Archive of SID

Research Paper: Effect of Ankle Taping and Fatigue on Dynamic Stability in Athletes With and Without Chronic Ankle Instability

*Tahereh Pourkhani[1], Ali Asghar Norasteh[1], Ali Shamsi[1]

1- Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education, University of Guilan, Rasht, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Pourkhani T, Norasteh AA, Shamsi A. [Effect of Ankle Taping and Fatigue on Dynamic Stability in Athletes With and Without Chronic Ankle Instability (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2017; 18(2):110-121. http://dx.doi.org/10.21859/jrehab-1802108

http://dx.doi.org/10.21859/jrehab-1802108

Received: 31 Jan 2017
Accepted: 23 May 2017

ABSTRACT

Objective Lateral ankle sprains (LAS) are common among athletes and can result in a high rate of reinjury and Chronic Ankle Instability (CAI). CAI can affect dynamic stability in athletes. On the other hand, fatigue can disrupt dynamic stability in injured as well as healthy athletes. Recent studies support the use of taping and braces in subjects with chronic ankle instability. Nonetheless, it is not known if applying ankle taping can improve dynamic stability in fatigued people. So the goal of this research is to study the effect of ankle taping and fatigue on dynamic stability in female athletes with and without chronic ankle instability.

Materials & Methods Twenty female athletes including 10 subjects with chronic ankle instability (age 22.02±1.98 years, height 163.80±2.74 cm, weight 58.68±7.10 kg, FADI 80.78±1.03% and FADI Sport 65.10±1.75%) and 10 healthy subjects (age 21.70±0.67 years, height 162.90±5.06 cm, weight 59.10±7.04 kg, FADI and FADI Sport 100%) participated in two separate testing sessions. Different conditions (no taping and with closed basket-weave ankle taping) were applied at each session . Three trials of a jump landing task were performed under each condition before and after induced functional fatigue. The jump-landing task involved a single-leg landing onto a force plate from a height equivalent to 50 percent of each participant's maximal jump height and from a starting position 70 cm from the center of the force plate. The functional fatigue protocol comprised three stations: Modified Southeast Missouri (SEMO) agility drill, stationary lunges, and quick jumps. The participants continued to run through each station until the time to finish the stations increased by 50% compared with their baseline timed runs. Time to stabilization was measured in the anterior-posterior (APTTS), medial-lateral (MLTTS) and vertical directions. Three separate repeated-measure analyses of variance with two within-subjects factor (condition and time) were performed for each dependent variable in each group..

Results The results of this investigation revealed that in healthy athletes group, the difference between MLTTS and vertical TTS was statistically significant {f=7.52, P=0.001}, {f=9.69, P=0.004}. Bonferroni post hoc testing revealed faster pretest MLTTS than posttest for taping condition and faster pretest vertical TTS than posttest for no taping condition. In injured athletes group, the difference between MLTTS and vertical TTS was statistically significant {f=10.57, P=0.001}, {f=14.27, P=0.001}. This testing also revealed faster pretest MLTTS than posttest for no taping condition, faster pretest vertical TTS than posttest for both conditions, and faster vertical TTS after taping than before taping.

Conclusion In the athletes with chronic ankle instability, taping without fatigue improved dynamic balance in the vertical direction. Taping after fatigue could not improve dynamic stability in the athletes with and without chronic ankle instability. Future researchers should examine injured and uninjured participants tested under these conditions to determine if these results are useful in selecting appropriate prophylactic method that can treat or prevent injury to the ankle during functional activities.

Keywords:
taping, dynamic balance, fatigue, chronic ankle instability

** Corresponding Author:*
Tahereh Pourkhani, PhD Student
Address: Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education, University of Guilan, Rasht, Iran.
Tel: +98 (911) 3410729
E-Mail: zpourkhani@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

اثر نواربندی و خستگی بر ثبات پویا در ورزشکاران با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا

*طاهره پورخانی[۱]، علی اصغر نورسته[۱]، علی شمسی[۱]

۱- گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۲ بهمن ۱۳۹۵
تاریخ پذیرش: ۰۲ خرداد ۱۳۹۶

چکیده

هدف کشیدگی‌های خارجی مچ پا از آسیب‌های بسیار رایج در ورزشکاران است و ریسک زیادی برای آسیب مجدد و تبدیل شدن به بی‌ثباتی‌های مزمن مچ پا دارند. بی‌ثباتی مزمن مچ پا می‌تواند ثبات پویا را در ورزشکاران تحت تأثیر قرار دهد از طرف دیگر خستگی نیز می‌تواند در ثبات پویای ورزشکاران سالم و آسیب‌دیده اختلال ایجاد کند. مطالعات جدید به بررسی تأثیر استفاده از نواربندی و وسایل کمکی در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا پرداخته‌اند با وجود این، اثر استفاده از نواربندی مچ پا بر بهبود ثبات پویا پس از خستگی در ورزشکاران ناشناخته است. بنابراین هدف از این پژوهش، بررسی اثر نواربندی و خستگی بر ثبات پویا در ورزشکاران زن با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پاست.

روش بررسی ۲۰ ورزشکار زن شامل ۱۰ فرد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا (سن ۱/۹۸±۲۲/۰۲ سال، قد ۲/۷۴±۱۶۳/۸۰ سانتی‌متر، وزن ۷/۱۰±۵۸/۶۸ کیلوگرم، شاخص ناتوانی مچ پا و پا ۱/۰۳±۸۰/۷۸ درصد و شاخص ورزشی ناتوانی مچ پا و پا ۱/۷۵±۶۵/۱۰ درصد) و ۱۰ فرد سالم (سن ۰/۶۷±۲۱/۷۰ سال، قد ۵/۰۶±۱۶۲/۹۰ سانتی‌متر، وزن ۷/۰۴±۵۹/۱۰ کیلوگرم، شاخص ناتوانی مچ پا و پا و شاخص ورزشی ناتوانی مچ پا و پا ۱۰۰درصد) در دو جلسه مجزا با شرایط متفاوت، بدون نواربندی و با نواربندی به شیوه بسکتوپو، در این تحقیق شرکت کردند. در هر جلسه سه کوشش از فعالیت پرش‌فرود قبل و پس از برنامه خستگی عملکردی انجام شد. فعالیت پرش‌فرود شامل فرود یک پا روی صفحه نیرو از ارتفاعی معادل ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع پرش هر آزمودنی، از وضعیت ۷۰ سانتی‌متری از مرکز صفحه نیرو در نظر گرفته شد. برنامه خستگی عملکردی از سه ایستگاه تشکیل می‌شد تمرین‌های چابکی جنوب شرقی تعدیل‌شده، جهش به سمت جلو و پرش سریع. آزمودنی‌ها عبور از ایستگاه‌ها را ادامه دادند تا جایی که زمان انجام کل برنامه در یک دور، در مقایسه با زمان پایه ۵۰ درصد افزایش یافت. مدت‌زمان رسیدن به ثبات در جهات قدامی‌خلفی، داخلی‌خارجی و عمودی به وسیله دستگاه صفحه نیرو اندازه‌گیری شد. سه تجزیه‌وتحلیل مجزا با آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر با دو عامل درون‌گروهی (شرایط و زمان) برای هر متغیر در هر گروه انجام شد.

یافته‌ها نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که در گروه ورزشکاران سالم، تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی و تی‌تی‌اس عمودی، تفاوت معنی‌داری با هم داشتند [F=۷/۵۲ و P=۰/۰۰۱]، [F=۹/۶۹ و P=۰/۰۰۴]. آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در شرایط با نواربندی، تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی قبل از خستگی سریع‌تر از حالت پس از خستگی است و در شرایط بدون نواربندی، تی‌تی‌اس عمودی قبل از خستگی، سریع‌تر از پس از خستگی است. در گروه ورزشکاران آسیب‌دیده در تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی و عمودی، تفاوت معنی‌دار بین شرایط متفاوت وجود داشت [F=۱۰/۵۷ و P=۰/۰۰۱]، [F=۱۴/۲۷ و P=۰/۰۰۱]. همچنین این آزمون نشان داد که در شرایط بدون نواربندی، تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی قبل از خستگی سریع‌تر از حالت پس از خستگی است، در هر دو شرایط با و بدون نواربندی تی‌تی‌اس عمودی قبل از خستگی، سریع‌تر از حالت پس از خستگی است و پس از نواربندی سریع‌تر از قبل از نواربندی است.

