اثر وزن کفش بر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا

محسن برغمدی*[1]، معصومه نادرپور[2]، امیر فتح‌الهی[3]

تاریخ دریافت ۱۳۹۹/۰۷/۰۱ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۱۰/۳۰

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: لیگامنت متقاطع قدامی، ۸۰ درصد از کل جراحی‌های انجام‌شده بر لیگامنت‌های زانو را به خود اختصاص می‌دهد. هدف این مطالعه بررسی اثر وزن کفش بر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا بود.

مواد و روش کار: پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. نمونه‌های آماری پژوهش حاضر شامل ۱۰ مرد دارای آسیب ACL و ۱۰ مرد سالم بودند که به‌صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. داده‌های نیروی عکس‌العمل طی حرکت فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری توسط دستگاه صفحه‌نیرو برتک جمع‌آوری شد. آزمودنی¬های دو گروه از یک کفش طی چهار شرایط: ۱. وزن کفش ۲. وزن کفش و افزایش ۱۰۰ گرمی ۳. وزن کفش و افزایش ۲۰۰ گرمی ۴. وزن کفش و افزایش ۳۰۰ گرمی استفاده کردند. میانگین پنج کوشش صحیح با اوزان مختلف کفش ثبت شد. جهت مقایسه آماری نتایج از آزمون آنالیز واریانس دوسویه استفاده شد.

یافته‌ها: بر اساس یافته‌های این تحقیق اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی داخلی-خارجی (p=۰/۰۰۸؛ d=۱/۴۲۰)، ایمپالس قدامی-خلفی (p=۰/۰۱۱؛ d=۱/۳۲۸)، ایمپالس عمودی (p=۰/۰۲۴؛ d=۱/۱۶۴) و گشتاور آزاد مثبت (p=۰/۰۵۷؛ d=۰/۴۹۲) بین گروه سالم و آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا مشاهده شد. همچنین یافته‌های پژوهش حاضر، اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی قدامی-خلفی (p=۰/۰۰۲؛ d=۱/۱۳۶)، زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی (p=۰/۰۰۵؛ d=۱/۰۳۴)، زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی (p=۰/۰۱۱؛ d=۰/۹۵۰) و نرخ بارگذاری عمودی (p=۰/۰۶۲؛ d=۰/۷۵۹) طی استفاده از اوزان مختلف کفش در حرکت فرود تک پا نشان داد.

بحث و نتیجه‌گیری: به‌طورکلی می‌توان گفت که با افزایش اوزان کفش در افراد سالم و دارای آسیب ACL باعث افزایش فشار وارده بر مفصل و آسیب‌دیدگی می‌شود. استفاده از کفش ورزشی سبک و دارای وزن استاندارد با احتیاط به‌عنوان در دسترس‌ترین ابزار مورداستفاده در ورزشکاران برای کاهش آسیب ACL پیشنهاد می‌شود. برای استناد دقیق‌تر این موضوع نیاز به تحقیقات بیشتر می‌باشد.

کلیدواژه‌ها: وزن کفش، آسیب ACL، نیروی عکس‌العمل زمین، فرود

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و دوم، شماره اول، ص ۵۷-۴۷ ، فروردین ۱۴۰۰

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی تلفن: ۰۹۱۵۳۰۵۸۳۳۹

Email: Barghamadi.uma.ac.ir

مقدمه

مفصل زانو مانند دیگر مفاصل بدن تحت تأثیر نقص‌ها، آسیب‌ها و بیماری‌ها قرار می‌گیرد (۱). عوامل زیادی وجود دارد که مفصل زانو را منحصربه‌فرد ساخته است (۱). مفصل زانو برخلاف مفصل شانه، آرنج و مچ دست، هم‌زمان وزن بدن را نیز تحمل می‌کند (۱). ازجمله اجزا زانو که شیوع صدمه آن در ورزشکاران رایج است، لیگامنت متقاطع قدامی زانو می‌باشد (۱). لیگامنت متقاطع قدامی، ۸۰ درصد از کل جراحی‌های انجام‌شده بر لیگامنت‌های زانو را به خود اختصاص می‌دهد و مهم‌ترین عامل آسیب‌های لیگامنت متقاطع قدامی که به عمل جراحی منجر می‌شود فعالیت‌های ورزشی معرفی شده است (۲). فرود آمدن که یک فعالیت رایج ورزشی است و اکثر پارگی‌های غیر تماسی به علت آن ایجاد می‌شود، بعد از جراحی لیگامنت صلیبی قدامی با الگوی غیرطبیعی انجام می‌شود. بنابراین بررسی ثبات زانو هنگام فرودآمدن کمک زیادی به فهم نقایص ثبات

[1] دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران (نویسنده مسئول)

[2] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[3] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

