تأثیر تیپ کینزیو بر نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا در فرود تک پای والیبالیست‌های مرد نخبه مبتلابه ناپایداری مزمن مچ پا

مهدی صفری‌بک*[۱]، رضا بهاری‌فرد[۲]، امین گندمکار[۳]

۱. دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی ورزشی و حرکت اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

۲. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.

۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۷/۲۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۱۰/۲۵ شماره صفحات: **۱۳۹ تا ۱۴۷**

چکیده

با توجه به اینکه از پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا به‌عنوان یکی از رایج‌ترین آسیب‌ها میان ورزشکاران یاد می‌شود و بهره‌گیری از تیپینگ به‌عنوان یکی از راه‌های پیشگیری از این آسیب توصیه می‌شود، هدف پژوهش حاضر تعیین تأثیر تیپ کینزیو بر نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا، طی فرود تک‌پا بود. ۱۲ آزمودنی انتخاب‌شده بر اساس معیارهای ورود به پژوهش، فرود تک‌پا روی صفحه نیرو کیستلر را پس از پرش، در شرایط تیپ کینزیو و پای‌برهنه با پای آسیب‌دیده انجام دادند. اوج و میانگین نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا در نرم‌افزار متلب محاسبه شد. برای آزمون فرضیه‌ها از آزمون تی زوجی استفاده شد ($P\leq ۰/۰۵$). تفاوت معناداری بین متغیرها در شرایط فرود با پای‌برهنه (میانگین نیروی برشی ۰/۰۱±۰/۰۵، اوج نیروی برشی ۰/۰۶±۰/۸۵، میانگین نیروی فشاری ۰/۰۲±۰/۳۹، اوج نیروی فشاری ۰/۲۲±۴/۴۱) و تیپ کینزیو (میانگین نیروی برشی ۰/۰۱±۰/۰۵، اوج نیروی برشی ۰/۰۶±۰/۸۲، میانگین نیروی فشاری ۰/۰۳±۰/۳۸، اوج نیروی فشاری ۰/۲۸±۴/۴۳) مشاهده نشد ($P>۰/۰۵$). با توجه به نتایج تحقیق، به نظر نمی رسد، استفاده از تیپ کینزیو به‌عنوان راهکاری ایمن برای محافظت مچ پا از نیروهای مکانیکی فشاری و برشی در والیبالیست‌ها قابل توصیه باشد.

کلیدواژه‌ها: اسپرین مزمن مچ پا، والیبال، تیپ کینزیو، نیروهای مفصلی

The effects of Kinesio tape on compressive and shear forces of ankle joint during single-leg landing for men elite volleyball players with chronic ankle instability

Mahdi Safari Bak[1*]., Reza Baharifard[2]., Amin GandomKar[3]

1. PHD Student of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, department of Sport Injuries and Corrective Exercises, University of Isfahan, Isfahan, Iran.
2. MSC in Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, department of Sport Injuries and Corrective exercises, University of Mashhad, Mashhad, Iran.
3. PHD Student of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, department of Biomechanics, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.

Abstract

The chronic ankle sprain is the most common injury among athletes, and using the tape is one way to prevent it. The aim of the present study was to determine the effect of the Kinsio-tape on the compressive and shear mechanical forces of the ankle joint during single-leg jump landing. 12 subjects were selected based on inclusion criteria. Subjects were asked to perform landing after jump in the conditions of with Kinsio-tape and barefoot, with the injured leg. The peak and mean compressive and shear forces of ankle joint were calculated in MATLAB software. Paired t-test was used to test the hypotheses ($P\leq 0.05$). There is no significant difference in all variables between two condition of landing with barefoot (mean of shear force= 0/05 ± 0/01, peak of shear force= 0/85 ± 0/06, mean of compressive force= 0/39 ± 0/02, peak of compressive force= 4/41 ± 0/22) and with Kinsio tape (mean of shear force= 0/05 ± 0/01, peak of shear force= 0/82 ± 0/06, mean of compressive force= 0/38 ± 0/03, peak of compressive force= 4/43 ± 0/28) ($P>0.05$). Since the use of the Kinsio-tape did not make a significant difference in the variables, it cannot be suggested as a safe prescription to protect ankle joint from compressive and shear mechanical forces in volleyball players.

Keywords: Chronic Ankle sprain, Volley Ball, Kinesio Tape, Joint Forces.

