Archive of SID

Original Paper

Effect of using graded knee brace at two angles of 60 and 30 degrees on the ground reaction forces components in individuals with genu valgum during landing

***Aidin Valizadehorang (Ph.D)**, **Corresponding Author**, Assistant Professor, Sport Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. **E-mail: jteymour@gmail.com** ORCID ID: 0000-0002-5890-4972

Farshad Ghorbanlou, Masters Student, Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. ORCID ID: 0000-0002-1118-332X

Amir Ali Jafarnezhadgero (Ph.D), Assistant Professor, Sport Biomechanic, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. ORCID ID: 0000-0002-2739-4340

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020

Abstract

Background and Objective: One of the most common malalignments of the knee joint is valgus. This study was done to determine the effect of using graded knee brace at two angles of 60 and 30 degrees on the ground reaction force components in males with genu valgus during landing.

Methods: This clinical trial study was done on twenty males with genu valgus with age range of 21.70±2.12 years. The graded knee brace was used in two flexion angles of 60 and 30 degrees. Landing from a platform with 40 cm height on a force plate was done during three conditions including without brace, with a brace at flexion angles of 30 and 60 degrees.

Results: A significant reduction was observed in the vertical force during contact phase while landing with brace at a 60-degree angle compared with landing without brace by 15.21% ($P<0.05$). Also, the peak of medio-lateral force during the heel contact phase while landing with knee brace at 30 degree was significantly greater than that landing with knee brace at 60 degree by 27.18 % ($P<0.05$).

Conclusion: By reducing the knee flexion angle, the forces of the lower extremities increase and this issue could possibly increase the risk of injury in the knee joint. Therefore, the use of this type of brace is recommended for individuals with genu valgum at a 60 degrees limiting angle.

Keywords: Genu valgum, Knee joint, Brace

Received 27 Apr 2019 **Revised** 6 Jul 2019 **Accepted** 26 Aug 2019

Cite this article as: Valizadehorang A, Ghorbanlou F, Jafarnezhadgero AA. [Effect of using graded knee brace at two angles of 60 and 30 degrees on the ground reaction forces components in individuals with genu valgum during landing]. J Gorgan Univ Med Sci. 2020 Summer; 22(2): 1-8. [Article in Persian]

www.SID.ir

Archive of SID

تحقیقی

اثر بریس زانوی مدرج در دو زاویه ۳۰ درجه و ٦۰ درجه بر نیروهای عکس‌العمل زمین طی فرود در پسران دارای زانوی ضربدری: یک مطالعه کارآزمایی بالینی

*** دکتر آیدین ولی‌زاده اورنج**، استادیار فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ORCID ID: 0000-0002-5890-4972

فرشاد قربانلو، دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ORCID ID: 0000-0002-1118-332X

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
ORCID ID: 0000-0002-2739-4340

چکیده

زمینه و هدف: *یکی از شایع‌ترین عارضه‌های مفصل زانو، زانوی ضربدری (genu valgum) است. این مطالعه به منظور تعیین اثر بریس زانوی مدرج در دو زاویه ۳۰ درجه و ٦۰ درجه بر مؤلفه های نیروهای عکس العمل زمین طی فرود در پسران دارای زانوی ضربدری انجام شد.*

روش بررسی: *این کارآزمایی بالینی روی ۲۰ دانشجوی پسر در محدوده سنی ۲/۱۲ ±۲۱/۷۰سال دارای زانوی ضربدری انجام شد. بریس زانوی مدرج در دو زاویه فلکشنی ۳۰ درجه و ٦۰ درجه استفاده شد. فرود از سکوی ٤۰ سانتی‌متری روی صفحه نیرو در سه شرایط بدون بریس، با بریس در زاویه ۳۰ درجه و با بریس در زاویه ٦۰ درجه انجام شد.*

یافته ها: *نیرو در راستای عمودی و طی فاز تماس پاشنه کاهش آماری معنی‌داری را طی شرایط فرود با بریس در زاویه ٦۰ درجه در مقایسه با فرود بدون بریس به اندازه ۱۵/۲۱ درصد نشان داد (P<۰/۰۵). همچنین اوج نیرو در راستای داخلی - خارجی طی فاز تماس پاشنه در شرایط فرود با بریس در زاویه فلکشنی ٦۰ درجه به‌طور معنی‌داری بیشتر از فرود با بریس در زاویه فلکشنی ۳۰ درجه به میزان ۲۷/۱۸ درصد بود (P<۰/۰۵).*

نتیجه‌گیری: *با کاهش زاویه محدود کننده فلکشن زانو نیروهای وارده بر اندام تحتانی افزایش می‌یابد و این امر باعث افزایش احتمال آسیب در مفصل زانو می‌شود. از این رو استفاده از بریس زانوی مدرج در افراد دارای زانوی ضربدری در زاویه محدود کننده فلکشنی ٦۰ درجه توصیه می‌شود.*

کلید واژه‌ها: *زانوی ضربدری ، مفصل زانو ، بریس*

* نویسنده مسؤول : دکتر آیدین ولی زاده اورنج ، پست الکترونیکی jteymour@gmail.com
نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن ۳۱۵۰۵۶۴۹-۰۴۵
وصول مقاله: ۱۳۹۸/۲/۷ ، اصلاح نهایی: ۱۳۹۸/٤/۱۵ ، پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/٦/٤

