Published Online: 2019. May.19 **Research Article**

Archive of SID

Comparison of the Electromyography of the Leg Muscles and the Time to Achieve Stability during Landing in Individuals with and without Chronic Ankle Instability

Meysam Ireanpour[1*], Zahed Mantashloo[2], Ali Shamsi Majelan[3]

1. MSc Student of Sport Injuries, Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran
2. PhD Student of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Associate Professor, Department of Pathology and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran

Received: 2018.August.30 **Revised: 2019.April.06** **Accepted: 2019.May.08**

Abstract

Background and Aims: Ankle instability is one of the most commonly encountered injuries in emergency centers and those with postural stability deficits are sustainable. The purpose of the present study was to compare the time to achieve stability and ankle muscle activity during landing in individuals with functional ankle instability and healthy controls.

Materials and Methods: In the current descriptive study, 15 students with ankle instability and 15 healthy participant were recruited as targeted and available sample in Karaj city. A force plate and surface electromyography to calculate the time to stabilization and medial gastrocnemius muscles, soleus, the tibialis anterior, and peroneus lunges were used.

Results: There was a significant difference between experimental group and control group in the time to achieve the stability of the anterior-posterior direction during the landing movement between the experimental and the control groups (P = 0.001), and this difference was significant in the internal-external context (P = 0/000). Also, statistical results regarding comparison of the electrical activities of the selected muscles showed no significant difference between the experimental and the control groups during the landing movement in the medial gastrocnemius, but there was a significant difference in soleus, tibialis anterior, and peroneus lunges muscles.

Conclusion: According to the results obtained in the present study, it seems that ankle instability can decrease stability and reduce the stability and alteration of the activity of soleus, tibialis anterior muscles, and peroneus lunges. Decrease in the time to reach stability and muscle disfunction in the group with ankle instability force us to use joint rehabilitation with proprioception exercises and concentration on soleus, peroneus lunges, and Tibialis anterior in these individuals.

Keywords: Electrical activity of muscles; Time to stabilization; Functional instability; Landing

Cite this article as: Meysam Iranpour, Zahed Mantashloo, Ali Shamsi Majalan. Comparison of the electrography of the leg muscles and the time to achieve stability during landing in individuals with and without chronic ankle instability. J Rehab Med. 2020; 8(4): 65-72.

* **Corresponding Author**: Meysam Ireanpour. Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran
Email: Meysam.iranpour1990@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111341.1930

www.SID.ir

Archive of SID

مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا و زمان رسیدن به ثبات طی حرکت فرود در افراد با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا

میثم ایرانپور[1*]، زاهد منتشلو[2]، علی شمسی ماجلان[3]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه گیلان، رشت، ایران
۲. دانشجوی دکترا بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. دانشیار گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی وعلوم ورزشی دانشگاه گیلان، رشت، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۰۸ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۱/۱۷ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۰۸ *

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه پیچ‌خوردگی‌های مچ پا از شایعترین آسیب‌های مراجعه‌شده به مراکز اورژانسی محسوب می‌شود. افراد مبتلا نقص پایدار در ثبات پوسچر دارند. هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه زمان رسیدن به ثبات و فعالیت عضلات مچ پا طی حرکت فرود در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و سالم بود.

مواد و روش‌ها

در تحقیق توصیفی حاضر از دانشجویان شهر کرج، ۱۵ نفر دارای بی‌ثباتی مچ پا و ۱۵ نفر سالم به صورت هدفمند و در دسترس به عنوان آزمودنی شرکت کردند. از صفحه نیرو و الکترومایوگرافی سطحی برای به دست آوردن زمان رسیدن به پایداری و فعالیت عضلات گاستروکنمیوس داخلی، سولئوس، تیبیالیس آنتریور و پرنئوس لانگس استفاده شد. برای مقایسه دو گروه از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره استفاده شد.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد تفاوت معناداری در زمان رسیدن به ثبات در راستای قدامی-خلفی طی حرکت فرود بین افراد گروه تجربی و گروه کنترل وجود دارد (P=۰/۰۰۱) و این تفاوت نیز در راستای داخلی-خارجی معنادار بود (P=۰/۰۰۰). همچنین نتایج آماری مربوط به مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب نشان داد بین گروه تجربی و کنترل طی حرکت فرود در عضله گاستروکنمیوس داخلی تفاوت معنادار وجود ندارد، اما در عضلات سولئوس، عضلات تیبیالیس آنتریور و پرنئوس لانگس تفاوت معناداری وجود دارد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد با توجه به نتایج به‌دست‌آمده بی‌ثباتی مچ پا باعث کاهش ثبات و تغییر فعالیت عضلات سولئوس، عضلات تیبیالیس آنتریور و پرنئوس لانگس می‌شود. کاهش زمان رسیدن به ثبات و عملکرد ناکارآمد عضلات در گروه مبتلا، ما را به توانبخشی مفصل با تمرینات حس عمقی و تمرکز بر عضلات سولئوس، پرنئوس لانگس و تیبیالیس آنتریور در این افراد رهنمود می‌سازد.