*.m.safari950@gmail.com

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]

[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

مقدمه

والیبال یکی از رشته‌های ورزشی میدانی است که دارای حرکات متعدد برشی و پرشی است. مطالعات نشان داده‌اند که پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا با شیوع ۸۵٪ رایج‌ترین آسیب میان والیبالیست‌ها است که بیشتر آن‌ها طی حرکات برشی سریع و پرش‌ها رخ می‌دهد (۱،۲). علاوه بر این، پرش و فرود و به‌ویژه درگیری و مشارکت بازیکنان دیگر در دفاع روی تور به‌عنوان دلایل اصلی آسیب‌های برخوردی در اسپک زنان گزارش‌شده است (۳). انقباض‌های عضلانی طی حرکت منجر به ایجاد نیروهای مکانیکی ازجمله 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 در راستای محور طولی استخوان و اندام ایجاد می‌شود. نیروی برشی به‌طور موازی با سطح مفصل اعمال‌شده و دو استخوان را در محل مفصل در راستای مخالف کشیده و اثر برشی بر سطح مفصل اعمال می‌کند (۴).

بر طبق قاعده‌ی تقدم پیشگیری بر درمان، چندین روش جهت جلوگیری از پیچ‌خوردگی‌های متعدد مچ پا وجود دارد که ازجمله آن‌ها می‌توان به بریس، تیپ، تمرینات عصبی-عضلانی اشاره نمود (۵). بریس و تیپ با حمایت و ثبات دهی و تأثیر بر حس عمقی از پیچ‌خوردگی مچ پا محافظت می‌کند. استفاده از بریس به دلیل محدودیت بیشتر و ممانعت از فعالیت آزادانه و ممنوعیت آن در برخی از رشته‌های ورزشی در میان ورزشکاران قابل‌ملاحظه و مورداستفاده نیست. تیپ و نواربندی مفصل نسبت به بریس رایج‌تر و کاربردی‌تر است (۶).

امروزه، فناوری تیپ کینزیو[1] یکی از روش‌های درمانی است که می‌تواند باهدف کاهش درد، افزایش قابلیت تحرک، افزایش حس عمقی، بهبود هماهنگی، افزایش قدرت و بهبود الگوی حرکت استفاده شود (۷). پژوهشگران اظهار داشته‌اند که پیچ‌خوردگی مچ پا بیشتر در افرادی رخ می‌دهد که سابقه آسیب مچ پا داشته باشند، چراکه آسیب مچ پا منجر به اختلال در پیام‌های حس آوران گیرنده‌های مکانیکی مفصلی می‌شود؛ این شرایط ورودی‌های حسی را از گیرنده‌های حسی مفصل کاهش می‌دهد (۸). در بیان دلایل سودمندی نواربندی مچ پا، محققان بیان داشته‌اند که فشار و کشش ایجادشده به‌وسیله تیپ روی پوست، گیرنده‌های مکانیکی پوست را تحریک نموده که با ارسال اطلاعات حسی مفصل به سیستم عصبی مرکزی منجر به بهبود حس عمقی می‌شود (۹). در همین راستا لی و همکاران (۲۰۱۶) نشان دادند که نواربندی مچ پا با تیپ کینزیو می‌تواند بلافاصله کنترل پاسچرال روی سطوح ناپایدار را افزایش دهد (۱۰). کیم و همکاران (۲۰۱۵) نیز نشان دادند که استفاده مداوم از تیپ کینزیو به مدت دو ماه می‌تواند یک روش درمانی مناسب برای بی‌ثباتی مزمن مچ پا باشد (۱۱)؛ درحالی‌که شان و همکاران (۲۰۱۶) تأثیر معناداری پس از اعمال تیپ کینزیو در عملکرد افراد مشاهده نکردند (۱۲). علاوه بر این تراویس و همکاران (۲۰۰۴) نیز در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که تیپ کینزیو تأثیر معناداری بر حس عمقی افراد ندارد (۱۳). باوجوداین، شواهد و موافقت عمومی نسبت به سودمندی تیپ کینزیو در ارتباط با کاهش و ایمن‌سازی نیروهای فشاری و برشی (به‌عنوان یکی از ریسک فاکتورهای آسیب‌های

1. Kinesio Tape Technology (KT)

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

مفصلی) در فرود پس از پرش وجود ندارد. بر این اساس، هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر تیپ کینزیو روی نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا طی فرود تک‌پا بود.

