

طب ورزشی - پاییز و زمستان ۱۳۹۵
دوره ۸، شماره ۲، ص: ۱۷۴-۱۵۹
تاریخ دریافت: ۹۵/۰۶/۰۲
تاریخ پذیرش: ۹۵/۱۰/۱۸

تأثیر وضعیت‌های مختلف فرود بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در زنان ورزشکار

علی یلفانی^{۱*} - زهرا رئیسی^۲

۱. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی درمانی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران ۲. دانشجوی دکتری، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی درمانی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

چکیده

تکنیک فرود یکی از بخش‌های اساسی و مهم بسیاری از رویدادهای ورزشی است و از علل مهم بروز آسیب‌های اندام تحتانی محسوب می‌شود. هدف از مطالعه حاضر بررسی تأثیر وضعیت‌های مختلف فرود بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در زنان ورزشکار است. به این منظور ۱۵ دانشجوی زن ورزشکار رشته تربیت بدنی در مطالعه حاضر شرکت کردند. در این تحقیق از سه مدل کفی با شیب‌های ۵ درجه مدیال و لترال و بدون شیب (نرمال) استفاده شد. کلیه شرکت‌کنندگان تکنیک فرود را قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی با استفاده از سه مدل کفی انجام دادند. فعالیت الکتریکی عضلات پروئوس لانگوس و دوقلوی داخلی با استفاده از الکترومایوگرافی ارزیابی شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها نشان داد که در میزان فعالیت عضله پروئوس لانگوس و دوقلوی داخلی هنگام فرود پس از خستگی کاهش معنادار وجود دارد ($P \leq 0/05$). اگرچه میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی، در وضعیت‌های فرود مختلف تفاوت معناداری را نشان داد ($P = 0/01$)، فعالیت عضله پروئوس لانگوس بین وضعیت‌های مختلف فرود تفاوت معناداری نداشت ($P > 0/05$). نتایج این مطالعه نشان داد تقویت عضله دوقلو در انقباضات اکسنتریک و تقویت عضله پروئوس لانگوس برای حفظ سطح فعالیت خود در زمان بروز خستگی می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های ناشی از فرود نامناسب در زنان ورزشکار و دستیابی به عملکرد بهینه آنها مفید واقع شود.

واژه‌های کلیدی

الکترومایوگرافی سطحی، اندام تحتانی، خستگی، فعالیت عضلانی، وضعیت‌های مختلف فرود.

مقدمه

تکنیک فرود یکی از بخش‌های اساسی و مهم بسیاری از رویدادهای ورزشی است (۳۲). این عمل پیچیده نیازمند هماهنگی اندام‌های فوقانی، تحتانی و تنه، جذب نیروهای اعمال‌شده بر بدن و حفظ ثبات مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در حین حرکت است (۲۳). فرود نامناسب پس از پرش هنگام فعالیت‌های ورزشی یکی از علل مهم بروز آسیب‌های اندام تحتانی است (۲۳)، به طوری که براساس نتایج مطالعات قبلی ۵۸ درصد از آسیب‌های ورزشی در زنان بسکتبالیست و ۶۳ درصد از آسیب‌های ورزشکاران والیبالیست هنگام فرود رخ می‌دهد (۱۴). شواهد علمی نشان می‌دهد بارگذاری زیاد و کاهش ناگهانی شتاب در حین فرود اغلب با آسیب‌هایی مانند اسپرین مچ پا، صدمات غضروفی، استرس فراکچر، تندینوپاتی پاتلا (PT)، سندروم درد پاتلوفمورال (PFPS) و آسیب رباط صلیبی قدامی (ACL) همراه است (۴۳، ۱۴، ۲). از جمله عوامل مؤثر در شدت و بروز مجدد این آسیب‌ها، نیروها و گشتاورهای وارده بر بدن در حین فرود، نحوه اجرای حرکت فرود، نوع کفش، سطح فرود و جنسیت است (۱۴) که در این بین جنسیت یکی از عوامل بسیار مهمی است که به شدت با افزایش خطر آسیب هنگام فرود مرتبط است.

اگرچه کینماتیک خاص، افزایش و میزان بالای انرژی مصرفی در عضلات مچ پای زنان در فاز فرود نسبت به مردان به‌عنوان سازوکار پیشگیری از افزایش فشار بر مفصل زانو و کاهش خطر ابتلا به آسیب‌های زانو بیان شده است، براساس نتایج تحقیقات زنان ورزشکار بیشتر از مردان، مستعد آسیب‌های تروماتیک اندام تحتانی مانند پارگی رباط صلیبی قدامی هنگام فرود هستند (۴۳). براساس یافته‌های علمی مقدار نیروی واکنشی واردشده به بدن از زمین طی فرود به‌صورت بالقوه آسیب را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۲۷)، به طوری که هنگام فرود از ارتفاع مشابه، نیروی عکس‌العمل زمین معادل ۴ تا ۶ برابر وزن بدن فرد، به وی وارد می‌شود (۲۴). از آنجا که کل وزن بدن حین انجام فعالیت به مچ پا و مفصل تالوکرورال منتقل می‌شود، این ناحیه به‌عنوان نقطه کانونی بدن در انجام کلیه فعالیت‌های حرکتی، بسیار مستعد آسیب است (۱۳). بدیهی است که اندازه حرکت مفاصل اندام تحتانی و تغییر مکانیک فرود می‌تواند بزرگی این نیروها و در پی آن ریسک وقوع آسیب را تحت تأثیر قرار دهد (۲۷). همچنین تأکید شده است آستانه بروز آسیب به کوچک‌ترین تغییر در تراز و راستای اندام تحتانی نسبت به موقعیت خنثی بسیار حساس است، به طوری که چائودری و همکاران (۲۰۰۲) نشان دادند با تغییر

جزئی ۲ درجه‌ای در راستای صفحه فرونتال زانو، آستانه آسیب رباط صلیبی قدامی به مقدار چشمگیری کاهش می‌یابد (۱۰).

تکنیک‌های مختلف فرود هر یک مشخصه‌ها و ویژگی‌های خاصی دارند، برای مثال براساس نتایج مطالعه دوفک و همکاران (۱۹۹۱) در تکنیک فرود پنجه - پاشنه دو اوج نیرو به بزرگی یک و سه برابر وزن بدن، در تکنیک فرود پاشنه- پنجه اوج نیروهایی به بزرگی چهار و یک برابر وزن بدن، و در فرود با کل کف پا یک اوج نیرو به بزرگی شش برابر وزن بدن به وجود می‌آید (۱۴).

