تأثیر دو نوع متفاوت تیپ بر نیروی برشی قدامی زانو حین پرش- فرود تک‌پا در والیبالیست‌های مرد نخبه با پیچ‌خوردگی مزمن خارجی مچ پا

* **امین گندمکار:** دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران (*نویسنده مسئول). gandomkar14@gmail.com

مهدی صفری بک: دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، گروه آسیب و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

الهام گندمکار: کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

تاریخ دریافت: ۹۴/۳/۲۵ تاریخ پذیرش: ۹۴/۷/۶

چکیده

زمینه و هدف: امروزه تیپ‌های متفاوتی جهت پیش‌گیری و درمان پیچ‌خوردگی مچ پا استفاده می‌شود. هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر دو نوع تیپ (ورزشی و کنزیو) بر حداکثر نیروی برشی قدامی زانو طی فرود پس از پرش در والیبالیست‌هایی با بی‌ثباتی مزمن مچ پا بود.

روش کار: در این پژوهش نیمه‌تجربی، دوازده والیبالیست نخبه مرد با بی‌ثباتی مزمن مچ پا، با میانگین سنی ۳/۱۰±۲۲/۰۴ سال، جرم ۴/۵۶±۷۹/۷۴ کیلوگرم و قد ۵/۸۵±۱۸۸/۷۵ سانتی‌متر به‌عنوان نمونه انتخاب شدند. از آزمودنی‌ها آزمون پرش- فرود طی شرایط با پای‌برهنه، با تیپ ورزشی و تیپ کنزیو به عمل آمد. از دستگاه صفحه نیروسنج جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. مؤلفه خلفی نیروی عکس‌العمل در صفحه ساجیتال به‌عنوان نیروی برشی قدامی زانو در نظر گرفته شده و به وزن بدن هنجار گردید. برای تحلیل داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس با داده‌های تکراری در نرم‌افزار SPSS، نسخه ۲۰ در سطح معناداری ۹۵٪ استفاده شد.

یافته‌ها: بین سه شرایط تیپ ورزشی، تیپ کنزیو و پای‌برهنه در حداکثر نیروی برشی قدامی زانو حین فرود پس از پرش تفاوت معناداری وجود نداشت ($p> ۰/۰۵$ برای تمامی شرایط).

نتیجه‌گیری: استفاده از دو نوع تیپ مورد بررسی نمی‌تواند منجر به کاهش خطر بروز آسیب به لیگامان صلیبی قدامی زانو در حرکت فرود تک‌پایی شود؛ بنابراین نمی‌توان دو نوع تیپ مذکور را عاملی ایمن و پیشگیرانه در آسیب ACL حین فرود دانست.

کلیدواژه‌ها: نیروی برشی قدامی، تیپ غیر ارتجاعی، تیپ ارتجاعی، پرش- فرود، اسپرین مزمن خارجی مچ پا

مقدمه

لیگامان صلیبی قدامی (ACL) (Anterior cruciate ligament) یکی از پرآسیب‌ترین لیگامان‌های زانو است (۱-۷). پژوهش‌های گذشته شیوع بالای این آسیب را برجسته نموده و وقوع ۱/۶ آسیب در هر ۱۰۰۰ ورزشکار در هر ساعت بازی جمعیت ورزشکاران نخبه را گزارش داده‌اند (۲ و ۳). شیوع روزافزون این آسیب، هزینه‌های درمانی بالا، از دست‌دادن فصل و فرصت شرکت در ورزش و فعالیت‌های ورزشی، ناتوانی طولانی‌مدت و آسیب‌های ثانویه این آسیب را در کانون توجه پژوهشگران و متخصصان درمانی قرار داده است تا روش‌های مطلوب و مؤثری برای جلوگیری و کاهش خطرات بروز این آسیب برای ورزشکاران به کار گرفته شود.

عملکرد اصلی ACL ممانعت از جابجایی قدامی درشت‌نی نسبت به ران است (۱-۷). نیروهای عکس‌العمل زمین رایج‌ترین نیروهای اعمالی به پا هستند (۸-۱۰). مقادیر بالای این نیروها در حرکت‌هایی نظیر پرش و فرود به چشم می‌خورد. نیروی برشی قدامی زانو یک نیرو یا فشار در جهت قدامی سر پروگزیمال درشت‌نی نسبت به سر دیستال استخوان ران یا بالعکس است (۳ و ۴). پژوهش‌های گذشته حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت خلفی را معادل نیروی برشی قدامی زانو فرض دانسته‌اند (۳، ۴، ۱۱ و ۱۲). اشاره شده است که نیروی برشی قدامی منجر به لغزش قدامی درشت‌نی شده که این لغزش عمدتاً به‌وسیله ACL ممانعت و جذب می‌شود (۳، ۴، ۱۱ و ۱۲). این عمل منجر به تنش کششی در ACL