روش‌شناسی

دوازده والیبالیست نخبه مرد با (انحراف استاندارد± میانگین) سن ۳±۲۲ سال، وزن ۴/۵۶±۷۹/۷۴ کیلوگرم و قد ۵/۸۵±۱۸۸/۷۵ سانتی‌متر، با ناپایداری مزمن مچ پا به همراه نشانه‌های پایدار انتخاب شدند. کلیه بازیکنان تجربه فعالیت والیبالی را برای بیشتر از ۱۰ سال داشته و ضمن دارا بودن عناوین قهرمانی داخلی، در بیشتر از دوسوم از بازی‌های تیم خود در لیگ برتر حضور داشتند. روش نمونه‌گیری به‌صورت هدفمند و در دسترس بود و تعیین حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور با در نظر گرفتن f=۰/۶، آلفای مساوی با ۰/۰۵ و توان مطالعه ۰/۸ محاسبه شد. اندازه اثر ۰/۶ با توجه به مطالعه لی و همکاران (۲۰۱۷) محاسبه شد (۱۰). معیارهای ورود شامل کسب امتیاز بالای ۲۶ از پرسشنامه ارزیابی عملکرد مچ پا، سابقه یک‌بار پیچ‌خوردگی درجه سه در بخش خارجی مچ پا و سابقه احساس ناپایداری مچ پا طی شش ماه اخیر بود. هرگونه اختلال و ناهنجاری عضلانی-اسکلتی شامل زانوی پرانتزی و ضربدری، صافی و گودی کف پا، شکستگی اندام تحتانی به‌عنوان معیارهای خروج در نظر گرفته شد. وجود این شرایط از طریق پرسشنامه دموگرافی و ارزیابی بالینی معین شد. پس از امضای موافقت‌نامه و رضایت کتبی، حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها از طریق آزمون سارجنت 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 دونقطه در سه تلاش بافاصله استراحت ۱ دقیقه به‌عنوان میزان حداکثر پرش عمودی محاسبه شد. سپس از آن‌ها خواسته شد تا آزمون پرش – فرود تک‌پا را برای دستیابی به نشانه‌ای قرار داده‌شده در ۵۰٪ ارتفاع حداکثر پرش عمودی انجام دهند و با پای آسیب‌دیده فرود بیایند. کوشش صحیح شامل لمس و رسیدن به نشانه و فرود با پای آسیب‌دیده روی صفحه نیروسنج بود. میانگین سه کوشش صحیح به‌عنوان داده‌ی مربوط به هر آزمودنی ثبت گردید. برای چسباندن تیپ کینزیو (مدل میسون[1]، ساخت آمریکا، پهنای ۵ سانتی‌متر در طول ۵ متر، جنس پارچه ضد آب و نوع نواری)، از آزمودنی خواسته شد تا در لبه تخت بنشیند. سپس درمانگر روی صندلی کنار تخت نشسته و پای آزمودنی را روی زانوی خود قرار می‌داد. آزمونگر در وضعیت دورسی فلکشن یک سر تیپ را روی بخش خارجی درشت‌نی چسبانده و با کشش ۷۰٪ انتهای دیگر را روی لبه داخلی درشت‌نی برای جلوگیری و محدودیت در اینورشن می‌چسباند. سپس سر تیپ دیگری را روی بخش قدامی تحتانی درشت‌نی در همین حالت دورسی فلکشن چسبانده و پا را به وضعیت پلانتارفلکشن برده و انتهای دیگر را روی پا می‌چسباند (۱۰) (شکل ۱).

