

Comparing Electromyographic Activity of Selected Lower Extremity Muscles Using Virtual Reality in Feedforward and Feedback Phases in Male Badminton Players With and Without Functional Ankle Instability During Single Leg Landing

Kowsari R¹, *Seidi F², Minoonejad H², Varmaziyar M¹

Author Address

1. MA in Sports Injury and Corrective Exercise, Department of Health and Sports Medicine, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran;

2. Associate Professor, Department of Health and Sports Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Science, University of Tehran, Tehran, Iran.

*Corresponding Author E-mail: foadseidi@ut.ac.ir

Received: 2023 January 25; Accepted: 2023 February 14

Abstract

Background & Objectives: Ankle injury is one of the most common sports and daily life injuries. Usually, in 15%–60% of cases, Functional Ankle Instability (FAI) occurs after the initial sprain of the ankle. People with FAI have different muscle recruitment patterns and neuromuscular firing rates than healthy people. The human body relies on three sensory systems to maintain balance: vision, somatosensory, and vestibular. Information obtained from weight can be united by all three systems in the central nervous system, and balance can be established. Virtual reality technology is a new way to create more visual impairment and instability. By providing unreal visual cues, virtual reality makes the central nervous system rely on somatosensory and vestibular to maintain balance. This study aims to investigate the electromyographic activity of selected lower limb muscles in feedback and feedforward phases with and without using virtual reality in male badminton players with and without FAI.

Methods: The current research method was quasi-experimental. The statistical population of this research comprised Badminton athletes aged 15 to 18 who were playing at the professional level. Thirty Badminton players were divided into two groups with and without ankle instability, and each group included 15 subjects. The Cumberland Ankle Instability Tool (Hiller et al., 2006) was used to diagnose FAI. The group with FAI received a Cumberland questionnaire score of 0 to 27, and the control group received a score of 27 to 30. The Anterior Drawer of the Ankle Test was performed to ensure the absence of mechanical instability, and if the participants showed mechanical instability, they were excluded from the research. Motion Lab System MA400 (DTU) device was used to measure the electrical activity of muscles, and the F-RG model electrode was made by Skintact. The electromyographic activity of the tibialis anterior, peroneus longus, and lateral gastrocnemius muscles in the feedforward and feedback phases was studied using virtual reality. After checking the normality of the data, the independent *t* test and Man-Whitney *U* test were used to analyze the data at a significance level of 0.05 using SPSS 27.

Results: The independent *t* test and Man-Whitney *U* test results showed a significant difference in the feedforward and feedback phases between the groups with FAI and without FAI regarding the tibialis anterior, peroneus longus muscles activities ($p < 0.05$). When using Virtual Reality in the feedforward phase, there is a significant difference between the tibialis anterior ($p = 0.003$) and lateral gastrocnemius muscles ($p < 0.001$) in the group with and without FAI when using virtual reality. It should be noted that the activity of the tibialis anterior and lateral gastrocnemius muscle in the group without functional instability of the ankle in the feedforward phase was higher than the group with FAI. Also, a significant difference was observed in the feedback phase in the tibialis anterior ($p = 0.006$) and the lateral gastrocnemius muscle ($p < 0.001$) between the group with and without ankle functional instability. It should be noted that the activity of the tibialis anterior and lateral gastrocnemius muscle in the group without ankle functional instability in the feedback phase was higher than in the group with ankle functional instability. Also, there is no significant difference between the FAI and non-FAI groups regarding peroneus longus.

Conclusion: According to the results, virtual reality can change the electromyography activity of the ankle muscles. There are changes in the electromyographic activity of the tibialis anterior and lateral gastrocnemius muscle when using virtual reality between athletes with and without FAI, indicating the effect of virtual reality on the electromyographic activity of ankle muscles in these people.

Keywords: Virtual Reality, Electromyography, Functional ankle instability.

مقایسه میزان فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی با استفاده از واقعیت مجازی در فاز فیدفورواردی و فیدبکی در بدمینتون‌نست‌های مرد با و بدون بی‌ثباتی عملکردی میچ پا حین فرود تک‌پا

رضا کوثری^۱، * فواد صیدی^۲، هومن مینونژاد^۲، مصطفی ورمزیا^۱

توضیحات نویسندگان

۱. کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران؛ تهران، ایران.

۲. دانشیار، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران؛ تهران، ایران.

*وابانامه نویسنده مسئول: foadseidi@ut.ac.ir

تاریخ دریافت: ۵ بهمن ۱۴۰۱؛ تاریخ پذیرش: ۲۵ بهمن ۱۴۰۱

چکیده

زمینه و هدف: آسیب میچ پا از آسیب‌های شایع‌تر ورزشی است. افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی، الگوی به‌کارگیری عضلات و نرخ آتش عصبی-عضلانی متفاوتی در مقایسه با افراد سالم دارند. پژوهش حاضر باهدف مقایسه میزان فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی با استفاده از واقعیت مجازی در فازهای فیدبکی و فیدفورواردی در بازیکنان بدمینتون مرد با و بدون بی‌ثباتی عملکردی میچ پا حین فرود تک‌پا انجام شد.

روش‌بررسی: روش تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. جامعه آماری پژوهش را بدمینتون‌نست‌های ۱۵ تا ۱۸ ساله تشکیل دادند که در سطح حرفه‌ای فعالیت داشتند. نمونه تحقیق شامل سی بدمینتون‌نست داوطلب واجد شرایط بود که به دو گروه پانزده نفره با و بدون بی‌ثباتی میچ پا تقسیم شدند. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نی قدامی و نازک‌نی بلند و دوقلوی خارجی در دو فاز فیدفورواردی و فیدبکی با استفاده از واقعیت مجازی هدف مطالعه قرار گرفت. پس از بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون‌های تی مستقل و یومن‌ویتی برای تجزیه و تحلیل داده‌ها با سطح معناداری ۰/۰۵ در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۷ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون تی مستقل و یومن‌ویتی نشان داد، فعالیت الکترومایوگرافی در فاز فیدفورواردی با استفاده از واقعیت مجازی در عضلات درشت‌نی قدامی ($p=0/003$) و دوقلوی خارجی ($p<0/001$) و در فاز فیدبکی با استفاده از واقعیت مجازی در عضلات درشت‌نی قدامی ($p=0/006$) و دوقلوی خارجی ($p<0/001$) در گروه بدون بی‌ثباتی عملکردی میچ پا در مقایسه با گروه بای‌ثباتی عملکردی میچ پا، به‌صورت معناداری بیشتر بود؛ همچنین تفاوت معناداری در فعالیت الکترومایوگرافی عضله نازک‌نی بلند در فاز فیدبکی ($p=0/392$) و فاز فیدفورواردی ($p=0/345$) مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: استفاده از واقعیت مجازی فعالیت الکتریکی عضلات میچ پا را تغییر می‌دهد. در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی خارجی هنگام استفاده از واقعیت مجازی بین ورزشکاران با و بدون بی‌ثباتی عملکردی تغییراتی وجود دارد که گویای تأثیر واقعیت مجازی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات میچ پا در این افراد است. **کلیدواژه‌ها:** واقعیت مجازی، فعالیت الکترومایوگرافی، بی‌ثباتی عملکردی میچ پا.