داینامیک حتی بعد از بازسازی لیگامنت صلیبی قدامی و توان‌بخشی موفق آن می‌کند (۳). فرود تک‌پا، در ورزش‌هایی نظیر بسکتبال والیبال، فوتبال و بدمینتون می‌تواند نیرویی به اندازه ۲-۱۲ برابر وزن بدن ایجاد کند که یکی از عوامل اصلی ایجاد آسیب‌های غیربرخوردی در لیگامنت صلیبی قدامی می‌باشد (۴). احتمال آسیب غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی در فرود تک‌پا نسبت به فرود دوپا بیشتر است (۵). میزان فلکشن زانو در هنگام فرود، تعیین‌کننده فرود نرم یا سخت است (۶). در پژوهشی دریافته‌اند که میانگین حداکثر زاویه فلکشن زانو در هنگام فرود تک‌پا کم‌تر از فرود دو پا است (۷-۱۰). همچنین در فرود تک‌پا نسبت به دوپا، اوج نیروی عکس‌العمل زمین بیشتر، و توان مفصل زانو به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای کم‌تر است که در نتیجه آن احتمال آسیب لیگامت صلیبی قدامی افزایش می‌یابد (۱۱). همچنین عوامل خطر برای آسیب غیربرخوردی لیگامنت صلیبی قدامی بر اساس مدل بیومکانیکی تغییر یافته شامل زاویه کم فلکشن زانو، نیروی خلفی عکس‌العمل زمین و گشتاور بزرگ والگوس زانو می‌باشد (۱۲). محققان حداکثر زاویه فلکشن زانو در افت را حدود ۵۶،۴۵ الی ۹۹ درجه گزارش کردند (۷-۱۰). ازجمله مواردی که موجب تشدید والگوس زانو حین فرود می‌شود عدم راستای طبیعی مفصل زانو و وجود ناهنجاری است (۱۳). آموزش در رابطه با تغییر در مکانیک حرکت به‌صورت فرود با انگشتان پا و خم کردن زانو بدون کاهش عملکرد در هنگام تماس با زمین در تکالیف همراه با فرود منجر به کاهش بار وارده بر لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود (۱۴). والگوس زانو یا به داخل آمدن زانو و به خارج قرار گرفتن پا به‌عنوان وضعیت غالب در هنگام آسیب غیربرخوردی لیگامنت صلیبی قدامی گزارش شده است (۱۵). چادوهاری و همکاران دریافتند که راستای خنثی در اندام تحتانی در هنگام فرود و افزایش انقباض عضلات آبداکتور و آداکتور قبل از فرود احتمال پارگی لیگامنت صلیبی قدامی را کاهش می‌دهد (۱۶). همچنین در مطالعه دیگری دریافتند که راستای پویای اندام تحتانی در هنگام فرود اگر به‌صورت والگوس باشد، در مقایسه با راستای پویای خنثی و واروس می‌تواند خطری برای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی باشد (۱۷). با افزایش ارتفاع فرود، اوج نیروی عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد و این افزایش نیرو به‌طور معناداری با زوایای پلانتار فلکشن مچ پا و فلکشان زانو در ارتباط است (۱۸). علی و همکاران کینماتیک و کینتیک فرود تک‌پا از ارتفاع‌های مختلف را مورد بررسی قرار دادند و گزارش کردند زاویه فلکشن زانو در صفحه ساجیتال، زاویه فلکشن تنه و نیروی عکس‌العمل زمین با افزایش ارتفاع فرود، به‌طور معناداری افزایش پیدا می‌کند (۱۸). همچنین تحقیقات زیادی در مورد اثر انواع کفش بر کینتیک، کینماتیک و فعالیت عضلات اندام تحتانی و ارتباط کفش با آسیب اندام تحتانی انجام شده است (۱۹-۲۲). همچنین در پژوهشی اختلاف معناداری بین نرخ بارگذاری و اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در انواع کفش و پای برهنه گزارش شده است (۲۳)، بنابراین وزن کفش یکی از عوامل وجود اختلاف معنی‌داری در نیروهای عکس‌العمل زمین و نرخ بارگذاری است که لیگامنت صلیبی قدامی تحد تأثیر این نیروها که از زمین به مفاصل اندام فوقانی به شکل زنجیر وار وارد می‌شود قرار می‌گیرد (۱۹-۲۳). همچنین با توجه به قانون سوم نیوتن (قانون عمل و عکس العمل) وزن کفش می‌تواند از عوامل افزایش مقدار نیروی وارده بر مفاصل بدن باشد (۲۴) و از انجایی که پژوهشی در مورد اثر وزن کفش بر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای آسیب ACL در هنگام فرود تک پا انجام نشده است و با توجه به شیوع آسیب‌های مفصل زانو در ورزش‌های دارای پرش و فرود و رایج بودن آسیب لیگامنت صلیبی قدامی و همچنین هزینه بالای درمان (۲۵) و اهمیت ویژه لیگامنت صلیبی قدامی ما را بر آن داشت که اثر وزن کفش را در افراد دارای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی را روی نیروهای عکس‌العمل زمین بررسی کنیم (۴، ۲۶، ۲۷). بنابراین، هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر وزن کفش بر نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا می‌باشد.