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

شده و یکی از عوامل اصلی بروز آسیب و پارگی ACL قلمداد می‌شود (۳ و ۱۳). ۸۵٪ آسیب‌های ACL از نوع غیر برخوردی است (۳). این آسیب در ورزش‌هایی که دارای حرکات برشی و پرشی است بیشتر مشاهده می‌شود. به‌عنوان‌مثال، پژوهش‌گران ۵۸٪ تمام آسیب‌های بسکتبالیست‌ها و ۶۳٪ از آسیب‌های والیبالیست‌ها را ناشی از پرش – فرود دانسته‌اند (۳ و ۱۴). پژوهش‌های گذشته به بررسی عوامل درونی (فاصله کم بین‌کندیلی ران، سفتی ناکافی مفصل، اثرات هورمونی و ناهنجاری‌ها) و بیرونی (نسبت قدرت عضلات چهارسر به همسترینگ غیرطبیعی، کنترل عصبی-عضلانی، کفش و پوشش پا، زمین و سطح بازی و نوع و سبک ورزش) مؤثر در بروز این آسیب پرداخته است (۱۵-۲۲).

براساس مدل دینامیکی انسان، بدن به‌عنوان پاندول معکوس در نظر گرفته شده است (۲۳ و ۲۴). نیروهای برخوردی زمین طی فعالیت‌های حرکتی ایستا و پویا، ناشی از اینرسی و شتاب بدن و اندام‌هاست (۲۳ و ۲۴). برطبق تئوری دینامیک معکوس و قانون سوم نیوتن، این نیروهای برخوردی به‌طور زنجیروار از زمین به مفاصل و اندام‌های بالاتر منتقل و اعمال می‌شود (۲۳-۲۵). ازسویی‌دیگر عضلات مفصلی به‌عنوان ساختار فعال و ساختارهای غیرفعال جذبی شامل لیگامان‌ها، کپسول و تاندون‌ها بخشی از این نیرو را در هر مفصل جذب نموده و اثرات آن را کاهش می‌دهند (۲۵ و ۲۶). کاهش مقادیر نیروهای اعمالی طی جذب بیشتر می‌تواند به نیروی اعمالی کمتر به اندام‌ها و مفاصل بالاتر گردد (۲۳-۲۶). برطبق تئوری دینامیک معکوس و مدل مفصلی اندام تحتانی، این‌گونه استنباط می‌شود که با جذب بیشتر و بهینه‌تر در مفصل مچ پا طی فرود می‌توان از مقادیر بیشتر نیروهای اعمالی به زانو جلوگیری نمود. بر این اساس استفاده از روش‌هایی جهت کاهش نیروی عکس‌العمل خلفی به‌عنوان نیروی برشی قدامی می‌تواند پتانسیل ایجاد آسیب‌های ACL و یا توسعه آن را در ورزشکاران کاهش دهد.

یکی از روش‌های رایج در پیشگیری، بازتوانی و درمان آسیب‌های ناحیه‌ای مچ پا نواربندی یا تیپینگ است (۲۷ و ۲۸). این روش درمانی با کمک به ثبات مفصل به‌عنوان یک ساختار جذبی غیرفعال در برخی از موارد از ایجاد آسیب مفصلی مچ جلوگیری نموده و شرایط افراد آسیب‌دیده را بهبود بخشیده است (۲۷ و ۲۸). تیپ‌های مختلفی برای این منظور برای ورزشکاران استفاده شده است که دراین‌بین می‌توان به دو نوع تیپ غیرارتجاعی (سفید یا ورزشی) (White or Athletic tape) و ارتجاعی (کنزیو) (Kinesio tape) اشاره نمود (۲۶ و ۲۷). تیپ سفید یا تیپ ورزشی سخت‌تر و مستحکم‌تر بوده و ثبات بیشتری برای مفصل ایجاد می‌کند. استفاده از این نوع تیپ با محدودیت در دامنه حرکتی مفصل همراه است (۲۷ و ۲۸). ازسویی‌دیگر تیپ کنزیو حالت ارتجاعی بیشتری داشته و استفاده از آن با محدودیت حرکتی مفصل همراه نبوده و منجر به افزایش اطلاعات حسی آوران و اثربخشی مفصلی می‌شود (۲۷ و ۲۸). با توجه به نقش تیپ در ثبات مفصلی و کاهش نیروهای برشی آسیب‌زا، به نظر می‌رسد استفاده از آن با کاهش احتمالی شتاب پا و انتقال بخشی از نیروهای برشی در صفحات ساجیتالی و فرونتالی به‌واسطه‌ی ثبات و محدودیت حرکات جانبی، منجر به کاهش نیروهای برشی اعمالی به مفصل پوشش‌داده‌شده و به‌تبع آن به مفاصل بالاتر گردد. با وجود این، این فرضیه تاکنون بررسی نشده و در ادبیات پژوهشی بی‌پاسخ مانده است. همچنین تأثیر متفاوت دو نوع تیپ رایج در کاهش نیروهای برشی قدامی به زانو تاکنون به‌خوبی پاسخ داده نشده است؛ بنابراین هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر دو نوع تیپ (ورزشی و کنزیو) بر حداکثر نیروی برشی قدامی زانو طی فرود پس از پرش در والیبالیست‌هایی با آسیب پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا بود؛ به‌عبارت‌دیگر این پژوهش سعی دارد تا با بررسی دو نوع تیپ رایج مورداستفاده جهت درمان و پیشگیری پیچ‌خوردگی، اثرات آن را در نیروی برشی قدامی زانو (به‌عنوان عامل آسیب لیگامان صلیبی قدامی) به ابهام‌های مربوط به این دو نوع تیپ پاسخ داده و اثربخشی آن‌ها را در پیش‌گیری از آسیب ACL بررسی نماید. سؤال پژوهشی این بود که آیا بین