فرود با تکنیک‌های متفاوت روی سطوح مختلف و بررسی پاسخ‌های عضلانی در مراحل مختلف فرود از جمله علایق محققان در حیطه مطالعات کلینیکی آسیب‌شناسی ورزش است. محققان نشان داده‌اند که ارائه آموزش و دستورالعمل‌های بینایی و بازخوردهای کلامی حین فرود سبب فعالیت کمتر عضلات و مفاصل می‌شود و راهکاری برای فرود با جذب نیروی کمتر است (۲۷).

پیش از فرود، فعالیت‌های زمینه‌ای عضلات ساق پا افزایش می‌یابد و فرود بر سطوح مختلف پاسخ‌های عضلانی متفاوتی را به همراه دارد. برای نمونه جونز و وات نشان دادند زمانی که افراد به‌طور غیرمنتظره از ارتفاع ۵ سانتی‌متری سقوط می‌کنند، فعالیت پلنتار فلکسورها برای کنترل دورسی فلکشن پس از فرود کافی نیست و افراد همواره تجربه ناراحت‌کننده نامطلوبی از تماس پاشنه پا با زمین دارند. زمانی که افراد از ارتفاع بیشتری فرود می‌آیند و در فرصت لازم به عضلاتشان اجازه می‌دهند تا پیش از عمل فرود فعال شوند، فرود نسبتاً راحت‌تری خواهند داشت. این یافته‌ها شواهدی برای وقوع عمل از پیش برنامه‌ریزی‌شده عضله قبل و در طول مرحله فرود به‌عنوان سازوکاری برای کاهش نیروهای واکنش زمین است (۲۵). نتایج مطالعه باسکاوا و همکاران (۵)، در خصوص تأثیر فرود بر سطوح مختلف بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی نشان داد که در فرود بر سطح صاف، فعالیت عضله درشت‌نی قدامی نسبت به سایر عضلات مورد بررسی افزایش یافت. همچنین فعالیت پروئوس لانگوس در دو سطح اینورت و ترکیب اینورت و پلنتار فلکس نسبت به سطح صاف و فعالیت عضله دوقلوی داخلی در سطح ترکیبی اینورت و پلنتار فلکس در مقایسه با سطح اینورت به‌طور معناداری بیشتر بود (۵). از طرف دیگر، عضله پروئوس لانگوس اولین محافظت‌کننده دینامیک مچ پا در برابر اسپرین اینورژن است (۱۳). عضله دوقلوی داخلی نیز یکی از پلنتار فلکسورهای اصلی و اصلی‌ترین عضله عمل‌کننده در جذب شوک هنگام فرود است (۵).

با توجه به نتایج مطالعه تروپ و همکاران (۲۰۰۲) حدود ۴۰ درصد از صدمات ورزشی در مفصل مچ پا رخ می‌دهد و بسیاری از این صدمات در زمان نزدیک به پایان فعالیت و به عبارتی هنگامی که ورزشکار خسته است، رخ می‌دهد (۳۶). خستگی عضلانی از اجزای جدانشدنی فعالیت‌ها و تمرینات ورزشی است که در مطالعات اخیر به‌عنوان یکی از موضوعات مهم برای کمک به درک بهتر چگونگی بروز آسیب‌ها مورد توجه قرار گرفته است. بروز خستگی اغلب در مراحل پایانی فعالیت ورزشی به دلایل مختلف از جمله اختلال در جریان خون و اکسیژن‌رسانی، عدم تعادل یونی عضلات، کاهش سطح گلیکوژن و کراتین فسفات، اختلال در ارتباط اکتین و میوزین، خستگی عصبی و از دست دادن تمایل فرد به ادامه فعالیت و مهم‌تر از همه تجمع اسید لاکتیک در عضلات رخ می‌دهد (۸،۶). علاوه بر این تجمع اسید لاکتیک و تغییر PH در زمان بروز خستگی، بر عملکرد دوک‌های عضلانی و اندام وتری گلژی اثر می‌گذارد و پیام‌هایی از طریق اعصاب و ابران به دستگاه عصبی فرستاده می‌شود و دستگاه عصبی نیز خود علائم بازدارنده‌ای را به یاخته‌های عصبی در دستگاه حرکتی ارسال می‌دارد که موجب کاهش بازده عضلانی و نیرو می‌شود (۳). اگرچه بعضی فاکتورهای ساختاری، عصبی عضلانی، فیزیولوژیکی و بیومکانیکی به‌عنوان عوامل کمک‌کننده به افزایش میزان آسیب‌های اندام تحتانی در زنان بررسی شده است، بسیاری از محققان بر این باورند که یکی از اجزای اصلی مکانیک اندام تحتانی، نقش پا در تعیین الگوی بارگذاری اندام تحتانی و فعالیت عضلات در فرود است که کمتر به آن پرداخته شده است. بنابراین بررسی اختلال در عملکرد پا و بدراستایی آن به‌منزله یکی از عوامل کلیدی در پیشگیری از بروز آسیب اندام تحتانی بسیار ضروری است، بنابراین مطالعه حاضر با هدف بررسی تأثیر وضعیت‌های مختلف فرود بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی قبل و بعد از خستگی در زنان ورزشکار انجام گرفت.

روش‌شناسی

تحقیق حاضر نیمه تجربی و کاربردی و از نوع علی-مقایسه‌ای است. ۱۵ نفر از دانشجویان زن ورزشکار رشته تربیت بدنی دانشگاه‌های شهر همدان با میانگین سن $24/31 \pm 2/47$ سال، وزن $56/84 \pm 6/96$ کیلوگرم، قد $165/18 \pm 6/34$ سانتی‌متر و شاخص توده بدنی $21/4 \pm 2/64$ داوطلبانه به‌عنوان نمونه‌های مورد مطالعه در تحقیق حاضر شرکت کردند. معیارهای خروج از تحقیق عبارت بود از نداشتن سابقه آسیب شدید در اندام تحتانی و ستون فقرات، ابتلا به بیماری‌های نورولوژیک یا عصبی عضلانی، دیابت،

قلبی عروقی، نقص سیستم وستیبولار، آرتروز مفصلی، کمردرد در شش ماه گذشته منتهی به زمان تحقیق، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر، بی‌ثباتی عملکردی یا آسیب مچ پا در شش ماه گذشته منتهی به زمان تحقیق، شکستگی، دررفتگی و اختلالات بیومکانیکی و ناهنجاری‌های اندام تحتانی و کف پا. در ضمن پای برتر کلیه شرکت‌کنندگان راست بود. کلیه افراد شرکت‌کننده پس از کلاس توجیهی محقق در خصوص اهداف و مراحل تحقیق، با ارائه رضایت‌نامه کتبی، آگاهانه در تحقیق شرکت کردند.

