DOI: 10.48305/jrrs.2023.41658.1031 Published by Vesnu Publications

مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در بدمینتونیست‌های دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در فاز فیدفوروارد و فیدبک هنگام فرود تک پا: مطالعه مقطعی

رضا کوثری[1]، هومن مینونژاد[2]، مصطفی ورمرزیار[1]، فواد صیدی[2]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، یکی از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشی به شمار می‌رود که باعث اختلال در کنترل عصبی- عضلانی و شدت فعالیت عضلانی می‌شود. هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در بدمینتونیست‌های دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در فاز فیدفوروارد و فیدبک هنگام فرود تک پا بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مقطعی، ۳۰ بدمینتونیست مرد (۱۵ نفر دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و ۱۵ نفر بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا) انتخاب شدند. ابتدا از آن‌ها حداکثر انقباض ارادی (Maximal voluntary contraction یا MVC) گرفته شد. سپس آزمودنی‌ها روی سکوی با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر قرار گرفتند و برای رسیدن به محل پرش چندین قدم برداشتند و با رسیدن به محل مورد نظر، فرود به صورت تک پا با پای غالب صورت گرفت. در مرحله بعد، فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به صورت فیدفوروارد و فیدبکی ثبت گردید. داده‌ها با استفاده از آزمون‌های Independent t و Mann-Whitney U مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج آزمون‌های Independent t و Mann-Whitney U نشان داد که فعالیت الکترومایوگرافی در مرحله فیدفوروارد در عضلات تیبیالیس آنتریور (P = ۰/۰۰۱)، گاستروکنمیوس (P = ۰/۰۰۱) و پرونئوس لانگوس (P = ۰/۰۰۱) و همچنین، در مرحله فیدبکی در عضلات تیبیالیس آنتریور (P = ۰/۰۰۱)، گاستروکنمیوس (P = ۰/۰۰۱) و پرونئوس لانگوس (P = ۰/۰۰۱) در گروه بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نسبت به گروه دارای بی‌ثباتی به صورت معنی‌داری بیشتر بود.

نتیجه‌گیری: کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی در مچ پا، یکی از اصلی‌ترین دلایل پیچ‌خوردگی مچ پا می‌باشد. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس و پرونئوس لانگوس در مرحله فیدفوروارد و فیدبکی در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا کمتر از افراد بدون بی‌ثباتی بود. بنابراین، تفاوت‌های بسیاری در شدت فعالیت عضلانی در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به نسبت افراد سالم وجود دارد.

کلید واژه‌ها: الکترومایوگرافی؛ بی‌ثباتی عملکردی مچ پا؛ بدمینتونیست؛ عضلات مچ پا

ارجاع: کوثری رضا، مینونژاد هومن، ورمرزیار مصطفی، صیدی فواد. **مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در بدمینتونیست‌های دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در فاز فیدفوروارد و فیدبک هنگام فرود تک پا: مطالعه مقطعی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۴۰۱؛ ۱۸: ۶۵-۵۶.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۱/۲۰ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۳/۲۷ تاریخ چاپ: ۱۴۰۱/۴/۱۵

مقدمه

مفصل مچ پا از آسیب‌پذیرترین مفاصل بدن در فعالیت‌های ورزشی و روزمره است (۱)؛ به گونه‌ای که پیچ‌خوردگی مفصل مچ پا (Ankle sprain) حدود ۲۰ درصد آسیب‌های ورزشی را به خود اختصاص می‌دهد (۲). در ورزشکاران، آسیب به مجموعه رباط‌های خارجی مفصل مچ پا بسیار شایع می‌باشد و حدود ۸۵ درصد کل پیچ‌خوردگی‌ها را در برمی‌گیرد (۵-۳). به دنبال پیچ‌خوردگی خارجی مچ پا (Lateral ankle sprain)، در بیش از ۷۰ درصد افراد علایم تا ۱۸ ماه بعد از آسیب اولیه همچنان وجود دارد (۶) و تبدیل به بی‌ثباتی مزمن مچ پا می‌شود (۷). علایم اولیه شامل درد، ضعف عضلانی، اختلال حس عمقی و پیچ‌خوردگی مکرر مچ پا (Recurrent ankle sprain) است (۸) و افراد دچار بی‌ثباتی مزمن مچ پا اغلب از درد، بی‌ثباتی یا احساس ذهنی خالی بودن و بی‌ثباتی رنج می‌برند (۹). افرادی دچار پیچ‌خوردگی‌های مکرر مچ پا می‌شوند که دچار بی‌ثباتی مچ پا (Ankle instability) هستند (۴).

بی‌ثباتی مزمن مچ پا به دو شاخه کلی بی‌ثباتی مکانیکی و عملکردی

۱- کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۲- دانشیار، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: فواد صیدی؛ دانشیار، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
Email: foadseidi@ut.ac.ir

تقسیم می‌شود (۱۰). مکانیک نامناسب مفصل باعث بی‌ثباتی مکانیکی می‌شود و با شلی قابل اندازه‌گیری، محدودیت‌های کینماتیکی و تغییرات سینویال ارتباط دارد (۱۱). Freeman و همکاران برای اولین بار بی‌ثباتی عملکردی (Functional instability) را تمایل پا برای پیچ‌خوردگی‌های مکرر یا خالی کردن تعریف کردند (۱۲). بی‌ثباتی عملکردی به عنوان احساس بی‌ثباتی بدون وجود شلی مفصلی تعریف می‌شود؛ به این معنی که افراد با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا ممکن است احساس طولانی مدت بی‌ثباتی را همراه با احساس ذهنی خالی شدن مچ پا داشته باشند، اما هیچ گونه شلی لیگامانی در مفصل مچ پا مشاهده نشود (۱۳). بی‌ثباتی عملکردی پدیده‌ای متفاوت و مجزا از بی‌ثباتی مکانیکی (Mechanical Instability) است (۱۴). در عین حال، هر دوی آن‌ها هم‌زمان می‌توانند وجود داشته باشند (۹). بی‌ثباتی مکانیکی به حرکت مفصل فراتر از محدوده فیزیولوژیک طبیعی اشاره دارد؛ در صورتی که در بی‌ثباتی عملکردی، حرکت مفصل فراتر از کنترل ارادی فرد در محدوده فیزیولوژیک است (۱۵). نتایج تحقیقات حاکی از آن است که بیش از نیمی از بیماران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در گروه بی‌ثباتی عملکردی قرار دارند و علایمی از بی‌ثباتی مکانیکی را نشان نمی‌دهند (۱۶).