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

دو نوع تیپ ورزشی و کنزیو در حداکثر نیروی برشی قدامی زانو تفاوتی وجود دارد؟

روش کار

جامعه آماری این تحقیق نیمه-تجربی، والیبالیست‌های جوان نخبه تیم میزان خراسان بودند. دوازده نفر از آن‌ها با میانگین سنی ۳/۱۰±۲۲/۰۴ سال، وزن ۴/۵۶±۷۹/۷۴ کیلوگرم و قد ۵/۸۵±۱۸۸/۷۵ سانتی‌متر به عنوان نمونه انتخاب شدند. این آزمودنی‌ها پیچ‌خوردگی مزمن خارجی مچ پا داشتند که نیازمند بی‌تحرکی یا بی‌وزنی حداقل برای ۳ روز طی ۶ ماه قبل از این تحقیق بود. در واقع معیارهای ورود به مطالعه گزارش حداقل یک مورد پیچ‌خوردگی در مچ پا که نیاز به بی‌تحرکی یا عدم تحمل وزن برای حداقل ۳ روز طی یک‌سال قبل از مطالعه را داشته است، گزارش حداقل یک‌بار خالی‌شدن مچ پای درگیر ثانویه به پیچ‌خوردگی اولیه مچ‌پا طی یک سال گذشته، وجود بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا فقط در یک پا، دامنه حرکتی کامل مچ بود. مثبت شدن تست‌های کشویی قدامی و تالار تیلت در مچ پای درگیر، گزارش جراحی، شکستگی و در رفتگی در اندام تحتانی مبتلا، وجود بیماری‌های نورولوژیک، وجود تورم واکیموز در مچ پای درگیر و هرگونه مشکلات پاسچری و اسکلتی ـ عضلانی، عصبی و بدشکلی‌های (Deformity) پایین‌تنه (به‌غیراز پیچ‌خوردگی مزمن مچ پا) نظیر زانوی پرانتزی و ضربدری، صافی و گودی کف پا، پیچش درشت‌نی، شکستگی، دررفتگی، شکستگی استرسی، استئوآرتریت، شین اسپلینت، دردها ساق و پا به‌عنوان متغیر خروج آزمودنی از پژوهش تعیین شد. احراز این متغیرها از ارزیابی بالینی متخصص و همچنین اطلاعات حاصل از پرسش‌نامه اطلاعات فردی مسجل شد. برای اندازه‌گیری واروس زانو، فرد با اندام تحتانی برهنه ایستاده؛ به‌طوری‌که زانوها در باز شدن کامل، قوزک‌ها به هم چسبیده و کشکک به طرف قدام باشد. آنگاه فاصله بین دو اپی‌کندیل داخلی زانو اندازه‌گیری و مقدار کمتر از ۲ سانتی‌متر به‌عنوان طبیعی در نظر گرفته شد (۲۶). برای والگوس زانو، طی ایستادن و اکستنشن کامل زانوها و کشکک‌های رو به قدام، فاصله بین دو قوزک داخلی پا اندازه و میزان کمتر از ۱۰ سانتی‌متر به‌عنوان طبیعی تعریف شد (۲۶). به‌منظور سنجش قوس کف‌پایی، وضعیت استخوان ناوی با استفاده از روش رایج بررسی گردید. در این روش ارتفاع برجستگی ناوی از زمین در دو حالت ایستاده و نشسته اندازه‌گیری شده و میزان ۵ تا ۹ میلی‌متر به‌عنوان محدوده‌ی شاخص قوس کف‌پایی طبیعی، میزان بیشتر از ۹ میلی‌متر به‌عنوان معیار صافی کف پا و کمتر از ۵ میلی‌متر به‌عنوان گودی کف پا در نظر گرفته شد (۲۶ و ۲۹). بعد از بررسی و کنترل متغیرهای خروج و اعلام رضایت کتبی، آزمودنی‌ها به پروتکل پژوهشی وارد شدند. ابتدا حداکثر پرش عمودی با استفاده از آزمون سارجنت اندازه‌گیری شد. برای این منظور آزمودنی‌ها کنار دیوار ایستاده و یک دست را روی دیوار بالا برده و بالاترین ارتفاع دست علامت زده شد. سپس آزمودنی‌ها یک قدم به کنار برداشته و با حداکثر توان خود به بالا پریده و بالاترین ارتفاع پرش مجدداً علامت زده شد. حداکثر پرش سه بار انجام شده و بین هر یک از کوشش‌ها، استراحت ۳۰ ثانیه‌ای جهت عدم ایجاد خستگی لحاظ گردید. تفاوت بین حداکثر پرش و ارتفاع کشش ایستاده به عنوان حداکثر پرش عمودی منظور گردید.