آسیب به مچ پا از آسیب‌های شایع‌تر ورزشی و زندگی روزمره است (۱). پس از پیچ‌خوردگی مچ پا صدمه به رباط‌های خارجی مفصل مچ پا اتفاق می‌افتد (۲،۳). بی‌ثباتی عملکردی مچ پا^۱ در اثر کشیدگی^۲ لیگامان‌های خارجی مچ پا به وجود می‌آید و علائمی مانند ضعف عضلانی و اختلال حس عمقی و پیچ‌خوردگی مکرر^۳ در مچ پا را به دنبال دارد (۴). بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به پیچ‌خوردگی‌های مکرر یا خالی کردن مچ پا اطلاق می‌شود (۵). معمولاً در ۱۵ الی ۶۰ درصد آسیب‌ها پس از پیچ‌خوردگی اولیه مچ پا، بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به وجود می‌آید (۳). اکثر مطالعات اخیر، علل اصلی ایجاد بی‌ثباتی عملکردی مچ پا را عواملی مانند تعادل (۶)، قدرت و کاهش فعالیت عضلات مچ پا (۷)، حس عمقی (۸) و تأخیر بازتابی عضله نازک‌نی (۹) دانسته‌اند. همچنین بی‌ثباتی عملکردی، کنترل عصبی عضلانی را کاهش می‌دهد که علاوه بر کم شدن حس عمقی، کاهش فعالیت عضلانی و کاهش کنترل پاسچر وابسته به نقص سوماتوسنسوری^۴ را نیز منجر می‌شود (۳). کاهش کنترل پاسچر مربوط به نقص سوماتوسنسوری از جمله نقص‌های بارز در افراد با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا است (۱۰). اختلال عملکردی در سوماتوسنسوری شاید به دلیل کاهش عملکرد گیرنده‌های مکانیکی قرار گرفته در لیگامنت‌های بخش خارجی مچ پا پس از اسپرین‌های مکرر باشد و این امر می‌تواند به کاهش تثبیت مچ پا بینجامد (۱۰). مطالعات نشان داد، افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی الگوی به کارگیری عضلات و نرخ آتش^۵ عصبی عضلانی متفاوتی در مقایسه با افراد سالم دارند (۱۳-۱۱).

سیستم عصبی عضلانی نقش مهمی در فعال‌سازی عضلات ناحیه مچ پا دارد. این سیستم با استفاده از دو سازوکار فیدفوراردی^۶ و فیدبکی^۷، عضلات را به کار می‌گیرد. سازوکار فیدفوراردی سیستم عصبی عضلانی را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌کند. سازوکار فیدبکی در پاسخ به اطلاعات ورودی به سیستم عصبی فعال می‌شود و دارای ماهیتی واکنشی است (۱۴). از طرفی تفاوت‌های دیگری نیز بین افراد با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بدین شرح وجود دارد: برای حفظ تعادل بدن انسان متکی به سه سیستم حسی از جمله بینایی و سوماتوسنسوری و وستیبولار است. اطلاعات به دست آمده از وزن می‌تواند توسط هر سه سیستم در سیستم اعصاب مرکزی^۸ متحد شود و تعادل به وجود آید. مطالعات قبل نشان داد، افراد سالم برای حفظ تعادل قادر هستند هر سه سیستم را به کار گیرند (۱۵، ۱۶). از سوی دیگر در مطالعات قبلی مشخص شد، در افراد با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، سهم ورودی‌های سیستم اعصاب مرکزی برای ایجاد تعادل تغییر می‌کند؛ به طوری که اتکا به بینایی افزایش می‌یابد و عملکرد سوماتوسنسوری کم می‌شود (۱۶، ۱۷). با اینکه حس بینایی در افراد آسیب دیده می‌تواند تعادل را برقرار سازد، کاهش عملکرد سوماتوسنسوری باعث پیچ‌خوردگی‌های مکرر مچ پا می‌شود (۱۱).

دلیل این امر آن است که در فعالیت‌های شدید غالباً به اطلاعات بینایی بسیار زیادی نیاز است و در نتیجه سبب قطع بازخورد بینایی می‌شود تا به طور مناسب کنترل پاسچر را حفظ کند (۱۸)؛ بنابراین کاهش اتکا به بینایی و افزایش عملکرد سوماتوسنسوری در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا امری ضروری است (۱۸).

از آنجاکه مفصل مچ پا آسیب‌پذیر است، به توجه بیشتری نیاز دارد. در ورزش‌هایی که حرکات پرشی و تغییر جهت‌های ناگهانی مشاهده می‌شود، خطر آسیب به مچ پا چندین برابر افزایش می‌یابد. بدمیتون سریع‌ترین ورزش راکتی است که به چابکی زیادی نیاز دارد. به طور دقیق پیچ‌خوردگی مچ پا بین بازیکنان بدمیتون آسیب شایع‌تری گزارش شده است؛ بطوری که ۳۳ تا ۴۹ درصد از کل آسیب‌های اندام تحتانی را در بازیکنانی که به شکل مداوم این ورزش را انجام می‌دهند، در اروپا و چین به خود اختصاص داده است. مطابق این تحقیق، بیشترین آسیب مچ پا هنگام فرود از پرش اتفاق افتاده است (۱۹). شیوع بی‌ثباتی عملکردی در بین نوجوانان بسیار زیاد است؛ همچنین از آنجاکه این آسیب می‌تواند تأثیر طولانی مدتی در جمعیت‌های بزرگسال داشته باشد، درک منشأ و راهبردهای پیشگیری در جمعیت نوجوان بسیار مؤثرتر است (۲۰)؛ از این رو پیشگیری از آسیب و توان بخشی مچ پا در ورزشکاران بدمیتون بسیار حیاتی است (۱۹).