نتیجه‌گیری نواربندی در ورزشکاران با بی‌ثباتی مزمن مچ پا بدون خستگی، تعادل پویا را در جهت عمودی بهبود می‌بخشد. نواربندی پس از خستگی منجر به بهبود تعادل پویا در ورزشکاران با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا نمی‌شود. تحقیقات دیگری باید آزمودنی‌های سالم و آسیب‌دیده را تحت این شرایط آزمون کند تا مشخص شود که آیا این نتایج می‌تواند در انتخاب شیوه پیشگیری‌کننده‌ای مناسب باشد که بتواند در طول فعالیت‌های عملکردی از آسیب‌های مچ پا جلوگیری یا آن‌ها را درمان کند.

کلیدواژه‌ها:
نواربندی، تعادل پویا، خستگی، بی‌ثباتی مزمن مچ پا

مقدمه

کشیدگی خارجی مچ پا[1] (LAS) از جمله شایع‌ترین آسیب‌ها در افراد جوان و بزرگسال فعال به ویژه ورزشکاران است [۱]. میزان شیوع آن در ایالات متحده، ۲۳ هزار نفر در روز گزارش شده است [۲]. همچنین میزان تکرار[2] این آسیب، ۷۰ درصد تخمین زده شده است [۳]. بیشترین میزان آسیب مچ پا در بین رشته‌های ورزشی در بسکتبالیست‌هاست که به علت حرکات پرشی ناگهانی در حین فرار از مدافع و فرودهای نامتعادل حین

1. Lateral Ankle Sprain (LAS)

2. Recurrence rates

* نویسنده مسئول:
طاهره پورخانی
نشانی: رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی.
تلفن: ۳۴۱۰۷۲۹ (۹۱۱) ۸۹+
رایانامه: zpourkhani@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

پرتاب به حلقه اتفاق می‌افتد [۴]. بر اساس گزارش‌های پژوهشی، ۱۰ تا ۳۰ درصد افرادی که دچار کشیدگی مچ پا شده‌اند، به سمت بی‌ثباتی مزمن مچ پا[3] (CAI) پیش می‌روند [۵، ۱۰]. این مشکل به احساس بی‌ثباتی، خالی شدن مچ پا[4] به طور مکرر و کشیدگی تکرارشونده مچ، آسیب ثانویه به آسیب اولیه منجر می‌شود [۶]. بی‌ثباتی مکانیکی[5] و بی‌ثباتی عملکردی[6] در ایجاد بی‌ثباتی مزمن مچ پا نقش دارند [۷، ۸]. بنابراین ارائه راهکار مناسب برای پیشگیری از کشیدگی‌های مجدد و درمان ضایعات به‌جامانده همواره مدنظر محققان بوده است. نداشتن تعادل یا کنترل پاسچرال[7] در میان ورزشکاران با بی‌ثباتی مزمن مچ پا شایع است [۹، ۱۰].

حفظ تعادل در یک زنجیره بسته کینتیکی انجام می‌شود، سالم بودن بازخوردهای حسی پیکری، بینایی و وستیبولار و حرکات صحیح در مفاصل اندام تحتانی برای حفظ تعادل ضروری است [۱۱]. افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا طی تماس اولیه پاشنه پا بیشتر روی قسمت خارجی پا وزن می‌گذارند. این حالت باعث می‌شود که استراتژی مچ پا کنترل را از دست بدهد و نیاز به استراتژی ران باشد [۱۲]. عملکرد عضلات مچ پا در کنترل پاسچر و تنظیم فعالیت‌های حرکتی پیچیده، بسیار مهم است. بنابراین خستگی این عضلات به طور آشکار ثبات پاسچرال[8] را تحت تأثیر قرار می‌دهد [۱۰].

خستگی به دو نوع مرکزی و محیطی تقسیم می‌شود. کاهش فعالیت و فرستادن پیام از دستگاه عصبی مرکزی به عضلات و ناتوانی برای تولید تنش مناسب در عضله به‌ترتیب به نام‌های خستگی مرکزی و محیطی شناخته می‌شوند [۱۳]. خستگی ممکن است در حس عمقی مفصل اختلال ایجاد کند و آستانه تخلیه دوک عضلانی را افزایش دهد که خود منجر به اختلال در بازخورد آوران می‌شود و در نتیجه آگاهی مفصل تغییر می‌کند [۱۴]. پس متعاقب خستگی، افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا با مشکلات بیشتری مواجه خواهند بود. بیش از ۷۲ درصد از کسانی که متحمل پیچ خوردگی می‌شوند، نمی‌توانند به سطح عملکرد پیش از آسیب خود بازگردند [۱۵]. بنابراین ارائه شیوه درمانی مناسب برای بازگشت به سطح عملکرد حائز اهمیت است. راهکارهای متفاوتی برای بهبود کنترل پاسچر وجود دارد. یکی از این راهکارها استفاده از تکنیک‌های نواربندی است [۱۶]. به منظور حمایت مچ پا، از بریس (مچ‌بند) و نواربندی استفاده می‌شود. بسیاری از ورزشکاران و افراد کادر پزشکی، نواربندی را بر بریس ترجیح می‌دهند به دلیل اینکه تحمل آن برای ورزشکار راحت‌تر است و در عملکرد طبیعی مفصل اختلال ایجاد نمی‌کند [۱۷، ۱۸]. این نوارها با حمایت رباط‌ها و کپسول مفصلی در مفصل بی‌ثبات، باعث محدودکردن حرکات غیرطبیعی و اضافی می‌شوند. همچنین تحریک گیرنده‌های حس عمقی منجر به افزایش بازخورد حس عمقی و بهبود آن می‌شوند [۱۶].

متداول‌ترین تکنیک برای نواربندی مچ پا تکنیک بسکتوویو[9] است که در این روش در مقایسه با تکنیک‌های دیگر، مفصل بیشتر حمایت می‌شود [۱۹]. به همین دلیل در این تحقیق از این شیوه استفاده شده است. از طرفی برای ارزیابی تعادل پویا روش‌های مختلفی وجود دارد. بسیاری از پژوهشگران از آزمون تعادلی ستاره[10] استفاده کرده‌اند [۱۴]. این آزمون از آزمون‌های قابل قبول برای ارزیابی تعادل پویاست، ولی به اندازه فعالیت پرش‌فرود[11] که برای محاسبه تی‌تی‌اس[12] باید انجام شود، عملکردی و پویا نیست [۲۰]. تی‌تی‌اس جدیدترین شاخص اندازه‌گیری کنترل عصبی‌عضلانی است که سیستم‌های حسی و مکانیکی را برای انجام فعالیت پیچیده پرش‌فرود به کار می‌گیرد و بیانگر توانایی بدن برای به حداقل رساندن نوسان وضعیتی[13] هنگام انتقال از یک وضعیت پویا به یک وضعیت ایستاست [۲۱].