واژه‌های کلیدی

فعالیت الکتریکی عضلات؛ زمان رسیدن به ثبات؛ بی‌ثباتی مچ پا؛ فرود

نویسنده مسئول: میثم ایرانپور، دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه گیلان، رشت، ایران

آدرس الکترونیکی: meysam.iranpour1990@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

مفصل مچ پا در میان ورزشکاران در معرض بیشترین آسیب می‌باشد. لیگامنت‌های سمت خارجی مچ پا در ۳۸ تا ۴۸ درصد آسیب‌های مچ پا درگیر می‌شوند که ورزشکار به دلیل آسیب نمی‌تواند در فعالیت ورزشی شرکت کند.[۱] ۴۰ درصد این افراد بعد از کشیدگی مچ پا مبتلا به برخی ناتوانی‌ها می‌شوند که این ناتوانی‌ها اغلب شامل احساس بی‌ثباتی[۱] یا خالی شدن مچ پا می‌باشد.[۲] باقی ماندن نشانه‌هایی مانند احساس خالی شدن زیر پا و همچنین وقوع صدمات مجدد به علت چرخش‌های مکرر مچ پا به سمت داخل به عنوان بی‌ثباتی مزمن مچ پا تعریف می‌شود و به طور کلی بی‌ثباتی مزمن مچ پا به بی‌ثباتی مکانیکی[۲] و بی‌ثباتی عملکردی[۳] تقسیم می‌شود که بی‌ثباتی مزمن مچ پا معمولا به علت وجود مجموعه‌ای از هر دوی آنها است.[۲]

مطالعات الکترومایوگرافی[۴] نشان از تغییرات فعالیت عضلات اورتور طی راه رفتن و تغییرات فعالیت عضلات دورسی فلکسور، پلانتار فلکسور و اورتور طی جهش از زمین در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌دهد.[۳] عوامل خطرساز داخلی برای پیچ‌خوردگی مچ پا شامل سن، بی‌ثباتی مفصل، قدرت عضله، سفتی عضله، غیرقرینگی قدرت عضله، صدمه قبلی، استرس‌های روانی اجتماعی، راه رفتن و کفایت توانبخشی و عوامل خطرساز خارجی آن شامل میزان تکرار و تمرین، استاندارد تمرین و وضعیت‌های اتخاذشده توسط فرد حین تمرین می‌باشد.[۴] ریسک‌فاکتورهای داخلی و خارجی به هم وابسته‌اند و بر یکدیگر تاثیر می‌گذارند.[۴] اسپرین مجدد مچ پا می‌تواند منجر به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا شود.[۵] بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به عنوان پدیده‌ای تعریف شده است که در آن تمایل به خالی کردن مچ پا طی فعالیت‌های طبیعی وجود دارد.[۳]

عوامل مؤثر بر میزان بار شامل ارتفاع فرود، سرعت حرکت، نوع کفش، موقعیت، سطح فرود، وزن بدن و نیز استراتژی فرود می‌باشد.[۶] در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن (مانند فرود آمدن)، اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار هستند.[۷] مطالعه الکترومایوگرافی در حرکت فرود تک‌پا نشان می‌دهد فعالیت عضله گاستروکنمیوس[۵] در مرحله قبل از تماس بیشتر از مرحله پس از تماس بوده است. این امر به علت استفاده از عضله گاستروکنمیوس به منظور ایجاد ثبات در مفصل مچ پا به منظور آماده شدن برای فرود می‌باشد[۸]، در حالی که در حرکت فرود تک‌پا، فعالیت عضله سولئوس[۶] در مرحله پس از تماس در مقایسه با مرحله قبل از تماس بیشتر است که این امر به علت نقش این عضله در انتقال انرژی به عنوان عضله تک‌مفصله می‌باشد.[۹]