روش‌های مختلفی در پیشگیری و توان بخشی مچ پا استفاده شده است (۲۱)؛ از جمله تمرینات تعادلی (۲۲)، تمرینات تکنیکال در پرش-فرود و بریس‌های مچ پا^۹ (۲۳)، تمرینات ترکیبی کششی، تراباند، تمرینات کنترل عصبی عضلانی و دودیدن‌های توأم با پرش^{۱۰} (۲۴). علاوه بر این روش‌ها، امروزه واقعیت مجازی^{۱۱} یکی از روش‌های بسیار کاربردی برای بهبود تعادل و توان بخشی مچ پا است (۲۵). واقعیت مجازی از دو واژه Virtual به معنای مجازی و Reality به معنای واقعیت تشکیل شده است؛ به عبارتی این عمل تجربه‌ای نزدیک به واقعیت برای فرد به وجود می‌آورد و با استفاده از این ابزار هر شرایط و هر مکانی برای فرد قابل تجربه و بازسازی خواهد بود که کنترل دقیق حالت تجربه شده کاربر را امکان‌پذیر می‌کند. واقعیت مجازی را می‌توان به عنوان رابط کاربری و رایانه توصیف کرد که شبیه‌سازی و تعامل را از طریق سیستم‌های حسی متعدد امکان‌پذیر می‌سازد.

همان‌طور که بیان شد، واقعیت مجازی به منزله یکی از روش‌های مؤثر در توان بخشی مچ پا استفاده می‌شود (۲۶). در محیط مجازی افراد در محیطی شبیه‌سازی شده براساس واقعیت، توسط رابط کاربری و با درگیر کردن یک یا چند حس قرار می‌گیرند. در فضای مجازی به وجود آمده حرکات فرد ردیابی می‌شود و محیط اطراف با اعمال وی هماهنگی پیدا می‌کند. واقعیت مجازی در ورزش به موقعیتی گفته می‌شود که ورزشکار در دنیای مجازی درگیر فعالیت بدنی شود و حس ذهنی یا فیزیکی نیز درگیر شود. در این محیط بازخورد از طریق تعامل با دنیای مجازی به وجود می‌آید (۲۷).

7. Feedback

8. Central nervous system

9. Stirrup braces

10. Running drills

11. Virtual reality

1. Functional ankle instability

2. Ankle sprain

3. Twist ankle

4. Somatosensory

5. Recruitment muscle

6. Feedforward

فناوری واقعیت مجازی به عنوان روشی جدید برای ایجاد اختلال بینایی بیشتر و ایجاد بی ثباتی بیشتر در نظر گرفته شده است. دستگاه واقعیت مجازی با ارائه نشانه‌های تصویری غیرواقعی، سیستم عصبی مرکزی را برای حفظ تعادل بیشتر، متکی بر سوماتوسنسوری و وستیبولار می‌کند (۲۸).

باتوجه به ادبیات پیشینه و مباحث بیان شده، افراد بابی ثباتی عملکردی مج می تغییراتی در شدت فعال سازی عضلات مج می نشان داده‌اند و یکی از عمده دلایل پیچ خوردگی‌های مکرر در این افراد، تغییرات شدت فعالیت الکترومایوگرافی ذکر شده است. از طرفی واقعیت مجازی، سهم ورودی‌های سیستم عصبی مرکزی را با حذف بینایی تغییر می‌دهد. حال این سؤال مطرح می‌شود که آیا واقعیت مجازی با تغییری که در سهم ورودی‌های سیستم عصبی مرکزی ایجاد می‌کند، قادر به تغییر فعالیت عضلانی، عضلات مج می در افراد بابی ثباتی عملکردی مج می است یا خیر؛ از این رو پژوهش حاضر باهدف بررسی میزان فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی با استفاده از واقعیت مجازی در دو فاز فیدبکی و فیدفوراردی در بازیکنان بدمینتون مرد با و بدون بی ثباتی عملکردی مج می با حین فرود تک پا انجام شد.

۲ روش بررسی

روش پژوهش حاضر از نوع نیمه تجربی بود. جامعه آماری را مردان ۱۵ تا ۱۸ ساله بدمینتونست تشکیل دادند که در سطح حرفه‌ای فعالیت داشتند. لازم به ذکر است، در طی درخواست به دوازده باشگاه در سطح حرفه‌ای در تهران، آغاز روند پژوهش صورت گرفت و در نهایت تیم حاضر موفق به همکاری با سه باشگاه در ورزشگاه شیرودی تهران و یک باشگاه در سالن حجاب تهران شد. بازیکنانی که وارد تحقیق شدند، ابتدا رضایت‌نامه همکاری را تکمیل کردند. ورزشکاران حداقل سه سال و حداکثر پنج سال سابقه ورزشی در رشته بدمینتون داشتند. از میان آن‌ها سی نفر داوطلب واجد شرایط به صورت نمونه‌گیری در دسترس وارد مطالعه شدند که پانزده نفر مبتلا به بی ثباتی عملکردی مج می و پانزده نفر بدون بی ثباتی (گروه گواه) بودند. گروه بابی ثباتی عملکردی مج می در پرسش‌نامه «ابزار بی ثباتی مج می پای کامبرلند»^۱ نمرات صفر تا ۲۷ و گروه گواه نمرات ۲۷ تا ۳۰ را کسب کردند. امتیازدهی پرسش‌نامه از صفر تا ۳۰ است. این پرسش‌نامه توسط هیلر و همکاران در سال ۲۰۰۶ مطرح شد (۲۹). پرسش‌نامه نه سؤال دارد و روایی آن ۰/۸۳ و پایایی آن ۰/۹۹ گزارش شد (۲۹). نمرات ۲۷ تا ۳۰ نشان می‌دهد، فرد هیچ‌گونه بی ثباتی مزمن مج می ندارد و نمرات صفر تا ۲۷ بیانگر بی ثباتی مج می است. نمرات بیشتر حاکی از ثبات بیشتر مج می است. حاجی- مقصودی و همکاران پایایی نسخه فارسی شده این پرسش‌نامه را بررسی کردند و ضریب همبستگی آزمون بازآزمون را ۹۵ درصد گزارش دادند که نشان‌دهنده تکرارپذیری بسیار عالی نسخه فارسی شده کامبرلند است (۳۰).

