DOI: 10.22122/jrrs.v16.3444 Published by Vesnu Publications

تأثیر تمرینات هاپینگ بر زمان شروع و میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در تکلیف فرود

ساسان ارجنگ[1]، فریده باباخانی[2]، رامین بلوچی[3]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: پیچ‌خوردگی عملکردی مچ پا، شایع‌ترین آسیب مفصل مچ پا به شمار می‌رود. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر تمرینات هاپینگ بر زمان شروع و میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات منتخب اندام تحتانی در تکلیف فرود تک پا در ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه نیمه تجربی، ۲۴ ورزشکار پسر دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (۱۲ نفر در گروه شاهد و ۱۲ نفر در گروه تجربی) شرکت نمودند. سپس به گروه تجربی، تمرینات هاپینگ به مدت شش هفته و تواتر ۳ جلسه در هفته داده شد و گروه شاهد به فعالیت ورزشی خود که همان تمرینات منظم هفتگی (۳ جلسه در هفته) بود، پرداختند. فعالیت الکتریکی عضلات پرونئوس لانگوس، تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس مدیال، گلوتئوس مدیوس و گلوتئوس ماکزیموس در حرکت پرش- فرود، پیش و پس از تمرین هاپینگ در هر دو گروه ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون ANCOVA در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: تمرینات هاپینگ پس از انجام شش هفته، تأثیر معنی‌داری بر زمان شروع فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس و گلوتئوس مدیوس داشت ($P = ۰/۰۰۱$)؛ در فاصله زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه، در میزان فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس ($P = ۰/۰۰۳$)، گاستروکنمیوس مدیال ($P = ۰/۰۰۵$)، گلوتئوس مدیوس ($P = ۰/۰۰۱$) و در فاصله زمانی ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه نیز در میزان فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس ($P = ۰/۰۰۱$) و پرونئوس لانگوس ($P = ۰/۰۰۱$) افزایش معنی‌داری مشاهده شد، اما تفاوت معنی‌داری در میزان فعالیت عضلات گروه شاهد وجود نداشت ($P > ۰/۰۵۰$). در فعالیت عضلات تیبیالیس آنتریور، گلوتئوس ماکزیموس و گاستروکنمیوس تغییرات معنی‌داری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵۰$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد انجام شش هفته تمرینات هاپینگ، باعث بهبود زمان شروع فعالیت عضلات گلوتئال و پرونئال و در نتیجه، افزایش عملکرد و اجرای سریع‌تر و توانمندتر حرکات می‌شود. بنابراین، در طراحی برنامه درمانی برای افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا، توجه به تمرینات هاپینگ ضروری به نظر می‌رسد.

کلید واژه‌ها: الکترومایوگرافی؛ مچ پا؛ بی‌ثباتی عملکردی؛ هاپینگ

ارجاع: ارجنگ ساسان، باباخانی فریده، بلوچی رامین. **تأثیر تمرینات هاپینگ بر زمان شروع و میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در تکلیف فرود.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۹؛ ۱۶: ۵۰-۴۲.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۱/۱۲ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۲/۱۰ تاریخ چاپ: ۱۳۹۹/۲/۱۵

مقدمه

یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها در بین ورزشکاران و عموم مردم، پیچ‌خوردگی مچ پا می‌باشد که نه تنها به دلیل فعالیت‌های ورزشی، بلکه در فعالیت‌های تفریحی نیز اتفاق می‌افتد (۱). از میان آسیب‌های ورزشی، خداحافظی ورزشکار از سطح حرفه‌ای به دلیل پیچ‌خوردگی مچ پا بسیار شایع است و سالانه هزینه‌های زیادی صرف مداوا و درمان آسیب‌دیدگی مچ پا از طرف باشگاه‌ها و ورزشکاران می‌شود. ۸۵ درصد موارد پیچ‌خوردگی مچ پا به طور عمده به دنبال اینورژن مچ پا اتفاق می‌افتد که لیگامان‌های خارجی مچ را درگیر می‌کند (۳، ۲). در علت‌شناسی اسپرین مچ پا، بی‌ثباتی ساختاری، ناشی از نقص ساختاری عوامل ثبات مچ پا مانند لیگامنت‌ها است؛ در حالی که بی‌ثباتی عملکردی با وجود سلامت ساختارهای مچ پا و به دلیل اختلال در عملکرد آن‌ها اتفاق می‌افتد و دارای دو زیرمجموعه زنجیره باز و بسته می‌باشد (فیدبک و فیدفوروارد). در زنجیره باز، ایراد از الگوی فراخوانی در مغز (فاز فیدفوروارد) و در زنجیره بسته مشکل از ناحیه مچ پا است که اطلاعات غلط به مغز ارسال می‌کند و سبب

۱- کارشناس ارشد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
۲- استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
۳- دانشیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: فریده باباخانی؛ استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
Email: farideh_babakhani@yahoo.com

صدور پیام‌های نامناسب از مغز می‌گردد (فاز فیدبک).

بی‌ثباتی مزمن مچ پا می‌تواند به صورت مکانیکی یا عملکردی باشد. بی‌ثباتی مکانیکی به حرکت مفصل فراتر از محدوده فیزیولوژیک، سستی بافت‌ها آسیب‌دیده اطراف مفصل و ضعف عضلانی اشاره دارد (۴)؛ در حالی که در بی‌ثباتی عملکردی، حرکت مفصل فراتر از کنترل ارادی فرد در محدوده فیزیولوژیک است و نقص حسی حرکتی (Kinestesia) که ثبات دینامیک را در طول حرکات عملکردی تحت تأثیر قرار می‌دهد، بیشتر مورد توجه می‌باشد (۵، ۴). عوامل مکانیکی مؤثر بر بی‌ثباتی مزمن مچ پا شامل شلی (Laxity) پاتولوژیک، محدودیت آرتروکینماتیک و تغییرات سینوویال است. عوامل عملکردی تأثیرگذار بر بی‌ثباتی مزمن مچ پا عبارت از اختلال در حس عمقی، اختلال در کنترل عصبی- عضلانی و اختلال در کنترل نیرو و استحکام می‌باشد (۶). بی‌ثباتی عملکردی مچ پا با کاهش ثبات دینامیک و تغییر عصبی- عضلانی در مفاصل بالاتر هم در ارتباط است (۷). پیچ‌خوردگی و بی‌ثباتی مجدد با افزایش خطر ابتلا به استئوآرتریت مچ پا مرتبط می‌باشد و افراد دارای بی‌ثباتی ممکن است به سطوح فعالیت قبلی خود بازنگردند (۸).

