نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۵، شماره ۱۰، پاییز و زمستان ۱۳۹۶
۹- ۱۸
WWW.RSR.BASU.AC.IR

تأثیر تیپ بر فعالیت عضلات پلانتارفلکسور مچ پا در فرود با وضعیت‌های قرارگیری مختلف پا روی زمین در دو شرایط با و بدون خستگی

علی یلفانی[1*]، زهرا رئیسی[2]

۱. دانشیار، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی ، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا
۲. دکتری آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی ، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی‌سینا

دریافت ۳ بهمن ۱۳۹۵؛ پذیرش ۱۳ آبان ۱۳۹۶

واژگان کلیدی

کینزیوتیپ

الکترومیوگرافی

پلنتارفلکسور

فرود

خستگی

چکیده

زمینه و هدف: پرآسیب‌ترین مفصل بدن با اختصاص ۳۵-۱۰ درصد از مجموع آسیب‌های وارده حین فعالیت‌های ورزشی مفصل مچ پا می‌باشد. هدف از پژوهش حاضر تأثیر تیپ بر میزان فعالیت عضلات پلنتارفلکسور مچپا هنگام فرود با وضعیت‌های مختلف قرارگیری پا بر روی زمین با و بدون خستگی بود.

روش بررسی: ۱۴ زن ورزشکار با میانگین سن ۱/۸۶±۲۳/۴۲ سال، وزن ۴/۶۵±۵۳/۷۷ کیلوگرم و قد ۴/۱۳±۱۶۴/۳۲ سانتی‌متر در مطالعه حاضر شرکت و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دوقلوی داخلی و نازکنی بلند حین انجام تست فرود با وضعیت‌های قرارگیری مختلف پا بر روی زمین (قرار دادن پنج مدل توکفشی با شیب‌های مختلف در کفش) در شرایط تیپینگ مچپا قبل و بعد از خستگی ثبت شد. آزمون آماری تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر جهت آنالیز نتایج به‌کار برده شد ($P\leq ۰/۰۵$).

یافته‌ها: با توجه به نتایج، اثر زمان بر میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی و نازکنی بلند معنی‌دار بود و پس از بروز خستگی میزان فعالیت عضلات کاهش یافت ($P=۰/۰۰۰$). نتایج بین وضعیت‌های مختلف فرود بر فعالیت عضلات مورد بررسی هنگام به‌کار بردن تیپ در مچپا تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($P=۰/۹$).

نتیجه‌گیری: باتوجه به نتایج به‌دست آمده کینزیوتیپ می‌تواند با برخورداری از مزایای نسبت داده شده به خود در زمان خستگی در حفظ سطح فعالیت عضله به میزان قبل از خستگی مؤثر باشد، لیکن به‌نظر نمی‌رسد استفاده از تیپینگ با هدف تغییر در میزان فعالیت عضلات جهت پیشگیری از بروز آسیب اسپرین مچپا هنگام قرارگیری نادرست پا بر روی زمین در حین فرود مؤثر واقع شود.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۳۸۳۸۱۴۲۲- ۰۸۱
پست الکترونیکی: Ali_Yalfani@yahoo.com
شناسه دیجیتال (DOI) : 10.22084/rsr.2018.15975.1367

مقدمه

پرآسیب‌ترین مفصل بدن با اختصاص ۳۵-۱۰ درصد از مجموع آسیب‌های وارده حین فعالیت‌های ورزشی مفصل مچ پا می‌باشد (فونگ[1] و همکاران، ۲۰۰۷). از بین آسیب‌های مچ پا، آسیب اسپرین مچ پا با ۸۶ درصد بروز، شایع‌ترین آسیب اسکلتی عضلانی است که در حین ورزش اتفاق می‌افتد (کردووا و اینگرسُل[2]، ۲۰۰۳، عاشوری و همکاران[3]، ۲۰۱۶). گزارش گردیده است یک چهارم از تمام افراد مبتلا به اسپرین مچ پا برای بیش از هفت روز پس از وقوع آسیب قادر به حضور در مدرسه یا محل کار نمی‌باشند (دُهرتی و همکاران[4]، ۲۰۱۴). در ایران نیز میزان بروز آسیب مچ پا در زنان و مردان ورزشکار شرکت کننده در مسابقات ورزشی تنها دو رشته‌ی بسکتبال و فوتبال ۱۶۵۸۷ مورد در سال گزارش شده است (امانی و همکاران[5]، ۲۰۱۴). فعالیت‌های ورزشی و حرکات غالب در رشته‌های ورزشی نیز از جمله عوامل زمینه‌ساز بروز آسیب‌های مختلف می‌باشند. مانورهای پرش- فرود همراه با کاهش سرعت، توقف و حرکت‌ها در طیف گسترده‌ای از ورزش‌ها رخ می‌دهد و با توجه به نیروی عکس‌العمل بالایی که در حین حرکت فرود از طرف زمین به بدن وارد می‌شود (والاس و همکاران[6]، ۲۰۱۰) درصد بالایی از آسیب‌های مربوط به مچ پا و اندام تحتانی هنگام اجرای تکنیک فرود یا لندینگ به‌وقوع می‌پیوندد (یی و همکاران[7]، ۲۰۰۳؛ یلفانی و رئیسی[8]، ۲۰۱۷؛ یلفانی و گندمی[9]، ۲۰۱۶). باتوجه به اینکه افزایش تعداد شرکت‌کنندگان در فعالیت‌های ورزشی رابطه‌ی مستقیمی با افزایش خطر بروز آسیب دارد (شاون و همکاران[10]، ۲۰۱۶)، ارائه‌ی راهکارهای پیشگیری کننده‌ی گوناگون توسط متخصصین جهت کاهش میزان آسیب‌ها به یکی از اولویت‌های ضروری تبدیل گشته است. راهکارهای متفاوتی جهت پیشگیری از آسیب در مطالعات مختلف مورد بررسی قرار گرفته‌اند (ورهاگن و همکاران[11]، ۲۰۰۰ و باهر و همکاران[12]، ۲۰۰۵؛ یلفانی و همکاران، ۲۰۱۵[۱]). یکی از تجهیزات محافظتی که با هدف پیشگیری از بروز آسیب استفاده می‌شود کینزیوتیپ است. مزایای ارائه شده برای کینزیوتیپ شامل: تسهیل بازسازی تراز مفصل و عضله از طریق تقویت عضلات ضعیف، بهبود گردش خون و لنف از طریق افزایش فضای بینابینی بین پوست و بافت همبند زیرین (اجازه‌ی افزایش گردش هردو مایع وریدی و لنفاوی)، کاهش درد از طریق مهار گیرنده‌های درد، تسکین تنش عضلانی غیرطبیعی، کمک به بازگشت عملکرد فاسیا و عضله و افزایش حس عمقی از طریق تحریک مکانورسپتورها می‌باشد (یی و همکاران، ۲۰۰۳؛ ویلیامز و همکاران[13]، ۲۰۱۲؛ هوانگ و همکاران[14]، ۲۰۱۱؛ مکی و همکاران[15]، ۲۰۰۱). با وجود افزایش استفاده از کینزیوتیپ در کلینیک‌های تمرینی، در خصوص اثرگذاری واقعی آن عدم قطعیت وجود دارد (یی و همکاران، ۲۰۰۳). برای مثال مکی و همکاران (۲۰۰۱) در مطالعه‌ای تأثیر تیپینگ مچ‌پا بر پیشگیری از آسیب مچ‌پای بسکتبالیست‌ها را مورد بررسی قرار دادند و گزارش کردند استفاده از تیپ جهت حمایت مفصل، ریسک بروز آسیب مجدد اسپرین مچ پا را در ورزشکاران با سابقه‌ی آسیب قبلی کاهش می‌دهد (مکی و همکاران، ۲۰۰۱). هوانگ و همکاران (۲۰۱۱) نیز تأثیرکینزیوتیپ بر فعالیت عضله و عملکرد پرش عمودی در افراد سالم غیرفعال را بررسی کردند. نتایج به‌دست آمده نشان‌داد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین هنگامی‌که از نوار کینزیوتیپ استفاده شد، حتی زمانی‌که ارتفاع پرش ثابت ماند، افزایش پیدا کرد. اگرچه فعالیت الکترومیوگرافی عضله‌ی دوقلوی داخلی در گروه کینزیوتیپ تمایل به افزایش داشت، محققان تفاوتی در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات دوقلوی داخلی، درشت نی قدامی و سولئوس در هر دو گروه مشاهده نکردند (هوانگ و همکاران، ۲۰۱۱).

