Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

May and June 2023. Volume 12. Num 2

Research Paper

Effect of Taping on Feedforward Activity of the Non-dominant Leg Muscles in Elite Volleyball Players With Chronic Ankle Instability During A Single-leg Jump-landing Task

Amin Farzami[1], ***Heydar Sadeghi**[2, 3], **Ali Fatahi**[1]

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Science, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
3. Department of Sport Biomechanics, Kinesiology Research Center, Kharazmi University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Farzami A, Sadeghi H, Fatahi A. [Effect of Taping on Feedforward Activity of the Non-dominant Leg Muscles in Elite Volleyball Players With Chronic Ankle Instability During A Single-leg Jump-landing Task (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(2):396-413. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.2.14

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.2.14

CC BY NC

ABSTRACT

Background and Aims Although volleyball is a contact sport, there are a high number of injuries in volleyball during training or competitions. Since many jumps are performed during training, it is not surprising that a high number of injuries are caused by jumping and landing. The present study aims to investigate the effect of taping on the feedforward activity of non-dominant leg muscles during single-leg jump-landing in professional volleyball players with chronic ankle instability.

Methods In this study, participants were 13 volleyball players with chronic ankle instability who were selected by a purposive sampling method. Electromyographic activity of peroneus longus, anterior tibialis, gastrocnemius, vastus lateralis, gluteus medius, and rectus femoris muscles of the non-dominant leg during a single-leg jump-landing task following a spike shot before and after taping was evaluated. Root mean square was used to calculate muscle activity before and after taping. The data were analyzed using paired t-test. The significance level was set at 0.05.

Results The findings showed the significant effect of taping only on maximum feedforward activity (P=0.02) and average feedforward activity (P=0.03) of the peroneus longus muscle. The effect was not statistically significant for other muscles (P>0.05).

Conclusion It seems that taping is not useful for improving the feedforward activity of muscles in volleyball players with chronic ankle instability during single-leg jump-landing. Hence, other exercises or methods are recommended for these players during recovery or training.

Keywords Volleyball, Chronic ankle instability, Muscle feedforward activity, Taping, Jump-landing

Received: 01 Aug 2022
Accepted: 23 Aug 2022
Available Online: 21 May 2023

Corresponding Author:
Heydar Sadeghi, PhD.
Address: Department of Sport Biomechanics and Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 2453175
E-Mail: h.sadeghi@khu.ac.ir

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Although volleyball is a contact sport, there are a high number of injuries in volleyball during training or competitions. Since many jumps are performed during training, it is not surprising that a high number of injuries are caused by jumping and landing. The present study aims to investigate the effect of taping on the feedforward activity of non-dominant leg muscles during single-leg jump-landing in professional volleyball players with chronic ankle instability.

Materials and Methods

In this quasi-experimental and comparative study, the study population consists of all professional volleyball players aged 18-25 in Arak, Iran. They had a experience of playing in national championships, university competitions, or provincial and national leagues. Using GPower software, considering the test power of 0.80, the confidence level of 95%, and the mean effect size of 0.60, the sample size was determined 17, of whom 13 were selected using purposive and convenience sampling methods (due to the low number of players with chronic ankle instability in the non-dominant leg), who met the inclusion criteria. After obtaining their informed consent and recording their demographic information, their height and weight were measured.

Then, after cleaning the skin of the desired area with alcohol, surface electrodes were placed parallel to the muscle fibers based on the SENIAM protocol using double-sided anti-allergic nano adhesives. To reduce the noise or unwanted signals caused by the movement of the electrodes, the electrodes were fixed using dressing mat adhesive. Subjects performed shoulder and lower body exercises for 15 minutes to warm up. After that, they performed the single-leg jump-landing task to record electromyography signals. In this study, the surface electromyography activity of peroneus longus, anterior tibialis, gastrocnemius, vastus lateralis, gluteus medius, and rectus femoris muscles of the non-dominant leg (left leg) in the feedforward phase were recorded by an 8-channel electromyography device (Biometric, England) with a sampling frequency of 1000 Hz and a cut-off frequency of 10-500 Hz during the single-leg landing and double-leg landing tasks following a spike shot with and without taping.

The feedforward phase was considered at a 200 milliseconds interval (from 160 milliseconds before the foot contact the ground to 40 milliseconds after the contact). Electromyography data were processed by the root mean square (RMS) over 50-ms windows. Mean and standard deviation were used to describe the data and Shapiro-wilk test was used to evaluate the normality of data distribution. Paired t-test was used to examine the difference between pre- and post-test phases.

Results

The mean age, height, and weight of participants were 21.76±2.48 years, 190.15±3.60 cm, and 82.23±6.11 kg, respectively. The results showed that in the feedforward phase, except for the gluteus medius muscle, all muscles had higher maximum RMS and higher average RMS before taping. The results of the paired t-test in examining the effect of taping on the variables in the feedforward phase of single-leg jump-landing task showed a significant effect only on the maximum RMS (P=0.02) and average RMS (P=0.03) of the peroneus longus muscle. Taping had no significant effect on the activity of other muscles.

Conclusion

Taping cannot improve the activity of selected muscles during single-leg jump-landing task in volleyball players with chronic ankle instability. The low activity of all muscles, except for the gluteus medius, indicates that the increase in feedforward activity of this muscle can be a reason for compensatory movements in the hip joint of these players. Therefore, it is better to use other exercises and methods to improve muscle activity in these players during recovery and training to improve feedforward activity of muscles.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles such as obtaining informed consent from the participants, the confidentiality of their information, and their ability to leave the study were observed in this study. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of Kharazmi University (Code: IR.KHU.KRC.1000.154).

Funding

This study was extracted from the PhD dissertation of the Amin Farzami, approved by the Department of Physical Education and Sports Sciences, Central Tehran, Islamic Azad University.

Authors' contributions

The authors contributed equally to preparing this article

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank the athletes and their coaches participated in this research for their cooperation.

مقاله پژوهشی

اثر تیپینگ بر فعالیت فیدفورواردی عضلات پای غیرغالب حین پرش- فرود تک پا در والیبالیست‌های حرفه‌ای با بی‌ثباتی مزمن مچ پا

امین فرزامی[۱]، *حیدر صادقی[۲،۳]، علی فتاحی[۱]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
۲. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۳. گروه بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Farzami A, Sadeghi H, Fatahi A. [Effect of Taping on Feedforward Activity of the Non-dominant Leg Muscles in Elite Volleyball Players With Chronic Ankle Instability During A Single-leg Jump-landing Task (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2023; 12(2):396-413. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.2.14

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.12.2.14

CC BY

چکیده

مقدمه و اهداف با وجود اینکه ورزش والیبال در زمره ورزش‌های تماسی نیست، اما آمار مصدومیت در تمرینات و مسابقات والیبال بالا است. ضمن اینکه پرش‌های زیادی در طول تمرین انجام می‌شود که دلیلی برای بالابودن درصد صدمات ناشی از پرش و فرود باشد. هدف مطالعه حاضر بررسی اثر تیپینگ بر فعالیت فیدفورواردی عضلات اندام تحتانی حین پرش- فرود تک پا در والیبالیست‌های حرفه‌ای با بی‌ثباتی مزمن مچ پا بود.

مواد و روش‌ها فعالیت الکترومایوگرافی عضلات ساقی قدامی، دوقلو خارجی، نازک نئی بلند، سرینی میانی، پهن خارجی و راست رانی اندام غیرغالب، حین مهارت اسپک با فرود تک پای ۱۳ والیبالیستی که به‌صورت نمونه‌گیری هدفمند در مطالعه شرکت کردند، قبل و بعد از تیپینگ ثبت شد. برای محاسبه میزان فعالیت عضلات قبل و بعد از تیپینگ از جذر میانگین مربعات استفاده شد. داده‌ها با استفاده از آزمون تی همبسته در سطح معناداری ۰/۰۵ تجزیه و تحلیل شدند

یافته‌ها یافته‌ها فقط تفاوت معنادار اثر تیپینگ بر حداکثر فعالیت فیدفورواردی عضله نازک نئی بلند (P=۰/۰۲) و میانگین فعالیت عضله نازک نئی بلند (P=۰/۰۳)، را نشان داد، اما برای سایر متغیرها اثر معنادار نبود(P≥۰/۰۵).

نتیجه‌گیری باتوجه‌به یافته‌ها، به نظر می‌رسد استفاده از تیپینگ برای بهبود فعالیت فیدفورواردی عضلات در فرود تک پای والیبالیست‌ها مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، مناسب نیست و بهتر است از سایر تمرینات و روش‌ها برای بهبود فعالیت عضلات در این افراد در مراحل بازتوانی و تمرینات استفاده کرد.