1. Meson Kinesiology Tape, USA

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

شکل ۱. تیپ کینزیو در مچ پا

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 سر متاتارسال پنجم نصب گردیدند (شکل ۲) (۱۴). یک دوربین ویدئویی (JVC(200 Hz, japan جهت ثبت موقعیت مارکرها استفاده شد. برای این منظور دوربین در وضعیت مناسب (وضعیت عمود بر صفحه حرکتی ساجیتال که مهارت در آن اجرا می‌شد) ثابت و ویژگی‌های تصویربرداری آن بر اساس مفروضات کارخانه‌ای جهت حصول حداکثر شفافیت و کیفیت با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتزی کنترل شد. دو میله‌ی صلب عمودی و افقی در مرکز صفحه‌ی نیروسنج به‌عنوان بردارهای مرجع کارتزین جای گذاری شد. داده‌های کینتیکی هم‌زمان با داده‌های کینماتیکی ثبت‌شده به‌وسیله‌ی دوربین با استفاده از صفحه نیروسنج[1] (Kistler: Winterthur, Switzerland, 60*40 cm, 1000 HZ) ثبت گردید. تماس کامل پا شامل تماس اولیه تا استقرار کامل پا با صفحه نیروسنج و احراز شرایط فرود، به‌صورت برخورد دیداری پای آزمودنی‌ها و ارزیابی نمودار کامل نیروی عکس‌العمل زمین کنترل گردید. داده‌های خام با استفاده از فیلتر دیجیتال پایین‌گذر باترورث[2] ۱۶ فیلتر و به وزن بدن نرمالایز گردید. نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا به‌عنوان متغیرهای وابسته تعریف شد. نیروها و گشتاور مفصلی با استفاده از تئوری دینامیک معکوس و رابطه‌ی نیوتن-اولر محاسبه شد. نیروی فشاری از طریق برآیند نیروهای عمود بر سطح مفصل و نیروی برشی نیز از برآیند نیروهای عمل‌کننده در سطح مفصل محاسبه شد (شکل ۲) (۱۵). درواقع پس از تشکیل مختصات کارتزین، نیروها به مختصات مکانی واقع در مفصل درحالی‌که بردارهای مرجع اندام‌های تشکیل‌دهنده‌ی مفصل هستند، تجزیه و برآیندها به‌عنوان نیروهای مفصلی فشاری و برشی در نظر گرفته شد. ملاک تحلیل میانگین نیروهای برشی و فشاری، طول دوره تماس اولیه‌ی پا تا استقرار کامل پا بود. برای این منظور قبل از انجام پرش و فرود از هر یک از ورزشکاران درخواست شد تا در حالت فرود مشابه با شرایط اجرایی در تمرین و مسابقه روی صفحه نیروسنج قرارگرفته و بی‌حرکت قرار بگیرند. ۵ ثانیه از نیروهای عکس‌العمل زمین پس از رسیدن نیروها به مقدار خط پایه این پوزیشن (بریدن

1. Kistler: Winterthur, Switzerland, 60*40 cm, 1000 HZ

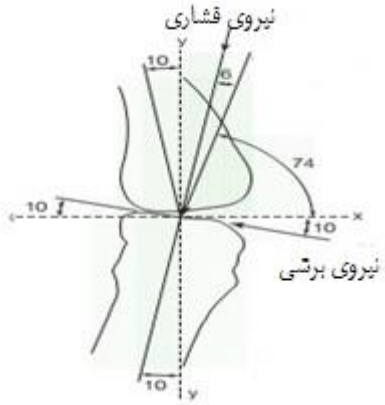
2. low pass zero lag forth-order Butterworth filter

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]

[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

قسمت‌های شروع و پایان ایستادن و ثبت بخش میانی ۵ ثانیه‌ای) مقادیر نیروهای عکس‌العمل زمین ضبط و میانگین آن محاسبه شد. در آزمون پرش فرود، تماس اولیه نقطه شروع محاسبه‌ی کینتیکی نیروها انتخاب‌شده و نقطه قطع، رسیدن نیروهای پرش – فرود به ۹۵٪ حالت پایدار نیروهای فرودی بود که قبل از پرش– فرودِ تحقیق، از ورزشکاران گرفته‌شده بود. درواقع نقطه قطع دیتاها طوری برش زده شد تا به‌محض رسیدن نیروی فرودی به نیروی آستانه تعادلی، نیرویی جز نیروی فرودی وارد محاسبات نیروهای مفصلی نگردد. بر این اساس، دوره‌ی زمانی محاسبه‌ی میانگین نیروها، تماس اولیه تا استقرار کامل به‌عنوان دوره‌ی زمانی ملاک برای محاسبه میانگین نیروها لحاظ گردید. این دوره زمانی مقداری برابر با ۴۸٫۳± ۲۹۷٫۵ میلی‌ثانیه داشته و بین ورزشکاران تفاوت معناداری نداشت (P>۰/۰۵).



