پژوهنده (مجله پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی)
سال هفدهم، شماره ۶، پی در پی ۹۰، صفحات ۲۷۹ تا ۲۸۵
بهمن و اسفند ۱۳۹۱

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۵/۱۰
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۱۱/۳

بررسی سه‌بعدی تأثیر بانداژ مچ پا بر یافته‌های کینماتیکی این ناحیه در افراد سالم طی راه رفتن بر روی زمین

*دکتر عباس رحیمی[*۱]، الهه شعراء[۲]، دکتر محسن رازقی[۳]، علی فرهادی[۴]*

۱. دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی و مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۲. کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز
۳. استادیار، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز
۴. کارشناس ارشد فیزیوتراپی، فدراسیون پزشکی سازمان تربیت بدنی، تهران

چکیده

سابقه و هدف: استفاده از بانداژ مچ پا به عنوان یکی از روشهای پیشگیری و نیز کمک کننده در درمان پیچ خوردگی مچ پا بسیار متداول است. هدف از بانداژ مچ پا کمک به حفظ الگوی نرمال بیومکانیک پا (foot) و مچ پاست. علیرغم استفاده فراوان از بانداژ در کلیه ورزشها، دلایل عینی بسیار کمی در این رابطه موجود است. هدف از انجام تحقیق حاضر، تعیین میزان تأثیر بانداژ در تغییر الگوی کینماتیک مچ پا در سه صفحه در طول راه رفتن بر روی زمین می‌باشد.

مواد و روشها: ۳۶ دانشجو (۱۸ دختر و ۱۸ پسر) بدون سابقه پیچ خوردگی مچ پا و با میانگین سنی ۳±۲۳ سال و توده بدنی ۲±۲۳، در سه گروه بدون بانداژ، بانداژ به روش Gibney close basket weave و پلاسبو بانداژ، با سرعت دلخواه روی زمین راه رفته و اطلاعات کینماتیکی صفحات ساجیتال، فرونتال و عرضی مفصل مچ پای نمونه‌ها توسط دستگاه پیشرفته آنالیز ۳ بعدی حرکت (Qualysis, Sweden) بررسی گردید.

یافته‌ها: بانداژ مچ پا توانست به طور معنی‌داری باعث کاهش دامنه سوپینیشن پا در لحظه برخورد پاشنه به زمین شده و نیز باعث کاهش معنی‌دار میزان حداکثر پلانتار فلکشن و پرونیشن در فاز استانس و سوپینیشن در فاز سوئینگ گردد ($p<0/01$). مقادیر پلاسبو بانداژ بسیار شبیه به وضعیت بدون بانداژ بود.

نتیجه‌گیری: بانداژ مچ پا توانست با تأثیر بر خلف پا، حرکات سوپینیشن و پلانتار فلکشن مچ پا را محدود نماید. استفاده از بانداژ مچ احتمالاً در پیشگیری از پیچ خوردگی مچ پا کمک کننده می‌باشد.

واژگان کلیدی: بانداژ، بیومکانیک، مچ پا، آسیبهای مچ پا، آنالیز ۳ بعدی راه رفتن

لطفاً به این مقاله به صورت زیر استناد نمایید:
Rahimi A, Shoara E, Razeghi M, Farhadi A. The effects of ankle taping on 3-dimensional kinematic findings of the ankle joint during walking on level ground. Pejouhandeh 2013;17(6):279-85.

مقدمه

آسیب لیگامان خارجی مچ پا، معمولترین ضایعه‌ای است که در فعالیتهای ورزشی گزارش می‌شود (۳-۱). طبق گزارش انجمن طب ورزشی آمریکا، پیچ خوردگی مچ پا ۱۵-۱۰ درصد از کل ضایعاتی که در فوتبال اتفاق می‌افتد را شامل می‌شود (۴). این پیچ خوردگیها در فوتبال، بسکتبال، والیبال و ورزشهایی که نیاز به تغییر جهت سریع حرکت بدن دارند، بیشتر اتفاق می‌افتد (۵). پلانتار فلکشن وضعیتی است که مچ پا را مستعد پیچ خوردگی، به ویژه از نوع اینورژنال می‌نماید که همراه با چرخش رو به داخل است که لیگامان سمت خارج پا را در معرض آسیب بیشتر قرار می‌دهد (۶). چندین عامل در ایجاد پیچ خوردگی مچ پا مهم است. عوامل داخلی شامل بی‌ثباتی مفصل، کوتاهی عضلات، غیر قرینگی در قدرت عضلات، آسیبهای قبلی، کافی نبودن توانبخشی، استرس‌های

*نویسنده مسؤول مکاتبات: دکتر عباس رحیمی؛ تهران، خ دماوند، روبروی بیمارستان بوعلی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه فیزیوتراپی، کد پستی ۱۶۱۶۹۱۳۱۱۱؛ تلفن: ۴-۷۷۵۶۱۷۲۱-۲۱-۹۸+ داخلی: ۲۲۵؛ فکس: ۷۷۵۶۱۴۰۹-۲۱-۹۸+؛ پست الکترونیک: arahimiuk@yahoo.com