لازم به ذکر است، برای اطمینان از فقدان بی ثباتی مکانیکی، آزمون کشویی قدامی مج می انجام شد و افراد دارای بی ثباتی مکانیکی، از تحقیق حذف شدند. معیارهای ورود و خروج براساس دستورعمل‌های

کنسرسیوم بین‌المللی مج می در نظر گرفته شد (۳۱). معیارهای ورود آزمودنی‌ها به پژوهش عبارت بود از: رخ دادن پیچ خوردگی اولیه حداقل دوازده ماه قبل از شروع آزمون و همراه بودن با التهاب (درد و تورم) و ایجاد کردن یک روز وقفه در فعالیت بدنی؛ دارای سابقه در رفتگی‌های غیرکنترلی یا غیرپیش‌بین؛ داشتن اسپرین‌های مکرر یا احساس بی ثباتی در مج می؛ دریافت نمره صفر تا ۲۷ در پرسش‌نامه کامبرلند. معیارهای خروج از پژوهش شامل سابقه جراحی در ساختارهای اسکلتی عضلانی در اندام تحتانی، سابقه شکستگی در اندام تحتانی، آسیب حاد به ساختار اسکلتی عضلانی اندام تحتانی در سه ماه اخیر تأثیرگذار در عملکرد مفصل و مختل کردن فعالیت بدنی برای حداقل یک روز، بی ثباتی مکانیکی (شلی لیگامنت، اختلال آرتروکینماتیک، تغییرات دژنراتیو مفصل) بررسی شده با آزمون کشویی قدامی مج می بود (۳۲). پس از حضور آزمودنی‌ها در محل آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز واقع در دانشکده فنی دانشگاه تهران و تکمیل فرم رضایت‌نامه و پرسش‌نامه کامبرلند، روند تحقیق شروع شد. ابتدا حذف موه‌های زائد صورت گرفت و محل الکتروودگذاری که در ادامه کامل بیان شده است، به خوبی تمیز شد. سپس محل قرارگیری الکترودها مشخص شد. الکترودهای ثبت‌کننده در مسیر فیبرهای عضله مدنظر و محل اتصال الکترودهای عضلات درشت‌نی قدامی یک سوم فاصله میان سر فیولا و قوزک داخلی، نازک‌نی بلند یک سوم فاصله میان سر فیولا و قوزک خارجی، دوقلوی خارجی یک سوم فاصله میان سر فیولا و پاشنه بود. از شتاب‌سنج به منظور مشخص کردن زمان برخورد پا با زمین استفاده شد. این دستگاه به مج می پای آزمودنی‌ها متصل شد تا فاز فیدفوراردی (۲۰۰ میلی ثانیه قبل از برخورد پا با زمین) و فاز فیدبکی (۲۰۰ میلی ثانیه بعد از برخورد پا با زمین) تشخیص‌پذیر باشد. برای فرود آزمودنی‌ها سکویی به ابعاد ۵۰*۱۲۰ سانتی‌متر از جنس MDF طراحی شد. در طی این تحقیق آزمودنی‌ها دو قدم روی سکو برداشتند و به لبه سکو رسیدند. در ادامه به صورت تک پا فرود انجام گرفت. لازم به ذکر است، از دستگاه Motion Lab System MA400 (DTU) برای اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات و الکتروود مدل F-RG ساخت شرکت Skintact استفاده شد. سطح تماس الکتریکی الکترودها ۱ سانتی‌متر مربع بود که به راحتی به پوست می‌چسبید. برای هر عضله سه الکتروود لازم بود که به فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی‌متر روی پوست چسبانده شدند و یک الکتروود رفرنس روی لندمارک استخوانی مجاور عضله نصب شد.

در این پژوهش عینک واقعیت مجازی Oculus Rift به کار رفت. با استفاده از نرم‌افزار Unity فضایی شبیه واقعیت طراحی شد. همچنین سکوی پرش در اتاق طراحی شد. زمانی که آزمودنی‌ها عینک را روی چشمانشان گذاشتند اتاق و سکوی مجازی را مشاهده کردند؛ ولی هیچ طرحی برای پا و مج می طراحی نشد و آن‌ها قادر به دیدن پاهایشان نبودند. ارائه توضیح روند تحقیق به آزمودنی‌ها صورت گرفت. در ابتدا از آزمودنی‌ها MVC^۳ گرفته شد؛ بدین ترتیب که در مدت پانزده ثانیه از آن‌ها خواسته شد سه بار حداکثر انقباض ایزومتریک پیشینه داشته

۳. Maximum Voluntary Contraction

۱. Cumberland Ankle Instability Tool

۲. Ankle Drawer Test

۲۷ انجام گرفت؛ به این ترتیب که برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. آزمون تی مستقل برای داده‌های دارای توزیع نرمال و آزمون یومن-ویتنی برای داده‌های بدون توزیع نرمال به کار رفت.

۳ یافته‌ها

خصوصیات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها شامل سن و قد و وزن در جدول ۱ آمده است.

باشند. سپس آزمودنی‌ها، تکلیف فرود را پنج بار با قراردادن عینک مخصوص واقعیت مجازی و پنج بار بدون واقعیت مجازی انجام دادند. سیگنال‌ها براساس واحد اندازه‌گیری میلی‌ولت تماماً ثبت شد و میانگین سه فرود بهتر که سیگنال مناسب‌تری را ثبت کردند برای تجزیه و تحلیل آماده شد.

پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران به تأیید رسید و داده‌های تحقیق در آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز جمع‌آوری شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه

جدول ۱. نتایج آزمون آمار توصیفی خصوصیات آنروپومتریکی نمونه‌های مطالعه‌شده

متغیر	گروه بابتی ثباتی عملکردی مچ پا (N=۱۵)	گروه بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (N=۱۵)	مقدار p
سن (سال)	۱۶/۱±۱/۱۹۷	۱۶/۲۷±۱/۱۹۱	۰/۹۲۴
قد (سانتی‌متر)	۱۷۵/۰۰±۶/۰۵۲	۱۷۶/۰۰±۴/۷۹۶	۰/۹۵۱
وزن (کیلوگرم)	۶۶/۱±۳/۹۵۷	۶۳/۱۸±۲/۱۸۳	۰/۶۱۷
شاخص توده بدن	۲۱/۵۹±۱/۰۸۵	۲۰/۴۲±۱/۱۵	۰/۵۳۰

عضلات در بدمینتونست‌های با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به کمک واقعیت مجازی در دو فاز فیدفورواری و فیدبکی، در داده‌های نرمال از آزمون تی مستقل و در داده‌های غیرنرمال از آزمون یومن-ویتنی استفاده شد (جدول ۳).

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها، آزمون شاپیرو-ویلک به کار رفت. گزارش نرمال بودن داده‌ها در جدول ۲ آمده است.

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد، تفاوت معناداری در خصوصیات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها وجود نداشت ($p>۰/۰۵$).

