می‌دهد (۲۷). فعالیت فیدبکی عضلات مچ پا، به‌خصوص عضلات پلنتار فلکسور مچ پا در تولید گشتاور اکستنسوری در مچ پا به‌منظور کنترل حرکت بدن به سمت پایین حین فرود و جذب نیروی عکس‌العمل زمین ضروری است (۳۲، ۳۱). عضلهٔ گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس علاوه‌بر نقش اصلی خود در پلنتار فلکشن مچ پا، به‌دلیل بازوی اینورتوری تاندون آشیل در عمل اینورژن نیز نقش ایفا می‌کنند (۱۸). افزایش میزان فعالیت فیدبکی عضلات گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس که در نمونه‌های تحقیق حاضر حین استفاده از کفی طبی مشاهده شد، به‌منظور ایجاد سفتی عضلانی و ثبات داینامیک مفاصل در صفحهٔ ساجیتال روی می‌دهد (۳۱). نکتهٔ شایان توجه دیگر در این تحقیق این بود که اگرچه در میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس در نمونه‌های تحقیق بین دو وضعیت با کفی طبی و بدون کفی طبی اختلاف معناداری وجود نداشت، نتایج نشان‌دهندهٔ افزایش میزان فعالیت فیدفورواردی این دو عضله در نمونه‌های تحقیق حین استفاده از کفی طبی بود. از آنجا که گشتاور اکستنسوری ناشی از فعالیت عضلات پلنتارفلکسور پیش از تماس پا با زمین به‌منظور کاهش شتاب کل بدن به سمت پایین در لحظهٔ فرود، پیشگیری از سقوط ناگهانی و محافظت از مچ پا هنگام فرود حائز اهمیت است (۳۳-۳۱). شاید دلیل معنادار نشدن افزایش میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس استفادهٔ کوتاه‌مدت از کفی طبی و کمبود تعداد آزمودنی‌های تحقیق بوده است. با توجه به اینکه در میزان فعالیت فیدبکی هر چهار عضله در وضعیت با کفی طبی نسبت به وضعیت بدون کفی طبی در حین تکلیف پرش-فرود تک‌پا افزایش معناداری صورت گرفت، هم انقباضی رفلکسی این زوج عضلات آنتاگونیست در حفظ ثبات

1. GS Murley

مفاصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصلی در صفحات آناتومیکال (ساجیتال، فرونتال و عرضی) و به حداقل رساندن فشارهای ناشی از فرود ورزشکاران دارای ناهنجاری کف پای صاف مؤثر خواهد بود (۳۱، ۲۶).

نتیجه‌گیری

در مجموع نتایج تحقیق حاضر نشان داد که کفی طبی با تغییر در عملکرد عصبی- عضلانی عضلات تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس داخلی و سولئوس می‌تواند خطر بروز آسیب و اختلالات زنجیرهٔ حرکتی را کاهش دهد. ازاین‌رو می‌توان به‌منظور پیشگیری و کاهش ریسک آسیب در رشته‌های ورزشی مرتبط با مانورهای پرش و فرود به‌کارگیری کفی طبی را پیشنهاد کرد. از طرفی نتایج این تحقیق می‌تواند راهگشای دیگر محققان برای انجام تحقیقات گسترده‌تر در خصوص اثربخشی کفی طبی بر روی پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی ورزشکاران رشته‌هایی همچون والیبال، هندبال و بسکتبال حین تمرین و مسابقات باشد.

منابع و مآخذ

1. Banwell H, S Mackintosh, D Thewlis. "Foot orthoses for adults with flexible pes planus". Journal of Foot and Ankle Research. 2014.
2 Caulfield B, M Garrett. "Changes in ground reaction force during jump landing in Subjects with functional instability of the ankle joint". Clinical biomechanics. 2004; 19: 617-21.
3. Caulfield BM, T Crammond, A O'Sullivan, S Reynolds, T Ward. "Altered ankle-muscle activation during jump landing in participants with functional instability of the ankle joint". Journal of Sport Rehabilitation. 2004; 13(3): 189 – 200.
4. Chen YC, SZ Lou, CY Huang, FC Su. "Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients". Clinical Biomechanics. 2010; 25: 265-70.
5. Clark MA, SC Lucett, BG Sutton. "NASM's essentials of corrective exercise training ". 1st ed ed. United States: Burlington, MA : Jones & Bartlett Learning; 2011. 438 p.
6. Cote KP, ME Brunet, BM Gansneder, SJ Shultz. "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability". Journal of Athletic Training. 2005; 40(1): 41-6.
7. Duval K, T Lam, D Sanderson. "The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back". Gait & posture. 2010; 32(4): 637-40.

