مقاله تحقیقی

مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل
دوره نوزدهم، شماره ۱۱، آبان ۱۳۹۶، صفحه ۱۳-۷

مقایسه زمان پیش فعالیت عضلات ساق پا میان ورزشکاران با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچپا در هنگام فرود از پرش

هادی صمدی (PhD) [۱*]، رضا رجبی (PhD) [۲]

۱-گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی
۲-گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران

دریافت: ۹۶/۲/۹، اصلاح: ۹۶/۵/۲۴، پذیرش: ۹۶/۶/۳۰

خلاصه

سابقه و هدف: بی ثباتی عملکردی مچ پا یکی از شایع‌ترین عوارض ناتوان کننده پیچ خوردگی حاد مچ پا است که غالباً به دور ماندن ورزشکار از فعالیت ورزشی منجر می‌شود. اختلال در مکانیسم کنترل عصبی-عضلانی پیش‌خوراندی می‌تواند یکی از دلایل اصلی ایجاد کننده آن باشد. پیش فعالیت عضلانی در هنگام فرود از پرش شاخص مهم این نوع کنترل می‌باشد. این مطالعه به منظور مقایسه ترتیب پیش فعالیت عضلات منتخب ساق پا در ورزشکاران پسر مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچپا با ورزشکاران سالم در هنگام فرود از پرش بود.

مواد و روش‌ها: این مطالعه مقطعی بر روی ۲ گروه ۱۲ نفری از ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و ورزشکاران سالم انجام شد. زمان شروع پیش فعالیت عضلات نازک‌نئی بلند، درشت‌نئی قدامی و نعلی در هنگام فرود از پرش با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی اندازه‌گیری و مقایسه شد.

یافته‌ها: زمان پیش فعالیت عضلات نازک‌نئی بلند، درشت‌نئی قدامی و نعلی ورزشکاران آسیب دیده (به ترتیب ۲۴/۹۲±۱۶۳/۴۴، ۱۳/۵۴±۱۴۰/۷۵ و ۴۱/۱۳±۱۶۹/۶۷ میلی ثانیه) از ورزشکاران سالم (به ترتیب ۳۴/۱۵±۲۴۲/۷۵، ۲۶/۴۴±۲۰۸/۷۱ و ۲۶/۳۷±۲۴۷/۱۱ میلی ثانیه) در هنگام انجام تکلیف حرکتی پرش فرود کندتر بود ($p<۰/۰۱$).

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که زمان پیش فعالیت عضلات نازک‌نئی بلند، درشت‌نئی قدامی و نعلی ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچپا از ورزشکاران سالم در هنگام انجام تکلیف حرکتی پرش فرود کندتر است.

واژه‌های کلیدی: آسیب مچپا، بی‌ثباتی مفصل، الکترومیوگرافی سطحی.

مقدمه

مفصل مچپا از شایع‌ترین مفاصل آسیب پذیر بدن در فعالیت‌های ورزشی و زندگی روزمره است (۱) به گونه ای که پیچ‌خوردگی این مفصل حدود ۲۰ درصد کل صدمات ورزشی را شامل می‌شود (۲). پیچ‌خوردگی‌های مکرر مچپا را بی‌ثباتی مچپا می‌نامند (۳). بی‌ثباتی عملکردی مچپا (Fanctional Ankle Instability) عارضه ای شایع است، که در ۶۰-۱۵ درصد موارد به دنبال پیچ-خوردگی اولیه ایجاد می‌شود (۶-۳). صدمه به سیستم کنترل حسی-حرکتی مچپا به عنوان علت اصلی بی‌ثباتی مکرر مچپا مطرح است (۳). با این حال هنوز مکانیسم‌های به وجود آورنده آن مشخص نیستند (۷). دو تئوری اصلی در مورد مکانیسم مسئول در ایجاد بی‌ثباتی مچپا وجود دارد که عبارت از: اختلال در ارسال پیام‌های آوران مفصل (تغییر کنترل عصبی-عضلانی حلقه بسته) و تغییر کنترل عصبی- عضلانی حلقه باز می باشد. در گذشته فرض بر این بود که FAI ناشی از ناتوانی رفلکس عضلات حمایت کننده چرخش دهندهٔ کف پا به خارج در نشان دادن عکس‌العمل سریع و کافی پس از اعمال یک نیروی چرخش دهندهٔ کف پا به داخل است (۸). با این حال، این تئوری مورد تردید است (۹) و به احتمال زیاد بی‌ثباتی در اثر اختلال در توانایی بدن در اجتناب از موقعیت‌های است که مچپا تحت فشارهای بیش از اندازه چرخش دهندهٔ کف پا به داخل قرار می‌گیرد (اختلال در کنترل حلقه باز یا از پیش برنامه ریزی شده ثبات پویا) (۷). بر این اساس یکی از فرضیه‌های احتمالی جهت توجیه FAI تغییر پاسخ یا الگوی زمانی- مکانی عضلات است (۱۰). رایج‌ترین مکانیسم پیچ‌خوردگی مچپا فرود از پرش است و عملکرد حسی-حرکتی در سطوح بالا در افراد مبتلا به FAI عمدتاً در این تکلیف حرکتی ارزیابی می‌شود (۱۱). فعالیت عضلانی در اندام تحتانی قبل از تماس پا با زمین در تکلیف حرکتی پرش فرود را که از طریق الکترومیوگرافی ثبت می‌شود، پیش فعالیت می گویند. کنترل زمان‌بندی این پیش فعالیت عضلانی جهت کنترل سفتی اندام تحتانی در لحظه تماس پا با زمین و در نتیجه ثبات مچپا حیاتی است (۲). هر چه زمان شروع فعالیت عضله زودتر از زمان برخورد واقع شود، فعالیت پیش از فرود افزایش خواهد یافت که به آمادگی بیشتر سیستم برای دریافت بار

