



تأثیر بریس مچ پا بر زمان رسیدن به پایداری و اوج نیروی عکس العمل عمودی زمین در زنان ورزشکار سالم با و بدون خستگی

زهرا رئیسی^{۱*}، آزاده عسگرپور کاجی^۲، مسعود گلپایگانی^۳، شهناز شهرجردی^۴

۱. استادیار، گروه آسیب شناسی و فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.

۲. دانشجوی دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی درمانی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۳. دانشیار، گروه آسیب شناسی و فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.

۴. استادیار، گروه آسیب شناسی و فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اراک، اراک، ایران.

دریافت ۱۲ خرداد ۱۳۹۸؛ پذیرش ۶ آذر ۱۳۹۸

واژگان کلیدی

بریس

تعادل

فرود

خستگی

چکیده

زمینه و هدف: هدف از انجام مطالعه حاضر تأثیر بریس پیشگیرانه مچ پا بر زمان رسیدن به پایداری و اوج نیروی عکس العمل عمودی زمین در ورزشکاران زن سالم با و بدون خستگی بود.

روش بررسی: نوزده زن ورزشکار فعال دانشگاهی به طور داوطلبانه در مطالعه نیمه تجربی حاضر شرکت کردند. نیروی عکس العمل عمودی زمین و زمان رسیدن به پایداری توسط دستگاه اندازه گیری فشار کف پایي حین انجام فعالیت فرود در وضعیت با و بدون بریس قبل و بعد از خستگی ارزیابی شد.

یافته ها: اطلاعات به دست آمده نشان داد استفاده از بریس بر زمان رسیدن به پایداری با و بدون خستگی تأثیری ندارد ($p > 0/05$). با توجه به نتایج به دست آمده بریس موجب کاهش در میزان اوج نیروی اول ($p = 0/01$) و ($p = 0/04$) و اوج نیروی دوم عکس العمل عمودی زمین ($p = 0/004$) و ($p = 0/032$) به ترتیب قبل و بعد از خستگی نسبت به وضعیت کنترل در قسمت جلوی پا شد. همچنین استفاده از بریس افزایش میزان اوج نیروی اول ($p = 0/009$) و ($p = 0/02$)، افزایش اوج نیروی دوم ($p = 0/025$) و ($p = 0/02$)، کاهش زمان رسیدن به اولین اوج نیروی عمودی ($p = 0/007$) و ($p = 0/018$) و کاهش زمان رسیدن به دومین اوج نیروی عمودی ($p = 0/026$) و ($p = 0/01$) را به ترتیب قبل و بعد از خستگی نسبت به وضعیت کنترل در قسمت عقب پا به همراه داشت.

نتیجه گیری: با توجه به یافته ها نتیجه گیری می شود که بریس بر زمان رسیدن به پایداری تأثیر ندارد و موجب افزایش اوج نیروی عکس العمل زمین و کاهش زمان رسیدن به آن در قسمت عقب پا می شود. بنابراین، استفاده از بریس های مچ پا با هدف اثرگذاری بر این فاکتورها و کاهش ریسک آسیب های مرتبط با آنها پیشنهاد نمی گردد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۸۶۳۴۱۷۳۴۹۲

✉ پست الکترونیکی: z_raisi13@yahoo.com

مقدمه

اسپرین مچ پا با اختصاص حدود ۲۳ درصد از کل آسیب‌های ناشی از فوتبال، ۴۰ درصد از تمام آسیب‌های والیبال و ۳۰ درصد از کل صدمات در بازیکنان بسکتبال دبیرستانی یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اتفاق افتاده در ورزش‌های تیمی است (دی استفانو و همکاران^۱، ۲۰۰۸؛ کونوگی و همکاران^۲، ۲۰۱۷). با توجه به اینکه آثار باقیمانده از آسیب اسپرین مچ پا در حدود ۷۵-۵۵ درصد از بیماران به مدت ۶ هفته تا ۱۸ ماه مشاهده می‌شود (مندز ربولدو و همکاران^۳، ۲۰۱۵) و بروز آسیب اولیه اصلی‌ترین ریسک فاکتور وقوع آسیب مجدد شناخته شده است (دی استفانو و همکاران، ۲۰۰۸) پیشگیری از بروز آسیب اسپرین اولیه مچ پا ضروری است.

نتایج مطالعات پیشین نشان داده است که بیشترین میزان آسیب‌های مچ پا هنگام انجام حرکت فرود اتفاق می‌افتد. برای مثال در والیبال و بسکتبال به ترتیب بالغ بر ۸۶ و ۵۸ درصد آسیب‌های مچ پا حین فرود رخ می‌دهد (هندرسون و همکاران^۴، ۲۰۱۸). بزرگی مقدار نیروی واکنشی وارد شده به بدن از طرف زمین حین انجام تکلیف فرود از یک سو و نیاز به حفظ پایداری بدن پس از تماس اولیه پا با زمین از طرف دیگر به‌طور بالقوه آسیب را تحت تأثیر قرار می‌دهد (ریمان و همکاران^۵، ۲۰۰۲). انجام یک فرود موفق نیازمند پیش‌بینی نرخ بارگذاری و بزرگی نیروی وارد شده بر بدن توسط سیستم حرکتی و جذب و انتقال انرژی به بافت‌های مختلف تشکیل دهنده سیستم اسکلتی-عضلانی است (ریمان و همکاران، ۲۰۰۲؛ سانتلو و همکاران^۶، ۲۰۰۵). کاهش نیروهای تماسی (ضربه‌ای) به‌هنگام فرود جهت کاهش مقدار نیروی وارده به ساختارها و به دنبال آن کاهش آسیب‌های مچ پا به‌عنوان تنها قسمت بدن که حین فرود با زمین در تماس است ضروری است (نیو و همکاران^۷، ۲۰۱۶). نیروی عکس‌العمل عمودی زمین^۸ از جمله فاکتورهایی است که می‌تواند توانایی ورزشکار را برای کاهش مؤثر اثر فرود نشان دهد (پاپز و