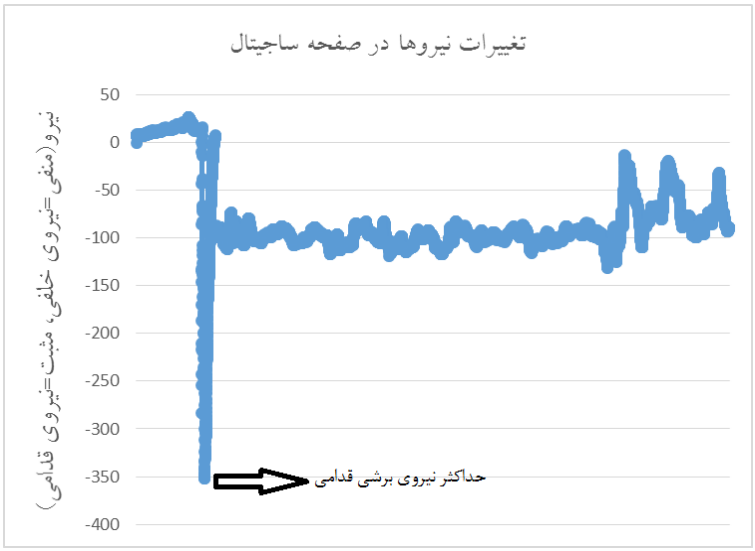
پس از تعیین حداکثر پرش عمودی، هر یک از تیپ‌های تحقیقی در آزمودنی‌ها به طور تصادفی روی مفصل مچ پا نواربندی شد. تیپ کنزیو (KT, Kinesiology therapeutic tape, PRO, USA) به روش تسهیل حس عمقی (Mechanical Correction) نواربندی شد؛ به‌طوری‌که فرد روی تخت نشسته درحالی‌که مچ پایش در کمی پلانتار فلکشن قرار داشت. در این روش از چهار نوار استفاده شد. نوار اول از روی پا در قسمت میانی آن با ۱۰۰٪ طول اولیه کشیده شده و درست زیر برجستگی تیبیا چسبانده شد. نوار دوم درست از بالای قوزک داخلی شروع شده و در اطراف پاشنه با ۷۰٪ کشش مانند یک رکاب پیچیده شده و در خارج قسمت اول نوار اول چسبانده شد. نوار سوم روی قسمت قدامی مفصل مچ پا با میزان کشش

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

۷۰٪ چسبانده شد و هر دو قوزک داخلی و خارجی را پوشاند. نوار چهارم از قسمت وسطش در قوس کف پا به‌طور جزئی (۲۰٪) کش داده شده و چسبانده شد و دو سر آن با کشش ۷۰٪، ۱۵-۲۰ سانتی‌متر بالای هر دو قوزک داخلی و خارجی چسبانده شد (۳۰) (شکل ۱). تیپ ورزشی یا سفید (White Tape, NFM, China)، ابتدا سه لایه نوار در امتداد سه لیگامان خارجی مفصل مچ پا چسبانده شد. نقطه شروع درست بالای قوزک بوده و این نوارها سرتاسر بخش کف‌پایی را پوشش می‌داد. سپس سه لایه به‌صورت مایل روی سه لایه اولیه چسبانده شده و درنهایت این لایه‌ها با لایه‌های دیگری ثابت شد (۲۷) (شکل ۱).

بعد از چسباندن تیپ و سپری شدن ۲۰ دقیقه جهت ایجاد اثرات حاصل از تیپ، از آزمودنی‌ها خواسته شد که تا شاخص تعبیه‌شده در ۵۰٪ حداکثر پرش عمودی هر یک از آن‌ها پرش نموده و با پای غالب خود فرود تک‌پا انجام داده و با قراردادن دست در ناحیه لگن پایدار شوند و به مدت ۲۰ ثانیه بدون حرکت بایستند. جهت جلوگیری از اثر یادگیری، ترتیب پرش با پای برهنه، با تیپ کنزیو و تیپ سفید به صورت تصادفی برای آزمودنی ها لحاظ شد. کوشش‌های غلط شامل لی‌لی کردن روی سطح اتکا، فرود با پای غیرغالب و عدم لمس شاخص ۵۰٪ حداکثر پرش بود (۱۱). کوشش‌های صحیح با ارزیابی دیداری حرکت و نمودارهای نیرو در دستگاه کنترل شد. این آزمون برای سه کوشش صحیح تکرار شد و میانگین این کوشش‌ها به عنوان داده‌ی مربوط به هرکدام در نظر گرفته شد. کلیه کوشش‌های هر فرد در یک روز و در نوبت صبح انجام شد و از عدم ایجاد خستگی طی پروتکل تحقیق با تدارک استراحت ۲ دقیقه‌ای اطمینان حاصل شد. اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین طی فرود با استفاده از دستگاه صفحه نیروسنج (Kistler, Winterthor, Switzerland, 1000 Hz) ثبت گردید. پس از کنترل دیداری نمودارهای نیرو و صحت آن، داده‌ها با فرکانس برشی ۱۶ با