کلیدواژه‌ها والیبال، بی‌ثباتی مزمن مچ پا، فعالیت فیدفورواردی عضلات، تیپینگ، پرش- فرود

تاریخ دریافت: ۱۰ مرداد ۱۴۰۱
تاریخ پذیرش: ۰۱ شهریور ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۱۱ اردیبهشت ۱۴۰۲

* **نویسنده مسئول:**
دکتر حیدر صادقی
نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی.
تلفن: ۲۴۵۳۱۷۵ (۹۱۲) ۹۸+
رایانامه: h.sadeghi@khu.ac.ir

مقدمه و اهداف

با وجود اینکه ورزش والیبال در زمره ورزش‌های تماسی نیست، اما آمار مصدومیت در تمرینات و مسابقات والیبال بالا است [۱]. پرش‌های زیادی در طول تمرین انجام می‌شود، ازاین‌رو، جای تعجب نیست که درصد بالایی (۶۳ درصد) از صدمات ناشی از پرش و فرود باشد [۲]. گزارش شده است که هر عضو تیم ملی والیبال ایالات متحده آمریکا ممکن است ۳۰۰ تا ۵۰۰ پرش اسپک و دفاع را در ۴ ساعت تمرین طبیعی انجام دهد.

از پیچ‌خوردگی مچ پا به‌عنوان یکی از شایع‌ترین علل آسیب در فعالیت‌های ورزشی [۳] به‌ویژه در ورزش‌هایی که مهارت‌های پرش و فرود در آن زیاد است [۴، ۵]، یاد می‌شود. بروز این آسیب می‌تواند منجر به تحمیل هزینه‌های بالا و دورماندن از فعالیت‌های ورزشی برای مدت طولانی بشود، به‌طوری‌که در ۲۵ درصد از موارد، آسیب‌های مچ پا علت از دست رفتن حضور ورزشکار در مسابقات ورزشی است [۶]. هنگامی که پیچ‌خوردگی جانبی مچ پا اتفاق می‌افتد، افراد بیشتر در معرض پیچ‌خوردگی بعدی قرار دارند که درنهایت می‌توانند به بی‌ثباتی مزمن مچ پا منجر شود. گزارش شده است که تقریباً در ۴۰ تا ۷۵ درصد از افرادی که دارای پیچ‌خوردگی جانبی مفصل مچ پا هستند، درنهایت بی‌ثباتی مزمن مچ پا به وجود خواهد آمد [۷].

اولین بار فریمن در سال ۱۹۶۵ بی‌ثباتی عملکردی مچ پا را به‌صورت احساس خالی شدن پا به دنبال صدمات اولیه پیچ‌خوردگی خارجی مچ پا تعریف کرد [۸]. بی‌ثباتی مچ پا ممکن است شامل ۲ جزء بی‌ثباتی مکانیکی و عملکردی یا ترکیبی از هر ۲ باشد. بی‌ثباتی مکانیکی از مکانیک نامناسب مفصل منتج می‌شود و به شلی قابل اندازه‌گیری مفصل و محدودیت‌های کینماتیکی مفصلی و تغییرات سینویال مربوط می‌شود [۹]، درحالی‌که بی‌ثباتی عملکردی به‌عنوان احساس بی‌ثباتی بدون وجود شلی مفصلی تعریف می‌شود [۱۰]. به این معنی که افراد با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا ممکن است احساس طولانی‌مدت بی‌ثباتی را همراه با احساس ذهنی خالی شدن مچ پا داشته باشند، اما هیچ‌گونه شلی لیگامنتی در مفصل مچ پا مشاهده نشود. آسیب مرتبط با عوامل مکانیکی مفصل مچ پا (آسیب بافت‌های لیگامانی، اختلال آرتروکینماتیک و تغییرات دژنراتیو مفصل) به دنبال پیچ‌خوردگی شدید یا پیچ‌خوردگی مکرر پا رخ می‌دهد و موجب بی‌ثباتی مکانیکی مفصل مچ پا می‌شود [۱۱]، درحالی‌که بی‌ثباتی عملکردی مچ پا با تغییرات در مواری چون حسگرهای عمقی، کنترل عصبی-عضلانی، کنترل وضعیت بدنی و قدرت مرتبط است.

ضعف و اختلال عملکرد عضلات، تغییر در حس حرکت و نیرو و حس موقعیت مفصل، تغییر در سازوکار کنترل حرکتی فیدبک (رفلکسی) و فیدفورواردی (پیش‌بینی‌کننده)، تغییر حساسیت دوک‌های عضلانی اطراف مفصل مچ پا در پاسخ به اغتشاشات محیطی و اختلال در تحریک آلفا موتونورون‌ها در عضلات پرونئال و سولئوس، ازجمله اختلالات حسی-حرکتی هستند که در مبتلایان به این عارضه شناسایی شده و به‌عنوان عامل اصلی برای ایجاد ماهیت مزمن بی‌ثباتی مچ پا در این افراد مطرح شده است [۱۲، ۱۳]. تا به امروز پژوهش‌های زیادی به بررسی ویژگی‌های مرتبط با بی‌ثباتی عملکردی پرداخته‌اند، اما هنوز مکانیسم‌های به‌وجودآورنده آن به‌طور دقیق مشخص نیستند [۱۴]. یکی از فرضیه‌های احتمالی برای توجیه بی‌ثباتی عملکردی مچ پا تغییر پاسخ یا الگوی زمانی-مکانی عضلات است [۱۵]. براساس شواهد، پیشنهاد شده است که کنترل ثبات پویای مفصل مچ پا از طریق مکانیسم‌های فیدفورواردی و نه فیدبکی ایجاد می‌شود و به نظر می‌رسد در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، کنترل بهم خوردن ثبات پویا عمدتاً تحت تأثیر الگوهای حرکتی فیدفورواردی و نه فیدبکی باشد [۱۶].

همچنین نتایج ارائه‌شده در مطالعاتی که تاکنون درخصوص شناسایی مکانیسم‌های نهفته در بی‌ثباتی عملکردی مچ‌پا انجام شده است، بیانگر تفاوت نگاه دینامیک غیرخطی و خطی است. مطالعات انجام‌شده بیانگر این واقعیت هستند که بررسی کینماتیکی این پدیده به‌دلیل پیچیدگی پدیده کنترل عصبی-عضلانی و نقش ترکیبی مکانیسم‌های باز در رخداد بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به تنهایی نمی‌تواند پاسخ‌گو باشد [۱۷]. بنابراین پژوهش‌های بیشتری مورد نیاز است تا استراتژی‌های کنترل عصبی-عضلانی در افراد با بی‌ثباتی مچ پا را مورد بررسی قرار دهند.

سیستم عصبی با دو مکانیسم فیدفورواردی و فیدبکی، کنترل حرکت بدن را عهده‌دار است [۱۶]. در مکانیسم‌های فیدبکی، سیستم عصبی با پالایش سیگنال‌های حسی اندام و به کار بردن چنین اطلاعاتی به‌طور مستقیم بر عملکرد اندام تأثیر می‌گذارد. این کنترل لحظه‌به‌لحظه برای تصحیح خطاها را کنترل فیدبکی می‌گویند [۱۶]. در مکانیسم فیدفورواردی، سیستم عصبی با به‌کارگیری حس‌های مختلف باتوجه‌به تجربیات قبلی و مدل‌های درونی، حرکت و وضعیت بدنی را کنترل می‌کند [۱۶]. تأخیر در شروع فعالیت عضلات اندام تحتانی در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ‌پا در مطالعات متعددی نشان داده شده است که مبین کاهش میزان فعالیت می‌باشد. این تأخیر در عضلات نزدیک نسبت به مفصل مچ پا و به‌ویژه در عضلات ساق پا مانند پرونئوس لانگوس، تیبیالیس آنتریور، گاستروکنمیوس داخلی در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در مطالعات مختلف گزارش شده است [۱۸، ۱۹]. فعالیت عضلانی که قبل از برخورد پا با زمین شروع می‌شود، بیانگر یک استراتژی کنترل حرکتی مرکزی یا فیدفورواردی است که عضلات را برای جذب نیروی تماسی آماده می‌کند. زمان شروع و بزرگی این پاسخ عضلانی

توسط سیستم عصبی-مرکزی و با تکیه بر حافظه حسی-حرکتی در مورد نیروی عکس‌العمل زمین در حین فرود پیش بینی می‌شود [۲۰].

برای آمادگی جذب نیروهای تماسی به هنگام فرود، فعالیت عضلانی در اندام تحتانی قبل از تماس پا با زمین صورت می‌گیرد. به چنین فعالیتی که از طریق الکترومایوگرافی ثبت می‌شود، پیش‌فعالیت گویند که به‌صورت از قبل برنامه‌ریزی شده است و توسط مراکز فوق نخاعی کنترل می‌شود. کنترل زمان‌بندی این پیش‌فعالیت عضلانی جهت کنترل سفتی اندام تحتانی در لحضه تماس پا با زمین حیاتی است [۲۰]. بدون پیش‌فعالیت عضلات، مکانیسم‌های رفلکس کششی به‌دلیل تأخیر در اجرا، نمی‌توانند چرخش‌های مفصلی را کنترل کنند. طی مرحله فرود، یک‌سری وقایع عصبی-عضلانی وجود دارد که پا را آماده برخورد با زمین می‌کنند ازجمله آن‌ها، فعالیت عضلانی قبل از تماس پا با زمین می‌باشد [۲۱].