زمان رسیدن به ثبات (TTS[۷]) شاخصی برای نشان دادن میزان ثبات است که در برگیرندهٔ تلاش پیچیده و هماهنگ بین سیستم حسی–حرکتی بدن، زنجیرهٔ انقباضات قدرتمند عضلات و ثبات‌دهنده‌های کمکی در اندام تحتانی است.[۱۱] TTS شاخصی برای اندازه‌گیری کنترل پاسچر به صورت کمّی و با استفاده از پروتکل عملکردی فرود است که به بازخورد گیرنده‌های عمقی و الگوهای عضلانی از پیش برنامه‌ریزی‌شده و پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات بستگی دارد.[۱۰] گریبل و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند که در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا، زمان رسیدن به ثبات در جهت قدامی-خلفی در مچ پای آسیب‌دیده بیشتر است.[۱۲] همچنین در مطالعه دیگری زمان رسیدن به ثبات را در حرکت پرش–فرود مورد بررسی قرار دادند و به این نتیجه رسیدند که زمان رسیدن به ثبات در گروه با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، طولانی‌تر از گروه سالم است و زمان رسیدن به ثبات در جهت داخلی–خارجی، طولانی‌تر از زمان رسیدن به ثبات در جهت قدامی–خلفی بود.[۱۳] لورن و همکاران (۲۰۰۲) و سکیر و همکاران (۲۰۰۷) با استفاده از آزمون‌ها و شاخصی‌های عملکردی گوناگون به این نتیجه رسیدند که افراد با سابقهٔ اسپرین مچ پا نقص‌های عملکردی و اجرایی دارند.[۱۴، ۱۵] از طرف دیگر، نتایج کری و همکارن (۲۰۰۲) و مان و همکاران (۲۰۰۲) نشان داد اسپرین مچ پا بر عملکرد واقعی تاثیر منفی ندارد و افرادی که سابقه اسپرین مچ پا دارند، هیچ‌گونه نقص و ناتوانی عملکردی ندارند.[۱۶، ۱۷] افزایش در زمان عکس‌العمل انقباض عضلانی به علت عملکرد بد گیرنده‌های مکانیکی سبب می‌شود مفصل فراتر از دامنهٔ حرکتی معمولی باز شود و عضلات اطراف مفصل مچ پا (گاستروکنمیوس و پرنئوس) نتوانند به سرعت فعال شوند؛ بنابراین مرکز تعادل بدن اصلاح نمی‌گردد.[۱۸]

شیوع اسپرین مچ پا در مرحله‌ی فرود بالا است و زمان رسیدن به ثبات در مطالعات گذشته کمتر مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین مطالعات انجام‌شده متغیرهای محدودی را بررسی کرده‌اند و از بررسی کامل‌تر آسیب بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بازمانده‌اند؛ بنابراین هدف از انجام تحقیق حاضر مقایسه زمان رسیدن به ثبات و فعالیت عضلات مچ پا طی حرکت فرود در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و سالم بود.

---

[1] Instability
[2] Mechanical Instability
[3] Functional Instability
[4] Electromyography (EMG)
[5] Gastrocnemius
[6] Soleus
[7] Time to Stabilization

www.SID.ir

Archive of SID

مواد و روش‌ها

در مطالعه توصیفی حاضر از بین دانشجویان شهر کرج تعداد ۳۰ نفر مرد غربال شدند و از میان جامعه آماری ۱۵ نفر دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (گروه تجربی) و ۱۵ نفر سالم (گروه کنترل) که از نظر سن، قد و وزن همسان بودند، به صورت نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌های پژوهش حاضر با استفاده از نرم‌افزار G*POWER با α=۰/۰۵ اندازه اثر ۰/۹۵ و β=۰/۲ (توان آماری ۰/۸۰)، ۱۵ نفر برای هر گروه تعیین گردید.

آزمودنی‌ها پرسش‌نامه‌های اطلاعات فردی، بی‌ثباتی عملکردی کامبرلند (CAIT[8]) و فرم شرکت در تحقیق را به صورت داوطلبانه پر کردند. پرسش‌نامه کامبرلند برای شناسایی ورزشکاران دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا مورد استفاده قرار می‌گیرد که پرسش‌نامه دارای ۹ سؤال می‌باشد. دامنه نمره ثبات عملکردی در این پرسش‌نامه بین صفر تا ۳۰ می‌باشد که در آن نمره ۲۷ تا ۳۰ نمایانگر سلامت مچ و نمره صفر تا ۲۷ نماینگر بی‌ثباتی مچ می‌باشد و شدت بی‌ثباتی عملکردی مچ پا را در هر دو پا مشخص می‌کند.[۱۹] همچنین آزمودنی‌هایی که دارای سابقه شکستگی مچ پا، آسیب‌دیدگی مچ پا، سابقه بیماری آسیب ACL زانو و سابقه بیماری‌های تعادلی بوده و یا در زمان تحقیق در برنامه‌های توانبخشی شرکت می‌کردند، به عنوان آزمودنی قرار نگرفتند. بعد از آماده‌سازی دستگاه‌ها و ابزارهای مورد استفاده، هر یک از آزمودنی‌های تحقیق که بر اساس معیارهای ورود که مهم‌ترین آنها عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی-عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی، عدم ابتلا به اختلالات تعادلی و عدم ابتلا به ناهنجاری آشکار وضعیتی قابل تشخیص با آزمون نیویورک بودند، به محیط آزمایشگاه دعوت شدند.

پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی از فرد خواسته شد برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد. سپس عمل الکترودگذاری با روش سنیام[9] روی نقاط مدنظر برای ثبت دادها انجام شد.[۲۰] محل دقیق نصب الکترودها روی بطن عضله برای کسب سیگنال‌های قوی‌تر و با کیفیت بهتر مطابق زیر مشخص شد: تیبیالیس آنتریور[10]: ۴۷/۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر فیبولا و سر قوزک داخلی، پرنئوس لانگس[11]: ۲۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر نازک‌نی به سر قوزک خارجی، گاستروکنمیوسی داخلی: ۳۸ درصد عضله از مرکز مفصل زانو تا برجستگی پاشنه روی بیشترین برآمدگی عضله و سولئوس: روی ۲/۳ خط بین کندیل داخلی ران و قوزک داخلی درست انتهای گاستروکنمیوسی داخلی و وسط تاندون آشیل.[۲۰] بعد از کامل شدن فرآیند الکترودگذاری از آزمودنی خواسته شد تا در محیط آزمایشگاه چند گام بدود و از این طریق محدودیت‌های احتمالی از طریق الکترودها که ممکن بود برای آزمودنی ایجاد شود، شناسایی و رفع شد.

جهت انجام آزمون، جعبه‌ای به ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر در محل آزمایش قرار داده شد[۳۶] و فرد در یک وضعیت متعادل نزدیک به لبه‌ی قدامی آن ایستاد. پای مورد آزمون هیچ نوع تماسی با جعبه نداشت و به صورت معلق نگه داشته شد، به طوری که پاشنه در وضعیت استراحت جلوی جعبه قرار گرفت. دست‌ها در کنار بدن قرار داشتند و کنترل مفاصل اندام تحتانی به خصوص ران و زانو از طریق چشم کنترل می‌شد. همچنین وزن فرد به طور کامل بر روی میز توسط پای مقابل تحمل می‌شد. به منظور جلوگیری از فعالیت زمینه‌ای، در شروع هر آزمون فرد وضعیت ثابتی را اتخاذ می‌کرد و وقتی فعالیت عضلات غیرقابل‌مشاهده شد یا به وضعیت یکنواخت رسید، به عنوان خط پایه در نظر گرفته شد. بعد از اطمینان از عدم فعالیت عضله یا رسیدن فعالیت عضله به حالت یکنواخت با مشاهده فعالیت عضله بر روی مانیتور دستگاه الکترومایوگرافی (مدل MEI، ساخت کشور انگلیس)، به وسیله آزمونگر اجازه شروع فعالیت داده شد. برای شروع فرد ابتدا وزن خود را کمی به جلو انتقال داد و در حالی که تلاش می‌کرد وضعیت متعادل را حفظ کند، بر روی پای مورد آزمون فرود آمد (شکل ۱). به فرد آموزش داده شده بود تا روی پنجه فرود آید. از تمام شرکت‌کنندگان خواسته شده بود که به صورت آرام و یکنواخت فرود را انجام دهند و فرود آمدن از جعبه را با پرش انجام ندهند و بعد از فرود آمدن وضعیت ثبات خود را حفظ کنند.[۲۱، ۲۲] قبل از ثبت نهایی فعالیت عضله، آزمون‌شونده عمل فرود را تا آشنا شدن کامل نحوهٔ انجام تست چند بار تکرار کرد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحهٔ نیرو[12] (مدل AMTI، ساخت کشور آمریکا)، از لحظه‌ای که پای فرد با صفحهٔ نیرو تماس می‌یافت به مدت ۲۰ ثانیه و با فرکانس ۵۰۰ HZ نمونه‌برداری شد.[۲۳] دستگاه الکترومایوگرافی و فورس پلیت سینکرونایز بودند، به طوری که هر دو دستگاه به یک رابط متصل بودند و با زدن دکمه رابط هر دو دستگاه به طور هم‌زمان شروع به ثبت داده می‌کردند. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا در تجزیه و تحلیل بعدی استفاده شود. با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث با فرکانس برش ۱۲ هرتز[۲۳] نویزهای اطلاعات حذف شد. به منظور محاسبهٔ زمان رسیدن به ثبات با استفاده از نیروهای عکس‌العمل، در ابتدا دو فاصلهٔ زمانی ۱۰ تا ۱۵ و ۱۵ تا ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد.

[8] Cumberland Ankle Instability Tool
[9] SENIAM
[10] Tibialis Anterior
[11] Peroneus Longus
[12] Force Plate

www.SID.ir

Archive of SID

سپس، دامنهٔ این دو بازه زمانی که شامل تغییرات نیروی عکس‌العمل بود، محاسبه شد. بازه زمانی‌ای انتخاب شد که دامنهٔ نیروهای عکس-العمل آن کوچک‌تر بود و در آن آزمودنی ثبات مطلوب دارد. بزرگ‌ترین عدد این بازه زمانی معادل خط افقی است که روی نیروهای عکس-العمل قرار داده می‌شود. در واقع، این خط افقی نشان‌دهندهٔ حالت پایدار آزمودنی است. سپس اطلاعات نیروی عکس‌العمل یک‌سویه شد و از نقطهٔ حداکثر نیروی عکس‌العمل، نمودار چندجمله‌ای درجهٔ ۳ بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل قرار گرفت. زمان رسیدن به ثبات در هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌ای است که نمودار چندجمله-ای درجهٔ ۳ خط افقی را قطع کند.