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی به شماره ۱۸۳۰۷ دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی می باشد.

*مسئول مقاله: دکتر هادی صمدی
آدرس: تهران، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، دانشکده علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی. تلفن: ۰۲۱-۲۲۹۷۰۰۵۱
E-mail: hadi.samadi@srttu.edu

می‌انجامد؛ لذا فعال شدن مناسب عضلات قبل از تماس پا با زمین از اهمیت زیادی برخوردار است (۱۲). الگوی کنترل حرکتی و پیش فعالیت عضلانی در افراد مبتلا به FAI هنگام راه رفتن (۱۸-۱۳)، فرود (۱۹)، اغتشاش بیرونی (۲۰) و تکالیف عملکردی مختلف (۲۴-۲۱) در مقایسه با افراد سالم تفاوت دارد. اکثر مطالعات میزان پیش فعالیت عضلات را مورد بررسی قرار داده‌اند (۲۱-۱۳و۲۳و۲۴) و تنها در چند مطالعه زمان شروع پیش فعالیت عضلات در افراد مبتلا به FAI مورد مطالعه قرار گرفته است (۲۴و۲۲و۲۰).

با این حال در هیچ یک از این مطالعات از تکلیف فرود از پرش که رایج‌ترین مکانیسم پیچ‌خوردگی مچ‌پا است به منظور مقایسه زمان شروع پیش فعالیت و ترتیب فعال شدن عضلات استفاده نشده است. بدون شک، تعیین تغییرات در الگوی فعال شدن عضلات و کنترل حسی-حرکتی افراد مبتلا به FAI در تکلیف حرکتی فرود از پرش می‌تواند به توسعه برنامه‌های بازتوانی در این افراد بیانجامد. بنابراین هدف از مطالعه حاضر مقایسه زمان شروع پیش فعالیت عضلات نازک‌نئی بلند (Peroneus Longus)، درشت‌نئی قدامی (Tibialis Anterior) و نعلی (Soleus) ورزشکاران مبتلا به FAI و ورزشکاران سالم در هنگام انجام تکلیف حرکتی فرود از پرش می باشد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه مقطعی، پس از تصویب در کمیته اخلاق دانشگاه تهران با کد IR.ut.Rec.۱۳۹۶۰۳۶ و کسب رضایت کتبی از شرکت کنندگان بر روی ۲۴ دانشجوی تربیت بدنی ورزشکار پسر ۱۸ تا ۳۰ ساله عضو تیم‌های ورزشی دانشگاه در رشته‌های والیبال، بسکتبال و فوتبال با سابقه حداقل ۵ سال شرکت در تمرین و مسابقات باشگاهی و دانشگاهی انجام شد. حجم نمونه با استفاده از نتایج مطالعات قبلی و فرمول آماری تعیین حجم نمونه برای هر گروه حداقل ۱۲ نفر محاسبه گردید (۲۵). نمونه ها در دو گروه از نظر پارامترهایی همچون سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی، سابقه و نوع فعالیت ورزشی همسان انتخاب شدند. ورزشکاران سالم بدون سابقه پیچ‌خوردگی مچ‌پا در دو سال گذشته، کسب نمره بیشتر از ۲۶ در پرسش‌نامه ارزیابی عملکرد مفصل مچ‌پا (۲۶) و دامنه کامل حرکتی مفصل مچ‌پا وارد مطالعه شدند.