ثبات عملکردی مفصل مچ پا، با یا بدون در نظر گرفتن ارتباط با ثبات مکانیکی آن، به معنی کنترل ارادی مچ پا در دامنه حرکتی طبیعی موجود است و این امر بر تعادل دینامیک بدن اثر می‌گذارد [۲۲]. از جمله مواردی که بر کنترل وضعیت بدنی و تعادل اثر می‌گذارد شامل اطلاعات حسی به‌دست‌آمده از سیستم سوماتوسنسوری، بینایی و وستیبولار و همچنین پاسخ‌های حرکتی است که می‌تواند بر هماهنگی، دامنه حرکتی و قدرت اثر بگذارد. ازآنجاکه حس عمقی و پیام‌های آوران گیرنده‌های مکانیکی آن به سیستم اعصاب مرکزی، نقش بسزایی در حفظ ثبات عملکردی مچ پا دارد، چنین به نظر می‌رسد تحریک هریک از این گیرنده‌های مکانیکی که در کپسول مفصلی، رباط، تاندون، عضله و پوست وجود دارند، می‌تواند نقش موثری در افزایش ثبات دینامیک بدن و بهبود وضعیت تعادل داشته باشند [۲۳، ۲۴].

از جمله مواردی که بر تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوست و دقت حس عمقی مچ پا تأثیر می‌گذارد، استفاده از تکنیک نوار بستن یا تیپینگ است [۲۵]. چنین به نظر می‌رسد که استفاده از کینزیوتیپ مچ پا، تأثیری بر محدودیت حرکتی آن ندارد و تنها ازطریق تحریک گیرنده‌های پوستی حس عمقی باعث افزایش دقت آن می‌شود و بی‌ثباتی مچ پا را کاهش می‌دهد [۲۶]. کینزیوتیپ یک نوار الاستیک باریک است که ادعا می‌شود ۱۲۰-۱۴۰ درصد طول اولیه خود کشیده می‌شود و سپس پیرو به‌کارگیری به طول اولیه خود برمی‌گردد، بنابراین پیشنهاد شده است که کینزیوتیپ یک نیروی کششی به پوست اعمال می‌کند [۲۷]. این اعتقاد وجود دارد که حس عمقی نقش بسیار مهمی در پیشگیری از آسیب‌های حاد دارد. اعتقاد بر این است که تأثیر کششی و فشاری کینزیوتیپ بر پوست منجر به تحریک مکانورسپتورهای پوستی می‌شود که به نوبه خود انتقال اطلاعات در مورد موقعیت مفصل و حرکت را افزایش می‌دهد و بنابراین می‌تواند حس عمقی را بالا ببرد [۲۷]. همچنین استدلال می‌شود که کینزیوتیپ نه تنها می‌تواند موجب افزایش کارایی عضله شود بلکه همچنین عملکرد عضله را عادی می‌کند و تنشن اضافی را کاهش می‌دهد، به افزایش جریان لنفاوی و عروقی، کاهش درد و اصلاح بدراستایی‌های مفصل نیز کمک می‌کند [۲۸-۳۰]. با فرض اثرگذاری استفاده از تیپینگ بر عملکرد مچ پا، هدف از مطالعه حاضر، بررسی فعالیت فیدفورواردی عضلات اندام تحتانی حین پرش-فرود تک پا در والیبالیست‌های حرفه‌ای با بی‌ثباتی مزمن مچ پا با و بدون تیپینگ بود.

مواد و روش‌ها

جامعه آماری این پژوهش نیمه‌تجربی با مدل مقایسه‌ای و نوع کاربردی را والیبالیست‌های ۱۸ تا ۲۵ ساله عضو تیم‌های مسابقات قهرمانی کشوری، استانی یا دانشگاهی شهرستان اراک تشکیل دادند. برای تعداد آزمودنی‌ها با در نظر گرفتن توان ۰/۸۰ و سطح معناداری ۰/۰۵ و اثر متوسط ۰/۶۰، ۱۷ نفر به‌عنوان نمونه آماری در نظر گرفته شد (به‌دلیل کم بودن افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا در پای غیرغالب، ۱۳ نفر به‌صورت نمونه‌گیری هدفمند و دردسترس که شرایط ورود به مطالعه را داشتند، به‌عنوان آزمودنی شرکت کردند).

معیارهای ورود به مطالعه در افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی شامل داشتن تجربه حداقل ۲ بار پیچ‌خوردگی واضح در یکی از پاها در یک سال اخیر و تجربه حداقل ۲ بار احساس خالی شدن مفصل مچ پا در حین فعالیت فیزیکی [۱۱، ۳۱]، عدم وجود بی‌ثباتی مکانیکی در مچ پای گرفتار با انجام آزمون کشویی قدامی و جابه‌جایی تالار بود. عدم وجود آسیب، درد و تورم مچ پا در طی ۳ ماه اخیر (آسیبی که باعث شود فرد نتواند روی سمت درگیر وزن بدن را تحمیل کند و موجب اختلال در عملکرد فرد باشد) ازجمله موارد دیگر ملاک‌های ورود در مطالعه، نمره کمتر از ۹۰ درصد در فعالیت‌های روزمره و کمتر از ۸۰ درصد در ورزش با استفاده از پرسش‌نامه بی‌ثباتی مزمن مچ پا[1] (پیوست شماره ۱)، برای اندازه‌گیری سطوح ناتوانی، (پایایی و روایی این پرسش‌نامه (خطای استاندارد میانگین=۳/۱۳، ضریب همبستگی درون‌داده‌ای[2]=۰/۰۹۷)) [۱۱، ۳۲]، عدم درمان فیزیوتراپی در زمان ارزیابی [۳۲] بود

معیارهای خروج از مطالعه شامل احساس هرگونه درد و ناراحتی در بدن در زمان انجام آزمون [۳۲]، اختلالات تعادلی ناشی از مشکلاتی غیر از بی‌ثباتی مزمن مچ پا، سابقه هرگونه آسیب در اندام تحتانی (به غیر از کشیدگی خارجی مچ پا)، شرکت در برنامه توان‌بخشی مچ پا در ۶ ماه گذشته، عدم تمایل آزمودنی به ادامه حضور در مطالعه بود. آزمودنی‌ها در صورت عدم موفقیت در انجام آزمون‌ها در دفعات تعیین‌شده از مطالعه خارج می‌شدند.

1. Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)
2. Intraclass Correlation Coefficient (ICC)

ابزار مورد استفاده در این پژوهش را ترازوی هایتک کانادا مدل HI-721 با دقت اندازه‌گیری ۰/۰۰۱ کیلوگرم، متر نواری برای سنجش قد، دستگاه الکترومایوگرافی (biometric ساخت کشور انگلستان) ۸ کاناله بدون سیم (تصویر شماره ۱)، پرسش‌نامه اطلاعات فردی (پیوست شماره ۲) و پرسش‌نامه اندازه گیری توانایی پا و مچ پا [3] را تشکیل دادند.

روش جمع آوری داده‌ها در ۴ بخش تنظیم سیستم، آماده کردن آزمودنی، اجرای آزمون و پردازش داده‌ها انجام شد.

تنظیم سیستم

برای ثبت فعالیت الکتریکی عضله از دستگاه الکترمایوگرافی ۸ کاناله بایومتریک، درحالی‌که الکترودها در حال پرش-فرود به عضلات منتخب متصل بودند، استفاده شد. فرکانس نمونه‌برداری در این سیستم براساس مطالعه مقدماتی ۱۰۰۰ هرتز انتخاب شد.

آماده کردن آزمودنی

قبل از انجام آزمون، هدف از پژوهش حاضر و نحوه اجرای آزمون، برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد. ضمن اینکه به آزمودنی‌ها اجازه خروج از پژوهش در هر لحظه و به هر دلیلی داده شد. توضیح لازم در مورد نحوه اجرای آزمون در دو مرحله (بدون‌تیپینگ و با تیپینگ) داده شد.