مواد و روش کار

تحقیق حاضر نیمه‌تجربی و تحقیقی کاربردی از نوع علی-مقایسه‌ای بود. جامعهٔ آماری تحقیق دانشجویان مرد دانشگاه محقق اردبیلی مشغول تحصیل در سال تحصیلی ۹۹-۹۸ بودند. با استفاده از نرم‌افزار G*POWER مشخص گردید حداقل نیاز به ۱۰ نفر نمونه آماری در هر گروه می‌باشد که در کل ۲۰ مرد دانشجو انتخاب شدند. نمونه‌های آماری پژوهش حاضر شامل ۱۰ مرد دارای آسیب ACL (سن: ۲۴/۱±۵/۶ سال، قد: ۱۶۶±۲/۳ سانتی‌متر، وزن: ۶۶/۶۶±۶/۲ کیلوگرم) و ۱۰ مرد سالم (سن: ۲۴/۲±۵/۷ سال، قد: ۱۶۶±۲/۲ سانتی‌متر، وزن: ۶۶/۶۵±۶/۳ کیلوگرم) بودند که به‌صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. کلیه آزمودنی‌ها به‌صورت نمونه در دسترس انتخاب شدند. هر یک از آزمودنی‌های تحقیق که بر اساس معیارهای ورود شامل: جنسیت مرد، تکمیل فرم رضایت فردی، عدم اختلاف در اندام‌های تحتانی و همچنین عدم سابقه ابتلا به آسیب‌های اسکلتی- عضلانی خصوصاً در ناحیه اندام تحتانی در گروه سالم به‌صورت تصادفی ساده انتخاب شدند. همچنین جنسیت ورزشکار مرد، آسیب ACL در یک پا، داشتن دامنه حرکتی کامل در مفصل زانو، گذشت شش ماه از جراحی، توانایی راه رفتن مستقل و عدم استفاده از هرگونه بریس یا زانوبند، از شرایط ورود به تحقیق بیماران آسیب ACL بود. طبق پرونده پزشکی آزمودنی‌ها تمامی افرادی که در گروه ACL قرار گرفته بودند

پارگی کامل ACL داشتند که به روش جراحی آرتروسکوپی عمل شده بودند. طی فراخوان صورت گرفته تنها ۱۰ نفر از دانشجویان دانشگاه شرایط ورود به تحقیق در گروه آسیب ACL را داشتند، که به‌صورت هدفمند انتخاب شدند. پروتکل تحقیق توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل (IR.ARUMS.REC.1397.191) تصویب شد. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی انجام شد (۲۸). در نهایت ۱۰ مرد سالم و ۱۰ مرد دارای آسیب ACL به محیط آزمایشگاه دعوت شدند. پای برتر آزمودنی‌ها توسط آزمون شوت نمودن توپ مشخص گردید (۲۹). تمام آزمودنی‌ها راست‌پا بودند. پس از توجیه آزمودنی‌ها و ذکر ملاحظات اخلاقی تحقیق و همچنین ذکر نکات و آموزش‌هایی که در روند انجام تحقیق و جمع‌آوری داده‌ها تداخلی ایجاد نمی‌کرد، از فرد خواسته شد که لباس ورزشی بپوشد و برای جلوگیری از آسیب، قبل از اجرای تست، گرم کردن اولیه را انجام دهد. سپس اطلاعات کینتیکی طی حرکت فرود تک پا از ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری ثبت گردید. با توجه به سایز متفاوت پای آزمودنی‌ها، چهارکفش ورزشی در اندازه‌های ۳۹ تا ۴۲ متعلق به شرکت تولیدی کفش هما کشور ایران مورد استفاده قرار گرفت. شرایط پوشیدن کفش برای تمام آزمودنی‌ها یکسان بود. آزمودنی‌های دو گروه از یک کفش طی چهار شرایط: ۱. وزن خود کفش ۲. وزن خود کفش و افزایش ۱۰۰ گرمی وزن کفش ۳. وزن خود کفش و افزایش ۲۰۰ گرمی وزن کفش ۴. وزن خود کفش و افزایش ۳۰۰ گرمی وزن کفش، استفاده کردند (تصویر ۱). سه کوشش فرود تک پا جهت آشنایی آزمودنی با حرکت اجرا شد و در ادامه از آزمودنی‌خواسته شده تا پنج فرود تک پای صحیح را اجرا نماید. طی حرکت فرود پای فرد بر روی صفحه‌نیرو قرار می‌گرفت. کوشش‌های فرود طی چهار شرایط استفاده از کفش انجام می‌گردید و از فرد خواسته می‌شد تا الگوی طبیعی فرود خود را داشته باشد. یک کوشش فرود زمانی صحیح شناخته می‌شد که که پرش به سمت جلو یا بالا طی فرود رخ نداده باشد. در نهایت از هر فرد پنج کوشش صحیح با اوزان مختلف کفش ثبت شد. برای تحلیل داده‌ها از کوشش‌ها میانگین‌گیری شد.

تصویر (۱): ساچمه‌های ثابت شده در پارچه نمد

از دستگاه صفحه‌نیرو (Bertec Corporation, Columbus, OH, USA)ساخت کشور آمریکا جهت ثبت مولفه‌های نیروی عکس-العمل زمین طی حرکت فرود تک پا استفاده شد. نرخ نمونه‌برداری در صفحه‌نیرو برابر ۱۰۰۰ هرتز بود. جهت فیلتر نمودن داده‌های نیروی عکس العمل زمین از فیلتر باتروورث با برش فرکانسی ۲۰ هرتز استفاده شد (۳۰).

مقادیر نیروی عکس‌العمل در امتداد محور عمودی (z)، قدامی-خلفی (y)، و داخلی- خارجی (x) مورد تحلیل قرار گرفت. منحنی نیروی عمودی طی حرکت فرود دارای یک اوج مثبت است (Fz_{MAX}). نیروی عکس‌العمل در راستای قدامی- خلفی نیز دارای اوج منفی (ترمز) (Fy_{MIN}) بود. از منحنی داخلی- خارجی نیز دو اوج منفی (Fx_{MIN}) و مثبت (Fx_{MAX}) ثبت گردید. این پارامترها و زمان رسیده به هر یک از آن‌ها جهت محاسبه شاخص عدم تقارن در ادامه استفاده شد.