ورزشکاران مبتلا به FAI نیز با سابقه حداقل یک بار آسیب اینورشنی مچ‌پا در دو سال گذشته که نیازمند مدتی محافظت به صورت عدم تحمل وزن و بی تحرکی بوده باشد؛ نداشتن نشانه‌های پیچ‌خوردگی حاد در مچ‌پا (مانند التهاب و حساسیت) در شش هفته گذشته، حداقل دو بار احساس بی‌ثباتی مچ‌پا یا احساس خالی شدن مفصل در حین انجام فعالیت‌های روزمره یا ورزشی در دو سال گذشته؛ کسب نمره کمتر یا مساوی ۲۶ در پرسش‌نامه ارزیابی عملکرد مفصل مچ‌پا (۲۶) وارد مطالعه شدند؛ توانایی نمونه در تحمل وزن به طور کامل، راه رفتن طبیعی و دامنه کامل حرکتی مفصل مچ‌پا، نداشتن بی‌ثباتی مکانیکی مفصل مچ‌پا از طریق منفی بودن آزمون کشویی قدامی و تیلت تالار در معاینه پزشک متخصص بود. ورزشکاران با سابقه آسیب در اندام تحتانی، داشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی، اختلالات تعادل مانند بیماری‌های سیستمیک، دیابت، اختلالات وضعیتی اندام تحتانی، ستون فقرات و کف پا و در صورت عدم رضایت فرد برای ادامه همکاری، ایجاد درد در حین آزمون‌ها به صورتی که فرد قادر به همکاری نباشد از مطالعه خارج شدند. ثبت فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از الکترودهای سطحی و توسط دستگاه الکترومیوگرافی سطحی مدل ME ۶۰۰۰ ساخت شرکت Megawin کشور فنلاند انجام گردید. داده‌های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز در ثانیه جمع‌آوری شدند. این سیگنال‌ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر قبل پیش تقویت شده و در محدوده گذردهی بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردیدند. الکترودهای مورد استفاده از نوع نقره/کلرید نقره و یک بار مصرف مدل F-RG ساخت شرکت Skintact بودند. برای هر عضله دو الکترود به فاصله مرکز به مرکز دو سانتیمتر پس از آماده سازی پوست چسبانده شدند. محل الکترود گذاری عضلات با استفاده از منابع معتبر قبلی مشخص گردید (۲۷و۷). الکترود زمین نیز در فاصله‌ای مناسب از عضلات و بر روی یک نشانه استخوانی متصل شد. فعالیت الکتریکی عضلات ساق پا در تکلیف پرش-فرود ثبت شد (۲۴). آزمودنی‌های گروه FAI با پای مبتلا و گروه کنترل با پای غالب مورد آزمون قرار گرفتند. در مطالعه حاضر FAI در نمونه‌های مبتلا در پای غالب رخ داده بود، لذا به منظور همسان سازی، ارزیابی الکترومیوگرافی گروه سالم نیز در پای غالب انجام گرفت. با این حال در هر دو گروه ۱۰ نفر پای غالب راست و دو نفر پای غالب چپ داشتند. اخیراً Raina و همکاران در مرور عوامل ایجاد کننده اسپرین مچ‌پا اظهار داشته‌اند که هنوز شواهد کافی میان ارتباط پای غالب و آسیب وجود ندارد (۲۸). نشان داده شده است که قابلیت تکرار پذیری ارتفاع پرش در تکلیف حرکتی فرود از پرش بسیار بالا است (ICC=۰/۸۴) (۲۹). در پژوهش حاضر نیز ارتفاع پرش بر حسب پنج درصد قد هر آزمودنی بر روی استادیومتر مشخص گردید که توسط پژوهشگر کنترل شد. هر آزمودنی ده بار و با فاصله یک دقیقه استراحت بین هر دو تکرار، تکلیف پرش فرود را انجام داد. در صورتی که فرود با پای غیر آزمون و لمس آن با سوییچ پایی صورت می‌گرفت و یا فرود در مرکز سوییچ پایی نبود و همچنین فرود همراه با یک جهش کوچک اضافی بود و یا نوسانات زیادی در دست‌ها، تنه و پای مقابل اتفاق می‌افتاد که سبب بلند شدن پای آزمون از روی سوئیچ پایی می‌گردید و یا ارتفاع پرش بیشتر یا کمتر از معیار پنج درصد قد بود، آزمون مجدداً تکرار می‌شد (۱۴). زمان شروع پیش فعالیت عضلات با استفاده از نرم افزار MATLAB و تحت پردازش در حوزه زمان با ثابت زمانی ۲۰ میلی‌ثانیه محاسبه شد. آستانه آغاز فعالیت عضله جایی بود که در آن فعالیت عضله به بیش از میانگین به علاوه سه انحراف استاندارد فعالیت خط زمینه رسیده و تا ۲۵ میلی‌ثانیه پس از آن فعالیت بالای این آستانه ادامه داشت (۳۰). در پایان زمان آغاز فعالیت هر عضله در ده تکرار مختلف محاسبه و با میانگین‌گیری بین این ده زمان، زمان آغاز فعالیت نهایی عضله برای هر فرد بدست آمد. پایایی درون گروهی (ICC) زمان اندازه‌گیری پیش فعالیت عضلات PL، TA و SOL درانجام تکلیف حرکتی پرش-فرود به ترتیب ۰/۹۱، ۰/۸۴ و ۰/۸۷ گزارش شده است (۳۱).