میزان ضریب همبستگی اینترکلاس برای تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی و داخلی‌خارجی به ترتیب ۰/۷۹ و ۰/۶۵ و میزان خطای استاندارد میانگین برای تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی و داخلی‌خارجی به ترتیب ۰/۱۵ و ۰/۲۶ گزارش شده است [۲۲]. خستگی می‌تواند از عوامل تأثیرگذار بر تعادل پویا و کنترل پاسچر باشد. هدف از این مطالعه بررسی آثار خستگی عملکردی بر کنترل پویای پاسچر است. به منظور ایجاد خستگی از روش‌های مختلفی مانند خستگی عصبی‌عضلانی ایجادشده با دستگاه‌های ایزوکینتیک، تمرین‌های کانسنتریک مقاومتی و خستگی عملکردی استفاده می‌شود. روش‌های عملکردی همانند برنامه خستگی عملکردی استفاده‌شده در این مطالعه می‌توانند اطلاعات زیادی درباره تغییراتی که در طول تمرینات و مسابقات ورزشی، اتفاق می‌افتد، فراهم کنند [۲۳]. مطالعات زیادی به بررسی آثار نواربندی و خستگی بر تعادل به طور جداگانه پرداخته‌اند. دلاهنت و همکاران[14] (۲۰۱۰) به بررسی دو تکنیک متفاوت نواربندی (مولیگان و اسلینگ ساباتالار خارجی[15]) بر میزان ثبات پویای ادراکی و حقیقی پاسچر در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا پرداختند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که تفاوت معنی‌داری در ثبات پویای پاسچر پس از به‌کارگیری دو تکنیک متفاوت نواربندی وجود ندارد. به هر حال میزان اعتمادبه‌نفس و ثبات و اطمینان در آزمودنی‌ها پس از استفاده از نواربندی افزایش

3. Chronic Ankle Instability (CAI)
4. Giving way
5. Mechanical Instability
6. Functional Instability
7. Postural control
8. Postural stability
9. Basketweave Technique
10. Star Excursion Balance Test
11. Jump Landing Task
12. Time to stabilization
13. Postural sway
14. Delahunt et al.
15. Lateral subtalar sling

www.SID.ir

Archive of SID

یافت [۲۴]. در حالی که لوکامپ و همکاران[16] (۲۰۰۹) به بررسی اثر نواربندی مچ پا بر تغییرات ثبات پاسچرال در ۱۰ مرد فوتبالیست نیمه‌حرفه‌ای پرداختند و گزارش دادند که تمرین‌های طولانی‌مدت، تمامی مزایای نواربندی را در بهبود پاسچر خنثی می‌کند [۲۵]. درباره خستگی نیز هارکینز و همکاران[17] (۲۰۰۵) به مقایسه آثار برنامه خستگی ۳۰ درصد (۷۰ درصد کاهش در قدرت) و ۵۰ درصد (۵۰ درصد کاهش در قدرت) بر ثبات پاسچرال پرداختند. نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که سرعت نوسان[18] پس از برنامه خستگی ۳۰ درصد نسبت به برنامه ۵۰ درصد به طور معنی‌داری افزایش یافت. بنابراین برنامه خستگی ۳۰ درصد نسبت به برنامه ۵۰ درصد، ثبات پاسچرال را بیشتر تحت تأثیر قرار داد. بنابراین در تحقیقات کارایی بیشتری دارد [۲۶].

بیسون و همکاران[19] (۲۰۱۱) به ارزیابی آثار خستگی عضلات مچ و ران بر نوسانات پاسچرال و زمان واکنش در حین انجام تکلیف یک‌طرفه پرداختند. این تحقیق نشان می‌دهد که خستگی عضلات ران و زانو می‌تواند کنترل پاسچرال را در صفحه حرکتی که تمرین‌های خستگی در آن صفحه انجام شده است، یعنی صفحه قدامی‌خلفی، تحت تأثیر قرار دهد. اما تنها خستگی در عضلات ران می‌تواند کنترل پاسچر را حتی در صفحه داخلی‌خارجی تحت تأثیر قرار دهد. به هر حال خستگی منجر به افزایش نیازهای توجهی و افزایش سرعت نوسانات پاسچرال در صفحات قدامی‌خلفی و داخلی‌خارجی پس از ۳۰ دقیقه نمی‌شود [۲۷]. با توجه به نتایج متفاوت در تحقیق‌های گذشته و با توجه به لزوم پژوهش درباره بررسی آثار استفاده از نواربندی به شیوه بسکتوپو بر تعادل پویای ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا پس از خستگی، این تحقیق انجام شد.

روش بررسی

این پژوهش ماهیت نیمه‌تجربی[20] دارد. جامعه آماری این پژوهش شامل ورزشکاران زن در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال است. منظور از ورزشکار در این پژوهش فردی است که حداقل سه‌بار در هفته، هر بار به مدت بیش از یک ساعت در فعالیت‌های ورزشی مانند والیبال، بسکتبال، فوتسال و هندبال شرکت کند. نمونه آماری این پژوهش را ۱۰ زن ورزشکار مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا و ۱۰ زن ورزشکار سالم تشکیل دادند. نمونه‌گیری در این پژوهش از نوع غیرتصادفی[21] و هدف‌دار[22] بوده است. آزمودنی‌ها از بین دانشجویان دانشکده تربیت بدنی دانشگاه گیلان انتخاب شدند و این پژوهش در آزمایشگاه حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی انجام شد. در جدول شماره ۱ اطلاعات جمعیت‌شناختی دو گروه ارائه شده است که نشان می‌دهد آزمودنی‌ها در دو گروه از نظر سن، قد، وزن و طول اندام تحتانی با هم تفاوتی ندارند.

ابتدا افراد با سابقه کشیدگی خارجی مچ پا از طریق شناسایی فردی، انتخاب شدند. در صورت تمایل، آزمودنی‌ها فرم ثبت مشخصات فردی را تکمیل کردند. معیارهای ورود به مطالعه در گروه مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا داشتن سابقه حداقل یک‌بار کشیدگی حاد مچ پا که به درد و ورم و کاهش موقت عملکرد منجر شده باشد (البته نه در سه ماه اخیر)، داشتن سابقه خالی‌شدن مکرر مچ پا در شش ماه گذشته و کسب امتیاز پایین‌تر یا مساوی ۹۰ درصد در پرسش‌نامه شاخص ناتوانی مچ پا و پا[23] و پایین‌تر یا مساوی ۸۰ درصد در پرسش‌نامه شاخص ورزشی ناتوانی مچ پا و پا[24] بود [۲۸]. در گروه سالم ورزشکارانی که سابقه آسیب در اندام تحتانی نداشتند، انتخاب شدند. معیارهای خروج از مطالعه شامل سابقه هرگونه آسیب در اندام تحتانی (به غیر از کشیدگی خارجی مچ پا)، اختلالات تعادلی ناشی از مشکلاتی غیر از بی‌ثباتی مزمن مچ پا و شرکت در برنامه توان‌بخشی مچ پا در شش ماه گذشته بود [۲۸]. ورزشکاران در گروه سالم نیز پرسش‌نامه‌های شاخص ناتوانی مچ پا و پا و شاخص ورزشی ناتوانی مچ پا و پا را تکمیل و در صورت کسب امتیاز صددرصد در تحقیق شرکت کردند.

قبل از انجام پژوهش تمام آزمودنی‌ها، رضایت‌نامه آگاهانه را

16. Lohkamp et al.
17. Harkins et al.
18. Sway velocity
19. Bisson et al.
20. Quasi-experimental
21. Non-probability sampling
22. Purposive
23. Foot Ankle Disability Index
24. Foot Ankle Disability Index Sport

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها

	گروه با بی‌ثباتی مزمن مچ پا Mean±S.D	گروه سالم Mean±S.D	Sig.	T
سن (سال)	۲۲/۲۰±۱/۹۸	۲۱/۷۰±۰/۶۷	۰/۱۱۲	۰/۷۵۳
قد (سانتی‌متر)	۱۶۳/۸۰±۲/۷۴	۱۶۲/۹۰±۵/۶۶	۰/۱۰۱	۰/۴۵۲
وزن (کیلوگرم)	۵۸/۶۸±۷/۱۰	۵۹/۱۰±۷/۰۳	۰/۹۹۵	-۰/۱۰۱
طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	۸۳/۵۰±۱/۹۵	۸۳/۹۰±۲/۵۱	۰/۷۶۸	۰/۵۹۵