نرخ بارگذاری عمودی به‌عنوان شیب اوج اولیه منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در نظر گرفته شد (۳۱). مقدار ضربه نیز با استفاده از روش انتگرال‌گیری از منحنی نیرو - زمان به روش ذوزنقه‌ای در سه بعد توسط معادله ۱ محاسبه شد (۳۲):

$$\text{Impulse} = \Delta t\left(\left(\frac{F1 + Fn}{2}\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi\right)$$

معادله ۱

در معادله ۱، Δt برابر مدت‌زمان فرود، F1 برابر فریم اولیه نیرو، Fn برابر با آخرین فریم نیرو و Fi نشان‌دهنده میزان نیرو در شماره فریم I است.

مقادیر گشتاور آزاد طبق معادله ۲ محاسبه گردید (۳۰):

$$\text{Free moment} = Mz + (Fx \times COPy) - (Fy \times COPx)$$

معادله ۲

در این رابطه Mz مقدار گشتاور صفحه‌نیرو حول محور عمودی و COP میزان جابجایی مرکز فشار را در هر راستا نشان می‌دهد. نیروهای عکس‌العمل زمین با درصدی از وزن بدن و مقادیر گشتاور آزاد با حاصل ضرب قد در وزن بدن نرمال گردیدند.

برای تحلیل آماری داده‌ها ابتدا از آزمون شاپیروویلک برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس دوسویه برای مقایسه دو گروه سالم و آسیب ACL در سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$ استفاده گردید. میزان

اندازه اثر در این پژوهش با استفاده از رابطه Cohen's d و به‌ترتیب زیر محاسبه شد (۳۳):

D=(Mean1-Mean2) / ((SD1+SD2)/2)

در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کم‌تر باشد نشان‌دهنده تغییرات کم، ۰/۵، تغییرات متوسط و بیشتر از ۰/۸، نشان‌دهنده تغییرات بزرگ می‌باشد. عملیات آماری در محیط نرم‌افزاری SPSS-20 انجام شد.

یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی داخلی-خارجی (Fx_{min}) با اندازه اثر بالا بین افراد سالم و افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا وجود دارد (p=۰/۰۰۸؛ d=۱/۴۲۰) (جدول ۲). مقایسه زوجی کاهش معنی‌داری را در اوج نیروی داخلی-خارجی در افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم نشان داد (جدول ۱). همچنین یافته‌های پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی قدامی-خلفی (Fy_{min}) با اندازه اثر بالا در اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا نشان داد (p=۰/۰۰۲؛ d=۱/۱۳۶) (جدول ۲). مقایسه زوجی افزایش معنی-داری در اوج نیروی قدامی-خلفی (Fy_{min}) طی افزایش ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ گرمی وزن کفش نشان داد (جدول ۱).

یافته‌های پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری در زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی ($TTPFx_{max}$) با اندازه اثر بالا در اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا نشان داد (p=۰/۰۰۵؛ d=۱/۰۳۴) (جدول ۲). مقایسه زوجی کاهش معنی‌داری در زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی ($TTPFx_{max}$) طی افزایش ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ گرمی وزن کفش نشان داد (جدول ۱). همچنین یافته‌های پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری در زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی ($TTPFz_{max}$) با اندازه اثر بالا در اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا نشان داد (p=۰/۰۱۱؛ d=۰/۹۵۰) (جدول ۲). مقایسه زوجی کاهش معنی‌داری در زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی ($TTPFz_{max}$) طی افزایش ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ گرمی وزن کفش نشان داد (جدول ۱).

یافته‌های پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری در ایمپالس قدامی-خلفی[1] با اندازه اثر بالا بین افراد سالم و افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا نشان داد (p=۰/۰۱۱؛ d=۱/۳۲۸) (جدول ۲). مقایسه زوجی کاهش معنی‌داری را در ایمپالس قدامی-خلفی افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم نشان داد (نمودار ۱). همچنین یافته‌های پژوهش حاضر اختلاف معنی‌داری در ایمپالس عمودی[2] با اندازه اثر بالا بین افراد سالم و افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا نشان داد (p=۰/۰۲۴؛ d=۱/۱۶۴) (جدول ۲). مقایسه زوجی کاهش معنی‌داری را در ایمپالس عمودی افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم نشان داد (نمودار ۱).

یافته‌های پژوهش حاضر تمایل به معنی‌داری را در گشتاور آزاد مثبت[3] با اندازه اثر متوسط بین افراد سالم و افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا نشان داد (p=۰/۰۵۷؛ d=۰/۴۹۲) (جدول ۲). مقایسه زوجی تمایل به کاهش معنی‌داری را در گشتاور آزاد مثبت افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم نشان داد (نمودار ۲).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد تمایل به معنی‌داری در نرخ بارگذاری عمودی[4] با اندازه اثر متوسط بین اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا وجود دارد (p=۰/۰۶۲؛ d=۰/۷۵۹) (جدول ۲). مقایسه زوجی تمایل به افزایش معنی‌داری را در نرخ بارگذاری عمودی طی افزایش ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰ گرمی وزن کفش نشان داد (نمودار ۳).