به منظور تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها، از نرم افزار SPSS ۱۸ استفاده شد. جهت بررسی تفاوت بین دو گروه در زمان شروع پیش فعالیت عضلات و نیز بررسی وجود اختلاف در مشخصات دموگرافیک بین دو گروه پژوهش از آزمون تی مستقل و همچنین جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها در هر متغیر از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده گردید. به منظور بررسی تفاوت در ترتیب زمان شروع پیش فعالیت عضلات در هر گروه از آزمون تی زوجی استفاده شد و $p<۰/۰۵$ معنی دار در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

نتایج نشان داد که توزیع داده‌ها در تمامی متغیرهای مطالعه نرمال است. همچنین یافته‌ها نشان داد بین سن، قد، وزن و شاخص توده بدن بین دو گروه اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (جدول ۱). نتایج نشان داد که اختلاف معنی‌داری در زمان شروع پیش فعالیت عضلات PL، TA وSOL به هنگام تکلیف حرکتی پرش فرود در بین دو گروه وجود دارد (جدول ۲)، به طوریکه زمان شروع پیش فعالیت هر سه عضله در ورزشکاران مبتلا FAI نسبت گروه کنترل کندتر و با تأخیر همراه بود (p<۰/۰۱).

جدول ۱. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌های گروه سالم و FAI (میانگین±انحراف معیار) (n=۱۲)

متغیر	سالم Mean±SD	آسیب دیده Mean±SD	P-value
سن (سال)	۲۲/۶±۰/۶۵	۲۱/۳۳±۱/۵۶	۰/۷۵
وزن (kg)	۷۳/۱۱±۸/۴	۶۸/۸۵±۶/۰۶	۱/۳
قد (cm)	۱۷۷/۵۷±۴/۳۰	۱۷۷/۲۵±۹/۷	۰/۷۱
شاخص توده بدن (kg/m^2)	۲۲/۱۱±۲/۶۱	۲۱/۹۱±۱/۶۷	۰/۹۱

جدول ۲. مقایسه زمان پیش فعالیت عضلات (میلی‌ثانیه) بین دو گروه سالم و FAI و میانگین±انحراف استاندارد (CI-٪۹۵)

عضله	گروه سالم Mean±SD	گروه آسیب دیده Mean±SD	P-value
نعلی	۲۴۷/۱۱±۲۶/۳۷ (۲۸۳/۸۶-۲۳۰/۳۴)	۱۶۹/۶۷±۴۱/۱۳ (۱۹۵/۸۰-۱۴۳/۵۳)	۰/۰۰۱
نازک نئی بلند	۲۴۲/۷۵±۳۴/۱۵ (۲۶۴/۴۵-۲۲۱/۰۵)	۱۶۳/۴۴±۲۴/۹۲ (۱۷۹/۲۸-۱۴۷/۶۱)	۰/۰۰۱
درشت نئی قدامی	۲۰۸/۷۱±۲۶/۴۴ (۲۲۵/۵۱-۱۹۱/۹۱)	۱۴۰/۷۵±۱۳/۵۴ (۱۴۹/۳۵-۱۳۲/۱۴)	۰/۰۰۱