شکل ۱- روش چسباندن تیپ سفید (سمت راست) و تیپ کنزیو (سمت چپ)



شکل ۲- نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

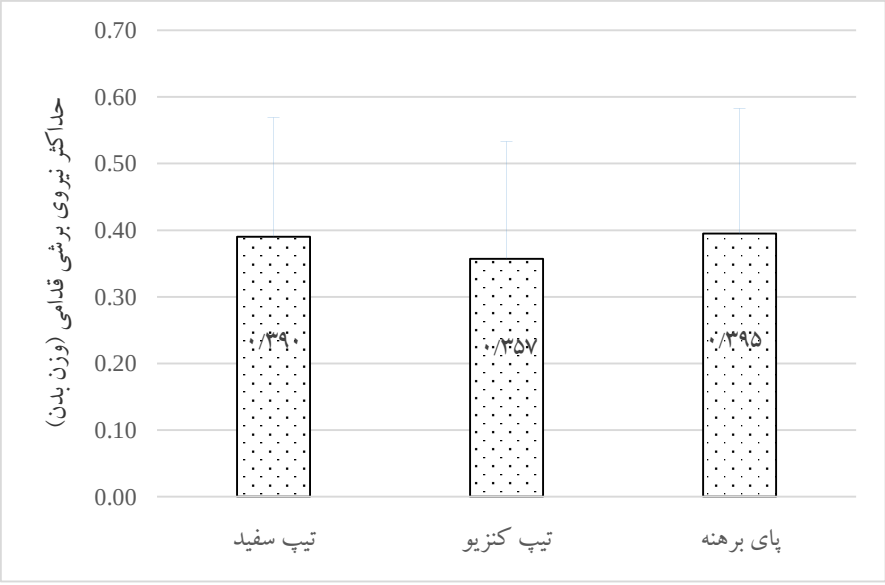
استفاده از روش پایین‌گذر باتروورث فیلتر شدند. برای محاسبه نیروی برشی قدامی از اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین در راستای ساجیتالی به‌دست‌آمده از دستگاه نیروسنج استفاده شد (۳، ۴ و ۱۱). برای این منظور حداکثر مقدار منفی نیرو با توجه به تعریف نیروها در بعد قدامی-خلفی (مثبت معادل نیروهای اعمال شده به زمین رو به عقب و منفی معادل نیروهای اعمالی به زمین در جهت جلو) به عنوان حداکثر نیروی برشی قدامی زانو در نظرگرفته شد (شکل ۲). سپس مقدار حداکثر نیروی خلفی برای هر آزمودنی بر وزن آن‌ها هنجار گردید. به‌منظور آزمون فرضیه پژوهش، هر یک از سه شرایط فرود، با استفاده از روش آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری در نرم‌افزار SPSS، نسخه ۲۰ و سطح اطمینان ۹۵٪ آزمون آماری شدند.

یافته‌ها

ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها مورد بررسی قرار گرفت. نتایج آزمون کولموگرف- اسمیرنوف نشان داد که کلیه داده‌ها از توزیع نرمال برخوردار هستند ($p<۰/۰۵$). با توجه برقراری این پیش فرض، از آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری جهت بررسی تفاوت بین سه شرایط تیپ سفید، کنزیو و پای‌برهنه استفاده شد. همگنی واریانس‌ها نیز در این آزمون بررسی شد و آزمون لیون (Levene) پذیرش این فرض را نیز تأیید نمود. با توجه به عدم تخطی از فرض کرویت، داده‌های مربوط به ستون پذیرش کرویت گزارش شد. همان‌طوری که مشاهده شد، بین سه شرایط تیپ در حداکثر نیروی برشی قدامی تفاوت معناداری وجود نداشت ($p>۰/۰۵$ برای تمامی شرایط) (نمودار ۱).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر دو نوع متفاوت تیپ (غیر الاستیک و الاستیک) مفصل مچ پا بر نیروی برشی قدامی زانو حین حرکت پرش- فرود تک‌پا در والیبالیست‌های نخبه مرد با پیچ‌خوردگی مزمن خارجی مچ پا بود. دوازده والیبالیست انتخاب شده و از هر یک از آن‌ها آزمون پرش- فرود تک‌پا با پای غالب به عمل آمد. حداکثر نیروی برشی قدامی زانو با استفاده از دستگاه صفحه نیروسنج اندازه‌گیری و به وزن هر کدام هنجار گردید. نتایج نشان داد که بین هر سه شرایط فرود با مچ پای نواربندی شده با تیپ‌های غیر الاستیک و الاستیک و پای‌برهنه در حداکثر نیروی برشی اعمالی به زانو تفاوتی وجود ندارد. استدلال ما در این تحقیق این بود که تیپ ممکن است با انتقال نیروی عکس‌العمل از مؤلفه‌های