تصویر ۱: انجام حرکت فرود آمدن از روی جعبه برای ثبت داده‌ها

ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرافی سطحی در آزمون‌های حداکثر انقباض ارادی (MVC) و حرکت فرود با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی که با دستگاه صفحه نیرو هم‌زمان شده بود، صورت گرفت. این دستگاه شامل واحدهای فرستنده و گیرنده می‌باشد. واحد فرستنده که به صورت کمربند دور کمر آزمودنی قرار می‌گیرد، ۸ کاناله بوده و پهنای باند هر کانال ۱۰۰۰ هرتز می‌باشد و قابلیت ارسال امواج به وسیله آنتن و به روش بی‌سیم تا فاصله ۱۰۰ متری از واحد گیرنده که حساسیت آن کمتر از ۱ میکروولت می‌باشد را دارد. برای فیلتر کردن داده‌های الکترومایوگرافی از روش باترورث [13] میان‌گذر با فرکانس برش ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز با نرم‌افزار متلب استفاده شد. آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی نرمال بودن داده‌ها، آزمون لون برای بررسی تجانس واریانس و برای مقایسه گروه‌ها از روش آماری تحلیل واریانس چندمتغیره (MANOVA) ($P\leq ۰/۰۵$) استفاده شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد و ویژگی‌های عمومی شرکت‌کنندگان شامل سن، قد، وزن و اطلاعات پرسش‌نامه کامبرلند (CAIT) آنها در جدول ۱ ارائه شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، گروه‌های مختلف آزموده‌شده از نظر متغیرهای سن، قد و وزن همگن هستند.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های عمومی شرکت‌کنندگان شامل سن، قد، وزن و پرسش‌نامه کامبرلند

گروه	قد	سن	وزن	CAIT
سالم	۱۸۰/۰۶±۶/۶۷	۲۴/۷۳±۱/۸۶	۷۶/۷۳±۷/۳۰	۲۸/۱۳±۰/۹۹
بی‌ثباتی مچ پا	۱۷۸/۴۶±۷/۶۲	۲۵/۵۳±۱/۷۶	۷۶/۹۳±۸/۸۴	۲۰/۰۶±۲/۶۳
P-value	۰/۵۵۴	۰/۲۳۹	/۹۴۷	۰/۰۰۰

نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره مربوط به زمان رسیدن به ثبات در جدول ۲ آورده شده است. همان‌طور که مشاهد می‌شود تفاوت معناداری در زمان رسیدن به ثبات در راستای قدامی-خلفی طی حرکت فرود بین افراد گروه بی‌ثباتی مچ پا و سالم وجود دارد ($P=۰/۰۰۱$) و این تفاوت در راستای داخلی-خارجی نیز معنادار بود ($P=۰/۰۰۰$).

13 .Butterworth

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۲: نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره مربوط به زمان رسیدن به ثبات

متغیر	جهت	گروه	میانگین± انحراف استاندارد	F	P-value
زمان رسیدن به ثبات TTS	قدامی–خلفی	بی‌ثباتی مچ پا	۳/۹۹±۰/۵۷	۱۴/۶۸۷	۰/۰۰۱
		سالم	۳/۲۳±۰/۵۳		
	داخلی–خارجی	بی‌ثباتی مچ پا	۵/۶۳±۰/۴۶	۳۳/۰۹۶	۰/۰۰۰
		سالم	۴/۱۷±۰/۸۷		

همچنین نتایج آماری مربوط به مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب مچ پا بین دو گروه بی‌ثباتی مچ پا و سالم در جدول ۳ نشان می‌دهد که در متغیر فعالیت الکتریکی عضله گاستروکنمیوس داخلی (P=۰/۱۷۹) تفاوت معنادار وجود ندارد، اما در عضلات سولئوس (P=۰/۰۲۸)، تیبیالیس آنتریور (P=۰/۰۳۷) و پرنئوس لانگس (P=۰/۰۴۳) تفاوت معناداری وجود دارد.

جدول ۳: نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره مربوط به فعالیت عضلات منتخب مچ پا

عضلات	گروه	میانگین± انحراف استاندارد	f	sig
گاستروکنمیوس داخلی	بی‌ثباتی مچ پا	۵۸/۶۶±۶/۲۲	۱/۹۱۲	۰/۱۷۹
	سالم	۵۵/۷۰±۶/۲۳		
سولئوس	بی‌ثباتی مچ پا	۴۸/۱۳±۴/۱۵	۵/۴۵۲	۰/۰۲۸
	سالم	۴۳/۶۵±۵/۴۷		
تیبیالیس آنتریور	بی‌ثباتی مچ پا	۲۸/۰۰±۳/۷۷	۴/۸۶۷	۰/۰۳۷
	سالم	۳۲/۳۵±۵/۶۰		
پرنئوس لانگس	بی‌ثباتی مچ پا	۵۴/۷۳±۶/۱۸	۴/۵۳۳	۰/۰۴۳
	سالم	۴۹/۶۶±۵/۶۶		

