طب ورزشی _ پاییز و زمستان ۱۳۹۷
دورۀ ۱۰، شمارۀ ۲، ص : ۱۸۳ - ۱۶۷
تاریخ دریافت : ۱۱ / ۱۰ / ۹۵
تاریخ پذیرش : ۱۶ / ۰۲ / ۹۷

مقایسۀ زمان شروع فعالیت عضلات کمری لگنی و پرونئال در تکواندوکاران نخبۀ زن با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا حین فرود تک‌پا

مونا میرجانی[۱] فواد صیدی[۲*]

۱.کارشناسی ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکدۀ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران۲. دانشیار، گروه طب ورزشی، دانشکدۀ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

مچ پا اولین اندامی است که در فعالیت‌های روزمره با زمین در تماس است. پیچ‌خوردگی شایع‌ترین عارضۀ این مفصل است که علاوه‌بر مفصل آسیب‌دیده مفاصل دورتر را نیز درگیر می‌کند. هدف از تحقیق حاضر مقایسۀ زمان شروع فعالیت عضلات کمری لگنی و پرونئال در تکواندوکاران نخبۀ زن با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا حین فرود تک‌پاست. ۱۳ ورزشکار مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (سن۱/۳۶±۲۱/۲۳ سال، وزن۳/۵۶±۵۳/۷۶ کیلوگرم و قد ۱۶۶/۴۶۶۴/۸۴ سانتی‌متر) و ۱۳ ورزشکار سالم (سن ۱/۲۵±۲۰/۹۲ سال، وزن ۴/۱۷±۵۳/۶۹ کیلوگرم و قد ۵/۰۰±۱۶۶/۹۲ سانتی‌متر) به‌صورت هدفمند انتخاب شدند. حین اجرای پرش– فرود تک‌پا از عضلات ارکتورا سپاین، کوادراتوس لومباروم، گلوتوس مدیوس و پرونئوس لانگوس آنها فعالیت الکتریکی ثبت شد. برای مقایسۀ زمان شروع فعالیت عضلات از تحلیل واریانس چندمتغیری با $P\leq ۰/۰۵$ استفاده شد. نتایج نشان داد افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به‌طور معناداری دچار تأخیر در زمان آغاز فعالیت عضلات ارکتوراسپاین، کوادراتوس لومباروم، گلوتوس مدیوس و پرونئوس لانگوس نسبت به افراد گروه کنترل هستند. در نتیجه این افراد علاوه‌بر اختلال در فعالیت عضلۀ پرونئوس لانگوس دچار تأخیر در فعال شدن عضلات کمری-لگنی نیز هستند که این عامل می‌تواند دلیلی برای وقوع مجدد آسیب در این افراد باشد.

واژه‌های کلیدی

بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، تکواندو، زمان شروع فعالیت، عضلات کمری لگنی، عضلۀ پرونئوس لانگوس.

* نویسندۀ مسئول تلفن: ۰۹۱۲۶۷۸۱۷۴۰ Email: foadseidi@ut.ac.ir

مقدمه

مچ پا اولین اندامی است که فشارهای وارده بر بدن در جریان حرکات را جذب می‌کند. به همین دلیل از شایع‌ترین مفاصلی است که در بدن دچار آسیب‌دیدگی می‌شود. ۸۵ درصد آسیب‌های مچ پا را اسپرین خارجی تشکیل می‌دهد (۱)، به‌گونه‌ای که نرخ وقوع آن ۱ آسیب از هر ۱۰۰۰۰ نفر آسیب در طول روز و نرخ بروز مجدد آن بیش از ۸۰ درصد تخمین شده است (۳، ۲).

رشتهٔ ورزشی تکواندو از پرطرفدارترین رشته‌های ورزشی در سراسر جهان است که در عین حال به‌دلیل استفادهٔ بیشتر از ضربات پا در برابر ضربات دست نرخ بالایی از آسیب اندام تحتانی را به خود اختصاص می‌دهد. برای مثال، در پژوهشی روی تکواندوکاران اسپانیایی در فاصلهٔ زمانی میان دو المپیک مچ پا با نرخ ۱۲/۲ درصد سومین مفصل از لحاظ آسیب‌دیدگی، و در میان آسیب‌ها اسپرین و دررفتگی مفاصل دومین نرخ بروز را به خود اختصاص دادند (۴).

به‌طور کلی اسپرین در مچ پا در شرایط تحمل وزن روی اندام تحتانی به‌خصوص به‌صورت یکطرفه (۵)، صورت می‌گیرد و معمولاً به‌علت چرخش خارجی (سوپینیشن) بیش‌ازحد قسمت عقبی پا، هنگامی‌که ساق پا در وضعیت چرخش خارجی قرار دارد، اتفاق می‌افتد. این امر به کشش بیش‌ازحد رباط‌های خارجی منجر می‌شود. اگر این کشش بیش از قدرت کششی بافت رباطی باشد، صدمه ایجاد می‌شود. پلانتار فلکشن بیش‌ازحد در مرحلهٔ تماس اولیه هنگام راه رفتن به‌نظر می‌رسد احتمال ایجاد پیچ‌خوردگی را افزایش می‌دهد (۶).

شایع‌ترین عارضه پس از اسپرین خارجی در مچ پا، بی‌ثباتی مزمن[1] است که به دو نوع بی‌ثباتی مکانیکی[2] (حرکت مفصل بیش از محدودهٔ فیزیولوژیک طبیعی آن به‌دلیل آسیب آناتومیک ساختارهای لیگامانی حمایت‌کننده از مفصل) و بی‌ثباتی عملکردی[3] (حرکت مفصل خارج از کنترل ارادی فرد، نه لزوماً فراتر از دامنهٔ فیزیولوژیک مفصل (۷)) تقسیم می‌شود.

مشکلات باقیمانده از اسپرین اولیه مانند درد، تورم، خالی کردن، تکرار مجدد آسیب، ضعف عضلات پرونئال و اختلالات عصبی عضلانی می‌تواند سبب مزمن شدن آسیب اولیه شود (۹،۳). به‌گونه‌ای که گزارش شده است، حدود ۲۰ تا ۴۷ درصد از افراد با داشتن سابقهٔ حداقل یک اسپرین خارجی در مچ پا

1. Chronic ankle instability
2. Mechanical ankle instability
3. Functional ankle instability

دچار محدودیت‌های عملکردی باقیمانده در این مفصل می‌شوند (۷،۱). بنابراین ضروری است که عوامل دخیل در ایجاد این عارضه را شناسایی کرده و برای رفع آنها تلاش کنیم (۱).