جدول ۳. مقایسه زمان پیش فعالیت عضلات در هر یک از گروه‌های پژوهش

گروه	عضله	عضله	P-value
سالم	نعلی	درشت نئی قدامی	۰/۰۰۵
	نعلی	نازک نئی بلند	۰/۷۴
	نازک نئی بلند	درشت نئی قدامی	۰/۰۰۱
FAI	نعلی	درشت نئی قدامی	۰/۰۳
	نعلی	نازک نئی بلند	۰/۶۸
	نازک نئی بلند	درشت نئی قدامی	۰/۱۱

نتایج نشان داد در گروه FAI عضلات PL و SOL همزمان با یکدیگر و پس از آن‌ها عضله TA فعال شده است اما اختلاف معنی داری بین زمان شروع فعالیت عضله PL و عضله TA وجود نداشت (جدول ۳). همچنین در گروه ورزشکاران سالم عضله SOL و عضله PL همزمان با یکدیگر و پس از آنها عضله TA فعال شده است و اختلاف معنی‌داری میان زمان شروع پیش فعالیت عضله TA با دو عضله PL و SOL جود دارد (p<۰/۰۵).

بحث و نتیجه گیری

نتایج نشان داد در ورزشکاران مبتلا به FAI زمان شروع پیش فعالیت عضلات ساق پا با ورزشکاران سالم تفاوت دارد. همچنین ترتیب زمان پیش‌فعالیت عضلات ساق پا در ورزشکاران مبتلا به FAI و سالم در هنگام پرش فرود تفاوت معنی‌داری دارد. در گروه ورزشکاران مبتلا به FAI عضلات PL و SOL همزمان با یکدیگر فعال شده و پس از آنها عضله TA فعال گردید. اما اختلاف معنی‌داری بین زمان شروع فعالیت عضله PL و عضله TA وجود نداشت. در مقابل در گروه ورزشکاران سالم ترتیب زمان شروع پیش‌فعالیت عضلات به این صورت بود که ابتدا عضله SOL ، سپس عضله PL و در انتها عضله TA با اختلاف معنی داری نسبت به عضله PL فعال می‌گردید.

یافته‌های پژوهش حاضر با نتایج Suda و همکاران (۲۴)، Fu و همکاران (۲) که نشان دادند ترتیب زمان شروع پیش فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام فرود در افراد مبتلا به FAI با افراد سالم تفاوت دارد همسو است. Suda و همکاران نشان دادند که هر چند تفاوتی در زمان پیش فعالیت عضلات گروه کنترل و گروه FAI وجود ندارد اما در افراد مبتلا FAI عضله TA نسبت به عضلات PL و دوقلو خارجی با تاخیر بیشتری فعال می شود که مشابه پژوهش حاضر است (۲۴). Fu و همکاران گزارش کردند که در سقوط ارادی پیش‌فعالیت عضله TA در افراد آسیب‌دیده سریعتر از افراد سالم است. احتمالاً تفاوت موجود میان نتایج پژوهش حاضر و مطالعه Fu و همکاران ناشی از تکلیف حرکتی غیر کاربردی بکارگرفته شده در مطالعه آنها و قابل پیش‌بینی بودن زمان تماس پا با زمین بوده است (۲). Kazemi و همکاران نیز یافتند که الگو و زمان پیش‌فعالیت عضلات ساق پا میان افراد سالم و افراد FAI به دنبال اعمال اغتشاش بیرونی اختلاف معنی داری دارد که همسو با یافته‌های تحقیق حاضر است (۲۰).

در توجیه یافته‌های تحقیق بیان شده که تأخیر در زمان شروع پیش فعالیت عضلات ساق پا پیش از فرود در افراد مبتلا به FAI مربوط به تغییر در برنامه های حرکتی در سیستم عصبی مرکزی و تغییر در الگوی کنترل-حرکت پیش‌خوراندی (۷) است که می‌تواند ناشی از تغییر در فعالیت آورانی گیرنده‌های مکانیکی مفصلی و لیگامانی در زمان وقوع آسیب پیچ‌خوردگی اولیه مچ‌پا (۷) و به سبب آن ایجاد سازگاری نامناسب و تغییر در الگوی حرکتی مرجع باشد (۲۴). در مطالعه حاضر نیز احتمالاً تفاوت مشاهده شده ناشی از سازگاری نامناسب و تغییر در الگوی حرکتی مرجع ورزشکاران مبتلا به FAI بوده است. در مفصل مچ‌پا صدمه به سیستم کنترل حسی- حرکتی مفصل به عنوان یکی از علل اصلی بی-ثباتی مکرر مطرح است (۳۲). علاوه بر این بیان شده که زمان‌بندی پاسخ‌های پیش‌خوراندی وابسته به یکپارچگی ورودی‌های حسی مذکور است (۳۳). لذا علت احتمالی دیگر تفاوت بین دو گروه در مطالعه حاضر می‌تواند ناشی از اختلال در سیستم کنترل حسی-حرکتی ورزشکاران مبتلا به FAI باشد. مشابه نتایج مطالعات Suda و همکاران (۲۴) و Ebig و همکاران (۳۴) در گروه ورزشکاران مبتلا به FAI تفاوت معنی داری در زمان شروع فعالیت PL و TA وجود نداشت که نشان دهنده الگویی است که در آن عضله PL با فقدان کارایی رو به رو است (۲۴) اما در گروه ورزشکاران سالم ترتیب زمان شروع پیش‌فعالیت عضلات در