با توجه به اهمیت مفصل مچ پا در هر حرکت در زنجیره‌ی حرکتی بسته هرگونه محدودیت در حرکات مچ پا منجر به کاهش سازگاری و فرود بر سطح ناهموار شده و در نتیجه ریسک آسیب اسپرین مچ پا را افزایش می‌دهد (ایرت و همکاران[16]، ۲۰۱۳). خستگی نیز یکی از عوامل خطرساز

1. Fong et al.
2. Cordova & Ingersoll
3. Ashoury et al.
4. Doherty et al.
5. Amani et al.
6. Wallacae et al.
7. Yi et al.
8. Yalfani&Raeisi
9. Yalfani&Gandomi
10. Shawen et al.
11. Verhagen et al.
12. Bahr et al.
13. Williams et al.
14. Huang et al.
15. Mckay et al.
16. Aert et al.

بروز آسیب در حین فعالیت‌های ورزشی است که اغلب به‌عنوان احساس کلی از کوفتگی همراه با کاهش در عملکرد عضلانی توصیف می‌شود (دیویس و همکاران[1]، ۲۰۰۰). در نتیجه‌ی خستگی کنترل پاسچر به ناچار تحت تأثیر قرار می‌گیرد (پیلارد[2]، ۲۰۱۲). مطابق با نتایج مطالعه‌ی ترپ[3] (۲۰۰۲) بیش از ۴۰ درصد از آسیب‌های مچپا در زمان نزدیک به پایان فعالیت و به‌عبارتی هنگامی‌که ورزشکار خسته است، رخ می‌دهد (ترپ، ۲۰۰۲). هرگونه اختلال در پیام‌های حسی عمقی ارسالی به سیستم عصبی مرکزی، به‌واسطه‌ی دلایل مختلف از جمله حرکات ناگهانی یا تغییر در وضعیت مفاصل می‌تواند منجر به پاسخ‌های عصبی عضلانی غیرطبیعی گردیده و از این طریق منجر به بی‌ثباتی مفصل و در نهایت بروز آسیب مفصلی گردد (پیلارد، ۲۰۱۲). با توجه به میزان شیوع بالای آسیب‌های اسپرین مچپا در حرکت فرود و تأثیر فاکتورهای خستگی و چگونگی قرارگیری پا بر روی زمین حین فرود، مطالعه‌ی حاضر با هدف تأثیر تیپ بر میزان فعالیت عضلات پلنتارفلکسور مچپا هنگام فرود با وضعیت‌های مختلف قرارگیری پا بر روی زمین با و بدون خستگی انجام شد، نتایج به‌دست آمده می‌تواند به ما در خصوص تأثیر استفاده از تیپ بر فعالیت عضلات در شرایط مختلف قرارگیری مچپا بر روی زمین که خود می‌تواند در کنار وقوع خستگی زمینه‌ساز بروز آسیب در مچپا باشد، اطلاعات مفیدی بدهد.

مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها

در این مطالعه‌ی نیمه‌تجربی، تعداد ۱۴ زن ورزشکار دانشجوی رشته‌ی تربیت بدنی و علوم ورزشیِ شهر همدان به‌صورت داوطلبانه شرکت کردند. برای ورود به مطالعه آزمودنی‌ها هیچ‌گونه سابقه‌ی قبلی بیماری‌های عصبی یا عصبی عضلانی، دفورمیتی‌های اسکلتی، آسیب‌های اندام تحتانی (مانند شکستگی و اسپرین قبلی در مچ‌پا) و آسیب‌های لگن یا ستون‌فقرات نداشتند. شرکت‌کنندگان با اختلاف بیشتر از ۵ میلی‌متر در طول پاها، سوپینیشن و پرونیشین بیش از حد (افت ناوی در یک یا هر دوپا بر اساس آزمون افت ناویکولار برای پرونیشین>۱۰ و برای سوپینیشن <۴ میلی‌متر) و تیلت جانبی لگن >°۲/۵ و یا چرخش لگن در صفحه عرضی از مطالعه حذف می‌شدند (توسیس و همکاران[4]، ۲۰۱۳؛ یلفانی و رئیسی، ۲۰۱۷؛ یلفانی و همکاران، ۲۰۱۵[۲]). تست‌ها در آزمایشگاه توانبخشی ورزشی واقع در دانشگاه بوعلی سینا انجام شد. روش انجام تست‌ها، هدف و کلیه‌ی جزئیات در ابتدا برای آزمودنی‌ها به‌صورت کامل تشریح و در صورت تمایل به شرکت در مطالعه، فرم رضایت نامه‌ی شرکت در تحقیق توسط آنها قبل از شروع تست‌ها امضا شد.