پژوهش‌های پیشین عوامل متعددی را در بروز بی‌ثباتی عملکردی مچ پا مهم دانسته‌اند که از جملهٔ آنها می‌توان به افزایش سن (۴)، نقصان در تعادل (۱۱،۱۰،۷)، محدودیت قدرت در عضلات مچ پا (۱۱،۷)، اختلال گیرنده‌های حس عمقی در مچ پا (۱۲، ۱۱،۷)، وضعیت قرارگیری مچ پا هنگام تماس با زمین (۷،۲)، تأخیر در زمان عکس‌العمل عضلات (۱۱،۷-۱۳)، ضعف عضلات مرکزی (۱۴)، نسبت فعالیت عضلات (۱۵،۳)، ضعف و خستگی (۳۳،۳۲،۲۱،۱۵،۱۰) و تأخیر در شروع فعالیت عضلات مفاصل پروگزیمال (۱۶-۱۸) اشاره کرد.

با توجه به مطلب عنوان‌شده، اغلب پژوهشگران اسپرین در مچ پا را با تمرکز بیشتر بر اختلالات عصبی عضلانی تنها در مفصل آسیب‌دیده، به‌عنوان آسیب‌های بدون پیچیدگی و رویدادهای منطقه‌ای[1] بررسی کرده‌اند. در نتیجه اختلالات عملکردی ایجادشده در مفاصل بالاتر اغلب نادیده گرفته شده است. اگرچه این پژوهش‌ها (۲۰، ۱۹، ۱۷، ۱۶) تأثیر شایانی بر درک آسیب‌های عصبی- عضلانی در مفصل آسیب‌دیده داشته‌اند، فعالیت‌های عملکردی در اندام تحتانی تنها شامل حرکت یک مفصل نیست و حرکات بدن به‌صورت یک زنجیرهٔ کینتیکی است. بنابراین سراسر زنجیرهٔ حرکتی باید هماهنگ با یکدیگر عمل کنند و هر گونه مشکل یا نقص عملکردی در یکی از ساختارهای این زنجیره می‌تواند روی سایر ساختارهای آن، عملکرد غیرطبیعی ایجاد کند (۲۱). به‌گونه‌ای که اختلال در یک مفصل سبب اختلال در یکپارچگی مفاصل، تغییر در فعالیت عصبی و به‌کارگیری جبرانی عضلات در مفاصل دیگر می‌شود که نتیجهٔ آن اختلال در الگوی مرکزی حرکت است (۲۰، ۱۹، ۱۷، ۱۶).

از میان مقالاتی که اسپرین مچ پا را در مفاصل دورتر از محل آسیب بررسی کرده‌اند، گزارش شده است بعد از آسیب‌دیدگی مجموعه رباط‌های اندام تحتانی به‌ویژه مچ پا، پایداری وضعیت پویای بدن در ناحیهٔ کمری- لگنی نیز کاهش می‌یابد و این کاهش پایداری به‌صورت اختلال در قدرت عضلات این ناحیه ظاهر می‌شود. این اختلال در ثبات و قدرت عضلات بر مکانیسم راه رفتن و وضعیت قرارگیری پا هنگام برخورد با زمین[2] تأثیر می‌گذارد (۱۷) و می‌تواند سبب تغییر در استراتژی‌های حرکتی و بروز الگوهای جبرانی در افراد آسیب‌دیده شود.

---

1. Local
2. Heel strike

در همین زمینه آهن و همکاران (۲۰۱۱) و رووس و همکاران (۲۰۰۵) مشاهده کردند افراد دارای بی‌ثباتی استراتژی فرود ضعیف‌تری نسبت به افراد بدون بی‌ثباتی دارند. به‌گونه‌ای که این افراد با فلکشن بیشتر در زانو و دورسی فلکشن بیشتر در مچ پا، اختلال در مدت زمان رسیدن به حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت‌های قدامی- خلفی و داخلی- خارجی، فعالیت کمتر عضلهٔ سولئوس هنگام تماس با زمین و زمان طولانی‌تر برای رسیدن به ثبات، فرود می‌آیند (۲۳،۱۱،۲).

از جمله اختلالات دیگری که در پی بی‌ثباتی مزمن در سایر مفاصل اندام تحتانی گزارش شده است، می‌توان به تغییر در کینماتیک زانو (۲۴،۲۳،۱۹،۲) و لگن به‌خصوص به‌هنگام فرود از پرش (۲۵،۲۳،۲)، اختلال در زمان‌بندی و قدرت عضلات گلوتئوس (۱۷،۱۶)، نقص در راستای صحیح اندام تحتانی (۵)، اختلال در درک حسی و فعالیت پیشخوارنی عضلات دورتر (۲۶،۲۳،۲) و کاهش تمایل مرکز فشار به سمت عقب در نتیجه کاهش تولید نیروی رو به جلوی حرکت و به پیش راندن مرکز ثقل بدن زمانی که پای آسیب‌دیده به‌عنوان تکیه‌گاه در شروع راه رفتن به خدمت گرفته می‌شود (۱۹)، اشاره کرد.

این تغییرات نشان‌دهندهٔ آن است که بین آسیب‌دیدگی مچ پا و اختلالات عملکردی مفاصل پروگزیمال ارتباط وجود دارد. از جملهٔ این مفاصل می‌توان به ناحیهٔ کمری- لگنی که مرکز ثقل در آن قرار گرفته است و نقش مهمی در شروع حرکات سایر نواحی بدن بر عهده دارد، اشاره کرد.

با توجه به مطالب بیان‌شده تحقیقات اندکی زمان‌بندی شروع فعالیت عضلات ناحیهٔ کمری- لگنی را بین افراد سالم و افراد دارای سابقهٔ اسپرین در مچ پا بررسی کرده‌اند. بنابراین ضرورت انجام چنین تحقیقی به‌خصوص میان تکواندوکاران دارای این عارضه به‌دلیل نیاز رشتهٔ ورزشی، مبنی بر فرودهای مکرر تک‌پا و استفاده از پا بیش از سایر اندام‌ها، بیش از پیش احساس می‌شود. بر این اساس هدف از پژوهش حاضر مقایسهٔ زمان شروع فعالیت عضلات کمری لگنی و پرونئال در تکواندوکاران نخبهٔ زن با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا حین فرود تک‌پاست.