همکاران^۹، ۲۰۰۷). اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به‌عنوان یک عامل اثرگذار در بروز آسیب مورد بررسی قرار گرفته است، زیرا نیروهای بزرگی که در این لحظه دیده می‌شوند در صورت ترکیب با موقعیت نادرست مفصل می‌توانند با آسیب یا بی‌ثباتی همراه باشند (رایت و همکاران^{۱۰}، ۲۰۱۶). علاوه بر اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، زمان رسیدن به پایداری یک روش جدید برای بررسی توانایی بازیابی تعادل در حالتی است که یک تغییر وضعیت از حرکت پویا به وضعیت ایستا بر روی سطح اتکا اتفاق می‌افتد (لیو و همکاران^{۱۱}، ۲۰۱۳). یکی از فاکتورهای اثرگذار بر کاهش میزان آسیب توانایی حفظ پایداری بدن پس از فرود است به‌طوری‌که توانایی تثبیت سریع پس از فرود به‌عنوان یک ویژگی مثبت یا محافظ در نظر گرفته می‌شود (رایت و همکاران، ۲۰۱۶).

یکی از عواملی که به‌طور مستقیم بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و زمان رسیدن به پایداری پس از فرود اثرگذار است خستگی می‌باشد (مالمیر و همکاران^{۱۲}، ۲۰۱۵). خستگی باعث تغییرات منفی در توانایی فرد برای به‌دست آوردن ثبات پس از فرود شده و مشخصاً بر بیومکانیک اندام تحتانی و افزایش بروز میزان آسیب حین فرود بر روی یک پا اثر می‌گذارد (شاو و همکاران^{۱۳}، ۲۰۰۸). در همین راستا نتایج مطالعه‌ی برازن و همکاران^{۱۴} (۲۰۱۰) نشان داد انجام حرکت فرود پس از خستگی با افزایش زاویه فلکشن در مفاصل زانو و مچ پا در هنگام تماس اولیه پا با زمین و افزایش زمان رسیدن به پایداری بدن پس از فرود همراه بود. تغییر در پارامترهای کینتیکی نیروی واکنش زمین با خستگی نیز ممکن است یکی دیگر از عوامل مهم مربوط به آسیب باشد. نتایج مطالعات قبلی در ارتباط با تغییرات اوج نیروی عکس‌العمل زمین هنگام خستگی با یکدیگر متفاوتند. برای مثال نتایج مطالعه‌ی آگوست سون و همکاران^{۱۵} (۲۰۰۶) و نتایج مطالعه‌ی مالمیر و همکاران (۲۰۱۸) نشان‌دهنده کاهش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین پیرو بروز خستگی بود. در حالی‌که مطالعه‌ی پاپز و

9. Pappas et al.
10. Wright et al.
11. Liu et al.
12. Malmir et al.
13. Shaw et al.
14. Brazen et al.
15. Augustsson et al.

1. Distefano et al.
2. Kunugi et al.
3. Mendez-Rebolledo et al.
4. Henderson et al.
5. Reimann et al.
6. Santello et al.
7. Niu et al.
8. Vertical Ground Reaction Force

دی کوهن ۰/۵، در سطح آلفای ۰/۰۵ و توان ۰/۸ این تعداد نمونه کافیسیت. شرکت کنندگان سالم و بدون هیچ گونه سابقه‌ی آسیب در مچ پا یا زانو در ۱۲ ماه منتهی به تحقیق و همچنین بدون سابقه جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی بودند. پیش از شروع مطالعه، کلیه شرکت کنندگان فرم رضایت فردی و شرکت آگاهانه و داوطلبانه در تحقیق را مطالعه و امضا کردند. همچنین پژوهش حاضر با کد IR.UMSHA.REC. ۱۳۹۷،۷۶۳ به تأیید کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان رسید.

از دستگاه اندازه‌گیری فشار کف‌پایی (به ابعاد ۳۴/۵۴ سانتی‌متر، دارای ۲۵۶۰ سنسور با حساسیت بالا، ساخت کمپانی زیریس آلمان) برای ثبت نیروی عکس‌العمل عمودی زمین حین حرکت فرود با نرخ نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز استفاده شد. در مطالعه حاضر از بریس بنسداد (۴۰۷: Oppo، ساخت آمریکا) استفاده شد. از ویژگی‌ها و مزایای این بریس می‌توان احساس سبکی، استفاده از فلز برای ایجاد حداکثر محافظت از مچ پا و پیشگیری از آسیب و قابلیت تنظیم توسط فرد را نام برد. همچنین مواد به کار برده شده در ساخت این مدل از بریس ۵۰٪ نخ، ۴۰٪ پلی استر و ۱۰٪ الاستیک می‌باشند. قابل ذکر است که در تمام طول آزمون شرکت کنندگان از کفش یکسان (Nike Air Max) که از قبل در سایزهای مختلف تهیه شده بود استفاده کردند. پس از انجام ده دقیقه گرم کردن عمومی که شامل دوی نرم و انجام حرکات کششی بود، انجام تست‌ها آغاز گردید.

حرکت فرود تک پا از روبه‌رو، از پله‌ای به ارتفاع ۰/۲ متر که در فاصله ۱۵ سانتی‌متری دستگاه قرار داشت انجام شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد پای غیربرتر خود را در حالی که وزن بدن را به‌طور کامل تحمل می‌کرد روی پله قرار دهند. سپس بدون جهش بر روی پای برتر خود بر روی دستگاه اندازه‌گیری فشار کف‌پایی حرکت فرود را در حالی که به روبه‌رو نگاه می‌کنند، انجام داده و تعادل خود را پس از فرود به مدت ده ثانیه حفظ نمایند. برای آشنایی با انجام حرکت درست، به هر شرکت کننده سه بار فرصت تمرین حرکت فرود قبل از شروع تست‌ها داده شد. کلیه آزمودنی‌ها تحت وضعیت‌های بریس و کنترل (بدون بریس) قبل و بعد از خستگی سه بار حرکت فرود را بر روی پای برتر انجام دادند (رئیزی و یلفانی^۱، ۲۰۱۷).