Archive of SID
www.SID.ir

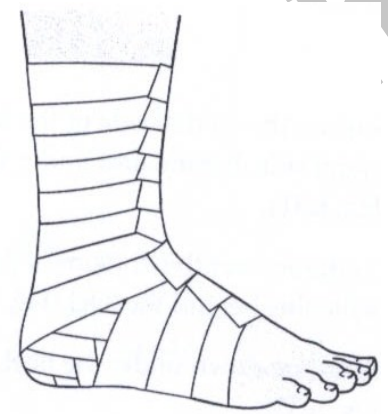
روانی و نوع راه رفتن، و عوامل خارجی شامل: سطح مهارت ورزشی، سطح رقابت و تمرین، قوانین و خطای بازی است (۷).

توانبخشی مناسب و تقویت عضلات اطراف مچ پا به منظور جلوگیری از پیچ خوردگی مجدد مچ پا ضروری است. آسیبهای ناشی از پیچ خوردگی گاهی تا شش ماه یا بیشتر ادامه دارند که باعث ناتوانی در راه رفتن و ایجاد اختلال در کار و زندگی روزانه می‌شود (۸). همچنین بیش از ۳۰٪ از بازیکنانی که دچار پیچ خوردگی مچپا می شوند، بی‌ثباتی مزمن پا را تجربه می‌کنند (۹). عموماً بسیاری از پیچ خوردگیها خوب می‌شوند ولی حدود ۲۰-۴۰٪ از آنها نیز دچار علائم بی‌ثباتی مزمن (مکانیکی و عملکردی) پا می‌گردند (۶). بر طبق اصل تقدم پیشگیری بر درمان، روشهای متعددی از قبیل استفاده از بریس، بانداژ، تمرینات حس عمقی و ... جهت پیشگیری از پیچ خوردگی مجدد مچ پا وجود دارند (۱۰).

استفاده از بانداژ مچ پا به عنوان یکی از روشهای پیشگیری از پیچ خوردگی مچ پا بسیار متداول است. Dizon و همکاران با بررسی ورزشکاران آسیب دیده دریافتند که بانداژ مانع از ۷۱٪ پیچ خوردگی مچ پا و بریس مانع از ۶۹٪ از پیچ خوردگیهای مچ پا می‌شود (۳). بانداژ و بریس با ایجاد حمایت مکانیکی و تأثیر بر حس عمقی مانع از پیچ خوردگی مچ پا می‌شوند. استفاده از بریس به علت محدودیت بیشتر و ممانعت از انجام آزادانه فعالیتهای ورزشی و ممنوعیت استفاده از آن در مسابقات بعضی از رشته‌های ورزشی (به علت احتمال آسیب به سایر ورزشکاران) مورد توجه ورزشکاران نبوده و در عوض بانداژ بیشتر مورد توجه و استقبال بوده است. به رغم تأثیر بانداژ در محدودکردن دامنه حرکتی در حالت استاتیک، تأثیر آن بر دامنه حرکتی طی ورزش و راه رفتن مشخص نمی‌باشد (۱۱). استفاده از دستگاههای پیشرفته آنالیز حرکت به صورت دینامیک تأثیر به‌سزایی در بررسی دقیقتر حرکات فراهم نموده است. از آنجایی که طی راه رفتن روی زمین، پا بر روی زمین ثابت است (زنجیره حرکتی بسته)، توجه به ارتباط بیومکانیکی بین مفصل مچ پا و دیگر مفاصل اندام تحتانی ضروری است (۱۲). بنابراین تحقیق حاضر با هدف تعیین تأثیر بانداژ مچ پا بر میزان محدودیت دامنه حرکتی آن در افراد سالم انجام شد.