روش‌شناسی تحقیق

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی است، که در آن شروع فعالیت عضلات کمری لگنی و پرونئال در دو گروه بررسی شد. جامعهٔ آماری پژوهش عبارت بود از تکواندوکاران زن ۲۰ تا ۲۵ سالهٔ حاضر در لیگ کشوری تکواندو و مسابقات انتخابی استان تهران در سال ۱۳۹۳ که دارای کمربند مشکی تکواندو با سابقهٔ حداقل پنج سال فعالیت مستمر به‌صورت حداقل سه جلسه در هفته بودند. از این بین ۲۶ نفر به‌صورت هدفمند

در قالب دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا که از لحاظ سن، قد، وزن، و شاخص تودهٔ بدنی مشابه بودند، انتخاب شدند. بی‌ثباتی عملکردی از طریق دو تست کشویی قدامی و چرخش قاپ با تأیید پزشک و کسب نمرهٔ بین ۱۵ تا ۲۳ از پرسشنامهٔ کامبرلند مشخص شد (۹).

همچنین گروه دارای بی‌ثباتی می‌بایست طی سال گذشته حداقل سه مرتبه احساس خالی کردن در مچ پا حین فعالیت ورزشی یا فعالیت روزانه را تجربه کرده باشند و افراد گروه بی‌ثباتی نمرهٔ بین ۱۵ تا ۲۳ و افراد گروه بدون بی‌ثباتی نمرهٔ بین ۲۷ تا ۳۰ را از پرسشنامهٔ کامبرلند کسب کرده باشند (۲۳،۱۱،۲). به‌علاوه آزمودنی‌ها نباید دارای اختلالات عصبی عضلانی، شاخص تودهٔ بدنی غیرنرمال، سابقهٔ شکستگی یا عمل جراحی در اندام تحتانی، سابقهٔ شرکت در برنامهٔ توانبخشی حداقل در سه ماه گذشته و انجام فعالیت خسته‌کننده در ۷۲ ساعت قبل از تست‌گیری باشند (۱۵،۳). برای اجرای پژوهش موردنظر پس از هماهنگی‌های اولیه، در روزهای تعیین‌شده از آزمودنی‌ها دعوت به‌عمل آمد تا در زمان مقررشده در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکدهٔ تربیت بدنی دانشگاه تهران حاضر باشند. در ادامه پس از ارائهٔ توضیحات کامل در مورد نحوهٔ اجرای تست، فعالیت الکتریکی عضلات ارکتور اسپاین، کوادراتوس لومباروم، گلوتوس مدیوس و پرونئوس لانگوس حین فرود تک‌پا ثبت شد. به‌منظور آماده‌سازی پوست پس از مشخص شدن محل اتصال الکترودها، موهای ناحیهٔ مذکور به‌وسیلهٔ تیغ یک‌بار مصرف تراشیده شد، سپس به‌وسیلهٔ پنبهٔ آغشته به الکل موضع به‌طور کامل تمیز شده و با پنبهٔ خشک به‌طور کامل خشک شد. به‌منظور ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، از الکترودهای یک‌بار مصرف مارک اسکین تکت[1] که قطر قسمت مرکزی رسانای آنها یک سانتی‌متر بود، استفاده شد. الکترودگذاری به روش دوقطبی صورت گرفت و فاصلهٔ مرکز به مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته شد. محل اتصال الکترودها مطابق با استاندارد اروپا[2] و الکترودگذاری در وضعیت ایستاده روی عضلات ارکتور اسپاین حد فاصل مهره‌های L3 و L4، کوادراتوس لومباروم ۴ سانتی‌متر خارج‌تر از محل الکترودگذاری عضلهٔ ارکتور اسپاین حد فاصل دندهٔ دوازدهم و تاج خاصره،[3] گلوتوس مدیوس نقطهٔ میانی تاج خاصره تا تروکانتر بزرگ و پرونئوس لانگوس در ۲۵ درصدی خط میان سر استخوان نازک‌نی و قوزک خارجی انجام گرفت.

1. Skintact
2. Seniam
3. Iliac crest

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات پس از پاکسازی پوست و اتصال دستگاه الکترومایوگرافی به بدن فرد (شایان ذکر است مدت زمان ۱ دقیقه برای ایجاد سازگاری الکترود با پوست بدن در نظر گرفته شد)، آزمودنی‌ها از پله‌ای به ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر به‌صورت تک‌پا فرود می‌آمدند و سعی می‌کردند این وضعیت را به مدت ۳ ثانیه حفظ کنند. در ابتدا آزمودنی‌ها چند مرتبه این فرود را تمرین کردند، سپس فعالیت الکتریکی عضلات افراد حین ۵ مرتبه فرود تک‌پا ثبت شد. ۳ تکرار از ۵ تکرار صحیح برای محاسبهٔ زمان شروع فعالیت عضلات مذکور به‌کار رفت.

پس از جمع‌آوری سیگنال‌ها و بازبینی آن از لحاظ سلامت و نبود نویز، با استفاده از برنامهٔ نوشته‌شده در محیط نرم‌افزار متلب زمان آغاز فعالیت عضلات محاسبه شد. برای پردازش اطلاعات در این برنامه ابتدا سیگنال‌های خام[1]ثبت‌شده از تکلیف پرش- فرود به‌وسیلهٔ دستگاه Megawin نسخهٔ ۳ به فرمت ASCII تبدیل و ذخیره شد، سپس فایل ذخیره‌شده در محیط Matlab باز گردید. نرم‌افزار نوشته‌شده ابتدا سیگنال‌ها را به‌صورت تمام موج یکسویه[2]درمی‌آورد، سپس از یک فیلتر بالاگذر[3]با فرکانس ۵۰ هرتز عبور می‌داد. بازهٔ زمانی ۳۰۰ میلی‌ثانیه قبل تا ۳۰۰ میلی‌ثانیه بعد از تماس پا با زمین به‌عنوان بازهٔ هدف برای شناسایی زمان شروع فعالیت در محیط نرم‌افزار Matlab انتخاب شد. بدین‌ترتیب در بازهٔ زمانی ۱۵۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین، شروع اولین صعود که بدون توقف یا کاهش دامنهٔ سیگنال الکترومایوگرافی بوده و برابر با میانگین به‌علاوهٔ ۳ انحراف استاندارد زمان استراحت باشد و حداقل به مدت ۳۰ میلی‌ثانیه در این وضعیت باقی بماند، به‌عنوان نقطهٔ شروع فعالیت عضلات در نظر گرفته شد. سپس اختلاف بین زمان برخورد پنجهٔ پا با زمین و زمان شروع فعالیت برای هر یک از عضلات محاسبه و ثبت شد. به‌منظور تعیین لحظهٔ تماس در سیگنال‌های الکترومایوگرافی از دو عدد سویچ پایی در محل پنجه و پاشنهٔ فرد استفاده شد. برای هر یک از عضلات در حین فرود آمدن میانگین سه زمان شروع فعالیت طی سه تکرار به‌عنوان زمان شروع فعالیت نهایی عضله در نظر گرفته شد (۹).