تمرینات هاپینگ زیرمجموعه‌ای از تمرینات پلایومتریک (۸) و یک روش تمرینی دینامیک برای اندام تحتانی است که ماهیتی چندگانه از قدرت عضلانی، هماهنگی عصبی- عضلانی، ثبات مفصل، تعادل و حس عمقی مفصل دارد (۹، ۸). این تمرینات می‌تواند با ایجاد تغییراتی در سیستم عصبی- عضلانی، به فرد اجازه دهد تا کنترل بهتری روی عضله منقبض شونده و سینرژیست‌های خود داشته باشد (۱۰). قدرت عضلانی و تعادل، دو جزء ضروری اجرای هاپینگ به شمار می‌روند (۱۰). تمرینات هاپینگ باعث ایجاد سازگاری‌های عصبی و عضلانی و در نتیجه، افزایش عملکرد و اجرای سریع‌تر و توانمندتر حرکات می‌شود (۸). همچنین، توان عضله (Muscle power)، یعنی توانایی عضله در ایجاد نیروی حداکثر در زمان کوتاه، را ارتقا می‌دهد (۱۱). محققان معتقد هستند که تمرینات هاپینگ، پل ارتباطی بین قدرت و هماهنگی می‌باشد و باعث افزایش عملکرد رقابتی می‌شود (۹).

کاظمی‌زاده اردکانی و همکاران با انجام یک مطالعه مروری نشان دادندکه بعد از پیچ‌خوردگی مچ پا، زمان شروع فعالیت، فعالیت الکترومایوگرافی و سطح فعالیت الکتریکی عضلات دیستال و پروگزیمال اندام تحتانی کاهش می‌یابد و کنترل وضعیت و الگوی حرکتی در این افراد تغییر می‌کند (۸). بر اساس تحقیق آنان، نتایج تمام پژوهش‌ها بر روی افراد مبتلا به پیچ‌خوردگی مچ پا که به بررسی الکترومایوگرافی حین اغتشاش پرداخته و مطالعاتی که کنترل پویای وضعیت و الکترومیوگرافی حین اغتشاش را بررسی کرده‌اند، نشان دهنده افزایش زمان واکنش بود و تأخیر در زمان شروع فعالیت عضلات پرونئال به دنبال پیچ‌خوردگی اینورژنی مچ پا در افراد با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، ممکن است توضیحی برای تکرار پیچ‌خوردگی مچ پا باشد (۸). همچنین، تغییر در ساختارهای عضلانی کنترل‌کننده ناحیه پروگزیمال اندام تحتانی طی فعالیت عملکردی زنجیره بسته، در افراد با پیچ‌خوردگی مکرر مچ پا مشهود بود. در افراد با بی‌ثباتی مچ پا، شروع فعالیت عضله پرونئوس با تأخیر همراه می‌باشد. کاهش قدرت عضلات ابداکتور ران در سمت ضایعه نسبت به سمت مقابل مشاهده شد (۸). آسیب به مفصل مچ پا، فعالیت عضلات اکستنسور ران را در هر دو سمت کاهش می‌دهد. تمریناتی ترکیبی با فعالیت عضلات ران و مچ پا، ممکن است منجر به اصلاح الگوی به کارگیری عضلات شوند؛ در حالی که همزمان باعث ثبات مچ پا می‌شوند. استفاده از تمرینات عصبی- عضلانی، باعث کاهش زمان واکنش و ثبات پویا می‌شود (۸).

از جمله عوامل ایجادکننده نقص در حفظ تعادل افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌توان به کاهش قدرت عضلانی مچ پا و ضعف در هماهنگی حرکات تعادلی (Equilibrium movements) اشاره نمود (۱۲). اطلاعات ارسالی از گیرنده‌های مفصلی و عضلانی به طور رفلکسی، فعالیت عضلانی را برای انجام هدف هماهنگ می‌سازد. در روند فیدبکی، تأخیر طولانی‌تری در هدایت اتفاق می‌افتد (۱۳). به شرط تحریک مسیرهای حسی و حرکتی عضلات در هر دو فاز فیدبک و فیدفوروارد، می‌توان ثبات مچ پا را افزایش داد (۱۴). هر بار که یک سیگنال در طول زنجیره‌ای از سیناپس‌ها می‌گذرد، سیناپس‌ها آن سیگنال را بهتر از قبل انتقال خواهند داد. هنگامی که این مسیرها به صورت منظم تسهیل شوند، آن سیگنال در حافظه ذخیره می‌گردد و برای برنامه‌ریزی حرکات آینده فراخوانده می‌شود. بنابراین، تسهیل مکرر حافظه لازم برای کنترل حرکتی از پیش برنامه‌ریزی شده و هم مسیرهای رفلکسی، کنترل عصبی- عضلانی را بهبود می‌بخشد (۱۵، ۱۴).

حرکت فرود مستلزم هماهنگی کل بدن است؛ چرا که سیستم کنترل حرکت باید عضلات عمل‌کننده روی مفاصل مختلف را به شکل صحیح هماهنگ نماید. پاسخ‌های عضلانی قبل از فرود مسؤول کنترل شتاب هنگام فرود ارادی هستند (۱۶). کنترل فیدفوروارد، این زمان‌بندی عضلانی جهت کنترل سفتی اندام تحتانی در لحظه تماس پا با زمین حیاتی است (۱۷). زمان شروع و مدت زمان فعالیت عضلات قبل از تماس پا با زمین، متغیرهای کلیدی می‌باشند که سطح مناسب نیروی عضلانی ایجاد شده در لحظه برخورد پا با زمین را تضمین می‌کنند (۱۸). بنابراین، هرگونه تأخیر در فعالیت و سفتی عضله می‌تواند امکان حرکت اضافی را در زانو و مچ پا فراهم سازد و منجر به آسیب گردد (۱۹). اگرچه تمرینات هاپینگ جزء مهارت‌های حرکتی پایه و بنیادی به شمار می‌رود که کم‌هزینه و آموزش‌پذیر می‌باشد و قابلیت به کارگیری در برنامه توان‌بخشی جهت پیشگیری از آسیب‌ها را دارد (۸)، اما تحقیقاتی که تنها از این نوع تمرینات به عنوان روش‌های غیر دارویی و غیر جراحی برای پیشگیری از آسیب و توان‌بخشی در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا استفاده کرده باشند، بسیار اندک است. بنابراین، پژوهش حاضر با هدف بررسی تأثیر تمرینات هاپینگ بر بهبود زمان فعال شدن عضلات در افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا انجام شد.