پروسه‌ی آزمایشگاهی

ارزیابی‌های اولیه شامل ثبت مشخصات دموگرافیکی آزمودنی‌ها و همچنین اندازه‌گیری تقارن لگن، افت ناوی و طول پاها بود.

پنج نمونه توکفشی (به ترتیب بدون ویج، ۱۰ درجه ویج مدیال و لترال و ۵ درجه ویج مدیال و لترال) از جنس اتیل وینیل استات[5] و نوع نیمه‌سخت در مطالعه‌ی حاضر به‌کار برده شد. همچنین از کفش یکسان Nike AirMax در تمام مدت آزمون برای کلیه‌ی آزمودنی‌ها استفاده شد. از دستگاه بیومانیتور سطحی هشت کاناله ساخت شرکت Mega کشور فنلاند جهت ثبت فعالیت الکترومیوگرافی عضلات منتخب (دوقلوی داخلی و نازک‌نی بلند) پای برتر آزمودنی‌ها در این مطالعه استفاده شد. پس از آماده‌سازی پوست برای نصب الکترودهای خودچسب سطحی، الکترودها مطابق پروتکل سنیام بر روی عضلات نازک‌نی بلند و دوقلوی داخلی نصب شدند. قبل از شروع تست‌ها حداکثر فعالیت ارادی عضلات مورد بررسی دو بار و هر بار به مدت پنج ثانیه ثبت شد. از سوئیچ کف‌پایی مارک بیومتریکس ساخت کشور انگلیس که حس‌گر الکترونیک حساسی است و به دستگاه بیومانیتور افزوده می‌شود، جهت مشخص شدن لحظه‌ی برخورد پا با زمین حین حرکت فرود استفاده شد. جهت اعمال تیپینگ نیز از کینزیوتیپ ساخت کشور کره و روش تیپینگ سبدبافی[6] استفاده شد (وایمر و نایت[7]، ۲۰۱۲). پیش‌آزمون شامل تست فرود با کفی‌های مختلف در شرایط تیپینگ مچپا از پله‌ای به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر و با کفش استاندارد و یکسان بود. پس از اتمام پیش‌آزمون پروتکل خستگی اجرا و

1. Davis et al.
2. Paillard et al.
3. Tropp
4. Ntousis et al.
5. EVA
6. Basketweave
7. Weimar & Knight

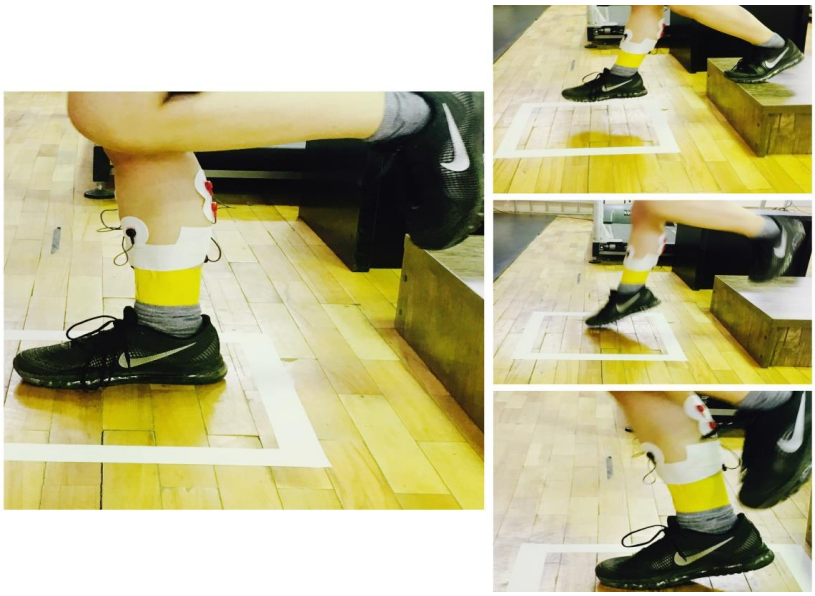
بلافاصله بعد از اتمام پروتکل خستگی پس‌آزمون انجام گردید.

پس از ورود آزمودنی‌ها به آزمایشگاه، توضیحات مربوط به مراحل انجام تست‌ها توسط محقق داده شد. سپس آزمودنی‌ها برای انجام تست‌های پیش‌آزمون حاضر شدند. ابتدا عمل گرم‌کردن به مدت سه دقیقه انجام شد و آزمودنی‌ها ۳ بار نیز نحوه‌ی انجام صحیح حرکت فرود را به‌صورت تمرینی اجرا کردند. حرکت فرود صحیح از پله‌ای به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر و در محلی که از قبل توسط آزمونگر مشخص شده بود با هرکدام از کفی‌ها ۳ مرتبه (در شرایط با و بدون تیپینگ مچ‌پا) انجام شد. در توضیح نحوه‌ی اجرای حرکت فرود از آزمودنی‌ها خواسته شد پای غیر برتر خود را بر روی پله قرار دهند و در حالی‌که وزن بدن خود را بر روی این پا قرار داده بود، بدون جهش بر روی پای برتر خود حرکت فرود تک پا را انجام دهد و حداقل تا یک ثانیه پس از فرود تعادل خود را حفظ کند (تصویر ۱).

پروتکل خستگی

از پروتکل خستگی بروس جهت اعمال خستگی و از مقیاس درک شدت فعالیت بدنی بورگ (تا رسیدن به نمره‌ی ۱۷) و ضربان سنج پلار (۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب) برای کنترل ضربان قلب و تعیین زمان رسیدن به خستگی استفاده شد، سپس آزمودنی‌ها دو دقیقه با سرعت انتخابی خود مرحله‌ی سرد کردن را انجام دادند (کَنا و همکاران[1]، ۲۰۰۸).