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020

مقدمه

مفصل زانو مانند تمام مفاصل دیگر بدن تحت تاثیر نقص‌ها، آسیب‌ها و بیماری‌ها قرار می‌گیرد. عوامل زیادی مفصل زانو را منحصر به فرد ساخته است که از جمله آنها می‌توان به حفظ و تحمل وزن بدن در زمان حرکت اشاره کرد (۱). عارضه زانوی ضربدری (Genu valgus) یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است (۲) که در بین کودکان مراجعه کننده به ارتوپدی‌های کودکان مشاهده می گردد (۳). ضربدری شدن زانو با ایجاد تغییراتی در راستای طبیعی وضعیت بدنی در اندام تحتانی، به نوبه خود ممکن است تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکاء ایجاد نموده و کنترل تعادل را محدود کند (۴). همچنین تغییرات زاویه اندام تحتانی جزو شایع‌ترین عارضه‌های غیرتروماتیک است که تمایل به رشد و پیشرفت به سمت خارج را نشان می دهد. زیرا بیشتر بارهای وارده بر زانو در یک کمپارتمان یا سمت وارد می‌شود (۵). به‌طور کلی، به‌نظر می‌رسد عارضه زانو ضربدری با استئوآرتریت خارجی زانو مرتبط بوده و ممکن است با تغییرات بیومکانیک طی راه رفتن، دویدن و یا فعالیت‌های روزمره مانند فرود همراه باشد که باعث افزایش بارگذاری مفصل زانو می‌شود (۶). طی مطالعه‌ای با استفاده از کولیس میزان والگوس زانوی آزمودنی‌ها بررسی شد و ۵۷/۷ درصد از پسران و ۶۸/۹ درصد از دختران دارای ناهنجاری‌های زانو بودند که در پسران میزان شیوع والگوس زانو ۴/۲ درصد و در دختران ۱۴/۴ درصد تعیین شد (۷). افراد دارای عارضه زانوی ضربدری میزان بیشتری از خطر پیشرفت عارضه و همچنین خطر افزایش استئوآرتریت زانو در قسمت خارجی را نسبت

www.SID.ir

Archive of SID

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020

به افراد سالم یا بیماران دارای عارضه زانوی پرانتزی نشان داده‌اند (۸). گشتاور اددا‌کتوری داخلی زانو، یک نشانگر معتبر برای بارگذاری مکانیکی مفصل زانو طی راه رفتن و فرود است که با عارضه زانوی ضربدری در ارتباط است (۵). پریدن و فرود مانورهای معمول در فعالیت‌های ورزشی و روزمره هستند که اغلب آنها در ارتباط با آسیب ناشی از رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament: ACL) و عارضه زانوی ضربدری قرار گرفته‌اند (۹). فرود با شدت بالا به‌طور مستقیم می‌تواند نیروهای عکس‌العمل زمین (Ground Reaction Force: GRF) را افزایش دهد. این امر موجب افزایش خطر ابتلا به آسیب رباط صلیبی قدامی و همچنین آسیب‌های ثانویه ناشی از زانوی ضربدری می‌شود (۱۰). عواملی که در بزرگی نیروهای عکس‌العمل زمین می‌توانند طی فرود موثر باشند؛ ارتفاع فرود، سرعت فرود، میزان جذب شوک در مفصل زانو به‌وسیله خم شدن، موقعیت و سطح فرود و همچنین وزن فرد است (۱۰). به‌طور کلی نیروهای عکس‌العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوه فرود را از لحاظ شدت بررسی می‌کنند. از این رو پیدا کردن شیوه‌های درمانی برای بهبود این اختلالات بیومکانیکی در افراد دارای عارضه زانوی ضربدری طی حرکت فرود از اهمیت بالایی برخوردار است.

متخصصین بالینی شیوه‌های درمانی غیرتهاجمی متعددی را برای درمان و یا پیشگیری از آسیب‌های ثانویه عارضه زانوی ضربدری توصیه کرده‌اند که از جمله مهم‌ترین شیوه‌ها می‌توان به بریسینگ اشاره کرد (۱۱). در مطالعه Nejishima و همکاران بر روی کینماتیک و کنتیک اندام تحتانی در حرکت فرود تک پا و فرود دوپا، میانگین زاویه والگوس زانو در حین فرود تک پا نسبت به فرود دوپا به‌طور معنی‌داری بیشتر بود. به‌علاوه میانگین بیشینه فلکشن زانو در صفحه ساجیتال در هنگام فرود تک پا نسبت به فرود دوپا کمتر بود (۱۲). همچنین Yeow و همکاران گزارش کردند که زانو عامل اصلی جذب شوک است. آنان گزارش کردند که در فرود تک پا در مقایسه با فرود با جفت پا، زانو بیشترین مقدار دامنه حرکتی، گشتاور و جذب انرژی را در صفحه فرونتال از خود نشان می‌دهد (۱۳). بریس زانو به عنوان بخشی از درمان غیرجراحی و یا به عنوان یک درمان در بیمارانی، ورزشکاران یا افراد دارای عارضه‌های اندام تحتانی که نمی‌خواهند یا نمی‌توانند تحت عمل جراحی قرار گیرند؛ استفاده می‌شود. معمولاً چنین افرادی از پزشک خود می‌پرسند که آیا آنها قادر به انجام فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن و یا پرش و فرود هستند یا اینکه بریس زانو باعث کاهش عملکرد آنها می‌شود؟ این پرسش‌های چالش‌انگیز از اهمیت زیادی برخوردار است. زیرا تحرک و استقلال حرکتی بیمار و ورزشکاران برای کیفیت زندگی و فعالیت ورزشی بسیار مهم است (۱۴). از این رو بررسی اثرات بریسینگ در افراد دارای دارای عارضه زانوی ضربدری از اهمیت بالایی برخوردار است. این مطالعه به منظور تعیین اثر بریس زانوی مدرج در دو زاویه ۳۰ درجه و ۶۰ درجه بر مؤلفه های نیروهای عکس العمل زمین طی فرود در پسران دارای زانوی ضربدری انجام شد.