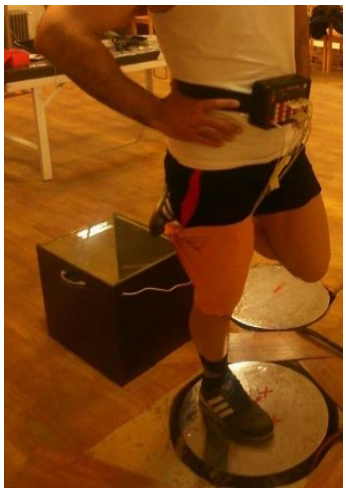
مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی تصادفی کنترل شده (IRCT20200404046944N1) وشامل گروه تمرینات هاپینگ و گروه شاهد بود. جامعه آماری را کلیه دانشجویان پسر ورزشکار ۱۸ تا ۲۵ ساله فعال در تیم‌های ورزشی دانشگاه علامه طباطبائی تشکیل داد که در طول سه سال گذشته به صورت منظم و حداقل سه جلسه در هفته فعالیت ورزشی داشتند. ابتدا به صورت شفاهی و از طریق مصاحبه، درباره میزان فعالیت افراد و تمایل آن‌ها برای شرکت در تحقیق با توجه به مدت زمان فرایند اندازه‌گیری اطمینان حاصل شد. در ادامه، فرم رضایت‌نامه و پرسش‌نامه اطلاعات فردی به افراد داوطلب ارایه گردید. در نهایت، با استفاده از نرم‌افزار G*Power (G*Power, Franz Faul University of Kiel, Germany) و فرض ۰/۰۵ = α و ۰/۸۰ = 1-β و بر اساس

http://jrrs.mui.ac.ir

نتایج پژوهش‌های گذشته (۸)، ۲۴ نفر از دانشجویان پسر (۱۸ تا ۲۵ سال) به صورت هدفمند انتخاب شدند. معیارهای ورود شامل داشتن سابقه حداقل یک بار آسیب چرخش داخلی مچ پا طی دو سال گذشته، عدم سابقه آسیب اندام تحتانی، توانایی تحمل وزن خود، راه رفتن طبیعی و دامنه حرکتی مفصل مچ پا به صورت کامل بود. عدم تمایل شرکت‌کنندگان به ادامه روند مطالعه، عدم شرکت آزمودنی‌ها در دو جلسه تمرینی متوالی، آسیب‌دیدگی و ایجاد درد در طول روند انجام تحقیق نیز به عنوان ملاک‌های خروج در نظر گرفته شد.

کفش‌ها در همه آزمودنی‌ها یکسان بود. ابتدا نمونه‌ها برای این که بتوانند راحت‌تر آزمون‌ها را انجام دهند، ۵ دقیقه به گرم کردن پرداختند. پس از آن، تست پرش عمودی (Sargent jump) گرفته شد تا ۵۰ درصد پرش عمودی وی برای تنظیم ارتفاع پرش روی صفحه نیرو به دست آید. سپس عضلات منتخب طبق پروتکل SENIAM آماده گردید و از هر عضله حداکثر انقباض ایزومتریک گرفته شد. برای انجام تست فرود تک پا، جسمی از سقف آویزان شد؛ به نحوی که ارتفاع آن برابر با ۵۰ درصد میزان حداکثر پرش عمودی افراد (بر اساس نتیجه تست پرش عمودی) بود. یک خط ۷۰ سانتی‌متری قبل از صفحه نیرو تعبیه شد و یک نشانگر در فاصله میانی بین مرکز صفحه نیرو و خط۷۰ سانتی متری قبل از آن (در فاصله ۳۵ سانتی‌متر از صفحه نیرو و ۳۵ سانتی‌متر تا آزمودنی) قرار گرفت (۲۰). به شرکت‌کننده توضیح داده شد از پشت خط ۷۰ سانتی‌متری بپرد و نشانگر را لمس کند و با پای آسیب‌دیده بر روی صفحه نیرو فرود آید (شکل ۱).



شکل ۱. نحوه پرش فرود تک پا

به منظور محاسبه زمان شروع فعالیت عضلات، ابتدا امواج یک سویه شده و سه برابر انحراف استاندارد میزان فعالیت الکتریکی عضلات در خط زمینه به عنوان آستانه آغاز فعالیت شناخته شد (۲۱). هنگامی که فعالیت عضله به آستانه رسید و حداقل به مدت ۲۵ میلی‌ثانیه بالای سطح آستانه باقی ماند، این نقطه به عنوان زمان آغاز فعالیت در نظر گرفته شد (۲۱). سپس فعالیت الکتریکی عضلات منتخب در ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از اولین تماس و ۱۰۰ تا۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از اولین تماس (۲۲)، ثبت و تجزیه و تحلیل گردید. مراحل انجام تست در دانشگاه علامه طباطبایی تهران صورت گرفت و نحوه دعوت به همکاری افراد به این شکل بود که ابتدا افرادی که دارای بی‌ثباتی مچ پا بودند، انتخاب می‌شدند و در مرحله بعد پرسش‌نامه ارزیابی عملکرد مچ پا (Ankle Joint Functional Assessment Tool یا AJFAT) را تکمیل نمودند. این پرسش‌نامه با میزان پایایی آزمون- بازآزمون Intraclass correlation coefficient (ICC) برابر با ۰/۹۴ و دقت Standard error of measurement (SEM) برابر با ۱/۵، میزان ثبات و عملکرد مچ پا را در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا مشخص می‌کند. مقیاس AJFAT از ۱۲ سؤال در ارتباط با میزان درد مچ پا، تورم مچ پا، توانایی راه رفتن در سطوح ناهموار، حس کلی ثبات، قدرت کلی مچ پا و توانایی پایین آمدن از پله، توانایی نرم دویدن، توانایی تغییر جهت در هنگام دویدن، سطح کلی فعالیت، توانایی حس وقوع خالی شدن مچ پا، توانایی پاسخ دادن به خالی شدن مچ پا و توانایی بازگشت به فعالیت پس از وقوع خالی شدن مچ پا تشکیل شده است و نمره‌گذاری آن به این صورت است که شرکت‌کننده پاسخی را انتخاب می‌کند که بهترین توصیف را از وضعیت مچ پای خود با استفاده از مقیاس‌های «بسیار کمتر از مچ پای دیگر، اندکی کمتر از مچ پای دیگر، هم‌اندازه مچ پای دیگر، اندکی بیشتر از مچ پای دیگر، بسیار بیشتر از مچ پای دیگر» داشته باشد. هر سؤال امتیازی بین صفر تا ۴ دارد. امتیاز پایین نشان دهنده سطوح بیشتری از علایم یا بی‌ثباتی عملکردی بیشتر مرتبط با محدودیت‌های عملکردی می‌باشد. نمره کلی پرسش‌نامه از مجموع امتیازات به دست می‌آید. حداکثر امتیاز در این مقیاس، ۴۸ است و نمره کمتر یا مساوی ۲۶ به عنوان فرد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا شناخته می‌شود (۲۴، ۲۳).