مواد و روشها

۳۶ فرد سالم در محدوده سنی ۲۸-۱۸ سال (۱۸ دختر و ۱۸ پسر) از بین دانشجویان دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شیراز که از نظر ظاهر، راه رفتن نرمال داشتند، بررسی شدند. در صورت وجود هر گونه سابقه آسیب ناحیه مچ پا مانند سابقه پیچ خوردگی و جراحی استخوانی و نیز وجود شلی بیش از حد لیگامانی (Ligament hyperlaxity) (که توسط تست‌های رساندن انگشت شست از عقب به مچ و هیپراکستانسیون بیش از حد زانو تشخیص داده می‌شد) نمونه‌ها از مطالعه حذف شدند. از بانداژ غیر الاستیک چسبنده (Non-elastic adhesive tape) تولید شرکت Crame (Cramer Company, USA) به پهنای یک و نیم اینچ به روش Gibney close basket weave که جهت حمایت و استحکام مچ پا در پیشگیری از پیچ‌خوردگی اینورژنال مچ پا معرفی گردیده است (۱۳) استفاده گردید. روش بانداژ شامل استفاده از اسپری مخصوص (Adhesive spray) با هدف چسبندگی بهتر بانداژ، لایه زیرین بانداژ (Under wrap)، سه عدد اتصال نعلی شکل (Stirrup) عمودی (آنکور) به شکل U، شش عدد اتصال نعلی شکل عرضی به شکل C، قفل خارجی و داخلی (lock) و در نهایت بانداژ به شکل 8 بود (شکل ۱). پلاسبو بانداژ از نظر ظاهر دقیقاً شبیه بانداژ اصلی بود با این تفاوت که فاقد قفلهای پاشنه و فاقد نوار به شکل 8 بود. به عبارت دیگر، دو عدد اتصال نعلی شکل عمودی بدون همپوشانی و سپس دو عدد اتصال نعلی شکل عرضی بسته می‌شد و هدف از انجام آن بانداژی بود که بتواند همانند بانداژ اصلی سطح تماس با پوست جهت همانندی اثر حس عمقی اعمال نماید و فقط عوامل ایجاد ثبات را نداشت تا از نظر مکانیکی ساپورت ایجاد نکند.



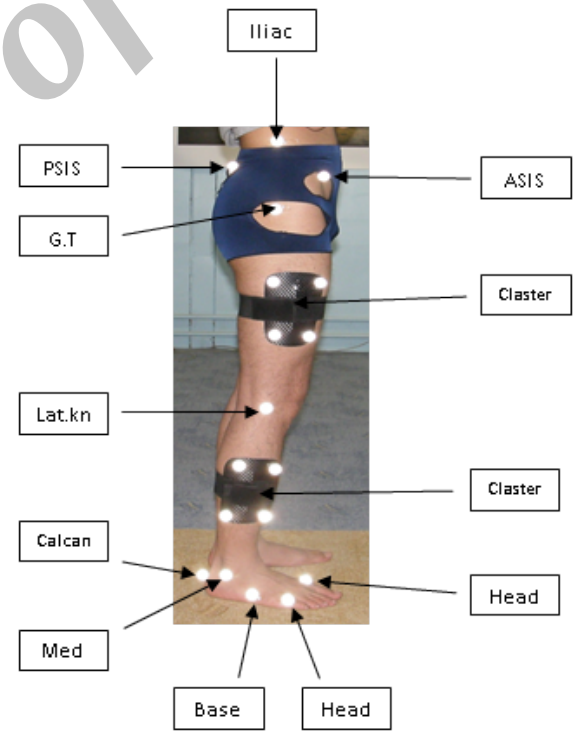
شکل ۱. بانداژ Gibney Close Basket Weave

بر طبق روش مارکرگذاری سیستم آنالیز حرکت Qualysis، ۲۴ مارکر منعکس کننده نور با قطر ۱۹ میلی‌متر توسط چسب دو طرفه با ضخامت تقریبی ۰/۵ میلی‌متر مستقیماً بر روی پوست نواحی مشخص قرار گرفته و جهت بررسی حرکات سه بعدی سگمان‌های لگن، ران، ساق پا و پا استفاده گردید. تست فقط بر روی پای غالب انجام شد (در این مطالعه همگی راست پا بودند). مارکر گذاری طبق روش (6- Degree of freedom,

www.SID.ir

(6-DOM مدل Qualysis Track Manager (QTM انجام شد (شکل ۲) و طبق استاندارد Qualysis، مارکرها در مکانهای زیر قرار داده شدند:

-دو مارکر در بالاترین قسمت ستیغ ایلیاک، راست و چپ
-دو مارکر در خار خاصره جلویی بالایی، راست و چپ
-دو مارکر در خار خاصره خلفی بالایی، راست و چپ
-دو مارکر در مرکز تروکانتر بزرگ ران، راست و چپ
-دو مارکر در دو طرف خط مفصلی زانوی راست (کندیل‌های داخلی و خارجی فمور)
- دو مارکر در مالئولوس داخلی و خارجی پای راست
- دو مارکر در قاعده و سر متاتارس پنجم پای راست
- یک مارکر در سر متاتارس اول پای راست
- یک مارکر در برجسته‌ترین قسمت ناحیه پشت پاشنه پای راست
- ۸ مارکر موسوم به مارکرهای کلاستر (Cluster) (یک صفحه مخصوص که ۴ مارکر در ۴ گوشه آن قرار گرفته) در یک سوم پایینی و خارج ساق پا و یک دوم خارجی ران راست



شکل ۲. مارکر گذاری به روش QTM در سیتم آنالیز حرکت Qualysis

برای مارکرگذاری با ثبات، موهای محل اتصال الکترودها تراشیده شد. مارکرها در زمان تحمل وزن (ایستاده) روی بدن فرد چسبانده می‌شدند تا اختلاف موقعیت مارکر بر روی پوست در زمان استاتیک و دینامیک به کمترین مقدار ممکن برسد. جهت ثبت داده‌ها، از شش دوربین با دیودهای فرستنده نور با فرکانس ۱۲۰ هرتز جهت به دست آوردن داده‌های کینماتیک استفاده گردید.