شکل ۲. نیروی فشاری و نیروی برشی

نتایج پژوهش حاضر با استفاده از نرم‌افزار SPSS (نسخه ۲۰) در سطح معناداری ۰/۰۵ تحلیل شد. از آمار توصیفی جهت برآورد میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد و پس از اطمینان یافتن از نرمال بودن توزیع داده‌های دموگرافی و نیروهای فشاری - برشی توسط آزمون شاپیرو–ویلک، برای بررسی تفاوت‌ها، از آزمون تی همبسته در سطح معناداری P≤۰/۰۵)استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیرو–ویلک نشان داد توزیع داده‌های تحقیق نرمال است (P>۰/۰۵). میانگین‌های به‌دست‌آمده نشان داد که میانگین نیروی برشی و اوج نیروی فشاری افزایش و اوج نیروی برشی و میانگین نیروی فشاری کاهش یافت. بااین‌حال نتایج آزمون تی همبسته نشان داد که تفاوت معناداری در اوج و میانگین نیروهای برشی و فشاری بین دو شرایط فرود با مچ نواربندی شده با تیپ کینزیو و مچ بدون نوار (پای‌برهنه) وجود ندارد (P>۰/۰۵ برای تمامی شرایط) (جدول ۱).

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

جدول ۱. نتایج آزمون تی همبسته جهت مقایسه متغیرها

متغیر	شرایط		آزمون تی همبسته	
	پابرهنه	تیپ کینزیو	t	p
میانگین نیروی برشی (N/BW)	۰/۰۵ ± ۰/۰۱	۰/۰۵۵ ± ۰/۰۱	۰/۶۵	۰/۵۲
اوج نیروی برشی (N/BW)	۰/۸۵ ± ۰/۰۶	۰/۸۲ ± ۰/۰۶	۰/۸۲	۰/۴۲
میانگین نیروی فشاری (N/BW)	۰/۳۹ ± ۰/۰۲	۰/۳۸ ± ۰/۰۳	۰/۳۵	۰/۷۳
اوج نیروی فشاری (N/BW)	۴/۴۱ ± ۰/۲۲	۴/۴۳ ± ۰/۲۸	۰/۲۳	۰/۸۱

بحث

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر تیپ کینزیو روی نیروهای مکانیکی فشاری و برشی مفصل مچ پا طی فرود تک‌پا بود. اغلب در میادین ورزشی ورزشکاران متحمل آسیب‌های عدیده‌ای شده که بخش غالب آن را پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا در والیبال شامل می‌شود. در بسیاری از موارد کادر درمانی و یا کادر فنی اقدام به استفاده از تیپ‌های کینزیو برای کنترل، تعدیل و یا جلوگیری از بروز و یا توسعه‌ی آسیب پیچ‌خوردگی مچ پا در بازیکنان می‌نمایند. این در حالی است که شواهد تأییدشده‌ای در خصوص اثرگذاری این نوع تیپ‌ها بر پیچ‌خوردگی مچ پا در میان ورزشکاران آسیب‌دیده از این آسیب وجود ندارد. بر این اساس، والیبالیست‌های نخبه مرد باسابقه‌ی 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 نیروهای فشاری و برشی مچ پا وجود ندارد. این یافته می‌تواند ناشی از این باشد که این تیپ با محدودیت حرکتی مفصل همراه نبوده و به تغییرات عملکردی مفصل منجر نمی‌شود. عملکرد این تیپ به این قضیه محدود می‌شود که با فشار و کشش بیشتر روی پوست، گیرنده‌های مکانیکی را تحریک نموده و با ارسال اطلاعات بیشتر در مورد حس حرکت مفصل، حس عمقی مفصلی را تقویت می‌کند. باوجوداین، افزایش تحریک عضلانی در اثرگذاری بر توانایی جذب شوک و نیرو و کاهش نیروهای مفصلی ناتوان بود. درواقع ادبیات پژوهشی پس از پیدایش تیپ کینزیو، صحه بر تأثیر آن بر گیرنده‌های پوستی و حس عمقی گذاشته بوده است؛ اما به نظر می‌رسد ماهیت این نوع مهارت‌های حرکتی و مدت‌زمان موردنیاز برای تسهیل حس عمقی مانع از جذب بهتر ضربه طی استفاده از این نوع تیپ‌ها گردیده است.