سایر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین، گشتاور آزاد منفی و ایمپالس داخلی-خارجی طی استفاده از اوزان مختلف کفش در دو گروه سالم و آسیب ACL هیچگونه اختلاف معنی‌داری را طی حرکت فرود تک پا نشان نداد (P>۰/۰۵).

جدول (۱): میانگین و انحراف استاندارد اوج و زمان رسیدن به اوج نیروی‌های عکس‌العمل زمین طی حرکت فرود تک پا

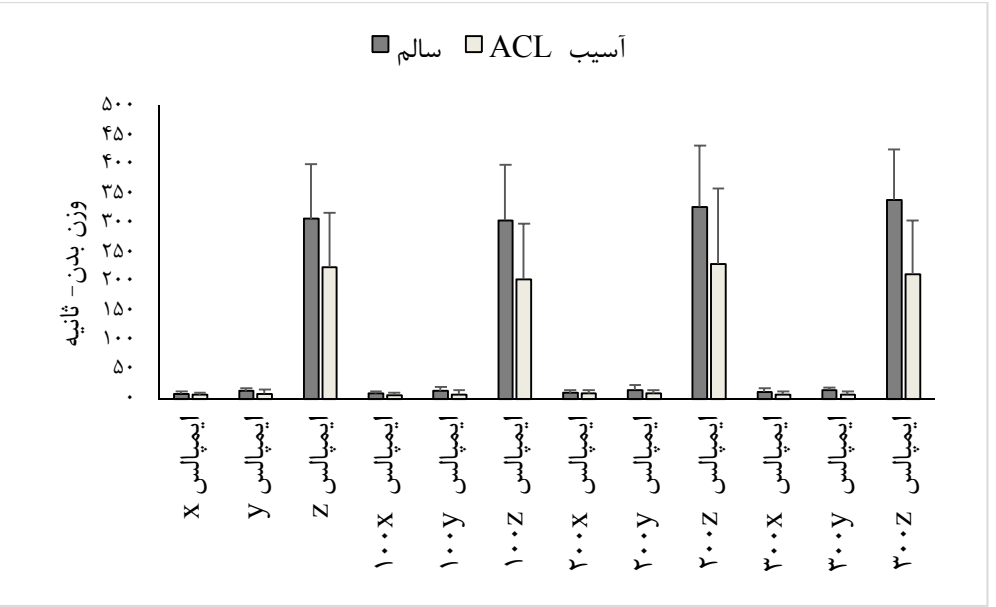
متغیر	افراد سالم				افراد دارای آسیب ACL			
	وزن خود کفش	افزایش ۱۰۰ گرمی وزن کفش	افزایش ۲۰۰ گرمی وزن کفش	افزایش ۳۰۰ گرمی وزن کفش	وزن خود کفش	افزایش ۱۰۰ گرمی وزن کفش	افزایش ۲۰۰ گرمی وزن کفش	افزایش ۳۰۰ گرمی وزن کفش
Fx_{min}	-۲۲/۴۳±۹/۹۳	-۲۸/۹۵±۹/۳۶	-۲۸/۹۶±۱۷/۷۳	-۳۱/۹۵±۱۵/۰۲	-۱۶/۶۲±۱۰/۳۷	-۱۶/۳۳±۱۰/۴۰	-۱۱/۳۲±۹/۳۵	-۱۶/۹۵±۹/۰۵
Fx_{max}	۲۱/۷۵±۱۳/۲۴	۱۹/۹۱±۵/۷۸	۱۷/۰۸±۱۰/۴۳	۱۴/۸۱±۶/۷۰	۱۵/۰۵±۹/۲۲	۱۷/۴۳±۹/۸۵	۱۶/۷۴±۸/۶۲	۱۷/۷۹±۱۲/۲۸