پس از اتمام پیش‌آزمون پروتکل خستگی اعمال و بلافاصله پس از آن مجدداً کلیه‌ی تست‌ها تکرار شد (پس‌آزمون).



تصویر ۱: تست فرود در حالی‌که مچ‌پا تیپ شده است

تجزیه و تحلیل آماری

تجزیه و تحلیل داده‌های الکترومیوگرافی با استفاده از نرم‌افزار مگاوین و متلب انجام شد. برای حذف اثرات آرتیفکت حرکت الکترودها و دیگر سیگنال‌های ناخواسته از یک فیلتر میان‌گذر ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد. سپس ریشه میانگین مربع (RMS) داده‌های مربوط به فعالیت عضلات مورد نظر در فازهای ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از فرود جهت نرمال‌سازی بر ریشه میانگین مربع (RMS) حداکثر انقباض ارادی عضلات آنها تقسیم گردید. داده‌ی نهایی از میانگین میزان فعالیت عضلات در سه بار تکرار حرکت فرود، قبل و بعد از خستگی، که به‌صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی به‌دست آمده بود ثبت شد (فیسِن و همکاران[2]، ۲۰۱۵).

در نهایت پس از جمع‌آوری اطلاعات، به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ به‌کار برده شد. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک و جهت آزمون فرضیه‌ها و بررسی اثر زمان (پیش‌آزمون در

1. Khanna et al.
2. Fayson et al.

مقابل پس‌آزمون) و وضعیت‌های فرود (فرود در ۵ وضعیت مختلف) بر فعالیت عضلات مورد بررسی از آزمون آماری تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر استفاده گردید. همچنین آزمون فرضیات در سطح معنی‌داری ۹۵ درصد با آلفای کوچکتر، مساوی ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها

در جدول ۱ مشخصات دموگرافیکی آزمودنی‌های مطالعه آورده شده است.

جدول ۱: میانگین± انحراف معیار مشخصات دموگرافیکی آزمودنی‌ها (N=۱۴)

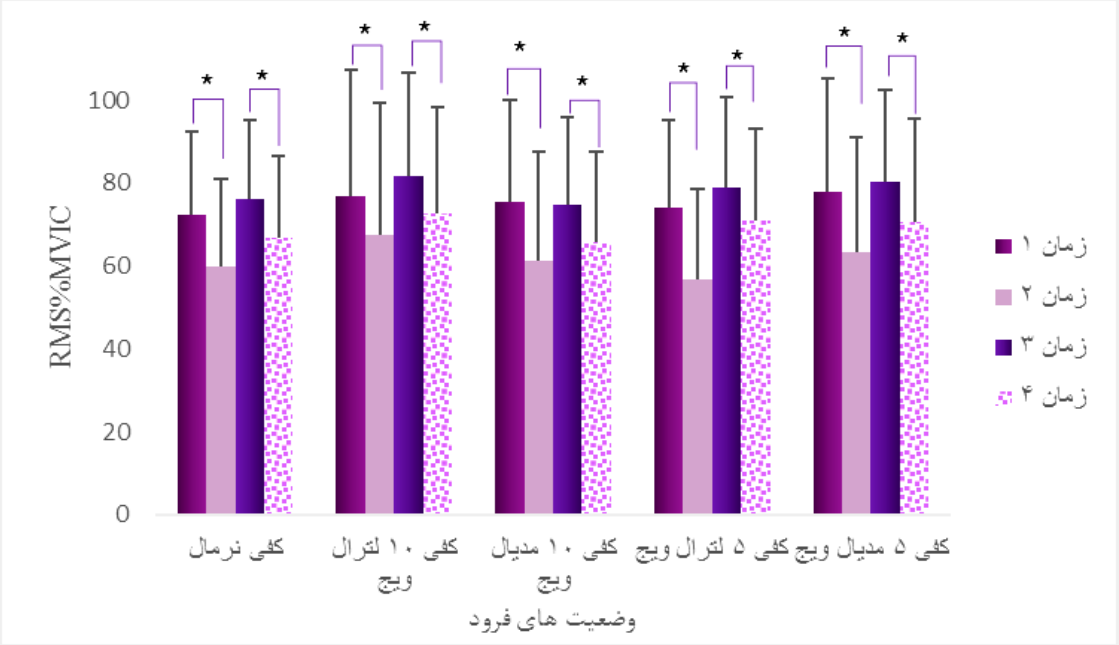
تعداد	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده‌ی بدنی (کیلوگرم/ سانتی‌متر^2)
۱۴	۲۳/۴۲±۱/۸۶	۱۶۴/۳۲±۴/۱۳	۵۳/۷۷±۴/۶۵	۲۰/۵۵±۱/۳۰

از آزمون شاپیرو ویلک جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها استفاده شد، سپس با توجه به نرمال بودن داده‌ها (P>۰/۰۵) از آزمون آماری تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ به منظور تعیین تفاوت بین فاکتورهای مورد بررسی استفاده گردید. ابتدا مفروضه کرویت با آزمون کرویت ماچلی بررسی شد و نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر با برقراری مفروضه کرویت ارائه شده است. در صورت وجود تفاوت معنی‌دار آزمون تعقیبی LSD به‌کار برده شد.