مرحله اول

به منظور نصب الکترودها روی پوست، ابتدا آماده‌سازی، اصلاح موی محل الکترودگذاری و نظافت پوست انجام شد. محل نصب الکترودها با الکل تمیز و الکترودهای سطحی به موازات فیبرهای عضله درمحل‌های مورد نظر براساس پروتکل سنیام (جدول شماره ۱) با استفاده از چسب‌های دوطرفه نانو ضدحساسیت نصب شد. برای کاهش نویز و یا کاهش سیگنال‌های ناخواسته ناشی از حرکت الکترودها، الکترودها با استفاده از چسب حصیری پانسمان ثابت شدند. در این مطالعه فعالیت الکترمایوگرافی سطحی عضلات ساقی قدامی، دوقلوی خارجی، نازک‌نئی بلند، سرینی‌میانی، پهن‌خارجی و راست‌رانی اندام افراد با مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی (در این مطالعه افراد با بی ثباتی در مچ پای چپ انتخاب شدند) مچ پا ثبت و به‌ترتیب در ۲ مرحله فرود اسپک تک‌پا و فرود اسپک با دو پا مورد بررسی قرار گرفت.

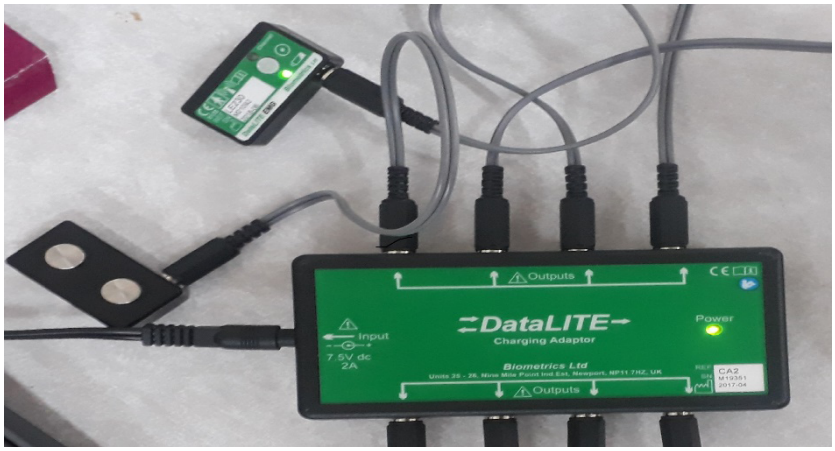
مرحله دوم

آزمون با تیپینگ انجام شد. تیپینگ توسط فیزیوتراپیست آموزش‌دیده و با سابقه انجام شد. برای نصب نوار کنزیوتیپ، ابتدا پس از تراشیدن موی ساق پای داوطلب، پوست با الکل تمیز شد. سپس فرد در حالت نشسته با زانوی کمی خم و مچ پا در کمی پلانتار فلکشن قرار گرفت و لایه اول نوار کنزیوتیپ از جلوی وسط پا شروع تا درست زیر توبروزیتی تیبیا متصل شد. لایه دوم از بالای قوزک داخلی شروع شد. از زیر پاشنه رد شده و به سمت قوزک خارجی رفته و در ادامه در امتدا لایه اول ولی در خارج ساق متصل شد. لایه سوم در عرض مچ پا کشیده شد و قوزک داخلی و خارجی را پوشاند. لایه چهارم از قوس کف‌پا رد شد و به بالای قوزک داخلی و خارجی متصل شد. ۳ لایه اول با ۷۵ درصد تنشن و لایه آخر با ۵۰ درصد تنشن قرار داده شد. در انتها ۲ دقیقه با دست روی نوار کنزیوتیپ کشیده شد تا چسب آن فعال شود (تصویر شماره ۲) [۳۳].

جمع‌آوری داده‌ها

در اجرای هریک از ۲ مرحله آزمون، از شرکت‌کنندگان به‌صورت جداگانه و بدون تماشای اجرای (عملکرد) سایر شرکت‌کنندگان تست گرفته شد. گرم شدن شامل ۱۵ دقیقه تمرینات شانه و اندام تحتانی بود. آشنایی با محیط آزمایش و شیوه اجرای آزمون‌ها، برای شرکت‌کنندگان شامل انجام ۲ عمل فرود تک پا بعد از پرش اسپک در والیبال بود. تمام پرش و فرودهای به نحوی بود که

3. Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)



تصویر ۱. الکترومایوگراف بایومتریک و الکترود استفاده شده در پژوهش حاضر

تصویر ۲. نوار کنزیوتیپ مورد استفاده و نحوه تیپینگ

طب توانبخشی

آزمودنی‌ها، توپی را که توسط مربی در یک نقطه نگه داشته شده است را اسپک می‌زدند (تصویر شماره ۳).

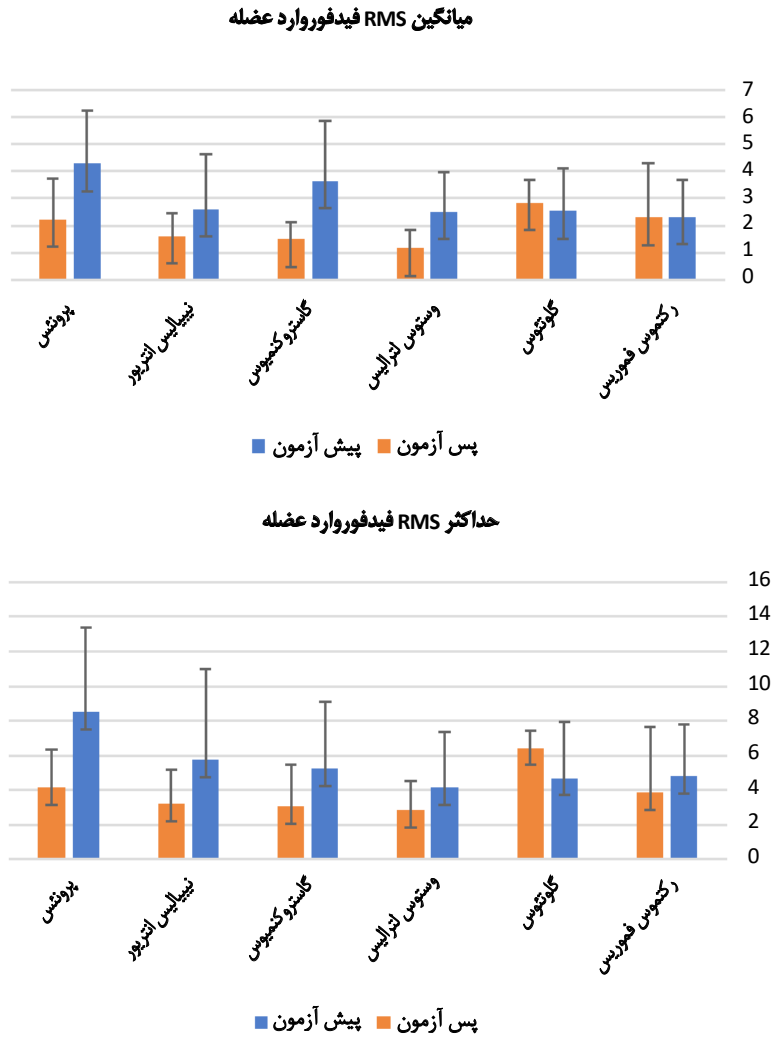
پردازش داده‌ها

در اولین مرحله از فرآیند پردازش داده‌ها، برای اطمینان یافتن از صحت داده‌ها، آزمونگر پشت سیستم و همکارش پشت آزمودنی می‌ایستد و چنان چه در حین اجرای تست مشکلی پیش می‌آمد نظیر جدا شدن الکترودها از پوست، فرود نیامدن صحیح، مجددا آزمون تکرار می‌شد. صحت داده‌ها به‌صورت پلات کردن و دیداری در نرم‌افزار متلب[۴] (شرکت متورکس، ماساچوست، آمریکا) بررسی شد. در مرحله فیلتر و نرمالیزکردن داده‌ها، به‌عنوان مراحل دوم و سوم فرآیند پردازش، به‌ترتیب، داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از فیلتر باترورث میان‌گذر با فرکانس قطع ۱۰-۵۰۰ هرتز با مرتبه ۴ و به میانگین سیگنال الکترومایوگرافی در فعالیت دینامیک نرمالیز شدند. بعد از ثبت داده‌ها از نرم‌افزار خروجی دستگاه الکترومیوگرافی ذخیره و وارد نرم‌افزار متلب شدند و پردازش اطلاعات انجام شد. برای آخرین مرحله از فرآیند پردازش داده‌ها، تحلیل داده‌ها (تبدیل داده‌های خام به متغیرهای وابسته پژوهش) انجام شد. در این مرحله، داده‌های الکترومیوگرافی به‌وسیله ریشه دوم میانگین مربعات و در پنجره‌های ۵۰ میلی‌ثانیه‌ای یکنواخت و فعالیت الکترومیوگرافی هر عضله در فاز فیدفوروارد محاسبه شد. در این پژوهش، فاز فیدفوروارد در محدوده زمانی ۲۰۰ میلی ثانیه‌ای (از ۱۶۰ میلی ثانیه قبل از برخوردپا به زمین تا ۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد) در نظر گرفته شد [۳۴].