همکاران (۲۰۰۷) نشان داد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین حین فرود در مردان و زنان پس از اعمال خستگی به ترتیب با افزایش ۰/۱۳ و وزن بدن (۳/۴ درصد) و ۰/۳۴ وزن بدن (۶/۵ درصد) همراه بود.

ورزشکارانی که در رشته‌های ورزشی پرشی شرکت دارند اغلب از تجهیزات محافظتی مانند بریس‌های بنسداد و ارتزهای نیمه سخت استفاده می‌کنند. این ابزارها نه تنها پس از آسیب دیدگی بلکه برای پیشگیری از آسیب نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند (شاو و همکاران، ۲۰۰۸). اثرات بریس مچ پا بر عملکرد حسی و حرکتی، مانند حس عمقی، زمان واکنش پروئتوس لانگوس و کنترل پاسچر به وضوح قابل درک نیست. محققین بر این باورند که حس عمقی می‌تواند با استفاده از ابزارهای پیشگیرانه از آسیب همانند بریس، افزایش یافته و در نتیجه اسپرین مچ پا تا حدود زیادی قابل پیشگیری است. این نتیجه‌گیری بر مبنای این حقیقت حاصل شده است که ابزارهای حمایت‌کننده خارجی مفصل مانند بریس می‌توانند موجب تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوست در اطراف مفصل مچ پا گردند و این مکانورسپتورهای پوستی در سطح کف پا، بازخوردهای حسی بیشتری در خصوص موقعیت پا و مچ پا ارائه می‌دهند (برازن و همکاران، ۲۰۱۰؛ هندرسون و همکاران، ۲۰۱۸؛ شاو و همکاران، ۲۰۰۸؛ آگوست سون و همکاران، ۲۰۰۶). با این حال بررسی نتایج مطالعات انجام شده قبلی پیرامون تأثیر بریس بر کنترل دینامیک پاسچر و نیروهای عمودی وارد بر بدن از طرف زمین متناقض است، از طرف دیگر مطالعات کمی چگونگی اثرگذاری این ابزار پیشگیرانه را بر روی فاکتورهای نامبرده شده هنگام وقوع خستگی مورد بررسی قرار داده‌اند. بنابراین هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر استفاده از بریس بنسداد بر زمان رسیدن به پایداری و اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و زمان رسیدن به آن در ورزشکاران بدون سابقه آسیب اسپرین مچ پا قبل و بعد از خستگی می‌باشد.

روش پژوهش

نوزده زن ورزشکار فعال دانشگاهی (میانگین سن = $1/57 \pm$ سال، جرم = $4/35 \pm 53/58$ کیلوگرم، قد = $4/34 \pm$ ۱۶۴/۷۲ سانتی‌متر) به‌طور داوطلبانه در مطالعه حاضر شرکت کردند. آنالیز توان اولیه نشان داد برای اندازه اثر

میانگین به دست آمده برای ایجاد یک متغیر دامنه تغییرات نرمال محاسبه شد. برای هر شرکت کننده و هر تریال، یک چندجمله ای مرتبه سوم نامحدود با نیروی یک سویه شده به مدت ۱۰ ثانیه پس از فرود فیت شد. زمان رسیدن به پایداری به عنوان زمانی تعریف شد که چند جمله ای مرتبه سوم نامحدود برای اولین بار از مقدار دامنه تغییرات عبور کرد. سپس میانگین زمان پایداری در تست‌ها برای هر شرکت کننده در وضعیت‌های مختلف تست محاسبه شد (رایت و همکاران، ۲۰۱۶). مقادیر اولین و دومین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و زمان رسیدن به اولین و دومین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین نیز از هر تست خارج گردید.

با توجه به نتایج آزمون شاپیروویلیک و توزیع نرمال داده‌های به دست آمده ($P > 0.05$)، از آنالیز واریانس با طرح اندازه‌گیری مکرر (۲*۲) برای تجزیه و تحلیل نتایج در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده گردید. در صورت وجود تفاوت معنی‌دار در نتایج به دست آمده از تست تعقیبی بنفرونی استفاده شد. برای انجام کلیه تجزیه و تحلیل‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ استفاده شد.

نتایج

میانگین و انحراف استاندارد فاکتورهای مورد بررسی در جدول ۱ آورده شده است.

از پروتکل خستگی عمومی بروس جهت اعمال خستگی استفاده شد. از مقیاس درک شدت فعالیت‌بدنی بورگ و ضربان سنج پلار برای کنترل ضربان قلب و تعیین زمان رسیدن به خستگی استفاده شد. پروتکل خستگی زمانی که آزمودنی به نمره ۱۷ از مقیاس بورگ و ۸۰ درصد حداکثر ضربان قلب (سن - ۲۲۰) خود می‌رسید، پایان می‌یافت. سپس آزمودنی‌ها دو دقیقه با سرعت انتخابی خود مرحله‌ی سرد کردن را انجام دادند (رئیسسی و یلفانی، ۲۰۱۷). بلافاصله پس از خستگی مجدداً کلیه‌ی تست‌ها در پس‌آزمون تکرار شد.