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا و زمان رسیدن به ثبات در افراد با و بدون بی‌ثباتی مچ پا بود. یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که زمان رسیدن به ثبات (TTS) در راستای قدامی–خلفی و داخلی–خارجی تفاوت معناداری در بین گروه‌ها وجود دارد. بی‌ثباتی در حرکت فرود در موقعیت‌های ورزشی اتفاق می‌افتد. در زمان فرود، هرچه زمان رسیدن به ثبات ورزشکار کمتر باشد و ورزشکار سریع‌تر به ثبات برسد، نشان‌دهندهٔ ثبات بهتر است. در مجموع زمان رسیدن به ثبات بین افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا و سالم متفاوت بود و این تفاوت معنادار بود. گریبل و همکاران (۲۰۰۹) در ۳۸ آزمودنی شامل ۱۹ فرد در گروه با بی‌ثباتی مچ پا (۱۰ مرد و ۹ زن) و ۱۹ فرد سالم در گروه کنترل (۱۰ مرد و ۹ زن)، به ارزیابی ثبات دینامیک[14] و تغییرات عصبی–عضلانی مفاصل و سینماتیک اندام تحتانی در افراد آسیب‌دیده پرداختند. نتایج به‌دست‌آمده حاکی از آن بود که (TTS) در جهت داخلی–خارجی بین دو گروه تفاوت معناداری ندارد، اما در جهت قدامی–خلفی تفاوت معناداری مشاهده شد.[۱۲] کاتیلن براون و همکاران (۲۰۰۴) در ۲۰ آزمودنی ۱۰ نفر گروه با بی‌ثباتی مچ پا و ۱۰ نفر گروه سالم، به بررسی بی‌ثباتی عملکردی مچ پا از طریق حس وضعیت، زمان رسیدن به ثبات و الکترومایوگرافی پرداختند. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد که (TTS) در راستای داخلی–خارجی تفاوت معناداری بین دو گروه ندارد، اما در راستای قدامی–خلفی ارتباط معناداری دارند.[۲۶] یافته‌ها در جهت قدامی–خلفی با نتایج پژوهش حاضر مشابه است. راس و همکاران (۲۰۰۲) از روش متناوب تعیین TTS استفاده کردند و تفاوت بین افراد با بی‌ثباتی مچ پا و افراد سالم، در سطح قدامی–خلفی را برای اندازه‌گیری TTS پیدا کردند.[۲۷] جابه‌جایی قدامی تالوس از مفصل تالوکرال توسط رباط تالوفیبولار قدامی (ATFL[15]) حفظ می‌شود که اغلب از آسیب‌های رباط مچ پا جلوگیری می‌کند.[۲۸] با توجه به نتایج به‌دست‌آمده در پژوهش حاضر به نظر می‌رسد یکی از دلایل تفاوت نتایج تحقیق حاضر با مطالعات گذشته این باشد که در پژوهش حاضر، پای آسیب‌دیده افراد با بی‌ثباتی مچ پا، پای برتر آنها بود و این امر می‌تواند در نتایج تأثیرگذار باشد. با توجه به اینکه قدرت می‌تواند در ثبات و رسیدن به ثبات نقش داشته باشد، می‌توان عدم تغییر در TTS را به آن نسبت داد. با این حال برای اظهار نظر قطعی در این زمینه، تحقیقات بیشتری با کنترل نقش قدرت عضلات اندام تحتانی، ضرروی می‌باشد. همچنین شدت آسیب، جنس

[14] Dynamic Stability
[15] Anterior Talofibular Ligament

www.SID.ir

Archive of SID

آزمودنی‌ها و سن آن‌ها می‌تواند در رقم خوردن نتایج مطالعات مختلف نقش داشته باشد. محور حرکتی مفصل تحت قاپی خطی است که با صفحه عرضی یک زاویه ۵۰ درجه می‌سازد.[۳۷] حرکات سوپینیشن و پرونیشن در مفصل تحت قاپی رخ می‌دهد. آسیب رباط های خارجی پا در چرخش به داخل رخ می‌دهد که این چرخش در مفصل تحت قاپی خطی و در صفحه فرونتال اتفاق می‌افتد.[۲۹] TTS به عنوان جنبه‌ای از کنترل حرکتی اندام تحتانی، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حس حرکت و نیز پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات وابسته است.[۳۰] اختلال در فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی، دوره تأخیری واکنش عضله را افزایش می‌دهد و مدت زمان اصلاح و بازسازی مرکز تعادل را طولانی‌تر می‌سازد.[۳۱]