4. Custom-written MATLAB (2014a)Script

تصویر ۳. مراحل انجام حرکت سه گام و ضربه زدن به توپ و فرود

طب توانبخشی



طب توانبخشی

تصویر ۴. اطلاعات توصیفی فاز فیدفوروارد عملکرد عضلات اندام تحتانی در دو مرحله پیش آزمون و پس آزمون افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا هنگام فرود تک پا

برای تحلیل آماری، از میانگین، انحراف‌معیار و واریانس برای توصف داده‌ها و برای ارزیابی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک[5] استفاده شد. برای بررسی تفاوت بین پیش و پس‌آزمون از آزمون تی وابسته[6] در سطح معناداری (P≤۰/۰۵) استفاده شد.

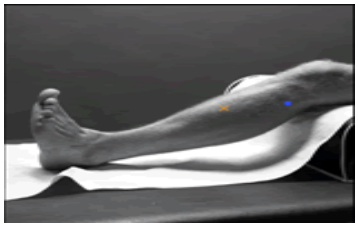
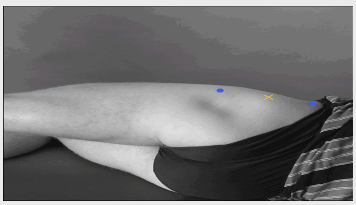
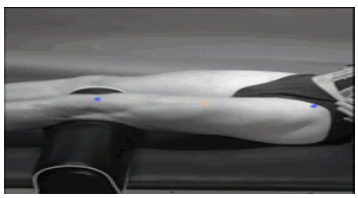
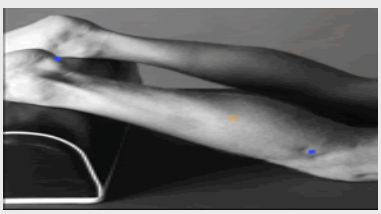
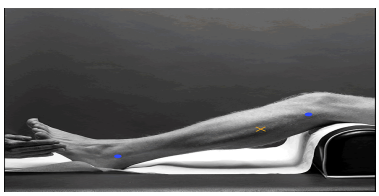
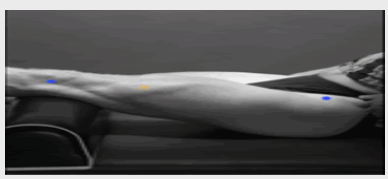
یافته‌ها

میانگین و انحراف‌معیار سنی ۲/۴۸±۲۱/۷۶ سال، قد ۳/۶۰±۱۹۰/۱۵ سانتی‌متر و وزن ۶/۱۱±۸۲/۲۳ کیلوگرم بود. نتایج اطلاعات توصیفی متغیرهای مطالعه حاضر نشان داد در فاز فیدفوروارد به‌جز در متغیر حداکثر ریشه میانگین مربعات[7] عضله سرینی، در سایر متغیرها در پیش‌آزمون، ریشه میانگین مربعات بالاتری داشتند. به‌طور مشابه در میانگین این متغیرها نیز به‌جز در ریشه میانگین مربعات گلوتئوس در سایر متغیرها، در پیش‌آزمون میانگین بالاتری داشتند (تصویر شماره ۴).

نتایج آزمون تی همبسته در بررسی اثر تیپینگ بر متغیرهای بیومکانیکی در فاز فیدفوروارد فرود تک‌پا، تنها اثر معناداری بر متغیر حداکثر ریشه میانگین مربعات عضله نازک‌نئی بلند (P=۰/۰۲) و ریشه میانگین مربعات عضله نازک‌نئی بلند (P=۰/۰۳) را نشان داد (جدول شماره ۲)، درحالی‌که تیپینگ و بر سایر متغیرها اثر معناداری نشان نداد (P≥۰/۰۵).

5. Shapiro-Wilk
6. Paired T Test
7. Root-Mean-Squared (RMS)

جدول ۱. الکترودگذاری درعضلات منتخب (محل قرارگیری الکترود در تصاویر با علائت ضربدر مشخص شده است)

عضله	عمل اصلی	محل قرارگیری الکترود	فاصله الکترودها از یکدیگر	تصویر
تیبیآلیس آنتریور (ساقی قدامی)	دورسی فلکشن	یک سوم فوقانی خط متصل‌کننده قوزک داخلی به سر استخوان فیبولا	۲۰ میلی‌متر	
گلوتئوس مدیوس (سرینی میانی)	ابداکشن ران	۵۰ درصدی خط متصل‌کننده خارخاصره‌ای به تروکانتر بزرگ	۲۰ میلی‌متر	
چهارسر رانی (راست رانی)	اکستنشن زانو و فلکشن ران	۵۰ درصدی خط متصل‌کننده قسمت جلویی خارخاصره فوقانی به لبه بالایی استخوان کشکک	۲۰ میلی‌متر	
گاستروکنمیوس (خارجی) (دوقلو خارجی)	فلکشن در مفصل زانو	یک‌سوم فوقانی خط متصل‌کننده پاشنه به سر استخوان فیبولا	۲۰ میلی‌متر	
پرونئوس لانگوس (نازک نئی بلند)	پلانتار فلکشن و اورژن	۲۵ درصدی خط متصل‌کننده سر استخوان نازک‌نئی به قوزک خارجی	۲۰ میلی‌متر	
چهارسر رانی (پهن خارجی)	اکستنشن زانو	دو سوم خط متصل‌کننده قسمت جلویی خارخاصره فوقانی به لبه خارجی استخوان کشکک	۲۰ میلی‌متر	

طب‌توانبخشی

جدول ۲. نتایج آزمون تی همبسته عملکرد عضلات اندام تحتانی فاز فیدفوروارد در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا هنگام فرود تک پا

متغیر		میانگین±انحراف معیار		اختلاف میانگین	T	P
		پیش آزمون	پس آزمون			
حداکثر ریشه میانگین مربعات فیدفوروارد عضله (درصد)	راست رانی	۴/۷۹±۳/۰۲	۳/۸۷±۳/۸۰	۰/۹۲	۰/۴۸	۰/۶۸
	سرینی میانی	۴/۷۱±۳/۲۲	۶/۴۵±۱/۰۰	۱/۷۴-	۰/۵۲-	۰/۶۴
	پهن خارجی	۴/۱۳±۳/۲۲	۲/۸۳±۱/۶۹	۱/۳۰	۱/۰۱	۰/۴۲
	دوقلو خارجی	۵/۲۵±۳/۸۵	۳/۰۶±۲/۴۳	۲/۱۹	۱/۷۱	۰/۲۳
	ساقی قدامی	۵/۷۳±۵/۲۲	۳/۱۹±۱/۹۷	۲/۵۴	۱/۲۲	۰/۳۱
	نازک نئی بلند	۸/۵۲±۴/۸۳	۴/۱۳±۲/۳۴	۴/۳۹	۳/۴۰	۰/۰۲
ریشه میانگین مربعات فیدفوروارد عضله (درصد)	راست رانی	۲/۳۲±۱/۳۸	۲/۲۹±۲/۰۰	۰/۰۳	۰/۰۸	۰/۹۴
	سرینی میانی	۲/۵۳±۱/۵۷	۲/۸۴±۰/۸۶	۰/۳۱-	۰/۴۰	۰/۷۲
	پهن خارجی	۲/۵۱±۱/۴۸	۱/۱۶±۰/۷۰	۱/۳۵	۲/۸۰	۰/۱۱
	دوقلو خارجی	۳/۶۵±۲/۲۲	۱/۴۹±۰/۶۴	۲/۱۶	۱/۷۵	۰/۲۲
	ساقی قدامی	۲/۶۲±۱/۹۹	۱/۶۰±۰/۸۷	۱/۰۲	۰/۸۸	۰/۴۵
	نازک نئی بلند	۴/۲۸±۱/۹۵	۲/۴۶±۱/۴۹	۱/۸۲	۳/۰۷	۰/۰۳

طب توانبخشی

بحث

هدف پژوهش، بررسی فعالیت فیدفوروواردی عضلات ساقی قدامی، دوقلو خارجی، نازک‌نئی بلند، سرینی میانی، پهن خارجی و راست رانی اندام غیرغالب حین پرش-فرود تک‌پا در والیبالیست‌های حرفه‌ای با بی‌ثباتی مزمن مچ پا با و بدون تیپینگ بود. نتایج نشان داد در فاز فیدفوروارد به‌جز در متغیر حداکثر ریشه میانگین مربعات عضله گلوتئوس، در سایر متغیرها در پیش‌آزمون ریشه میانگین مربعات بالاتری نسبت به پس‌آزمون داشتند. به‌طور مشابه در میانگین این متغیرها نیز به‌جز در ریشه میانگین مربعات گلوتئوس، در سایر متغیرها، میانگین بالاتری در پیش‌آزمون مشاهده شد. این اختلاف تنها بر متغیر حداکثر ریشه میانگین مربعات عضله پرونئوس (P=۰/۰۲) و ریشه میانگین مربعات عضله پرونئوس (P=۰/۰۳) معنادار بود. در حالی‌که تیپینگ بر سایر متغیرها اثر معناداری نشان نداد (P≥۰/۰۵).