جهت بررسی فعالیت عضلات، از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله (مدل WIRELESS EMG V 4.24، شرکت Baya Med، ایران) استفاده گردید. پری آمپلی فایرهای این دستگاه دارای مشخصات بهره ۴۰۰۰ (Common-mode rejection ratio یا CMRR)، ۱۰۸ دسی‌بل است که در مطالعه حاضر فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و پهنای باند ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز استفاده شد (۲۳). همچنین، الکترودهای سطحی یک‌بار مصرف (مدل Dormo) که قطر قسمت مرکزی رسانای آن‌ها یک سانتی‌متر بود، مورد استفاده قرار گرفت. الکترودگذاری به روش دو قطبی صورت گرفت و فاصله مرکز الکترود ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته شد که برای کاهش مقاومت پوست، موهای سطح پوست عضلات تراشیده و پوست با پنبه آغشته به الکل طبی تمیز شد (۱۴) و بر روی عضلات پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس مدیال، تیبیالیس آنتریور، گلوتئوس ماکزیموس و گلوتئوس مدیوس نصب گردید (۲۱). از صفحه نیروی سه محوره (۵۰ × ۴۰ × ۸) (شرکت دانش‌سالار، ایران) جهت اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین و تشخیص اولین تماس پا با زمین استفاده شد. نیروی عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس ۲۰۰ هرتز ثبت گردید (۲۵). تعیین دقیق لحظه تماس پا با صفحه نیرو برای تعیین ۱۰۰میلی‌ثانیه قبل و ۱۰۰ تا۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اولین تماس اهمیت اساسی داشت. بنابراین، دستگاه Electromyography (EMG) با صفحه نیرو همسان‌سازی شد. در پردازش سیگنال‌های الکترومایوگرافی، برای این که مقایسه بین عضلات مختلف و آزمودنی‌های متفاوت فراهم شود، فعالیت عضله باید به یک مقدار مرجع نرمال شود (۲۶). به همین منظور، مقادیر به دست آمده از محاسبه ریشه میانگین مربعات (Root mean square یا RMS) به مقادیر حاصل از حداکثر انقباض ارادی هر عضله تقسیم گردید و میزان فعالیت عضلات به صورت درصدی از حداکثر

http://jrrs.mui.ac.ir

انقباض ارادی در نظر گرفته شد. هر وضعیت حداکثر انقباض سه بار و به مدت ۱۰ ثانیه تکرار گردید و سپس میانگین داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت (۲۶).

گروه تمرینات هاپینگ در یک برنامه تمرینی شش هفته‌ای شرکت نمودند. گروه شاهد نیز به فعالیت ورزشی خود که همان تمرینات منظم هفتگی (سه جلسه در هفته) پرداختند. برنامه طراحی شده تمرین هاپینگ شامل سه جلسه در هفته به صورت یک روز در میان، با دامنه حجم تمرینی ۹۰ تا ۱۳۰ تماس پا با زمین برای هر جلسه بود. شدت تمرین در هفته‌ها با افزایش تعداد تمرین و همچنین، با محدود کردن دست‌ها یعنی از حالت آزاد به دست‌ها روی سینه و سپس دست‌ها پشت سر افزایش یافت. پیشرفت تمرینات به این صورت بود که ابتدا اشکال مختلف تمرین به صورت دو پا و در هفته‌های بعد با به دست آوردن قابلیت اجرا به صورت یک پا انجام می‌شد. آزمودنی‌ها به ترتیب و با تکرار، طوری که بین هر ست تمرین ۳۰ ثانیه و بین هر تمرین ۲ دقیقه استراحت می‌کردند (۲۷)، تمرینات را انجام می‌دادند. همچنین، شدت تمرینات تا هفته پنجم افزایش و در هفته ششم کاهش پیدا می‌کرد تا خستگی در طی مرحله پس‌آزمون ایجاد نشود (۱۸). پروتکل تمرینی استفاده شده شامل هاپینگ به طرفین، هاپینگ به جلو و عقب، هاپینگ با حرکت به سمت جلو، هاپینگ به شکل مربع، هاپینگ به صورت زیگزاگ و هاپینگ به شکل 8 بود که با توجه به تحقیقات قبل (۲۴، ۸)، شکل و روش اجرای آن‌ها تعیین شد. به منظور تجزیه و تحلیل آماری، از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای توصیف ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها، از آمار توصیفی و انحراف معیار استفاده گردید. پس از برابری شرط واریانس‌ها به کمک آزمون Levene و نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk، از آزمون ANCOVA جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ (version 22, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین وزن، قد و شاخص توده بدنی (Body mass index یا BMI) آزمودنی‌ها در گروه‌های مورد بررسی در جدول ۱ ارایه شده است. تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در مشخصات جمعیت‌شناسی وجود نداشت.

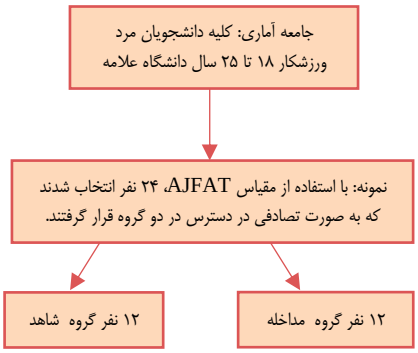
میانگین سنی گروه‌های شاهد و مداخله به ترتیب ۴/۶۹ ± ۲۵/۰۸ و ۴/۱۶ ± ۲۴/۲۳ سال گزارش گردید (P = ۰/۶۸۳).

جدول ۱. توصیف ویژگی‌های آزمودنی‌ها

گروه	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	BMI (کیلوگرم بر مترمربع)
شاهد	۷۸/۶۶ ± ۷/۶۶	۱۸۱/۶۶ ± ۶/۰۳	۲۳/۸۲ ± ۱/۹۴
مداخله	۷۹/۶۶ ± ۸/۳۸	۱۸۰/۴۱ ± ۷/۱۷	۲۴/۴۴ ± ۱/۸۵
مقدار P (آزمون t)	۰/۷۶۳	۰/۶۴۹	۰/۴۳۳

BMI: Body mass index

روند انجام مطالعه در شکل ۲ آمده است.



شکل ۲. نمودار CONSORT

نتایج آزمون ANCOVA نشان داد که تمرینات هاپینگ تأثیر معنی‌داری بر زمان شروع فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس و پرونئوس لانگوس داشت (P = ۰/۰۰۱)، اما این تمرینات تأثیر معنی‌داری را بر زمان شروع فعالیت عضلات گلوتئوس ماکزیموس، گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس آنتریور نشان نداد (جدول ۲).