نتیجه تحقیق حاضر با یافته‌های لینز و همکاران (۲۰۱۳) که گزارش داده بودند تیپ کینزیو عملکرد عصبی-عضلانی چهار سر رانی و عملکرد اندام تحتانی را در آزمودنی‌های سالم تغییر نمی‌دهد، همسو بود (۱۶). همچنین این یافته‌ها با بخشی از نتایج صفری‌بک و همکاران (۱۳۹۶) همسو و با بخشی از آن همخوانی نداشت. آن‌ها نشان دادند که تفاوت معناداری در نیروی فشاری مچ پا بین دو شرایط فرود با تیپ غیر الاستیک سفید[1] و پای‌برهنه وجود ندارد؛ اما فرود با تیپ غیر الاستیک اوج نیروی برشی را در مقایسه با شرایط پای‌برهنه ۴۵٪ کاهش داده است (۱۷). علت احتمالی این ناهمخوانی را می‌توان به ماهیت الاستیک بودن تیپ کینزیو نسبت

1. White Rigid Tape

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

به تیپ غیر الاستیک سفید نسبت داد. به نظر می‌رسد این خاصیت غیر الاستیکی تیپ سفید اجازه حرکت سطوح مفصلی روی یکدیگر را نمی‌دهد. علاوه بر این نتایج تحقیق با یافته‌های گریبرت (۲۰۱۶) نیز همخوانی نداشت، آن‌ها نشان دادند که تیپ کینزیو می‌تواند سرعت بارگیری و اعمال شوک را کاهش دهد (۱۸). این تناقض احتمالا می‌تواند ناشی از تفاوت در آزمودنی (سالم و دارای آسیب) و پروتکل آزمون باشد. آزمودنی‌های تحقیق موردبحث سالم بوده و در آزمون راه رفتن بررسی شدند، اما آزمودنی‌های تحقیق حاضر آسیب‌دیده بوده و در آزمون پرش- فرود ارزیابی شدند.

سیستم اسکلتی بدن انسان حین فعالیت بدنی روزانه تحت تأثیر اعمال بارها و نیروهای مختلفی است. این نیروها عموماً به دودستهٔ نیروهای داخلی و خارجی تقسیم می‌شود (۱۵). این نیروها در مفاصل نیروهای استخوان بر استخوان ایجاد می‌نمایند. مؤلفه‌ی فشاری نیروی استخوان بر استخوان، استخوان‌ها را به سمت یکدیگر می‌فشارد (۱۵). این نیرو به‌عنوان استرس طبیعی شناخته می‌شود، باوجوداین مقادیر بالای آن می‌تواند فشار افزایش‌یافته‌ای را متحمل ساختارهای محافظتی سطوح مفصلی ازجمله غضروف هیالین نماید (۴). حین حرکت‌های تکراری، این نیروی اعمالی فراتر از آستانه‌ی تحمل رفته و ظرفیت آسیبی داشته و می‌تواند شرایط آسیب را فراهم نماید. نیروهای فشاری افزایش‌یافتهٔ تکراری ریز آسیب‌هایی را در غضروف هیالینی ایجاد نموده و با این آسیب نیروی بیشتری بر سطح مفصل اعمال نموده که می‌تواند ویژگی جذبی استخوان قشری را کاهش دهد (۱۹). با ایجاد نقص در ویژگی جذبی استخوان، فرآیند آسیب غضروف هیالین را تسریع می‌بخشد (۱۹). استفاده از روش‌هایی برای کاهش نیروهای فشاری می‌تواند عملکرد جذبی را تقویت نماید. باوجوداین، استفاده از تیپ کینزیو نتوانست به‌عنوان روش درمانی ایمن برای کاهش آسیب غضروف مفصلی در فرود در نظر گرفته شود. ما فرض نموده بودیم که با ویژگی الاستیکی و فعال‌سازی و تسهیل حس عمقی، آن می‌تواند به جذب شوک کمک نماید؛ اما این فرضیه در این پژوهش رد گردید. مؤلفه‌ی برشی نیروی استخوان بر استخوان اثر لغزشی بر سطح مفصل ایجاد می‌کند (۱۵). این نیرو دو سطح مفصلی را برخلاف یکدیگر می‌کشاند. مقادیر بالای این نیرو نیز فشار مازادی بر ساختارهای محافظتی سطح افقی ازجمله رباط‌ها تحمیل می‌کند (۲۰). مقادیر افزایش‌یافته تکراری و مداوم نیروی برشی منجر به طویل شدگی پلاستیکی در رباط‌ها شده و ناپایداری در مفصل ایجاد می‌نماید (۴). این مسئله در آسیب والیبال به‌عنوان پیچ‌خوردگی اینورژنی مزمن مچ‌پا برجسته است. باوجوداین، کاربرد و استفاده از کینزیوتیپ در جلوگیری از پیچ‌خوردگی مچ‌پا ناتوان بود.