بعد از امضا فرم رضایت‌نامه، کلیه افراد حاضر در مطالعه تحت سه شرایط بدون بانداژ، با بانداژ و با بانداژ پلاسبو تحت آزمون استاتیک و دینامیک قرار گرفتند. جهت حذف تأثیر آموزش در نتیجه تکرار و احتمال خستگی، توالی تست‌ها به طور تصادفی انجام گرفت. پس از آن از نمونه‌ها خواسته شد که در مسیر مشخص شده آزمایشگاه با سرعت دلخواه راه بروند و در تمام مدت زمان راه رفتن به نقطه ثابتی که بر روی دیوار مشخص شده است، نگاه کنند تا در روند طبیعی حرکت تغییری رخ ندهد. از هر فرد ۵ تست دینامیک موفق ثبت شد. تست موفق به تستی گفته شد که در آن ضمن حفظ راه رفتن طبیعی فرد، پای فرد به طور کامل و صحیح بر روی فورس پلیت قرار گیرد.

پس از اتمام تست، مارکرها توسط نرم‌افزار Qualysis نام‌گذاری شدند. جهت بررسی داده‌ها از نرم‌افزار QTM و جهت آنالیز کینماتیک داده‌ها از نرم‌افزار Visual 3D استفاده شد. در مرحله بعد داده‌های استاتیک هر فرد به همراه پنج تست دینامیک آن به نرم‌افزار آنالیز حرکت (Visual 3D) منتقل شدند تا برای سگمان‌های ران، ساق، پا، لگن و مفاصل بین آنها مدل‌سازی انجام گیرد. پس از ساخت مدل، لحظه برخورد پاشنه با زمین (Heel strike) و لحظه جدا شدن انگشتان از زمین (Toe off) مشخص شد و نمودار کینماتیک آن رسم گردید. تمام محاسبات با توجه به اعمال قانون Newton-Euler و Cardan sequence (X-Y-Z) در مورد محورهای مختصات سگمان‌ها (Segment Coordinate System) انجام گردید.

متغیرهای کینماتیکی مورد بررسی در این تحقیق، شامل زاویه مچ پا در Initial Contact در صفحات ساجیتال، فرونتال و عرضی، حداکثر زاویه پلانتار فلکشن و دورسی فلکشن مچ پا در زمان تحمل وزن، مجموع دامنه حرکتی دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن در یک سیکل راه رفتن، حداکثر زاویه اینورژن و سوپینیشن مچ پا در زمان سوئینگ، حداکثر زاویه اورژن و پرونیشن مچ پا در زمان تحمل وزن، و مجموع دامنه حرکتی سوپینیشن و پرونیشن در یک سیکل راه رفتن بود.

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون تی زوجی استفاده شد و $P < ۰/۰۵$ سطح معنی‌داری اختلاف ها قرار داده شد.

یافته‌ها

میانگین قد بررسی شدگان ۱۱/۴±۱۶۹/۵سانتی‌متر، وزن ۱۲/۲±۶۱/۸ کیلوگرم، شاخص توده بدنی ۲/۴±۲۲/۸ و سن ۲/۵±۲۲/۸ سال بود.

Archive of SID

www.SID.ir

بیشترین تغییرات در حداکثر پلانتار فلکشن در مرحله استانس رخ داد (۲۴ در مقابل ۲۱ درجه) و بانداژ پلاسبو تغییر خاصی ایجاد نکرد. بانداژ به خوبی توانست ۱۰٪ از میزان پلانتار فلکشن مچ پا را کاهش دهد، در حالی که بانداژ پلاسبو نتوانست در میزان پلانتار فلکشن تغییر معنی‌داری ایجاد نماید. بانداژ مچ پا بر حداکثر پلانتار فلکشن طی فاز ایستایی تفاوت آماری معنی‌داری را نشان داد (جدول ۱، P <۰/۰۰۰۱). بانداژ مچ پا بر هیچکدام از متغیرها تفاوت معنی‌داری را نشان نداد. تفاوت معنی‌داری بین بانداژ و بانداژ پلاسبو یافت نشد (جدول۲). بانداژ مچ پا توانست میزان سوپینیشن و پرونیشن پا را در همه پارامترها، یعنی هم در لحظه برخورد با زمین (P<۰/۰۱) و هم در فاز ایستایی (پروناسیون) (P <۰/۰۱)و سوئینگ (سوپیناسیون) (P <۰/۰۰۶) به طور معنی‌داری کاهش دهد. مقدار این کاهش چشمگیر و به طور متوسط حدود ۲۰٪ بود (جدول ۳).