بی‌ثباتی عملکردی مچ پا عارضه شایعی است که در ۱۵ تا ۶۰ درصد موارد به دنبال پیچ‌خوردگی اولیه ایجاد می‌شود (۱۹-۱۷، ۴). عمده مطالعات اخیر، علل اصلی ایجاد بی‌ثباتی عملکردی مچ پا را عواملی همچون تعادل (۲۲-۲۰)، قدرت و کاهش فعالیت عضلات مچ پا (۲۴، ۲۳)، حس عمقی (۲۶، ۲۵) و تأخیر بازتابی (Reflex delay) عضله پرونئوس لانگوس (۲۹-۲۷) ذکر کرده‌اند. بی‌ثباتی عملکردی مچ پا باعث دور ماندن ورزشکار از فعالیت ورزشی می‌شود (۳۰). این آسیب منجر به بروز اختلال در ایجاد ثبات طی فعالیت‌های پویا در مفصل مچ پا می‌شود که این عامل خطرزا مهم‌ترین دلیل پیچ‌خوردگی مجدد مچ پا می‌باشد (۳۱). نتایج تحقیقات نشان داده است که نرخ آتش عصبی- عضلانی (Neuromuscular firing rate) و الگوی به کارگیری عضلات (Recruitment pattern) و در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی نسبت به افراد سالم تفاوت معنی‌داری دارد (۳۳، ۳۲).

در افراد دچار بی‌ثباتی نسبت به افراد بدون بی‌ثباتی، در مرحله قبل از برخورد پا با زمین (مرحله فیدفورواردی) عضلات تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس و رکتوس فموریس فعالیت بیشتر و عضله پرونئوس لانگوس و بایسپس فموریس فعالیت عضلانی کمتری دارند و کاهش فعالیت عضله پرونئوس لانگوس در سرتاسر دامنه در این افراد مشاهده می‌شود (۳۴). در مرحله پس از برخورد پا با زمین (مرحله فیدبکی)، فعالیت الکتریکی عضله رکتوس فموریس و تیبیالیس قدامی در افراد دارای بی‌ثباتی بیشتر از افراد بدون بی‌ثباتی است (۳۵). در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، مکانیک مفاصل مچ پا، زانو و ران تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۳۷، ۳۶). کاهش میزان دورسی فلکشن در اثر بی‌ثباتی عملکردی، باعث محدود شدن توانایی مچ پا در رسیدن به وضعیت Closed packed -که یک وضعیت با ثبات در طول فرود (Landing) و راه رفتن در مچ پا است- می‌شود و در نهایت، خطر آسیب مجدد را افزایش می‌دهد (۳۸). همچنین، استراتژی‌های فرود در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا و افراد سالم متفاوت است (۳۹).

از آن‌جا که مفصل مچ پا، مفصل آسیب‌پذیری می‌باشد (۴۰)، در ورزش‌هایی که مستلزم حرکات پرشی و تغییر جهت‌های ناگهانی است، خطر آسیب به مچ پا چندین برابر افزایش می‌یابد (۴۱). بدمینتون سریع‌ترین ورزش راکتی است (۴۲) که به چابکی (Agility) بالایی نیاز دارد (۴۳)؛ چرا که لازم است بازیکنان حرکات پرشی، لانج، تغییر سریع جهت حرکت و حرکات دست تکراری را در حالت‌های مختلف و در کوتاه‌ترین زمان ممکن انجام دهند. بدمینتون بعد از ورود به بازی‌های المپیک سال ۱۹۹۲ بارسلونا، محبوبیت بیشتری پیدا کرد؛ به طوری که ۲۰۰ میلیون نفر در جهان مشغول بازی بدمینتون هستند (۴۴). در نهایت، با افزایش شرکت مردم در بازی‌های بدمینتون، آسیب‌های این رشته نیز افزایش یافت (۴۵). پیچ‌خوردگی مچ پا بین بازیکنان بدمینتون، شایع‌ترین آسیب گزارش شده می‌باشد (۴۶)؛ به طوری که ۳۳ تا ۴۹ درصد از کل آسیب‌های اندام تحتانی را در بازیکنانی که به طور مداوم این ورزش را انجام می‌دهند، به خود اختصاص داده است (۴۷) و بیشترین آسیب مچ پا در این ورزش هنگام فرود از پرش اتفاق می‌افتد (۴۹، ۴۸). بنابراین، پیشگیری از آسیب و توان‌بخشی مچ پا در ورزشکاران بدمینتون می‌تواند بسیار حیاتی باشد.

از سوی دیگر، شیوع بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در بین نوجوانان بسیار بالا است (۵۰). از آن‌جایی که این آسیب می‌تواند تأثیر طولانی مدتی تا سنین بزرگسالی داشته باشد (۵۱)، درک منشأ و استراتژی‌های پیشگیری در جمعیت نوجوان، می‌تواند بسیار مؤثرتر باشد (۵۰). بنابراین، پژوهش حاضر با هدف مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در بدمینتونیست‌های نوجوان دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در فازهای فیدفوروارد و فیدبک هنگام فرود تک پا با افراد بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا انجام شد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه به دو صورت مقطعی و نیمه تجربی بود. روند انجام تحقیق به این صورت بود که با مراجعه به ۱۲ باشگاه حرفه‌ای در شهر تهران آغاز گردید و در نهایت، با سه باشگاه در ورزشگاه شیرودی تهران و یک باشگاه در سالن حجاب تهران همکاری صورت گرفت.

آزمودنی‌ها به دو گروه ورزشکاران با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا تقسیم شدند. جامعه آماری شامل مردان ۱۵ تا ۱۸ ساله بدمینتونیست بود که حداقل سه سال سابقه ورزشی داشتند و به صورت حرفه‌ای در این رشته فعالیت می‌کردند. از میان آن‌ها ۳۰ نفر به روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند و به طور غیر تصادفی (هدفمند) در دو گروه ۱۵ نفره قرار گرفتند. با در نظر گرفتن توان آماری ۰/۸ و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ با اندازه اثر مورد انتظار ۰/۹۷ بر اساس مطالعات پیشین (۵۲) و با استفاده از نرم‌افزار G*Power (G*Power 3.1.9.2 freeware, University of Düsseldorf, Düsseldorf, Germany)، تعداد نمونه برای هر گروه ۱۷ نفر برآورد گردید که به دلیل محدودیت‌های آزمایشگاه و شرایط کرونا در نهایت ۳۰ نفر (هر گروه ۱۵ نفر) انتخاب شدند. داده‌های تحقیق در آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز جمع‌آوری گردید و مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

گروه اول شامل ورزشکارانی بود که بی‌ثباتی عملکردی مچ پا داشتند و در پرسش‌نامه Cumberland نمره صفر تا ۲۷ دریافت کردند. گروه دوم شامل ورزشکارانی بود که مشکل بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نداشتند و نمره دریافتی پرسش‌نامه Cumberland آن‌ها بالای ۲۷ بود. پرسش‌نامه مذکور توسط Hiller و همکاران در سال ۲۰۰۶ طراحی شد و متشکل از ۹ سؤال می‌باشد که روایی و پایایی آن به ترتیب ۰/۸۳ و ۰/۹۹ گزارش شده است. همچنین، امتیاز این

http://jrrs.mui.ac.ir

پرسش‌نامه از صفر تا ۳۰ می‌باشد (۵۳). نسخه فارسی شده پرسش‌نامه Cumberland نیز مورد بررسی قرار گرفته است و ابزار مناسبی جهت تشخیص بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به شمار می‌رود (۵۴).