توانبخشی

www.SID.ir

Archive of SID

تکمیل کردند. در این پژوهش، اطلاعات از آزمودنی‌ها طی دو جلسه که حداقل هفت روز از هم فاصله داشتند، جمع‌آوری شد. در ابتدای جلسه اول قد، وزن و طول حقیقی پا به وسیله قدسنج، ترازوی دیجیتال و متر نواری اندازه‌گیری شد. سپس برای تعیین ارتفاع پرش در ایستگاه سوم برنامه خستگی عملکردی، میزان حداکثر پرش عمودی فرد اندازه‌گیری شد. در ادامه آزمودنی‌ها سه مرتبه فعالیت پرش‌فرود را روی دستگاه صفحه نیرو انجام دادند. سپس آزمودنی‌ها برنامه خستگی عملکردی[25] را اجرا کردند. در پایان جلسه اول مجدداً آزمودنی‌ها سه مرتبه فعالیت پرش‌فرود را روی صفحه نیرو انجام دادند. در ابتدای جلسه دوم که حداقل هفت روز با جلسه اول فاصله داشت [۲۰]، محقق که فیزیوتراپیست است، نواربندی به شیوه بسکتوپو را برای آزمودنی‌ها اجرا کرد و آزمودنی‌ها فعالیت پرش‌فرود و برنامه خستگی عملکردی را مانند جلسه اول انجام دادند. از داده‌های مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین در جهات عمودی، قدامی‌خلفی و داخلی‌خارجی به منظور محاسبه تی‌تی‌اس استفاده شد [۲۳]. اولین گام در محاسبه تی‌تی‌اس تعیین دامنه تغییرات نیروی واکنش زمین است. در واقع تی‌تی‌اس بیانگر زمانی است که دامنه تغییرات نیروی واکنش زمین، در ابتدای فرود شبیه به دامنه تغییرات نیروی واکنش زمین در طول ایستادن با ثبات روی یک پا می‌شود [۲۲].

پرسش‌نامه‌های شاخص ناتوانی مچ پا و پا و شاخص ورزشی ناتوانی مچ پا و پا

پرسش‌نامه شاخص ناتوانی مچ پا و پا (ارزیابی فعالیت روزانه) حداکثر ۱۰۴ امتیاز و پرسش‌نامه شاخص ورزشی مچ پا و پا (ارزیابی فعالیت‌های وابسته به ورزش) حداکثر ۳۲ امتیاز دارند که به صورت درصد بیان می‌شوند [۱]. امتیازات برای هر سؤال در دامنه بین چهار (بدون هیچ مشکلی) تا صفر (غیر قابل انجام) متغیر است. هیل (۲۰۰۵) گزارش داد که هر دو پرسش‌نامه شاخص ناتوانی مچ پا و پا و شاخص ورزشی ناتوانی مچ پا و پا برای ارزیابی افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا معتبر هستند (ضریب همبستگی اینترکلاس به ترتیب ۰/۸۹ و ۰/۸۴). به علاوه، ایکات و همکاران (۲۰۰۷) ثابت کردند که پرسش‌نامه شاخص ناتوانی مچ پا و پا مناسب‌ترین ابزار برای ارزیابی بی‌ثباتی‌های مچ پاست [۲۹].

فعالیت پرش‌فرود روی صفحه نیرو

برای ارزیابی فعالیت پرش‌فرود از دستگاه صفحه نیرو (ساخت شرکت کیستلر، سوئیس) مدل 9286A استفاده شد. این فعالیت شامل فرود با یک پا از ارتفاعی معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش عمودی فرد است. برای شروع این کار، آزمودنی در فاصله ۱۴۰ سانتی‌متری نسبت به مرکز صفحه نیرو ایستاد. سپس یک قدم با پای آزمون به سمت نقطه‌ای در ۷۰ سانتی‌متری صفحه نیرو برداشت. سپس پای دیگر را به همان نقطه رساند. با هر دو پا به سمت بالا بپرید و نقطه تعیین‌شده (معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش عمودی) را لمس کرد و روی صفحه نیرو با پای آزمون فرود آمد. آزمونگر این نقطه را بر صفحه مدرجی که به پایه متصل بود، برای هر آزمودنی تنظیم می‌کرد. به آزمودنی گفته شد که با حداکثر سرعت، تعادل خود را روی پای آزمون حفظ کند، در حالی که دست‌ها را روی لگن قرار می‌دهد و به جلو نگاه می‌کند. در شروع کار به آزمودنی اجازه داده شد تا این کار را تمرین کند [۲۰]. اگر پای غیرآزمون با زمین تماس پیدا می‌کرد یا آزمودنی حرکت اضافی انجام می‌داد، آزمون تکرار می‌شد.

برنامه خستگی عملکردی

به هر آزمودنی اجازه داده شد که یک‌بار به طور کامل برنامه را انجام دهد. پس از پنج دقیقه استراحت برای بار دوم هم برنامه را با حداکثر سرعت انجام داد و مدت‌زمان انجام برنامه برای بار دوم به‌عنوان زمان پایه برای انجام یک دوره برنامه ثبت شد. آزمودنی پس از پنج دقیقه استراحت تمرین را آغاز کرد [۲۰، ۳۰]. برنامه خستگی عملکردی از سه ایستگاه تشکیل می‌شد: تمرین‌های چابکی میسوری جنوب شرقی تعدیل‌شده[26]: شامل دو سرعت به جلو، حرکت به عقب و حرکت به پهلو است که در یک زمین مستطیل‌شکل به ابعاد ۳/۶×۵/۷ متر انجام شد.

آزمودنی از نقطه شروع دو ضلع را روبه‌جلو دوید. سپس دو ضلع را در جهت جانبی حرکت کرد و دوباره به نقطه شروع رسید. سپس دو ضلع را به عقب دوید و دو ضلع آخر را مجدداً روبه‌جلو دوید. بلافاصله پس از اتمام این ایستگاه آزمودنی به ایستگاه دوم وارد شد [۲۰، ۲۳]. جهش به سمت جلو[27]: آزمودنی در این ایستگاه به طور متناوب با هر پا، پنج مرتبه به جلو در فاصله‌ای که معادل طول پای او بود، جهش انجام داد. نوارهایی روی زمین نقطه شروع و نقطه پایان را مشخص کردند. یک چرخه کامل جهش شامل رساندن پا به نقطه هدف و بازگشت به نقطه شروع بود، در حالی که ران و زانو تقریباً ۹۰ درجه خم شده بود و تنه صاف بود. یک مترونوم که فاصله بین ضربات آن یک‌نیم ثانیه بود، حرکت را کنترل می‌کرد. در انتهای این ایستگاه، آزمودنی بلافاصله ایستگاه سوم را آغاز کرد [۲۳]. پرش سریع[28]: در این ایستگاه ده پرش عمودی سریع کنار دیوار انجام شد. در حالی که هر دو دست بالای سر قرار داشت. آزمودنی تا ارتفاعی معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش عمودی خود پرید [۲۰، ۲۳]. با انجام این ایستگاه یک دور از برنامه به اتمام می‌رسید. سپس آزمودنی عبور از ایستگاه‌ها را ادامه داد، تا جایی که زمان انجام کل برنامه در یک دور، در مقایسه با زمان پایه ۵۰ درصد افزایش یافت که ملاک برای رسیدن به خستگی در نظر گرفته شده بود. آزمودنی‌ها حین

25. Functional Fatigue Protocol

26. Modified Southeast Missouri Agility Drill
27. Stationary lunge
28. Quick Jump

www.SID.ir

Archive of SID

انجام برنامه از آزمونگر تشویق‌های گفتاری دریافت کردند [۲۰]. آزمودنی برنامه خستگی عملکردی را با کفش ویژه ورزشی‌ای که معمولاً می‌پوشید، انجام داد.