در رابطه با فعالیت عضلات نتایج نشان داد که تفاوت معناداری در عضلات سولئوس، تیبیالیس آنتریور و پرنئوس لانگس در حرکت فرود بین گروه بی‌ثباتی مچ پا و گروه سالم وجود دارد، اما در عضله گاستروکنمیوس داخلی تفاوت معناداری بین دو گروه وجود ندارد. بر اساس یافته‌های علمی، تحقیقات اندکی در ارتباط با مقایسه الکترومایوگرافی عضلات ساق پا و زمان رسیدن به ثبات در افراد با و بدون بی‌ثباتی مچ پا انجام شده است. براون و همکاران (۲۰۰۴) گزارش کردند که اختلاف معناداری در مقدار فعالیت عضله سولئوس بین افراد دارای مچ پای بی‌ثبات و سالم در حرکت پرش فرود وجود دارد، به طوری که مقدار فعالیت عضله سولئوس در افراد دارای مچ پای بی‌ثبات بیشتر است.[۲۶] همچنین یافته‌ها نشان می‌دهد که گروه دارای بی‌ثباتی مچ پا نسبت به گروه سالم بعد از فرود تحت تاثیر زنجیره حرکتی قرار می‌گیرند و دورسی فلکشن بیشتری را انجام می‌دهند در نتیجه عضله سولئوس فعالیت بیشتری را انجام می‌دهد.[۲۶] هرتل (۲۰۰۰) بیان کرد آسیب‌دیدگی ساختارهای لیگامنتی و عضلانی–تاندونی با هم، بعد از اسپرین خارجی مچپا اتفاق می‌افتد.[۳۲] فیگر و همکاران (۲۰۱۴) بیان کردند که افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا فعالیت الکترومایوگرافی کمتری را در عضلات اندام تحتانی خود دارند.[۳۳] از علل احتمالی وجود اخلاف بین تحقیق فیگر با تحقیق حاضر می‌توان به جنسیت آزمودنی‌ها اشاره کرد؛ در تحقیق فیگر و همکاران از آزمودنی‌های زن و مرد استفاده شده است، در صورتی که در مطالعه حاضر فقط آزمودنی‌های مرد مورد بررسی قرار گرفتند و با توجه به آناتومی متفاوت زن در مقایسه با مردان بهتر است که آزمودنی‌های زن نیز مورد بررسی قرار گیرند. علاوه بر این، از آنجایی که ویژگی سیستم عضلانی، سازگاری سریع با نیازهای اعمال‌شده بر آن است، فعالیت‌های روزمره می‌تواند قدرت و طول عضلات را تغییر دهد، به طوری که این امر چگونگی مشارکت نسبی گروه‌های عضلانی مختلف را تحت تاثیر قرار داده و حتی الگوی حرکتی را تغییر می‌دهد.[۳۴] آسیب به گیرنده‌های حسی مفصل نه تنها بر عملکرد آن مفصل اثر گذاشته بلکه منجر به تغییر عملکرد عضلانی در بیشتر مفاصل می‌شود.[۳۵] گروه سالم در هنگام فرود و قبل از تماس پا با زمین دامنه پلانتار فلکشن مچ پا را افزایش می‌دهند، در حالی که گروه دارای بی‌ثباتی مچ پا قبل از تماس پا با زمین دامنه دورسی فلکشن را افزایش می‌دهند. با اجتناب از وضعیت پلانتار فلکشن در حین فرود، افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا با ایجاد یک بافت همبند در مفصل تالوکورئال ثبات بیشتری ایجاد می‌کنند تا پیچ‌خوردگی مچ پا و کشش روی لیگامنت‌ها را کاهش دهند. افراد دارای مچ پای سالم نیازی به نگرانی در مورد این مسائل ندارند و در نتیجه با افزایش پلانتار فلکشن مچ پا فرود می‌آیند.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، به نظر می‌رسد بی‌ثباتی مچ پا باعث کاهش ثبات و تغییر فعالیت عضلات سولئوس، عضلات تیبیالیس آنتریور و پرنئوس لانگس می‌شود. کاهش زمان رسیدن به ثبات و عملکرد ناکارآمد عضلات در گروه مبتلا، ما را به توانبخشی مفصل با تمرینات حس عمقی و تمرکز بر عضلات سولئوس ، پرنئوس لانگس و تیبیالیس آنتریور در این افراد رهنمود می‌سازد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از معاونت پژوهشی و فناوری دانشگاه خوارزمی و کلیه دانشجویان شرکت‌کننده در تحقیق حاضر، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Hopper D. Samsson K. Hulenik T. Hall T. Robinson K. The influence of mulligan ankle taping during balance performance in subjects with unilateral chronic ankle instability. PhyTher Sport. 2009; 10: 125-130.
2. Holmes A. Delahunt E. Treatment of common deficits associated with chronic ankle instability. Sports Med. 2009; 39: 207-224.
3. Willems T, Witvrouw E, Delbaere K, De Cock A, De Clercq D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. Gait and Posture. 2005; 21(4): 379- 387.
4. E J, Saxton B. Local Sensation Changes and Altered Hip Muscle Function Following Severe Ankle Sprain. Phys Ther. 1994; 74: 17-31.
5. Lehman G.J. Trunk and hip muscle recruitment patterns during the prone leg extension following a lateral ankle sprain: A prospective case study pre and post injury. Chiropractic & Osteopathy. 2006; 14: 1-4.
6. Melissa D. Hargrave, Christopher R. Carcia, Bruce M. Gansneder, Sandra J. Shultz. Subtalar Pronation Does Not Influence Impact Forces or Rate of Loading During a Single-Leg Landing. J Athl Training 2003; 38(1): 18-23.
7. Decker MJ, TorryMR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clin Biomech 2003; 18: 662-9.