معیارهای ورود بر اساس دستورالعمل‌های کنسرسیوم بین‌المللی مچ پا (۵۵) شامل مواردی همچون پیچ‌خوردگی اولیه باید حداقل ۱۲ ماه قبل از شروع آزمون اتفاق افتاده و همراه با التهاب (درد و تورم) بوده باشد و به دنبال بروز، یک روز وقفه در فعالیت بدنی ایجاد کرده باشد. سابقه دررفتگی‌های غیر قابل کنترل یا پیش‌بینی (Ankle Giving-way)، پیچ‌خوردگی‌های مکرر یا احساس بی‌ثباتی در مچ پا به ویژه زمانی که فرد در حین فعالیت به دلیل فشار جسمی یا ذهنی امکان تمرکز روی حرکات پا و مچ پا را ندارد (به طور مثال در حین مسابقه فوتبال) (۹)، بود.

معیارهای خروج شامل سابقه جراحی در ساختارهای اسکلتی- عضلانی اندام تحتانی، سابقه شکستگی در اندام تحتانی، آسیب حاد به ساختار اسکلتی- عضلانی اندام تحتانی طی سه ماه اخیر که در عملکرد مفصل تأثیر داشته و حداقل یک روز فعالیت بدنی را مختل کرده باشد (۴۱)، عدم رضایت آزمودنی‌ها و بی‌ثباتی مکانیکی (شلی لیگامنت، اختلال آرتروکینماتیک و تغییرات دژنراتیو مفصل) که با تست کشویی قدامی مچ پا مشخص شد، بود. در تست کشویی قدامی مچ پا آزمونگر روبروی فرد قرار می‌گیرد، یک دست پشت پاشنه و دست دیگر روی درشت نی قرار می‌گیرد و در صورتی که مانع از حرکت درشت نی به سمت جلو شود، پاشنه به جلو کشیده می‌شود. بی‌ثباتی و حرکت بیش از حد نرمال نشان دهنده بی‌ثباتی مکانیکال می‌باشد (۵۶). در صورت آسیب‌دیدگی و احساس درد بر اساس مقیاس Visual analogue scale (VAS)، نمره درد بیشتر از ۴ در اندام تحتانی در روند انجام مطالعه و عدم تمایل فرد به ادامه روند تحقیق، فرد از پژوهش کنار گذاشته شد. مشارکت ورزشکاران به صورت داوطلبانه بود و قبل از شروع طرح، فرم رضایت آگاهانه شرکت در مطالعه را امضا کردند.

تحقیق در بهار و تابستان سال ۱۴۰۰ در آزمایشگاه نقشه‌برداری مغز (دانشکده فنی دانشگاه تهران) با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی Motion Lab System MA400 (DTU) Motion Lab System, Baton Rouge, USA) انجام شد. آزمودنی‌ها در زمان تعیین شده در آزمایشگاه نقشه‌برداری مغز حاضر شدند. محل قرارگیری الکترودهای الکترومایوگرافی سطحی بر طبق راهنمای Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) مشخص شد. ابتدا محل قرارگیری تقریبی الکترودها به صورت کامل تراشیده و تمیز و با الکل و پنبه لایه چربی پوست در محل قرارگیری الکترودها کامل برطرف گردید. پنبه و الکل تا حدی بر روی پوست کشیده شد که در پوست رنگ قرمز ایجاد شود.

برای هر عضله سه الکترود لازم بود که به فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی‌متر روی پوست چسبانده شد و یک الکترود رفرنس روی لندمارک استخوانی مجاور عضله نصب گردید. محل دقیق جایگذاری الکترودهای ثبت‌کننده از طریق لمس لندمارک‌های استخوانی و انقباض ایزومتریک (۵۷) در مسیر فیبرهای عضله مورد نظر با استفاده از راهنمای SENIAM مشخص شد. الکترودهای عضله تیبیالیس قدامی در یک سوم فاصله میان سر فیبولا و قوزک داخلی، پرونئوس لانگوس در یک سوم فاصله میان سر فیبولا و قوزک خارجی، گاستروکنمیوس خارجی در یک سوم فاصله میان سر فیبولا و پاشنه قرار گرفت (۵۸). برای کاهش نویزهای حرکتی، کابل‌های دستگاه الکترومایوگرافی بر روی بدن با استفاده از چسب کاغذی ثابت گردید. لازم به ذکر است که در مطالعه حاضر از الکترود (مدل F-RG، Skintact، آلمان) استفاده شد.

ابتدا حداکثر انقباض ارادی (Maximal voluntary contraction یا MVC) آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد؛ بدین ترتیب از فرد درخواست گردید که در مدت ۱۵ ثانیه سه بار حداکثر انقباض ایزومتریک داشته باشد (۵۹). کلیه سیگنال‌ها ثبت شد. همچنین، قبل از انجام تست‌ها شتاب‌سنج (مدل ADXL203CE، شرکت Sparkfun، آمریکا) به پای آزمودنی‌ها متصل شد. آزمودنی روی سکوی با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر قرار گرفت و برای رسیدن به لبه سکو دو قدم با سرعت دلخواه که سرعت آرامی بود، برمی‌داشت. با رسیدن به محل مورد نظر، فرود به صورت تک پا با پای غالب انجام داد و همزمان فعالیت الکتریکی عضلات منتخب به صورت فیدفروواردی (۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین) و فیدبکی (۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین) ثبت گردید. این روند پنج بار تکرار شد که سه سیگنالی که نویز کمتری ثبت کرده بودند، انتخاب و میانگین آن‌ها محاسبه گردید. لازم به ذکر است که لحظه برخورد پا با زمین، با استفاده از شتاب‌سنج تشخیص داده شد.

داده‌های الکترومایوگرافی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری گردید (۶۰). این سیگنال‌ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت و در محدوده گذرگاهی بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شد (۶۱). برای امکان مقایسه بین آزمودنی‌ها و نرمال کردن داده‌ها، مقادیر به دست آمده از محاسبه، به مقادیر به دست آمده از MVC هر عضله تقسیم شد و میزان فعالیت عضلات به صورت درصدی از MVC در نظر گرفته شد. در مرحله بعد، سیگنال شتاب‌سنج بررسی و لحظه شروع تعیین گردید و بر اساس آن، سیگنال‌های الکترومایوگرافی قطعه‌بندی (Segment) و در هر قطعه مقدار Root mean square (RMS) محاسبه شد (۶۲، ۶۱). تمامی دستگاه‌ها قبل از شروع کار توسط اپراتور آزمایشگاه نقشه‌برداری مغز کالیبره و بررسی شد.

برای بررسی پیروی کردن داده‌ها از توزیع نرمال، از آزمون Shapiro-Wilk و جهت بررسی همگنی واریانس‌ها از آزمون Levene استفاده شد. به منظور تحلیل داده‌ها در دو گروه دارای بی‌ثباتی و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، از آزمون Independent t و Mann-Whitney U استفاده گردید. همچنین، برای مقایسه درون گروهی از آزمون Wilcoxon استفاده شد. در نهایت، داده‌ها در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۷ (version 27, IBM Corporation, Armonk, NY) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. $P < ۰/۰۵$ به عنوان سطح معنی‌داری داده‌ها در نظر گرفته شد. آزمون توان با استفاده از نرم‌افزار GPower انجام گردید.

