Published Online: 2016.May.30

Research Article

Effect of Support Bandage on Ankle Joint's Compressive and Shear Forces among Elite Volleyball Players with Chronic Ankle Sprain in Landing after Jump

Mehdi Safari Bak[1*], Ahmad Ebrahimi Atri[2], Amin Gandomkar[3], Mostafa Payandeh[4]

1. PhD Student of Pathology and Corrective Movements, Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Isfahan University, Isfahan, Iran
2. Associate Professor of Sport Physiology, Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran
3. PhD Student of Sport Biomechanics, Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Mazandaran University, Babolsar, Iran
4. MSc of Pathology and Corrective Movements, Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

Received: 2015.October.23 Revised: 2016. January.15 Accepted: 2016.May.25

Abstract

Background and Aim: Lateral or inversion ankle sprain is the most common injury among athletes. The aim of the present study was to investigate the effect of ankle non-elastic tape (rigid tape) on shear and compressive forces during landing after a jump in young elite male volleyball players with chronic ankle sprain injury.

Materials and Methods: Participants of the present semi experimental study were 12 young elite volleyball players (age: 22.04±3.17, mass: 79.74±4.56, and height: 188.75± 5.85 cm), with a history of several external ankle sprains. They were asked to perform the landing after a jump in rigid tape and barefoot condition with dominant injured foot. The data were recorded via synchronization of video camera and force plate systems and then peak and mean compressive and shear mechanical forces of ankle joint were calculated with inverse dynamic theory in MATLAB software. The paired t-test was run to test the hypothesis in SPSS ($P<0.05$).

Results: No significant difference was observed in compressive forces between the two conditions of landing with rigid white tape and barefoot ($P>0.05$). However, the intervention of rigid tape led to a 45% significant reduction in peak shear force compared to barefoot condition ($P=0.04$). In addition, the mean shear force significantly decreased in tape band as compared with barefoot ($P=0.01$, 33%)

Conclusion: The use of rigid tape could lead to a same joint compressive force compared to barefoot landing. However, with reduction of joint shear force, it could be considered as a safe intervention in landing after a jump for protecting excessive shear stress.

Keywords: Support Bandage; Landing After Jump; Volleyball Players; Chronic Ankle Sprain

Cite this article as: Mehdi Safari Bak, Ahmad Ebrahimi Atri, Amin Gandomkar, Mostafa Payandeh. Effect of Support Bandage on Ankle Joint's Compressive and Shear Forces among Elite Volleyball Players with Chronic Ankle Sprain in Landing after Jump. J Rehab Med. 2017; 6(2): 27-35.

* **Corresponding Author**: Mehdi Safari Bak. PhD Student of Pathology and Corrective Movements, Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Isfahan University, University in Isfahan, Iran
Email: m.safari950@gmail.com

تأثیر بانداژ حمایتی بر نیروهای فشاری و برشی وارده بر مچ پای والیبالیست‌های دارای مچ پای ناپایدار در حین فرود از پرش

مهدی صفری بک[۱]، احمد ابراهیمی عطری[۲]، امین گندمکار[۳]، مصطفی پاینده[۴]

۱. دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۲. دانشیار فیزیولوژی ورزشی، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران
۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران. ساری، ایران
۴. کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی. مشهد، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹٤/۰۸/۰۱ بازنگری مقاله ۱۳۹٤/۱۰/۲۵ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۳/۰۵ *

چکیده

مقدمه و اهداف

پیچ‌خوردگی خارجی یا اینورژنی مچ رایج‌ترین آسیب در میان ورزشکاران است. هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر بانداژ حمایتی (بانداژ سفید یا غیرارتجاعی) بر نیروهای مکانیکی فشاری و برشی مفصل مچ پا حین فرود پس از پرش در والیبالیست‌های مرد نخبه جوان با پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا بود.

مواد و روش‌ها

۱۲ والیبالیست نخبه مرد جوان با میانگین سن۳±۲۲ سال، میانگین وزن ۴/۵۶±۷۹/۷۴ و میانگین قد ۵/۸۵±۱۸۸/۷۵ سانتی‌متر، با پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا در تحقیق نیمه-تجربی حاضر شرکت کردند. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا فرود پس از جهش را در شرایط بانداژ ورزشی و پای‌برهنه با پای دارای سابقه‌ی پیچ‌خوردگی آسیب‌دیده انجام دهند. داده‌ها طی همزمان‌سازی دستگاه‌های دوربین ویدئویی و صفحه نیروسنج ثبت و اوج و میانگین نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا از طریق تئوری دینامیک معکوس در نرم‌افزار متلب محاسبه شد. جهت آزمون فرضیه‌های پژوهشی از آزمون تی زوجی در نرم‌افزار SPSS با سطح معناداری ۹۵٪ استفاده شد (نسخه ۲۰).

یافته‌ها

تفاوت معناداری در نیروی فشاری مچ پا بین دو شرایط فرود با بانداژ ورزشی و پای‌برهنه مشاهده نشد. (P>۰/۰۵). با این وجود، استفاده از بانداژ منجر به کاهش معنادار ۴۵٪ در اوج نیروی برشی در مقایسه با شرایط پابرهنه شد (P=۰/۰۴). علاوه بر این، میانگین نیروی برشی مچ پا نیز به‌طور معناداری در بانداژ در مقایسه با پای‌برهنه کاهش یافت (۳۳٪ ، P=۰/۰۱).