روش بررسی

این کارآزمایی بالینی روی ۲۰ دانشجوی پسر ۳۰-۲۰ ساله دانشگاه محقق اردبیلی دارای زانوی ضربدری طی سال ۱۳۹۸ انجام شد.

این مطالعه مورد تایید مرکز ثبت کارآزمایی‌های بالینی ایران (IRCT20181223042082N1) و کمیته اخلاق ملی در پژوهش‌های زیست پزشکی (IR.ARUMS.REC.1397.091) قرار گرفت.

شرکت کنندگان به‌صورت در دسترس، داوطلب شرکت در مطالعه شدند. آزمودنی ها در محدوده سنی ۲/۱۲±۲۱/۷۰سال با قد ۰/۰۶±۱/۷۶ سانتی‌متر، جرم ۱/۱۰±۸۳/۳۵ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۳/۴۵±۳۰/۲۳ کیلوگرم بر مترمربع بودند.

در تمامی مراحل، اخلاق پژوهشی رعایت گردید و از آزمودنی ها رضایت‌نامه آگاهانه شرکت در مطالعه اخذ شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود (۱۵).

برای ارزیابی میزان والگوس افزایش یافته زانو از کولیس استفاده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در وضعیت آناتومیکی بایستند. سپس فاصله دو قوزک داخلی پاها با استفاده از کولیس اندازه‌گیری شد. فاصله بین قوزک‌های داخلی کمتر از ۲ سانتی‌متر به عنوان افراد دارای زانوی ضربدری درجه یک محسوب شدند.

معیار ورود به مطالعه شامل دارا بودن زانوی ضربدری بود. معیارهای عدم ورود به مطالعه شامل سابقه شکستگی، مشکلات عصبی عضلانی، اختلاف طول اندام بیشتر از ۵ میلی‌متر، عدم وجود عارضه زانوی ضربدری و یا دارا بودن فعالیت فیزیکی سنگین طی دو روز قبل از آزمون بودند. به علت حذف اثرات فیزیولوژیکی ناشی از فعالیت فیزیکی سنگین و خستگی بر نتایج پژوهش آزمودنی‌ها از فعالیت سنگین دوروز قبل از آزمون منع شدند. پای برتر همه آزمودنی‌ها سمت راست شناسایی شد (۱۶).

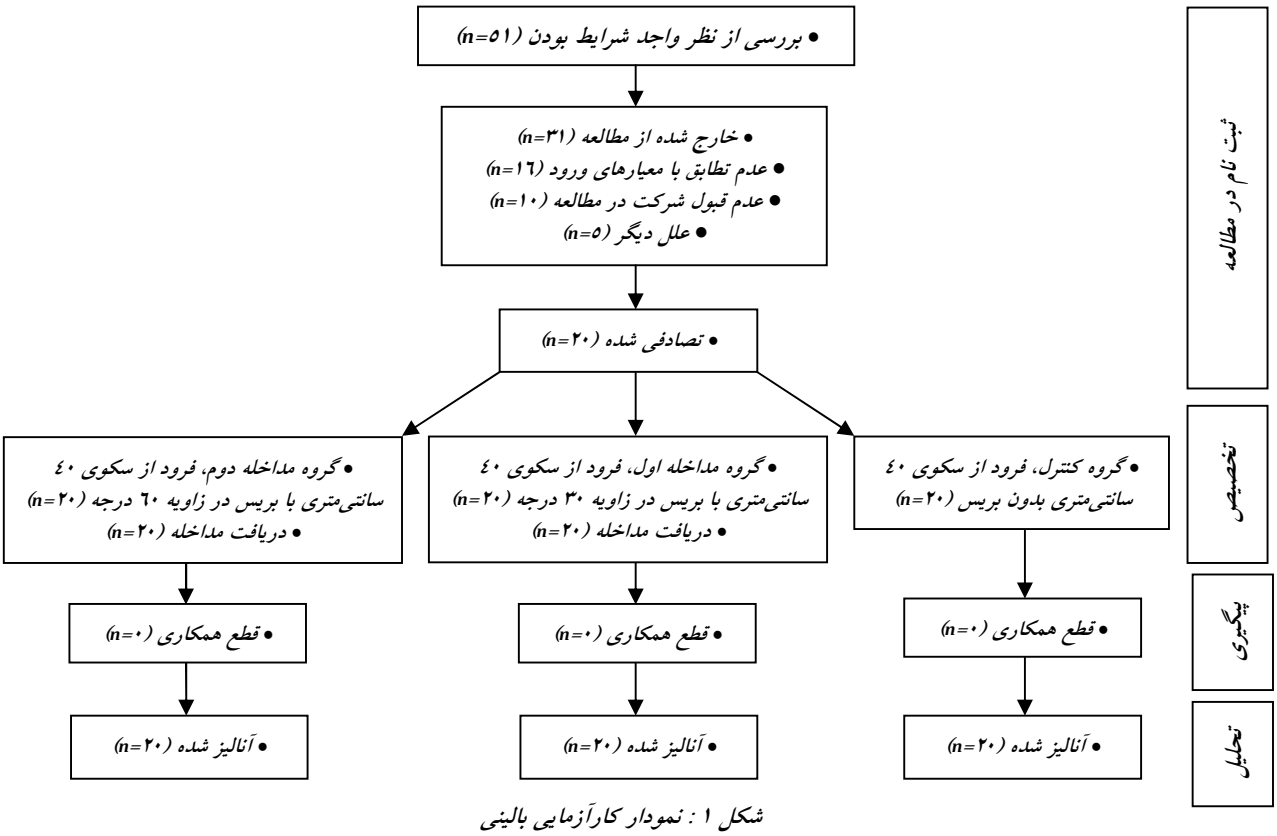
شرکت‌کنندگان در سه شرایط الف) بدون بریس؛ ب) با بریس در زاویه ۳۰ درجه و ج) با بریس در زاویه ۶۰ درجه از سکوی ۴۰ سانتی‌متری روی صفحه نیرو فرود آمدند (شکل یک).