پس از ثبت اطلاعات اولیه آزمودنی‌ها و ارائه توضیحات محقق، تست فرود از پله‌ای به ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر و با استفاده از کفش استاندارد و یکسان انجام گرفت. کلیه آزمودنی‌ها ضمن پوشیدن کفی‌های مختلف تست فرود را انجام دادند. کفی‌های به‌کاربرده‌شده در تحقیق از جنس اتیل وینیل استات و نوع نیمه‌سخت بود (۹). در تحقیق حاضر از سه مدل کفی به‌ترتیب با شیب‌های ۵ درجه مدیال و لترال و بدون شیب (نرمال) استفاده شد. هر آزمودنی ۵ دقیقه زمان داشت تا پس از پوشیدن هر کفی با آن آشنا شود. انتخاب نوبت پوشیدن کفی‌ها به‌صورت تصادفی برای هر آزمودنی انجام گرفت. آزمودنی‌ها با هر کفی سه بار حرکت فرود را در محدوده مشخص روی پای برتر مطابق با توضیحات داده‌شده محقق انجام دادند و در آنالیز نتایج نیز میانگین سه تست انجام‌گرفته لحاظ شد.

فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوقلوی داخلی و پرونیوس لانگوس در وضعیت‌های مختلف فرود با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله مدل ME6000 ساخت شرکت مگاوین فنلاند با دامنه ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. در تحقیق حاضر از الکترودهای سطحی دوقطبی یک‌بار مصرف با جنس کلرید نقره که در قسمت مرکزی پوشیده از ژل رسانا بودند، استفاده شد.

الکترودها مطابق با پروتکل استاندارد اروپایی سنیم برای عضلات پرونیوس لانگوس (در فاصله یک‌چهارم سر استخوان فیولا تا فوزک خارجی) و دوقلوی داخلی (۲۰-۱۵ سانتی‌متر پایین‌تر از حفره رکی و در برجسته‌ترین قسمت عضله) به فاصله مرکز تا مرکز ۲۰ میلی‌متر نصب شد (۱۹). پیش از اتصال الکترودها، به‌منظور آماده‌سازی پوست، ابتدا محل اتصال الکترودها با آب و صابون و الکل طبی تمیز شد و برای کاهش مقاومت الکتریکی با استفاده از وسایل بهداشتی، پوست محل نصب الکترودها آماده شد.

اطلاعات به‌دست‌آمده از نرم‌افزار مگاوین با پسوند mat. خارج و به‌منظور تجزیه و تحلیل به نرم‌افزار متلب وارد شد. برای فیلترینگ داده‌های حاصل، فیلتر میان‌گذر ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز به‌کار برده شد.

همچنین برای تعیین لحظه برخورد پا با زمین از دو سوئیچ کف‌پایی که در خارجی‌ترین قسمت پاشنه و زیر اولین مفصل کف پایی- انگشتی نصب شد، استفاده گردید. اطلاعات مربوط به میزان فعالیت الکتریکی عضلات مورد نظر در دو دامنه ۱۰۰ میلی‌ثانیه پیش از لحظه تماس پا با زمین و ۱۰۰ میلی‌ثانیه پس از آن به صورت ریشه میانگین مجذور مربع (RMS) خارج و با حداکثر فعالیت ارادی هر عضله (MVIC) برای هر یک از آزمودنی‌ها نرمال و به صورت درصدی از حداکثر فعالیت آنها ثبت شد. حداکثر فعالیت ارادی هر عضله پیش از انجام همه تست‌ها، دو بار و هر بار به مدت پنج ثانیه انجام گرفت.

پس از ورود آزمودنی‌ها به آزمایشگاه، ابتدا در حالت استراحت توضیحات مراحل انجام تست‌ها توسط محقق داده شد. سپس آزمودنی‌ها برای انجام تست‌ها حاضر شدند و به مدت ۳ دقیقه عمل گرم کردن را انجام دادند و ۳ بار نیز نحوه انجام صحیح حرکت فرود را به صورت تمرینی اجرا کردند.

به منظور اعمال خستگی از نوار گردان مدل H/P/COSMOS- mercury ساخت آلمان و پروتکل اصلاح‌شده بروس، که پروتکلی چندمرحله‌ای است و با تغییر سرعت و درصد شیب، افزایش فشار در آن حاصل می‌شود، به منظور اعمال خستگی استفاده شد و برای درک شدت میزان خستگی مقیاس اصلاح‌شده بورگ به کار برده شد (۷). شایان ذکر است که ضربان قلب آزمودنی‌ها همزمان با استفاده از ضربان‌سنج پلار مدل A300 کنترل می‌شد. پس از اعمال خستگی پس‌آزمون دقیقاً مشابه پیش‌آزمون انجام و اطلاعات مورد نظر ثبت شد.

تجزیه و تحلیل آماری

پس از جمع‌آوری اطلاعات تحقیق، به منظور بررسی داده‌های مربوط به ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها از آمار توصیفی استفاده شد. سپس برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک و به منظور مقایسه میزان فعالیت عضلات مورد مطالعه هنگام اجرای تکنیک‌های مختلف فرود پیش و پس از خستگی از آزمون تحلیل واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر (ANOVA Repeated Measure) در سطح معناداری ۰/۰۵ به منظور تعیین تفاوت بین فاکتورهای مورد بررسی استفاده شد. در صورت وجود تفاوت معنادار از آزمون تعقیبی LSD استفاده شد. کلیه تجزیه و تحلیل‌های آماری نتایج به دست آمده با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ تجزیه و تحلیل شد.