نتیجه‌گیری

استفاده از بانداژ حمایتی در مقایسه با پای‌برهنه منجر به میزان مشابهی از نیروی فشاری طی فرود در مفصل مچ پا می‌شود. با این وجود، با کاهش نیروی برشی آن می‌تواند به‌عنوان درمانی ایمن برای محافظت مچ پا از نیروی برشی افزایش‌یافته برای والیبالیست‌ها در نظر گرفته شود.

واژگان کلیدی

بانداژ حمایتی؛ فرود پس از جهش؛ والیبالیست‌ها؛ اسپرین مزمن مچ پا

نویسنده مسئول: مهدی صفری بک. دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، گروه آسیب¬شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

آدرس الکترونیکی: m.safari950@gmail.com

مقدمه و اهداف

پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا با شیوع ۲۵٪ از کل آسیب‌های ورزشی، یکی از رایج‌ترین آسیب ورزشی در میان ورزشکاران به ویژه در والیبالیست‌ها، بسکتبالیست‌ها و فوتبالیست‌ها می‌باشد [۱-۲]. نتایج مطالعات گذشته حاکی از این است که این آسیب به وسیله یک پیچ‌خوردگی حاد ایجاد می‌شود[۳-۶]. پیچ خوردگی حاد مچ پا و آسیب لیگامانی و عدم درمان سریع و بهینه، زمینه‌ساز ایجاد پیچ‌خوردگی مزمن است [۳-۶]. حدود ۸۵ تا ۹۵٪ از آسیب‌های لیگامانی مچ پا متوجه لیگامان‌های خارجی است [۱، ۲، ۴، ۷].

آسیب رباط خارجی مچ پا بر اثر انحراف شدید مچ پا به داخل (به‌طور مثال پس از فرود) به وجود می‌آید. رباط خارجی مچ پا از سه نوار بافت پیوندی تشکیل می‌شود و استخوان نازک‌نی (فیبولا) را به استخوان قاپ (تالوس) و پاشنه متصل می‌کند. در واقع کارکرد رباط خارجی ممانعت از چرخش رو به داخل بیش از اندازه یا اینورژن پا و مچ پا است، اما اگر شدت این چرخش زیاد و فراتر از میزان تحمل رباط باشد، پارگی رباط رخ می‌دهد. این عارضه همان پیچ‌خوردگی و دررفتگی (رگ به رگ شدن) مچ پا است و شدت آن از پارگی کوچک جزیی همراه با درد کم تا پارگی کامل با درد طاقت‌فرسا متغیر است. حین ورزش به واسطه گشتاورهای خارجی ناشی از بازیکنان و یا گشتاوری که ناشی از شتاب خود بازیکن طی اجرای مهارت و گیر کردن پا روی زمین، بار چرخشی به مفصل اعمال می‌شود. اعمال بارهای خارجی و داخلی مکرر و فراتر از آستانه تحمل، لیگامان‌های مچ پا را در معرض افزایش طول پلاستیکی قرار داده و شرایط ناپایدارو تکرر پیچ خوردگی را در مفصل فراهم می‌کند.[۴]

والیبال ورزشی است که با حرکات برشی سریع[1]، انفجاری[2] و شتاب‌دار توأم است. این حرکات به‌طور پی‌درپی انجام می‌شود. به دلیل پرش و فرودهای زیاد در طول زدن اسپک و دفاع روی تور، آسیب‌های زیادی برای ورزشکاران اتفاق می‌افتد.[۸] گزارش شده است که آسیب‌های مچ پا و زانو در ورزش‌هایی با پرش-فرود شیوع بالایی دارد.[۲، ۳ و ۸-۹] به عنوان مثال، گری و همکارانش بیان داشتند که ۵۸٪ از آسیب‌های بسکتبالیست‌های زن در حرکت پرش-فرود[3] رخ می‌دهد.[۹] همچنین در مطالعه‌ای دیگر ۶۳٪ از آسیب‌های مچ و زانو مرتبط با حرکات پرش-فرود فرض شده است.[۱۰]

در ادبیات پژوهشی روش‌های مختلفی برای درمان و جلوگیری از این ضایعه ورزشی استفاده شده است. ازجمله‌ی آن‌ها می‌توان به بریس، بانداژ، تمرینات تقویت حس عمقی و غیره اشاره نمود.[۲] استفاده از بریس و نواربندی مچ پا در این بین رایج‌تر است. بریس و بانداژ با حمایت و ثبات‌دهی و تأثیر بر حس عمقی از پیچ‌خوردگی مچ پا محافظت می‌کنند. استفاده از بریس به دلیل محدودیت بیشتر و ممانعت از فعالیت آزادانه و ممنوعیت آن در برخی از رشته‌های ورزشی در میان ورزشکاران قابل ملاحظه و مورد استفاده نیست. بانداژ و نواربندی مفصل نسبت به بریس رایج‌تر و کاربردی‌تر است.[۲] دلیل استفاده از بانداژ به‌جای بریس در تحقیق حاضر نیز همین امر بوده است. رحیمی و همکاران گزارش کرده‌اند که بانداژ مانع از ۷۱٪ پیچ‌خوردگی‌های مچ پا می‌شود.[۵] در واقع بانداژ با ایجاد حمایت مکانیکی و تاثیر بر حس عمقی مانع از پیچ‌خوردگی مچ پا می‌شود.[۵] همچنین آنها با بررسی تاثیر کینماتیکی بانداژ، گزارش دادند که استفاده از بانداژ حمایت بیشتری را از مچ پا ایجاد نموده و آن را برای مقاصد بالینی پیشنهاد دادند.[۲]