[1]. Impulse y
[2]. Impulse z
[3]. Free moment positive
[4]. Loading rate

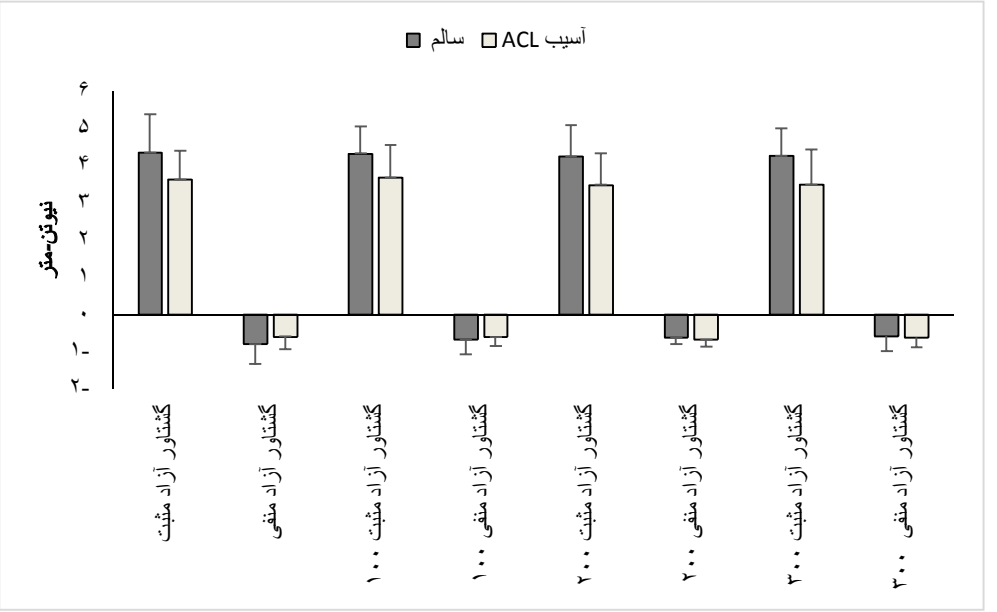
Fy_{min}	-۱۹/۵۵±۲/۸۲	-۲۲/۱۸±۴/۱۶	-۲۲/۱۸±۴/۲۰	-۲۳/۵۱±۴/۳۳	-۱۸/۵۳±۸/۷۸	-۱۹/۴۷±۸/۷۱	-۱۹/۱۲±۷/۷۰	-۱۹/۵۸±۸/۶۳
Fz_{max}	۴۹۰/۱۷±۹۸/۱۹	۵۳۵/۲۹±۸۴/۴۰	۵۱۶/۳۹±۸۶/۴۰	۵۰۶/۰۶±۷۶/۹۸	۴۳۴/۸۶±۱۳۱/۵۹	۴۴۰/۹۴±۱۲۰/۸۱	۴۳۰/۹۳±۱۲۱/۸۴	۴۵۱/۶۱±۱۳۴/۱۲
$TTPFx_{min}$	۵۵/۸۶±۹/۶۶	۴۵/۵۶±۱۳/۰۶	۴۴/۶۳±۱۳/۳۰	۴۷/۹۳±۱۲/۷۳	۱۰۹/۹۳±۱۷۰/۱۶	۶۸/۸۳±۶۵/۲۰	۷۹/۴۰±۹۰/۴۸	۸۰/۸۰±۷۶/۰۸
$TTPFx_{max}$	۳۴/۹۳±۸/۴۰	۲۹/۰۶±۹/۸۲	۲۵/۵۶±۱۳/۳۵	۲۵/۴۶±۱۳/۷۵	۳۹/۱۳±۲۰/۷۹	۳۴/۷۶±۱۸/۰۲	۳۳/۵۳±۲۱/۴۳	۳۰/۵۰±۱۹/۹۵
$TTPFy_{min}$	۲۸/۵۵±۱۶/۸۷	۲۴/۷۰±۱۳/۲۸	۲۹/۲۰±۱۷/۴۳	۲۱/۷۶±۱۰/۵۶	۴۳/۳۰±۳۵/۳۳	۴۱/۴۶±۲۹/۲۶	۳۷/۹۰±۳۳/۲۴	۳۹/۷۳±۳۳/۹۲
$TTPFz_{max}$	۴۵/۰۵±۱۰/۲۳	۴۰/۰۰±۱۲/۲۴	۳۹/۰۶±۱۳/۴۶	۴۱/۸۳±۱۳/۴۴	۴۹/۷۰±۱۶/۷۵	۴۸/۲۰±۱۴/۹۶	۴۷/۱۳±۱۶/۳۶	۴۴/۱۰±۱۵/۶۹

جدول (۲): سطح معنی‌داری اوج و زمان رسیدن به اوج نیروی‌های عکس‌العمل زمین، ایمپالس، گشتاور آزاد و نرخ بارگذاری عمودی طی حرکت فرود تک پا