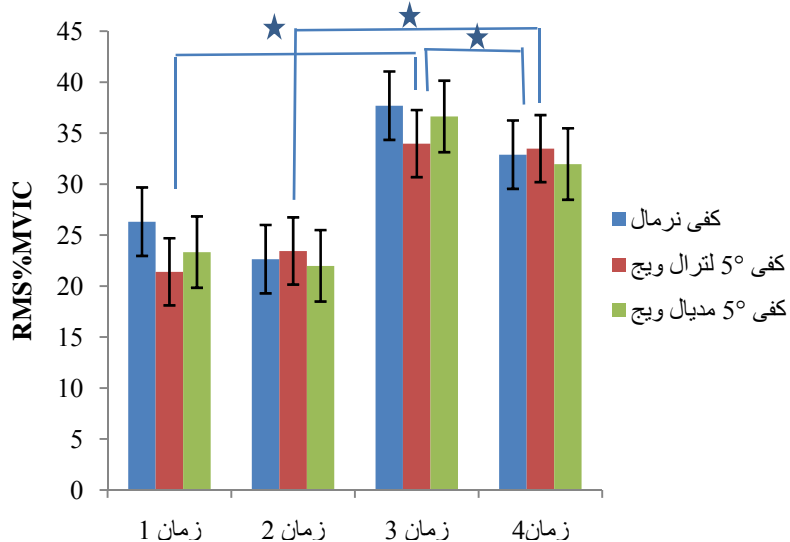
یافته‌ها

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

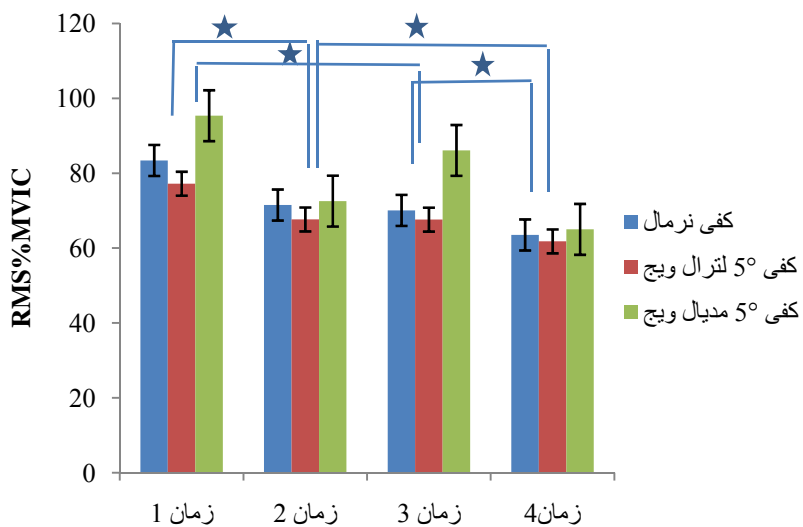
در تجزیه و تحلیل داده‌ها، آزمون آماری آنالیز واریانس در اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که بین میزان فعالیت عضله پرونتوس لانگوس در زمان‌های مختلف تفاوت وجود دارد ($F=52/32$ و $P=0/000$) و در مقایسه جفتی زمان‌ها به‌جز در زمان ۱ و ۲ ($P=0/5$)، تفاوت در میزان فعالیت عضله پرونتوس لانگوس در سایر زمان‌ها معنادار بود ($P \leq 0/05$) (شکل ۱). همچنین نتایج آزمون آماری آنالیز واریانس در اندازه‌گیری‌های مکرر بین وضعیت‌های مختلف فرود تفاوت معناداری را نشان نداد ($P > 0/05$). نتایج در خصوص تأثیر تعاملی زمان بر میزان فعالیت عضله پرونتوس لانگوس در وضعیت‌های مختلف فرود نیز تفاوت معناداری را نشان نداد ($F=0/928$ و $P=0/44$).

در نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل آماری میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی، اثر زمان بر وضعیت‌های مختلف فرود معنادار بود ($F=41/44$ ، $P=0/000$). همچنین نتایج حاصل از مقایسه جفتی زمان‌ها در خصوص فعالیت عضله دوقلوی داخلی نشان‌دهنده تفاوت معنادار بین زمان‌های ۱ و ۲، ۱ و ۳، ۲ و ۳، ۳ و ۴ و ۴ و ۵ بود (شکل ۳). نتایج آزمون آماری آنالیز واریانس در اندازه‌گیری‌های مکرر بین وضعیت‌های مختلف فرود بر فعالیت عضله دوقلوی داخلی تفاوت معناداری را نشان داد ($F=4/95$ ، $P=0/01$). در ادامه نتایج تست تعقیبی LSD نشان داد بین فعالیت عضله دوقلوی داخلی در فرود با کفی ۵ درجه مدیال و بیج با کفی‌های نرمال ($P=0/04$) و ۵ درجه لترال و بیج ($P=0/004$) تفاوت معناداری وجود دارد (شکل ۲).

نتایج در خصوص تأثیر تعاملی زمان بر میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی در وضعیت‌های مختلف فرود نیز تفاوت معناداری را نشان داد ($F=3/54$ و $P=0/008$) و نتایج آزمون‌های بین‌گروهی نشان داد بین میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی در وضعیت فرود با کفی ۵ درجه مدیال و بیج در زمان‌های ۱ با وضعیت‌های فرود نرمال ($P=0/001$) و ۵ درجه لترال ($P=0/000$) و ۳ با وضعیت‌های فرود نرمال ($P=0/004$) و ۵ درجه لترال ($P=0/001$) تفاوت معناداری وجود دارد.



شکل ۱. فعالیت عضله پروناتوس لانگوس در وضعیت‌های متفاوت فرود در زمان‌های مختلف (★: نشان‌دهنده تفاوت معنادار)



شکل ۲. فعالیت عضله دوقلوی داخلی در وضعیت‌های متفاوت فرود در زمان‌های مختلف (★: نشان‌دهنده اختلاف معنادار)

بحث

اغلب آسیب‌های حاد ورزشی در اندام تحتانی رخ می‌دهد که در این بین آسیب اسپرین مچ پا سهمی معادل ۸۶ درصد از آسیب‌های اندام تحتانی را داراست (۱). تکنیک فرود اشتباه، قرارگیری نامناسب پا روی زمین پس از پرش در طول فعالیت‌های ورزشی، ضعف یا نحوه عملکرد عضلات اصلی درگیر در تکنیک فرود از مکانیزم‌های شایع بروز این آسیب‌ها به‌خصوص در زنان است که هنوز به‌طور کامل بررسی نشده است (۳۰،۴). هدف مطالعه حاضر بررسی وضعیت‌های مختلف فرود بر میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوقلو و پرونتوس لانگوس قبل و بعد از خستگی در زنان ورزشکار بود.