8. EILS E, R SCHROTER, M SCHRODER, J GERSS, D ROSENBAUM. "Multistation Proprioceptive Exercise Program Prevents Ankle Injuries in Basketball". MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE. 2010; 42(11): 2098-105.
9. Grillner S. "The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors". Acta Physiologica Scandinavica 1972; 86(1): 92-108.
10. Hermens HJ, B Freriks, C Disselhorst-Klug, G Rau. "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures". Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000; 10: 361-74.
11. Hsu JD, JW Michael, JR Fisk. "AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices". Fourth Edition ed2008.
12. Konrad P. "The ABC of EMG, A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography". USA: Noraxon INC; 2006.
13. Mandelbaum BR, HJ Silvers, DS Watanabe, JF Knarr, SD Thomas, LY Griffin, et al. "Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes: 2-year follow-up". Am J Sports Med.2005;33(7):1003-10.
14. McPoil TG, GC Hunt. "Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions". Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy. 1995; 21: 381-8.
15. Murley GS, AR Bird. "The effect of three levels of orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait". Clinical Biomechanics. 2006; 21: 1074-80.
16. Murley GS, HB Menz, KB Landorf, AR Bird. "Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activityduring walking and running". Gait & Posture. 2008; 29: 172-87.
17. Murley GS, KB Landorf, HB Menz. "Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet ."Clinical Biomechanics. 2010; 25: 728-36.
18. Oatis CA. "Kinesiology, The Mechanics & Pathomechanics of Human Movement". 2nd, editor. Phyladelphia: Pennsylvania2009.
19. Page P, C Frank, R Lardner. "Assessment and Treatment of Muscle Imbalance The Janda Approach". USA: Human Kinetics; 2010
20. Pinto RZ, TR Souza, RG Trede, RN Kirkwood, EM Figueiredo, ST Fonseca. "Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position". Manual therapy. 2008; 13:(6): 513-9.
21. Riemann BL, SM Lephart. "The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability..". Journal of Athletic Training. 2002; 37 (1): 80.

22. Rome K, CL Brown. "Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet". Clinical Rehabillitation. 2004; 18(6): 624-30.
23. Sahrmann S. "Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes". USA: Mosby; 2002.
24. Sahrmann S, Associates. "Movement System Impairment Syndromes of the Extremities, Cervical and Thoracic Spines". USA: Mosby; 2011.
25. Sambit M, KK Kukkar, AS Aruin. "Support surface related changes in feedforward and feedback control of standing posture". Journal of Electromyography and Kinesiology. 2014; 24: 144-52.
26. Santello M. "Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls". Gait & posture. 2005; 21(1): 85-94.
27. Santello M, McDonagh MJN. "The control of timing and amplitude of emg activity in landing movements in humans". Experimental Physiology. 1998; 83: 857-74.
28. Scott G, HB Menz, L Newcombe. "Age-related differences in foot structure and function". Gait and Posture. 2007; 26: 68-75.
29. Silvers HJ, B Mandelbaum. "ACL injury prevention in athlete ."Journal of Sport Orthotrauma. 2011; 27: 18-26.
30. Staheli LT, DE Chew, M Corbett. "The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults". J Bone Joint Surg Am. 1987; 69: 426-8.
31. Suda EY, CF Amorim, I de Camargo Neves Sacco. "Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking". Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009; 19(2): e84-e93.
32. Wikstrom EA, MD Tillman, SM Schenker, PA Borsa."Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control". Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports 2007; 18(1): 55-61.
33. Yoo K Tae. "Comparative Analysis of Maximum Vertical Reaction Force and Lower Limbs on Drop Landing between Normal and Flat Foot Group". Journal of International Academy of Physical Therapy Research. 2011; 2(1): 222-8.
34. Zifchock RA, I Davis. "A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high- and low-arched individuals during walking". Clinical Biomechanics. 2008; 23: 1287-93.

پرتال جامع علوم انسانی

The Effect of Foot Orthosis on Electromyography Activity of Ankle Muscles in Athletes with Flat Foot during Single Leg Jump-Landing

Mohammad Reza Badihiyan[*1] - Hooman Minoonejad[2] - Foad Seidi[3]

1. MSc, Department of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran 2,3.Associate Professor, Department of Corrective Exercises and Sport Injury, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran

(Received: 29/11/2015;Accepted: 07/06/2016)

Abstract

Flat foot transfers a chain effect to the joints and upper segments and disrupts kinetic chain. The aim of this study was to investigate the effect of foot orthoses on EMG activity of muscles around the ankle joint in athletes with flat foot during single-leg jump-landing task. 15 athletes with flat foot deformity aged between 18 and 23 were selected purposively as the sample. EMG activity of four muscles (tibialis anterior, peroneus longus, medial gastrocnemius and soleus) during single leg jump-landing was registered in two situations: with and without foot orthoses. The results showed significant differences in the feedforward activity of the tibialis anterior muscle (P=0.002) and peroneus longus (P=0.045) and in the feedback activity of the tibialis anterior muscle (P=0.049), peroneus longus (P=0.042), medial gastrocnemius (P=0.015) and soleus (P=0.005) between two situations (with and without the foot orthoses). Changing neuromuscular function of tibialis anterior, peroneus longus, medial gastrocnemius and soleus muscles, foot orthoses can reduce the risk of injuries and disorders of the kinetic chain.

Keywords

ankle muscles, electromyography activity, flat foot, foot orthosis, single leg jump-landing.

[*] Corresponding Author: Email: mbadihiyan@gmail.com; Tel: +989132312509