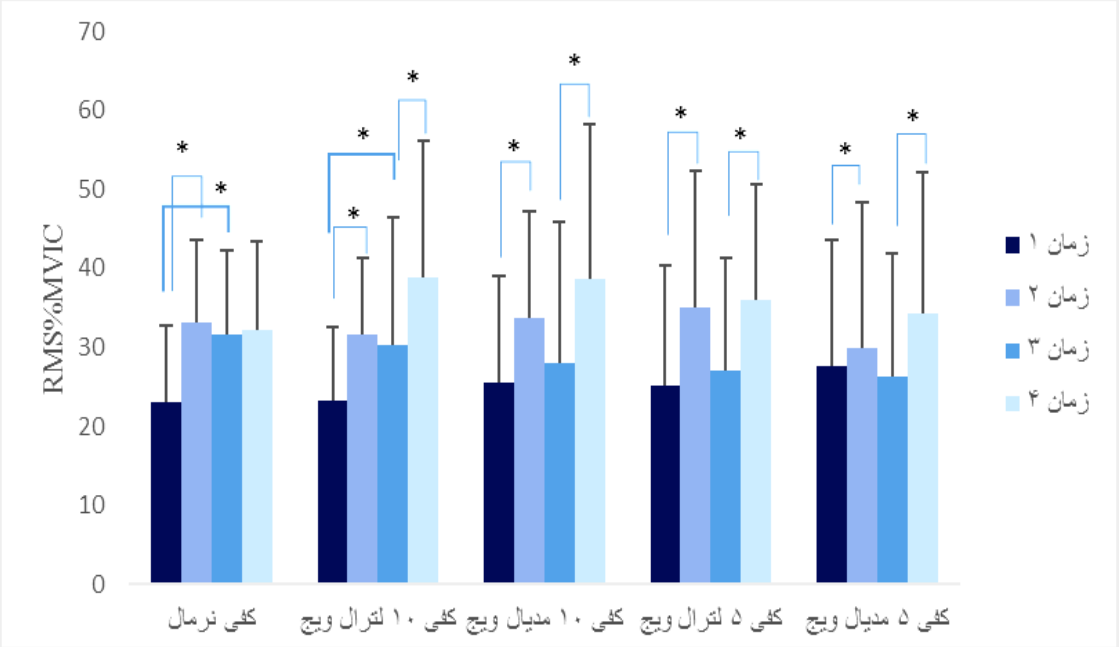
همچنین جهت جلوگیری از تکرار زمان‌ها و طولانی شدن گزارش در ادامه به‌منظور سهولت و درک بهتر، زمان‌ها به اختصار به شرح ذیل آورده شده است: زمان ۱=۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین قبل از خستگی، زمان ۲=۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از تماس پا با زمین قبل از خستگی، زمان ۳=۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین بعد از خستگی و زمان ۴= ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از تماس پا با زمین بعد از خستگی.

در نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل آماریِ میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی، اثر زمان بر میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی در وضعیتی که مچ‌پا تیپ شده بود، معنی‌دار بود (P=۰/۰۰۰ و F=۳۳/۲۷). در مقایسه‌ی جفتی زمان‌ها مشاهده شد بین میزان فعالیت عضله در زمان‌های ۱ با ۲ (P=۰/۰۰۰) ، ۲ با ۴ (P=۰/۰۰۱) و۳ با ۴ (P=۰/۰۰۰) تفاوت معنی‌دار بود (نمودار۱). نتایج آزمون آماری آنالیز واریانس در اندازه‌گیری‌های مکرر بین وضعیت‌های مختلف فرود بر فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی هنگام به‌کار بردن تیپ در مچ پا تفاوت معنی‌داری را نشان نداد (P=۰/۹۴۳ و F=۰/۱۸۹). مطابق با نتایج به‌دست آمده تأثیر تعاملی وضعیت فرود بر میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی در زمان‌های مختلف هنگامی‌که در مچ پا از تیپ استفاده شده بود معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵).

در نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل آماریِ میزان فعالیت عضله‌ی نازک نی بلند، اثر زمان بر میزان فعالیت این عضله در وضعیتی که مچ‌پا تیپ شده بود، معنی‌دار بود (P=۰/۰۰۰ و F=۱۳۷/۰۲). نتایج مقایسه‌ی جفتی زمان‌ها حاکی از تفاوت معنی‌دار بین زمان‌های ۱ با ۲ (P=۰/۰۰۰)، ۱ با ۳ (P=۰/۰۱)، ۲ با ۴ (P=۰/۰۵) و ۳ با ۴ (P=۰/۰۰۰) بود. همچنین نتایج به‌دست آمده از تجزیه و تحلیل اطلاعات نشان داد استفاده از تیپ در مچ‌پا بر میزان فعالیت عضله‌ی نازک‌نی بلند در شرایط فرود مختلف اثر معنی‌داری نداشت (P=۰/۹۹ و F=۰/۰۵).



نمودار ۱ : میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی هنگام تیپینگ مچ پا در کل زمان‌ها



نمودار ۲: میزان فعالیت عضله‌ی نازک نی بلند هنگام تیپینگ مچ پا در کل زمان‌ها

بحث

امروزه مشارکت در ورزش و فعالیت‌های بدنی به دلیل مزایای بی‌شمار خود در سراسر جهان به یکی از اولویت‌ها تبدیل گشته است و روزانه بر شمار افرادی که در فعالیت‌های ورزشی شرکت می‌کنند، افزوده می‌شود. در کنار کلیه‌ی تأثیرات فردی و اجتماعیِ ورزش، خطر وقوع آسیب برای شرکت‌کنندگان نیز وجود دارد، که بسته به نوع و شدت آن می‌تواند عوارض بلندمدت و کوتاه مدت متفاوتی را به‌دنبال خود داشته باشد (اُلدریج و همکاران[1]، ۲۰۰۸؛ فینچ و کاسل[2]، ۲۰۰۶).

مطالعه‌ی حاضر به بررسی نقش تیپینگ مچپا بر میزان فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و نازک‌نی بلند در وضعیت‌های مختلف هنگام فرود و همچنین اثربخشی آن بر فعالیت عضلات بعد از اعمال خستگی پرداخته شد. بررسی