بانداژ یا نواربندی[4] مچ پا یکی از اصلی‌ترین روش‌های جلوگیری، بازتوانی و تسهیل ریکاوری آسیب‌های رباطی ناشی از اسپرین مچ پا است.[۱، ۲، ۵ و ۱۲-۱۱] بانداژ سفید (سخت، غیرارتجاعی)[5] یکی از انواع رایج بانداژ است. مطالعات نشان داده‌اند که آوران‌های عصبی منتشره از حس عمقی رباط‌ها، کپسول مفصلی، بافت عضلانی و پوست به‌عنوان مکمل حس عمقی مفصل شناخته می‌شود.[۱، ۲، ۴ و ۱۳-۱۴] به‌طور خاص در مفصل مچ پا، نقش گیرنده‌های عضلانی-پوستی با توجه به تراکم و چگالی زیاد، بیشتر است.[۱۵، ۱۶] علاوه بر این، عضلات عمقی کوچک بسیاری پیرامون مفصل مچ پا وجود دارد که در درجه اول جهت مانیتورینگ حس وضعیت و حرکت عمل می‌کند.[۱۷] از آنجایی که بانداژ در تماس مستقیم با پوست است، حس عمقی را القا نموده و توانایی مانیتورینگ حس وضعیت و حرکت را برای گیرنده‌ها بهبود می‌بخشد.[۱، ۲، ۱۶]

اعمال گشتاورهای خارجی و انقباض‌های عضلانی طی حرکت منجر به ایجاد نیروهای مکانیکی از جمله نیروهای فشاری و برشی در مفاصل می‌شود. نیروی فشاری سطوح مفصلی را به سمت یکدیگر فشرده کرده و با نیروی عضلانی، وزن، نیروی ثقل و یا هر نیروی خارجی اعمال‌شده

1 Cutting Movement
2 Explosive
3 Jump-Landing
4 Taping
5 White (Rigid, Non Elastic) Tape

در راستای محور طولی استخوان و اندام ایجاد می‌شود. نیروی برشی به‌طور موازی با سطح مفصل اعمال شده و دو استخوان را در محل مفصل در راستای مخالف کشیده و اثر برشی بر سطح مفصل اعمال می‌کند.[۱۸] مطالعات انجام شده حاکی از این است که نیروهای مکانیکی افزایش یافته از جمله ریسک فاکتورهای آسیب مفصلی است.[۱۸-۲۰]

از سویی دیگر، علی‌رغم تعدد مطالعات گذشته، در بررسی اثربخشی روش‌های درمانی تنها به بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین توجه شده است. این در حالی است که نیروهای عکس العمل زمین در مفصل نسبت به حرکت دو اندام تشکیل دهنده‌ی مفصل، تبدیل به نیروهای عکس-العمل مفصلی شده و به همراه گشتاورهای حمایتی عضلانی نیروهای فشاری و برشی را در مفصل شکل می‌دهند.[۱۸، ۲۰] این نیروهای فشاری و برشی هستند که تعیین می‌کند آیا مفصل در معرض آسیب‌های ناشی از نیروهای فشاری (نظیر استرس فراکچر) یا نیروهای برشی و پیچشی نظیر اسپرین قرار دارد یا خیر.[۱۸، ۲۰] از سویی دیگر آسیب پیچ‌خوردگی مزمن و ناپایداری دائمی حاصل از آن مکانیک مفصل را برای عملکرد بهینه و ایمنی تحت تأثیر قرار می‌دهد.

با توجه به اینکه حرکت پرش—فرود با مکانیک جذبی بدن، مچ پا را در معرض گشتاور پیچشی قرار می‌دهد و تکرر دفعات این حرکت با تواتر زیاد برای والیبالیست‌ها طی هر بازی اتفاق می‌افتد، سوال پژوهشی ما این بوده است که آیا بانداژ حمایتی مچ پا می‌تواند بر نیروهای مکانیکی فشاری و برشی مچ پا در ورزشکاران نخبه با ناپایداری مزمن، حین فرود پس از جهش تاثیرگذار باشد؟ هدف ما نیز در پژوهش حاضر این است که با بررسی عملکرد ایمنی این نوع بانداژ آیا می‌توان آن را برای ورزشکاران نخبه‌ای با ناپایداری مچ پا جهت کنترل نیروهای مفصلی دخیل در بروز این آسیب و ثبات و رفع ناپایداری مچ پا توصیه کرد.