اطلاعات اولیه مربوط به نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با استفاده از نرم‌افزار Stance S-FDM Win (09.02.01 version) به صورت مجزا برای قسمت جلو و عقب پا در هر تست به دست آمد. سپس تریال‌های مورد نظر از نرم افزار دستگاہ خارج گردید و با استفاده از نرم‌افزار متلب مطابق با روش مطالعه‌ی رایت و همکاران (۲۰۱۶) با اعمال کمی سازگاری با توجه به شرایط مطالعه حاضر، زمان رسیدن به پایداری برای هر تست به دست آمد. به‌طور خلاصه، در ابتدا دیتاهای وارد شده به نرم‌افزار متلب یک‌سویه شده و با فیلتر پایین گذر مرتبه دوم باتروورث ۱۲ هرتز فیلتر گردیدند. سپس یک متغیر مرجع نرمال شده را با استفاده از آزمایشات شرکت‌کنندگان با در نظر گرفتن میانگین دامنه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در ۲ ثانیه آخر هر تریال محاسبه کرده و در ادامه برای هر شرکت‌کننده در همه تریال‌ها، سه انحراف استاندارد از

جدول ۱: مقادیر مربوط به میانگین و انحراف استاندارد زمان رسیدن به پایداری، اولین و دومین اوج نیروی عمودی عکس‌العمل

زمین و زمان رسیدن به آنها در جلو و عقب پا

ناحیه	وضعیت	زمان	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD
		زمان رسیدن به پایداری (ثانیه)	اولین اوج نیرو (نیوتن)	زمان رسیدن به اولین اوج نیرو (ثانیه)	دومین اوج نیرو (نیوتن)	زمان رسیدن به دومین اوج نیرو (ثانیه)	
جلوی پا	کنترل	قبل از خستگی	۱/۸۷ ± ۰/۵۱	۸۸۲/۳۳ ± ۱۶۵/۸۹	۰/۱۲ ± ۰/۰۳	۹۱۱/۷۱ ± ۱۷۴/۶۱	۰/۲۱ ± ۰/۲۶
	بریس	بعد از خستگی	۲/۱ ± ۰/۹۸	۷۴۵/۷۹ ± ۱۶۰/۵۴	۰/۱۴ ± ۰/۰۲	۷۴۰/۷۸ ± ۱۵۲/۷۸	۰/۱۶ ± ۰/۰۳
عقب پا	کنترل	قبل از خستگی	۱/۸۴ ± ۱/۲۶	۷۵۸/۵۲ ± ۱۷۸/۵۱	۰/۱۱ ± ۰/۰۴	۸۲۸ ± ۲۰۳/۷۷	۰/۱۴ ± ۰/۰۶
	بریس	بعد از خستگی	۱/۸۲ ± ۱/۰۹	۷۰۲/۵۴ ± ۱۷۷/۴۵	۰/۲۳ ± ۰/۲۲	۶۹۲/۷۴ ± ۱۷۱/۰۹	۰/۳۵ ± ۰/۲۶
عقب پا	کنترل	قبل از خستگی	۲/۰۳ ± ۱/۹۱	۶۶۱/۵۱ ± ۲۲۲/۰۶	۰/۸۸ ± ۱/۲	۵۰۹/۹۳ ± ۱۲۴/۰۷	۱/۰۱ ± ۱/۱
	بریس	بعد از خستگی	۲/۶ ± ۱/۷۱	۶۷۱/۸۸ ± ۳۰۶/۶۶	۱/۴۹ ± ۲/۳۸	۴۹۲/۳۴ ± ۱۷۲/۳۱	۲/۳۹ ± ۳/۲۱
عقب پا	کنترل	قبل از خستگی	۲/۲ ± ۱/۳۶	۷۵۷/۵۲ ± ۲۰۲/۹۵	۰/۰۴ ± ۰/۰۱	۵۶۰/۴۲ ± ۱۴۷/۱۷	۰/۲ ± ۰/۶۸
	بریس	بعد از خستگی	۲/۰۸ ± ۱/۹۸	۷۰۹/۷ ± ۳۰۸/۸۷	۰/۰۸ ± ۰/۰۶	۵۸۴/۶۱ ± ۲۵۳/۵۱	۰/۲۶ ± ۰/۴۵

در خصوص زمان رسیدن به پایداری نیز در هیچ یک از وضعیت‌ها و زمان‌ها در قسمت جلو و عقب پا تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($p > 0/05$).

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر بررسی اثر بریس پیشگیرانه مچ پا بر زمان رسیدن به پایداری و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین حین حرکت فرود تک پا در ورزشکاران با و بدون خستگی بود. نتایج به‌دست آمده نشان داد استفاده از بریس بر زمان رسیدن به پایداری با و بدون خستگی تأثیری ندارد. فرود از پرش یک وظیفه معمول در فعالیت‌های بدنی است که نیاز به ثبات پویا دارد و همچنین یک مکانیسم متداول برای آسیب‌دیدگی مچ پا است (پاپز و همکاران، ۲۰۰۷). در محافظت ذاتی بدن از آسیب، کنترل عصبی-عضلانی نقش مهمی در پایداری پویای مفصل دارد. به‌طور خاص، کنترل عصبی-عضلانی را می‌توان به‌عنوان فعال‌سازی ناخودآگاه محدودیت‌های دینامیکی در آماده‌سازی و پاسخ به حرکت و بارگذاری مفصل برای حفظ و بازیابی ثبات عملکردی مفصل تعریف کرد (شاو، ۲۰۰۸). زمان رسیدن به پایداری یک اندازه‌گیری از کنترل عصبی-عضلانی است که در آن از مقادیر صفحه نیرو برای ارزیابی پایداری پویای پاسچر در فعالیت‌های پرش فرود استفاده می‌شود. زمان رسیدن به ثبات همچنین برای ارزیابی تأثیر خستگی بر حس عمقی و کنترل عصبی عضلانی به‌کار می‌رود. افزایش زمان رسیدن به پایداری نشان دهنده‌ی واکنش تأخیری بدن برای دستیابی به ثبات و مشکل شدن کنترل پاسچر هنگام فرود است (شاو و همکاران، ۲۰۰۸؛ برازن و همکاران، ۲۰۱۰).