عضله پرونتوس لانگوس اولین محافظت‌کننده دینامیک مچ پا در برابر اسپرین اینورژن است، به همین علت استرین این عضله هنگام اینورژن مچ پا بسیار رایج است (۵). نتایج الکترومایوگرافی تحقیق حاضر در وضعیت فرود با کفی ۵ درجه مدیال ویج قبل از خستگی نسبت به کفی لترال ویج، افزایش فعالیت پرونتوس لانگوس را نشان داد، اگرچه این تفاوت معنادار نبود، سازوکاری شبیه به روی دادن آسیب اسپرین اینورژنی را در وضعیت فرود زنان ورزشکار ایجاد کرد که در راستای نظر مذکور است. از طرف دیگر، عضله پرونتوس لانگوس به‌عنوان اورتور اولیه مچ پا نیز مطرح است، به‌طوری‌که مطالعه دنیر و همکاران (۲۰۱۳) روی افراد سالم، نشان داد اولین فعالیت الکترومایوگرافی پس از تغییر وضعیت پا به اینورژن در وضعیت‌های مختلف اندام تحتانی و در بین عضلات مورد بررسی، در عضله پرونتوس لانگوس رخ می‌دهد (۱۳). براساس شواهد علمی تأخیر در زمان واکنش عضلات پرونتال از جمله پرونتوس لانگوس می‌تواند بدین معنا باشد که عضلات یادشده در زمان اینورژن‌های ناگهانی قادر به حمایت کافی از مفصل مچ پا نیستند (۲۱) و این مسئله خطر بروز آسیب اسپرین اینورژن را افزایش می‌دهد. همچنین نتایج مطالعه دنیر و همکاران (۲۰۱۳) نشان داد عکس‌العمل عضله پرونتوس لانگوس در گروه مبتلا به پای پرونیت در مقایسه با گروه نرمال ۲۵ درصد و در مقایسه با گروه سوپینیت ۱۹ درصد کاهش نشان داد (۱۳). در همین زمینه شیما و همکاران (۲۰۰۵) و کرنوزک و همکاران (۲۰۰۸) فاصله زمانی بین اینورژن ناگهانی مچ پا و شروع فعالیت عضله پرونتوس لانگوس را اندازه‌گیری کردند و به این نتیجه رسیدند که هنگام اینورژن ناگهانی عضله پرونتوس لانگوس دچار تأخیر در فعال‌سازی است (۳۴)، (۲۱) که نتایج تحقیق حاضر نیز مؤید این مطلب است. کردووا و همکاران (۲۰۰۳) دامنه رفلکس پرونتوس لانگوس را پس از کشش اینورژن سریع برای ارزیابی نیروی تولیدشده توسط عضله مطالعه و پیشنهاد کردند که افزایش در دامنه رفلکس پرونتوس لانگوس نشان‌دهنده بهبود تحریک عضله و شاید

افزایش نیروست (۱۲). به عبارت دیگر، شواهد علمی نشان می‌دهد که فرود بر سطح اینورت موجب بروز تفاوت شایان توجهی در دامنه پاسخ پرونتوس لانگوس و عضله سه سر ساقی می‌شود (۱۸). به نظر می‌رسد در تحقیق حاضر افزایش میزان فعالیت عضله پرونتوس لانگوس در وضعیت فرود با کفی ۵ درجه مدیال ویج هنگام افزایش اینورژن مچ پا ناشی از عمل این عضله به عنوان عضله اورتور برای جلوگیری از اینورژن بیش از حد باشد که در راستای مطالعات مذکور است. از طرف دیگر، سوپینیشن بیش از حد مچ پا با تندینوپاتی شدید و مزمن عضلات پرونتال همراه است (۳۱، ۱۳). رایت و همکاران (۲۰۰۰) توضیح دادند که اسپرین مچ پا زمانی اتفاق می‌افتد که گشتاور مفصل ساب تالار بیشتر از حد آستانه آن شود. در گشتاورهای تولیدشده بزرگ‌تر کاهش در زاویه اولیه پلنتار فلکشن موجب کاهش در وقوع اسپرین می‌شود (۴۱). از سوی دیگر، افزایش گشتاور پلنتار فلکشن، مچ پا را در وضعیت پلنتار فلکشن بیشتری قرار می‌دهد و با ایجاد سطحی بی‌ثبات برای مفصل خطر وقوع اسپرین در حالت اینورژن را افزایش می‌دهد (۳۱) که با نتایج مطالعه حاضر همخوانی دارد. این امر بدان معناست که افزایش پلنتار فلکشن با افزایش ریسک آسیب اسپرین خارجی مچ پا همراه است و کفی ۵ درجه مدیال ویج در مطالعه حاضر پلنتار فلکشن و اینورژن را در مچ پای زنان ورزشکار افزایش داده است، به عبارت دیگر، فرود در وضعیت اینورژن در سطح ساجیتال، سبب افزایش زاویه تماس پاشنه پا با زمین (افزایش دورسی فلکشن) می‌شود و افزایش ریسک آسیب را در پی دارد.

عضله دوقلوی داخلی یکی از پلنتار فلکسورهای اصلی و اصلی‌ترین عضله عمل‌کننده در جذب شوک هنگام فرود است (۱۶). در تحقیق حاضر بین تکنیک‌های مختلف فرود بر میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی در هر دو زمان ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و بعد از فرود قبل از اعمال خستگی تفاوت معناداری دیده شد، به طوری که میزان فعالیت عضله دوقلوی داخلی در وضعیت فرود با کفی ۵ درجه مدیال ویج نسبت به دو حالت دیگر افزایش داشت. عضله دوقلوی داخلی به عنوان اصلی‌ترین عضله در جذب شوک با پاسخ فیدفوراردی خود موجب سفتی مچ پا هنگام فرود به منظور کاهش ضربه می‌شود (۵).