از شرکت‌کنندگان در مطالعه خواسته شد تا روی سکوی ۴۰ سانتی‌متری که کنار صفحه نیرو با فاصله ۴۰ سانتی‌متر از مرکز صفحه نیرو قرار گرفته بود (شکل ۲) (۱۷)؛ رفته و کوشش فرود تک پا را ۵ بار تکرار کنند. سپس بریس زانوی مدرج با زاویه ۶۰ درجه برای ایجاد محدودیت در فلکشن زانو به پای آزمودنی‌ها

www.SID.ir

Archive of SID

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020



شکل ۱ : نمودار کارآزمایی بالینی

بسته شد. آزمودنی‌ها دوباره کوشش فرود را از روی سکو انجام دادند. پس از آن زاویه بریس زانو روی ۳۰ درجه برای اعمال محدودیت در فلکشن زانو تنظیم شد و از آزمودنی‌ها خواسته شد تا کوشش فرود را انجام دهند. آزمودنی‌ها قبل از این که کوشش فرود را انجام دهند؛ به مدت ۱۰ دقیقه حرکات گرم کردن را انجام دادند. پس از هر کوشش آزمودنی‌ها به مدت یک دقیقه استراحت کردند و سپس کوشش بعدی را انجام دادند. در هر سه شرایط فرود، ۵ کوشش صحیح پذیرفته شد. کوششی صحیح در نظر گرفته شد که آزمودنی‌ها به‌صورت تک پا روی مرکز صفحه نیرو فرود آمدند.

شکل ۲ : فرود از روی سکوی ۴۰ سانتی‌متری بدون بریس زانو (الف) و فرود با بریس زانو با زاویه محدودیت فلکشنی ۳۰ درجه و ۶۰ درجه (ب)

بریس مورد استفاده در این مطالعه از نوع بریس زانوی توانبخشی مدرج طب و صنعت بود. از ویژگی‌های این بریس می‌توان به دارا بودن مفصل چند محوری برای تطبیق کامل محور مفصل مکانیکی با مفصل طبیعی و دارا بودن مفصل مدرج برای ایجاد محدودیت در حرکات Flexion و Extension و یا حمایت کردن زانو در زاویه مورد نظر اشاره کرد. طراحی مناسب این بریس به افراد آسیب‌دیده این اجازه را می‌دهد تا به فعالیت‌های روزمره خود برسند و نیز درجه بالایی از ثبات را به مفصل زانو می‌دهد.

از صفحه نیروی برتک (USA, Bertec Corporation, Columbus, OH) در ابعاد ۴۰×۶۰ سانتی‌متر، برای ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در دستگاه صفحه نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز قرار داده شد. داده‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای فرود استخراج شد. برای فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین از فیلتر باترورث با برش فرکانسی ۵۰ هرتز استفاده شد (۱۸). نیروهای عکس‌العمل زمین طی محورهای عمودی (z)، قدامی-خلفی (y) و داخلی-خارجی (x) ثبت شدند. محور z در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین برای فازهای پاسخ بارگذاری (Fz Heel Contact) و هل دادن (Fz Push Off) گزارش شد. نیروهای عکس‌العمل زمین در محور y برای فازهای تماس پاشنه (Fy Heel Contact) و (Fy Push Off) و در محور x برای فازهای تماس پاشنه (Fx Heel Contact) و فاز هل دادن (Fx Push Off) نیز

www.SID.ir

Archive of SID

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020

گزارش شد. در نمودار قدامی - خلفی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان‌دهنده نیرو در جهت خلفی و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت قدامی بود. در نمودار داخلی - خارجی نیروی عکس‌العمل زمین، علامت منفی نشان‌دهنده نیرو در جهت داخل و علامت مثبت نشان دهنده نیرو در جهت خارج بود (۱۶).

محاسبه گشتاور آزاد مطابق با یک سیستم مختصات نیروی عکس‌العمل، (y) در جهت قدامی- خلفی، محور عمودی (z) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و محور (x) نیروهای داخلی - خارجی بودند. لذا اوج مثبت گشتاور آزاد با چرخش خارجی پا مقابله و اوج منفی آن در برابر چرخش داخلی مقاومت می‌نماید. محاسبه FM نیاز به داشتن نیروها در سه راستا (Fx، Fy، Fz)، گشتاورهای سه راستا (Mx، My، Mz) و نیز موقعیت مرکزفشار COP (Center Of Presser) محاسبه شد (۱۹).

از آنجایی که CoPx و CoPy موقعیت مرکز فشار در امتداد محور صفحات نیروی داخلی - خارجی و قدامی - خلفی هستند و Zoff در صفحه ورتیکال و مرکز واقعی صفحه نیروسنج است؛ لذا برای کنترل مقادیر خطاها COP در ابتدا و پایان به علت تقسیم نیروهای عمودی واکنش زمین (FZ)، محاسبه COP آغاز و پایان می‌یابد. زمانی که مقدار Fz بالاتر از ۵ درصد از حداکثر مقدار ثبت شده در طول هر کوشش باشد؛ FM (Free Moment) با فرمول زیر به‌دست می‌آید (۱۹).

$$FM= MZ -FY (COPX) +FX (COPY)$$

برای محاسبه نرخ بارگذاری از تقسیم اوج نیروی عمودی در لحظه تماس پاشنه بازمین بر زمان رسیدن به اوج در همان لحظه استفاده شد.

نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون Shapiro-Wilk (P<۰/۰۵) بررسی شد. با توجه به نرمال بودن داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های مکرر استفاده شد. از تست تعقیبی Bonfrroni نیز برای آزمون درون گروهی استفاده گردید. تمامی تحلیل‌های آماری داده‌ها در نرم‌افزار SPSS-25 در سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ به‌عمل آمد. برای محاسبه اندازه اثر از فرمول کوهن استفاده شد (۲۰).

$$\text{اندازه اثر } (d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد فرود بدون بریس، فرود با بریس مدرج در زاویه ۶۰ درجه و فرود با بریس مدرج در زاویه ۳۰ درجه

جدول ۱ : میانگین و انحراف استاندارد اوج نیروها (درصدی از وزن بدن) و زمان رسیدن به اوج نیروها (میلی ثانیه) در سه راستای عمودی، داخلی - خارجی و قدامی - خلفی طی فرود در سه شرایط بدون بریس، فرود با زاویه بریس ۶۰ درجه و فرود با زاویه بریس زاویه ۳۰ درجه

متغیرها		مؤلفه	بدون بریس	بریس ۶۰ درجه	بریس ۳۰ درجه	p-value: بدون بریس و ۶۰ درجه	p-value: بدون بریس و ۳۰ درجه	p-value: ۶۰ درجه و ۳۰ درجه
اوج نیروها (درصدی از وزن بدن)	عمودی	FZHC	۱۷٤/۹۵±۵۳/۱۲	۱۵۱/۸۵±۳۳/۱٤	۱۵۳/۳۹±۲۸/٦۲	۰/۰۰۷*	۰/۳٦۸	۰/٦۳۷
		FzPO	٤۳۵/۱۰±۱۰/۵۷	٤۳۸/۲۰±۱۰۱/۲۳	٤۵۳/۹٤±۱۱۱/۹٤	۰/۰۸٤	۰/۵۳۵	۰/۷٤۱
	داخلی- خارجی	FxHC	۱۸/۰۰±٦/۸۰	۱۵/۳۰±٦/٦۱	۱۹/٤٦±۷/٤٤	۰/۱۲۳	۰/۸۹۰	۰/۰۲٦
		FxPO	-۲٦/۰٦±۹/۷۹	-۲۸/۲٤±۱۱/۹٤	-۲۷/۵۳±۱۱/۳۰	۰/۰۹٤	۰/۳۵٦	۰/۱۰٤
	قدامی- خلفی	FyHC	-٤۰/۳۳±۱۰/۵۳	-۳۸/۳۹±۱۰/۵۹	-۳٤/۵۰±۸/۸۸	۰/٤۱۲	۰/٦٦۳	۰/٤۳٦
		FyPO	۵۰/٦٦±۱٦/۱۱	۵۳/۱۲±۱۷/۷۰	۵۵/۲۹±۱۹/۰۵	۰/۲۳۵	۰/٦۳۷	۰/۰٦۲
زمان رسیدن به اوج نیروها (میلی ثانیه)	عمودی	FzHC	۱۲/۸۸±٤/۳۳	۱۲/۱٤±۵/۹۷	۱۲/۵۷±٦/۰۹	۰/۸۸۵	۰/۱۳۲	۰/٦۰٤
		FzPO	۵۵/۷۵±۱۲/۰۳	۵۲/۰۵±۱۲/۳۵	۵۰/۸۲±۱٤/۲۰	۰/٤۰۹	۰/۹۷٤	۰/۲۵۵
	داخلی- خارجی	FxHC	۳۳/۵۲±۱۲/۳۱	۳۱/٦۱±۱٦/٦۱	۳۵/۷۰±۱٤/۸۸	۰/۱۱۳	۰/٤۹۲	۰/۱٦۷
		FxPO	۷٦/٤۲±٤۱/۹۹	٦٤/۹۲±۲٦/۰۸	٦٤/۳۲±۳۰/۲۵	۰/۱۹۸	۰/۹۱۳	۰/۰۸۸
	قدامی- خلفی	FyHC	۱۳/۸۷±۹/۱۵	۱۷/۱۲±۱۵/۸٦	۱۵/۸۱±۹/۵۱	۰/۸۷٤	۰/۳۸۲	۰/۱۵۰
		FyPO	۱۰۹/٦۹±۱۳۷/۱۵	۷۷/۱۳±٦۹/۲۸	٦۲/۵۱±۲۹/٦۳	۰/۰۹٤	۰/۰۸٦	۰/۳۲۵

**اختلاف آماری معنی‌دار بین فرود پیش آزمون و فرود با بریس در زاویه ٦۰ درجه*

جدول ۲ : گشتاور آزاد (نیوتن متر) و نرخ بارگذاری (نیوتن برثانیه) عمودی طی سه شرایط بدون بریس، فرود با زاویه بریس ٦۰ درجه و فرود با زاویه بریس زاویه ۳۰ درجه

متغیرها	مؤلفه	بدون بریس	بریس ۶۰ درجه	بریس ۳۰ درجه	p-value: بدون بریس و ۶۰ درجه	p-value: بدون بریس و ۳۰ درجه	p-value: ۶۰ درجه و ۳۰ درجه
گشتاور آزاد (نیوتن.متر)	اوج منفی	-۷۰/۹۵±۸۷/۹۰	-٤۵/۳۹±۱۵/۰۰	-٤۷/۸۱±۲۱/۳۳	۰/۱٦٦	۰/۲۹۱	۰/۵٤۳
	اوج مثبت	۵۰/۲٦±۱۸/۲٤	٤۵/۹۳±۲۲/٤۰	٤۷/۷۲±۲۲/۱٦	۰/۳۵۷	۰/۵٤۳	۰/۳۳۲
نرخ بارگذاری (نیوتن بر ثانیه)	عمودی	۱۵٦/۱۵±۸/۰٤	۱۵٦/۲۸±۷/۸۵	۱۵۱/۳٤±۷/۲۹	۰/٦٦۷	۰/۱۱٤	۰/۲۹۱

www.SID.ir

Archive of SID

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020

با پای برتر در جدول یک آمده است.