طبق گفته استیب و همکاران، پیچ‌خوردگی مچ پا باعث تغییراتی در حس عمقی، قدرت عضلانی و تعادل می‌شود [۳۵]. مشخص شده است که عضله پرونئوس لانگوس اولین عضله‌ای است که در پاسخ به اینورژن ناگهانی مچ پا منقبض می‌شود و برای کنترل ثبات دینامیکی مفصل مچ پا مهم است [۳۶]. عضله تیبیالیس انتریور، دورسی فلکسور و اینورتور نیز نقش مهمی در ثبات مچ پا دارد. بنابراین، ممکن است عضلات پرونئوس لانگوس و تیبیالیس انتریور در ورزشکاران با بی‌ثباتی مزمن مچ پا دچار اختلال شوند. این اختلال ممکن است منجر به جلوگیری ناکارآمد اینورژن مچ پا در مراحل اولیه فرود شود، درنتیجه سرعت زاویه‌ای اینورژن بالاتری در فاز نزولی ایجاد می‌کند [۳۶].

سودا و ساکو گزارش کردند که در مرحله قبل از فرود، افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، سطوح پایین‌تری از فعالیت عضله لونگوس پرونئوس داشتند، اما در مرحله بعد از فرود سطح فعالیت بیشتر بود. از سوی دیگر، کنترل عضلات پرونئوس لونگوس و گاستروکنمیوس خارجی به‌طور هم‌زمان و زودتر آغاز شد و سپس عضله تیبیالیس قدامی شروع شد، درحالی‌که در بیماران با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، هر ۳ عضله به‌طور هم‌زمان فعال می‌شدند [۳۷]. همچنین پیشنهاد کرده‌اند که افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا تمایل دارند از استراتژی‌های مفصل ران برای تعادل و ثبات در مرحله فرود استفاده کنند [۳۸]. تاشمن و همکاران پیشنهاد کردند که ثبات صفحه فرونتال اندام تحتانی به‌شدت بر مرحله فرود پرش تأثیر می‌گذارد [۳۹]. این تأثیر درنتیجه پیش کشش عضلات گلوتئوس مدیوس در مرحله اولیه بود که به مفاصل ران کمک می‌کند تا در مرحله فرود ابداکشن انجام دهند و اثراتی مانند شوک و بی‌ثباتی ناشی از استفاده از تک‌پا برای حمایت بدن را جبران کند [۳۹].

قبلاً فرض شده بود که کینزیوتیپینگ باعث افزایش فعالیت عضلات در حین فعالیت می‌شود [۴۰]. مشابه سایر تکنیک‌های تیپینگ، اعتقاد بر این بود که این امر از طریق افزایش تحریک

گیرنده‌های مکانیکی پوستی اتفاق می‌افتد که متعاقباً منجر به افزایش فعالیت موتور حرکتی می‌شود که به فعال شدن عضلات قوی‌تر و سریع‌تر کمک می‌کند. نتایج این مطالعه این نظریه را تأیید نمی‌کند، بلکه یک اثر متضاد است. چندین مکانیسم ممکن است مسئول این کاهش فعالیت عضلانی باشند؛ درحالی‌که تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوستی به افزایش فعالیت نورون حرکتی گاما و متعاقباً افزایش حساسیت دوک عضلانی کمک می‌کند [۴۱].

در مطالعه یاماشیرو و همکاران نشان داده شد که استفاده مکرر از نوار حرکتی در تیپینگ تعادلی مچ پا طی ۲ ماه، باعث افزایش دامنه حرکتی مچ پا شد. نوار حرکتی ممکن است گیرنده‌های مکانیکی پوستی را تحریک کند [۴۲]. این امکان وجود دارد که وجود مداوم تیپ روی پوست منجر به کاهش فرآیندهای معمولی شود که به حس لامسه اجازه می‌دهد تا فعالیت انعکاسی و اختیاری عضلات را بهبود بخشد و منجر به کاهش فعالیت عضلانی شود. براساس این نظریه، نوار کینزیو ممکن است اثر مفیدی بر فعالیت ماهیچه‌ای داشته باشد، در صورتی که مفصل به حد فاصل اینورژن و پلانتار فلکشن نزدیکتر شود و منجر به تغییر شکل تیپ بیشتر شود. همان‌طورکه کشش روی تیپ افزایش می‌یابد، تحریک پوستی بعدی نیز افزایش می‌یابد که به‌طور بالقوه یک نشانه لمسی ارائه می‌کند که می‌تواند فعال‌سازی عضلانی پاسخ‌گو را در طول گردش مفصلی بیشتر تسهیل کند؛ درحالی‌که پژوهش‌های قبلی از چنین آشفتگی با یک نوار از نوار کینزیو استفاده کرده است که هیچ تأثیری ندارد، هنوز باید دید که آیا تیپ حمایتی‌تر می‌تواند منجر به افزایش فعال‌سازی عضلات شود یا خیر؟

عضلات نازک‌نئی عضلات اصلی برون گرداننده مفصل مچ پا است و تصور می‌شود زمان عکس‌العمل این عضلات و بزرگی پاسخ آن نقش مهمی در جلوگیری از گشتاورهای درون گرداننده مچ پا با زمین دارد و گشتاور برون‌گرداننده را تولید کنند [۱۵]. همچنین نشان داده شد که افراد دارای بی‌ثباتی، زمان پاسخ به اغتشاش متفاوتی نسبت به افراد سالم دارند. به‌کارگیری زودتر عضله سرینی میانی در افراد دارای بی‌ثباتی نشان از به‌کارگیری استراتژی هیپ می‌باشد. ازآنجاکه افراد دارای بی‌ثباتی عملکردی، نقص در عضلات اطراف مچ پا دارند، بنابراین استراتژی مچ پا به منظور حفظ وضعیت بدن نمی‌تواند پاسخ‌گوی اغتشاش باشد؛ به همین علت در افراد دارای بی‌ثباتی استراتژی غالب استراتژی هیپ می‌باشد. دگرگونی در زمان پاسخ به اغتشاش به‌دلیل تغییر در کنترل عصبی-عضلانی مرکزی گزارش شده است. بنابراین ضرورت توجه درمانگران به شناسایی استراتژی‌های جبرانی توصیه می‌شود [۴۳].

همچنین در پژوهشی در افراد مبتلا به بی‌ثباتی مزمن مچ پا، کاهش طول مدت فاز پیش‌خوراند و کاهش یا عدم وجود مهار سولئوس را در مرحله پیش‌خوراند آغاز حرکت برای تثبیت وضعیت بدن نشان داده است [۴۴]. کاهش معنادار در فعالیت عضله نازک‌نئی بلند و افزایش معنادار چرخش داخلی مچ پا در زمان پیش از برخورد پا با زمین در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نسبت به افراد سالم مشاهده شده است [۱۹]. اهمیت فعال‌سازی مناسب و به موقع عضلات پرونئال و عضلات پلانتار فلکسور مچ پا که نقش محافظتی و بسیار تعیین‌کننده‌ای در کنترل الگوهای حرکتی به هنگام فرود ایفا می‌کند، در پژوهش‌های مختلف مورد توجه قرار گرفته است [۱۹، ۴۵، ۴۶]. پژوهشگران بر نقش عضلات نازک‌نئی در جلوگیری از ایجاد گشتاورهای احتمالی اینورژنی مچ پا به هنگام فرود تأکید دارند [۱۹، ۴۵، ۴۶].

بیان شده است که عضلات پلانتار فلکسور نیز نقش بارزی در جلوگیری از بروز آسیب پیچ‌خوردگی مچ پا به‌وسیله به‌کارگیری گشتاور اکستنسوری مناسب در جهت کاهش شتاب بدن به سمت پایین، به هنگام فرود ایفا می‌کند. هانگ و همکاران [۴۷] فعال‌شدن الکترومایوگرافی عضلات ساق پا قبل و بعد از استفاده از نوار کینزیو را گزارش کردند. بااین‌حال، در آن مطالعه از تکنیکی خاص برای تیپینگ در حمایت از دوقلو و نعلی طراحی شده بود و هدف آن تعیین تأثیر نوار بر معیارهای عملکرد (ارتفاع پرش عمودی) به‌جای توانایی تثبیت مفصل بود. به همین ترتیب بریم و همکاران [۳]، اثر تکنیک‌های مختلف نوار چسب (از جمله کینزیوتیپینگ) بر فعالیت نازک‌نئی بلند در طول یک اغتشاش اینورژنی را گزارش کردند. درحالی‌که این یافته‌ها به پایداری مفصل مربوط می‌شوند، تکنیک نوار چسب در آن مطالعه تنها از یک نوار استفاده می‌کرد که رکابی را تشکیل می‌داد که از عضلات پرونئال حمایت می‌کرد.