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار پارامترهای مچ پا در صفحه ساجیتال طی راه رفتن بر روی زمین در وضعیتهای مختلف بانداژ

	لحظه برخورد پاشنه به زمین (Heel Strike) (درجه)	حد اکثر دورسی فلکشن (درجه)	حد اکثر پلانتار فلکشن (استانس) (درجه)
بدون بانداژ	-۶±۳/۴	۸/۷±۳/۵	* -۲۴/۶±۷/۶
بانداژ	-۶,۱±۳/۹	۹±۳/۳	* -۲۱±۷/۶
بدون بانداژ	-۶±۳/۴	۷/۸±۳/۵	-۲۴/۶±۷/۶
بانداژ پلاسبو	-۶/۵±۴/۲	۸/۷±۳/۷	-۲۴/۸±۷/۲
بانداژ پلاسبو	-۶/۵±۴/۲	۸/۷±۳/۷	* -۲۴/۸±۷/۲
بانداژ	۶/۱±۳/۹	۹±۳/۳	* -۲۱±۷/۶

P <۰/۰۰۰۱ *

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار پارامترهای مچ پا در صفحه فرونتال طی راه رفتن بر روی زمین در وضعیتهای مختلف بانداژ

	لحظه برخورد پاشنه به زمین (Heel Strike) (درجه)	حد اکثر اینورژن (درجه)	حد اکثر اورژن (درجه)
بدون بانداژ	-۴/۹±۴/۵	-۶/۸±۴/۷	۴/۵±۲/۶
بانداژ	-۴/۴±۴/۱	-۶/۷±۴/۱	۵±۳/۲
بدون بانداژ	-۴/۹±۴/۵	-۶/۸±۴/۷	۴/۵±۲/۶
بانداژ پلاسبو	-۴±۴/۴	-۶/۴±۶/۳	۴/۵±۳
بانداژ پلاسبو	-۴±۴/۴	-۶/۴±۶/۳	۴/۵±۳
بانداژ	-۴/۴±۴/۱	-۶/۷±۴/۱	۵±۳/۲

هیچ‌کدام از اختلافها معنی‌دار نیست.

جدول ۳. میانگین و انحراف معیار پارامترهای مچ پا در صفحه عرضی طی راه رفتن بر روی زمین در وضعیتهای مختلف بانداژ

	لحظه برخورد پاشنه به زمین (Heel Strike) (درجه)	حد اکثر پروناسیون (درجه)	حد اکثر سوپیناسیون (درجه)
بدون بانداژ	*-۳/۸±۳/۲	*۵/۱±۳/۵	**۱۳/۵±۸/۶
بانداژ	*-۰/۹±۷/۲	*۳/۲±۳/۱	**-۱۰/۸±۵/۹
بدون بانداژ	-۳/۸±۳/۲	۵/۱±۳/۵	۱۳/۵±۸/۶
بانداژ پلاسبو	-۳/۲±۵/۸	۵/۸±۴/۴	-۱۲/۹±۸/۷
بانداژ پلاسبو	-۳/۲±۵/۸	۵/۸±۴/۴	-۱۰/۸±۵/۹
بانداژ	-۰/۹±۷/۲	۳/۲±۳/۱	-۱۲/۹±۸/۷

P <۰/۰۰۶ ، **P <۰/۱***

بحث

در مطالعه حاضر دامنه حرکتی به صورت دینامیک بررسی گردید. بررسی دامنه حرکتی دینامیک بهتر از بررسی استاتیک میزان توانایی بانداژ در محدود نمودن یک مفصل در طول یک سیکل راه رفتن را نشان می‌دهد و این یکی از مهمترین تفاوتهای این مطالعه با بسیاری از مطالعات قبلی است.

در صفحه ساجیتال، در لحظه برخورد پاشنه با زمین تفاوت معنی‌داری دیده نشد. به عبارت دیگر، نه بانداژ و نه پلاسبو بانداژ هیچکدام نتوانستند در لحظه برخورد پاشنه پا با زمین از میزان پلانتار فلکشن آن بکاهند. اما بانداژ مچ پا توانست بر حداکثر پلانتار فلکشن طی فاز ایستایی در طول یک سیکل راه رفتن مؤثر باشد و حداکثر میزان پلانتار فلکشن مچ پا را در صفحه ساجیتال به طور معنی‌داری کاهش دهد. نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های عده‌ای از محققین همخوانی داشت (۱، ۲ و ۱۴-۱۷) و با نتایج تعدادی دیگر از محققین در تضاد بود (۱۱، ۱۸ و ۱۹). گرچه روش آزمون در تحقیقهای مختلف متفاوت

Archive of SID
www.SID.ir

بوده است ولی همگی بر تأثیر مثبت بانداژ در محدود نمودن دامنه حرکتی پلانتار فلکشن مچ پا در موقعیتهای مختلف از جمله در وضعیت استاتیک، پرش طولی، پرش (Jumping) و طی راه رفتن (در تحقیق حاضر) اذعان داشته‌اند. اما در تحقیق حاضر، بانداژ در محدود کردن دامنه پلانتار فلکشن در لحظه برخورد پاشنه با زمین مؤثر نبود. چرا که بانداژ انتهای دامنه حرکتی را محدود می‌کند و در لحظه برخورد پاشنه با زمین طی راه رفتن، مچ پا در ابتدای دامنه پلانتار فلکشن است، بنابراین طبیعی است که بانداژ نتواند محدودیت لازم را ایجاد کند.