مواد و روش ها

جمعیت آماری پژوهش حاضر را والیبالیست‌های نخبه مرد جوان با آسیب مچ پای ناپایدار تشکیل دادند. ۱۲ نفر والیبالیست با میانگین سن ۳±۲۲ سال، میانگین وزن ۴/۵۶±۷۹/۷۴ کیلوگرم و قد ۵/۸۵±۱۸۸/۷۵ سانتی‌متر، با پیچ‌خوردگی خارجی مچ پا و ماندگاری علائم، که نیاز به بی‌حرکتی یا عدم تحمل وزن، برای حداقل ۳ روز، در طی ۶ ماه قبل از مطالعه و گزارش حداقل سه بار خالی شدن مچ پای درگیر ثانویه به پیچ‌خوردگی اولیه مچ پا را در طی یک سال گذشته گزارش کرده بودند، انتخاب شدند.[۲۱] والیبالیست نخبه بودن، داشتن آسیب پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا و ناپایداری آن و عدم وجود ناهنجاری‌های اسکلتی و سابقه شکستگی معیارهای ورود به تحقیق حاضر بودند.

هر گونه اختلال و ناهنجاری عضلانی-اسکلتی شامل زانوی پرانتزی و ضربدری، صافی و گودی کف پا، شکستگی اندام تحتانی به‌عنوان متغیرهای خروج تعیین شدند. وجود این شرایط از طریق پرسش‌نامه دموگرافی و ارزیابی بالینی معین شد. برای ارزیابی قوس طولی داخلی کف پا، میزان افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش رایج بررسی شد.[۱۹] برای این منظور، میزان ارتفاع برجستگی این استخوان از سطح زمین در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه‌گیری و میزان ۵-۹ میلی‌متر به‌عنوان محدوده شاخص استاندارد حالت طبیعی تعریف شد. در ارزیابی واروس زانو[۶]، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در شرایط پابرهنه در اکستنشن کامل زانو، با قوزک‌های به هم چسبیده و وضعیت قدامی کشکک بایستند. سپس فاصله بین دو اپی کندیل داخلی زانو اندازه‌گیری شد و میزان کمتر از ۲ سانتی‌متر به‌عنوان طبیعی در نظر گرفته شد.[۱۹] شرایط والگوس[۷] نیز از طریق اندازه‌گیری فاصله بین دو قوزک داخلی در حالت ایستاده با اکستنشن کامل و وضعیت قدامی کشکک ارزیابی شد و فاصله کمتر از ۱۰ سانتی‌متر به‌عنوان حد طبیعی تعریف شد.[۱۹] پس از امضای موافقت‌نامه و رضایت کتبی، حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها از طریق آزمون سارجنت[۸] ثبت گردید. برای این منظور، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا کنار دیوار ایستاده و دست خود را تا حد توان به بالا بکشند، درحالی‌که پاشنه پا از زمین جدا نشود. ارتفاع نوک انگشت علامت زده شد. سپس آزمودنی‌ها حداکثر پرش عمودی خود را انجام داده و بالاترین نقطه دستیابی را لمس نمودند. میزان تفاوت دو نقطه در سه تلاش با فاصله استراحت ۱ دقیقه به‌عنوان میزان حداکثر پرش عمودی محاسبه شد. سپس از آن‌ها خواسته شد تا آزمون پرش—فرود را برای دستیابی به نشانه‌ای قرار داده شده در ۵۰٪ ارتفاع حداکثر پرش عمودی انجام داده و با پای آسیب‌دیده فرود نمایند.[۲۰] کوشش صحیح شامل لمس و رسیدن به نشانه و فرود با پای آسیب‌دیده روی صفحه نیروسنج بود. میانگین سه کوشش صحیح

6 Knee Varus
7 Valgus
8 Sargent Vertical Jump Test

به‌عنوان داده‌ی مربوط به هر آزمودنی ثبت گردید. پروتکل آزمون حاضر شامل انجام حرکت پرش–فرود توسط یک گروه از آزمودنی‌های ذکر شده در دو حالت پای‌برهنه و با پای بانداژ شده بود.