نواربندی به شیوه بسکتوپو

در این پژوهش، محقق که فیزیوتراپیست است، نواربندی برای تمامی آزمودنی‌ها را انجام داد. آزمودنی روی تخت به حالت طاق‌باز خوابید، طوری که پا از قسمت انتهای ساق از تخت بیرون بود. مچ پا در زاویه ۹۰ درجه قرار داشت. به منظور افزایش خاصیت چسبندگی نوارها از اسپری چسبنده[۲۹] و برای جلوگیری از ایجاد خراش‌های پوستی، روی تاندون‌های قدامی و خلفی مچ از پدهای ضداصطکاک استفاده شد. در این تحقیق از نوارهای غیرالاستیک ۱/۵ اینچی به نام یوروتیپ مولر[۳۰] استفاده شد که حاوی زینکاکساید[۳۱] بودند. ابتدا دو نوار عرضی[۳۲] در دیستال ساق و قسمت میانی پا، نزدیک به مچ پا و یک نوار طولی (رکابی[۳۳]) روی سطح داخلی ساق چسبانده شد. سپس نوار رکابی زیر پاشنه کشیده شد و به سطح خارجی پا چسبانده شد (در کشیدگی‌های داخلی برای چسباندن نوارهای طولی از خارج به داخل است). سپس یک نوار نعل اسبی عرضی[۳۴] از سمت داخل به خارج استفاده شد. در ادامه یک نوار رکابی دیگر و سپس یک نوار نعل اسبی و در نهایت نوار رکابی سوم چسبانده شد. سپس از مچ پا تا دیستال ساق با نوارهای عرضی پوشانده شد [۱۶]. در ادامه نوار قفل پاشنه[۳۵] در جهت داخل به خارج استفاده شد [۱۶، ۱۸] (تصویر شماره ۴).

در تحقیق حاضر، به منظور سازمان‌بندی، خلاصه کردن و محاسبه میانگین و انحراف استاندارد اطلاعات کمی، از آمار توصیفی و به منظور تفسیر داده‌ها از آمار استنباطی استفاده شد. برای ارزیابی عادی‌بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک[۳۶] استفاده شد. همچنین برای مقایسه آثار نواربندی و خستگی در هر گروه از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر[۳۷] برای هر کدام از متغیرها به صورت جداگانه و در صورت معنی‌دار بودن تفاوت میانگین‌ها از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون ها $P\leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد. تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار اس‌پی‌اس‌اس[۳۸] نسخه ۱۶ انجام شد.

یافته‌ها

ضریب همبستگی اینترکلاس محاسبه شده توسط پژوهشگر برای متغیرهای تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی ۰/۸۶، تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی ۰/۷۹ و تی‌تی‌اس عمودی ۰/۸۵ بود. جدول شماره ۲ میانگین و انحراف معیار تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی، قدامی‌خلفی و عمودی را در دو گروه نشان می‌دهد.

نتایج حاصل از این تحقیق نشان داد که در گروه ورزشکاران سالم، در تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی و تی‌تی‌اس عمودی، تفاوت معنی‌دار بین شرایط متفاوت وجود داشت [P=۰/۰۰۱ و F=۷/۵۲]، [P=۰/۰۰۴ و F=۹/۶۹]. آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در حالت بدون نواربندی، خستگی باعث افزایش جزیی در تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی (تصویر شماره ۱) و تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی (تصویر شماره ۲) شد که این تفاوت‌ها از نظر آماری معنی‌دار نبود. در حالی که خستگی سبب افزایش معنی‌دار تی‌تی‌اس عمودی (تصویر شماره ۳) شد (P=۰/۰۴).

در شرایط خستگی با نواربندی، خستگی به افزایش معنی‌دار تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی (تصویر شماره ۱) منجر شد (P=۰/۰۰۴). نواربندی بدون خستگی منجر به کاهش جزئی در تی‌تی‌اس

29. Adhesive spray
30. Euro tape Muller
31. Zinc oxid
32. Anchor strip
33. Stirrup strip
34. Horizontal horseshoe strip
35. Heel lock
36. Shapiro-wilk
37. Repeated measures analyses of variance
38. SPSS

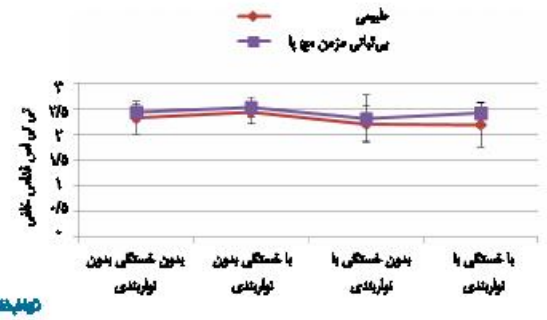
جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد تی‌تی‌اس در حالات متفاوت در دو گروه

تی‌تی‌اس (ثانیه) Mean±S.D		بدون خستگی بدون نواربندی	با خستگی بدون نواربندی	بدون خستگی با نواربندی	با خستگی با نواربندی
داخلی‌خارجی	سالم	۰/۹۰±۰/۲۲	۱/۱۶±۰/۲۷	۰/۸۸±۰/۲۶	۱/۲۸±۰/۲۹
	CAI	۱/۲۴±۰/۳۱	۱/۵۲±۰/۱۵	۱/۱۵±۰/۲۸	۱/۸۱±۰/۵۰
قدامی‌خلفی	سالم	۲/۲۲±۰/۳۱	۲/۴۲±۰/۲۱	۲/۲۰±۰/۲۴	۲/۱۸±۰/۲۲
	CAI	۲/۲۲±۰/۱۷	۲/۵۲±۰/۱۹	۲/۲۱±۰/۲۶	۲/۲۲±۰/۲۰
عمودی	سالم	۱/۲۸±۰/۲۸	۲/۶۵±۰/۸۸	۱/۲۷±۰/۲۵	۱/۵۳±۰/۵۲
	CAI	۱/۳۹±۰/۲۵	۲/۶۸±۷۰۶	۱/۱۳±۰/۲۲	۲/۰۷±۰/۶۳

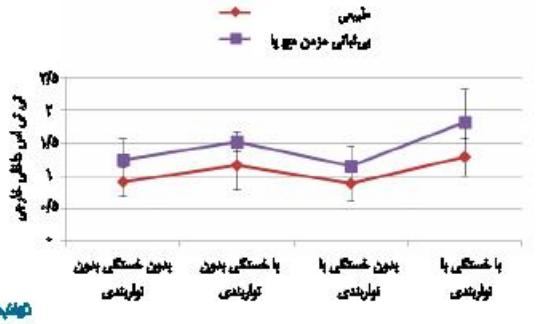
M میانگین D.S انحراف استاندارد

www.SID.ir

Archive of SID



تصویر ۱. میزان تغییرات تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی در دو گروه در حالات متفاوت



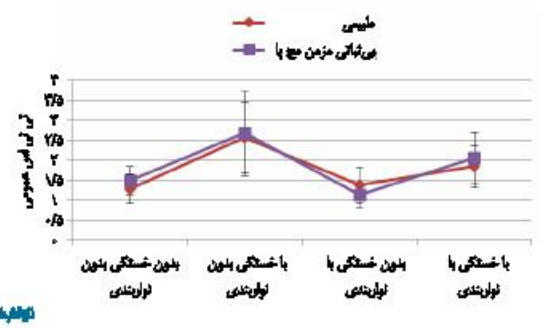
تصویر ۲. میزان تغییرات تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی در دو گروه در حالات متفاوت

داخلی‌خارجی (تصویر شماره ۱) و قدامی‌خلفی (تصویر شماره ۲) و افزایش جزئی در تی‌تی‌اس عمودی (تصویر شماره ۳) شد که این تفاوت‌ها نیز از نظر آماری معنی‌دار نبود.

در گروه ورزشکاران آسیب‌دیده نیز در تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی و عمودی، تفاوت معنی‌دار بین شرایط متفاوت وجود داشت [F=۱۰/۵۷ و P=۰/۰۰۱]، [F=۱۴/۲۷ و P=۰/۰۰۱]. آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در حالت بدون نوارپندی، خستگی منجر به افزایش جزئی در تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی (تصویر شماره ۱) و تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی (تصویر شماره ۲) شد. این تفاوت‌ها از نظر آماری معنی‌دار نبود. اما خستگی باعث افزایش معنی‌دار تی‌تی‌اس عمودی (تصویر شماره ۳)، با (P=۰/۰۰۵) و بدون نوارپندی (P=۰/۰۰۵) شد. در این گروه نیز در شرایط خستگی با نوارپندی خستگی منجر به افزایش معنی‌دار تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی (تصویر شماره ۱) شد. نوارپندی بدون خستگی منجر به کاهش جزئی در تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی (تصویر شماره ۱) و قدامی‌خلفی (تصویر شماره ۲) شد که از نظر آماری معنی‌دار نبود. در حالی که نوارپندی منجر به کاهش معنی‌دار تی‌تی‌اس عمودی (تصویر شماره ۳) شد (P=۰/۰۰۵).