در صفحه فرونتال، هیچکدام از دو نوع بانداژ و پلاسبو بانداژ نتوانستند تفاوت معنی‌داری در حداکثر اینورژن و اورژن ایجاد نمایند. به عبارت دیگر بانداژ مچ پا نتوانست بر میزان اورژن و اینورژن چه در فاز ایستایی و چه در سوئینگ مؤثر باشد. همچنین بررسی مجموع اینورژن و اورژن در طول یک سیکل راه رفتن حاکی از عدم وجود هر گونه تفاوت معنی‌داری در استفاده از بانداژ و یا پلاسبو بانداژ بود. در تحقیق Delahunt و همکاران (۲۰۰۹) که بر روی افراد دچار بی‌ثباتی مزمن مچ پا در حالت پرش بر روی زمین انجام شد (۲)؛ نتایج نشان داد که استفاده از قفل خارجی (Lateral heel lock) توانایی محدود نمودن دامنه حرکتی اینورژن را ندارد. Delahunt در تحقیق خود بیان کرد که اولین هدف قفل پاشنه محدود کردن حرکت اینورژن ساب تالار می‌باشد و اگر آزمون به صورت راه رفتن و دویدن می‌بود، اثر قفل خارجی بانداژ در محدود کردن دامنه حرکتی مشهود می‌گردید. به عبارت دیگر، تست پرش بر روی زمین آنقدر حساس نبود که اثر قفل خارجی بانداژ را نشان دهد. در تحقیق حاضر نیز که با روش مشابه بانداژ طی راه رفتن بر روی زمین بررسی شد تأثیری در محدود کردن دامنه حرکتی اینورژن دیده نشد و نظریه Delahunt تأیید نگردید. در تحقیقاتی که به صورت دینامیک انجام شده است، بانداژ نتوانسته دامنه حرکتی اینورژن را محدود کند. این نتایج بر خلاف یافته‌های تحقیق Arnold و همکاران، Alt و همکاران و Eils و همکاران است (۱۱، ۱۸ و ۱۹). آنان بیان کردند که بانداژ دامنه حرکتی اینورژن را کاهش می‌دهد. احتمالاً یافته‌های متفاوت این محققین به دلیل روشهای متفاوت بررسی دامنه حرکتی باشد. در تحقیقات این محققین بررسی در وضعیت عدم تحمل وزن و به صورت استاتیک انجام گرفته بود، در حالی که تحقیقات در وضعیت دینامیک (از جمله در تحقیق حاضر) تأثیر معنی‌داری را نشان نمی‌دهد.

به علت وجود محدودیتهای ابزاری در بررسی دامنه حرکتی در صفحه عرضی، تحقیقات بسیار کمی اثر بانداژ در صفحه عرضی را بررسی کرده‌اند. مطالعه حاضر نشان داد که بانداژ باعث کاهش میزان سوپینیشن مچ پا در لحظه برخورد پاشنه با زمین گردید. در مجموع پرونیشن و سوپینیشن طی یک سیکل راه رفتن، بانداژ توانست ۲۵٪ و پلاسبو بانداژ ۷٪ از مجموع حرکات چرخشی مچ پا را کاهش دهد. به عبارت دیگر بانداژ هم از میزان پرونیشن و هم از میزان سوپینیشن کاست. بانداژ مورد استفاده در این تحقیق به خوبی توانست میزان حداکثری پرونیشن و سوپینیشن را کاسته و در کنترل حرکات پا مؤثر باشد. این نتایج با تحقیق Fiollkowskis همخوانی داشت. او نقش بانداژ غیر الاستیک با روش Gibney close basket weave را در کاهش پرونیشن و محدود کردن حرکات Rearfoot مفید بیان نمود (۲۰). به عبارت دیگر بانداژ مورد استفاده جهت پیشگیری از پیچ خوردگی (که اکثراً در حال سوپینیشن پا رخ می‌دهد) بر محدود نمودن حرکات پرونیشن پا هم مؤثر است. تحقیق Meana نیز این نتیجه را تأیید می‌کند که بانداژ باعث کاهش میزان سوپینیشن می‌گردد (۱).