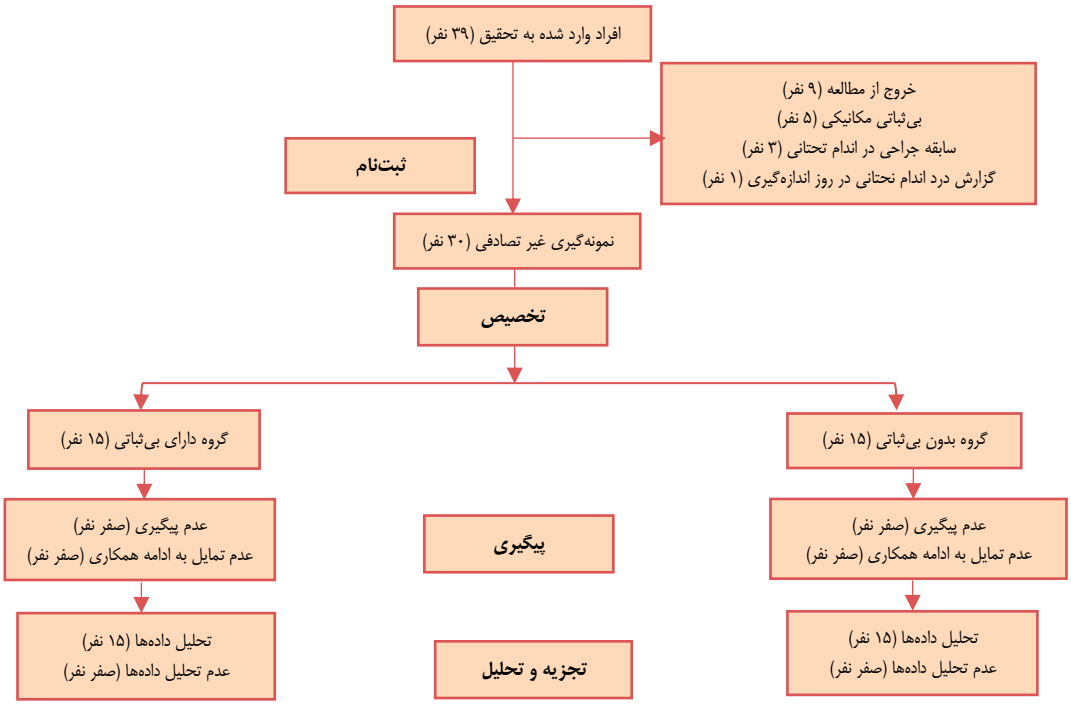
یافته‌ها

افراد واجد شرایط برای شرکت در مطالعه، تمام مراحل را به طور کامل طی کردند و ریزشی وجود نداشت (نرخ ریزش = صفر درصد). فرایند انجام تحقیق در شکل ۱ نشان داده شده است.

خصوصیات مربوط به سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی نمونه‌های مورد بررسی در جدول ۱ ارایه شده است.

در فاز فیدفوروارد، توزیع داده‌ها برای عضله پرونئوس لانگوس در هر دو گروه و برای عضله تیبیالیس قدامی فقط در گروه دارای بی‌ثباتی مچ پا ($P = ۰/۰۰۱$) و برای عضله گاستروکنمیوس خارجی فقط در گروه بدون بی‌ثباتی مچ پا از توزیع طبیعی پیروی نکرد ($P = ۰/۰۰۹$).

http://jrrs.mui.ac.ir



شکل ۱. فرایند انجام تحقیق و ریزش شرکت‌کنندگان

جدول ۱. نتایج آمار توصیفی خصوصیات دموگرافیک نمونه‌ها

متغیر	گروه (۱۵ نفر)		مقدار P (مقایسه بین‌گروهی)
	دارای بی‌ثباتی	بدون بی‌ثباتی	
سن (سال)	۱/۲۰ ± ۱۶/۱۰	۱/۱۹ ± ۱۶/۲۷	۰/۹۲
قد (سانتی‌متر)	۶/۰۵ ± ۱۷۵/۰۰	۴/۸۰ ± ۱۷۶/۰۰	۰/۹۵
وزن (کیلوگرم)	۳/۹۶ ± ۶۶/۱	۱/۱۸ ± ۶۳/۱۸	۰/۶۱
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۱/۰۹ ± ۲۱/۵۹	۱/۱۵ ± ۲۰/۴۲	۰/۵۳

داده‌ها بر اساس میانگین ± انحراف معیار گزارش شده است.

در فاز فیدبک، توزیع داده‌ها تنها در گروه بدون بی‌ثباتی مچ پا و برای عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس خارجی از توزیع طبیعی پیروی نکرد (P = ۰/۰۰۸). بنابراین، مقایسه بین دو گروه در فاز فیدفوروارد برای هر سه عضله و در فاز فیدبک برای عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس خارجی با استفاده از آمار غیر پارامتریک (آزمون Mann-Whitney U) انجام شد. همچنین، مقایسه دو فاز در گروه دارای بی‌ثباتی مچ پا برای عضلات تیبیالیس قدامی و پرونئوس لانگوس و در گروه بدون بی‌ثباتی مچ پا برای هر سه عضله با آمار غیر پارامتریک (آزمون Wilcoxon) صورت گرفت. در تحقیق حاضر فعالیت فیدفوروارد و فیدبکی سه عضله تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس و گاستروکنمیوس خارجی به عنوان متغیرهای وابسته در نظر گرفته شد (جدول ۲). مقایسه سطح فعالیت عضلات منتخب دو گروه در فاز فیدفوروارد در جدول ۳ آورده شده است.

جدول ۲. میانگین میزان فعالیت عضلات منتخب در فاز فیدفوروارد و فیدبکی بر حسب درصد Maximal voluntary contraction (MVC)

عضله	نوع فعالیت (درصد MVC)	گروه دارای بی‌ثباتی (میانگین ± انحراف معیار)	گروه بدون بی‌ثباتی (میانگین ± انحراف معیار)	مقدار P (مقایسه بین‌گروهی)
تیبیالیس قدامی	فیدفوروارد	۰/۸۷ ± ۲/۳۵	۸/۵۷ ± ۲۹/۲۲	*۰/۰۰۱
	فیدبک	۱/۲۲ ± ۲/۹۰	۵/۱۹ ± ۲۷/۸۹	*۰/۰۰۱
	مقدار P (مقایسه درون گروهی)	۰/۳۳۰	۰/۷۲۰	
پرونئوس لانگوس	فیدفوروارد	۲/۰۹ ± ۴/۸۳	۸/۰۹ ± ۶۰/۹۷	*۰/۰۰۱
	فیدبک	۴/۹۹ ± ۱۷/۲۴	۱۶/۹۵ ± ۳۴/۳۸	*۰/۰۰۶
	مقدار P (مقایسه درون گروهی)	*۰/۰۰۵	*۰/۰۰۸	
گاستروکنمیوس خارجی	فیدفوروارد	۲/۱۵ ± ۴/۱۰	۷/۲۱ ± ۳۶/۴۸	*۰/۰۰۱
	فیدبک	۰/۷۳ ± ۳/۷۵	۱۸/۶۵ ± ۴۲/۸۳	*۰/۰۰۱
	مقدار P (مقایسه درون گروهی)	۰/۵۷۰	۰/۲۱۰	

*تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

MVC: Maximal voluntary contraction

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۳. نتایج آزمون Mann-Whitney U برای مقایسه میانگین فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا

متغیر	عضله	گروه	میزان فعالیت (درصد MVC) (میانگین ± انحراف معیار)	درجه آزادی	نمره Z	مقدار P
فعالیت فیدفورواردی	تیبیالیس قدامی	با بی‌ثباتی	۲/۳۵ ± ۰/۸۷	۲۸	۳/۹۰	*۰/۰۰۱
		بدون بی‌ثباتی	۲۹/۲۲ ± ۸/۵۷			
	پرونئوس لانگوس	با بی‌ثباتی	۴/۸۳ ± ۲/۰۹	۲۸	۳/۹۴	*۰/۰۰۱
		بدون بی‌ثباتی	۶۰/۹۷ ± ۸/۰۹			
	گاستروکنمیوس خارجی	با بی‌ثباتی	۴/۱۰ ± ۲/۱۵	۲۸	۳/۹۲	*۰/۰۰۱
		بدون بی‌ثباتی	۳۶/۴۸ ± ۷/۲۱			

*تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

MVC: Maximal voluntary contraction

نتایج آزمون Mann-Whitney U نشان داد که در مرحله فیدفورواردی، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس خارجی و پرونئوس لانگوس در افراد بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به صورت معنی‌داری بیشتر از گروه دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بود ($P < ۰/۰۵$) (جدول ۳).

نتایج مقایسه سطح فعالیت عضلات منتخب دو گروه در فاز فیدبک بر اساس نتایج آزمون Mann-Whitney U برای عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس خارجی در جدول ۴ و برای عضله پرونئوس لانگوس بر اساس نتایج آزمون Independent t در جدول ۵ ارایه شده است.

نتایج آزمون‌های Independent t و Mann-Whitney U نشان داد که در مرحله فیدبکی، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس خارجی و پرونئوس لانگوس در افراد بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به صورت معنی‌داری بیشتر بود ($P < ۰/۰۵۰$). آزمون توان نیز نشان داد که حجم نمونه در مطالعه حاضر کافی بوده است.

بحث

هدف از انجام پژوهش حاضر، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس و گاستروکنمیوس خارجی در بدمینتونیست‌های دارای بی ثباتی عملکردی مچ پا در فاز فیدفوروارد و فیدبک هنگام فرود تک پا بود. نتایج نشان داد که فعالیت الکتریکی عضلات تیبیالیس قدامی، پرونئوس لانگوس و گاستروکنمیوس خارجی در هر دو حالت فیدبکی و فیدفورواردی، بین دو گروه با و بدون بی‌ثباتی مچ پا تفاوت معنی‌داری داشت.

در مقایسه زنان مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا با زنان بدون این عارضه، در فاز فیدفورواردی، کاهش فعالیت عضله پرونئوس لانگوس، افزایش فعالیت عضله گاستروکنمیوس خارجی و در فاز فیدبکی نیز افزایش فعالیت عضلات تیبیالیس قدامی و رکتوس فموریس مشاهده شد (۲۴)؛ در حالی که در مطالعه حاضر تنها کاهش فعالیت عضله پرونئوس لانگوس مشاهده گردید. علت تفاوت می‌تواند تفاوت در جنسیت شرکت‌کنندگان و نوع تکلیف باشد. در تحقیق مذکور، فعالیت عضلات در زنان و با فرود دو پا (یک پا روی سطح صاف و یک پا روی سطح شیب‌دار) بررسی شد (۲۴)؛ در حالی که پژوهش حاضر بر روی مردان و با فرود تک پا روی سطح صاف صورت گرفت که می‌تواند تفاوت در سطح فعالیت عضلات گاستروکنمیوس خارجی و تیبیالیس قدامی در دو مطالعه را توجیه کند.

در مقایسه راه رفتن مسافت ۴/۸ کیلومتر روی تردمیل در افراد با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، عضله تیبیالیس قدامی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پاشنه با زمین در گروه دارای بی‌ثباتی، فعالیت بیشتری نسبت به گروه شاهد نشان داد (۶۳) که این یافته با نتایج مطالعه حاضر همسو بود. همچنین، عضلات پرونئوس لانگوس و گلوتئوس مدیوس در فاز فیدفوروارد فعالیت بیشتری در گروه دارای بی‌ثباتی عملکردی داشتند (۶۳) که این بخش با نتایج بررسی حاضر هم‌راستا نبود. علاوه بر این، در فاز فیدبکی، ۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد پاشنه با زمین، عضله گلوتئوس مدیوس در ۵۰ درصد پایانی مرحله استانس و ۲۵ درصد ابتدایی مرحله سوئینگ فعالیت بیشتری داشت (۶۳)؛ در حالی که در تحقیق حاضر فعالیت این عضله تغییر معنی‌داری را نشان نداد. شاید تفاوت در نوع فعالیت مورد بررسی و نیز اثر احتمالی خستگی ناشی از راه رفتن طولانی در پژوهش Koldenhoven و همکاران (۶۳)، علت تفاوت در یافته‌های این دو مطالعه باشد.

Kim و همکاران تحقیقی را بر روی ۱۰۰۰ ورزشکار با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و ۱۰۰ ورزشکار سالم در تکلیف پرش- فرود انجام دادند و در ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین، الکترومایوگرافی عضلات پایین تنه سنجیده شد (۶۴).

جدول ۴. نتایج آزمون Mann-Whitney U برای مقایسه میانگین فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا

متغیر	عضله	گروه	میزان فعالیت (درصد MVC) (میانگین ± انحراف معیار)	درجه آزادی	نمره Z	مقدار P
فعالیت فیدبکی	تیبیالیس قدامی	با بی‌ثباتی	۲/۹۰ ± ۱/۲۲	۲۸	۳/۹۸	*۰/۰۰۱
		بدون بی‌ثباتی	۲۷/۸۹ ± ۵/۱۹			
	گاستروکنمیوس خارجی	با بی‌ثباتی	۳/۷۵ ± ۰/۷۳	۲	۳/۹۲	*۰/۰۰۱
		بدون بی‌ثباتی	۴۲/۸۳ ± ۱۸/۶۵			

*تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

MVC: Maximal voluntary contraction

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۵. نتایج آزمون Independent t برای مقایسه میانگین فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا

متغیر	عضله	گروه	میزان فعالیت (درصد MVC) (میانگین ± انحراف معیار)	درجه آزادی	نمره Z	مقدار P
فعالیت فیدبکی	پرونئوس لانگوس	با بی‌ثباتی	۱۷/۲۴ ± ۴/۹۹	۲۸	۳/۰۷	*۰/۰۰۶
		بدون بی‌ثباتی	۳۴/۳۸ ± ۱۶/۹۵			

*تفاوت معنی‌دار در سطح ۰/۰۵

MVC: Maximal voluntary contraction

در پژوهش Kim و همکاران، عضله پرونئوس لانگوس ابتدا و انتهای حرکت (۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین) در افراد دارای بی‌ثباتی فعالیت بیشتری را ثبت کرد و در میانه حرکت فعالیت کمتری ثبت شد (۶۴) که با یافته‌های مطالعه حاضر مغایرت داشت. علاوه بر این، در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، عضله گاستروکنمیوس در تمام دامنه فعالیت بیشتر و عضله تیبیالیس قدامی در دو گروه فعالیت یکسان نشان داد (۶۴) که تمام این یافته‌ها با نتایج بررسی حاضر همخوانی نداشت. در تحقیق Kim و همکاران، شرکت‌کنندگان از هر دو جنسیت بودند و تکلیف پرش- فرود مورد ارزیابی قرار گرفت (۶۴)؛ در حالی که در پژوهش حاضر تنها فرود بررسی گردید. لازم به ذکر است که در مطالعه Kim و همکاران، ۱۰ دقیقه گرم کردن و انجام ۱۰ بار پرش و فرود به طرفین قبل از اجرای اصلی تکلیف در برنامه افراد گنجانده شده بود (۶۴). مجموعه این تفاوت‌ها می‌تواند علت اختلاف در یافته‌های دو تحقیق را توجیه نماید.

در پژوهش Tretriluxana و همکاران که بر روی ۴۰ بازیکن والیبال و بسکتبال با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (۲۰ نفر در هر گروه) در فاز فیدفوروواردی انجام شد، فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس، تیبیالیس قدامی و گلوتئوس مدیوس، ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا کمتر از افراد بدون بی‌ثباتی بود (۶۵) که این یافته با نتایج مطالعه حاضر همخوانی داشت. مشابه با یافته‌های تحقیق حاضر، در پژوهش‌های گذشته نیز فعالیت عضله پرونئوس لانگوس -که نقش مهمی در دینامیک ثبات جانبی مچ پا ایفا می‌کند- در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا کمتر از افراد فاقد بی‌ثباتی بود (۶۵، ۲۴). با توجه به مطالعات ذکر شده، احتمال دارد افراد با بی‌ثباتی عملکردی، کنترل عصبی- عضلانی متفاوتی نسبت به افراد سالم به ویژه در فاز فیدفوروارد داشته باشند (۶۵، ۲۴).

محدودیت‌ها

تحقیق حاضر بر روی بازیکنان بدمینتونیست شاغل در لیگ تهران انجام شد و با توجه به شرایط آب و هوایی، میزان مهارت، امکانات ورزشی و سایر موارد، نمی‌توان آن را به سایر شهرها و کشورها تعمیم داد. علاوه بر این، پژوهش بر روی مردان بدمینتونیست انجام گرفت و با توجه به تفاوت‌های جنسیتی، نتایج را نمی‌توان به زنان تعمیم داد.

پیشنهادها

با توجه به نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر، به نظر می‌رسد که فعالیت عضلات تیبیالیس قدامی، گاستروکنمیوس و پرونئوس لانگوس در افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا نسبت به افراد سالم تغییر می‌کند. بنابراین، پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده پروتکل‌های مختلف از جمله تمرینات مبتنی بر واقعیت مجازی استفاده شود تا بتوان فعالیت عضلات مد نظر را بهبود بخشید و از پیچ‌خوردگی مچ پا جلوگیری شود و بی‌ثباتی تا حدودی کنترل گردد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، تفاوت‌هایی در میزان فعالیت عضلات منتخب بین دو گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در فاز فیدفوروواردی و فیدبکی مشاهده شد. بنابراین، افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، شدت کنترل عصبی- عضلانی متفاوتی نسبت به افراد سالم دارند که شاید می‌تواند در پیچ‌خوردگی‌های مکرر این افراد تأثیرگذار باشد. بنابراین، به نظر می‌رسد که بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نه تنها باعث تفاوت در فاز فیدبکی می‌شود، بلکه فعالیت فیدفوروواردی و دستورات دستگاه عصبی مرکزی را نیز قبل از برخورد پا به زمین در تکالیف فرود تحت تأثیر خود قرار می‌دهد.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد با کد اخلاق IR.UT.SPORT.REC.1400.015، با راهنمایی دکتر فواد صیدی و مشاوره دکتر هومن مینونژاد، مصوب گروه بهداشت و طب ورزشی دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه تهران می‌باشد. بدین وسیله از تمام بازیکنان بدمینتون که در این مطالعه همکاری نمودند، تشکر و قدردانی به عمل می‌آید. همچنین، از مساعدت مربیان و پزشکان تیم‌ها سپاسگزاری می‌گردد.

نقش نویسندگان

طراحی و ایده‌پردازی مطالعه: فواد صیدی، هومن مینونژاد، رضا کوثری
خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه: فواد صیدی، هومن مینونژاد، رضا کوثری، مصطفی ورمزیار
فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه: رضا کوثری، مصطفی ورمزیار
جمع‌آوری داده‌ها: رضا کوثری، مصطفی ورمزیار
تحلیل و تفسیر نتایج: رضا کوثری، مصطفی ورمزیار
خدمات تخصصی آمار: رضا کوثری
تنظیم دست‌نوشته: فواد صیدی، هومن مینونژاد، رضا کوثری، مصطفی ورمزیار
ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از لحاظ مفاهیم علمی: فواد صیدی، هومن مینونژاد، رضا کوثری، مصطفی ورمزیار
تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله: فواد صیدی، هومن مینونژاد، رضا کوثری، مصطفی ورمزیار
مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران: فواد صیدی، رضا کوثری، مصطفی ورمزیار، هومن مینونژاد

http://jrrs.mui.ac.ir

منابع مالی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد با کد اخلاق IR.UT.SPORT.REC.1400.015، با راهنمایی دکتر فواد صیدی و مشاوره دکتر هومن مینونژاد از گروه بهداشت و طب ورزشی دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه تهران می‌باشد که با حمایت مالی دانشگاه تهران انجام شد. دانشگاه در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش، آماده‌سازی دست‌نوشته و تصویب نهایی پژوهش برای انتشار دخالت نداشته است.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. مقاله مستخرج از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد آقای رضا کوثری در دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه تهران می‌باشد. دکتر فواد صیدی و دکتر هومن مینونژاد به ترتیب استادان راهنما و مشاور این پروژه بودند و آقای مصطفی ورمزیار نیز دستیار در جمع‌آوری داده و نگارش مقاله بودند.