نمودار ۱- حداکثر نیروی برشی قدامی زانو در سه شرایط پوشش مفصل مچ پا

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

برشی به مؤلفه‌ی عمودی به واسطه‌ی محدودیت انحراف جانبی مفصل و همچنین کاهش شتاب پا و جذب شوک، از نیروی برشی قدامی زانو بکاهد. باوجوداین، این استدلال در این تحقیق تحقق نیافت. عدم ایجاد تفاوت در نیروی برشی اعمال‌شده به زانو بین دو نوع تیپ می‌تواند ناشی از عدم موفقیت هر دوی این تیپ‌ها در بهینه‌سازی حرکت جفتی ساق حول مفصل مچ پا باشد. همان‌طوری که در منابع ذکر شده است، اصلی‌ترین عامل جذب شوک در ضربات و برخوردهای پا، حرکت جفتی بهینه‌ی مفصل مچ پا است؛ به‌طوری‌که نیروی برخوردی و اعمالی به مچ، طی چرخش داخلی درشت‌نی، فلکشن زانو و اینورشن مفصل ساب تالار کاهش و جذب می‌گردد (۳۰). هر عاملی که هم‌زمانی این عوامل را در دوره‌ی بارگیری غیرفعال بهینه نماید، در جذب و کاهش اثرات و احتمال آسیب ناشی از نیروهای افزایش‌یافته موفق‌تر خواهد بود. بر این اساس می‌توان نتیجه حاصل در این تحقیق را این‌گونه توجیه نمود که هردوی تیپ‌ها نتوانستند حرکت جفتی ساق در مفصل مچ را بهینه نمایند. هرچند ادبیات پژوهشی عنوان نموده است که آسیب ACL چند صفحه‌ای است و منحصر به یک صفحه نمی‌باشد (۳۱). بر این اساس، می‌توان بیان نمود که تیپ‌ها ممکن است در سایر صفحات حرکتی (جانبی و عمودی) تأثیراتی به همراه داشته بوده است که در این تحقیق بررسی نگردید که می‌تواند در تحقیقات آتی مورد توجه قرار گیرد.

مطالعات پیشین نشان داده بودند که استفاده از تیپ کنزیو می‌تواند با کاهش زمان رسیدن به نیروی اوج عمودی، کاهش مقدار نیروی اوج عمودی غیرفعال و انتگرال ضربه اعمالی، منجر به سودمندی و بهبود عملکرد حین فرود شود (۳۲). هرچند مؤلفه موردبررسی در این مقایسه متفاوت است؛ این یافته به‌نوعی با یافته‌ی نهایی پژوهش حاضر همسو نیست. این تناقض می‌تواند ناشی از تفاوت در مؤلفه نیرو، تفاوت در نوع آزمودنی (آسیب‌دیده غیرفعال-آسیب‌دیده فعال) باشد. در این پژوهش از والیبالیست‌هایی با سابقه پیچ‌خوردگی مزمن خارجی مچ پا استفاده شد؛ درحالی‌که در پژوهش مذکور افراد آسیب‌دیده غیرفعال مورد ارزیابی قرار گرفته بودند. گرچه به‌طورقطع نمی‌توان در ارتباط با سودمندی و عدم سودمندی مطلق تیپ کنزیو اظهارنظر نمود، در این پژوهش مزیتی در ارتباط با کاهش ریسک فاکتور آسیب لیگامان صلیبی قدامی مشاهده نشد. از سویی دیگر نتیجه‌ی حاصل از این پژوهش با برخی از مطالعات که عدم سودمندی ویژه‌ی تیپ کنزیو را گزارش داده بودند، هم‌خوانی دارد (۲۷ و ۳۶-۳۳).

تیپ غیر الاستیک در مقایسه با تیپ کنزیو، سفتی بیشتری داشته و به‌منظور ثبات مفصلی استفاده شده که باعث محدودیت در دامنه‌ی حرکتی مفصل می‌شود؛ درحالی‌که تیپ کنزیو با خاصیت کشسانی بدون اعمال محدودیت حرکتی به‌منظور تسهیل اطلاعات آوران و افزایش درونـدادهای حسی استفاده می‌شود. ادبیات پژوهشی به مزیت تیپ‌های کنزیو در پیش‌گیری از ایجاد و بروز آسیب در فعالیت‌های برشی سریع اشاره داشته است (۳۶). با توجه به اینکه حرکات برشی سریع و فرود به‌عنوان فعالیت‌های اصلی آسیب به لیگامان صلیبی قدامی قلمداد می‌شود، در این پژوهش ما قصد داشتیم تا با بررسی تأثیر این نوع تیپ بر مفصل مچ پا، سودمندی و اثربخشی آن را با تیپ رایج دیگر مقایسه نموده تا تأثیر آن را در کنار تأثیر احتمالی آن بر مفصل مچ پا، در حداکثر نیروی برشی قدامی اعمالی به زانو بررسی نماییم. علی‌رغم استنباط‌های رایج، هر یک از تیپ‌های موردبررسی نتوانست در مقایسه با شرایط پابرهنه منجر به کاهش نیروی برشی قدامی زانو حین فرود شود؛ بنابراین نمی‌توان سودمندی ویژه‌ای جهت پیش‌گیری از آسیب ACL طی استفاده از این نوع تیپ‌ها بیان نمود. بر این اساس کاربرد ویژه‌ی تیپ‌های کنزیو نیز به‌نوعی با ابهام همراه بوده و در خصوص جلوگیری از اعمال نیروی آسیب‌رسان لیگامان ACL تیپ‌های کنزیو کاربرد مؤثری ندارد.