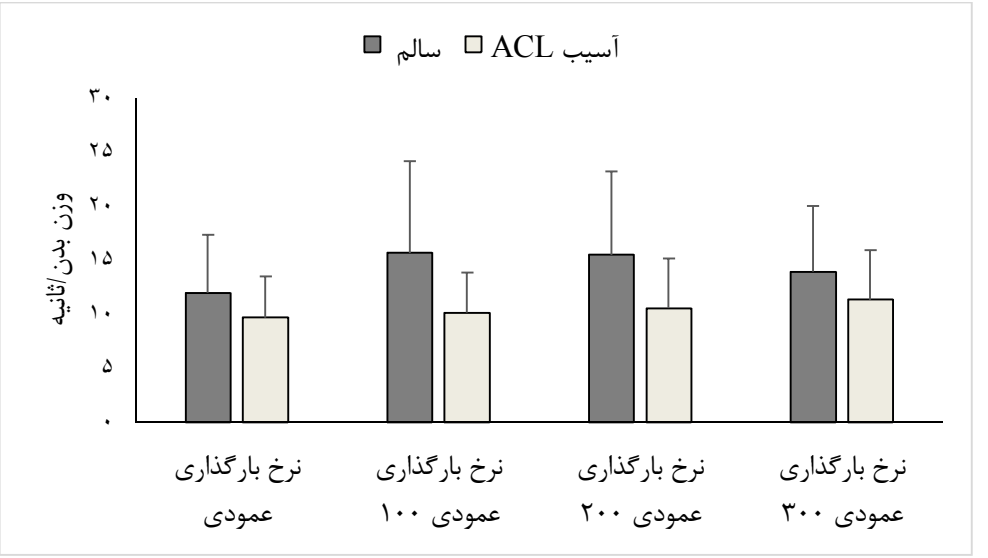
متغیر	سطح معنی‌داری (اندازه اثر)		
	اثرعامل وزن	اثر عامل گروه	اثر متقابل وزن و گروه
Fx_{min}	(۰/۵۹۴)۰/۲۰۱	(۱/۴۲۰)۰/۰۰۸	(۰/۶۵۹)۰/۱۳۰
Fx_{max}	(۰/۲۷۸)۰/۷۹۰	(۰/۲۷۱)۰/۵۷۰	(۰/۴۹۲)۰/۳۶۱
Fy_{min}	(۱/۱۳۶)۰/۰۰۲	(۰/۴۴۴)۰/۳۶۰	(۰/۶۵۵)۰/۱۳۷
Fz_{max}	(۰/۷۳۲)۰/۰۷۸	(۰/۷۲۱)۰/۱۴۳	(۰/۷۰۳)۰/۰۹۶
$TTPFx_{min}$	(۰/۶۴۸)۰/۱۴۳	(۰/۵۴۰)۰/۲۶۵	(۰/۳۶۹)۰/۶۰۵
$TTPFx_{max}$	(۱/۰۳۴)۰/۰۰۵	(۰/۳۶۴)۰/۴۴۸	(۰/۳۰۰)۰/۷۵۰
$TTPFy_{min}$	(۰/۴۷۳)۰/۳۹۸	(۰/۶۳۳)۰/۱۹۶	(۰/۴۵۹)۰/۴۲۵
$TTPFz_{max}$	(۰/۹۵۰)۰/۰۱۱	(۰/۴۴۴)۰/۳۵۸	(۰/۶۶۳)۰/۱۲۸
Impulse x	(۰/۷۵۶)۰/۰۶۳	(۰/۸۱۴)۰/۱۰۲	(۰/۳۵۸)۰/۶۳۲
Impulse y	(۰/۵۶۴)۰/۲۴۳	(۱/۳۲۸)۰/۰۱۱	(۰/۴۰۳)۰/۵۴۳
Impulse z	(۰/۴۸۷)۰/۳۷۱	(۱/۱۶۴)۰/۰۲۴	(۰/۳۹۲)۰/۵۶۱
Free moment (positive)	(۰/۴۳۴)۰/۴۷۰	(۰/۴۹۲)۰/۰۵۷	(۰/۱۶۸)۰/۹۳۹
Free moment (negative)	(۰/۲۷۸)۰/۷۸۵	(۰/۲۱۱)۰/۶۶۱	(۰/۴۱۹)۰/۵۰۹
Loading rate	(۰/۷۵۹)۰/۰۶۲	(۰/۷۴۶)۰/۱۳۱	(۰/۲۰۹)۰/۱۰۱



نمودار (۱): میانگین و انحراف استاندارد مقادیر ایمپالس در سه بعد اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا



نمودار (۲): میانگین و انحراف استاندارد گشتاور آزاد مثبت و منفی در اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا



نمودار (۳): میانگین و انحراف استاندارد نرخ بارگذاری عمودی در اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا

بحث و نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های این تحقیق اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی داخلی-خارجی، ایمپالس قدامی-خلفی و ایمپالس عمودی و تمایل به معنی‌داری در گشتاور آزاد مثبت بین گروه سالم و آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا مشاهده شد. همچنین یافته‌های پژوهش حاضر، اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی قدامی-خلفی، زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی و زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی و تمایل به معنی‌داری را در نرخ بارگذاری عمودی طی استفاده از اوزان مختلف کفش در حرکت فرود تک پا نشان داد.

تحقیقات نشان داده‌اند یکی از مهم‌ترین نیروهای وارد شده بر بدن هنگام فرود، نیروی عمودی عکس العمل زمین می‌باشد که از بزرگی این نیرو به‌عنوان یک شاخص خطر برای بروز آسیب در مفاصل مچ، زانو، ران و ستون فقرات یاد شده است (۳۴، ۳۵). به این معنا که هر چه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بیشتر باشد احتمال آسیب به مفاصل نیز بیشتر می‌شود (۳۶، ۳۷). نتایج این تحقیق نشان داد که در افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی عکس‌العمل زمین عمودی در اوزان مختلف کفش طی حرکت فرود تک پا وجود ندارد. همچنین

تحقیقات مختلف نشان داده‌اند هرچه زمان رسیدن به اوج نیرو کم‌تر باشد میزان اثر گذاری نیرو نیز بیشتر می‌شود (۳۸، ۳۹). در نتیجه زمان اعمال نیرو در بروز آسیب‌ها بسیار مهم است (۳۸). نتایج پژوهش حاضر کاهش معنی‌داری را در زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی و عمودی نشان داد. در نتیجه می‌توان بیان کرد که کاهش زمان رسیدن به اوج نیرو و عدم وجود اختلاف معنی‌داری در اوج نیروی عمودی بین دو گروه با افزایش اوزان کفش چه در افراد سالم و چه در افراد دارای آسیب ACL باعث افزایش فشار وارده بر مفصل و آسیب‌دیدگی می‌شود.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد، استفاده از اوزان مختلف کفش در افراد دارای آسیب ACL باعث کاهش معنی‌داری ایمپالس عمودی و قدامی-خلفی نسبت به افراد سالم شده است. در تحقیقات مختلف از ایمپالس به‌عنوان یک فاکتور آسیب‌زا یاد شده است (۴۰). نتایج این تحقیق در رابطه با کاهش ایمپالس عمودی با نتایج تحقیق هسو و همکارانش همسو بود (۴۰). در نتیجه می‌توان بیان کرد که، افزایش وزن کفش احتمال آسیب را در افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم کم‌تر می‌کند.