ورزشکاران درگیر در ورزش‌های پرش فرودی، اغلب از تجهیزات محافظتی مانند بریس‌های توری بنددار مچ پا و ارتزهای نیمه سخت در مچ پا استفاده می‌کنند. اگرچه نتایج مطالعه حاضر نشان‌دهنده تغییر معنی‌داری در زمان رسیدن به پایداری پس از استفاده از بریس مچ پا نسبت به وضعیت کنترل نبود، اما اطلاعات به‌دست آمده کاهش جزئی در زمان رسیدن به پایداری نسبت به وضعیت کنترل پس از خستگی را نشان می‌دهد. در حین رقابت ورزشی، خستگی ممکن است کنترل عصبی-عضلانی را تغییر داده و توانایی بدن را در حفظ ثبات کاهش دهد (شاو و همکاران، ۲۰۰۸؛ پاپز و همکاران، ۲۰۰۷). در شرایط عادی، نرخ فایرینگ از

با توجه به نتایج به‌دست آمده از تجزیه و تحلیل آماری اطلاعات در قسمت جلوی پا اثر وضعیت انجام تست (با و بدون بریس) در اولین و دومین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به ترتیب با مقادیر $(p=0/001)$ ، $(F_{(1,18)}=15/48)$ و $(F_{(1,18)}=11/98)$ تفاوت معنی‌داری را نشان داد. در ادامه نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نشان داد استفاده از بریس موجب کاهش میزان اوج نیروی اول قبل از خستگی ($p=0/01$) و بعد از خستگی ($p=0/04$)، کاهش اوج نیروی دوم عکس‌العمل عمودی زمین قبل از خستگی ($p=0/004$) و بعد از خستگی ($p=0/032$) نسبت به وضعیت کنترل شد.

با توجه به نتایج به‌دست آمده از تجزیه و تحلیل آماری اطلاعات در قسمت جلوی پا اثر تعاملی (وضعیت*زمان) تنها در زمان رسیدن به دومین اوج نیروی عمودی زمین معنی‌دار شد ($F_{(1,18)}=17/21$ ، $p=0/001$) و نتایج تست تعقیبی نشان داد استفاده از بریس در زمان خستگی موجب تأخیر در زمان رسیدن به دومین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین گردید ($p=0/005$).

تجزیه و تحلیل نتایج اثر وضعیت فرود مربوط به قسمت عقب پا در اولین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین ($F_{(1,18)}=19/05$ ، $p=0/000$)، زمان رسیدن به اولین اوج نیرو ($F_{(1,18)}=8/80$ ، $p=0/008$)، دومین اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین ($F_{(1,18)}=20/64$ ، $p=0/000$) و زمان رسیدن به دومین اوج نیرو ($p=0/005$)، تفاوت معنی‌داری را نشان داد. نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نشان داد استفاده از بریس موجب افزایش میزان اوج نیروی اول قبل از خستگی ($p=0/009$) و بعد از خستگی ($p=0/02$)، افزایش اوج نیروی دوم عکس‌العمل عمودی زمین قبل از خستگی ($p=0/025$) و بعد از خستگی ($p=0/002$)، کاهش زمان رسیدن به اولین اوج نیروی عمودی قبل از خستگی ($p=0/007$) و بعد از خستگی ($p=0/018$) و کاهش زمان رسیدن به دومین اوج نیروی عمودی ($p=0/026$) و ($p=0/01$) به ترتیب قبل و بعد از خستگی نسبت به وضعیت کنترل در قسمت عقب پا شد. تجزیه و تحلیل نتایج اثر تعاملی (وضعیت*زمان) مربوط به قسمت عقب پا در هیچ یک از فاکتورها تفاوت معنی‌داری را نشان نداد ($p > 0/05$).

یک قطعه واحد سفت و سخت است. اگرچه این ارزیابی می‌تواند تصویری از حرکت کلی پا و مچ پا ارائه دهد، اما با تعریف یک مدل تک قطعه‌ای از پا، نمی‌توان تفاوت‌هایی را در حرکت خلفی و جلویی پا ایجاد کرد که همانند یک مدل چند سگمنتی مانند مدل پای آکسفورد قابل اعتماد باشد (پاپز و همکاران، ۲۰۰۷). در پژوهش حاضر متغیرهای مورد مطالعه در دو قسمت جلو و عقب پا به‌طور مجزا مورد بررسی قرار گرفتند. پارامترهای نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به دلیل سهولت در اندازه‌گیری و صحت نتایج به‌دست آمده، شاخص‌های محوری و مطلوبی برای ارزیابی عملکرد فرود هستند (نیو و همکاران، ۲۰۱۶). نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌تواند توانایی ورزشکار را برای کاهش مؤثر اثر فرود نشان دهد. هرچه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین پایین‌تر باشد، نشان‌دهنده استراتژی فرود بهتر است، در حالی که مقادیر بالاتر نیرو می‌تواند منجر به صدمات مفاصل مچ پا و زانو شود (پاپز و همکاران، ۲۰۰۷). باتوجه به نتایج به‌دست آمده از مطالعه حاضر، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در قسمت جلو و عقب پا گرایش متضادی را نشان داده‌اند که در مطالعات میلز و همکاران^۲ (۲۰۱۰) و آرتگا و همکاران^۳ (۲۰۱۰) نیز گزارش شده است.

وقوع آسیب اسپرین مچ پا در نتیجه ترکیب حرکات در صفحات ساجیتال و فرونتال می‌باشد. در حین حرکات پویا، تمرکز آسیب در مرحله فرود یا ضربه می‌باشد. یکی از مکانیسم‌های پیشگیرانه از بروز آسیب که توسط بریس فراهم می‌شود ممکن است نقش آن در نگه‌داشتن مچ پا در موقعیت آناتومیکی مناسب قبل از فرود همراه با ایجاد محدودیت در حرکت مفصل در سطح فرونتال باشد (اشتون میلر و همکاران^۴، ۱۹۹۶). در همین راستا رایت و همکاران (۲۰۰۰) نیز نشان دادند که بریس مچ پا ممکن است بر موقعیت کف پا در وضعیت بدون بار قبل از ضربه با کاهش دامنه حرکتی در سطح ساجیتال اثر بگذارد. نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان داد نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در عقب پا پس از فرود با بریس نسبت به وضعیت کنترل افزایش و زمان رسیدن به آن کاهش داشت. این نتیجه می‌تواند با تغییر در کینماتیک مفصل مچ پا در سطح ساجیتال مرتبط باشد چراکه بریس مچ پا به‌طور قابل توجهی دورسی فلکشن