نیروهای فشاری و برشی به‌عنوان ریسک فاکتورهای آسیب‌های آرتروز و پارگی مینیسک و رباط شناخته می‌شود. مقادیر بالای این نیروها حین برخوردهای تکراری و اعمال بار طولانی‌مدت آسیب‌های غضروف مفصلی ایجاد می‌کند. کاهش این نیروها به‌ویژه در ورزشکاران که با فرودهای پی‌درپی مواجه هستند در کاهش ظرفیت آسیب مفصلی حائز اهمیت است (۲۳-۲۱). مقادیر بالای نیروی برشی در مچ‌پا، استرس برشی بر رباط‌های محافظ و ساختارهای پایدارکننده مکانیکی مفصل اعمال می‌نماید. به نظر می‌رسد که پژوهشگران باید درمان‌ها و ابزارها و راهبردهایی را برای بهبود پایداری مکانیکی مفصل به‌ویژه در افرادی با پیچ‌خوردگی مزمن

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

مچ‌پا اکتشاف نمایند. علاوه بر این، مقادیر بالای نیروی فشاری تغییرات فرسایشی در مینیسک و غضروف مفصلی اعمال می‌کند. بر اساس پژوهش حاضر تیپ کینزیو نتوانست نیروهای فشاری و برشی را در مفصل مچ پا تغییر دهد.

محدودیت‌های تحقیق حاضر شامل بررسی روی والیبالیست مرد بود. ادبیات پژوهشی اظهار داشته است که متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی ازجمله شتاب برخوردی، حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی و جابجایی فلکشنی زانو و جذب انرژی مفصل مچ پا بین دو جنس متفاوت است (۲۳-۲۱). متأسفانه نتایج تحقیق حاضر قابل ارجاع به والیبالیست‌های زن نیست. تحقیقات آتی باید نتایج این تحقیق را در آزمودنی‌های زن بررسی نماید. علاوه بر این، با توجه به شیوع کاربرد درمانی این تیپ، تمرکز تحقیقات بعدی بر اثرگذاری این نوع تیپ‌ها بین ورزشکاران و ورزش‌های مختلف پیشنهاد می‌شود. همچنین بررسی توان مفصلی جهت ارزیابی تأثیر احتمالی کاربرد آن در تولید انرژی و جریان آن بین مفاصل در سیستم اندام تحتانی می‌تواند اثرگذاری جامع آن را آشکار سازد.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که کینزیوتیپ، تأثیر معناداری بر اوج و میانگین نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا، حین فرود پس از پرش تک‌پا در والیبالیست‌های مرد نخبه با سابقه پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا ندارد. ازآنجایی‌که نیروهای برشی و فشاری می‌تواند باعث افزایش خطر آسیب‌ها در مفصل شود بنابراین درمانگران باید توجه ویژه‌ای به کاهش این نیروها داشته باشند.