بحث

کنترل عصبی‌عضلانی نقش بسیار مهمی را در ثبات پویای مفصل ایفا می‌کند و خستگی می‌تواند در آن اختلال ایجاد کند



تصویر ۳. میزان تغییرات تی‌تی‌اس عمودی در دو گروه در حالات متفاوت

[۳۱]. با وجود این، نقص در ثبات پویا پس از خستگی در تمامی گروه‌ها مشاهده نشده است [۳۲]. نتایج حاصل از این پژوهش نشان داد که خستگی در ورزشکاران سالم در برخی از متغیرها اثر معنی‌داری بر کاهش تعادل نداشته است. به نظر می‌رسد که برنامه خستگی عملکردی تأثیر زیادی بر تعادل پویا در صفحه داخلی‌خارجی ندارد؛ به این دلیل که این برنامه، بیشتر عضلاتی را که در صفحه قدامی‌خلفی فعال هستند، خسته می‌کند [۲۰]. با توجه به این توضیحات انتظار می‌رفت که پس از خستگی تی‌تی‌اس در صفحه قدامی‌خلفی افزایش پیدا کند، در حالی که نتایج چنین نبود. شاو و همکاران (۲۰۰۸) گزارش دادند که خستگی منجر به افزایش معنی‌دار تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی با استفاده از بریس مچ پای فعال شده است، ولی اثری بر تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی نداشته است [۲۰]. این یافته‌ها با نتایج به‌دست‌آمده از این پژوهش همخوانی ندارد. احتمالاً علت نتایج متفاوت، تفاوت در آزمودنی‌ها و نوع وسیله حمایتی است. آن‌ها در تحقیقات خود از بریس استفاده کردند که در مقایسه با نوارپندی ثبات جانبی بیشتری را فراهم می‌کند و همین موضوع می‌تواند بر نتایج تأثیر بگذارد.

برخلاف نتایج مطالعه حاضر شیلس و همکاران[39] (۲۰۰۳) افزایش در تی‌تی‌اس در تمام جهات را پس از خستگی با دستگاه‌های ایزوکینتیک در افراد سالم نشان دادند [۳۳]. به نظر می‌رسد که تفاوت در برنامه ایجاد خستگی در مشاهده این نتایج مؤثر بوده است. البته آزمودنی‌های شیلس و همکاران (۲۰۰۳) را مردان سالم تشکیل می‌دادند، در حالی که در پژوهش حاضر آزمودنی‌ها ورزشکاران زن با و بدون بی‌ثباتی مزمن مچ پا هستند و نتایج متفاوت می‌تواند ناشی از آن باشد، زیرا آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر ورزشکار هستند و احتمال دارد که مقاومت بیشتری در مقابل خستگی داشته باشند. ویکسترام و همکاران (۲۰۰۴) نشان دادند که برنامه خستگی عملکردی و خستگی ایزوکینتیک تفاوت معنی‌داری در میزان کاهش تعادل ندارند. آن‌ها گزارش دادند که خستگی باعث افزایش معنی‌داری در تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی و تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی نشد. ولی افزایش معنی‌دار در تی‌تی‌اس

39. Shills et al.

www.SID.ir

Archive of SID

تصویر ۴. نحوه انجام نواربندی به شیوه بسکت ویو

توانبخشی

عمودی مشاهده شد [۲۳]. در برنامه خستگی ایزوکینتیک، ملاک برای تعیین زمان خستگی زمانی است که نیروی انقباض حداکثر به میزان ۵۰ درصد کاهش یابد [۳۴]. در صورتی که در برنامه خستگی عملکردی تعیین زمان خستگی به شرایط آزمودنی بستگی دارد و احتمال دارد که عضلات اطراف مچ به همان اندازه برنامه خستگی موضعی خسته نشده باشند.

البته برخی از نتایج حاصل از پژوهش ویکسترام و همکاران (۲۰۰۴) موافق با نتایج حاصل از پژوهش حاضر است. ضعف در انقباض اکسنتریک به‌موقع عضلات ران، به منظور کاهش شتاب هنگام فرود بر صفحه نیرو، سبب فرود نامتعادل و افزایش نیروی عمودی واکنش زمین و تی‌تی‌اس عمودی می‌شود [۲۳]. در برنامه خستگی عملکردی استفاده‌شده در این پژوهش، عضلات ران و زانو و مچ پا خسته می‌شوند. به منظور فرود متعادل بر صفحه نیرو، عضلات ران باید با انقباض اکسنتریک منجر به کاهش شتاب فرود شوند و به این ترتیب فرود را کنترل کنند. خستگی این عضلات باعث فرود نامتعادل، افزایش نیروی عمودی واکنش زمین و افزایش تی‌تی‌اس عمودی می‌شود. به همین دلیل ما نیز شاهد افزایش تی‌تی‌اس عمودی پس از خستگی بدون نواربندی در دو گروه بودیم. در طول فعالیت پرش‌فرود روبه‌جلو، عضلات با کاهش شتاب حرکت، باید مرکز ثقل را که در حال جابه‌جایی به سمت پایین و جلو است، ثابت کنند. فرود موفق به توانایی بدن برای کاهش سرعت روبه‌پایین اندام تحتانی وابسته است. به این منظور عضلات زانو و ران با انقباض اکسنتریک، حرکت را کنترل می‌کنند. زانگ و همکاران[40] (۲۰۰۰) بیان کردند که برای فرود موفق و ایمن، قدرت اکسنتریک عضلات اندام تحتانی نقش حیاتی ایفا می‌کند [۳۵].

در لحظه فرود، ابتدا عضلات مچ و سپس زانو و در نهایت عضلات ران، به‌ترتیب فعال می‌شوند. به همین دلیل، این‌طور به نظر می‌رسد که خستگی موضعی عضلات دورسیفلکسور و پلانتارفلکسور به‌تنهایی نمی‌تواند بر ثبات فرد مؤثر باشد؛ زیرا عضلات زانو و ران که خسته نشده‌اند، ثبات را فراهم می‌کنند. بنابراین تعمیم نتایج به‌دست‌آمده از برنامه‌های خستگی موضعی به شرایط تمرین و مسابقه که گروه‌های عضلانی مختلفی را درگیر می‌کنند، قابل قبول نیست [۲۳]. با توجه به مطالب پیشین، برنامه خستگی عملکردی استفاده‌شده در این پژوهش به نحو مطلوبی شرایط ورزشکار را در زمین ورزشی بازسازی می‌کند. در این برنامه تمامی عضلات اندام تحتانی و تنه و حتی اندام فوقانی درگیر هستند. با این حال به نظر می‌رسد که این نوع از خستگی هم منجر به کاهش تی‌تی‌اس در تمام جهات نشود. از طرف دیگر، وسایل حمایتی با بهبود حس عمقی می‌توانند سبب بهبود کنترل پاسچر و تعادل فرد شوند [۳۶].

در پژوهش حاضر، به منظور حمایت مفصل از نواربندی استفاده شد. با استفاده از نواربندی می‌توان از آسیب‌های مچ در هنگام انجام ورزش‌هایی با ریسک بالا مثل فوتبال و بسکتبال جلوگیری کرد [۱۶]. بنابراین انتظار می‌رفت که پس از نواربندی، افزایش

40. Zhang et al.

www.SID.ir

Archive of SID

معنی‌داری در بهبود تعادل در دو گروه داشته باشیم. در صورتی که نتایج حاصل‌شده چنین نبود. نتایج این پژوهش نشان داد که نواربندی در گروه ورزشکاران زن سالم، تأثیر معنی‌داری بر هیچ کدام از متغیرهای پژوهش نداشته است. در گروه ورزشکاران زن مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، نواربندی منجر به کاهش معنی‌دار تی‌تی‌اس عمودی و بهبود تعادل در این صفحه حرکتی شده است.