کاهش آماری معنی‌دار نیرو در راستای عمودی و در فاز تماس پاشنه طی مقایسه دو شرایط فرود بدون بریس و فرود با بریس زانوی مدرج در زاویه ۶۰ درجه به اندازه ۱۵/۲۱ درصد مشاهده شد (P=۰/۰۰۷؛ d=۰/۴۹). همچنین نیرو در راستای داخلی - خارجی و طی فاز تماس پاشنه بین مقایسه دو شرایط فرود با بریس زانوی مدرج در زاویه ۶۰ درجه و فرود با بریس زانوی مدرج در زاویه ۳۰ درجه نشان‌دهنده افزایش آماری معنی‌داری به اندازه ۲۷/۱۸ درصد بود (P=۰/۰۲۶؛ d=۰/۵۹). سایر مؤلفه‌ها همچون نیرو در راستای قدامی - خلفی و زمان رسیدن به اوج نیروها در سه راستای عمودی، داخلی - خارجی و قدامی - خلفی بین سه شرایط فرود بدون بریس و با بریس در دو زاویه ۶۰ درجه و ۳۰ درجه اختلاف آماری معنی‌داری نشان ندادند.

میانگین و انحراف استاندارد فرود بدون بریس، فرود با بریس زانوی مدرج در زاویه ۶۰ درجه و فرود با بریس زانوی مدرج در زاویه ۳۰ درجه در جدول ۲ آمده است. گشتاور آزاد در دو اوج منفی و مثبت، اختلاف آماری معنی‌داری بین فاز اتکای سه شرایط فرود بدون بریس، فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه و فرود با بریس در زاویه ۳۰ درجه فلکشنی نشان نداد. همچنین نرخ بارگذاری عمودی بین سه شرایط فرود بدون بریس، فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه و فرود با بریس در زاویه ۳۰ درجه اختلاف آماری معنی‌داری نشان نداد.

بحث

با توجه به نتایج مطالعه حاضر نیرو در راستای عمودی طی دو شرایط فرود بدون بریس و فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه کاهش آماری معنی‌داری داشت. همچنین نیرو در راستای داخلی - خارجی طی دو شرایط فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه و ۳۰ درجه افزایش آماری معنی‌داری نشان داد.

مفصل زانو یکی از اصلی‌ترین بخش‌های بدن در جذب و تعدیل نیروها در هنگام فرود است (۲۱). عدم راستای طبیعی در مفصل زانو به‌بعنوان مهم‌ترین مفصل بدن در جذب نیروها موجب بروز ناهنجاری‌هایی همچون آرتروز و ساییدگی مفصل می‌شود (۲۲و۲۳). مطالعات انجام شده روی افراد میانسال و سالخورده دارای عارضه زانوی ضربدری و استئوآرتریت زانو در بخش خارجی نشان داده که این عارضه باعث کاهش گشتاور اداکشنی زانو، کاهش چرخش اداکشنی زانو وکاهش فلکشن زانو در مقایسه با گروه سالم می‌شود (۲۴). نتایج مطالعه حاضر نشان داد که نیرو در راستای عمودی و طی فاز تماس پاشنه بین دو شرایط فرود بدون بریس و فرود با بریس مدرج در زاویه ۶۰ درجه کاهش آماری معنی‌داری می‌یابد. این بدان معنی است که احتمالاً استفاده از بریس زانو در زاویه ۶۰ درجه در کاهش نیروها در راستای عمودی به دلیل ایجاد محدودیت در حرکت زانو موثر بوده و توانسته در جذب نیروی عمودی به بدن کارایی داشته باشد.

مطالعات روی عوامل خطرساز که افزایش زاویه والگوس زانو که منجر به افزایش بار وارده بر زانو طی فرود پس از پرش به وجود می‌آید؛ نشان داده‌اند که این افزایش بارها موجب افزایش خطر آسیب رباط صلیبی قدامی می‌شود که این خطر در والیبالیست‌ها، بسکتبالیست‌ها و فوتبالیست‌ها بیشتر از همه است (۲۵). این مطالعات نشان داده‌اند که نیروهای وارده بر زانو در مردان دارای والگوس زانو کمتر از زنان دارای این عارضه بوده است که این نتیجه شاید دلیلی بر بروز آسیب رباط صلیبی قدامی در زنان باشد که بیشتر از مردان رخ می دهد (۲۶). مطالعه Bates و همکاران (۲۷) روی ۲۳۹ زن بسکتبالیست دارای عارضه زانوی ضربدری انجام شد و اثر متفاوت نیروی عکس‌العمل زمین و مرکز جرم بین فاز اول و دوم فرود از یک سکو بررسی گردید. آزمودنی‌ها از روی سکوی ۳۱ سانتی‌متری حرکت فرود را دو مرتبه و با هر دو پای غالب و غیرغالب انجام دادند. اطلاعات مورد نظر با استفاده از صفحه نیرو و آنالیز حرکتی جمع‌آوری شد. نتایج نشان داد که تفاوتی بین فرود اول و دوم بین هر پا وجود ندارد؛ اما مقایسه نیروهای وارده بین دو پا هنگام فرود نشان داد که این نیروها در پای غیربرتر بیشتر و بزرگتر از پای برتر است و این امر می تواند موجب افزایش خطر آسیب رباط صلیبی قدامی شود (۲۷). در مطالعه ما نیرو در راستای داخلی - خارجی و طی فاز تماس پاشنه هنگام دو فرود با بریس در زاویه ۶۰ درجه و زاویه ۳۰ درجه افزایش آماری معنی‌داری به‌دنبال داشت. احتمالاً به علت کاهش زاویه بریس زانوی مدرج از ۶۰ درجه به ۳۰ درجه مفصل زانو که اصلی‌ترین مفصل اندام تحتانی در جذب شوک است؛ نتوانسته کار جذب نیروها را به درستی انجام دهد و منجر به افزایش نیرو در راستای داخلی - خارجی طی حرکت فرود شده است.