اطلاعات به‌دست‌آمده از اندازه‌گیری متغیرها در این پژوهش با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۲۰ و آمار توصیفی و استنباطی تجزیه‌وتحلیل شد. برای بررسی وجود اختلاف آماری بین مشخصات آنتروپومتریکی گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا از آزمون تی مستقل استفاده شد. برای بررسی

1. Raw EMG signals
2. Full- wave rectified
3. High-pass filter

اختلاف زمان آغاز فعالیت عضلات مورد مطالعه بین دو گروه، از تحلیل واریانس چندمتغیری استفاده شد. سطح معناداری نیز در پژوهش حاضر برابر با ۹۵٪ یا آلفای کوچک‌تر یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد که بین سن، قد، وزن و سابقهٔ ورزشی در گروه‌های دارای بی‌ثباتی و گروه سالم تفاوت معناداری وجود ندارد (P≤۰/۰۵). ازاین‌رو می‌توان از همگن بودن نمونه‌های مورد مطالعه اطمینان حاصل کرد. اما این میزان در نمرهٔ پرسشنامهٔ کامبرلند بین دو گروه معنادار است (P≤۰/۰۵)، که نشان‌دهندهٔ وجود اختلال در گروه دارای بی‌ثباتی است (جدول ۱).

جدول ۱. مشخصات آنتروپومتریکی و اطلاعات مربوط به سابقهٔ ورزشی گروه با و بدون و بی‌ثباتی عملکردی مچ پا؛ میانگین± انحراف استاندارد و نتایج آزمون تی مستقل در مقایسهٔ بین‌گروهی

متغیر(واحد)	گروه	میانگین± انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر	معناداری	درجات آزادی
سن (سال)	سالم	۲۰/۹۲±۱/۲۵	۲۰	۲۳	۰/۷	۲۴
	بی‌ثباتی	۲۱/۲۳±۱/۳۶	۲۰	۲۳		
قد (متر)	سالم	۱۶۶/۹۲±۵/۰۰	۱/۶۰	۱/۷۵	۰/۹۵	۲۴
	بی‌ثباتی	۱۶۶/۴۶±۴/۷۸	۱/۶۱	۱/۷۴		
وزن (کیلوگرم)	سالم	۵۳/۶۹±۴/۱۳	۴۸	۶۰	۰/۵۱	۲۴
	بی‌ثباتی	۵۳/۴۶±۴/۱۱	۴۹	۵۹		
سابقهٔ ورزشی (سال)	سالم	۷/۹۲±۱/۷۵	۶	۱۱	۰/۴۷	۲۴
	بی‌ثباتی	۸/۳۸±۲/۲۱	۷	۱۳		
پرسشنامهٔ کامبرلند	سالم	۲۹/۵۳±۰/۵۱	۲۹	۳۰	۰/۰۰۱	۲۴
	بی‌ثباتی	۱۸/۵۳±۱/۷۱	۱۶	۲۱		

نتایج حاصل از تحلیل واریانس چندمتغیری نیز نشان داد، هنگامی‌که زمان آغاز فعالیت هر چهار عضله توأم با هم بین دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی در نظر گرفته شوند، اختلاف معناداری وجود دارد (P =۰/۰۰۱) (جدول ۲). این میزان در زمان آغاز فعالیت عضلات ارکتور اسپاین (P =۰/۰۲۴)، کوادراتوس لومباروم (P =۰/۰۲)، گلوتوس مدیوس (P =۰/۰۰۳) و پرنئوس لانگوس (P =۰/۰۰۱) بین دو گروه معنادار بود (جدول ۳). همچنین این تفاوت میان گروه آسیب‌دیده و سالم را می‌توان در نمودار ۱

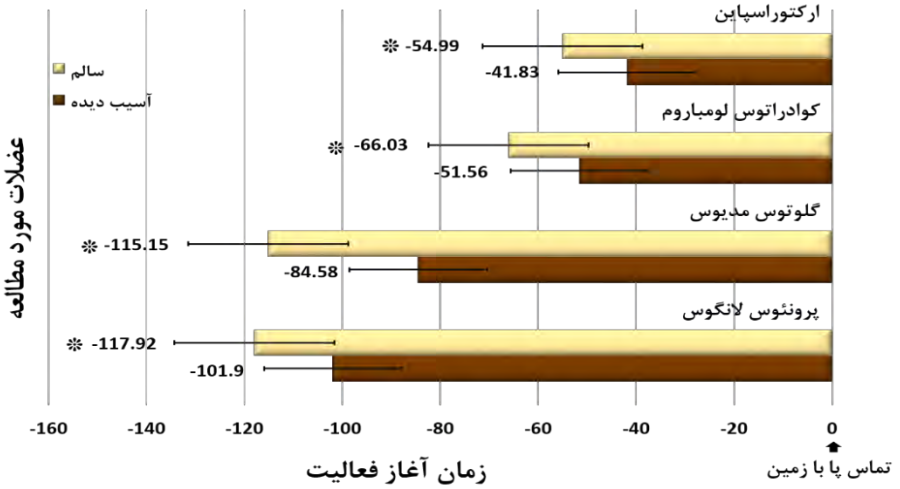
به‌روشنی مشاهده کرد. شایان ذکر است علامت منفی به‌منزلهٔ زمان آغاز فعالیت عضلات پیش از برخورد با زمین است.

جدول ۲. نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیری برای مقایسهٔ زمان آغاز فعالیت عضلات مورد مطالعه در دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در پیش‌آزمون

متغیر (واحد)	F	درجهٔ آزادی فرضیه	درجهٔ آزادی خطا	معناداری	اندازهٔ اثر
زمان آغاز فعالیت (میلی‌ثانیه)	۶/۶۲۲	۴	۲۱	۰/۰۰۱	۰/۵۵۸

جدول ۳. نتایج تأثیر بین‌گروهی آزمون تحلیل واریانس چندمتغیری برای مقایسهٔ زمان آغاز فعالیت عضلات مورد مطالعه در دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در پیش‌آزمون