References

1. Fong DT, Hong Y, Chan LK, Yung PS, Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. Sports Med 2007; 37(1): 73-94.
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. Diamond JE. Rehabilitation of ankle sprains. Clin Sports Med 1989; 8(4): 877-91.
4. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. J Athl Train 2002; 37(4): 364-75.
5. Delahunt E, Remus A. Risk factors for lateral ankle sprains and chronic ankle instability. J Athl Train 2019; 54(6): 611-6.
6. Santilli V, Frascarelli MA, Paoloni M, Frascarelli F, Camerota F, De NL, 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.
7. Feger MA, Hart JM, Saliba S, Abel MF, Hertel J. Gait training for chronic ankle instability improves neuromechanics during walking. J Orthop Res 2018; 36(1): 515-24.
8. Gerber JP, Williams GN, Scoville CR, Arciero RA, Taylor DC. Persistent disability associated with ankle sprains: A prospective examination of an athletic population. Foot Ankle Int 1998; 19(10): 653-60.
9. Hertel J, Corbett RO. An updated model of chronic ankle instability. J Athl Train 2019; 54(6): 572-88.
10. Rowe PL, Bryant AL, Paterson KL. Current ankle sprain prevention and management strategies of netball athletes: a scoping review of the literature and comparison with best-practice recommendations. BMC Sports Sci Med Rehabil 2021; 13(1): 113.
11. Simpson JD, Stewart EM, Macias DM, Chander H, Knight AC. Individuals with chronic ankle instability exhibit dynamic postural stability deficits and altered unilateral landing biomechanics: A systematic review. Phys Ther Sport 2019; 37: 210-9.
12. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. J Bone Joint Surg Br 1965; 47(4): 678-85.
13. Geerinck A, Beaudart C, Salvan Q, Van Beveren J, D'Hooghe P, Bruyere O, et al. French translation and validation of the Cumberland Ankle Instability Tool, an instrument for measuring functional ankle instability. Foot Ankle Surg 2020; 26(4): 391-7.
14. Brown C, Padua D, Marshall SW, Guskiewicz K. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008; 23(6): 822-31.
15. Tropp H, Odenrick P, Gillquist J. Stabilometry recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. Int J Sports Med 1985; 6(3): 180-2.
16. Lin CI, Houtenbos S, Lu YH, Mayer F, Wippert PM. The epidemiology of chronic ankle instability with perceived ankle instability- a systematic review. J Foot Ankle Res 2021; 14(1): 41.
17. Santos MJ, Liu H, Liu W. Unloading reactions in functional ankle instability. Gait Posture 2008; 27(4): 589-94.
18. 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.
19. Delahunt E. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. J Bodyw Mov Ther 2007; 11(3): 203-13.
20. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. J Athl Train 2005; 40(4): 298-304.

21. Ganesh GS, Chhabra D, Mrityunjay K. Efficacy of the star excursion balance test in detecting reach deficits in subjects with chronic low back pain. Physiother Res Int 2015; 20(1): 9-15.
22. Olmsted LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz SJ. Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. J Athl Train 2002; 37(4): 501-6.
23. Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, Lee RY. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. Med Sci Sports Exerc 2003; 35(2): 245-50.
24. Li Y, Ko J, Walker MA, Brown CN, Schmidt JD, Kim SH, et al. Does chronic ankle instability influence lower extremity muscle activation of females during landing? J Electromyogr Kinesiol 2018; 38: 81-7.
25. Hubbard TJ, Kaminski TW. Kinesthesia is not affected by functional ankle instability status. J Athl Train 2002; 37(4): 481-6.
26. Boyle J, Negus V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. Aust J Physiother 1998; 44(3): 159-63.
27. Vaes P, Duquet W, Van GB. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. J Athl Train 2002; 37(4): 475-80.
28. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. Acta Orthop Scand 1990; 61(5): 388-90.
29. Ebig M, Lephart SM, Burdett RG, Miller MC, Pincivero DM. 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): 73-7.
30. Ryan L. Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. Aust J Physiother 1994; 40(1): 41-7.
31. Arnold BL, Linens SW, de la Motte SJ, Ross SE. Concentric evertor strength differences and functional ankle instability: A meta-analysis. J Athl Train 2009; 44(6): 653-62.
32. Corbin DM, Hart JM, McKeon PO, Ingersoll CD, Hertel J. The effect of textured insoles on postural control in double and single limb stance. J Sport Rehabil 2007; 16(4): 363-72.
33. 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.
34. Wikstrom EA, Cain MS, Chandran A, Song K, Regan T, Migel K, et al. Lateral ankle sprain and subsequent ankle sprain risk: A systematic review. J Athl Train 2021; 56(6): 578-85.
35. Miranda JP, Silva WT, Silva HJ, Mascarenhas RO, Oliveira VC. Effectiveness of cryotherapy on pain intensity, swelling, range of motion, function and recurrence in acute ankle sprain: A systematic review of randomized controlled trials. Phys Ther Sport 2021; 49: 243-9.
36. Dolan P, Kenny I, Glynn L, Campbell M, Warrington GD, Cahalan R, et al. Risk factors for acute ankle sprains in field-based, team contact sports: a systematic review of prospective etiological studies. Phys Sportsmed 2022; 1-14. [Online ahead of print].
37. Mason J, Kniewasser C, Hollander K, Zech A. Intrinsic risk factors for ankle sprain differ between male and female athletes: A systematic review and meta-analysis. Sports Med Open 2022; 8(1): 139.
38. Lee HM, Oh S, Kwon JW. Effect of plyometric versus ankle stability exercises on lower limb biomechanics in taekwondo demonstration athletes with functional ankle instability. Int J Environ Res Public Health 2020; 17(10).
39. de RR, Russo G, Lena F, Giovannico G, Neville C, Turolla A, et al. The effect of manual therapy plus exercise in patients with lateral ankle sprains: A critically appraised topic with a meta-analysis. J Clin Med 2022; 11(16).
40. Herzog MM, Kerr ZY, Marshall SW, Wikstrom EA. Epidemiology of ankle sprains and chronic ankle instability. J Athl Train 2019; 54(6): 603-10.
41. Smith MD, Vicenzino B, Bahr R, Bandholm T, Cooke R, Mendonca LM, et al. Return to sport decisions after an acute lateral ankle sprain injury: introducing the PAASS framework-an international multidisciplinary consensus. Br J Sports Med 2021; 55(22): 1270-6.
42. Pathmanathan C, Jayakody J, Perera M, Weerarathna W, Nirosha S, Indeewari D, et al. Physical fitness factors of school badminton players in Kandy district. Euro J Sports Exerc Sci 2015; 4(2): 14-25.
43. N Chandrakumar, C Ramesh. Effect of ladder drill and SAQ training on speed and agility among sports club badminton players. Int J Appl Res 2015; 1(12):527-529. 2023.
44. Sudaryono MD, Pradjoko D. Sports, nationalism, and achievement: Indonesian badminton in the 1992 barcelona olympics. In Dissecting History and Problematizing the Past in Indonesia. Nova Science Publishers, Inc. 2021. p. 73-84. 2023.
45. Palmer D, Cooper DJ, Emery C, Batt ME, Engebretsen L, Scammell BE, et al. Self-reported sports injuries and