جدول ۲. نتایج آزمون ANCOVA برای مقایسه گروه‌ها در زمان شروع فعالیت عضلات

عضله	گروه	زمان شروع فعالیت عضله (میلی‌ثانیه)		آزمون Paired t	آماره F	مقدار P	ضریب اتا
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون				
گلوتئوس مدیوس	شاهد	-۱۰۷/۸۳ ± ۱۶/۲۳	-۱۰۶/۰۸ ± ۱۶/۹۰	۰/۳۸۶	۴۴/۶۶۱	*۰/۰۰۱	۰/۶۸۰
	مداخله	-۱۰۹/۳۳ ± ۱۷/۹۳	-۱۴۲/۲۵ ± ۸/۶۳	۲/۷۴۷			
گلوتئوس ماکزیموس	شاهد	-۷۵/۳۳ ± ۱۹/۷۱	-۷۶/۳۳ ± ۱۲/۱۹	-۱/۱۶۷	۰/۷۹۹	۰/۳۸۲	۰/۰۳۷
	مداخله	-۷۴/۴۱ ± ۱۲/۷۵	-۸۰/۳۳ ± ۱۴/۱۴	۳/۴۱۰			
پرونئوس لانگوس	شاهد	-۹۱/۶۶ ± ۱۶/۰۱	-۹۰/۱۶ ± ۱۳/۲۰	-۰/۸۱۴	۲۵/۹۰۸	*۰/۰۰۱	۰/۵۵۲
	مداخله	-۹۱/۵۸ ± ۱۶/۲۲	-۱۱۹/۲۵ ± ۱۴/۶۳	۲/۵۴۸			
گاستروکنمیوس داخلی	شاهد	-۱۱۴/۷۵ ±۱۴/۴۱	-۱۱۷/۵۰ ± ۱۶/۲۱	-۰/۲۵۵	۰/۶۱۶	۰/۴۴۲	۰/۰۲۸
	مداخله	-۱۱۶/۵۸ ± ۱۷/۹۹	-۱۲۴/۸۳ ± ۲۵/۴۶	۰/۹۳۵			
تیبیالیس آنتریور	شاهد	-۵۲/۳۳ ± ۱۱/۵۷	-۵۳/۶۶ ± ۱۰/۹۷	-۰/۰۳۱	۰/۹۵۸	۰/۳۳۹	۰/۰۴۴
	مداخله	-۵۳/۷۵ ± ۱۱/۶۰	-۵۸/۵۸ ± ۱۲/۶۰	۰/۳۳۷			

*تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۳. نتایج آزمون ANCOVA برای مقایسه گروه‌ها در فعالیت عضلات (فیدفوروارد) ۱۰۰میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین

عضله	گروه	شدت فعالیت عضله ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد (درصد)		آزمون Paired t	آماره F	مقدار P	ضریب اتا
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون				
گلوتئوس مدیوس	شاهد	۴۹/۴۱ ± ۱۰/۹۸	۴۸/۱۵ ± ۷/۹۴	۰/۳۲۶	۲۲/۶۵۶	*۰/۰۰۱	۰/۵۱۹
	مداخله	۴۹/۲۶ ± ۸/۸۵	۵۹/۲۱ ± ۵/۷۷	-۲/۳۵۲			
گلوتئوس ماکزیموس	شاهد	۴۷/۲۰ ± ۷/۷۸	۴۸/۰۸ ± ۷/۷۶	-۱/۲۵۰	۳/۱۴۴	۰/۰۹۱	۰/۱۳۰
	مداخله	۴۷/۸۹ ± ۶/۸۳	۵۱/۷۹ ± ۶/۱۳	-۲/۴۹۰			
پرونئوس لانگوس	شاهد	۳۹/۹۴ ± ۷/۱۵	۳۷/۶۴ ± ۶/۵۹	-۰/۷۱۴	۱۱/۲۴۴	*۰/۰۰۳	۰/۳۴۹
	مداخله	۳۸/۴۸ ± ۶/۷۷	۴۸/۲۶ ± ۸/۴۵	-۲/۳۱۴			
گاستروکنمیوس داخلی	شاهد	۴۶/۸۸ ± ۵/۴۵	۴۷/۶۱ ± ۶/۶۱	-۰/۳۶۰	۹/۶۶۰	*۰/۰۰۵	۰/۳۱۵
	مداخله	۴۷/۸۶ ± ۷/۰۹	۵۴/۳۲ ± ۷/۴۳	-۰/۵۱۰			
تیبیالیس آنتریور	شاهد	۳۶/۷۸ ± ۶/۰۹	۳۸/۳۲ ± ۵/۶۶	-۰/۴۲۰	۰/۵۱۷	۰/۴۸۰	۰/۰۲۴
	مداخله	۳۳/۴۷ ± ۵/۹۹	۳۶/۰۳ ± ۶/۳۷	-۰/۲۱۸			

*تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

بر اساس نتایج آزمون ANCOVA، ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین، تمرینات هاپینگ تأثیر معنی‌داری بر مقدار فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس (P = ۰/۰۰۱)، گاستروکنمیوس داخلی (P = ۰/۰۰۵) و پرونئوس لانگوس (P = ۰/۰۰۳) داشت؛ هرچند این تمرینات تأثیر معنی‌داری بر مقدار فعالیت عضلات گلوتئوس ماکزیموس و تیبیالیس آنتریور نشان نداد (جدول ۳).

نتایج آزمون ANCOVA در جدول ۴ نشان داد که ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین، تمرینات هاپینگ تأثیر معنی‌داری بر مقدار فعالیت عضلات گلوتئوس مدیوس و پرونئوس لانگوس داشت (P = ۰/۰۰۱) اما تأثیر معنی‌داری بر مقدار فعالیت عضلات گلوتئوس ماکزیموس، گاستروکنمیوس داخلی و تیبیالیس آنتریور مشاهده نشد.

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر شش هفته تمرین هاپینگ بر زمان شروع و میزان فعالیت فیدفوروارد و فیدبکی عضلات پرونئوس لانگوس، تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس مدیال، گلوتئوس مدیوس و گلوتئوس ماکزیموس ورزشکاران فعال مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در فرود تک پا بود. نتایج نشان داد که شش هفته تمرینات هاپینگ، منجر به تغییر در زمان شروع فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس و گلوتئوس مدیوس شد. همچنین، در فاصله زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه، در میزان فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس، گلوتئوس مدیوس و در فاصله زمانی ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه، در میزان فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس و پرونئوس لانگوس افزایش معنی‌داری مشاهده گردید، اما تفاوت معنی‌داری در میزان فعالیت عضلات گروه شاهد وجود نداشت. بر این اساس، می‌توان گفت شاید برنامه تمرینی هاپینگ در سریع‌تر شدن زمان شروع پیش فعالیت عضلات مذکور در گروه تمرین مؤثر بوده است. ممشلی و همکاران با انجام مطالعه‌ای به این نتیجه رسیدند که زمان تأخیر شروع فعالیت عضلات پرونئال، گلوتئوس مدیوس و ارکتور اسپاین در گروه دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نسبت به افراد سالم طولانی‌تر می‌باشد (۲۸). دستور حرکتی برای فعال شدن عضلات افراد سالم و به ویژه عضلات مرکزی بدن قبل از برخورد پا با زمین صادر می‌شود. فعال شدن این عضلات قبل از برخورد پا با زمین به منظور تأمین ثبات زنجیره‌ای حرکتی در برابر اغتشاش ناشی از برخورد پا با زمین است (۱۷). بنابراین، شاید یافته تحقیق حاضر نشان دهنده بازگشت بخشی از توانمندی سیستم کنترل حرکت به حالت طبیعی در افراد گروه تمرین بود.