انقباضات عضلات سریع است و تعداد مناسبی از واحدهای حرکتی به کار گرفته می‌شود. پس از انقباض عضلات، برای حفظ انقباض به واحدهای حرکتی کمتری نیاز است. نرخ فایرینگ با خستگی کاهش می‌یابد و واحدهای حرکتی کمتری تحریک می‌شوند که منجر به کاهش انقباض عضلات می‌گردد. شاو و همکاران (۲۰۰۸) عنوان کرده‌اند که استفاده از بریس مچ پا به، بکارگیری واحدهای حرکتی کمک کرده و ممکن است قادر به تحریک مکانورسپتورها باشد. به نوبه خود، این گیرنده‌های مکانیکی می‌توانند واحدهای حرکتی را حتی در شرایط خستگی تحریک کنند و منجر به بهبود پایداری پویا شود. با این حال یک بررسی سیستماتیک اخیراً نشان داده است که تیپ یا بریس مچ پا تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر روی اطلاعات پروپریوسپتیو نداشته و تأثیر معنی‌داری در نتیجه استفاده از تیپ و بریس مچ پا بر حس موقعیت مفصل یا آستانه تشخیص حرکت دیده نشد (ریموند و همکاران^۱، ۲۰۱۲).

نتایج مطالعه حاضر در خصوص عدم تأثیر بریس بر زمان رسیدن به پایداری با مطالعه ریموند و همکاران (۲۰۱۲) همسو و با مطالعات برازن و همکاران (۲۰۱۰) و شاو و همکاران (۲۰۰۸) ناهمسو می‌باشد. از دلایل ناهمسوئی نتایج می‌توان به نوع و طراحی بریس‌های استفاده شده، سابقه‌ی بروز آسیب در آزمودنی‌های تحقیق، پروتکل خستگی اعمال شده و روش محاسبه زمان رسیدن به پایداری اشاره کرد.

در خصوص بررسی نیروهای عکس‌العمل عمودی زمین در قسمت جلوی پا، بریس پیشگیرانه اولین و دومین اوج نیروی عکس‌العمل زمین را در هر دو زمان با و بدون خستگی نسبت به وضعیت کنترل کاهش داد، اما در زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی تفاوتی مشاهده نشد. نتایج در عقب پا متفاوت بود به‌طوری‌که استفاده از بریس مچ پا اوج نیروی‌های عکس‌العمل عمودی زمین را افزایش و زمان رسیدن به آن را کاهش داد. به‌عبارت دیگر نیروی عکس‌العمل بیشتری در زمان کوتاه‌تر از قسمت عقب پا هنگام استفاده از بریس به بدن وارد گردید. اغلب محققان در مطالعات فرود-پرش از یک سگمنت واحد در مدل پا استفاده می‌کنند. با وجود مفصل‌های بی‌شماری که در مجموعه پا و مچ پا وجود دارد این مدل فرض می‌کند که پا

2. Mills et al.

3. Ortega et al.

4. Ashton-Miller et al.

1. Raymond et al.

نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در جلوی پا (اولین اوج نیرو) با نتایج مطالعات کردووا و همکاران^۶ (۲۰۱۰)، ژانگ و همکاران^۷ (۲۰۱۲)، مدیگان و پیدکو^۸ (۲۰۰۳) همسو و با نتایج هادسون و همکاران^۹ (۲۰۰۵) ناهمسو بود.

در قسمت عقب پا نتایج نشان دهنده کاهش زمان رسیدن به اوج نیروها بود. نتایج مطالعه‌ی ریمان و همکاران (۲۰۰۲) نیز همسو با مطالعه حاضر بود. بدین صورت که زمان رسیدن به اوج نیرو در عقب پا در شرایط بریس مچ پا به میزان قابل توجهی (۴۲۵ میلی‌ثانیه) کاهش یافت. کردووا و همکاران (۲۰۱۰) در نتایج مطالعه‌ی خود کاهش متوسط کمتری در هنگام استفاده از بریس در اوج نیروی عمودی عکس‌العمل در عقب پا (۴ میلی‌ثانیه) مشاهده کردند، اما محققان نتیجه‌گیری کردند که این اختلافات نسبت به شرایط کنترل کاهش قابل توجهی داشته است. نتایج مطالعات چن و همکاران (۲۰۱۲)، دی استفانو و همکاران (۲۰۰۸) و مک کاو و همکاران (۱۹۹۹) نیز همسو با پژوهش حاضر کاهش در زمان رسیدن به دومین اوج نیروی عمودی زمین را در نتیجه‌ی استفاده از بریس مچ پا نشان داد. تصور می‌شود که کاهش زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در عقب پا در نتیجه‌ی کاهش در پلنتار فلکشن همراه با کاهش دورسی فلکشن در هنگام ضربه است، که یک استراتژی فلت فوت را ایجاد می‌کند (ریمان و همکاران، ۲۰۰۲). کوتاهی زمان اعمال نیروی عکس‌العمل عمودی زمین نشان می‌دهد که ساختارهای اسکلتی عضلانی پروگزیمال بدن ممکن است در یک بازه زمانی کوتاه‌تر تحت بارهای زیادی قرار بگیرند (ساکو و همکاران^{۱۰}، ۲۰۰۶). علاوه بر این ابیان-ویکن و همکاران^{۱۱} (۲۰۰۸) عنوان کردند که دلیل تجمع تأثیرات مکرر پرش-فرود در ورزش‌هایی که اغلب شامل این مهارت‌هاست، میزان نیروی عکس‌العمل عمودی بیشتر در عقب پا ممکن است با افزایش خطر آسیب رباط صلیبی قدامی همراه باشد (فونگ و همکاران^{۱۲}، ۲۰۱۱؛ مالوی و همکاران^{۱۳}، ۲۰۱۵). از طرف دیگر پاپز و همکاران (۲۰۰۷)