هنگام فرود به این صورت بود که ابتدا عضله نعلی، سپس عضله PL و در انتها عضله TA فعال گردید (۲۴) و می‌تواند نشان دهنده یک ترتیب برنامه‌ریزی شده باشد که در آن گشتاور پلنتار فلکسوری توسط SOL توسعه می‌یابد و به دنبال آن یک گشتاور اورتوری توسط PL ایجاد می‌گردد تا مجموعه پا و مچپا را برای برخورد آماده سازد (۲۴). تأخیر در زمان شروع فعالیت عضلات TA نسبت به عضله PL نشان دهنده ایجاد یک گشتاور اورژنی محض در مچپا است که تمایل به متوقف کردن اینورشن مچپا در هنگام فرود (پیچ‌خوردگی مچپا) دارد (۳۵).

در مطالعه حاضر در هر دو گروه زمان شروع پیش فعالیت عضله SOL از PL سریع‌تر بود اما تفاوت آماری معنی داری در زمان شروع پیش فعالیت این دو عضله مشاهده نگردید. با این حال، زمان شروع پیش فعالیت هر دوی این عضلات در ورزشکاران مبتلا به FAI کندتر از ورزشکاران سالم بود. این مسئله بیانگر تاخیر در هم انقباضی این دو عضله هنگام فرود است (۳۶). هم انقباضی عضلات آنتاگونیست مچپا قبل از فرود، سفتی مفصل را افزایش می‌دهد و می‌تواند ثبات مفصل مچپا را افزایش داده و آن را برای کنترل تغییر طول سریع و شدید مجموعه تاندونی- عضلانی و حرکات سریع هنگام فرود آماده کند (۱۲). نتایج این پژوهش نشان داد که زمان شروع پیش فعالیت عضله SOL در هنگام پرش فرود در افراد مبتلا به FAI با تأخیر همراه است. عضله SOL عملکردی محافظتی مهمی در مجموعه مچپا و پا پیش و پس از برخورد پا با زمین در هنگام فرود دارد، فعالیت پیش از فرود این عضله سفتی مفصل پیش از وقوع بارگذاری مکانیکی (برخورد با زمین) را افزایش داده (۳۷) و با بهبود عکس‌العمل به سطح فرود، به فرد اجازه می‌دهد که به طور صحیح با فروریختن اندام تحتانی مقابله کند (۳۸). تأخیر در زمان شروع پیش فعالیت عضله SOL در هنگام فرود باعث کاهش در میزان پیش فعالیت این عضله و متعاقب آن کاهش در تولید گشتاور پلنتار فلکسوری مجموعه مچپا و پا در زمان برخورد با زمین می‌گردد (۱۰). هر چند در هر دو گروه مورد مطالعه در هنگام فرود عضله TA پس از دو عضله دیگر فعال شده است اما در افراد مبتلا به FAI نسبت به ورزشکاران سالم زمان شروع پیش فعالیت آن با تأخیر همراه بود. مشخص شده است که در هنگام فرود که صاف شدن قوس طول داخلی پا رخ می‌دهد، عمل اکسنتریکی عضلات اینورتور باعث خواهد گردید که شدت اورژن و اکستنشن مجموعه مچپا کنترل شود (۳۹). در مطالعه حاضر نیز تاخیر در پیش فعالیت عضله TA در گروه ورزشکاران FAI احتمالاً با تاخیر در عمل اکسنتریکی این عضله در عدم کنترل مناسب شدت اورژن و اکستنشن مجموعه مچپا و کاهش ثبات لازم برای مچپا نقش دارد (۴۰).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در افراد مبتلا به FAI نسبت به افراد سالم تفاوت معنی داری در زمان‌پیش فعالیت عضلات ساق در هنگام پرش-فرود وجود دارد. همچنین در این افراد عضلات PL و TA همزمان با هم و پس از عضلات پلنتار فلکسور مچپا (دوقلو و SOL) فعال می‌شوند، در حالی که در افراد سالم عضله TA پس از عضله PL فعال می‌شود. لذا توصیه می‌شود در بازتوانی ورزشکاران مبتلا به FAI اهمیت بیشتری به برنامه‌های تمرینی عصبی-عضلانی با هدف اصلاح الگوهای حرکتی و استراتژی پیش‌خوراندی داده شود.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از معاونت پژوهش و فناوری دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی و کلیه ورزشکاران شرکت کننده در این تحقیق، تشکر و قدردانی می‌گردد.