افزایش فعالیت دوقلوی داخلی در فرود با کفی ۵ درجه مدیال ویج در مطالعه حاضر ممکن است به دلیل کوتاه شدن فاسیکل‌ها و بلند شدن بافت تاندون‌ها در طول انقباض اکسنتریک باشد (۲۰). در مطالعه اسلامی و همکاران، آزمودنی‌ها در وضعیت ایستاده درحالی که گوه‌ای با زاویه ۴/۶ درجه، در زیر پای برتر آنها قرار داشت، بیشتر از ۲ درجه پرونیشن ساب تالار، بیش از ۲ درجه چرخش داخلی در مفصل زانو، کمتر از ۲ درجه چرخش داخلی در مفصل هیپ و بیشتر از ۲ درجه فلکشن جانبی تنه را

نشان دادند (۱۵). این نتایج بیانگر این نکته است که تغییرات بسیار کوچک موقعیت مفصل که در نتیجه پرونیشن یا سوپینیشن دوجانبه یا یکطرفهٔ مچ پا رخ می‌دهد، موجب افزایش فشار بر ساختارهای کپسولی لیگامنتی جانبی می‌شود که این امر نیز مانع تحریک گیرنده‌ها و افزایش واکنش عضلانی چشمگیری می‌شود (۲۶). این سازوکار نتایج تحقیق حاضر را در افزایش فعالیت دوقلوی داخلی تبیین می‌کند.

براساس نتایج مطالعات عضلاتی که به‌عنوان عضلات ضدجاذبه عمل می‌کنند، پاسخ‌های مختلفی به پرونیشن و سوپینیشن بیش‌ازحد پا می‌دهند (۲۶)، زیرا گیرنده‌های واقع در ساختارهای عضلانی، مفصلی و لیگامنتی به تغییرات وضعیتی (پوسچرال) بخش‌های مختلف بدن حساس‌اند، بنابراین تکنیک فرود نامناسب می‌تواند متعاقباً آسیب‌های دیگری را با خود به‌همراه داشته باشد؛ همان‌گونه که در تحقیق حاضر در نتیجهٔ استفاده از کفی‌های مدیال و لترال ویج ۵ درجه پاسخ‌های متفاوتی از فعالیت الکتریکی عضلهٔ دوقلوی داخلی مشاهده شد که می‌تواند سازوکار فرود زنان ورزشکار را در شرایط مختلف تبیین کند. مطابق با یافته‌های تحقیق کاواکامی (۲۰۰۲) با توجه به فعالیت اکسنتریک زیاد عضلهٔ دوقلو فرود سخت با زانوی کشیده ممکن است آسیب‌پذیرترین این عضله را در پی داشته باشد (۲۰). عضلهٔ دوقلو به‌دلیل ویژگی‌های خاص معماری (شکل دوکی و دومفصله بودن) و انقباضی (برخورداری از درصد بالایی از تارهای انقباضی نوع دوم و فعالیت اکسنتریک زیاد) مستعد آسیب‌هایی مانند استرین است. عضلهٔ دوقلو، عضله‌ای دومفصله است که نقش منحصربه‌فردی مانند انتقال نیرو از یک مفصل به مفصل دیگر طی حرکت انسان را اجرا می‌کند و عملکردی کاملاً متفاوت با عضلات تک‌مفصله دارد (۲۵، ۲۲). در این زمینه می‌توان به ایدهٔ عملکرد عضلهٔ دومفصله که وان اینجن اشنو و همکاران (۱۹۹۰) پیشنهاد کرده‌اند، اشاره کرد؛ یک عضلهٔ دومفصله ممکن است در تنظیم خوب توزیع گشتاور خالص در بیش از دو مفصل درگیر باشد، درحالی‌که عضلات تک‌مفصلی اغلب به‌عنوان تولیدکنندهٔ کار یا نیرو عمل می‌کنند (۳۸). با توجه به دلایل ذکرشده و تفسیر فعالیت و عملکرد عضلهٔ دوقلو به‌عنوان عضله‌ای ضدجاذبه و دومفصله و با توجه به این نکته که کفی ۵ درجه مدیال ویج علاوه‌بر ایجاد تغییر در راستای مچ پا، راستای مفاصل بالاتر را نیز تحت تأثیر قرار داده و زمینهٔ بروز آسیب در اندام تحتانی زنان ورزشکار را افزایش می‌دهد، از این‌رو تغییرات بیشتر در میزان فعالیت عضلهٔ دوقلوی داخلی نسبت به پرونیوس لانگوس در تحقیق حاضر نه‌تنها توجیه‌شدنی است، بلکه می‌تواند نشان‌دهندهٔ میزان مشارکت

هر یک از عضلات در تکنیک‌های مختلف فرود و عملکرد هر یک از آنها در آسیب اندام تحتانی زنان ورزشکار باشد.

براساس نتایج مطالعات علمی دو ریسک فاکتور مهم برای بروز هر آسیب، سابقه همان آسیب قبلی و خستگی است. خستگی به‌عنوان یکی از ریسک فاکتورهای مهم آسیب اندام تحتانی کاهش توانایی برای پاسخ سریع به بازخوردهای حسی عمقی را در پی دارد (۲۸). نتایج مطالعه حاضر در خصوص تأثیر خستگی بر فعالیت‌های عضلات در وضعیت‌های مختلف فرود، در عضله پروئوس لانگوس نشان داد این عضله پس از اعمال خستگی در زمان‌های ۲ و ۴ در وضعیت فرود با کفی ۵ درجه مدیال ویج کمترین فعالیت را دارد. درحالی‌که فعالیت این عضله پیش از خستگی در زمان ۱ و ۳ بیشتر از فعالیت در وضعیت فرود با کفی لترال و نزدیک به میزان فعالیت آن با کفی نرمال بود، لیکن به‌نظر می‌رسد که خستگی بر فعالیت اورتوری عضله پروئوس لانگوس غلبه می‌کند و این عضله در زمان خستگی قادر به فعالیت همانند زمان قبل از خستگی خود نیست و این مسئله ممکن است علتی برای بروز غالب آسیب‌ها در انتهای فعالیت‌های ورزشی باشد. در همین زمینه شاو و همکاران (۲۰۰۸) در مطالعه خود مدت زمان رسیدن به ثبات پس از فرود از پرش، بر روی یک پا را پیش و پس از خستگی بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که نوسانات پاسچر پس از اعمال خستگی افزایش و زمان رسیدن به ثبات نیز طولانی‌تر بود (۳۳). ویولرمی و بویسگنتیر (۲۰۰۸) نیز به‌طور ویژه عضلات پلنتار فلکسور را بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که شرکت‌کنندگان بعد از اعمال خستگی دقت و سازگاری کمتری در تطبیق نیروها به هنگام خستگی عضلات نشان دادند (۳۹). یاگی و مک گرگور (۲۰۰۲) نیز تأثیر خستگی ایزوله عضلات پلنتار فلکسور و دورسی فلکسور مچ پا را در افراد سالم بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که خستگی این عضلات با افزایش نوسانات پاسچرال در این افراد همراه است (۴۲). نتایج تحقیقات یادشده تبیین‌کننده نتایج تحقیق حاضر بوده و مؤید این نکته است که تغییرات چشمگیری در استراتژی‌های کنترل پاسچر هنگام خستگی روی می‌دهد و نیاز است که به‌صورت ویژه در فعالیت‌هایی مثل فرود که کنترل صحیح پاسچر در آنها ضروری است، مورد توجه قرار گیرند، چراکه هنگام انجام فعالیت ورزشی به‌خصوص در بازه‌های زمانی نزدیک به انتهای فعالیت که ورزشکاران خسته‌اند، ورزشکار، تحت تأثیر خستگی، کمتر قادر به تشخیص یا اصلاح سریع حرکتی که مچ پا را در خطر آسیب قرار می‌دهد، است (۱۳). همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان داد در فعالیت عضله دوقلوی داخلی در شرایط پس از خستگی نسبت به پیش از خستگی در همه وضعیت‌ها کاهش وجود دارد.