مفصل مچ پا را در هنگام فرود محدود می‌کند (نیو و همکاران، ۲۰۱۶؛ دی استفانو و همکاران، ۲۰۰۸؛ چن و همکاران^۱، ۲۰۱۲). هنگامی که از ابزارهای پیشگیرانه از آسیب استفاده می‌شود، بدن زمان کمتری برای تنظیم خود در وضعیت پایدار فرود دارد. کاهش خصوصیات محافظتی مفصل باعث می‌شود بدن در مدت زمان کوتاه‌تری نیرو را جذب کند و طبق قاعده ایمپالس، با کاهش مدت زمان، نیروی ضربه افزایش می‌یابد (نیو و همکاران، ۲۰۱۶). از آنجائی که حرکت مچ پا در سطح ساجیتال یک مکانیسم اصلی جهت کمک به وظایف عملکردی است، کاهش در دامنه حرکتی مفصل مچ پا در سطح ساجیتال ممکن است یک ویژگی نامطلوب برای کاهش نیروهای واکنش زمین باشد (سیگلر و همکاران^۲، ۱۹۹۷).

مفاصل اندام تحتانی به‌عنوان یک سیستم بهم پیوسته (زنجیره حرکتی) برای جذب بارها و بهینه‌سازی عملکرد حرکات با یکدیگر کار می‌کنند. پوشیدن بریس مچ پا، که ممکن است دامنه حرکت مچ پا را کاهش دهد و سفتی در اطراف مفصل را افزایش دهد، می‌تواند این پتانسیل را داشته باشد که نیروی وارد بر مفاصل پروگزیمال ساق را هنگام حرکات تغییر داده و علاوه بر مچ پا احتمال بروز آسیب را در مفصل زانو نیز افزایش دهد (مک کاو و همکاران^۳، ۱۹۹۹؛ سانتوز و همکاران^۴، ۲۰۰۴). اهمیت دورسی فلکشن مچ پا برای جذب نیرو در هنگام فرودهای سخت و نرم با سهم متفاوتی نشان داده شده است (مک کاو و همکاران، ۱۹۹۹). در فرودهای نرم با خم شدن بیشتر مفصل در حین ضربه، مفاصل لگن، زانو و مچ پا به ترتیب ۲۵، ۳۷ و ۳۷ درصد به کل نیروی جذب شده در اندام تحتانی کمک کرده است. در هنگام فرود سخت با حداقل خم شدن مفصل، سهم نسبی مفاصل لگن، زانو و مچ پا به ترتیب به ۲۰، ۳۱ و ۵۰ درصد از کل انرژی جذب شده تغییر می‌یابد (د ویتا و اسکلی^۵، ۱۹۹۲). نتایج به‌دست آمده در مطالعه‌ی حاضر توسط مک کاو و همکاران (۱۹۹۹) که نشان دادند دامنه حرکتی کوچک‌تر در سطح ساجیتال در هنگام فرود می‌تواند منجر به نیروهای اوج فرود بیشتر شود نیز پشتیبانی می‌شود. نتایج مطالعه‌ی حاضر در خصوص اوج

6. Cordova et al.

7. Zhang et al.

8. Medigan and Pidcoe.

9. Hodgson et al.

10. Sacco et al.

11. Abian-Vicen et al.

12. Fong et al.

13. Malloy et al.

1. Chen et al.

2. Siegler et al.

3. McCaw et al.

4. Santos et al.

5. DeVita et al.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده از پژوهش حاضر استفاده از بریس بر زمان رسیدن به پایداری اثرگذار نبود. از طرف دیگر تأثیر افزایش اوج نیروی عمودی در قسمت عقب پا همراه با مدت زمان کوتاه‌تر برای رسیدن به آن در نتیجه‌ی استفاده از بریس نیز بیشتر شد. این امر ممکن است علاوه بر مچ پا خطر دیگر آسیب‌های اندام تحتانی مانند آسیب‌های مفصل زانو را افزایش دهد. با توجه به نتایج مطالعه حاضر استفاده از بریس جهت کاهش زمان رسیدن به پایداری و اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و کاهش ریسک آسیب‌های مرتبط با آنها پیشنهاد نمی‌گردد.

و باتس و همکاران^۱ (۲۰۱۳) نیز نتیجه گرفتند که زمان کوتاه‌تر در رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در عقب پا نیز ممکن است فشار وارده بر روی رباط را افزایش داده و بارگذاری ناگهانی مفصل را که با خطر آسیب رباط صلیبی قدامی همراه است بهتر نشان دهد. اگرچه حمایت‌کننده‌های پیشگیرانه مچ پا، معمولاً در ورزش‌هایی استفاده می‌شوند که شامل فرودهای پر انرژی هستند، اما با در نظر گرفتن کلیه مکانیسم‌ها، اثرگذاری آنها بر روی مکانیک فرود همچنان محدود و حتی مبهم است. نتایج متناقض از مطالعات مختلف نیز یک چالش واقعی برای اجماع و تحقیقات بیشتر است.