در تحقیق حاضر فعالیت‌های فیدفورواری و فیدبکی سه عضله درشت‌نی قدامی و نازک‌نی بلند و دوقلوی خارجی با استفاده از واقعیت مجازی به عنوان متغیرهای وابسته بود که اطلاعات توصیفی آن‌ها در جدول ۳ آمده است. همچنین توزیع نرمال بودن داده‌ها در جدول ۲ مشاهده می‌شود. برای مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از

جدول ۲. نتایج آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی توزیع نرمال بودن توزیع متغیرها با استفاده از واقعیت مجازی در گروه با و بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (df=۱۴)

عضلات	گروه بابتی ثباتی	گروه بدون بی‌ثباتی	مقدار p
فاز فیدفورواری	درشت‌نی قدامی	۰/۲۴۴	۰/۰۳۷
	نازک‌نی بلند	۰/۰۷۶	۰/۰۰۱
	دوقلوی خارجی	۰/۰۶۴	۰/۱۸۲
فاز فیدبکی	درشت‌نی قدامی	۰/۰۳۸	۰/۰۰۶
	نازک‌نی بلند	۰/۰۹۱	۰/۴۴۷
	دوقلوی خارجی	۰/۰۳۴	۰/۰۰۱

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار میزان فعالیت عضلات منتخب با استفاده از واقعیت مجازی در فاز فیدفورواری و فاز فیدبکی برحسب MVC% به همراه نتایج آزمون‌های تی مستقل و یومن-ویتنی

عضلات	گروه بابتی ثباتی	گروه بدون بی‌ثباتی	مقدار آماره	مقدار p
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین
فعالیت فیدفورواری	۲/۳۴	۳/۴۰	۱۸/۰۶	۲۴/۵۴
	۴/۵۸	۲۲/۲۹	۴/۷۸	۱۹/۲۵
	۰/۷۲	۴/۶۵	۲۰/۱۹	۴۱/۶۱
فعالیت فیدبکی	۵/۶۹	۷/۰۷	۱۸/۵۰	۲۲/۷۷
	۴/۲۴	۲۱/۸۲	۱۷/۷۳	۲۵/۸۶
	۴/۶۲	۷/۶۸	۷/۱۱	۲۸/۱۴

نتایج آزمون تی مستقل نشان داد (جدول ۳)، در مرحله فعالیت فیدفورواری بین گروه بابتی و گروه بدون بی‌ثباتی عملکردی مچ

پا، بین عضلات درشت‌نی قدامی ($p=0/003$) و دوقلوی خارجی ($p<0/001$) تفاوت معناداری وجود داشت.

نتایج آزمون یومن‌ویتنی مشخص کرد (جدول ۳)، در مرحله فعالیت فیدبکی بین گروه بابتی و گروه بدون‌بابتی عملکردی مچ پا، بین عضلات درشت‌نی قدامی ($p=0/006$) و دوقلوی خارجی ($p<0/001$) تفاوت معناداری مشاهده شد.

۴ بحث

هدف تحقیق حاضر، مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نی قدامی و نازک‌نی بلند و دوقلوی خارجی در بدمینتون‌نست‌های با و بدون‌بابتی عملکردی مچ پا با استفاده از واقعیت مجازی در فازهای فیدفورواری و فیدبکی هنگام فرود تک‌پا بود. نتایج نشان داد، فعالیت الکتریکی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی خارجی در هر دو فاز فیدبکی و فیدفورواری، بین دو گروه با و بدون‌بابتی مچ پا هنگام استفاده از واقعیت مجازی تفاوت معناداری داشت.

پیچ‌خوردگی مچ پا از آسیب‌های بسیار شایع اسکلتی عضلانی است و تخمین زده می‌شود ۱۵ درصد از کل آسیب‌های مربوط به ورزش را تشکیل می‌دهد (۳۳). بی‌بابتی عملکردی مچ پا ممکن است ناشی از اختلالاتی در کنترل عصبی عضلانی یا ثبات مکانیکی در مچ پا باشد (۳۴). تغییرات در کنترل عصبی عضلانی امکان دارد با تغییراتی در الگوی حرکتی و فعال‌سازی عضله یا تعادل مشاهده شود (۳۵). فریمن و همکاران بی‌بابتی عملکردی را ناشی از نقص در گیرنده‌های حسی و کنترل عصبی عضلانی دانستند (۳۶). علاوه‌براین اتکا به بازخوردهای حسی خاص می‌تواند طی آسیب‌های متعدد کاهش یا افزایش یابد. سونگ و همکاران نشان دادند، اتکا به بینایی در افراد بابتی عملکردی مچ پا افزایش می‌یابد (۳۷). این نتیجه می‌تواند ناشی از نقص در حس سوماتوسنسوری پس از آسیب‌های متعدد به مچ پا در افراد بابتی عملکردی مچ پا باشد که CNS به بازخورد دیداری متکی می‌شود (۳۷). ابزارهای گوناگونی برای توان‌بخشی مچ پا استفاده شده است. واقعیت مجازی یکی از روش‌های نوین در این بخش به‌شمار می‌رود. در توان‌بخشی، واقعیت مجازی ابزاری معتبر و مطمئن برای مفصل (دامنه حرکتی مفصل) و عملکرد و تعادل است (۳۸). فناوری واقعیت مجازی به‌عنوان روشی جدید برای ایجاد اختلال بینایی بیشتر و ایجاد بی‌بابتی بیشتر در نظر گرفته شده است. دستگاه واقعیت مجازی با ارائه نشانه‌های تصویری غیرواقعی، سیستم عصبی مرکزی را برای حفظ تعادل بیشتر، متکی بر سوماتوسنسوری و وستیبولار می‌کند (۲۸). در بسیاری از تحقیقات فاکتورهای اثرگذار بر بی‌بابتی عملکردی مچ پا به‌کمک واقعیت مجازی بررسی شد (۴۱) - (۳۹)؛ اما تا به حال میزان فعالیت عضلات ناحیه مچ پا و دیگر عضلات مؤثر بر مچ که از علل بسیار مهم پیچ‌خوردگی‌های مکرر مچ پا در افراد با بی‌بابتی عملکردی مچ پا به‌شمار می‌رود (نقص در میزان فعالیت عضلانی)، با استفاده از واقعیت مجازی بررسی نشده است.

باتوجه به نتیجه تحقیق، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت‌نی قدامی و دوقلوی خارجی هنگام استفاده از واقعیت مجازی در فازهای فیدفورواری و فیدبکی در افراد بدون‌بابتی عملکردی مچ پا به‌صورت معناداری از افراد بابتی عملکردی مچ پا بیشتر بود؛ اما

در عضله نازک‌نی بلند در فاز فیدفورواری و فاز فیدبکی در گروه‌های تحقیق تفاوت معناداری مشاهده نشد.