خستگی عضلانی ناشی از فعالیت فیزیکی، در قسمت‌های مختلف ساختارهای کنترل عصبی-عضلانی اتفاق می‌افتد که کاهش کارایی عضله و افزایش احتمال آسیب‌دیدگی پس از خستگی را موجب می‌شود. به‌طوری‌که ۷۶ درصد آسیب‌های گزارش‌شده در نیمه دوم مسابقه یا نیمه دوم تمرین اتفاق می‌افتد. گیمن و همکاران (۲۰۱۴) در تحقیقی با عنوان «تأثیر خستگی پلنتر فلکسور ها بر کنترل پاسچر» دریافتند که ارتباطی آشکار بین خستگی عضلانی و اختلال در کنترل پاسچر وجود دارد. انتقال آهسته سیگنال‌های آوران به دلیل خستگی می‌تواند به کاهش انتشار سیگنال‌های وبران به منظور کمک به حفظ وضعیت منجر شود (۱۷). همچنین ریمر و همکاران (۲۰۱۰) در تحقیقی با عنوان «خستگی عملکردی عضلات ران و مچ و تغییرات در حفظ تعادل در حالت ایستادن تک‌پا» دریافتند که خستگی تأثیر معکوس بر کنترل عصبی-عضلانی دارد و موجب می‌شود زمان عکس‌العمل عضلانی کندتر شود. این تأخیر در شروع فعالیت عضله، سبب اختلال در توانایی حرکت اندام تحتانی و توانایی حفظ تعادل در طول وظایف پویا می‌شود (۲۸). از این رو خستگی در زنان ورزشکار سبب ایجاد اختلال در فعالیت عضلات دوقلوی داخلی و پرونتوس لانگوس می‌شود و در نتیجه فرد ورزشکار را مستعد آسیب اندام تحتانی به‌خصوص آسیب مچ پا هنگام خستگی می‌کند.

نتایج

با در نظر گرفتن تفاوت در مکانیک حرکت فرود و همچنین تفاوت ساختاری در نوع تارهای عضلانی در عضلات زنان نسبت به مردان و نقش مهم فعالیت عضلات پا در انجام فرودی صحیح و مناسب، با توجه به نتایج مطالعه حاضر و توجه به این نکته که عضله دوقلو با ویژگی‌ها و ساختار منحصربه‌فردش به‌عنوان عضله‌ای دومفصله به‌شدت تابع موقعیت‌های دومفصلی است که در بین آنها قرار دارد، تقویت عملکرد این عضله به‌طور خاص در انقباضات اکسنتریک در هر دو زمان بروز و عدم بروز خستگی باید به‌طور ویژه مورد توجه آسیب‌شناسان ورزشی و مربیان به‌خصوص در رشته‌هایی که حرکات پرش-فرود به‌طور مکرر در آنها اتفاق می‌افتد، قرار گیرد. همچنین تقویت عضله پرونتوس لانگوس با هدف حفظ سطح فعالیت هنگام بروز خستگی، به‌عنوان یکی از اصلی‌ترین عضلات مؤثر در حفظ موقعیت مناسب پا به‌منظور جلوگیری از بروز آسیب‌ها هنگام فرود می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های ناشی از فرود نامناسب در زنان ورزشکار و دستیابی به عملکرد بهینه آنها مفید واقع شود.

منابع و مآخذ

۱. یلفانی علی؛ شریفی منا، رئیسی زهرا (۱۳۹۴). «مقایسه تأثیر دو روش تمرینی در محیط آب و خشکی بر بهبود درد، عملکرد، تعادل ایستا و پویای افراد مبتلا به اسپرین مزمن مچ پا»، طب ورزشی، ۷(۲)، ص ۱۹۱-۱۷۵.
2. Aerts I, Cumps E, Verhagen E, Verschueren J, Meeusen R. (2013). "A systematic review of different jump-landing variables in relation to injuries". *J Sport Med Phys*, 53, PP: 509-19.
3. Allman BL, Rice CL. (2002). "Neuromuscular fatigue and aging: central and peripheral factors". *Muscle Nerve*. 25(6), PP: 785-96.
4. Beynon BD, Renstrom PA, Alosa DM, Baumhauer JF, Vacek PM. (2001). "Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes". *J Orthop Res*, 19, PP: 213-220.
5. Bhaskaran D, Wortley M, Chen Q, Milner C, Fitzhugh E, Zhang S. (2015). "Effect of a combined inversion and plantarflexion surface on ankle kinematics and EMG activities in landing". *Journal of Sport and Health Science*, 4(4), PP: 377-383.
6. Bigland-Ritchie B, Woods JJ. (1984). "Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue". *Muscle Nerve* 7, PP: 691-699.
7. Boshuizen RC, Vincent AD, van den Heuvel MM. (2013). "Comparison of modified Borg scale and visual analog scale dyspnea scores in predicting re-intervention after drainage of malignant pleural effusion". *Journal of Support Care Cancer*, 21, PP: 3109-3116.
8. Cady EB, Elshove H, Jones DA, Moll A. (1989). "The metabolic causes of slow relaxation in fatigued human skeletal muscle". *J Physiol*, 418, PP: 327-37.
9. Chang BC, Wang JY, Huang BS, Lin HY, Lee WC. (2012). "Dynamic impression insole in rheumatoid foot with metatarsal pain". *J of Clin Biomech*, 27(2), PP: 196-201.
10. Chaudhari AM, Andriacchi TP. (2006). "The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury". *J Biomech*, 39(2), PP: 330-338.
11. Chung-Hwi, Denis Brunt., Hyeong-Dong Kim., Paul fiolkowski. (2003). "Effect of ankle taping and exercise on EMG and kinetic during landing". *J Phys Ther Sci*, 15, PP: 81-85.
12. Cordova ML, Ingersoll CD. (2003). "Peroneus longus stretch reflex amplitude increases after ankle brace application". *Br J Sports Med*, 37, PP: 258-262.
13. Denyer JR, Hewitt NL, Mitchell AC. (2013). "Foot structure and muscle reaction time to a simulated ankle sprain". *J Athl Train*, 48(3), PP: 326-30.
14. Dufek JS, Bates BT. (1991). "Biomechanical factors associated with injury during landing". *J of Sports Med*, 12(5), PP: 326-37.