گریبل و همکاران (۲۰۱۰) برای ارزیابی تعادل پویا از متغیری به نام آر وی تی‌تی‌اس[41] که از جذر مجموع مجذور تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی و داخلی‌خارجی به دست می‌آید، استفاده کردند. آن‌ها گزارش دادند که استفاده از ارتز تأثیر معنی‌داری بر تعادل پویا در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا ندارد [۲۸]. با وجود تفاوت در نوع وسیله حمایتی استفاده‌شده، نتایج این تحقیق با نتایج حاصل از پژوهش حاضر همسو است. در این تحقیق نیز مانند پژوهش حاضر از پرسش‌نامه‌های شاخص ناتوانی مچ پا و پا و شاخص ورزشی ناتوانی مچ پا و پا، به منظور ارزیابی بی‌ثباتی مزمن مچ پا استفاده شد و شرایط ورود دو پژوهش یکسان است.

آر وی تی‌تی‌اس متغیری است که با استفاده از تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی و تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی محاسبه می‌شود. زمانی‌که ارتز بر این متغیر تأثیر نگذارد، به این معنی است که تأثیری بر تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی و داخلی‌خارجی نداشته است [۳۷]. نتایج حاصل از پژوهش حاضر، همسو با نتایج ویکسترام و همکاران (۲۰۰۶) است که به ارزیابی تأثیر استفاده از بریس نرم و نیمه‌سخت بر دی‌پی‌اس‌آی[42]، یکی از متغیرهای استفاده‌شده برای ارزیابی ثبات پویا، پرداختند. آن‌ها گزارش دادند که ارتز تأثیری بر بهبود تعادل در صفحات داخلی‌خارجی و قدامی‌خلفی ندارد، ولی تا حدودی می‌تواند مؤلفه عمودی نیرو را کاهش دهد [۳۳].

تی‌تی‌اس برای مشخص کردن اختلالات ثبات پاسچرال حساسیت زیادی دارد [۳۸]، اما برای نشان دادن تأثیرات ناشی از حمایت کننده‌های مفصل مچ پا در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، حساسیت کافی ندارد [۲۸]. با وجود این، همسو با پژوهش حاضر، ویکسترام و همکاران نشان دادند که بریس می‌تواند سبب کاهش نیروی عمودی در حین فرود و بهبود ثبات پاسچرال در جهت عمودی شود. آن‌ها بیان کردند که کنترل مؤلفه عمودی نیروی واکنش زمین هنگام فرود بسیار حیاتی است و باید ارزیابی شود. بسیاری از محققان به این مؤلفه توجهی نمی‌کنند و فقط به ارزیابی ثبات پویا در جهات داخلی‌خارجی و قدامی‌خلفی می‌پردازند [۲۱]. اوزر و همکاران[43] (۲۰۰۹) گزارش دادند که نواربندی تأثیر معنی‌داری بر تعادل ایستا ندارد [۳۹]. نتایج حاصل از مطالعه آن‌ها تا حدودی مشابه با پژوهش حاضر است. هوپر و همکاران[44] (۲۰۰۹) نشان دادند که در حالات استراحت و خستگی، نواربندی به شیوه مولیگان نمی‌تواند منجر به بهبود تعادل ایستا و پویا در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا شود [۴۰]. با وجود اختلاف در تکنیک نواربندی و نوع ارزیابی تعادل، نتایج حاصل از پژوهش حاضر با نتایج پژوهش هوپر و همکاران مطابقت دارد.

صومعه و همکاران (۱۳۹۰) به ارزیابی اثر نواربندی به شیوه مولیگان بر ثبات پویا در ورزشکاران مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا پرداختند. آن‌ها از آزمون تعادلی ستاره برای ارزیابی تعادل استفاده کردند. نتایج حاصل نشان داد که نواربندی به شیوه مولیگان، سبب افزایش معنی‌داری در دستیابی در جهات داخلی، قدامی‌داخلی و خلفی‌داخلی شد [۴۱]. نتایج حاصل از پژوهش حاضر با نتایج به‌دست‌آمده از پژوهش صومعه و همکاران مطابقت ندارد. تفاوت در تکنیک نواربندی و نوع ارزیابی تعادل و شرایط آزمودنی‌ها علت این اختلاف است. در تحقیق حاضر میانگین نمره پرسش‌نامه شاخص ناتوانی مچ پا و پا ۸۰/۷۸ درصد است، در صورتی که در تحقیق صومعه و همکاران، ۷۴/۵ درصد است. آزمودنی‌ها در پژوهش صومعه و همکاران محدودیت عملکردی بیشتری نسبت به آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر دارند و این مسئله می‌تواند علت تفاوت در نتایج را توجیه کند. مسئله دیگری که در این پژوهش حائز اهمیت است، مقدار تی‌تی‌اس به‌دست‌آمده است که این مقادیر نسبت به مقادیر گزارش‌شده در تحقیقات گذشته کمتر است.

محققان میزان تی‌تی‌اس داخلی‌خارجی را در افراد سالم ۲/۷۰-۲/۴۸ ثانیه و در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا ۲/۳۱-۲ ثانیه و میزان تی‌تی‌اس قدامی‌خلفی را در افراد سالم ۲/۳۳-۲/۳۰ و در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا ۳/۲۷-۳/۲۲ گزارش داده‌اند [۳۰]. کم بودن مقادیر تی‌تی‌اس در مقایسه با تحقیق‌های پیشین می‌تواند ناشی از تأثیر یادگیری در آزمودنی‌ها باشد، زیرا به منظور انجام صحیح فعالیت پرش‌فرود، آزمودنی‌ها مکرراً این فعالیت را انجام دادند و این می‌تواند بر نتایج اثرگذار باشد. در توضیح سازوکار کشیدگی‌های مچ پا به فرود از حالت پرش به‌عنوان یک وضعیت بی‌ثبات یاد شده و در تحقیقات بیان شده است که استفاده از وسایل حمایتی مفصل می‌تواند میزان کشیدگی‌های خارجی اولیه مچ پا را کاهش دهد. برخی از محققان گزارش داده‌اند که تأثیر حمایت‌کننده‌های مفصلی در افراد با سابقه کشیدگی خارجی مچ پا بیشتر از تأثیر آن‌ها در پیشگیری از کشیدگی خارجی مچ پا در افراد سالم است [۴۲]. با وجود این دلیل تأثیرنداشتن وسایل حمایتی بر ثبات پویا در این پژوهش، این است که شاخص تی‌تی‌اس حساسیت کافی برای نشان دادن آثار ناشی از وسایل حمایتی را نداشته است و به تحقیقات بیشتری نیاز است تا مشخص شود کدام آزمون عملکردی قادر است آثار استفاده از وسایل حمایتی مانند

41. Resultant Vector of TTS
42. Dynamic Postural Stability Index
43. Ozer et al.
44. Hoper et al.

www.SID.ir

Archive of SID

نواربندی یا بریس را مشخص کند.

نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از این پژوهش حاکی از این است که نواربندی به شیوه بسکتوپو در افراد سالم در شرایط بدون خستگی و با خستگی نمی‌تواند به بهبود تعادل منجر شود و در گروه افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا در شرایط بدون خستگی، باعث بهبود تی‌تی‌اس عمودی می‌شود و در دو گروه نیز پس از خستگی نواربندی منجر به بهبود تعادل در هیچ‌کدام از متغیرهای پژوهش نمی‌شود. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که به‌کارگیری نواربندی به شیوه بسکتوپو در گروه سالم مؤثر نیست، اما در گروه آسیب‌دیده می‌تواند تا حدودی به بهبود تعادل کمک کند.

تشکر و قدردانی

این پژوهش با حمایت مالی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه گیلان انجام شده است. در اینجا از همه کارکنان دانشکده و آزمودنی‌های تحقیق سپاسگزاری می‌کنیم.

www.SID.ir

Archive of SID

References

[1] Hale SA, Hertel J. Reliability and sensitivity of the foot and ankle disability index in subject with chronic ankle instability. Journal of Athletic Training. 2005; 40(1):35-40. PMCID: PMC1088343

[2] Sefton JM, Hicks-Little CA, Hubbard TJ, Clemens MG, Yengo CM, Koceja DM, et al. Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability. Clinical Biomechanics. 2009; 24(5):451-8. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.03.003

[3] Shamway AC, Woollacott MH. Motor Control: Translating research into clinical practice. 4th edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.