در پژوهش تریت‌ریلاکسان و همکاران روی چهل بازیکن والیبال و بسکتبال با و بدون‌بابتی عملکردی مچ پا (بسیست نفر در هر گروه) در فاز فیدفورواری مشخص شد، فعالیت عضلات نازک‌نی بلند و درشت‌نی قدامی و سربینی میانی، ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد پا با زمین در افراد بابتی عملکردی مچ پا کاهش یافته است. در انتها محققان ادعا کردند، افراد بابتی عملکردی مچ پا کنترل عصبی عضلانی متفاوتی را در مقایسه با گروه گواه نشان می‌دهند. لازم به‌ذکر است، در این تحقیق سه عضله بررسی شد (۴۲)؛ ازاین‌رو افراد بابتی عملکردی مچ پا بدون‌استفاده از واقعیت مجازی تفاوت‌هایی را در میزان فعالیت الکترومایوگرافی در مقایسه با افراد بدون این مشکل، ثبت کردند.

دانینگ و همکاران، تأثیر واقعیت مجازی را بر سرعت راه‌رفتن، عملکرد، کینماتیک، دورسی‌فلکشن و پلانترفلکشن مچ پا در افراد با ضربه مغزی نشان دادند و بعد از مداخله نتیجه گرفتند، سرعت راه‌رفتن افزایش یافته است؛ همچنین کینماتیک راه‌رفتن مشخص کرد، حرکت‌پذیری مچ پا و پلانترفلکشن مچ پا در مرحله push off بهبود پیدا کرده است. در آخر نتیجه‌گیری کردند، سیستم واقعیت مجازی، درمانی کمکی و برنامه‌ای خانگی است که به حداقل نظارت احتیاج دارد و می‌تواند در بهبود عملکرد راه‌رفتن کمک کند (۴۳). کارکرد به‌موقع با شدت فعالیت مناسب عضلات، خروجی عملکرد مناسبی را نشان می‌دهد و میزان فعالیت الکترومایوگرافی می‌تواند یکی از مؤلفه‌های عملکرد باشد (۴۴). براساس نتایج تحقیق حاضر، در عضله نازک‌نی بلند هنگام استفاده از واقعیت مجازی تفاوت معناداری در شدت فعالیت این عضله در افراد بابتی و بدون‌بابتی مشاهده نشد؛ لذا باتوجه به نتایج تحقیق واقعیت مجازی با ایجاد تغییراتی در شدت فعالیت الکترومایوگرافی، احتمالاً می‌تواند در بهبود این عارضه مؤثر باشد.

باک و همکاران با تحقیق روی ۶۱ نفر بابتی عملکردی مچ پا با سه گروه متفاوت تمرینات با حمایت ناپایدار و واقعیت مجازی، تمرینات حمایت پایدار و واقعیت مجازی، تمرینات حمایت ناپایدار بدون واقعیت مجازی، بر بهبود حس عمقی، دامنه حرکتی، قدرت عضلات مچ پا، چابکی و تعادل دریافتند، تمرینات حمایت ناپایدار و واقعیت مجازی، بی‌بابتی عملکردی مچ پا را از نظر حس عمقی، دامنه حرکتی، قدرت عضلانی مچ پا، چابکی و تعادل بهبود می‌بخشد (۴۵). نتایج تحقیق حاضر نیز نشان داد، تغییراتی در شدت فعالیت عضلات هنگام استفاده از واقعیت مجازی ایجاد می‌شود که می‌تواند باعث بهبود این عارضه شود.

فنگ و همکاران در مطالعه‌ای تأثیر تمرینات واقعیت مجازی را بر توان‌بخشی مچ پا ارزیابی کردند. شاخص‌های توان‌بخشی مدنظر آن‌ها شامل فعالیت مفصل مچ پا و سختی مفصل و سیگنال‌های معتبر EMG بود. آن‌ها درجه چرخش مچ پا را شاخصی برای فعالیت مچ پا قرار دادند و عضلات دوقلو و درشت‌نی قدامی را بررسی کردند. در این پژوهش دو گروه افراد سالم و افراد با آسیب مچ پای راست وجود

داشت. آزمودنی‌ها شش نوع حرکت میچ پا را پنج بار انجام دادند که نشان از روند کامل یک بازی بود. در این تحقیق آموزش توان بخشی میچ پا به کمک واقعیت مجازی با سیستم‌های سخت افزاری و نرم افزاری طراحی شد؛ علاوه بر آن با کینماتیک و سیگنال‌های EMG، یک روش ارزیابی توان بخشی چندشاخصه پیشنهاد شد که توانست اثر توان بخشی را به صورت کمی بررسی کند. نتایج امکان سنجی، این سیستم را تأیید کرد و در نهایت نتیجه گرفته شد، سیستم طراحی شده با واقعیت مجازی می تواند مزایای نهفته زیادی در توان بخشی داشته باشد (۴۶).

در مطالعه یزدانی و همکاران روی دوازده مرد، هنگام راه رفتن با سرعت ترجیحی با و بدون استفاده از واقعیت مجازی مشخص شد، فعالیت الکترومایوگرافی عضلات راست رانی و ساقی قدامی در محیط مجازی، هنگام استفاده از واقعیت مجازی به طور معناداری بیشتر است. باتوجه به یافته‌های این تحقیق می توان نتیجه گرفت، واقعیت مجازی به صورت ذاتی فعالیت عضلات مؤثر بر میچ پا را افزایش می دهد (۴۷). از طرفی دیگر پژوهش فیگر و همکاران روی پانزده نفر بابتی فعالیت عملکردی میچ پا و پانزده نفر بدون بی ثباتی عملکردی میچ پا در طی تمرینات فانتکشنال مشخص کرد، افراد دچار بی ثباتی عملکردی میچ پا، کاهش فعالیت عضلات میچ پا را در مقایسه با افراد بدون بی ثباتی عملکردی نشان می دهند. لازم به ذکر است، عضلات درشت نی قدامی، نازک نی بلند، دوقلوی خارجی، راست رانی، دوسر رانی و سرینی میانی در این مطالعه بررسی شد. در ادامه محققان ادعا کردند، افزایش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مؤثر در میچ پا احتمالاً می تواند در پیشگیری از پیچ خوردگی های میچ پا مؤثر باشد (۴۸). باتوجه به دو تحقیق مذکور، نتایج پژوهش حاضر با تحقیق یزدانی و همکاران (۴۷) همسوست. در پژوهش دوم محققان یکی از عوامل مؤثر بر بهبود عملکرد میچ پا را افزایش فعالیت عضلانی عضلات میچ پا عنوان کردند؛ لذا در پژوهش حاضر هنگام استفاده از واقعیت مجازی، افزایش معنادار فعالیت الکترومایوگرافی در عضله نازک نی مشاهده شد؛ به گونه ای که هیچ تفاوت معناداری بین گروه با و بدون بی ثباتی وجود نداشت؛ از این رو می توان گفت، استفاده از واقعیت مجازی، در بهبود بی ثباتی عملکردی میچ پا مؤثر است.