Konradsen و همکاران (۲۰۰۲) بیان کردند که افزایش اینورژن در لحظه برخورد پاشنه با زمین می‌تواند فرد را مستعد پیچ خوردگی کند (۲۱). Wright و همکاران (۲۰۰۰) بیان کردند که افزایش پلانتار فلکشن در لحظه تماس پاشنه با زمین یکی از عواملی است که مچ پا را مستعد پیچ خوردگی می‌کند (۲۲). با توجه به آناتومی مچ پا و مورب بودن محور حرکت مفصل مچ پا به نظر می‌رسد بانداژ مچ پا با محدود کردن دامنه پلانتار فلکشن اجازه دامنه حرکتی بیشتری به حرکت اینورژن نمی‌دهد و به این ترتیب مانع از ایجاد اینورژن می‌شود. به نظر می‌رسد از آنجا که بانداژ قادر است تا حدی حرکات چرخشی Rear foot را کنترل کند، می‌تواند در جلوگیری از پیچ خوردگی مچ پا مؤثر باشد. همچنین می‌تواند با محدودیتی که طی یک سیکل راه رفتن در صفحات عرضی و ساجیتال (حرکات سوپینیشن، پرونیشن و پلانتار فلکشن) ایجاد می‌کند، بر ثبات مفصل مؤثر باشد. تعداد دیگری از محققین نیز تأثیر بانداژ را در بهبودی ثبات مفصل مفید بیان کرده‌اند (۱۸ و ۲۵-۲۳). در تحقیقات دیگر محققین علت تأثیر بانداژ را کاستن از زمان عکس‌العمل عضله پرونئال و افزایش فعالیت عضله پرونئوس لانگوس دانسته‌اند (۲۸-۲۶). به علت افزایش میزان حس پروپریوسپشن، در این مطالعه نیز انتظار می‌رفت که پلاسبو بانداژ بتواند با وضعیت بدون بانداژ تفاوت معنی‌داری در میزان پرونیشن نشان دهد، در حالی که نتایج

Archive of SID

www.SID.ir

در هیچ کدام از متغیرهای مچ پا تفاوتی بین بانداژ پلاسبو و وضعیت بدون بانداژ نشان نداد. به عبارتی پلاسبو بانداژ بر هیچکدام از وضعیتهای مورد بررسی در مچ پا مؤثر نبود. در مطالعه حاضر، مقایسه بانداژ و پلاسبو بانداژ نشان داد که در مورد مچ پا وجود اجزای ثبات دهنده بانداژ جهت تأثیر بر محدود نمودن حرکات پا ضروریست و صرف افزایش حس پروپریوسپشن در کنترل دامنه حرکتی کافی نیست. چنانکه در تحقیق Refshauge و همکاران که در آن روش بانداژ مشابه پژوهش حاضر بود، بیان گردید که تأثیر حمایتی بانداژ به علت افزایش حس عمقی در صفحه ساجیتال نمی‌باشد و بانداژ مچ پا نتوانسته حس عمقی را در حرکات دورسی فلکشن- پلنتار فلکشن پا افزایش دهد (۱۷).

تحقیقات انجام شده در زمینه مچ پا همگی بانداژ را در پیشگیری از پیچ خوردگی مچ پا مؤثر بیان کردند اما این که دقیقاً بانداژ با چه مکانیسمی باعث کاهش پیچ خوردگی می‌شود، هنوز واضح نیست (۳). در تحقیق Refshauge که روش بانداژ مشابه پژوهش حاضر بود، بانداژ نتوانست حس عمقی را در صفحه پلنتار فلکشن- دورسی فلکشن افزایش دهد و نتیجه گرفتند تأثیر پیشگیری کننده بانداژ به علت افزایش حس عمقی در صفحه پلنتارفلکشن- دورسی فلکشن نمی‌باشد (۱۷). پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از بانداژ غیر الاستیک عوامل مکانیکی بیشتر حرکات مچ پا را کنترل و محدود می‌کند. این فرضیه مطرح است که بانداژ تسهیل کلی در سطح نخاع و سطوح بالاتر ایجاد می‌کند. به نظر می‌رسد بجز تأثیر بانداژ بر حس عمقی، عوامل مکانیکی و کاهش عکس‌العمل پرونئال، بانداژ باعث برنامه‌ریزی بهتر در سیستم مرکزی حرکتی می‌شود و از طریق برنامه‌ریزی سیستم مرکزی حرکتی است که وضعیت مچ پا تنظیم می‌شود. به همین دلیل است که بعد از گذشت مدت زمانی از بانداژ که استحکام آن کم شد، هنوز بانداژ قادر به کنترل حرکات مچ پا و نتیجتاً پیشگیری از پیچ خوردگی است.

نتیجه‌گیری

روش بانداژ Gibney close basket weave با دو قفل پاشنه و figure 8 قادر به کنترل حرکات Rearfoot می‌باشد. روش بانداژ به صورت مستقیم در کنترل وضعیت و حرکات پا و حمایت از حرکات مچ پا مؤثر است. از این رو توصیه می‌شود که در مراکز ورزشی و نیز کلینیک‌های فیزیوتراپی در جهت جلوگیری از پیچ خوردگی مچ پا از این بانداژ استفاده گردد.