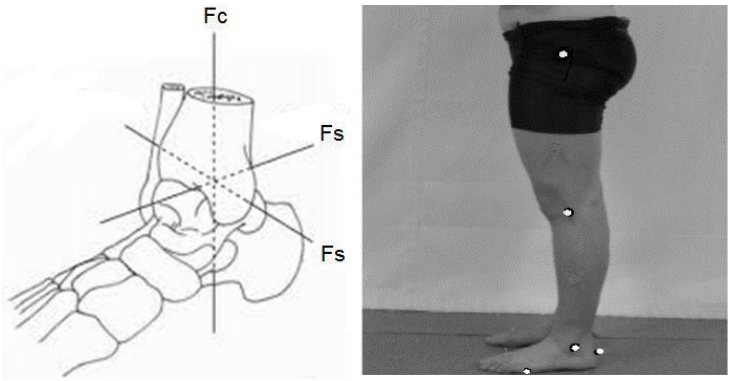
برای چسباندن بانداژ توسط متخصص فیزیوتراپی در ابتدا سه لایه نوار در طول سه رباط پیرامون بخش خارجی مچ چسبانده شد. نقطه شروع بخش فوقانی قوزک بود و تمام ناحیه کف‌پایی را نیز پوشش می‌داد. سپس سه لایه به‌طور مایل نسبت به سه لایه اولیه اضافه گردید. این لایه‌ها در نهایت با لایه‌های موازی ثابت شدند(تصویر ۱). در این نوع نواربندی، جابه‌جایی خارجی و داخلی عقب پا در صفحه فرونتال محدود می‌شود. همچنین به واسطه‌ی لایه‌های ثابت‌کننده‌ی لغزش خارجی مفصل زیر قاپی، حرکت اینورژن در مفصل زیر قاپی و در رفتگی چرخشی قدامی–خارجی قاپ محدود می‌شود. لایه‌های قدامی با بازوی گشتاوری بیشتر برای حمایت و ثبات میانه پا چسبانده شده‌اند. ناپایداری مزمن مچ معمولا به دلیل آسیب و تغییر ساختاری لیگامان‌های زیر قاپی ایجاد می‌شود؛ دلیل استفاده از این روش، اضافه کردن حمایت خارجی به نقش حمایت غیرفعال این لیگامان‌ها بود تا اثر ریسک فاکتورهای آسیب‌رسان را کاهش دهد.

تصویر ۱: نواربندی مچ پا

تعداد ۵ مارکر غیرفعال (با قطر ۲۲ میلی‌متر) به‌وسیله چسب دوطرفه بر اساس مدل اندام تحتانی وینتر روی شاخص‌های استخوانی تروکانتر بزرگ ران، کندیل خارجی انتهای پروگزیمال درشت‌نی، قوزک خارجی، پاشنه و متاتارسال پنجم نصب و ثابت گردید (تصویر ۲).[۲۲] یک دوربین ویدئویی (JVC, 200 Hz) جهت ثبت موقعیت مارکرها استفاده شد. برای این منظور دوربین در وضعیت مناسب (وضعیت عمود بر صفحه حرکتی) ثابت و ویژگی‌های تصویربرداری آن بر اساس مفروضات کارخانه‌ای جهت حصول حداکثر شفافیت و کیفیت، کنترل شد. دو میله‌ی صلب عمودی و افقی در مرکز صفحه‌ی نیروسنج به عنوان بردارهای مرجع کارتزین جایگذاری شد. داده‌های کینتیکی همزمان با داده‌های کینماتیکی ثبت‌شده به‌وسیله‌ی دوربین با استفاده از یک دستگاه نیروسنج (Kistler: Winterthur, Switzerland, 60*40 cm, 1000 HZ) ثبت گردید. تماس کامل پا به‌صورت برخورد دیداری پای آزمودنی‌ها و ارزیابی نمودار کامل نیروی عکس‌العمل زمین کنترل گردید. داده‌های خام با استفاده از فیلتر دیجیتال پایین گذر باترورث ۱۶ فیلتر و به وزن بدن نرمالایز گردید.

نیروهای فشاری و برشی مفصل تالوکرورال مچ پا به‌عنوان ریسک فاکتور آسیب مفصلی تعریف شد. نیروها و گشتاور مفصلی با استفاده از تئوری دینامیک معکوس و رابطه‌ی نیوتن–اولر محاسبه شد. نیروی فشاری[۹] از طریق برآیند نیروهای عمود بر سطح مفصل و نیروی برشی[۱۰] نیز از برآیند نیروهای عمل‌کننده در سطح مفصل محاسبه شد (تصویر ۲).[۲۰] در واقع پس از تشکیل مختصات کارتزین، نیروها به مختصات لوکال واقع در مفصل در حالی که بردارهای مرجع اندام‌های تشکیل‌دهنده‌ی مفصل هستند، تجزیه و برآیندها به‌عنوان نیروهای مفصلی فشاری و برشی در نظر گرفته شد.

9 Compressive Force
10 Shear Force



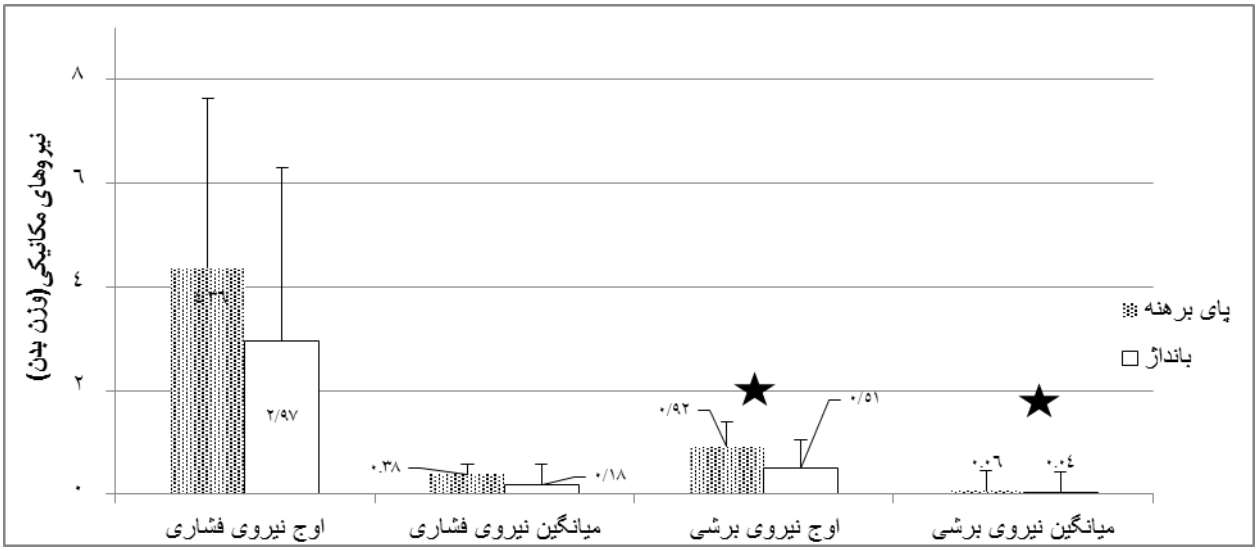
تصویر ۲: مارکرگذاری و نیروهای فشاری (Fc) و نیروهای برشی (Fs)