Comparing the Onset of Pre-Activity of Leg Muscles between Athletes with Functional Ankle Instability and Healthy Athletes During Landing from a Jump

H. Samadi (PhD)[1*], R. Rajabi (PhD)[2]

1.Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Shahid Rajaee Teacher Training University, Tehran, I.R.Iran.

2.Department of Sport Injuries and Corrective Exercises. University of Tehran, Tehran, I.R.Iran.

J Babol Univ Med Sci; 19(11); Nov 2017; PP: 7-13

Received: Apr 7th 2017, Revised: Aug 15th 2017, Accepted: Sep 21st 2017.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Functional ankle instability (FAI) is one of the most commonly debilitating complications of acute ankle sprain, which often results in the athlete staying away from exercise for a while. Disorder in the mechanism of feedforward neuromuscular control can be one of the main reasons for this issue. Musculoskeletal pre-activity during landing is an important indicator of this kind of control. The aim of this study was to compare the sequence of pre-activity of leg muscles between athletes with functional ankle instability and healthy athletes during landing from a jump.

METHODS: This cross-sectional study was conducted among 2 groups of athletes including 12 athletes with functional ankle instability and 12 athletes with healthy athletes. The onset of pre-activity of fibularis longus, tibialis anterior and soleus muscles, was recorded and compared using the surface electromyography during landing from a jump.

FINDINGS: The onset of pre-activity of fibularis longus, tibialis anterior and soleus muscles in athletes with functional ankle instability (163.44±24.92, 140.75±13.54 and 169.67±41.13 milliseconds, respectively) was slower than and healthy athletes (242.75±34.15, 208.71±26.44 and 247.11±26.37 milliseconds, respectively) during landing from a jump ($p<0.01$).

CONCLUSION: Results of the present study indicated that the onset of pre-activity of fibularis longus, tibialis anterior and soleus muscles in athletes with functional ankle instability was slower than healthy athletes during landing from a jump.

KEY WORDS: *Ankle Injury, Joint Instability, Surface Electromyography*.

Please cite this article as follows:

Samadi H, Rajabi R. Comparing the onset of pre-activity of leg muscles between athletes with functional ankle instability and healthy athletes during landing from a jump. J Babol Univ Med Sci. 2017;19(11):7-13.

* **Corresponding author: H. Samadi (PhD)**

Address: Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Shahid Rajaee Teacher Training University, Tehran, I.RIran.

Tel:+98 21 22970051

E-mail: hadi.samadi@srttu.edu

References

1.Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. J Athl Train. 2009;44(4):350-5.

2.Fu SN, Hui-Chan CW. Modulation of prelanding lower-limb muscle responses in athletes with multiple ankle sprains. Med Sci Sports Exerc. 2007;39(10):1774-83.

3.Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. J Athl Train. 2002;37(4):364-75.

4.Delahunt E. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. J Bodyw Mov Ther. 2007;11(3):203-13.

5.Richie DH, Jr. Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. J Foot Ankle Surg. 2001;40(4):240-51.

6.Santos MJ, Liu H, Liu W. Unloading reactions in functional ankle instability. Gait Posture. 2008;27(4):589-94.

7.Caulfield BM, Crammond T, O'Sullivan A, Reynolds S, Ward T. Altered ankle-muscle activation during jump landings in participants with functional instability of the ankle joint. J Sport Rehabil. 2004;13:189-200.

8.Wilkerson GB, Nitz AJ. Dynamic ankle stability: mechanical and neuromuscular interrelationships. J Sport Rehabil. 1994;3(1):43-57.

9.Konradsen L, Voigt M, Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. Am J Sports Med. 1997;25(1):54-8.

10.Suda EY, Amorim CF, Sacco Ide C. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. J Electromyogr Kinesiol. 2009;19(2):11.