http://jrrs.mui.ac.ir

later-life health status in 3357 retired Olympians from 131 countries: a cross-sectional survey among those competing in the games between London 1948 and PyeongChang 2018. Br J Sports Med 2021; 55(1): 46-53.
46. Park SH. Effects of Neuromuscular Training on Muscle Activity and Balance Ability in Badminton Club Members with Chronic Ankle Instability. J Kor Phys Ther 2016; 28(4): 243-8.
47. Herbaut A, Delannoy J, Foissac M. Do French and Chinese regular badminton players experience the same injuries? Proceedings of the 23rd Annual Congress of the European College of Sport Science; 2018 July 4-7; Dublin, Ireland. 2018.
48. Herbaut A, Delannoy J. Fatigue increases ankle sprain risk in badminton players: A biomechanical study. J Sports Sci 2020; 38(13): 1560-5.
49. Herbaut A, Delannoy J, Foissac M. Injuries in French and Chinese regular badminton players. Sci Sports 2018; 33(3): 145-51.
50. Donovan L, Hetzel S, Laufenberg CR, McGuine TA. Prevalence and Impact of chronic ankle instability in adolescent athletes. Orthop J Sports Med 2020; 8(2): 2325967119900962.
51. Hershkovich O, Tenenbaum S, Gordon B, Bruck N, Thein R, Derazne E, et al. A large-scale study on epidemiology and risk factors for chronic ankle instability in young adults. J Foot Ankle Surg 2015; 54(2): 183-7.
52. Delavar A. Theoretical and practical foundations of research in humanities and social sciences. 9th ed. Tehran, Iran: Roshd Publications; 2011. [In Persian]. 2023.
53. Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, Herbert RD, Kilbreath SL. The Cumberland ankle instability tool: A report of validity and reliability testing. Arch Phys Med Rehabil 2006; 87(9): 1235-41.
54. Haji-Maghsoudi M, Naseri N, Nouri-Zadeh S, Jalayi S. Evidence of reliability for Persian version of the "Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)"in Iranian Athletes with lateral Ankle Sprain. J Rehab 2016; 16(4): 304-11. [In Persian].
55. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley CM, Caulfield B, Docherty CL, Fong DT, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. J Athl Train 2014; 49(1): 121-7.
56. Kikumoto T, Akatsuka K, Nakamura E, Ito W, Hirabayashi R, Edama M. Quantitative evaluation method for clarifying ankle plantar flexion angles using anterior drawer and inversion stress tests: A cross-sectional study. J Foot Ankle Res 2019; 12: 27.
57. Konrad P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. Scottsdale, AZ: Noraxon U.S.A. Inc.; 2006.
58. Sacco IC, Gomes AA, Otuzi ME, Pripas D, Onodera AN. A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. J Neurosci Methods 2009; 180(1): 133-7.
59. Roman-Liu D, Bartuzi P. Influence of type of MVC test on electromyography measures of biceps brachii and triceps brachii. Int J Occup Saf Ergon 2018; 24(2): 200-6.
60. CONTARLI N, CANKAYA T. Effect of the Pes Planus on Vertical Jump Height and Lower Extremity Muscle Activation in Gymnasts. Turkish Journal of Sport and Exercise 2022; 24(1): 81-9.
61. Gilmore KL, Meyers JE. Using surface electromyography in physiotherapy research. Aust J Physiother 1983; 29(1): 3-9.
62. McManus L, De VG, Lowery MM. Analysis and biophysics of surface EMG for physiotherapists and kinesiologists: Toward a common language with rehabilitation engineers. Front Neurol 2020; 11: 576729.
63. 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 Sports Traumatol Arthrosc 2016; 24(4): 1060-70.
64. Kim H, Son SJ, Seeley MK, Hopkins JT. Altered movement strategies during jump landing/cutting in patients with chronic ankle instability. Scand J Med Sci Sports 2019; 29(8): 1130-40.
65. Tretriluxana J, Nanbancha A, Sinsurin K, Limroongreungrat W, Wang HK. Neuromuscular control of the ankle during pre-landing in athletes with chronic ankle instability: Insights from statistical parametric mapping and muscle co-contraction analysis. Phys Ther Sport 2021; 47: 46-52.

DOI: 10.48305/jrrs.2023.41658.1031 Published by Vesnu Publications

A Comparative Study of Electromyography Activity of Selected Lower Extremity Muscles in Badminton Players with Functional Ankle Instability during Single-Leg Landing: A Cross-Sectional Study

Reza Kowsari[1], Hooman Minoonajad[2], Mostafa Varmaziyar[1], Foad Seidi[2]

Original Article

Abstract

Introduction: Functional ankle instability is one of the most common sports injuries and causes disruption in neuromuscular control and intensity of muscle activity. Therefore, the aim of this study was to compare the electromyographic (EMG) activity of selected lower extremity muscles in badminton players with functional ankle instability in the feedforward and feedback phases during single leg landing with that of healthy players.

Materials and Methods: This cross-sectional study was conducted on 30 male badminton players (15 people with ankle functional instability and 15 people without ankle functional instability). First, their maximum voluntary contraction (MVC) was measured. Then, they stood on a platform of 30 cm height, and took several steps to reach the jumping place, from there they landed on one leg with the dominant leg, and the electrical activity of the selected muscles was recorded in a feedforward and feedback manner. Independent t-test and Man-Whitney U test were used to analyze the results.

Results: The independent t-test and Man-Whitney U test results showed that EMG activity in the feedforward phase in the tibialis anterior (P = 0.001), gastrocnemius (P = 0.001), and peroneus longus (P = 0.001) muscles, and in feedback phase in the tibialis anterior (P = 0.001), gastrocnemius (P = 0.001) and peroneus longus (P = 0.006) muscles were significantly higher in the group without functional ankle instability than the group with functional ankle instability.

Conclusion: Decreased activity of the lower extremity muscles in the ankle is one of the main reasons for ankle sprains. The EMG activity of the tibialis anterior, gastrocnemius, and peroneus longus muscles in the feedforward and feedback phases is lower in people with functional ankle instability compared to people without ankle instability. Therefore, there are many differences in the intensity of muscle activity between people with functional ankle instability and healthy people.

Keywords: Electromyography; Chronic ankle instability; Badminton athletes; Ankle muscles

Citation: Kowsari R, Minoonajad H, Varmaziyar M, Seidi F. **A Comparative Study of Electromyography Activity of Selected Lower Extremity Muscles in Badminton Players with Functional Ankle Instability during Single-Leg Landing: A Cross-Sectional Study.** J Res Rehabil Sci 2022; 18: 56-65.

Received: 09.04.2022 Accepted: 17.06.2022 Published: 06.07.2022

1- MSc of Sports Injury and Corrective Exercise, Department of Health and Sports Medicine, School of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran
2- Associate Professor, Department of Health and Sport Medicine, School of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran
Corresponding Author: Foad Seidi; Associate Professor, Department of Health and Sport Medicine, School of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran; Email: foadseidi@ut.ac.ir