تقدیر و تشکر

از کلیه کسانی که در پیشبرد تحقیق حاضر همکاری داشته‌اند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Fox, J., Docherty, CL., Schrader, J., Applegate, T. (2008). Eccentric plantar-flexor torque deficits in participants with functional ankle instability. Journal of Athletic Training. 43(1):51-4.
2. Murphy, D., Connolly, D., Beynnon, B. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. British Journal of Sports Medicine. 37(1):13-29.
3. Shaw, MY., Gribble, PA., Frye JL. (2008). Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. Journal of Athletic Training. 43(2):164-71.
4. Hamill, J., Knutzen, KM. (2006). Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins. 387-9 p.
5. Hughes, T., Rochester, P. (2008). The effects of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subjects with functional ankle instability: a review of the literature. Physical Therapy in Sport. 9(3):136-47.
6. Arnold, BL., Docherty, CL. (2004). Bracing and rehabilitation—what's new. Clinics in Sports Medicine. 23(1):83-95.
7. Liebenson, C. (2007). Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual: Lippincott Williams & Wilkins. 21-3 p.
8. Stasinopoulos, D. (2004). Comparison of three preventive methods in order to reduce the incidence of ankle inversion sprains among female volleyball players. British Journal of Sports Medicine. 38(2):182-5.
9. Gerber, JP., Williams, GN., Scoville, CR., Arciero, RA., Taylor, DC. (1998). Persistent disability associated with ankle sprains: a prospective examination of an athletic population. Foot & Ankle International. 19(10):653-60.
10. Lee S-M, Lee J-H. The immediate effects of ankle balance taping with kinesiology tape on ankle active range of motion and performance in the Balance Error Scoring System. (2017). Physical Therapy in Sport. 25:99-105.
11. Kim, B-J., Lee, J-H., Kim, C-T., Lee, S-M. (2015). Effects of ankle balance taping with kinesiology tape for a patient with chronic ankle instability. Journal of Physical Therapy Science. 27(7):2405-6.
12. Halim-Kertanegara, S., Raymond, J., Hiller, CE., Kilbreath, SL., Refshauge, KM. (2017). The effect of ankle taping on functional performance in participants with functional ankle instability. Physical Therapy in Sport. 23:162-7.
13. Halseth, T., McChesney, JW., DeBeliso, M., Vaughn, R., Lien, J. (2004). The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. Journal of Sports Science & Medicine. 3(1):1-7.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]

14. Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. (2013). Research methods in biomechanics. Human Kinetics. 358-9 p.
15. Winter, DA. (2009). Biomechanics and motor control of human movement: John Wiley & Sons. 399-404 p.
16. De Almeida Lins, CA., Neto, FL., De Amorim, ABC., De Brito Macedo, L., Brasileiro, JS. (2013). Kinesio Taping® does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. Manual Therapy. 18(1):41-5.
17. Safari Bak, M., Ebrahimi Atri, A., Gandomkar, A. (2017). Effect of Support Bandage on Ankle Joint's Compressive and Shear Forces among Elite Volleyball Players with Chronic Ankle Sprain in Landing after Jump. Journal of Rehabilitation Medicine. 6(2):27-35. (In Persian)
18. Griebert, MC., Needle, AR., McConnell, J., Kaminski, TW. (2016). Lower-leg Kinesio tape reduces rate of loading in participants with medial tibial stress syndrome. Physical Therapy in Sport. 18:62-7.
19. Baskins, S., Koppel, S., Oliver, S., Stieber, S., Johnston, P. (2016). Biomechanical Factors Associated with Knee Pain in Cyclists: A Systematic Review of the Literature. Thomas Jefferson University. 12(2).
20. Sasimontonkul, S., Bay, BK., Pavol, MJ. (2007). Bone contact forces on the distal tibia during the stance phase of running. Journal of Biomechanics.40(15):3503-9.
21. Decker, MJ., Torry, MR., Wyland, DJ., Sterett, WI., Steadman, JR. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. Clinical Biomechanics. 18(7):662-9.
22. Salci, Y., Kentel, BB., Heycan, C., Akin, S., Korkusuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. Clinical Biomechanics. 19(6):622-8.
23. Schmitz, RJ., Kulas, AS., Perrin, DH., Riemann, BL., Shultz, SJ. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. Clinical Biomechanics. 22(6):681-8.

نحوه درج مقاله: مهدی صفری‌بک، رضا بهاری‌فرد، امین گندمکار، (۱۳۹۹). تأثیر تیپ کینزیو بر نیروهای فشاری و برشی مفصل مچ پا در فرود تک پای والیبالیست‌های مرد نخبه مبتلابه ناپایداری مزمن مچ پا. پژوهش در طب ورزشی و فناوری.۱۸(۲۰): ۱۴۷-۱۳۹.

دی او آی ۱۰.۲۹۲۵۲/jsmt.۱۸.۲۰.۱۳۹

How to cite this article: Mahdi Safari Bak., Reza Baharifard., Amin GandomKar (2020). The effects of Kinesio tape on compressive and shear forces of ankle joint during single-leg landing for men elite volleyball players with chronic ankle instability. 18(20):139-147. (In Persian). DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1399.18.20.5.8]
[DOI: 10.29252/jsmt.18.20.139]