در مطالعه ای پارک و همکاران روی ۲۴ نفر در دو گروه تمرین با واقعیت مجازی با استفاده از Wii Fit و بدون واقعیت مجازی با انجام تمرینات تعادلی در شش هفته و هر هفته سه جلسه دریافتند، فعالیت عضلات درشت نی قدامی و دوقلوی خارجی در گروه واقعیت مجازی در مقایسه با گروه بدون واقعیت مجازی تفاوت معناداری دارد. همچنین نشان دادند، تمرینات تعادلی در محیط مجازی، باعث افزایش ثبات مفصل میچ پا و تغییر حرکت مرکز فشار پا در جهات قدامی خلفی و داخلی خارجی می شود (۴۹).

لی و همکاران دریافتند، در فاز فیدبکی فعالیت عضله درشت نی قدامی افزایش یافته است (۷). این افزایش فعالیت می تواند منجر به افزایش فعالیت عضلات همکار شود و کینماتیک زانو را تحت تأثیر قرار دهد. حال در پژوهش حاضر نتیجه گیری شد، در فازهای فیدبکی و فیدفوراردی فعالیت عضله درشت نی قدامی هنگام استفاده از واقعیت مجازی در افراد بابتی فعالیت عملکردی میچ پا در مقایسه با افراد

بدون بی ثباتی کمتر است. در تحقیق لی به این نکته اشاره شد که افزایش فعالیت در درشت نی قدامی سبب برهم خوردن نسبت های عضله چهارسر ران نسبت به همسترینگ می شود و این امر می تواند اثر بدی در کینماتیک زانو داشته باشد (۷)؛ از این رو باتوجه به نتایج تحقیق، واقعیت مجازی نسبت نیروها را نیز می تواند بهبود بخشد.

۵ نتیجه گیری

استفاده از واقعیت مجازی فعالیت الکتریکی عضلات میچ پا را تغییر می دهد. باتوجه به نتایج تحقیق حاضر، فعالیت الکترومایوگرافی عضله نازک نی بلند بین دو گروه با و بدون بی ثباتی عملکردی میچ پا در فازهای فیدفوراردی و فیدبکی هنگام استفاده از واقعیت مجازی تفاوت معناداری ندارد؛ در صورتی که تحقیقات قبل بدون استفاده از واقعیت مجازی فعالیت عضله نازک نی بلند را در گروه بابتی فعالیت عملکردی کمتر گزارش کردند و یکی از عمده دلایل پیچ خوردگی های مکرر کاهش فعالیت این عضله بود. همچنین در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درشت نی قدامی و دوقلوی خارجی هنگام استفاده از واقعیت مجازی بین ورزشکاران با و بدون بی ثباتی عملکردی، تغییراتی وجود دارد که گویای تأثیر واقعیت مجازی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات میچ پا در این افراد است.

۶ تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله، نهایت سپاس و تشکر خود را از آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز و تمام بازیکنان بدمینتون شرکت کننده در پژوهش، همچنین همکاری مربیان و پزشکان تیم ها اعلام می کنند.

۷ بیانیه ها

تأییدیه اخلاقی و رضایت نامه از شرکت کنندگان

مقاله حاضر مستخرج از پایان نامه رضا کوثری در مقطع کارشناسی ارشد است. کد اخلاق پژوهش IR.UT.SPORT.REC.1400.015 است که از کمیته اخلاق دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران اخذ شد. دکتر فواد صیدی و دکتر هومن مینونژاد به ترتیب اساتید راهنما و مشاور پژوهش بودند. آقای مصطفی ورمزیار دستیار در جمع آوری داده ها و نگارش مقاله بود.

درستری بودن داده ها و مواد

این پژوهش در آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز واقع در دانشکده فنی دانشگاه تهران تکمیل شده است و تمامی داده های خام در این مؤسسه وجود دارد.

تضاد منافع

نویسندگان اعلام می کنند، هیچ گونه تضاد منافی ندارند.

منابع مالی

منابع مالی این تحقیق توسط دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران و آقای رضا کوثری تأمین شد. منابع مالی تأمین شده از دانشکده تربیت بدنی در جمع آوری داده ها هزینه شد.

مشارکت نویسندگان

فواد صیدی، هومن مینونژاد، رضا کوثری و مصطفی ورمزیار، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، تنظیم دست نوشته، ارزیابی

تخصصی دست‌نوشته از لحاظ مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی برای ارسال به دفتر مجله و مسئولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخ‌گویی به نظرات داوران را انجام دادند. فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه و جمع‌آوری داده‌ها برعهده رضا کوثری و مصطفی ورمزیار بود. فواد صیدی و هومن مینونژاد و رضا کوثری، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه را انجام دادند. رضا کوثری، تحلیل و تفسیر نتایج و خدمات تخصصی آمار را برعهده داشت.