1. Oldridge et al.
2. Finch&Cassell

فعالیت عضلات مچ پا زمانی‌که پای افراد به دنبال فرود در معرض اختلال اینورژن یا اورژن قرار می‌گیرد، بینش بهتری از مکانیزم اسپرین‌های مچ پا و از طرفی چگونگی اثرگذاری تیپ ایجاد می‌کند. بنابراین در مطالعه‌ی حاضر از ۵ مدل کفی با ویج‌های متفاوت برای مقایسه تأثیر تیپ بر میزان فعالیت عضلات مچپا در وضعیت‌های مختلف قرارگیری پا بر روی زمین در حرکت فرود استفاده شد. نتایج به‌دست آمده نشان داد اثر زمان بر میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی معنی‌دار بود، بدین ترتیب که میزان فعالیت این عضله قبل از برخورد پا با زمین نسبت به پس از آن بیشتر و همچنین بین زمان‌های ۲ و ۴ (صد میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین قبل و بعد از خستگی) فعالیت عضله‌ی دوقلو در وضعیت‌های مختلف فرود دارای افزایش بود که این افزایش هنگام فرود با کفی ۵ درجه لترال ویج تفاوت معنی‌داری را نشان داد و مشاهده گردید بعد از خستگی در حالی‌که در مچ پا از تیپ استفاده شده بود فعالیت عضله افزایش یافت. نتایج در خصوص اثر وضعیت‌های فرود بر میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی تفاوت معنی‌داری را نشان نداد. به‌عبارتی استفاده از تیپ تأثیری در میزان فعالیت عضله‌ی دوقلو هنگام فرود با وضعیت‌های مختلف نداشت. همچنین نتایج در خصوص اثربخشی زمان بر میزان فعالیت عضله‌ی نازک‌نی بلند تفاوت معنی‌داری را نشان داد و میزان فعالیت این عضله بعد از تماس پا با زمین افزایش یافت. در هر دو زمان قبل و بعد از تماس پا با زمین با و بدون خستگی نیز تفاوت معنی‌داری در میزان فعالیت عضله‌ی نازک‌نی بلند دیده شد و این عضله در فرود با تیپ پس از اعمال خستگی افزایش فعالیت داشت. علی‌رغم افزایش فعالیت این عضله قبل و بعد از برخورد پا با زمین بعد از خستگی نسبت به زمان بدون خستگی، اثر تعاملی زمان بر وضعیت‌های مختلف از نظر آماری تنها در فرود با کفی نرمال و ۱۰ درجه لترال ویج قبل از تماس پا با زمین (زمان ۱ با ۳) دارای تفاوت معنی‌دار بود. به‌نظر می‌رسد تیپ به تسهیل فعالیت عضله در جلوگیری از اینورژن اضافی در فرود با کفی ۱۰ درجه لترال ویج کمک کرده است.

کینزیوتیپ یک نوار الاستیک باریک است که ادعا می‌شود ۱۲۰-۱۴۰٪ طول اولیه‌ی خود کشیده می‌شود و سپس پیرو بکارگیری به طول اولیه‌ی خود برمی‌گردد، بنابراین پیشنهاد شده است که کینزیوتیپ یک نیروی کششی به پوست اعمال می‌کند (ویلیامز و همکاران[1]، ۲۰۱۲). همچنین پیشنهاد شده است کینزیوتیپ در مقایسه با تیپ‌های معمولی دامنه حرکتی بیشتری را برای مفصل ممکن می‌سازد و می‌تواند برای مدت زمانی طولانی‌تر بدون نیاز به جایگزینی استفاده شود (سئو و همکاران[2]، ۲۰۱۲). این اعتقاد وجود دارد که حس عمقی نقش بسیار مهمی در پیشگیری از آسیب‌های حاد دارد. اعتقاد بر این است که تأثیر کششی و فشاری کینزیوتیپ بر پوست منجر به تحریک مکانورسپتورهای پوستی می‌شود که به نوبه‌ی خود انتقال اطلاعات در مورد موقعیت مفصل و حرکت را افزایش و بنابراین می‌تواند حس عمقی را بالا ببرد (ویلیامز و همکاران، ۲۰۱۲).

افزایش در میزان فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی و نازک‌نی بلند به ترتیب قبل از برخورد پا با زمین و پس از آن به‌نظر بیشتر مربوط به نقش این عضلات و چگونگی اثرگذاری آنها در کنترل حرکت فرود و کنترل پا در برخورد با زمین است. در خصوص فعالیت عضلات مورد بررسی هنگام استفاده از تیپ در زمان خستگی، اگرچه در بعضی وضعیت‌ها تفاوت به لحاظ آماری معنی‌دار نشد لیکن کاهش معنی‌داری نیز در فعالیت عضله مشاهده نگردید. این امر خود می‌تواند حاکی از اثر مثبت تیپ باشد و آن را می‌توان با تأثیرات احتمالیِ نسبت داده شده به تیپ از جمله افزایش جریان خون، تحریک پاسخ‌های عضلانی، فعال‌سازی حس پروپریوسپتیو و افزایش معنی‌دار ظرفیت جهت کنترل و تکمیل کارکرد سیستم عصبی عضلانی به‌وسیله‌ی تیپ مرتبط دانست (سئو و همکاران، ۲۰۱۲).

کنترل پاسچر در حین انجام فعالیت‌ها یک عملکرد پیچیده است که شامل نگهداری مرکز ثقل در محدوده‌ی سطح اتکا می‌باشد. بدن در طول فعالیت‌ها به‌طور مداوم در حال تغییر وضعیت است و هر گونه تغییر در وضعیت بدن کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار می‌دهد (پیلارد[3]، ۲۰۱۲). اطلاعات مربوط به کنترل پاسچر از گیرنده‌های مختلف بینایی، دهلیزی، عضلانی- تاندونی، مفصلی و اطلاعات حسی پوستی دریافت می‌شود. از جمله‌ی برخی از اثرات منسوب به خستگی در مطالعات مختلف می‌توان کاهش فعالیت عضلات، کاهش ورودی‌های آوران و افزایش نوسانات

1. Williams et al.
2. Seo et al.
3. Paillard et al.

پاسچر را نام برد (یاگی و همکاران[1]، ۲۰۰۲؛ وبستر و همکاران[2]، ۲۰۱۶). با توجه به نتایج به‌دست آمده به‌نظر می‌رسد تیپ کاهش در ورودی‌های آوران در نتیجه‌ی خستگی را با تحریک بیشتر ورودی‌های حسی و ارسال اطلاعات حسی بیشتر و کمک به تسهیل انقباض عضله جبران نموده است. استفاده از تیپ کشیده شده بر روی پوست باعث تسهیل عملکرد حرکتی از طریق تحریک آوران پوست می‌شود و به‌طور خاص، بکاربردن کینزیوتیپ کشیده شده بر روی پوست باعث تحریک اعصاب جلدی پوست و جذب موتور نورون‌های آلفا می‌شود، این کار عملکرد عضله را پس از بروز خستگی بهبود می‌بخشد (ویلکرسون و همکاران[3]، ۲۰۰۲). در همین راستا در نتایج مطالعه‌ی تیدن و همکاران[4] (۲۰۱۱) که در آن جهت پیشگیری از آسیب از تیپ در محل تاندون آشیل استفاده شد تحریک پوست در نتیجه‌ی تأثیر تیپینگ توانست اطلاعات حسی اضافه‌ای برای جبران کاهش دقت حس عمقی در نتیجه‌ی خستگی عضلات پلنتار فلکسور فراهم کند و محققان اعلام کردند وسایل حمایتی خارجی موجب بهبود در کنترل پاسچر در سطح مکانیکی و حسی به‌هنگام خستگی عضله می‌گردد (تیدن و همکاران، ۲۰۱۱).