جدول ۴. نتایج آزمون ANCOVA برای مقایسه گروه‌ها در فعالیت عضلات (فیدبکی) ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین

عضله	گروه	شدت فعالیت عضله ۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد (درصد)		آزمون Paired t	آماره F	مقدار P	ضریب اتا
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون				
گلوتئوس مدیوس	شاهد	۴۹/۶۱ ± ۹/۲۴	۵۰/۸۱ ± ۸/۸۲	۰/۵۸۰	۱۵/۶۳۱	*۰/۰۰۱	۰/۴۲۷
	مداخله	۵۱/۱۲ ± ۹/۷۱	۶۲/۰۳ ± ۶/۵۶	-۲/۵۷۴			
گلوتئوس ماکزیموس	شاهد	۶۰/۶۴ ± ۱۰/۵۰	۶۱/۹۰ ± ۷/۴۱	۰/۴۹۰	۳/۶۳۲	۰/۰۷	۰/۱۴۷
	مداخله	۶۱/۵۷ ± ۹/۲۱	۶۷/۲۷ ± ۷/۹۵	-۲/۲۸۴			
پرونئوس لانگوس	شاهد	۴۰/۰۶ ± ۷/۱۹	۴۱/۱۰ ± ۶/۰۳	-۰/۷۱۰	۱۴/۳۶۹	*۰/۰۰۱	۰/۴۰۶
	مداخله	۳۸/۶۰ ± ۶/۸۱	۵۰/۷۷ ± ۶/۶۹	-۲/۲۶۳			
گاستروکنمیوس داخلی	شاهد	۶۹/۷۳ ± ۸/۰۷	۶۸/۸۹ ± ۵/۷۸	-۰/۴۵۰	۲/۲۱۸	۰/۱۵۱	۰/۰۹۶
	مداخله	۶۹/۳۸ ± ۸/۷۸	۷۲/۶۹ ± ۷/۴۰	-۲/۱۹۷			
تیبیالیس آنتریور	شاهد	۴۳/۸۷ ± ۷/۲۸	۴۲/۳۶ ± ۴/۲۲	-۰/۱۳۰	۲/۴۸۵	۰/۱۳۰	۰/۱۰۶
	مداخله	۴۴/۶۴ ± ۷/۱۷	۴۵/۲۹ ± ۴/۹۵	-۰/۶۷۷			

*تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

http://jrrs.mui.ac.ir

در پژوهش کشاورز و همکاران، تأثیر تمرینات پرش- فرود بر برخی عضلات منتخب تنه و اندام تحتانی زنان بررسی و مشخص گردید که تفاوت معنی‌داری در مرحله فیدبکی عضله گلوتئوس مدیوس بین گروه‌های تجربی و شاهد وجود داشت (۲۶) که این نتایج با یافته‌های مطالعه حاضر همسو بود. Suda و Sacco گزارش کردند که در مرحله قبل از فرود در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، سطح فعالیت عضله پرونئوس لانگوس کمتر، اما در مرحله بعد از فرود بیشتر بود. از طرف دیگر، کنترل عضلات پرونئوس لانگوس و گاستروکنمیوس خارجی به طور هم‌زمان و زودتر آغاز شد و عضله تیبیالیس آنتریور پس از آن‌ها وارد عمل گردید؛ در حالی که در مبتلایان به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، هر سه عضله به صورت هم‌زمان فعال شد (۲۹). نتایج تحقیق صمدی و همکاران نشان داد که زمان شروع پیش فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس، تیبیالیس آنتریور و سولئوس در گروه تمرین نسبت به گروه شاهد سریع‌تر است (۱۸). در پژوهش حاضر، زمان شروع فیدفوروارد عضلات پرونئوس لانگوس و گلوتئوس مدیوس گروه تمرینی افزایش یافت. لازم به ذکر است که فعالیت عضلات به خصوص پرونئوس لانگوس به هنگام فرود (قبل از تماس پا با زمین)، موجب افزایش ثبات در مفصل ساب‌تالار می‌شود (۱۸). یکی از دلایل عدم پیچ‌خوردگی مچ پا، فعال بودن عضله پرونئوس لانگوس می‌باشد که ثبات در مفصل ساب‌تالار را افزایش می‌دهد و سرعت گشتاور این عضله را به حداکثر می‌رساند. بنابراین، موجب حفظ مفصل در مقابل نیروهای وارد شده و چرخش‌های ناشی از آن می‌شود (۳۰). در مطالعه حاضر شاید پس از انجام تمرینات هاپینگ، حساسیت دوک‌های عضلانی توسط سیستم عصبی مرکزی در ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا افزایش یافته و باعث تغییر در الگوی کنترل حرکتی و کاهش تأخیر شروع فیدفوروارد عضلات پرونئوس لانگوس و گلوتئوس مدیوس شده است. این یافته با نتایج تحقیق مومنی و همکاران (۱۴) همسو بود. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که تمرینات هاپینگ با تعدیل و بهینه کردن زمان تأخیر عضلات، احتمالاً می‌تواند نقش مهمی در کاهش وقوع مجدد پیچ‌خوردگی در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا داشته باشد (۱۴).

در بررسی حاضر، افزایش معنی‌داری در میزان فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس، گاستروکنمیوس و گلوتئوس مدیوس گروه تمرینی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و برای عضلات پرونئوس لانگوس، گلوتئوس مدیوس در۱۰۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از فرود و تماس پا با زمین مشاهده گردید. کاهش فعالیت عضلات پیش از تماس پا با زمین (فعالیت فیدفوروارد) را می‌توان به تغییر در برنامه‌های از پیش طراحی شده‌ای که از سیستم عصبی مرکزی به عضلات فرستاده می‌شود، نسبت داد (۳۱). قبل از تماس پا با زمین در حرکت فرود، عضلات اندام تحتانی فعال می‌گردد تا نیروهایی که هنگام تماس اعمال می‌شود را جذب نماید (۳۱). محدودکننده‌های عصبی- عضلانی دینامیک برای حرکت اندام تحتانی هم شامل حلقه‌های کنترل حرکتی فیدفوروارد و هم فیدبکی می‌باشد. کنترل عصبی- عضلانی فیدفوروارد در حرکات پیشین فرد توسعه می‌یابد و عضلات اطراف مفصل را قبل از ورود بار سنگین به مفصل (به منظور جذب نیرو و کاهش استرس وارده به لیگامان‌ها) فعال می‌کند (۳۳، ۳۲). هر دو نوع کنترل عصبی- عضلانی فیدبکی و فیدفوروارد می‌توانند موجب افزایش ثبات مفصلی به شرط تحریک مکرر مسیرهای حسی و حرکتی شوند (۱۳). نتایج تحقیق کشاورز و همکاران نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین عضله گلوتئوس مدیوس در مرحله فیدبکی در گروه تجربی نسبت به گروه شاهد وجود داشت (۲۶) که با یافته‌های پژوهش‌های صورت گرفته همسو می‌باشد. در مطالعه مومنی و همکاران، انجام تمرینات پلایومتریک در زنان فعال مبتلا به بی‌ثباتی عمکردی مچ پا، افزایش معنی‌داری در میزان فعالیت فیدبکی عضله گلوتئوس مدیوس گروه تمرینی به وجود آورد، اما هیچ تغییر معنی‌داری در میزان فعالیت فیدبکی عضلات پرونئوس لانگوس، تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس مدیال، ارکتور اسپاین سمت آسیب و ارکتور اسپاین سمت مقابل یافت نشد (۱۴) که با نتایج تحقیق حاضر مطابقت داشت؛ چرا که در پژوهش مومنی و همکاران بار تمرینی و تنوع تمرینی مشابه، باعث فراخوانی بیشتر واحدهای حرکتی می‌شود و بار تمرینی منجر به سازگاری عصبی- عضلانی و فراخوانی واحدهای حرکتی می‌شود (۱۴). مؤثر بودن برنامه تمرینی مورد استفاده در مطالعه حاضر از آن‌جا مشهودتر می‌شود که شاید برنامه تمرینی توانسته است باعث بهبود میزان فعالیت فیدبکی عضله گلوتئوس مدیوس گروه تمرینی شود.