بریس زانو از جمله مداخلاتی است که در درمان عارضه‌های راستای اندام تحتانی مانند واروس و والگوس زانو استفاده می‌شود. همچنین در افرادی که رباط صلیبی قدامی آنها مورد جراحی قرار گرفته باشد؛ استفاده از بریس زانو توصیه می‌شود (۲۸). تحقیقات نشان داده‌اند که استفاده از بریس زانو در افراد دارای درد زانو و آسیب دیدگان رباط صلیبی قدامی منجر به افزایش حفظ تعادل و ثبات مفصل زانو می گردد و عملکرد عضلات چهارسر ران را بهبود می‌بخشد (۲۹). Moon و همکاران (۱۷) روی ۱۹ مرد ورزشکار اسکی آلپ مطالعه‌ای انجام دادند. اثر فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی‌متریا در سه حالت با بریس زانو، با محافظ کشی و بدون هیچ وسیله محافظتی بررسی گردید. نتایج تغییری در عملکرد فیزیکی با استفاده

www.SID.ir

Archive of SID

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020

از بریس و یا محافظ کشی نشان نداد. با این حال استفاده از بریس زانو و یا محافظ کشی باعث کاهش حداکثر فلکشن زانو، زاویه ابداکشنی و گشتاور اددا‌کشنی می‌شود. علاوه بر این پوشیدن بریس زانو یا محافظ کشی اثر معنی‌داری روی بار وارده بر رباط صلیبی قدامی نداشت. بریس زانو و محافظ کشی باعث کاهش حرکت فلکشن و ابداکشن در زانو شد؛ اما کاهشی روی نیروی برشی زانو، حرکت چرخش داخلی یا نیروهای وارد بر رباط صلیبی قدامی نداشت. نتایج مطالعه حاضر نیز نشان‌دهنده آن بود که گشتاور آزاد که به‌صورت نیروی چرخشی حول محور عمودی بین پا و صفحه نیرو تعریف می‌شود (۱۱)؛ اختلاف آماری معنی‌داری نداشتند. بیان شده است که گشتاور آزاد نسبت به نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وابستگی بیشتری به تغییر شکل پیچشی درشت نی طی دویدن، راه رفتن و همچنین فرود دارد (۳۰). افزایش دامنه گشتاور آزاد می‌تواند با آسیب‌های اندام تحتانی در ارتباط باشد (۳۱) که از جمله این آسیب‌ها می‌توان به شکستگی فشاری استخوان درشت نی اشاره کرد (۳۲).

از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به عدم استفاده طولانی مدت آزمودنی‌ها از بریس زانو و استفاده از زوایای دیگر بریس مدرج برای محدود کردن حرکت زانو اشاره کرد. همچنین به‌دلیل تفاوت در زاویه Q در بین دختران نسبت به پسران توصیه می‌شود تا در مطالعات آتی اثر بریس زانوی مدرج روی دختران دارای زانوی ضربدری نیز بررسی شود. علاوه بر این کم بودن تعداد حجم نمونه به دلیل در دسترس نبودن آزمودنی‌ها از دیگر محدودیت‌های این مطالعه محسوب می‌شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که با کاهش زاویه محدود کننده فلکشن زانو نیروهای وارده بر اندام تحتانی افزایش می یابد و این امر باعث افزایش احتمال آسیب در مفصل زانو می‌شود. از این رو استفاده از بریس زانوی مدرج در افراد دارای زانوی ضربدری در زاویه محدود کننده فلکشنی ۶۰ درجه توصیه می‌شود. با این وجود اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتری دارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی (شماره ۴۲۶۹) مصوب دانشگاه محقق اردبیلی و نیز حاصل پایان‌نامه آقای فرشاد قربانلو برای اخذ درجه کارشناسی ارشد در رشته بیومکانیک ورزشی از دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی دانشگاه محقق اردبیلی بود. نویسندگان مقاله از همکاری صمیمانه شرکت کنندگان در مطالعه نهایت سپاس خود را اعلام می‌دارند.

References

1. Shahidi-zandi Z, Amir-seyfaddini MR, Amiri-Khorasani MT. [Evaluation of Lower Extremity Kinematic Characteristics during Single-Leg Landing from Different Heights in Patients with Knee Valgus Deformity]. Journal of Rehabilitation Medicine. 2017; 6(1): 122-31. [Article in Persian]

2. Prakash J, Boruah T, Mehtani A, Chand S, Lal H. Experience of supracondylar cheveron osteotomy for genu valgum in 115 adolescent knees. J Clin Orthop Trauma. 2017 Jul-Sep; 8(3): 285-92. DOI: 10.1016/j.jcot.2017.05.017

3. Goldman V, Green DW. Advances in growth plate modulation for lower extremity malalignment (knock knees and bow legs). Curr Opin Pediatr. 2010 Feb; 22(1): 47-53. DOI: 10.1097/MOP.0b013e328334a600

4. Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. [Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum]. J Shahrekord Univ Med Sci. 2012; 14(2): 90-100. [Article in Persian]

5. Hayashi D, Englund M, Roemer FW, Niu J, Sharma L, Felson DT, et al. Knee malalignment is associated with an increased risk for incident and enlarging bone marrow lesions in the more loaded compartments: the MOST study. Osteoarthritis Cartilage. 2012 Nov; 20(11): 1227-33. DOI: 10.1016/j.joca.2012.07.020