متغیر وابسته	عضله	گروه	میانگین±انحراف استاندارد	درجهٔ آزادی	F	معناداری	اندازهٔ اثر
زمان آغاز فعالیت (میلی‌ثانیه)	ارکتور اسپاین	سالم	-۵۴/۹۹±۱۲/۴۷	۱	۵/۸۴۶	۰/۰۲۴	۰/۱۹۶
		بی‌ثباتی	-۴۱/۸۳±۱۵/۱۶				
	کوادراتوس لومباروم	سالم	-۶۵/۰۳±۱۱/۵۹	۱	۶/۱۷۸	۰/۰۲	۰/۲۰۵
		بی‌ثباتی	-۵۰/۵۶±۱۷/۴۹				
	گلوتوس مدیوس	سالم	-۱۱۵/۱۵±۱۴/۸۲	۱	۱۱/۱۲۵	۰/۰۰۳	۰/۳۱۷
		بی‌ثباتی	-۸۴/۵۸±۲۹/۵۳				
	پرونئوس لانگوس	سالم	-۱۱۷/۹۲±۱۴/۲۴	۱	۱۴/۵۲۴	۰/۰۰۱	۰/۳۷۷
		بی‌ثباتی	-۱۰۱/۹۰±۵/۲۰				



نمودار ۱. زمان آغاز فعالیت عضلات مورد مطالعه در دو گروه آسیب‌دیده و سالم. ❊ نشان‌دهندهٔ معناداری

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد، زمان شروع فعالیت عضلات ارکتور اسپاین، کوادراتوس لومباروم، گلوتئوس مدیوس و پرونئوس لانگوس در گروه مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، به‌طور معناداری طولانی‌تر از افراد گروه کنترل است (جدول ۲).

مکانیسم‌های کنترلی عصبی- عضلانی، با به‌کارگیری عضلات، سفتی مفصل را افزایش می‌دهند تا پایداری و کنترل گشتاور مفاصل را بهتر کرده و از فروپاشی سیستم جلوگیری کنند. ناحیهٔ مرکزی بدن مرکز زنجیرهٔ حرکتی بیشتر فعالیت‌های ورزشی است. کنترل قدرت، تعادل و حرکت این ناحیه عملکرد زنجیرهٔ حرکتی اندام‌های فوقانی و تحتانی را افزایش می‌دهد (۲۷). از آنجا که عملکرد عضلات مرکزی بدن بر فعال شدن عضلات سایر نواحی تأثیر دارند، اختلال در این عضلات ممکن است به تأخیر در فعال شدن عضلات اندام‌های فوقانی و تحتانی منجر شود. بر این اساس می‌توان گفت کنترل حرکتی و ثبات در یک الگوی پروگزیمال به دیستال ایجاد می‌شود و تکامل می‌یابد (۲۷).

به‌نظر می‌رسد فرمان حرکتی برای فعال شدن عضلات افراد سالم و به‌ویژه عضلات مرکزی قبل از لحظهٔ برخورد پا با زمین صادر می‌شوند. فعال شدن این عضلات قبل از برخورد پا با زمین به‌منظور تأمین

ثبات زنجیرهٔ حرکتی در برابر اغتشاش ناشی از برخورد پا با زمین است (۲۹،۲۸،۲۴). افرادی که پیش فعالیت عضلانی زودتر و قوی‌تر دارند، ثبات دینامیک وضعیتی آنها بهتر است (۳۰).

این یافته‌ها نشان می‌دهد که برنامه‌ریزی سیستم عصبی مرکزی به‌نحوی انجام گرفته است که با پیش‌انقباضی عضلات، اغتشاش ناشی از برخورد پا با زمین کنترل شود. به‌طور طبیعی به مرور زمان و در اثر تجربیات و یادگیری حاصل از آن با پیش‌بینی زمان برخورد پا با زمین، این عضلات پیش از برخورد فعال می‌شوند و قبل از بروز اغتشاش، ثبات تنه را حفظ می‌کنند. به‌عبارت دیگر سیستم عصبی مرکزی نتیجهٔ حرکت و اغتشاش را پیش‌بینی می‌کند و از طریق به‌کار گرفتن استراتژی حرکتی مناسب سعی دارد که بر آن غلبه کند. این یادگیری بر مبنای تجربیات پیشین، مکانیزم عملکردی است که به افراد اجازه می‌دهد، انرژی مصرفی را هنگام مواجههٔ آشکار با محرک غیرمضر به حداقل برساند، یا از بدن در شرایط آسیب‌زا محافظت کنند (۳۱). برای نمونه کرسول[1] گزارش کرده است زمانی‌که شخص بتواند اغتشاش پیش رو را پیش‌بینی کند، عضلات مرکزی[2] مثل ترنسورس ابدومینیس، اینترنال اوبلیک، اکسترنال اوبلیک، رکتوس ابدومینیس و ارکتور اسپاینا به‌طور سریع و قبل از اعمال اغتشاش وارد عمل می‌شوند، تا ثبات تأمین شود (۳۲).

در تحقیق حاضر مشاهده شد علاوه‌بر گروه کنترل، در گروه بی‌ثباتی عملکردی نیز قبل از لحظهٔ برخورد پا با زمین فعالیت عضلانی در هر چهار گروه عضلانی آغاز شده است، اما این روند نسبت به افراد سالم کندتر اتفاق می‌افتد و با تأخیر بیشتری همراه است. به‌دلیل اینکه آزمودنی‌های تحقیق حاضر دارای بی‌ثباتی در مچ پا بودند و در سایر مفاصل و عضلات اندام تحتانی اختلالی نداشتند، بنابراین می‌توان اختلال در پیش‌فعالی این عضلات را به بی‌ثباتی مچ پا نسبت داد.

همسو با تحقیق حاضر، تحقیقات مختلفی فعالیت عضلات اندام تحتانی را بین دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بررسی کرده‌اند. چانگ[3] و همکاران عنوان داشتند، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا میزان فعالیت کمتری در عضلات تیبیالیس انتریور، رکتوس فموریس و بایسپس فموریس، سولئوس، تیبیالیس انتریور و پرونئوس لانگوس در جهات مختلف تست ستاره نسبت به افراد بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا داشتند (۲۳). دلاهونت[4] و همکاران نیز گزارش کردند حین وظیفهٔ پرش فرود جفت پا

1. Cresswell
2. Core muscles
3. Chang sik ahn
4. Delahunt

روی تختهٔ اینورژنی افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی میزان و شروع فعالیت کمتری پیش از برخورد پا با زمین نسبت به افراد بدون بی‌ثباتی داشتند (۷). تمامی این نتایج نشان‌دهندهٔ وجود اختلال در عضلات اندام تحتانی در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پاست.

عضلهٔ ارکتور اسپاین ثبات‌دهندهٔ موضعی ستون فقرات محسوب می‌شود (۳۳). بخش‌های انتهایی این عضله، به‌همراه عضلات ترانسور ابدومینیس و اینترنال اوبلیک با فراهم کردن ثبات ستون مهره‌های کمری تغییرات مرکز ثقل را اصلاح می‌کند (۳۴).