References

- Gribble PA, Robinson RH. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2009;44(4):350. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.4.350>
- Diamond JE. Rehabilitation of ankle sprains. *Clin Sports Med*. 1989;8(4):877–91.
- Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Train*. 2002;37(4):364–75.
- 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. <https://doi.org/10.1177/107110079801901002>
- 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.
- 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.
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.009>
- Hubbard TJ, Kaminski TW. Kinesthesia is not affected by functional ankle instability status. *J Athl Train*. 2002;37(4):481–6.
- Vaes P, Duquet W, Van Gheluwe B. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. *J Athl Train*. 2002;37(4):475–80.
- Hoch MC, McKeon PO, Andreatta RD. Sports si, exercise. Plantar vibrotactile detection deficits in adults with chronic ankle instability. 2012;44(4):666–72.
- 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. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.2.06>
- Palmieri-Smith RM, Ty Hopkins J, Brown TN. Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sports Med*. 2009;37(5):982–8. <https://doi.org/10.1177/0363546508330147>
- Moisan G, Mainville C, Descarreaux M, Cantin V. Lower limb biomechanics during drop-jump landings on challenging surfaces in individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*. 2022;57(11–12):1039–47. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0399.21>
- Nessler T, Denney L, Sampley J. ACL Injury prevention: what does research tell us? *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017;10(3):281–8. <https://doi.org/10.1007/s12178-017-9416-5>
- 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. <https://doi.org/10.1123/jsr.16.4.363>
- Mohebbi A, Amiri P, Kearney RE. Identification of human balance control responses to visual inputs using virtual reality. *J Neurophysiol*. 2022;127(4):1159–70. <https://doi.org/10.1152/jn.00283.2021>
- Burcal CJ, Wikstrom EA. Plantar cutaneous sensitivity with and without cognitive loading in people with chronic ankle instability, copers, and uninjured controls. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2016;46(4):270–6. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6351>
- Kim KM, Kim JS, Grooms DR. Stroboscopic vision to induce sensory reweighting during postural control. *J Sport Rehabil*. 2017;26(5). <https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0035>
- Herbaut A, Delannoy J. Fatigue increases ankle sprain risk in badminton players: A biomechanical study. *J Sports Sci*. 2020;38(13):1560–5. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1748337>
- 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):232596711990096. <https://doi.org/10.1177/2325967119900962>
- Webster KA, Gribble PA. Functional rehabilitation interventions for chronic ankle instability: a systematic review. *J Sport Rehabil*. 2010;19(1):98–114. <https://doi.org/10.1123/jsr.19.1.98>
- Mollà-Casanova S, Inglés M, Serra-Añó P. Effects of balance training on functionality, ankle instability, and dynamic balance outcomes in people with chronic ankle instability: systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*. 2021;35(12):1694–709. <https://doi.org/10.1177/02692155211022009>
- Stasinopoulos D. Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. *Br J Sports Med*. 2004;38(2):182–5. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2002.003947>
- Hale SA, Hertel J, Olmsted-Kramer LC. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37(6):303–11. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2322>
- Lin H, Han K, Ruan B. Effect of virtual reality on functional ankle instability rehabilitation: a systematic review. *J Healthc Eng*. 2021;2021:1–12. <https://doi.org/10.1155/2021/7363403>
- Gürerk Ö, Kasulke A. Does virtual reality increase charitable giving? an experimental study. *SSRN Electronic Journal*. 2021. <https://dx.doi.org/10.2139/ssrn.3072002>
- Neumann DL. On the use of virtual reality in sport and exercise: applications and research findings. In: Hill Z; editor. *Virtual reality: advances in research and applications*. UK: Nova Science Pub Inc; 2016.

28. Chung S. Visual utilization after a single session of virtual reality-based training in patients with chronic ankle instability [Thesis for MSc]. University of Nebraska at Omaha; 2020.
29. 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. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.05.022>
30. 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. *Archives of Rehabilitation.* 2016;16(4):304–11. [Persian] <http://rehabilitationj.uswr.ac.ir/article-1-1641-en.html>
31. Hertel J, Kaminski T. Second International Ankle Symposium, October 15–16, Newark, Delaware. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2005;35((5 suppl)):A1–A28.
32. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the international ankle consortium. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(8):585–91. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.0303>
33. Herzog MM, Kerr ZY, Marshall SW, Wikstrom EA. Epidemiology of ankle sprains and chronic ankle instability. *J Athl Training.* 2019;54(6):603–10. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-447-17>
34. Nanbancha A, Tretriluxana J, Limroongreungrat W, Sinsurin K. Decreased supraspinal control and neuromuscular function controlling the ankle joint in athletes with chronic ankle instability. *Eur J Appl Physiol.* 2019;119(9):2041–52. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04191-w>
35. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clin Sports Med.* 2008;27(3):353–70. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.03.006>
36. 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.
37. Song K, Bural CJ, Hertel J, Wikstrom EA. Increased visual use in chronic ankle instability: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 2016;48(10):2046–56. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000992>
38. Mao Y, Chen P, Li L, Huang D. Virtual reality training improves balance function. *Neural Regen Res.* 2014;9(17):1628. <https://doi.org/10.4103/1673-5374.141795>
39. Cho KH, Lee KJ, Song CH. Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *Tohoku J Exp Med.* 2012;228(1):69–74. <https://doi.org/10.1620/tjem.228.69>
40. North MM, North SM, Coble JR. Virtual reality therapy: an effective treatment for psychological disorders. *Stud Health Technol Inform.* 1997;44:59–70.
41. Valori I, McKenna-Plumley PE, Bayramova R, Zandonella Callegger C, Altoè G, Farroni T. Proprioceptive accuracy in immersive virtual reality: a developmental perspective. *Plos One.* 2020;15(1):e0222253. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222253>
42. 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. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.11.023>
43. Dunning K, Levine P, Schmitt L, Israel S, Fulk G. An ankle to computer virtual reality system for improving gait and function in a person 9 months poststroke. *Top Stroke Rehabil.* 2008;15(6):602–10. <https://doi.org/10.1310/tsr1506-602>
44. Aiello E, Gates DH, Patriiti BL, Cairns KD, Meister M, Clancy EA, et al. Visual EMG biofeedback to improve ankle function in hemiparetic gait. In: 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference [Internet]. Shanghai, China: IEEE; 2005. <https://doi.org/10.1109/iembs.2005.1616297>
45. Baek JS, Kim YJ, Kim HJ, Park JH, Lee NR, Lee BR, et al. The effect of unstable supporting exercise in young adults with functional ankle instability when training with a virtual reality-head mounted display system. *PNF and Movement.* 2019;17(1):81–92. <https://doi.org/10.21598/JKPNFA.2019.17.1.81>
46. Feng J, Chen K, Zhang C, Li H. A virtual reality-based training system for ankle rehabilitation. In: 2018 IEEE International Conference on Progress in Informatics and Computing (PIC) [Internet]. Suzhou, China: IEEE; 2018. <https://doi.org/10.1109/PIC.2018.870614>
47. Yazdani S, Mohammadalinezhad S, Eslami S, Sajedi H. The electromyographic activity of lower limb muscles in the elderly during walking on the treadmill: an emphasis on the effect of virtual reality. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences.* 2020;16(1):135–41. [Persian] https://jrrs.mui.ac.ir/article_17157.html?lang=en
48. Feger MA, Donovan L, Hart JM, Hertel J. Lower extremity muscle activation during functional exercises in patients with and without chronic ankle instability. *PM R.* 2014;6(7):602–11. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.12.013>
49. Park J, Lee D, Lee S. Effect of virtual reality exercise using the nintendo wii fit on muscle activities of the trunk and lower extremities of normal adults. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(2):271–3. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.271>