یک توضیح جایگزین برای کاهش فعالیت ماهیچه‌ای که در این مطالعه مطرح شد و ممکن است در خواص مکانیکی نوار کنزیوتیپینگ یافت شود، به‌عنوان روشی برای بهبود دامنه حرکتی مفصل پیشنهاد شده است. بااین‌حال، تکنیک مورد استفاده در این مطالعه برای افزایش سفتی مفصل بدون تغییر حرکت کامل مفصل پیدا شده است [۴۸]. بنابراین، سیستم عصبی ممکن است افزایش حمایت مکانیکی در مفصل را درک کند و متعاقباً فعال‌سازی عضلانی را برای توضیح کاهش نیاز به مهار پویا برای تثبیت مفصل تطبیق دهد. اجزای مکانیکی نوار ممکن است بیشتر با نمایه‌های نیرو که در طول فرود مشاهده می‌شوند، برجسته شوند. با فعال‌سازی کمتر ماهیچه‌ای، می‌توان پیش‌بینی کرد که نیروهای فرود افزایش یابد [۲۶]. رابطه بین فعال شدن عضله و نیروهای واکنش زمین نامشخص است و مهم است که توجه داشته باشید که ما فقط نوار تیپ را در سراسر مفصل مچ پا اعمال کردیم و مفاصل زانو و ران را بی‌تأثیر گذاشتیم؛ درحالی‌که تیپینگ سنتی مچ پا برای تغییر حرکت شناسی در این مفاصل مشاهده شده است [۴۹، ۵۰]. این ممکن است در مورد نوار انعطاف‌پذیرتر کینزیو صادق نباشد. تجزیه‌وتحلیل سینماتیک و جنبشی برای محاسبه نیروها در مفاصل مچ پا، زانو و ران به روشن شدن نقش نوار در جذب نیرو در اندام تحتانی کمک می‌کند.

نتیجه‌گیری

یافته‌ها نشان می‌دهد، تپینگ نمی‌تواند باعث بهبود فعالیت عضلات منتخب در طی اجرای فرود تک پا در افراد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا بشود و نتایج کاهش فعالیت در عضلات را به‌جز عضله سرینی میانی نشان می‌دهد که افزایش فعالیت فیدفورواردی این عضله می‌تواند دلیلی بر حرکات جبرانی در مفصل لگن در این افراد باشد. ازاین‌رو بهتر است از سایر تمرینات و روش‌ها برای بهبود فعالیت عضلات در این افراد در مراحل بازتوانی و تمرینات برای بهبود فعالیت فیدفورواردی عضلات استفاده شود. ضمن اینکه، برای درک بهتر عملکرد عضلات، با رویکرد بررسی سینرژیکی توصیه می شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش، ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشکده علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی در نظر گرفته شده و کد تأییدیه پژوهش به شماره ۱۰۰۰/۱۵۴ک.ا.پ دریافت شده است.

حامی مالی

مقاله حاضر برگرفته از رساله دکترای تخصصی آقای امین فرزامی در رشته بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکز است و حامی مالی نداشته است.

مشارکت نویسندگان

ایده، بررسی و تحلیل داده‌ها و تدوین و ویرایش مقاله: امین فرزامی و حیدر صادقی؛ نهایی‌سازی: همه نویسندگان.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان از والیبالیست‌های حرفه‌ای با بی‌ثباتی مزمن مچ پا شهرستان اراک که به‌صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند، تشکر و قدردانی می‌کنند.

References

[1] Briner WW Jr, Kacmar L. Common injuries in volleyball. Mechanisms of injury, prevention and rehabilitation. Sports Medicine. 1997; 24(1):65-71. [DOI:10.2165/00007256-199724010-00006] [PMID]

[2] Gerberich SG, Luhmann S, Finke C, Priest JD, Beard BJ. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. The Physician and Sports Medicine. 1987;15(8):75-9. [DOI:10.1080/00913847.1987.11702055]

[3] Briem K, Eythörsdöttir H, Magnúsdóttir RG, Pálmarsson R, Rúnarsdöttir T, Sveinsson T. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2011; 41(5):328-35. [DOI:10.2519/jospt.2011.3501] [PMID]

[4] Verhagen EA, Van der Beek AJ, Bouter LM, Bahr RM, Van Mechelen W. A one season prospective cohort study of volleyball injuries. British Journal of Sports Medicine. 2004; 38(4):477-81. [DOI:10.1136/bjsm.2003.005785] [PMID] [PMCID]

[5] McNitt-Gray JL, Hester DM, Mathiyakom W, Munkasy BA. Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force. Journal of Biomechanics. 2001; 34(11):1471-82. [DOI:10.1016/S0021-9290(01)00110-5] [PMID]

[6] Gribble PA, Radel S, Armstrong CW. The effects of ankle bracing on the activation of the peroneal muscles during a lateral shuffling movement. Physical Therapy in Sport. 2006; 7(1):14-21. [DOI:10.1016/j.ptsp.2005.10.003]

[7] Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY. An epidemiological survey on ankle sprain. British Journal of Sports Medicine. 1994; 28(2):112-6. [DOI:10.1136/bjsm.28.2.112] [PMID] [PMCID]

[8] Freeman M, Dean MRE, Hanham IWF. The etiology and prevention of functional instability of the foot. Journal of Bone and Joint Surgery British. 1965; 47-B:678-85. [DOI:10.1302/0301-620X.47B4.678]

[9] Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. Journal of Athletic Training. 2002; 37:364-75. [PMID] [PMCID]

[10] Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. Sports Medicine. 2000; 29(5):361-71. [DOI:10.2165/00007256-200029050-00005] [PMID]

[11] Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty CL, Fourchet F, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: A position statement of the International Ankle Consortium. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2013; 43(8):585-91. [DOI:10.2519/jospt.2013.0303] [PMID]

[12] Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: A systematic review with meta-analysis. Journal of Science and Medicine in Sport. 2010; 13(1):2-12. [DOI:10.1016/j.jsams.2009.03.004] [PMID]

[13] Gutierrez GM, Knight CA, Swanik CB, Royer T, Manal K, Caulfield B, et al. Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. The American Journal of Sports Medicine. 2012; 40(1):193-201. [DOI:10.1177/0363546511422323] [PMID]

[14] 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. [DOI:10.1016/j.clinbiomech.2004.03.001] [PMID]

[15] Suda EY, Amorim CF, Sacco Ide C. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009; 19(2):e84-93. [DOI:10.1016/j.jelekin.2007.10.007] [PMID]

[16] Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM. Principles of neural science. Hoboken: Prentice-Hall Internationaln; 1991. [Link]

[17] Yousefi M, Sadeghi H. [Ankle movement pattern variation during walking in people with functional ankle instability: A review article (Persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2017; 6(2):234-45. [DOI:10.22037/JRM.2017.1100330]

[18] Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. The American Journal of Sports Medicine. 2006; 34(12):1970-6. [DOI:10.1177/0363546506290989] [PMID]

[19] 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. [DOI:10.1002/jor.20235] [PMID]

[20] Dehghani V, Amiri A, Jamshidi A. [Perturbation training effect on the performance of people with functional ankle instability (Persian)] [MS Thesis]. Tehran: Tehran University Medical Sciences; 2012.

[21] Sadeghi M, Ebrahimi E, Maroufi N, Ashraf-jamshidi A. [Repeatability of ground reaction force during jump-landing in volleyball players with functional ankle instability (Persian)]. Journal of Kerman University of Medical Science. 2012; 19(1):63-72. [Link]

[22] Delahunt E. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. Journal of Bodywork and Movment Therapies. 2007; 11(3):203-13. [DOI:10.1016/j.jbmt.2007.03.002]

[23] Wyke B. The neurology of joints. Annals of the Royal College of Surgeons of England. 1967; 41(1):25-50. [PMID] [PMCID]

[24] Rowinski MJ, Gould JA, Davies GJ. Orthopaedic and sports physical therapy. St Louis (MO): CV Mosby; 1990. [Link]

[25] Spanos S, Brunswic M, Billis E. The effect of taping on the proprioception of the ankle in a non-weight bearing position, amongst injured athletes. The Foot. 2008; 18(1):25-33. [DOI:10.1016/j.foot.2007.07.003]

[26] Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. Journal of Athletic Training. 2012; 47(4):406-13. [DOI:10.4085/1062-6050-47.4.17] [PMID] [PMCID]

[27] Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: A meta-analysis of the evidence for its effectiveness. Sports Medicine. 2012; 42(2):153-64. [DOI:10.2165/11594960-000000000-00000] [PMID]

[28] Wilkerson GB. Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. Journal of Athletic Training. 2002; 37(4):436-45. [PMID] [PMCID]