تحقیقات مختلفی به اهمیت عضلهٔ ارکتور اسپاین در تأمین ثبات تنه در طی اعمال اغتشاشات پرداخته‌اند (۳۶،۳۵). نشان داده شد که عضلات ارکتور اسپاین قبل از بروز اغتشاش و با مکانیسم پیش‌خوراند شروع به فعالیت می‌کنند. این فعالیت در حین فرود می‌تواند نشان‌دهندهٔ نقش این عضله در کنترل مرکز جرم، کنترل شتاب فرود از پله و جلوگیری از حرکت فرد به سمت جلو باشد (۳۵). همچنین بازخورد دوک‌ها در عضلات اطراف مفصل مچ پا برای برانگیختن این عضله به‌منظور کنترل وضعیت بدنی اهمیت ویژه‌ای دارد، به‌گونه‌ای که فعالیت عضلات تنه به‌شدت از طریق سیگنال‌های دریافتی از این دوک‌ها تحت تأثیر قرار می‌گیرد. کلاری[1] و همکاران در تحقیقی با ایجاد تحریک از طریق ضربه به تاندون آشیل مسیرهای عصبی منتهی به عضلات ارکتور اسپاین را ارزیابی کردند. نتایج این تحقیق نشان داد ایجاد تحریک در تاندون آشیل سبب برانگیخته شدن عضلات ارکتور اسپاین در هر دو سمت بدن می‌شود که این برانگیختگی به شکل تحریک در فاز اولیه حداکثر بین ۲۰ تا ۲۸ میلی‌ثانیه، مهار در فاز میانی حداکثر بین ۵۷ تا ۶۱ میلی‌ثانیه و تحریک مجدد در فاز تأخیری حداکثر بین ۹۱ تا ۱۰۴ میلی‌ثانیه است (۳۴).

عضلات کوادراتوس لومباروم و گلوتئوس مدیوس کنترل‌کننده‌های اصلی حرکت ران، لگن و تنه در صفحهٔ فرونتال به‌شمار می‌روند. برخی محققان مثل مکگیل[2] بر نقش بخش‌های داخلی عضلهٔ کوادراتوس لومیاروم در تأمین ثبات و کنترل ستون فقرات تأکید دارند (۳۷). این بخش از عضله ارتباط وسیعی با مهره‌های کمری دارد و از طریق زوائد عرضی مهره‌ها بازوی اهرمی بزرگی را تولید می‌کند، و از سوی دیگر، به قفسهٔ سینه و تاج خاصره متصل می‌شود و می‌تواند به محافظت ستون فقرات در برابر نیروهای برشی منجر شود و بار وارده را کنترل کند. بنابراین عضلهٔ کوادراتوس لومیاروم به‌طور موضعی نقش بسیار

1. Clair
2. McGill

مهمی در محافظت جانبی ستون فقرات دارد. همچنین فعالیت این عضله در تکالیفی که در آنها بخش غالب گشتاورهای وارده فلکشن طرفی است، نقش مهمی ایفا می‌کند.

عضلهٔ گلوتئوس مدیوس سفتی اندام تحتانی در صفحهٔ فرونتال را تأمین کرده و همراه با کوادراتوس لومباروم جابه‌جایی جانبی تنه هنگام اعمال اغتشاش را کنترل می‌کند (۳۸،۳۳). اختلال در عملکرد گلوتوس مدیوس سبب فراهم آوردن قدرت ناکافی در ابداکشن و چرخش خارجی ران می‌شود که علت شایع در آسیب‌دیدگی اندام تحتانی بوده و اغلب با کاهش کنترل پاسچر در ارتباط است (۲۷). همچنین اختلال در این عضله سبب کاهش کنترل در سر استخوان ران و کاهش تولید نیروی اسنتریک در ابداکشن و چرخش داخلی و اداکشن ناخواسته در ران می‌شود. این تغییرات پروگزیمال به بخش دیستال منتقل شده و موجب اختلال در عملکرد زنجیره‌های حرکتی در مفاصل پایینی می‌شود. چنین تغییراتی اندام تحتانی را در موقعیت آسیب‌پذیر قرار خواهد داد (۳۹). ضعف در این عضله نیز می‌تواند عاملی برای بروز اختلال در مفاصل پایینی در اندام تحتانی باشد. برای نمونه همبستگی منفی بین حداکثر گشتاور ابداکتوری ران و والگوس زانو حین اسکات تک‌پا گزارش شده است، که این امر خود عامل افزایش ریسک آسیب رباط صلیبی قدامی است (۴۰).

به‌طور کلی فعالیت زودهنگام سه عضلهٔ مذکور، نشان‌دهندهٔ نقش این عضلات در کنترل حرکت پروگزیمال اندام تحتانی در حین فرود است. این عضلات در تأمین ثبات ناحیهٔ لگنی- رانی به‌عنوان بخش مهمی از ناحیهٔ مرکزی، در برابر بار وارده به اندام تحتانی در حین فرود نقش بازی می‌کنند. تأخیر طولانی‌تر در زمان شروع فعالیت این عضلات به‌خصوص عضلهٔ گلوتئوس مدیوس در افراد مبتلا هنگام فرود ممکن است به کاهش ثبات ناحیهٔ کمری- لگنی منجر شود، چراکه جابه‌جایی زیاد ناحیهٔ کمری- لگنی در صفحهٔ فرونتال بار زیادی را به اندام تحتانی تحمیل خواهد کرد (۴۲،۴۱).

علت وجود تأخیر معنادار در زمان شروع فعالیت عضلات در گروه بی‌ثباتی را می‌توان وجود اختلال در گیرنده‌های مکانیکی مچ پا در افراد آسیب‌دیده فرض کرد، چراکه اگر فعالیت گیرنده‌های موجود در مچ پا به‌دلیل بیش حرکتی در مفصل دچار تأخیر شود، رفلکس‌های چندسیناپسی نشأت‌گرفته از گیرنده‌های مفصلی مچ پا و مقصد آنها برای عضلات لگن نیز دچار تأخیر می‌شود (۱۶).

از طرف دیگر بخش مرکزی به‌عنوان بخشی از زنجیرهٔ حرکتی است که می‌تواند بر نرومکانیک مچ پا تأثیر بگذارد. بی‌ثباتی در بخش مرکزی توانایی زنجیرهٔ حرکتی برای حفظ نیرو و ایجاد ثبات پویا را کاهش می‌دهد و در نتیجه به ایجاد الگوهای جایگزین و حرکات ناکارامد منجر می‌شود، و این مسئله ممکن است

سبب جذب نامناسب نیروی عکس‌العمل زمین در حین فرود یا حتی تولید گشتاورهای نامناسب در مفاصل اندام تحتانی شود (۴۳، ۴۲). از طرف دیگر وجود اختلال در مچ پا سبب ایجاد تغییر در کینماتیک سایر مفاصل اندام تحتانی مانند زانو و لگن حین انجام فعالیت‌های مختلف می‌شود (۴۴،۱۱،۲). در نتیجه پس از بروز اختلال در مفصل برنامه‌ریزی‌های سیستم مرکزی و الگوهای حرکتی مفاصل پروگزیمال مختل می‌شود.