15. Eslami M, Tanaka C, Hinse S, Farahpour N, Allard P. (2006). "Effect of foot wedge positions on lower limb joints, pelvis and trunk angle variability during single limb stance". *Journal of the Foot*, 16, PP:208-13.
16. Fu SN, Wan C, Ying HC. (2007). "Are there any relationships among ankle proprioception acuity, prelanding ankle muscle responses, and landing impact in man?" *J of Neuroscience Letters*, 417, PP:123-127.
17. Gimmon Y, Riemer R, Oddsson L, Melzer I. (2011). "The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control". *J Electromyogr Kinesiology*, 21(6), PP: 922-928.
18. Gruneberg, C, Nieuwenhuijzen JA, Duysens J. (2003). "Reflex Responses in the Lower Leg Following Landing Impact on an Inverting and Non-Inverting Platform". *The Journal of Physiology*, 550, PP: 985-993.
19. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst C, Rau G. (2000). "Development of recommendations for sEMG sensor placement procedures". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, PP: 361-374.
20. Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T. (2002). "In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity". *J Physiol*, 540, PP: 635-646.
21. Kernozek T, Durall CJ, Friske A, Mussallem M. (2008). "Ankle bracing, plantar-flexion angle, and ankle muscle latencies during inversion stress in healthy participants". *J Athl Train*, 43, PP: 37-43.
22. Li L, Landin D, Grodesky J, Myers J. (2002). "The function of gastrocnemius as a knee flexor at selected knee and ankle angles". *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, PP: 385-390.
23. Louw Q, Grimmer K. (2006). "Biomechanical factors associated with the risk of knee injury when landing from a jump". *South African Journal of Sports Medicine*, 18 (1), PP: 18-23.
24. McNair P, Prapavessis H, Callender K. (۲۰۰۰). "Decreasing landing forces: Effect of instruction". *British Journal of Sports Medicine*, 34, pp: 293-296.
25. Nsitem V. (2013). "Diagnosis and rehabilitation of gastrocnemius muscle tear: a case report". *J Can Chiropr Assoc*, 57(4), PP:327-33.
26. Ntousis T, Mandalidis D, Chronopoulos E, Athanasopoulos S. (2013). "EMG activation of trunk and upper limb muscles following experimentally-induced overpronation and oversupination of the feet in quiet standing". *J of Gait and Posture*, 37, PP:190-194.
27. Prapavessis H, McNair PJ, Anderson K, Hohepa M. (2003). "Decreasing Landing Forces in Children: The Effect of Instructions". *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(4), PP: 204-207.
28. Reimer RC, Wikstrom E. (2010). "Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control". *J Sci Med Sport* Jan 1;13(1):161-6.

29. Richie DH. (2001). "Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review". *J Foot Ankle Surg*, 40(4), PP: 240-251.
30. Schmitz R.J, Kulas A.S, Perrin D.H, Riemann B.L, Shultz S.J. (2007). "Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landing". *J of Clinical Biomechanics*, 22, PP: 681-688.
31. Schubert, R. (2013). "MRI of peroneal tendinopathies resulting from trauma or overuse". *The British Journal of Radiology*, 86(1021); 20110750.
32. Self BP, Paine D. (2001). "Ankle biomechanics during four landing techniques". *J of Med Sci Sports Exerc*, 33(8), PP: 1338-44.
33. Shaw MY, Gribble PA, FryeJL. (2008). "Ankle Bracing, Fatigue, and Time to Stabilization in Collegiate Volleyball Athletes". *Journal of Athletic Training*, 43(2), PP: 164-171.
34. Shima N, Maeda A, Hirohashi K. (2005). "Delayed latency of peroneal reflex to sudden inversion with ankle taping or bracing". *Int J Sports Med*, 26(6), PP: 476-80.
35. Sousa F, Ishikawa M, Vilas-Boas JP, Komi PV. (2007). "Intensity- and muscle-specific fascicle behavior during human drop jumps". *J Appl Physiol*, 102, PP: 382-389.
36. Tropp H. (2002). "Commentary: Functional Ankle Instability Revisited". *J Athl Train*, 37(4), PP: 512-515.
37. Valentino B, Fabozzo A, Melito F. (1991). "The functional relationship between the occlusal plane and the plantar arches. An EMG study". *J of Surgical and Radiologic Anatomy*, 13, PP: 171-4.
38. van Ingen Schenau GJ, Maarten F. Bobbert, Arthur J. van Soest. (1990). "The unique action of biarticular muscles in leg extensions". Published: Springer Verlag, Berlin. PP: 639-652.
39. Vuillerme N, Boisgontier M. (2008). "Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint". *J of Gait and Posture*, 28(3), PP: 521-4.
40. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. (2004). "Dynamic Stabilization Time After Isokinetic and Functional Fatigue". *J Athl Train*, 39(3), PP: 247-253.
41. Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, Nigg BM. (2000). "The influence of foot positioning on ankle sprains". *J Biomech*, 33, PP: 513-519.
42. Yaggie JA, McGregor SJ. (2002). "Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits". *Arch Phys Med Rehabil*, 83(2), PP: 224-8.
43. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. (2009). "Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints". *J Biomech*, 42(12), PP: 1967-1973.