www.SID.ir

Archive of SID

8. Duncan AD, McDonagh MJN. Stretch reflex distinguished from pre- programmed muscle activations following landing impacts in man. J Physiol 2000; 526: 457-68.
9. Santello M, McDonagh MJN. The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. Exp Physiol 1998; 83(6): 857-74.
10. Wikstrom, E.A., Tillman, M.D., Smith, A.N., Borsa, P.A. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index. Journal of Athletic Train, 2005; 40(4): 305-309.
11. McKinely, P.; Pedotti, A. Motor strategies in landing from a jump: The role of skill in task execution. Exp Brain Res 1992; 90(2): 427-440.
12. Gribble, P.A., Robinson, R.H. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. Journal of Athletic Training 2009; 44: 350-355.
13. Ross, S.E., Guskiewicz, K.M., Yu, B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. Journal of Athletic Training 2005; 40(4): 298-304.
14. Lauren C, Christopher R . Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. Journal of Athlethic Training 2002; 37(4): 501–506.
15. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Aydin T. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instabilitySurgery, Sports Traumatology Knee. Journal of sport Med 2007; 8: 654-664.
16. Kerry M, Sandra J. Chronic Ankle Instability Does Not Affect Lower Extremity Functional Performance. Journal Athl Train 2002; 37(4): 507–511.
17. Munn J, Beard D, Refshauge K, Lee RJ. Do functionalperformance tests detect impairment in subjects with ankle instability?"Journal of Sport Rehabilition 2002; 11: 40– 50.
18. Wikstrom, E.A Functional vs. isokinetic fatigue protocol: effects on time to stabilization. Peak vertical ground reaction forces and joint kinematics in jump landing. Master of Science thesis in exercise and sport sciences. University of Florida. 2003.
19. Pope, M. Chinn, L. Mullineaux, D. McKeon, P. O. Drewes, L. Hertel, J. Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. Gait & posture, 2011. 34(2): p. 154-158.
20. Hermens, HJ., and Feriks, B. Surface electromyograghy for the noninvasive assessment of muscle (SENIAM). 2005; http://www.SENIAM.com
21. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. Clinical Biomechanics 2004; 19(6): 617-21.
22. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. Journal of Orthopaedic Research 2006; 24(10): 1991-2000.
23. Scott E. Ross.; Kevin M, Guskiewicz K, Bing Yu. "ingle-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles" Journal of Athletic Training 2005; 40(4): 298–304
24. Ross, S.E.; Guskiewicz, K.M. Examination of static and dynamic postural stability in individual with functionally stable and unstable ankles. Clin J Sport Med 2004; 14(6): 332-338.
25. Yu B, Andrews J. The relationship between free limb motion and performance in the triple jump. J Appl Biomech 1999; 14: 223–237.
26. Brown C, Ross S, Mynark R, Guskiewicz K. Assessing functional ankle instability with joint position sense, time to stabilization, and electromyography. J Sport Rehabil 2004; 13: 122-134.
27. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B, Garrett WE. Landing pattern difference between functionally stable and unstable ankles. Med Sci Sports Exerc 2002; 34: 173.
28. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. J Athletic Train. 2002; 37: 364-375.
29. Brukner, P., Khan, K. Clinical sports medicine. 2th edition. McGraw-Hill Australia. Part A: 2002; Chapter 5, pp: 43-59.
30. Johnston, R.B.3rd., Howard, M. E., Cawley, P. W., & Losse, G. M. 1998. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. Journal of Medicine and science in sports and exercise 1998; 30(12): 1703-7.
31. Earl, J., Hertel, J. Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. Journal of Sport Rehabilitation 2001; 10(2): 93-104.
32. Hertel JN. Functional instability following lateral ankle sprain, J Sports Med 2000; 29(5): 361-371.
33. Feger M A, Donovan L, Hart J M, Hertel J. Lower extremity muscle activation during functional exercises in patients with and without chronic ankle instability. PM&R 2014; 6: 602–611.
34. Meshkati L. Sport skill level of the dependence of visual control during dynamic balance in football [dissertation]. Faculty of Physical Education and Sport Sciences: Esfahan Univer; 2006. [In Persian]
35. Brownstein B, Bronner Shaw. Functional movement in orthopedic and sport physical therapy: evaluation, treatment, and outcomes. USA. Churchill Livingstone Inc 1997; 203-204.
36. Vibert, B., & Wojtys, E. M. Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump. Am J Knee Surg 2001; 14: 215-220.
37. Brukner, P.; Khan, K. Clinical sports medicine. Second edition. McGraw-Hill Australia 2002; Part A: Chapter 5. p. 43-59.

www.SID.ir