فعالیت عضله‌ی دوقلوی داخلی در همه‌ی حالت‌ها بعد از خستگی هنگام استفاده از تیپ به‌جز فعالیت فید فورواردی (زمان ۳) در فرود با کفی ۱۰ مدیال ویج که در سطح قبل از خستگی باقی ماند، افزایش داشت. فرود در این وضعیت (با ویج ۱۰ درجه مدیال) دارای مکانیزمی مشابه پیچ خوردگی خارجی مچ‌پا می‌باشد و عدم افزایش فعالیت عضله دوقلو هنگام استفاده از تیپ در حالت خستگی این فرضیه را به‌وجود می‌آورد که در قرارگیری نامناسب پا بر روی زمین هنگام فرود در زمان خستگی، به میزانی‌که اینورژن و پلنتار فلکشن بیشتری در مفصل مچ پا اتفاق بیفتد تأثیر تیپ به مراتب کمتر می‌شود و ممکن است یکی از دلایل دست‌یابی به نتایج متفاوت در مطالعات مختلف و همچنین نقش تیپ در پیشگیری از آسیب اسپرین مچ پا این امر باشد، که نیازمند بررسی‌های بیشتر است.

همچنین استدلال می‌شود که کینزیوتیپ نه تنها می‌تواند موجب افزایش کارایی عضله گردد بلکه همچنین عملکرد عضله را عادی می‌کند و تنشن اضافی را کاهش می‌دهد، به افزایش جریان لنفاوی و عروقی، کاهش درد و اصلاح بدراستایی‌های مفصل نیز کمک می‌نماید (ویلکرسون و همکاران، ۲۰۰۲؛ تیدن و همکاران، ۲۰۱۱؛ سئو و همکاران، ۲۰۱۲). نتایج در خصوص فعالیت عضلات مورد بررسی در وضعیت‌های مختلف در فرود تأثیر معنی‌داری هنگام کاربرد تیپینگ نشان نداد. در حالی‌که تکنیک‌های کینزیوتیپ به‌طور مداوم برای بیماران مبتلا به اختلالات سیستم عضلانی اسکلتی به‌ویژه در زمینه آسیب‌های ورزشی اعمال می‌شود، غالب اثرات آن به‌صورت احتمالی فرض شده است و هیچ ادعایی در مورد حمایت از اثرات کینزیوتیپ وجود ندارد. همان‌طور که نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد تیپینگ در تغییر فعالیت عضلات مورد بررسی جهت پیشگیری از آسیب اسپرین هنگام قرارگیری نادرست پا بر روی زمین تأثیر معنی‌داری نداشت.

نتایج به‌دست آمده از مطالعه‌ی حاضر با مطالعات هالست و همکاران[5]، ۲۰۰۴؛ ویلیامز و همکاران، ۲۰۱۲؛ دلا مورنا و همکاران[6]، ۲۰۱۵؛ جاچلر و همکاران[7]، (۲۰۱۶) هم‌راستا و با مطالعات مکی و همکاران، (۲۰۰۱)؛ یی و همکاران، (۲۰۰۳)؛ وایمر و نایت، (۲۰۱۲)؛ فوربس و همکاران[8]، (۲۰۱۳) ناهمسو بود. نتایج حاضر با نتایج مطالعه‌ی کودش و دار[9] (۲۰۱۵) که تأثیری در فعالیت عضله هنگام استفاده از تیپ پس از خستگی ندیدند نیز ناهمسو بود. از علل احتمالی ناهمسویی نتایج می‌توان به سابقه‌ی آسیب‌دیدگی در آزمودنی‌های مورد مطالعه، نوع تیپ به‌کار رفته و روش تیپینگ و همچنین پروسه‌ی انجام مطالعه‌ی حاضر که در آن پا در وضعیت‌های مختلف احتمالی برای وقوع آسیب قرار می‌گرفت و میزان فعالیت عضلات در این وضعیت‌ها بررسی گردید، اشاره کرد.

نتیجه‌گیری

باتوجه به نتایج به‌دست آمده کینزیوتیپ می‌تواند با برخورداری از مزایای نسبت داده شده به خود در زمان

1. Yaggie et al.
2. Webster et al.
3. Wilkerson et al.
4. Thedon et al.
5. Halseth et al.
6. De-la Morena et al.
7. Juchler et al.
8. Forbes et al.
9. Kodesh & Dar

خستگی در حفظ سطح فعالیت عضله به میزان قبل از خستگی مؤثر باشد، لیکن به‌نظر نمی‌رسد استفاده از تیپینگ با هدف تغییر در میزان فعالیت عضلات جهت پیشگیری از بروز آسیب اسپرین مچ‌پا هنگام قرارگیری نادرست پا بر روی زمین در حین فرود مؤثر واقع شود.

References

Aerts, I., Cumps, E., Verhagen, E., Verschueren, J., & Meeusen, R. (2013). A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries. J Sports Med Phys Fitness, 53(5), 509-519.

Ashoury, H., Raeisi, Z., Khodabakhshi, M. (2016). The effect of 6 weeks of training on dynamic balance and proprioceptive function of lower extremity chronic ankle sprain with basketball players. Journal for Research in Sport Rehabilitation, 4(7), 55-63. [In Persian]

Bahr, R., & Krosshaug, T. (2005). Understanding injury mechanisms: a key component of preventing injuries in sport. Br J Sports Med, 39(6), 324-329.

Cordova, M., & Ingersoll, C. (2003). Peroneus longus stretch reflex amplitude increases after ankle brace application. British Journal of Sports Medicine, 37(3), 258-262.

Davis, J. M., Alderson, N. L., & Welsh, R. S. (2000). Serotonin and central nervous system fatigue: nutritional considerations. Am J Clin Nutr, 72(2 Suppl), 573s-578s.