11.Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. Clin Sports Med. 2008;27(3):353-70.

12.Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait Posture. 2005;21(1):85-94.

13.Feger MA, Donovan L, Hart JM, Hertel J. Lower extremity muscle activation in patients with or without chronic ankle instability during walking. J Athl Train. 2015;50(4):350-7.

14.Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. Am J Sports Med. 2006;34(12):1970-6.

15.Hopkins JT, Coglianese M, Glasgow P, Reese S, Seeley MK. Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. J Electromy Kines. 2012;22(2):280-5.

16.Santilli V, Frascarelli MA, Paoloni M, Frascarelli F, Camerota F, De Natale L, et al. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability a surface electromyographic study. Am J Sports Med. 2005;33(8):1183-7.

17.Koldenhoven RM, Feger MA, Fraser JJ, Saliba S, Hertel J. Surface electromyography and plantar pressure during walking in young adults with chronic ankle instability. Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc. 2016;24(4):1060-70.

18.Koshino Y, Ishida T, Yamanaka M, Ezawa Y, Okunuki T, Kobayashi T, et al. Kinematics and muscle activities of the lower limb during a side-cutting task in subjects with chronic ankle instability. Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc. 2016;24(4):1071-80.

19.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. J Orthop Res. 2006;24(10):1991-2000.

20.Kazemi K, Arab AM, Abdollahi I, López-López D, Calvo-Lobo C. Electromiography comparison of distal and proximal lower limb muscle activity patterns during external perturbation in subjects with and without functional ankle instability. Hum Mov Sci. 2017;55:211-20.

21.Webster KA, Gribble PA. A comparison of electromyography of gluteus medius and maximus in subjects with and without chronic ankle instability during two functional exercises. Phys Ther Sport. 2013;14(1):17-22.

22.Van Deun S, Staes FF, Stappaerts KH, Janssens L, Levin O, Peers KK. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. Am J Sports Med. 2007;35(2):274-81.

23.Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. Scand J Med Sci Sports. 2007;17(6):641-8.

24.Suda EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. Phys Ther Sport. 2011;12(4):164-70.

25.Sadeghi M. The effect of balance training on kinetic and electromyographic indices of athletes with chronic functional ankle instability during landing from jump Tehran. Tehran Univ Med Sci. 2012; 35-60

26.Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. J Athl Train. 2008;43(1):44-50.

27.Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. Roessingh Res Dev Netherland. 1999. Availbe From: http://www.seniam.org/pdf/contents8.PDF

28.Raina S, Nuhmani S. Factors leading to lateral ankle sprain: A review of the literature. J Musculoskelet Res. 2014;17(4):1430001-9.

29.Fitzgerald D, Trakarnratanakul N, Smyth B, Caulfield B. Effects of a wobble board-based therapeutic exergaming system for balance training on dynamic postural stability and intrinsic motivation levels. J Orthop Sports Phys Ther. 2010;40(1):11-9.

30.Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1996;101(6):511-9.

31.kalantariyan M, Minoonejad H, Rajabi R. The Comparison of the onset of the activity of selected ankle muscles in athletes with and without ankle dorsiflexion range of motion limitations during single-leg jump landing. Specific Physic Thera J 2013,3(2):41-8. [In Pewrsian].

32.Scott M, Freddie H . Proprioception and neuromuscular control in joint stability,1st ed. Tehran: Human Kinetics Champaign; 2000.

33.Kamibayashi K, Muro M. Modulation of pre-programmed muscle activation and stretch reflex to changes of contact surface and visual input during movement to absorb impact. J Electromyogr Kinesiol. 2006;16(5):432-9.

34.Ebig M, Lephart S, Burdett R, Miller M, Pincivero D. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. J Orthop Sports Phys Ther. 1997;26(2):73.

35.Sheth P, Yu B, Laskowski ER, An K-N. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain .Am J Sports Med. 1997;25(4):538-43.

36.Lentell G, Baas B, Lopez D, McGuire L, Sarrels M, Snyder P. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. J Orthop Sports Phys Ther. 1995;21(4):206.

37.Spägele T, Kistner A, Gollhofer A. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. J Biomech. 1999;32(5):521-30.

38.Wikstrom EA, Tillman MD, Schenker SM, Borsa PA. Jump-landing direction influences dynamic postural stability scores. J Sci Med Sport. 2008;11(2):106-11.

39.Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. J Orthop Sports Phys Ther. 1997;26(2):78-86.

40.Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, Lee RY. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. Med Sci Sports Exerc. 2003;35(2):245-50.