6. Hoch MC, Weinhandl JT. Effect of valgus knee alignment on gait biomechanics in healthy women. J Electromyogr Kinesiol. 2017 Aug; 35: 17-23. DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.05.003

7. Gao F, Ma J, Sun W, Guo W, Li Z, Wang W. The influence of knee malalignment on the ankle alignment in varus and valgus gonarthrosis based on radiographic measurement. Eur J Radiol. 2016 Jan; 85(1): 228-32. DOI: 10.1016/j.ejrad.2015.11.021

8. Felson DT, Niu J, Gross KD, Englund M, Sharma L, Cooke TD, et al. Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. Arthritis Rheum. 2013 Feb; 65(2): 355-62. DOI: 10.1002/art.37726

9. Koga H, Muneta T, Bahr R, Engebretsen L, Krosshaug T. ACL injury mechanisms: lessons learned from video analysis. In: Musahl V, Karlsson J, Kuroda R, Zaffagnini S. (Eds.) Rotatory Knee Instability. 1st ed. New York: Springer. 2017; pp: 27-36.

10. Peh ECY, Liang YC, Guan YL. Optimization of cooperative sensing in cognitive radio networks: A sensing-throughput tradeoff view. ICC'09: Proceedings of the 2009 IEEE international conference on Communications. 2009 Jun; 58(9): 3521-25.

11. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics. 2013; pp: 85-190.

12. Nejishima M, Urabe Y, Yokoyama S. Relationship between the knee valgus angle and EMG activity of the lower extremity in single-and double-leg landing. Journal of Biomechanics. 2007; 40(2): S743. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(07)70731-5

13. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. Hum Mov Sci. 2011 Jun; 30(3): 624-35. DOI: 10.1016/j.humov.2010.11.010

14. Dammerer D, Giesinger JM, Biedermann R, Haid C, Krismer M, Liebensteiner M. Effect of knee brace type on braking response time during automobile driving. Arthroscopy. 2015 Mar; 31(3): 404-409. DOI: 10.1016/j.arthro.2014.09.003

15. World Medical Association. Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. Eur J Emerg Med. 2001 Sep; 8(3): 221-23. DOI: 10.1097/00063110-200109000-00010

16. Valizade Orang A, Jafarnezhadgero A, Ghane G, Ghorbanloo F. [The effect of using a knee brace on the ground reaction forces, impulse, loading rate and free moment during landing in athletes

www.SID.ir

Archive of SID

with anterior cruciate ligament injuries]. Journal of Anesthesiology and Pain. 2019; 9(4): 66-77. [Article in Persian]

17. Moon J, Kim H, Lee J, Panday SB. Effect of wearing a knee brace or sleeve on the knee joint and anterior cruciate ligament force during drop jumps: A clinical intervention study. Knee. 2018 Dec; 25(6): 1009-15. DOI: 10.1016/j.knee.2018.07.017

18. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. J Biomech. 2016 Jun; 49(9): 1705-10. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056

19. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2009 Aug; 1(1): 19. DOI: 10.1186/1758-2555-1-19

20. Cohen J. A power primer. Psychol Bull. 1992 Jul; 112(1): 155-59. DOI: 10.1037//0033-2909.112.1.155

21. Abbasi A, Sadeghi H, Khaleghi Tazji M, Hosseini Mehr SH. [Gender differences in vertical grouns reaction forces attenuation during stop-jump task]. Olampic. 2010; 17(4): 83-91. [Article in Persian]

22. Benjaminse A, Habu A, Sell TC, Abt JP, Fu FH, Myers JB, et al. Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008; 16: 400-407. DOI: 10.1007/s00167-007-0432-7

23. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. J Biomech. 2006; 39(2): 330-38. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.013

24. Leitch KM, Birmingham TB, Dunning CE, Giffin JR. Changes in valgus and varus alignment neutralize aberrant frontal plane knee moments in patients with unicompartmental knee osteoarthritis. J Biomech. 2013 Apr; 46(7): 1408-12. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.01.024

25. Hawkins RD, Hulse MA, Wilkinson C, Hodson A, Gibson M. The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. Br J Sports Med. 2001 Feb; 35(1): 43-47. DOI: 10.1136/bjsm.35.1.43

26. Andersen TE, Larsen Ø, Tenga A, Engebretsen L, Bahr R. Football incident analysis: a new video based method to describe injury mechanisms in professional football. Br J Sports Med. 2003 Jun; 37(3): 226-32. DOI: 10.1136/bjsm.37.3.226

27. Bates NA, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Impact differences in ground reaction force and center of mass between the first and second landing phases of a drop vertical jump and their implications for injury risk assessment. J Biomech. 2013 Apr; 46(7): 1237-41. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.02.024

28. Gustavsson A, Neeter C, Thomeé P, Silbernagel KG, Augustsson J, Thomeé R, Karlsson J. A test battery for evaluating hop performance in patients with an ACL injury and patients who have undergone ACL reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2006 Aug; 14(8): 778-88. DOI: 10.1007/s00167-006-0045-6

29. Ramsey DK, Briem K, Axe MJ, Snyder-Mackler L. A mechanical hypothesis for the effectiveness of knee bracing for medial compartment knee osteoarthritis. J Bone Joint Surg Am. 2007 Nov; 89(11): 2398-407. DOI: 10.2106/JBJS.F.01136

30. Yang PF, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann GP, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. PLoS One. 2014 Apr; 9(4): e94525. DOI: 10.1371/journal.pone.0094525

31. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann GP. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science. 2016; 8: 1-11. DOI: 10.1080/19424280.2015.1119890

32. Milner CE, Davis IM, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. Journal of Biomechanics. 2006; 39(15): 2819-25. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.09.022

Downloaded from goums.ac.ir at 10:38 +0330 on Saturday September 26th 2020

www.SID.ir