[29] Thedon T, Mandrick K, Foissac M, Mottet D, Perrey S. Degraded postural performance after muscle fatigue can be compensated by skin stimulation. Gait & Posture. 2011; 33(4):686-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.02.027] [PMID]

[30] Seo HD, Kim MY, Choi JE, Lim GH, Jung SI, Park SH, et al. Effects of Kinesio taping on joint position sense of the ankle. Journal of Physical Therapy Science. 2016; 28(4):1158-60. [DOI:10.1589/jpts.28.1158] [PMID] [PMCID]

[31] Kim T, Kim E, Choi H. Effects of a 6-week neuromuscular rehabilitation program on ankle-evertor strength and postural stability in elite women field hockey players with chronic ankle instability. Journal of Sport Rehabilitation. 2017; 26(4):269-80. [DOI:10.1123/jsr.2016-0031] [PMID]

[32] Hass CJ, Bishop MD, Doidge D, Wikstrom EA. Chronic ankle instability alters central organization of movement. The American Journal of Sports Medicine. 2010; 38(4):829-34. [DOI:10.1177/0363546509351562] [PMID]

[33] Halseth T, McChesney JW, Debeliso M, Vaughn R, Lien J. The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. Journal of Sports Science & Medicine. 2004; 3(1):1-7. [PMID] [PMCID]

[34] Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: Current theory and implications for clinicians and scientists. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2001; 31(10):546-66. [DOI:10.2519/jospt.2001.31.10.546] [PMID]

[35] Steib S, Zech A, Hentschke C, Pfeifer K. Fatigue-induced alterations of static and dynamic postural control in athletes with a history of ankle sprain. Journal of Athletic Training. 2013; 48(2):203-8. [DOI:10.4085/1062-6050-48.1.08] [PMID] [PMCID]

[36] Li HY, Zheng JJ, Zhang J, Hua YH, Chen SY. The effect of lateral ankle ligament repair in muscle reaction time in patients with mechanical ankle instability. International Journal of Sports Medicine. 2015; 36(12):1027-32. [DOI:10.1055/s-0035-1550046] [PMID]

[37] Suda EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. Physical Therapy in Sport. 2011; 12(4):164-70. [DOI:10.1016/j.ptsp.2011.01.003] [PMID]

[38] Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. Journal of Athletic Training. 2002; 37(2):129-32. [PMID] [PMCID]

[39] Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. The American Journal of Sports Medicine. 2004; 32(4):975-83. [DOI:10.1177/0363546503261709] [PMID]

[40] Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method. Jeddah: Kinesio Taping Association International; 2013. [Link]

[41] Johansson H. Role of knee ligaments in proprioception and regulation of muscle stiffness. Journal of Electromyography and Kinesiology. 1991; 1(3):158-79. [DOI:10.1016/1050-6411(91)90032-Z] [PMID]

[42] Yamashiro K, Sato D, Yoshida T, Ishikawa T, Onishi H, Maruyama A. The effect of taping along forearm on long-latency somatosensory evoked potentials (SEPs): An ERP study. British Journal of Sports Medicine. 2011; 45(15):A9. [DOI:10.1136/bjsports-2011-090606.28]

[43] Yousefi M, Sadeghi H, Ilbeigi S, Rahimi A, Khaleghi Tazegy M. [Detection of compensatory mechanism during gait in individuals with functional ankle instability using inversion perturbation (persian)]. The Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2017; 6(4):240-8. [DOI:10.22037/JRM.2018.110751.1505]

[44] Yousefi M, Sadeghi H, Ilbiegi S, Ebrahimabadi Z, Kakavand M, Wikstrom EA. Center of pressure excursion and muscle activation during gait initiation in individuals with and without chronic ankle instability. Journal of Biomechanics. 2020; 108:109904. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2020.109904] [PMID]

[45] Wikstrom EA, Tillman MD, Schenker S, Borsa PA. Failed jump landing trials: Deficits in neuromuscular control. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2008; 18(1):55-61. [DOI:10.1111/j.1600-0838.2006.00629.x] [PMID]

[46] Samadi H. [Effect of neuro muscular training on electromyographic characters of ankle muscles and stability perception in male athlete with functional ankle instability (Persian)] [PhD. dissertation]. Tehran: University of Tehran; 2013. [Link]

[47] 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; 10:70. [DOI:10.1186/1475-925X-10-70] [PMID] [PMCID]

[48] Fayson SD, Needle AR, Kaminski TW. The effects of ankle Kinesio taping on ankle stiffness and dynamic balance. Research in Sports Medicine. 2013; 21(3):204-16. [DOI:10.1080/15438627.2013.792083] [PMID]

[49] Paulson S, Braun WA. Prophylactic ankle taping: Influence on treadmill-running kinematics and running economy. Journal of Strength and Conditioning Research. 2014; 28(2):423-9. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3182a1fe6f] [PMID]

[50] Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2002; 32(12):628-35. [DOI:10.2519/jospt.2002.32.12.628] [PMID]

پیوست ۱. پرسش‌نامه FAAM

ارزیابی توانایی پا و مچ (Foot and Ankle Ability Measure (FAAM

خرده مقیاس فعالیت‌ها و کارهای روزانه

لطفاً به هر سؤال تنها یک پاسخ که بیشترین ارتباط را با شرایط شما در هفتهٔ گذشته دارد، بدهید. اگر فعالیت مطرح‌شده در سؤال به‌وسیله چیزی غیر از مچ و پای شما محدود شده است "سایر موارد" را علامت بزنید.

فعالیت‌ها و کارهای روزانه	بدون سختی	اندکی سختی	تقریباً سخت	بسیار سخت	عدم توانایی اجرا	سایر موارد
ایستادن	۴	۳	۲	۱	۰	
راه رفتن روی سطح هموار	۴	۳	۲	۱	۰	
راه رفتن روی سطح هموار بدون کفش	۴	۳	۲	۱	۰	
بالا رفتن از سربالایی	۴	۳	۲	۱	۰	
پایین آمدن از سرازیری	۴	۳	۲	۱	۰	
بالا رفتن از پله	۴	۳	۲	۱	۰	
پایین رفتن از پله	۴	۳	۲	۱	۰	
راه رفتن روی زمین ناهموار	۴	۳	۲	۱	۰	
بالا رفتن و پایین آمدن از لبه جدول	۴	۳	۲	۱	۰	
نشست و برخاست (اسکوات)	۴	۳	۲	۱	۰	
بالا رفتن سرِ پنجه	۴	۳	۲	۱	۰	
شروع راه رفتن	۴	۳	۲	۱	۰	
۵ دقیقه یا کمتر راه رفتن	۴	۳	۲	۱	۰	
حدود ۱۰ دقیقه راه رفتن	۴	۳	۲	۱	۰	
۱۵ دقیقه یا بیشتر راه رفتن	۴	۳	۲	۱	۰	
کارهای منزل	۴	۳	۲	۱	۰	
فعالیت‌های روزمرهٔ زندگی	۴	۳	۲	۱	۰	
کارهای شخصی	۴	۳	۲	۱	۰	
کار آسان تا متوسط (ایستادن، راه رفتن)	۴	۳	۲	۱	۰	
کار سنگین (هل دادن/کشیدن، بالا رفتن، حمل کردن)	۴	۳	۲	۱	۰	
فعالیت‌های تفریحی	۴	۳	۲	۱	۰	

طب توانبخشی

پیوست ۲. پرسش‌نامه اطلاعات فردی
ارزیابی توانایی پا و مچ Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)
خرده مقیاس ورزش

ورزش	بدون سختی	اندکی سختی	تقریباً سخت	بسیار سخت	عدم توانایی اجرا	سایر موارد
دویدن	۴	۳	۲	۱	۰	
پریدن	۴	۳	۲	۱	۰	
فرود	۴	۳	۲	۱	۰	
استارت و استپ ناگهانی و سریع	۴	۳	۲	۱	۰	
حرکات جانبی/ برشی	۴	۳	۲	۱	۰	
توانایی انجام فعالیت با روش (تکنیک) نرمال آن	۴	۳	۲	۱	۰	
توانایی شرکت در ورزش مورد نظر خود را تا زمانی که دوست دارید	۴	۳	۲	۱	۰	

هم اکنون عملکرد خودتان را در حین فعالیت‌های ورزشی با دادن نمره بین ۰ تا ۱۰۰ چگونه ارزیابی می‌کنید، به‌طوری‌که نمره ۱۰۰ بدین معناست که فعالیت شما همانند دوران قبل از آسیب‌دیدگی در مچ پای شماست و نمره ۰ بدین معناست که هیچ‌کدام از فعالیت‌های معمول روزانه را نمی‌توانید انجام بدهید؟
..... درصد

به طور کلی سطح فعلی عملکرد خود را چگونه ارزیابی می‌کنید؟

طبیعی ☐ تقریبا طبیعی ☐ غیر طبیعی ☐ شدیدا غیرطبیعی ☐

This Page Intentionally Left Blank