استفاده از آزمودنی‌های مرد یکی از محدودیت‌های این تحقیق به شمار می‌رود. همان‌طوری که در ادبیات پژوهشی اشاره‌شده

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

است، آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی در زنان با توجه به تفاوت‌های آناتومیکی و فیزیولوژیک، بیشتر شایع است (۳، ۴ و ۱۱). اکتشاف و پیشنهاد روش‌هایی جهت به حداقل رساندن آسیب‌های مرتبط با ACL می‌تواند کارایی آنان را در فعالیت‌ها حرکتی افزایش دهد؛ بنابراین در پژوهش‌های آتی در این زمینه استفاده از آزمودنی‌های دختر توصیه می‌گردد. علاوه‌براین، تأثیر هر یک از انواع تیپ‌ها در سایر فعالیت‌های حرکتی نظیر راه رفتن و دویدن در سایر آزمودنی‌ها شامل مردان و زنان سالمند نیازمند توجه، نیز جهت ارائه توصیه‌ی جامع در خصوص اثربخشی نواربندی مچ پا توصیه می‌گردد.

بین دو نوع تیپ الاستیک و غیر الاستیک و شرایط پابرهنه در کاهش نیروی برشی قدامی به زانو تفاوتی مشاهده نشد؛ بنابراین استفاده از هر یک از این نوع تیپ‌ها نمی‌تواند عاملی جهت کاهش خطر آسیب‌دیدگی لیگامان صلیبی قدامی در حرکت پرش- فرود تک‌پا در والیبالیست‌های مرد شود.

تقدیر و تشکر

از کلیه کسانی که در پیشبرد پژوهش حاضر همکاری داشته‌اند کمال تشکر را داریم.

منابع

1. Nicholas A, Gordon D, Robertson E, Rouhi GH. Sajital plane body Kinematics and Kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implication of non-contact ACL injury. The Knee. 2014;21:38-46.

2. Gosselin M, Mulcahey M, Feller E, Hulstyn M. Examining internet resources on gender differences in ACL injuries: What patients are reading. The Knee. 2013;20(3):196-202.

3. Saki F, Daneshmandi H, Rajabi R, Mohammadpour S. [Neuromuscular and biomechanical risk factors associated with ACL Injury in female athletes]. SJKU. 2013;18 (3):112-123 (Persian).

4. Sadeghi H, Shojaedin S, Akbari H. [Comparison of knee anterior shear force in pes planus and pes cavus deformities in single limb landing]. Journal of Sport and Movment Science. 2008;11 (1):1-12 (Persian).

5. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, DeMaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries. The AM J SPORT MED. 2006;34: 1512-32.

6. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000;23:573-578.

7. Hertel J, Dorfman JH, Braham RA. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. J Sports Sci Med. 2004;3:220-5.

8. Tanaguchi M, Tateuchi H, Takeoka T, Ichihashi N. Kinematic and Kinetic Characteristics of Masai Barefoot Technology Footwear. GAIT POSTURE. 2012;35:567–572.

9. Zadpoor A, Asadi Nikooyan A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. CLIN BIOMECH. 2011;26:23–28.

10. Nigg B. Biomechanics of Sport Shoes. 1st ed. Topline Printing Inc, Calgary, Alberta, 2010; pp 263-274.

11. Fatahi M, Fatahi F. [The comparisson of prevalance, type and severity of injuries in professional and amateur freestyles' wrestlers]. J Res Rehabil Sci. 2013;9(4):715-725 (Persian).

12. Sadeghi H, Abbasi A, Khaleghi M. [The relationship between maximum torque of lower extremity muscles and knee anterior shear force during single limb landing]. Journal of sport and movement science. 2010;15:152 (Persian).

13. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. Am J Sports Med. 2002; 30:261-267.

14. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athletic Train. 2004;39(3):247-253.

15. Daneshmandi H, Azhdari F, Saki F, Daneshmandi MS. The study of lower extremity alignment in athletes with and without ACL reconstruction. BRAZ J BIOMTC. 2011;5:248-54.

16. Daneshmandi H, Saki F. The study of joint hypermobility and Q angle in female football players. WJSS. 2010;3:243-7.

17. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. PRO-SOC BEH SCI. 2011;15:3349-54.

18. Daneshmandi H, Saki F, Daneshmandi L, Daneshmandi MS. Lower extremity alignment in female athletes with ACL reconstruction. MED SPORT. 2012;65:211-21.

19. Daneshmandi H, Saki F. [The study of static lower extremity posture in female athletes with

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

ACL injuries]. Harkat Sport Medicine. 2009;1:75-91 (Persian).