چهارمین عضلهٔ مورد بررسی در تحقیق حاضر عضلهٔ پرونئوس لانگوس است. عضلات پرونئال عضلات اصلی اورتو مفصل مچ پاست که با فراهم کردن ثبات جانبی از طریق انقباض اسنتریک خود، از مچ پا در برابر آسیب خارجی محافظت می‌کنند (۸).

تصور می‌شود که زمان عکس‌العمل این عضلات و بزرگی پاسخ آن نقش مهمی در جلوگیری از گشتاورهای اینورتوری مچ پا دارد و به حفظ تعادل کمک می‌کند. گفته شده است وجود عضلات اورتور قوی در شرایط پیش‌بینی‌شده مؤثرترین راه برای محافظت از مفصل مچ پا در لحظهٔ برخورد پا با زمین است. پس از برخورد پا با زمین و چرخش‌های مفصلی متعاقب آن نیز تغییر طول سریع و شدید مجموعهٔ تاندونی- عضلانی اتفاق می‌افتد. فعالیت قبل از فرود عضلات مچ پا، این مجموعه را آماده می‌کند تا این تغییر طول را به‌طور مناسب کنترل کند (۴۵). از طرفی تأخیر در پاسخ عصبی عضلانی در عضلات اورتور در افراد دارای بی‌ثباتی، ممکن است نشان‌دهندهٔ سرعت هدایت پایین‌تر عصب حرکتی در طول عصب پرونئال به‌دلیل آسیب به شاخه عمقی عصب پرونئال به‌دنبال آسیب در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی باشد (۷).

محتمل‌ترین فرضیه‌ای که در خصوص اسپرین در مچ پا مطرح شده، فرضیهٔ اختلال در ارسال پیام‌های عصبی آوران برای ارزیابی زمان عکس‌العمل مناسب عضلات به‌خصوص عضلات پرونتال است. کاهش اطلاعات آوران از مفصل سبب تغییر در واکنش به حرکات غیرمنتظره می‌شود، طوری‌که نقص در این واکنش‌ها ممکن است پایداری مفصلی را به مخاطره بیندازد (۴۶). اغلب تحقیقات برای بررسی این زمان واکنش بین افراد سالم و دارای اختلال در مچ پا، از صفحات اینورژنی برای ایجاد اغتشاش در مچ پا و ارزیابی زمان آغاز فعالیت در عضلات اطراف مفصل مچ پا استفاده کرده‌اند (۴۷،۳۱،۱۲،۸). برای نمونه در تحقیقی از گریگوری[1] و همکاران با استفاده از فرود جفت‌پا روی تخته اینوژنی مشاهده شد در افراد دارای

1. Gregory M. Gutierrez

بی‌ثباتی به‌طور معناداری عضله پرونئوس لانگوس قبل از برخورد پا با زمین فعالیت بیشتری نسبت به گروه کنترل داشته است. در نتیجه در لحظهٔ تماس پا با زمین مچ پا وضعیت اینورژنی کمتری داشته است (۸).

زمانی‌که مفصل ساب تالار مجبور به اینورژن می‌شود، گیرنده‌های مکانیکی در لیگامان‌های خارجی مچ پا فعال می‌شوند که سبب افزایش حساسیت دوک‌های عضلانی در عضلهٔ پرونئوس لانگوس می‌شوند. این افزایش حساسیت به حرکت اینورژن سبب انقباض رفلکسی در عضلهٔ پرونئوس لانگوس می‌شود (۱۳). این چرخهٔ رفلکسی به این صورت است که ابتدا یک سیگنال آوران به نخاع ارسال می‌شود و به‌طور رفلکسی نخاع یک سیگنال وابران به نورون حرکتی گاما در دوک عضلانی در عضلات پرونئال می‌فرستد، که عضله را به کشش حساس می‌کند. در نتیجه این دوک‌ها انقباضی را در جهت خلاف کشش در عضلات ایجاد می‌کنند (۴۷) که در نتیجهٔ آن به کنترل مچ پا در لحظهٔ اینورژن کمک کرده و از مچ پا در برابر اسپرین خارجی محافظت می‌کند (۱۳).

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج تحقیق حاضر نشان داد افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی در مچ پا دچار تأخیر در زمان آغاز فعالیت عضلات ارکتور اسپاین، کوادراتوس لومباروم، گلوتوس مدیوس و پرونئوس لانگوس نسبت به افراد گروه کنترل هستند. وجود این اختلال در عضلات نواحی دورتر از آسیب در گروه دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بروز الگوهای حرکتی جبرانی و نقص در برنامه‌ریزی سیستم عصبی مرکزی را توجیه می‌کند و این عامل خود می‌تواند دلیلی برای وقوع مجدد اسپرین در مچ پای این افراد باشد. براساس نتایج مذکور پیشنهاد می‌شود تحقیقات آینده افراد با و بدون بی‌ثباتی عملکردی را در زمان‌های مختلف تمرینی و مسابقه‌ای و در زمان‌های وقوع خستگی یا سایر حالت فیزیولوژیک دیگر که احتمال وقوع آسیب در مچ پا بیشتر است، با یکدیگر مقایسه کنند.

پرتال جامع علوم انسانی

منابع و مآخذ

1. Forestier N, Teasdale N, Nougier V. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. Med Sci Sports Exerc. 2002;34(1):117-22.
2. Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. Journal of athletic training. 2009;44(4):350-5.