آزمون کولموگروف–اسمیرنوف برای آزمون نرمال بودن توزیع داده‌ها و آزمون t زوجی جهت آزمون فرضیه پژوهشی در نرم‌افزار SPSS در سطح معناداری ۹۵٪ (نسخه ۲۰) استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج نشان داد که تمامی داده‌ها از توزیع طبیعی برخوردار هستند (P>۰/۰۵). با توجه به حصول شرایط و فرضیه‌های آزمون پارامتریک، آزمون t زوجی برای بررسی اثر بانداژ حمایتی روی نیروهای مفصلی استفاده شد. تفاوت معناداری در اوج و میانگین نیروی فشاری بین دو شرایط فرود با مچ نواربندی شده با بانداژ و مچ بدون بانداژ (پای‌برهنه) وجود ندارد (نمودار ۱).

استفاده از بانداژ حمایتی منجر به کاهش معنادار ۴۵٪ در اوج نیروی برشی در مقایسه با فرود با پای‌برهنه شد (P=۰/۰۴). علاوه بر این، میانگین نیروی برشی به‌طور معناداری در بانداژ حمایتی در مقایسه با پای‌برهنه کاهش یافت (نمودار ۱) (۳۳٪، P=۰/۰۱).



نمودار ۱: نیروهای فشاری و برشی در دو شرایط بانداژ حمایتی و پای برهنه

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر بانداژ حمایتی (غیرارتجاعی، سفید) روی نیروهای مکانیکی فشاری و برشی مفصل مچ پا طی حرکت پرش–فرود در مقایسه با فرود با پای‌برهنه بود. والیبالیست‌های نخبه مرد جوان با سابقه‌ی پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا به دلیل شیوع بالای این آسیب در والیبالیست‌ها به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند. نتایج نشان داد که تفاوتی در اوج و میانگین نیروی فشاری مچ پا وجود ندارد. با این وجود، یک مطالعه در مورد بانداژ مچ پا افزایش معناداری در مؤلفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین طی استفاده از بانداژ مچ پا بیان نموده بود.[۲۳] این

تناقض می‌تواند به تفاوت در نوع آزمون مربوط شود: فرود در مقایسه با راه رفتن. علاوه بر این، عدم احراز تفاوت معنادار در شرایط بانداژ حمایتی و پای‌برهنه را می‌توان بر اساس معادله محاسباتی این متغیر توجیه نمود. به نظر می‌رسد مقادیر بالای نیروی عمودی در ادبیات پژوهشی با فعالیت افزایش یافته‌ی عضلانی جهت جذب جبران شده است. نیروی فشاری حاصل برآیند نیروی عکس‌العمل مفصلی و گشتاور عضلانی است.[۲۳] بر این اساس، مقادیر بالای نیروی عمودی با فعالیت عضلانی به نوعی منتفی شده و منجر به عدم تغییر نیروی فشاری شده است. این نظریه در تحقیقات قبلی تأیید شده است.[۲۳] نیروهای فشاری در ادبیات پژوهشی به‌عنوان ریسک فاکتور آسیب‌هایی ازجمله آرتروز پارگی و تخریب مینیسک در نظر گرفته شده است.[۲۴] مقادیر بالای این نیروها حین برخورد، ضربات تکراری و اعمال بار طولانی مدت، آسیب غضروف مفصلی ایجاد می‌نماید. نیروی فشاری افزایش‌یافته تکراری منجر به ریز آسیب در غضروف هیالین شده و با این آسیب نیروی بیشتری به سطح مفصلی وارد گردیده که می‌تواند ویژگی جذبی استخوان کورتیکال را کاهش دهد.[۲۵] با ایجاد نقص در توانایی جذب استخوان، فرآیند آسیب غضروف مفصلی تسریع پیدا می‌کند.[۲۵] کاهش این نیرو به‌ویژه برای ورزشکارانی که با فرودهای متعدد روبرو هستند جهت کاهش و به حداقل رساندن آسیب مفصلی حائز اهمیت می‌باشد.[۲۴] با این وجود، استفاده از بانداژ سخت و غیرارتجاعی ورزشی در کاهش نیروی فشاری ناتوان بود. فقدان کاهش بارگیری می‌تواند به دلیل محدودیت حرکتی مفصلی ایجاد شده به‌وسیله‌ی این بانداژ باشد. در واقع، این بانداژ سطوح مفصلی را موازی با یکدیگر قرار داده و وضعیت پایداری (وضعیت زنجیره‌ی بسته) ایجاد نموده که این وضعیت نمی‌تواند شرایط جذب بارگیری مفصل را فراهم نماید.