محدودیت‌ها

احتمال تداخل سیگنال از عضلات دیگر بر فعالیت الکترومایوگرافی عضله وجود دارد. به دلیل این که همه افراد شرکت‌کننده در آزمون، در یک رشته ورزشی مشابه و یک تیم نبودند، احتمال تأثیر میزان آمادگی جسمانی متفاوت به دلیل شرایط تمرینی مختلف، بر فعالیت عضله وجود دارد. عدم امکان بررسی برخی عضلات مهم دیگر همچون کوادراتوس لومباروم و سولئوس به دلیل محدودیت دستگاه الکترومایوگرافی از دیگر محدودیت‌های تحقیق حاضر بود.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌شود در طراحی روش‌های توان‌بخشی و پیشگیری از آسیب افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا، توجه بیشتری به عضلات پروگزیمال بدن شود. بهتر است در پژوهش‌های بعدی به مقایسه اثر تمرینات مشابه در گروه ورزشی مشخص پرداخته شود که تفاوت اثر تمرینات هاپینگ در شاخص‌های آمادگی جسمانی روشن شود. همچنین، پیشنهاد می‌گردد در مطالعات آینده اثرات تمرینات هاپینگ بر روی مفاصل دیگر همچون زانو بررسی شود.

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تمرینات هاپینگ منجر به بهبود مکانیزم کنترلی فیدفوروارد (سریع‌تر شدن زمان شروع فیدفوروارد و افزایش میزان فیدفوروارد و الگوی فعال شدن) عضلات پرونئوس لانگوس، گلوتئوس مدیوس و گاستروکنمیوس داخلی حین فرود می‌شود که جهت بهبود عملکرد افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا تمرینات مناسبی می‌باشد. با وجود نتایج به دست آمده از پژوهش حاضر و بررسی نتایج پیشین، به نظر می‌رسد تمرینات هاپینگ نقش مهمی در کنترل ثبات دینامیک مفصل مچ پا داشته باشد و اختلال در این مکانیزم، عامل مهمی در وقوع بی‌ثباتی مکرر مچ پا در حین انجام فعالیت‌های عملکردی مختلف می‌باشد. این تمرینات با تأثیر بر فعال شدن عضلات و افزایش فعالیت فیدفوروارد، عضلات عملکرد را بهبود می‌بخشد و از ایجاد آسیب مچ پا به هنگام فرود پیشگیری می‌کند.

http://jrrs.mui.ac.ir

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از آقای امیر شاملو دانشجوی مقطع دکتری آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی که نقش مهمی در جمع‌آوری داده‌ها داشتند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آورند. همچنین، از شورای معاونت پژوهشی دانشگاه علامه طباطبائی و کلیه ورزشکارانی که در اجرای این طرح تحقیقاتی همکاری نمودند، سپاسگزاری می‌گردد.

نقش نویسندگان

ساسان ارجنگ، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تنظیم دست‌نوشته، حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه ازآغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، خدمات پشتیبانی و اجرایی و عملی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، فریده باباخانی، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تایید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، رامین بلوچی، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله.

منابع مالی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی با کد اخلاق IR.ATU.REC.1397.096 می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه علامه طباطبائی انجام گردید. دانشگاه علامه طباطبائی در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. ساسان ارجنگ انجام مطالعات پایه مرتبط با این مقاله را را انجام داد. دکتر باباخانی استادیار و دکتر بلوچی دانشیار و عضو هیأت علمی دانشگاه علامه طباطبائی می‌باشند.

References

1. Miklovic TM, Donovan L, Protzuk OA, Kang MS, Feger MA. Acute lateral ankle sprain to chronic ankle instability: A pathway of dysfunction. Phys Sportsmed 2018; 46(1): 116-22.
2. Baroni BM, Generosi RA, Junior ECPL. Incidence and factors related to ankle sprains in athletes of futsal national teams. Fisioter Mov 2008; 21(4): 79-88.
3. Kazemi K, Abdollahi I, Arab A. Evaluation of the electromyographic activity of distal and proximal muscles of the lower extremity after ankle sprain (Review Article). Physical Treatment 2013; 3 (3): 46-52. [In Persian].
4. Salom-Moreno J, Ayuso-Casado B, Tamaral-Costa B, Sanchez-Mila Z, Fernandez-de-las-Penas C, Alburquerque-Sendin F. Trigger point dry needling and proprioceptive exercises for the management of chronic ankle instability: A randomized clinical trial. Evid Based Complement Alternat Med 2015; 2015: 790209.
5. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Contributing factors to chronic ankle instability. Foot Ankle Int 2007; 28(3): 343-54.
6. Shih YF, Yu HT, Chen WY, Liao KK, Lin HC, Yang YR. The effect of additional joint mobilization on neuromuscular performance in individuals with functional ankle instability. Phys Ther Sport 2018; 30: 22-8.
7. Brown CN, Rosen AB, Ko J. Ankle ligament laxity and stiffness in chronic ankle instability. Foot Ankle Int 2015; 36(5): 565-72.
8. Karimizadeh Ardakani M, Alizadeh Mh, Abrahimi Takamojani E. The effect of barre au sol on the body composition and flexibility of nonathletic women. Management of Sport and Movement Sciences 2012; 2(4): 139-51. [In Persian].
9. Holm LW, Carroll LJ, Cassidy JD, Hogg-Johnson S, Cote P, Guzman J, et al. The burden and determinants of neck pain in whiplash-associated disorders after traffic collisions: Results of the Bone and Joint Decade 2000-2010 Task Force on Neck Pain and Its Associated Disorders. J Manipulative Physiol Ther 2009; 32(2 Suppl): S61-S69.
10. Kuitunen S, Avela J, Kyrolainen H, Nicol C, Komi PV. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. Eur J Appl Physiol 2002; 88(1-2): 107-16.
11. Huang PY, Lin CF. Effects of balance training combined with plyometric exercise in postural control: Application in individuals with functional ankle instability. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2010 p. 232-5.
12. Kazemi K, Amiri A, Ghotbi N, Jamshidi A A, Razi M. Effects of perturbation training on ground reaction force and function in athletes with anterior cruciate ligament reconstruction. Modern Rehabilitation 2015; 9(3): 27-35. [In Persian].
13. Javdaneh N, Minoonejad H, Shirzad E. Investigating some neuromuscular risk factors of acl injury in athletes with ankle pronation deformity. Journal of Exercise Science and Medicine 2015; 7(2): 221-35. [In Persian].
14. Momeni S, Barati A, Letafatkar A, Jamshidi A, Hovanlo F. The effects of plyometric training on performance and the feed-forward activation of calf muscles in active females with functional ankle instability in single leg drop landing. J Ilam Univ Med Sc 2017; 25(2): 42-54. [In Persian].
15. Prentice WE. Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training. New York, NY: McGraw-Hill; 2004.
16. Hadadnezhad M. Compare the performance and plyometric exercises influence on some parameters of EMG in active females with Trunk Neuromuscular Control Deficit [PhD Thesis] Tehran, Iran: University of Tehran; 2013. [In Persian].
17. 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.
18. Samadi H, Rajabi R, Karimizadeh Ardakani M. The effect of six weeks of neuromuscular training on joint position sense and