De-la-Morena, J. M., Alguacil-Diego, I. M., Molina-Rueda, F., Ramiro-Gonzalez, M., Villafane, J. H., & Fernandez-Carnero, J. (2015). The Mulligan ankle taping does not affect balance performance in healthy subjects: a prospective, randomized blinded trial. J Phys Ther Sci, 27(5), 1597-1602.

Doherty, C., Delahunt, E., Caulfield, B., Hertel, J., Ryan, J., & Bleakley, C. (2014). The Incidence and Prevalence of Ankle Sprain Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Epidemiological Studies. Sports Medicine, 44(1), 123-140.

Fayson, S. D., Needle, A. R., & Kaminski, T. W. (2015). The Effect of Ankle Kinesio Tape on Ankle Muscle Activity During a Drop Landing. J Sport Rehabil, 24(4), 391-397.

Finch, C., & Cassell, E. (2006). The public health impact of injury during sport and active recreation. J Sci Med Sport, 9(6), 490-497.

Fong, D. T., Hong, Y., Chan, L. K., Yung, P. S., & Chan, K. M. (2007). A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. Sports Med, 37(1), 73-94.

Forbes, H., Thrussell, S., Haycock, N., Lohkamp, M., & White, M. (2013). The effect of prophylactic ankle support during simulated soccer activity. J Sport Rehabil, 22(3), 170-176.

Halseth, T., McChesney, J. W., Debeliso, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). The effects of kinesio taping on proprioception at the ankle. J Sports Sci Med, 3(1), 1-7.

Huang, C. Y., Hsieh, T. H., Lu, S. C., & Su, F. C. (2011). Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. Biomed Eng Online, 10, 70.

Juchler, I., Blasimann, A., Baur, H., & Radlinger, L. (2016). The effect of kinesio tape on neuromuscular activity of peroneus longus. Physiother Theory Pract, 32(2), 124-129.

Khanna, P., Kapoor, G., & Zutshi, K. (2008). Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols. Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy, 2(3), 1-14.

Knight, A. C., & Weimar, W. H. (2012). Effects of previous lateral ankle sprain and taping on the latency of the peroneus longus. Sports Biomech, 11(1), 48-56.

Kodesh, E., & Dar, G. (2015). The effect of kinesiotape on dynamic balance following muscle fatigue in individuals with chronic ankle instability. Res Sports Med, 23(4), 367-378.

McKay, G. D., Goldie, P. A., Payne, W. R., & Oakes, B. W. (2001). Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. Br J Sports Med, 35(2), 103-108.

Ntousis, T., Mandalidis, D., Chronopoulos, E., & Athanasopoulos, S. EMG activation of trunk and upper limb muscles following experimentally-induced over pronation and over supination of the feet in quiet standing. Gait Posture, 37(2), 190-194.

Oldridge, N. B. (2008). Economic burden of physical inactivity: healthcare costs associated with cardiovascular disease. Eur J Cardiovasc Prev Rehabil, 15(2), 130-139.

Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: a review. Neurosci Biobehav Rev, 36(1), 162-176.

Seo, H.-D., Kim, M.-Y., Choi, J.-E., Lim, G.-H., Jung, S.-I., Park, S.-H., … Lee, H.-Y. (2016). Effects of Kinesio taping on joint position sense of the ankle. Journal of Physical Therapy Science, 28(4), 1158–1160.

Shawen, S. B., Dworak, T., & Anderson, R. B. (2016). Return to Play Following Ankle Sprain and Lateral Ligament Reconstruction. Clin Sports Med, 35(4), 697-709.

Thedon, T., Mandrick, K., Foissac, M., Mottet, D., & Perrey, S. (2011). Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. Gait Posture, 33(4), 686-689.

Tropp, H. (2002). Commentary: Functional Ankle Instability Revisited. J Athl Train, 37(4), 512-515.

Yalfani A, Gandomi F. (2016). The Prediction of Elite Athletes' Chronic Ankle Instability Based on Postural Sway's Risk Factors in Jump-Landing and Lateral Hopping Tasks. jsmt. 14 (11): 63-75. [In Persian]

Yalfani, A., Amini Semiromi, E., Raeisi, Z. (2015). The Effect of Musculoskeletal Abnormalities of Pes Planus, Pes Cavus and Hallux Valgus on Postural Sways during Quiet Stance. Journal of Sport Medicine, 7(1), 143-162. [In Persian]

Yalfani, A., Raeisi, Z. (2016). The Effect of Different Landing Techniques on Electromyography (EMG) Activity of Selected Lower Extremity Muscles before and after Fatigue in Female Athletes. Journal of Sport Medicine, 8(2), 159-174. [In Persian]

Yalfani, A., Sharifi, M., Raeisi, Z. (2015). A Comparison between Two Methods of Exercise in Water and Land to Improve Pain, Function, Static and Dynamic Balance in Patients with Chronic Ankle Sprain. Journal of Sport Medicine, 7(2), 175-191. [In Persian]

Yi, C.-H., Brunt, D., Kim, H.-D., & Fiolkowski, P. (2003). Effect of Ankle Taping and Exercise on EMG and Kinetics during Landing. Journal of Physical Therapy Science, 15(2), 81-85.

Verhagen, E. A., van Mechelen, W., & de Vente, W. (2000). The effect of preventive measures on the incidence of ankle sprains. Clin J Sport Med, 10(4), 291-296.

Wallace, B. J., Kernozek, T. W., White, J. M., Kline, D. E., Wright, G. A., Peng, H. T., & Huang, C. F. (2010). Quantification of vertical ground reaction forces of popular bilateral plyometric exercises. J Strength Cond Res, 24(1), 207-212.

Webster, K. A., Pietrosimone, B. G., & Gribble, P. A. (2016). Muscle Activation During Landing Before and After Fatigue in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. J Athl Train, 51(8), 629-636.

Wilkerson, G. B. (2002). Biomechanical and Neuromuscular Effects of Ankle Taping and Bracing. Journal of Athletic Training, 37(4), 436-445

Williams, S., Whatman, C., Hume, P. A., & Sheerin,K. (2012). Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. Sports Med, 42(2), 153-164.

Yaggie, J. A., & McGregor, S. J. (2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. Arch Phys Med Rehabil, 83(2), 224-228.