تشکر و قدردانی

بودجه لازم برای اجرای پروژه حاضر توسط مرکز تحقیقات فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و سیستم آنالیز حرکات توسط دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شیراز فراهم گردید که بدین وسیله از کلیه مسؤولین محترم این مراکز و نیز دانشجویان عزیز داوطلب تشکر و قدردانی می‌گردد.

REFERENCES

1. Meana M, Alegre LM, Elvira JLL, Aguado X. kinematic of ankle taping after a training session. Int J Sports Med 2008;29(1):70-6.

2. Delahunt E, O'Driscoll J, Moran K. Effects of taping and exercise on ankle joint movement in subjects with chronic ankle instability: a preliminary investigation. Arch Phys Med Rehabil 2009;90(8):1418-22.

3. Dizon J, Reyes JJ. A systemic review on the effectiveness of external ankle supports in the prevention of inversion ankle sprains among elite and recreational players. J Sci Med Sport 2010;13(3):309-17.

4. Mickel TJ, Bottoni CR, Tsuji G, Chang K, Baum L, Tokushige KA. Prophylactic bracing versus taping for the prevention of ankle sprains in high school athletes: A prospective randomized trail. J Foot Ankle Surg 2006;45(6):360-5.

5. Sammarco GJ. Rehabilitation of the foot and ankle. 1st ed. St Louis: Mosby;1995.p.306-10.

6. Brotzman SB, Wilk KE. Clinical orthopaedic rehabilitation. 2nd ed. Pennsylvania: Mosby.2003.

7. Willems T, Witvrouw E, Delbaere K, De Cock A, De Clercq D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. Gait Posture 2005;21(4):379-87.

8. Delahunt E. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. J Bodyw Mov Ther 2007;11(3):203-13.

9. Dayakidis MK, Boudolos K. Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2006;21(4):405-11.

10. Hughes T, Rochester P. The effect of proprioceptive exercise and taping on proprioception in subject with functional ankle instability review of the literature. Phys Ther Sport 2008;9(3):136-47.

11. Arnold BL, Docherty CL. Bracing and Rehabilitation--what's new. Clin Sports Med 2004:23(1):83-95.

Archive of SID
www.SID.ir

12. Darlene H, Kessler RM. Management of common musculoskeletal disorders: Physical therapy principles and methods. 4th ed. Lippincott Williams & wilkkins; 2006. p.574.

13. Wright KE, Whitehill W, Lewis M. Preventive techniques: Taping wrapping techniques and protective devices. 3rd ed. Cramer Company; 2004.

14. Herrington L, Al-Shebli SA. Effect of ankle taping on vertical jump in male volleyball players before and after exercise. Phys Ther Sport 2006;7(4):175-6.

15. Cordova ML, Scott BD, Ingersoll CD, LeBlanc MJ. Effects of ankle support on lower-extremity functional performance. Med Sci Sports Exerc 2005;37(4):635-41.

16. Wilkerson GB. Comparative biomechanical effects of the standard method of ankle taping and a taping method designed to enhance subtalar stability. Am J Sports Med 1991;19(6):588-95.

17. Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. Med Sci Sports Exerc 2000;32(1):10-5.

18. Alt W, Lohrer H, Gollhofer A. Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. Foot Ankle Int 1999;20(4):238-45.

19. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. Med Sci Sports Exerc 2001;33(12):1991-8.

20. Fiolkowski P, Rowe J. Kinetic differences between types of prophylactic ankle taping. Proceeding of the 21st ISB Congress 2007; July 1-5. Taipei, Taiwan. J Biomech 2007;40(S2):IV.

21. Konradsen L, Voigt M. Inversion injury biomechanics in functional ankle instability: a cadaver study of simulated gait. Scand J Med Sci Sports 2002;12(6):329-36.

22. Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, Nigg BM. The influence of foot position on ankle sprains. J Biomech 2000;33(5):513-9.

23. Hume Pa, Gerrard DF. Effectiveness of external ankle support. Bracing and taping in rugby union. Sports Med 1998;25(5):285-312.

24. Müller CC, Hintermann B. Effectiveness of outer stability aids on rotational stability of the ankle joints, Sportverletz Sportschaden , 1996,10(4):84-87. (Full text in German)

25. Krik T, Saha S, Bowman LS . A new ankle laxity tester and its use in the measurement of the effectiveness of taping. Med Eng Phys 2000;22(10):723-31.

26. Konradsen L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. J Electromyogr Kinesiol 2002;12(3):199-

27. Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle instability An electromyographic study. Am J Sports Med 1992;20(3):257-61.

28. Geyer M, Siebert WE. Complex movement analysis: Dynamic study of the effect of a tape bandage on pronation in high jumping with three dimensional movement analysis and electromyography. Sportvrtlez Sportschaden 1991;5(2):103-7. (Full text in German)

Archive of SID

www.SID.ir