References

- Abián-Vicén, J., Alegre, L. M., Fernández-Rodríguez, J. M., Lara, A. J., Meana, M., & Aguado, X. (2008). Ankle taping does not impair performance in jump or balance tests. *Journal of sports science & medicine*, 7(3), 350–356.
- Ashton-Miller JA., Ottaviani RA., Hutchinson C., et al. (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med*, 24(6), 800-9.
- Augustsson J, Thomeé R, Lindén C, Folkesson M, Tranberg R, Karlsson J. (2006). Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis. *Scand J Med Sci Sports*, 16(2), 111–20.
- Barlow G, Donovan L, Hart JM, Hertel J. (2015). Effect of lace-up ankle braces on electromyography measures during walking in adults with chronic ankle instability. *Phys Ther Sport*, 16(1), 16–21.
- Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. *Clinical biomechanics*, 28(7), 796–799.
- Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. (2010). The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clin J Sport Med*, 20(4), 286–92.
- Chen Q., Wortley M., Bhaskaran D., Milner C. E., Zhang S. (2012). Is the inverted surface landing more suitable in evaluating ankle braces and ankle inversion perturbation? *Clinical Journal of Sport Medicine*, 22, 214-220.
- Cordova, M.L., Takahashi, Y., Kress, G.M., Brucker, J.B., & Finch, A.E. (2010). Influence of external ankle support on lower extremity joint mechanics during drop landings. *Journal of Sports Rehabilitation*, 19, 136-148.
- DeVita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetic in the lower extremity. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 24(1), 108-115.
- DiStefano LJ, Padua DA, Brown CN, Guskiewicz KM. (2008). Lower extremity kinematics and ground reaction forces after prophylactic lace-up ankle bracing. *J Athl Train*, 43(3): 234–241.
- Fong C.M., Blackburn J.T., Norcross M.F., McGrath M., Padua D.A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training*, 46, 5-10.
- García-Massó X, Skypala J, Jandacka D, et al. (2019). Reliability of a new analysis to compute time to stabilization following a single leg drop jump landing in children. *PLoS One*, 14(2): e0212124.
- Henderson ZJ, Sanzo P, Zerpa C, Bay T, Ontario N, Bay T. (2018). Ankle bracing's effect on lower extremity electromyography activity and vertical ground reaction force during jump landings-Pilot study results. Conference: International Society of Biomechanics in Sport, 179–82.
- Hupperets MDW, Verhagen EALM, Heymans MW, et al. (2010). Potential Savings of a Program to Prevent Ankle Sprain Recurrence. *Am J Sports Med*, 38(11), 2194–2200.
- Kunugi S, Masunari A, Yoshida N, Miyakawa S. (2017). Postural stability and lower leg muscle activity during a diagonal single-leg landing differs in male collegiate soccer players with and without functional ankle instability. *J Phys Fit Sport Med*, 6(4), 257–65.

- Liu K, Heise GD. (2013). The effect of jump-landing directions on dynamic stability. *J Appl Biomech*, 29(5), 634–8.
- Malloy, P., Morgan, A., Meinerz, C., Geiser, C., & Kipp, K. (2015). The association of dorsiflexion flexibility on knee kinematics and kinetics during a drop vertical jump in healthy female athletes. *Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 23(12), 3550–3555.
- Malmir K, Olyaei GR, Talebian S, Jamshidi AA. (2015). Comparing the effects of peroneal muscle fatigue and cyclic loading on ankle neuromuscular control during lateral-hop landing. *J Sport Rehabil*, 24(3), 293–9.
- McCaw, S. T., & Cerullo, J. F. (1999). Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 31(5), 702-707.
- Méndez-Rebolledo G, Guzmán-Muñoz E, Gatica-Rojas V, Zbinden-Foncea H. (2015). Longer reaction time of the fibularis longus muscle and reduced postural control in basketball players with functional ankle instability: A pilot study. *Phys Ther Sport*, 16(3), 242–7.
- Mills C, Yeadon MR, Pain MTG. (2010). Modifying landing mat material properties may decrease peak contact forces but increase forefoot forces in gymnastics landings. *Sport Biomech*, 9(3), 153–164.
- Niu W, Feng T, Wang L, Jiang C, Zhang M. (2016). Effects of prophylactic ankle supports on vertical ground reaction force during landing: A meta-analysis. *J Sport Sci Med*, 15(1), 1–10.
- Ortega, D. R., Rodríguez Bías, E. C., & Berral de la Rosa, F. J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of sports science & medicine*, 9(2), 282–287.
- Pappas E, Sheikhzadeh A, Hagins M, Nordin M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. *J Sport Sci Med*, 6(1), 77–84.
- Raeesi, Z., Yalfani, A. (2017). Effects of taping on ankle plantar flexor muscles activity in different position of foot during landing with and without fatigue. *Journal of Research in Sport Rehabilitation*, 5(10), 9-18. [In Persian]
- Raymond J, Nicholson LL, Hiller CE, et al. (2012). The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: A systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 15(5): 386–392.
- Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST. (2002). Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32(12), 628–35.
- Sacco I, Takahasi, H. Y., Suda, E. Y., Battistella, L, R., Vavamoto, C. A., Lopes, J. A. F., & de Vasconcelos, J. C. P. (2006). Ground reaction force in basketball cutting maneuvers with and without ankle bracing and tape. *Sao Paulo Medical Journal*, 124(5), 245-252.
- Santello M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture*, 21(1), 85–94.
- Santos, M. J., McIntire, K. Foecking, J., & Liu, W. (2004). The effects of ankle bracing on motion of the knee and the hip joint during trunk rotation. *Journal of Clinical Biomechanics*, 19, 964-971.
- Shaw MY, Gribble PA, Frye JL. (2008). Ankle bracing, fatigue, and time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *J Athl Train*, 43(2), 164-71.
- Siegler, S., Liu, W., Sennett, B., Nobilini, R. J., & Dunbar, D. (1997). The three-dimensional passive support characteristics of ankle braces. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(6), 299-309.
- Silva A, Sousa ASP, Silva CC, et al. (2017). The role of the ipsilesional side in the rehabilitation of post-stroke subjects. *Somatosens Mot Res*, 34(3), 185–188.
- Wright CJ, Arnold BL, Ross SE. (2016). Altered kinematics and time to stabilization during drop-jump landings in individuals with or without functional ankle instability. *J Athl Train*, 51(1):5–15.
- Wright I, Neptune R., van den Bogert A., et al. (2000). The influence of foot positioning on ankle sprains. *J Biomech*, 33(5), 513–519.
- Zhang S., Wortley M., Silvernail J.F., Carson D., Paquette M.R. (2012). Do ankle braces provide similar effects on ankle biomechanical variables in subjects with and without chronic ankle instability during landing? *Journal of Sport and Health Science*, 1, 114-120.