در متغیرهای حداکثر و میانگین نیروی برشی، استفاده از بانداژ حمایتی منجر به کاهش معنادار ۴۵٪ در مقایسه با فرود با پای‌برهنه شد. این یافته می‌تواند ناشی از پایداری مفصلی و اثر ثابت‌کنندگی ایجاد شده از این بانداژ حمایتی باشد که از لغزش سطوح مفصلی برخلاف یکدیگر جلوگیری می‌کند. این یافته با پژوهش‌های مشابه در مورد اثرات بانداژ سخت ورزشی همسو بود.[۲۳] نتایج پژوهش‌های گذشته حاکی از آن بود که بانداژ حمایتی می‌تواند با کاهش نیمی از نیروی برشی، حمایت کافی مکانیکی را برای محدود ساختن حرکت مفصلی حین راه رفتن فراهم نماید.[۲۳] این عمل منجر به کاهش نیروی برشی مچ پا می‌شود. در ادبیات پژوهشی، نیروی برشی به‌عنوان ریسک فاکتور آسیب‌های مفصلی شناخته می‌شود.[۱۸] نیروی برشی مکانیکی اثر قیچی‌وار (استرس لغزشی) را روی سطح مفصل اعمال نموده و می‌تواند سطوح مفصلی را از یکدیگر منحرف سازد. مقادیر بالای این نیرو نیز فشار مازادی بر ساختارهای محافظتی سطح افقی ازجمله رباط‌ها تحمیل می‌کند.[۲۶] مقادیر افزایش‌یافته تکراری و مداوم نیروی برشی منجر به طویل–شدگی پلاستیکی در رباط‌ها شده و ناپایداری در مفصل ایجاد می‌نماید.[۲۶] این مسئله در آسیب والیبال به‌عنوان پیچ‌خوردگی اینورژنی مزمن مچ پا برجسته است. پژوهشگران معمولاً در حال جستجو در مورد راه‌هایی برای کاهش نیروهای مکانیکی مفصلی و کاهش ظرفیت آسیب مفصلی هستند. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که استفاده از بانداژ حمایتی با کاهش نیروهای اعمال‌شده‌ی برشی می‌تواند ظرفیت ایجاد و توسعه‌ی آسیب‌های مربوط به نیروی برشی افزایش‌یافته را کاهش دهد. این کاهش استرس برشی در شرایط خستگی و کاهش ظرفیت جذبی عضلانی برای ورزشکاران دارای اهمیت بیشتری است. در واقع کاهش این استرس با افزایش پایداری مفصلی می‌تواند منجر به اثربخشی و عملکرد بهتری به‌ویژه در مدت طولانی گردد.

زاویه ولگوس زانو از جمله متغیرهای هدف در تعیین و بررسی میزان آسیب به مفاصل زانو و مچ است. در تحقیق حاضر با توجه به دینامیک بودن پروتکل، این متغیر طی فرود بررسی نشد. پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آتی مورد توجه قرار گیرد. محدودیت دیگر بررسی روی والیبالیست مرد بود. ادبیات پژوهشی اظهار داشته است که متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی از جمله شتاب برخوردی، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی و جابه‌جایی فلکشنی زانو و جذب انرژی مفصل مچ پا بین دو جنس متفاوت است.[۲۷–۲۹] متأسفانه نتایج تحقیق حاضر قابل ارجاع به والیبالیست‌های زن نیست. تحقیقات آتی باید نتایج تحقیق حاضر را در آزمودنی‌های زن بررسی نماید. علاوه بر این، با توجه به شیوع کاربرد درمانی سایر بانداژهای رایج، تمرکز تحقیقات بعدی بر اثرگذاری انواع مختلف بانداژ ها بین ورزشکاران و ورزش‌های مختلف پیشنهاد می‌شود. همچنین بررسی توان مفصلی جهت ارزیابی کاربرد احتمالی آن در تولید انرژی و جریان آن بین مفاصل در سیستم اندام تحتانی می‌تواند اثرگذاری جامع آن را آشکار سازد.

نتیجه‌گیری

استفاده از بانداژ حمایتی در مقایسه با فرود با پای‌برهنه منجر به مقادیر مشابهی از نیروهای فشاری در مفصل مچ پا در والیبالیست‌ها گردید. با این وجود، با کاهش نیروی برشی می‌توان این بانداژ را به‌عنوان درمانی ایمن در فرود معرفی نمود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله حاضر بر خود لازم می‌دانند که از تمامی شرکت‌کنندگان در پژوهش پیش‌رو از جمله بازیکنان تیم والیبال میزان خراسان، مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد تقدیر و تشکر نمایند.