[4] Khodabakhshi M, Ebrahimi-A'tri A, Hashemi Javaheri SA, Khan-Zadeh R, Zandi M. [The effect of 5 weeks proprioceptive training on basketball player's dynamic balance with aspirin for chronic ankle (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2014; 15(3):44-51.

[5] Dayakidis MK, Boudolos K. Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. Clinical Biomechanics. 2006; 21(4):405-11. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.11.010

[6] Pope M, Chinn L, Mullineaux D, McKeon PO, Drewes L, Hertel J. Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. Gait & Posture. 2011; 34(2):154-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.04.012

[7] Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. Clinical Biomechanics. 2006; 21(2):168-74. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.09.004

[8] Hadadi M, Mazaheri M, Mousavi ME, Maroufi N, Bahramizadeh M, Fardipour S. Effects of soft and semi-rigid ankle orthoses on postural sway in people with and without functional ankle instability. Journal of Science and Medicine in Sport. 2011; 14(5):370-5. doi: 10.1016/j.jsams.2010.12.004

[9] Richie DH. Effects of foot orthoses on patients with chronic ankle instability. Journal of the American Podiatric Medical Association. 2007; 97(1):19-30. doi: 10.7547/0970019

[10] Kennedy A, Hug F, Bilodeau M, Sveistrup H, Guével A. Neuromuscular fatigue induced by alternating isometric contractions of the ankle plantar and dorsiflexors. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011; 21(3):471-7. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.02.001

[11] Paiehdar S, Saeedi H, Ahmadi A, Kamali M, Mohammadi M. [The comparison of the immediate effect of 3 functional, ucbl and modified ucbl foot orthotics im-pact on dynamic balance in subjects with flexible flatfoot (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2013; 14(4):66-73.

[12] Kazemi K, Abdollahi I, Arab AM. Evaluation of the electromyographic activity of distal and proximal muscles of the lower extremity after ankle sprain (Review article). Physical Treaments. 2013; 3(3):46-52.

[13] Fatahi M, Ali Ghasemi G, Mongashti Joni Y, Zolaktaf V, Fatahi F. The effect of lower extremity muscle fatigue on dynamic postural control analyzed by electromyography. Physical Treaments. 2016; 6(1):37-50.

[14] Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effect of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. Journal of Athletic Training.. 2004; 39(4):321-9. PMCID: PMC535524

[15] 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 (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2016; 16(4):304-10.

[16] Perrin DH. Athletic taping and bracing. 2nd edition. Champaign: Human Kinetics Books; 2005.

[17] Huang CY, Hsieh TH, Lu SC, Su FC. Effect of the kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people. BioMedical Engineering OnLine. 2011; 10(1):70. doi: 10.1186/1475-925x-10-70

[18] Quackenbush KE, Barker PRJ, Stone Fury SM, Behm DG. The effects of two adhesive ankle-taping methods on strength, power, and range of motion in female athletes. Journal of Sports Physical Therapy. 2008; 3(1): 25-32. PMCID: PMC2953307

[19] Bahr R, Engebretsen L. Sport injury prevention. 1st edition. New Jersey: Wiley-Blackwell; 2009.

[20] Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. Journal of Athletic Training. 2008; 43(2):164-71. doi: 10.4085/1062-6050-43.2.164

[21] Wikstrom EA, Arnigenna MA, Tillman MD, Borsa PA. Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankle. Journal of Athletic Training. 2006; 41(3):245-50. PMCID: PMC1569562

[22] Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single- leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankle. Journal of Athletic Training. 2005; 40(4):298-304. PMCID: PMC1323291

[23] Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. Journal of Athletic Training. 2004; 39(3):247-53. PMCID: PMC522147

[24] Delahunt E, McGrath A, Doran N, Coughlan GF. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2010; 91(9):1383-9. doi: 10.1016/j.apmr.2010.06.023

[25] Lohkamp M, Craven S, Walker-Johnson C, Greig M. The influence of ankle taping on changes in postural stability during soccer-specific activity. Journal of Sport Rehabilitation. 2009; 18(4):482-92. doi: 10.1123/jsr.18.4.482

[26] Hankins KM, Mattacola CG, Uhl TL, Malone TR, McCrory JL. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. Journal of Athletic Training. 2005; 40(3):191-94. PMCID: PMC1250260

[27] Bisson EJ, McEwen D, Lajoie Y, Bilodeau M. Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. Gait & Posture. 2011; 33(1):83-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.10.001

[28] Gribble PA, Taylor BL, Shinohara J. Bracing does not improve dynamic stability in chronic ankle instability subjects. Physical Therapy in Sport. 2010; 11(1):3-7. doi: 10.1016/j.ptsp.2009.11.003

www.SID.ir

Archive of SID

[29] Eechaute C, Vaes P, Van Aerschot L, Asman S, Duquet W. The clinimetric qualities of patient-assessed instruments for measuring chronic ankle instability. A systematic review. BMC Musculoskeletal Disorders. 2007; 8:6. doi: 10.1186/1471-2474-8-6

[30] Brown C, Ross S, Mynark R, Guskiewicz K. Assessing functional ankle instability with joint position sense, time to stabilization, and electromyography. Journal of Sport Rehabilitation. 2004; 13(2):122-34. doi: 10.1123/jsr.13.2.122

[31] Aune AK, Nordsletten L, Skjeldal S, Madsen JE, Ekeland A. Hamstrings and gastrocnemius co-contraction protects the anterior cruciate ligament against failure: Anin vivo study in the rat. Journal of Orthopaedic Research. 1995; 13(1):147-50. doi: 10.1002/jor.1100130122

[32] Myers JB, Guskiewicz KM, Schneider RA, Prentice WE. Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. Journal of Athletic Training. 1999; 34(4):362-7. PMID: 16558590

[33] Shills JJ, Kaminski TW, Tillman MD. Comparing time to stabilization values following an acute bout of intensive exercise in those with functional ankle instability. Journal of Athletic Training. 2003; 38(2):50.

[34] Forestier N, Teasdale N, Nougier V. Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2002; 34(1):117-22. doi: 10.1097/00005768-200201000-00018

[35] Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2000; 32(4):812-9. doi: 10.1097/00005768-200004000-00014

[36] Iris M, Monterde S, Salvador M, Salvat I, Fernandez-Ballart J, Judith B. Ankle taping can improve proprioception in healthy volunteers. Foot & Ankle International. 2010; 31(12):1099-106. doi: 10.3113/fai.2010.1099

[37] Pedowitz DI, Reddy S, Parekh SG, Huffman GR, Sennett BJ. Prophylactic bracing decreases ankle injuries in collegiate female volleyball players. American Journal of Sports Medicine. 2008; 36(2):324-7. doi: 10.1177/0363546507308358

[38] Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. Journal of Athletic Training. 2009; 44(4):350-5. doi: 10.4085/1062-6050-44.4.350

[39] Ozer D, Senbursa G, Baltaci G, Hayran M. The effect on neuromuscular stability performance, multi-joint coordination and proprioception of barefoot, taping or preventative bracing. Foot. 2009; 19(4):205-10. doi: 10.1016/j.foot.2009.08.002

[40] Hopper D, Samsson K, Hulenik T, Ng C, Hall T, Robinson K. The influence of Mulligan ankle taping during balance performance in subjects with unilateral chronic ankle instability. Physical Therapy in Sport. 2009; 10(4):125-30. doi: 10.1016/j.ptsp.2009.07.005

[41] Somehe M, Norasteh AA, Daneshmandi H, Poukhani T. [The influence of Mulligan ankle taping on dynamic balance in the athletes with and without chronic ankle instability (Persian)]. Archives of Rehabilitation. 2014; 15(1):70-77.

[42] Olmsted L, Vela L, Denegar CR, Hertel J. Prophylactic ankle taping and bracing: A numbers-needed-to treat and cost benefit analysis analysis. Journal of Athletic Training. 2004; 39(1):95-100. PMCID: PMC385268

www.SID.ir