lower extremity function in male athletes with functional ankle instability. Journal of Exercise Science and Medicine 2017; 9(1): 15-33. [In Persian].
19. Wikstrom E. Functional vs isokinetic fatigue protocol: effects on time to stabilization, peak vertical ground reaction forces, and joint kinematics in jump landing [MSc Thesis]. Gainesville, FL: University of Florida; 2003.
20. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2004; 19(6): 617-21.
21. 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.
22. 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.
23. Rose W. Electromyogram analysis [Online]. [cited 2019 Oct 24]; Available from: URL: https://www1.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/EMG%20analysis.pdf
24. Caffrey E, Docherty C, Schrader J, Klossner J. The Ability of 4 Single-Limb Hopping Tests to Detect Functional Performance Deficits in Individuals with Functional Ankle Instability. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy 2009; 39: 799-806.
25. Gribble P, Robinson R. Differences in spatiotemporal landing variables during a dynamic stability task in subjects with CAI. Scand J Med Sci Sports 2010; 20(1): e63-e71.
26. Keshavarz L, Letafatkar A, Hadadnezhad M. Effect of eight weeks of jump-landing exercise on feedforward and feedback activation of selected trunk and lower extremity muscles andlower extremity performance in active females. Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences 2019; 40(5): 73-82. [In Persian].
27. Caffrey E, Docherty CL, Schrader J, Klossner J. The ability of 4 single-limb hopping tests to detect functional performance deficits in individuals with functional ankle instability. J Orthop Sports Phys Ther 2009; 39(11): 799-806.
28. Mamashli A, Jamshidi AA, Maroufi N, Jafari H. Timing of the core muscles during landing in healthy subjects. Physical Treatment 2013; 2(2): 37-42. [In Persian].
29. 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.
30. Abbasi h, Alizadeh MH, Daneshmandi H, Barati AH. Comparing the effect of functional, extra-functional and combined exercises on dynamic balance in athletes with functional ankle instability. Studies in Sport Medicine 2015; 7(17): 15-34. [In Persian].
31. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait Posture 2005; 21(1): 85-94.
32. Lephart SM, Abt JP, Ferris CM, Sell TC, Nagai T, Myers JB, et al. Neuromuscular and biomechanical characteristic changes in high school athletes: a plyometric versus basic resistance program. Br J Sports Med 2005; 39(12): 932-8.
33. Hadadnezhad M, Rajabi R, Ashraf Jamshidi A, Shirzad E. The effect of plyometric training on trunk muscle pre-activation in active females with trunk neuromuscular control deficit. J Shahid Sadoughi Univ Med Sci 2014; 21(6): 705-15. [In Persian].

http://jrrs.mui.ac.ir

DOI: 10.22122/jrrs.v16.3444 Published by Vesnu Publications

The aim of this study was to investigate the effects Hopping exercises on the feedback and feedforward activity of selected lower limb muscles in single leg jump landing task in athletes with functional ankle inst

Sasan Arjang[1], Farideh Babakhani[2], Ramin Baluchi[3]

Original Article

Abstract

Introduction: The aim of this study was to investigate the effect of hopping exercises on the feedback and feedforward activity of selected lower limb muscles in single leg jump landing task in athletes with functional ankle instability.

Materials and Methods: 24 male athletes (12 in the control group and 12 in the training group) with functional ankle instability participated in this randomized clinical trial. Hopping exercises were given for six weeks, three times a week to the experimental group. The control group continued their routine exercise three sessions per week. The electric activity of Peroneus Longus, Tibialis Anterior, Medial Gastrocnemius, gluteus medius, and gluteus maximus muscles in the jump landing, before and after the hopping exercises were collected.

Results: The results of this study showed that after six weeks of hopping exercises, there was a significant effect on the onset of activity of the Peroneus Longus and gluteus medius muscles ($P \leq 0.001$). There was a significant increase in the activity of Peroneus Longus ($P \leq 0.003$), Medial Gastrocnemius ($P \leq 0.005$), and gluteus medius ($P \leq 0.001$) muscles in 100 milliseconds before the first contact of the foot on the ground. In addition, Peroneus Longus ($P \leq 0.001$) and gluteus medius ($P \leq 0.001$) activity increased significantly between 100-200 milliseconds after the first contact of the foot on the ground. However, no significant difference was observed in muscle activity of the untreated control group ($P > 0.050$). No significant change was recorded in the activity of the Tibialis Anterior, Medial Gastrocnemius, and gluteus maximus muscles ($P > 0. 050$).

Conclusion: Six weeks of hopping exercises seem to reduce the time interval before the onset of activity and increase the activity amplitude for aforementioned muscles in single leg jump landing in athletes with functional ankle sprain. Therefore, while planning therapeutic exercise programs for athletes with functional ankle instability, it may be beneficial to have a look at hoping exercises.

Keywords: Electromyography; Ankle joint; Rehabilitation

Citation: Arjang S, Babakhani F, Baluchi R. **The aim of this study was to investigate the effects Hopping exercises on the feedback and feedforward activity of selected lower limb muscles in single leg jump landing task in athletes with functional ankle inst.** J Res Rehabil Sci 2020; 16: 42-50.

Received date: 01.02.2020 Accept date: 29.04.2020 Published: 04.05.2020

1- MSc Student, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sports Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran
2- Assistant Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sports Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran
3- Associate Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sports Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran
Corresponding Author: Farideh Babakhani; Assistant Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sports Sciences, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran; Email: farideh_babakhani@yahoo.com