منابع مالی

پژوهش حاضر برگرفته از یک طرح پژوهشی می‌باشد که تحت حمایت مالی هیچ سازمانی نبوده است.

منابع

1. Domingo, C., Diego, I., Rueda, F., Roman, A., Carnero, J. Effect of Kinesiology Tape on Measurements of Balance in Subjects with Chronic Ankle Instability: a randomized clinical trial. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2015; 96(12): 2169-75.
2. B. Kuni, J. Mussler, E. Kalkum, H. Schmitt, S.I. Wolf. Effect of kinesiotaping, non-elastic taping and bracing on segmental foot kinematics during drop landing in healthy subjects and subjects with chronic ankle instability. Physiotherapy; 2016: In Press.
3. Huurnink,A., Fransz, D., Kingma, I., Verhagen, E., van Dieen, J. Postural stability and ankle sprain history in athletes compared to uninjured controls. Clinical Biomechanics.2014; 29 (2): 183–188.
4. Andrew, R., Garras, D., Simon Lee, MD. Disorders of the Foot and Ankle. Operative Techniques in Sports Medicine. 2014, 22 (4): 270-281.
5. Abbas Rahimi, Elaheh Shoara, Mohsen Razeghi, Ali Farhadi. The effects of ankle taping on 3-dimensional kinematic findings of the ankle joint during walking on level ground . Pajoohandeh Journal. 2013; 17 (6) :279-285 [In Persian].
6. Pour Kazemi F, Naseri N, Bagheri H, Fakhari Z. The effect of chronic ankle instability on knee joint position sense. Journal of modern rehabilitation. 3 (1,2): 33-42 [In Persion].
7. Mohsen Movahedi Yeganeh. Treatment of Combined Lateral Ankle Instability and Proneus Brevis Tendon Injury. Iranian Journal of Orthopaedic Surgery.2009, 7 (4): 149-53 [In Persion].
8. Augustsson, S., et al., Injuries and preventive actions in elite Swedish volleyball. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 2006. 16(6): p. 433-440.
9. Gray, J., et al., A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. International journal of sports medicine, 1985. 6(6): p. 314-316.
10. Gerberich, S.G., Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. Physician and sportsmedicine, 1987. 15(8): p. 75-79.
11. Chang, Y., et al. Effect of ankle taping on standing balance in the individuals with functional ankle instability. in ISBS-Conference Proceedings Archive. 2010.
12. Callaghan, M.J. Role of ankle taping and bracing in the athlete. British journal of sports medicine, 1997. 31(2): p. 102-108.
13. Callaghan, M., et al., Effects of patellar taping on knee joint proprioception. Physiotherapy, 2000. 86(11): p. 590.
14. Refshauge, K.M., S.L. Kilbreath, and J. Raymond, The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2000. 32(1): p. 10-15.
15. Kavounoudias, A., R. Roll, and J.P. Roll, Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. The Journal of physiology, 2001. 532(3): p. 869-878.
16. Roll, R., A. Kavounoudias, and J.-P. Roll, Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. Neuroreport, 2002. 13(15): p. 1957-1961.
17. Spanos, S., M. Brunswic, and E. Billis, The effect of taping on the proprioception of the ankle in a non-weight bearing position, amongst injured athletes. The foot, 2008. 18(1): p. 25-33.
18. Hamill, J. and K.M. Knutzen, Biomechanical basis of human movement 3rd Edition. 2009: Lippincott Williams & Wilkins.
19. Gandomkar A, Eslami M, Hosseini nejad S E, Khezri D, Jahedi V. Can unstable shoe be used as a safety training shoe for rehabilitation exercises?. REHABILITATION 2014; 15(1): 1029-1037 [in Persian].
20. Winter, D.A., Biomechanics and motor control of human movement. 2009: John Wiley & Sons.
21. Wikstrom EA, Fournier KA, McKeon PO. Postural control differs between those with and withoutchronic ankle instability. Gait & posture. 2010;32(1):82-6.
22. Robertson, G., et al., Research methods in biomechanics, 2E. 2013: Human Kinetics.

23. Yi, C.-H., et al., Effect of ankle taping and exercise on EMG and kinetics during landing. Journal of Physical Therapy Science, 2003. 15(2): p. 81-85. [22]. Decker, M.J., et al., Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clinical Biomechanics, 2003. 18(7): p. 662-669.
24. Sasimontonkul, S., B.K. Bay, and M.J. Pavol, Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. Journal of biomechanics, 2007. 40(15): p. 3503-3509.
25. Hamill, J. and K.M. Knutzen, Biomechanical basis of human movement 3rd Edition. 2009: Lippincott Williams & Wilkins.
26. Akhavi Rad M B, Mehdi Barzi D, Jashn S, Radmanesh M. Prevalence of foot and knee deformities in girls ages 5 School District Tehran. Hakim Research Journal 2006; 9(2): 18-23. [in persian].
27. Decker, M.J., et al., Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clinical Biomechanics, 2003. 18(7): p. 662-669.
28. Salci, Y., et al., Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. Clinical Biomechanics, 2004. 19(6): p. 622-628.
29. Schmitz, R.J., et al., Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. Clinical Biomechanics, 2007. 22(6): p. 681-688.