3. Silva BARS, Martinez FG, Pacheco AM, Pacheco I. Effects of the exercise-induced muscular fatigue on the time of muscular reaction of the fibularis in healthy individuals. Revista Brasileira de Medicina do Esporte. 2006;12(2):85-9.
4. Altarriba-Bartes A, Drobnic F, Til L, Malliaropoulos N, Montoro JB, Irurtia A. Epidemiology of injuries in elite taekwondo athletes: two Olympic periods cross-sectional retrospective study. BMJ Open. 2014;4(2):1-8.
5. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. Journal of athletic training. 2011;46(3):246-56.
6. Hertling D, Kessler RM. Management of common musculoskeletal disorders: physical therapy principles and methods: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
7. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2007;17(6):641-8.
8. Gutierrez GM, Knight CA, Swanik CB, Royer T, Manal K, Caulfield B, et al. Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. The American journal of sports medicine. 2012;40(1):193-201.
9. Mamashli A, Jamshidi AA, Maroufi N, jafari h. Timing of the core muscles during landing in healthy subjects Physical Treatments Journal. 2012;2(2).[In persian]
10. Suponitsky Y, Verbitsky O, Peled E, Mizrahi J. Effect of selective fatiguing of the shank muscles on single-leg-standing sway. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2008;18(4):682-9.
11. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. Journal of athletic training. 2005;40(4):298-304.
12. Menacho MdO, Pereira HM, Oliveira BIRd, Chagas LMPM, Toyohara MT, Cardoso JR. The peroneus reaction time during sudden inversion test: Systematic review. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;20(4):559-65.
13. Knight AC, Weimar WH. Difference in response latency of the peroneus longus between the dominant and nondominant legs. Journal of sport rehabilitation. 2011;20(3):321-32.
14. Wilkerson GB, Giles JL, Seibel DK. Prediction of core and lower extremity strains and sprains in collegiate football players: a preliminary study. J Athl Train. 2012;47(3):264-72.
15. Lin WH, Liu YF, Hsieh CC, Lee AJ. Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. J Sci Med Sport. 2009;12(1):42-9.
16. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1995;76(12):1138-43.
17. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. Journal of athletic training. 2006; 41(1), 74-78

18. Bloem BR, Allum JH, Carpenter MG, Honegger F. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses? Experimental brain research. 2000;130(3):375-91.
19. Hass CJ, Bishop MD, Doidge D, Wikstrom EA. Chronic ankle instability alters central organization of movement. The American journal of sports medicine. 2010;38(4):829-34.
20. Hosseinimehr SH, Daneshmandi H, Norasteh AA. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. Physics International. 2010;1(1):22-6.
21. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(1):90-5.
22. Darzi Z, Alizadeh MH, Jamshidi AA. A comparison between hip and ankle eccentric torque in female athletes with functional ankle instability. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2012;8(2).
23. Ahn CS, Kim HS, Kim MC. The effect of the EMG activity of the lower leg with dynamic balance of the recreational athletes with functional ankle instability. Journal of Physical Therapy Science. 2011;23(4):579-83.
24. Gribble P, Robinson R. Differences in spatiotemporal landing variables during a dynamic stability task in subjects with CAI. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2010;20(1):63-71.
25. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. Journal of orthopaedic research. 2006;24(10):1991-2000.
26. Bullock-Saxton JE. Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. Physical therapy. 1994;74(1):17-28.
27. Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. Clinical Biomechanics. 2007;22(5):489-94.
28. Soderberg GL, Dostal WF. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. Physical therapy. 1978;58(6):691-6.
29. Fu SN, Hui-Chan C. Modulation of prelanding lower-limb muscle responses in athletes with multiple ankle sprains. Medicine and science in sports and exercise. 2007;39(10):1774-83.
30. Wikstrom EA, Tillman MD, Schenker SM, Borsa PA. Jump-landing direction influences dynamic postural stability scores. Journal of Science and Medicine in Sport. 2008;11(2):106-11.
31. Jackson ND, Gutierrez GM, Kaminski T. The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009;19(1):75-84.
32. Cresswell A, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. Experimental Brain Research. 1994;98(2):336-41.

33. Tang P-F, Woollacott MH, Chong RK. Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. Experimental Brain Researc.1998;119(2):141-152
34. Clair J, Okuma Y, Misiaszek J, Collins D. Reflex pathways connect receptors in the human lower leg to the erector spinae muscles of the lower back. Experimental brain research. 2009;196(2):217-27.
35. Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1999;80(9):1005-12.
36. Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. Experimental Brain Research. 1999;124(1):69-79.
37. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. Current sports medicine reports. 2008;7(1):39-44.
38. M m, T D, D W. Gluteal muscle activity during weightbearing and non-weightbearing exercise. Int J Sports Phys Ther. 2014;9(7):907-14.
39. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. Journal of athletic training. 2011;46(6):607-14.
40. Kagaya Y, Fujii Y, Nishizono H. Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. Journal of Sport and Health Science. 2015;2(4):182-7.
41. Tanaka K, Miyashita K, Urabe Y, Ijiri T, Takemoto Y, Ishii Y, et al. Characteristics of trunk lean motion during walking in patients with symptomatic knee osteoarthritis. The Knee. 2008;15(2):134-8.
42. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004;36(6):926-34.
43. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports medicine. 2006;36(3):189-98.
44. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. Journal of Athletic Training. 2004;39(4):321-9.
45. Marco S. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait & posture. 2005;21(1):85-94.
46. Botchu R, Allen P, Rennie WJ. Isolated posterior high ankle sprain: a report of three cases. J Orthop Surg (Hong Kong). 2013;21(3):391-5.
47. Jackson ND. The effects of fatigue reaction time during sudden ankle inversion University of Delaware; 2006.

A Comparison between Onset Activity of Lumbo-Pelvic and Peroneal Muscles in Elite Female Taekwondo Players with and without Functional Ankle Instability during Single-Leg Drop Landing

Mona Mirjani[1] - Foad Seidi[*2]

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

(Received:2016/12/31;Accepted: 2018/05/06)

Abstract

Ankle is the first body part that contacts the ground during daily activities. The common injury in ankle joint is the external sprain that involves the proximal joints and the damaged ankle itself. The aim of this study was to compare onset activity of lumbo-pelvic and peroneal muscles in elite female taekwondo players with and without functional ankle instability during single-leg drop landing. 13 players with functional ankle instability (age 21.23±1.36 yrs, weight 53.76±3.56 kg and height 166.46±4.84 cm) and 13 healthy players (age 20.92±1.25 yrs, weight 53.69±4.17 kg and height 166.92±5.00 cm) were purposively selected. The electromyography activity of erector spine, quadratus lumborum, gluteus medius and peroneus longus muscles was recorded during single-leg drop landing. In order to compare onset activity of muscles, multivariate variance analysis was used ($P \leq 0.05$). The results showed that players with FAI had significant latency at onset of erector spine, quadratus lumborum, gluteus medius and peroneus longus muscles activity in comparison with control group. Therefore, these players suffer from disorder in peroneus longus muscle activity in addition to latency of lumbo-pelvic muscle activation. This factor could be the cause of their recurrent injury.

Keywords

Functional ankle instability, lumbo-pelvic muscles, onset activity, peroneus longus muscle, taekwondo.

[*] Corresponding Author: Email:foadseidi@ut.ac.ir ; Tel: +989126781740