20. Daneshmandi H, Saki F. [The relationship between ACL injury of elite athletic females and their body mechanic]. Olympic. 2011;18:67-84 (Persian).

21. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes. AM J SPORT MED. 2005;33:492-501.

22. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. J ATHL TRAINING. 2004;39: 352-364.

23. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 3th ed. Canada, Alberta: John Wiley & Sons. 2009; pp 107-170.

24. Eslami M, Damavandi M. [Principles and fundamention of biomechanics and movement analysis]. First ed. Tehran, Iranian Institute of physical activity and sport science 2012; pp 255-280 (Persian).

25. Levangie P, Norkin C. Joint structure and function. 4th ed. F. A. Davis Company. Philadelphia. 2005;P 5-66.

26. Gandomkar A, Eslami M, Hosseini nejad SE, Jahedi V. [Effect of unstable shoes on lower extremity joint power during stance phase of running]. RJMS. 2014;21(124):54-63 (Persian).

27. Suarez A, Nogueron G, Lopez F, Manzanares M, Hush J, Hancock M. Effects of kinesiotaping on foot posture in participants with pronated foot:A quasi-randomised, double-blind study. Physiotherapy. 2014;100: 36-40.

28. Briem k, Eythorsdottir H, Ragnheidur G, Palmarsson R, Runarsdottir T, Sveinsson T. Effects of Kinesio Tape Compared With Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. J Orthop Sport Phys. 2011;41(5): 328-335.

29. Eslami M, Gandomkar A, Hosseini nejad SE, Jahedi V, Gandomkar E. [Comparison of the Effect of unstable and control shoes on the variables related to tibia stress fracture during running in recreational runners]. J Res Rehabil Sci. 2014;9(6): 1029-1037 (Persian).

30. Sadeghi H, Abbasi A, Khaleghi M. [Lower extremity peak moment and Knee Anterior shear force during single limb landing]. Sport and Movement science. 2010;8(15):152-163.

31. Eslami M, Ferber R. Can orthoses and navicular drop affect foot motion patterns during running? Journal of Science and Medicine in Sport. 2013;16(4): 377-381.

32. Mir Rahimi L, Nasseri N, Amiri A, Fakhari Z. [Effect of three types of Kinesio taping on the performance of male athletes with chronic ankle instability]. Modern rehabilitation. 2014;8(1): 62-71 (Persian).

33. Chiu H, Wang L. Biomechanical Effect on Ankle Kinesio Taping on the Ground Impacts during the Vertical Jump Landing. 35th Annual Northeast Bioenginering Conference. Cambridge USA. 2009. 133.

34. Parreira C, Costa L, Junior C, Lopes A, Costa L. Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. Journal of physiotherapy. 2014;60: 31-39.

35. Lins C, Neto F, Amorim A, Macedo L, Brasilerio J. Kinesio Taping does not alter neuromuscular performance of femoral quadriceps or lower limb function in healthy subjects: Randomized, blind, controlled, clinical trial. MANUAL THER. 2013;18: 41-45.

36. Griebert M, Needle A, McConnell J, Kaminski T. Lower-leg Kinesio tape reduces rate of loading in participants with medial tibial stress syndrome. Phys Ther In Sport. 2014;xxx. 1-6.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]

Original Article http://rjms.iums.ac.ir

Effect of two different tapes on knee anterior shear force during single-leg jump-landing test among elite male volleyball players with chronic inversion ankle sprain

***Amin Gandomkar**, PHD Student of Sport Biomechanics, Department of Biomechanics, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran (*Corresponding author). gandomkar14@gmail.com
Mahdi Safaribak, PHD Student of Pathology and Corrective Movements, Department of Pathology and Corrective Movements, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
Elham Gandomkar, MSc of Sport Biomechanics, Department of Biomechanics, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran

Abstract

Background: Today, different types of tapes used for prevention and treatment of chronic inversion ankle sprain. The purpose of current study was to investigate the effect of two different tapes (white and Kinesio tape) on peak knee anterior shear force during landing after the jump among elite volleyball players with chronic inversion ankle sprain.
Methods: In this semi- experimental study, 12 elite male volleyball players with history of chronic inversion ankle sprain with age (SD) of 22.04±3.10 years, mass (SD) of 79.74±4.56 kg and height (SD) of 188.75±5.85 cm were selected. Jump-landing task was performed in three conditions: barefoot, ankle white taping and ankle Kinesio taping. A force plate system was used to record the ground reaction forces. Posterior component of reaction forces in sagittal plane considered as knee anterior shear force and normalized to body weight. For analysis the data, ANOVA repeated measures method was used in SPSS v. 20 ($p<0.05$).
Results: There was no significant difference between three conditions of white tape, Kinesio tape and barefoot landing in knee anterior shear force ($p>0.05$, for all conditions).
Conclusion: Intervention of two types of tape could not lead to reduction in risk of anterior cruciate ligament injury in single limb landing. Thus, two studding tape could not recommend as safe intervention in ACL injury prevention during landing.

Keywords: Anterior shear force, Non-elastic tape, Elastic tape, Jump-landing task, Inversion ankle sprain

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2024-07-03]