برای بررسی فاکتورهای خطرزا استفاده از فاکتور نرخ بارگذاری از درجه کلینیکی بالاتری برخوردار می‌باشد (۳۸، ۴۱). در رابطه با نرخ بارگذاری نتایج این پژوهش تمایل به افزایش معنی‌داری را طی افزایش وزن کفش در افراد سالم و افراد دارای آسیب ACL طی حرکت فرود تک پا نشان داد. ازآنجایی‌که بافت‌های بدن انسان خاصیت ویسکوالاستیک دارند، پاسخ بارگذاری آن‌ها وابسته به زمان است. بنابراین در نرخ‌های بارگذاری عمودی بالاتر احتمال بروز آسیب بسیار بیشتر می‌باشد (۳۸، ۴۱). نرخ بارگذاری عمودی شامل نسبت اوج نیروی عکس العمل زمین عمودی و زمان رسیدن به اوج این نیرو می‌باشد. اگر میزان نیروی عکس العمل زمین عمودی زیاد باشد و زمان رسیدن به آن نیز طولانی‌تر باشد نرخ بارگذاری عمودی افزایش پیدا می‌کند و اما اگر زمان رسیدن به اوج نیروی عکس العمل زمین عمودی کاهش یابد باعث افزایش نرخ بارگذاری عمودی می‌شود. در نتیجه می‌توان بیان کرد که، دلیل اصلی کاهش نرخ بارگذاری عمودی در دو گروه ناشی از افزایش وزن کفش بوده است.

بر اساس نتایج پژوهش حاضر، تمایل به کاهش معنی‌داری در گشتاور آزاد مثبت در افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم در اوزان مختلف وزن کفش طی حرکت فرود تک پا مشاهده شد. گشتاور آزاد یک گشتاور حول محور عمودی است که به علت نیروهای برشی بین پا و زمین رخ می‌دهد (۴۲). همچنین شواهد نشان داده‌اند که بالا بودن گشتاور آزاد سبب ایجاد آسیب‌های مربوط به اندام تحتانی می‌شود (۴۳). در نتیجه می‌توان بیان کرد که، تمایل به کاهش معنی‌داری گشتاور آزاد مثبت در گروه افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم طی افزایش وزن کفش باعث کاهش نیروهای برشی وارده بر بدن شده است که نشان از اثر مثبت افزایش وزن کفش است.

کفش‌ها هنگام فعالیت‌های حرکتی بر متغیرهای بیومکانیکی مرتبط با آسیب تأثیر می‌گذارند، ارتباط معنی‌داری میان سرعت بارگذاری و نیروی عمودی غیرفعال حین دویدن با پای برهنه در مقایسه با دویدن با کفش گزارش شده است (۴۴). در پژوهش اعتمادی نژاد و همکاران (۴۵) کفش ناپایدار ممکن است اندام تحتانی را با میزان نیروی بیشتری هنگام راه رفتن مواجه کند و احتمال ایجاد آسیب را در زمان راه رفتن افزایش دهد. به‌طورکلی نتایج ناکارآمدی کفش ناپایدار تولید داخل، نشان‌دهندهٔ کاهش آسیب و افزایش راحتی در اندام‌های تحتانی افراد است. در پژوهش اسلامی و همکاران (۴۶) نشان می‌دهد که استفاده کفش‌های ناپایدار در مقایسه با کفش‌های رایج ممکن است دوندگان تفریحی مرد جوان را با پتانسیل بیشتری ازخطر شکستگی استرسی درشت‌نی روبرو نماید. بدین جهت استفاده از آن در فعالیت‌های دویدن تفریحی به‌عنوان کفش ایمن توصیه نمی‌شود. مالسیو و همکاران (۴۷) در پژوهشی نشان دادند که ریسک آسیب در افرادی که از کفش کنترل حرکتی استفاده کردند، در مقایسه با افرادی که از کفش معمولی استفاده کردند کم‌تر بوده است. کناپیک و همکاران (۴۸) در پژوهشی با هدف بررسی رابطهٔ کفش و کاهش آسیب‌های دوندگان، بیان کردند که کفش نقش بسیار مهمی در حفظ ثبات، کاهش میزان ضربات و حفظ پوسچر پا دارد و یکی از علل ایجاد آسیب‌های ناشی از استفادهٔ بیش از حد را کفش نامناسب بیان کردند. هاگن و همکاران (۴۹) نیز در پژوهش دیگری نقش کفش مناسب را در پیشگیری از آسیب و بهبود عملکرد دوندگان بسیار زیاد گزارش کردند. ویژگی‌هاي عملکردي و طراحی مناسب کفش، سیستم درک حسي بدن را قادر به تمایز ضربه‌ها با فرکانس و دامنه متفاوت می‌کند، درک حسي از تمایز ضربه‌ها، به‌دلیل طراحي مناسب کفش، بار وارده به بدن را کاهش می‌دهد و بهبود عملکرد و راحتي در اجرا را براي ورزشکاران فراهم می‌کند. بنابراین اندازه‌گیري راحتي (افزایش درک حسی ناشي از طراحي مناسب کفش) مي‌تواند در انتخاب کفش مناسب براي دوندگان کمک کند (۵۰). کاهش مقادیر نیروی عکس العمل به‌منظور کاهش خطرات ایجاد و توسعه آسیب استرس فراکچر یکی از اهداف سازندگان کفش‌های ورزشی بوده است (۵۱).

با این وجود برای مشخص شدن دقیق‌تر این موضوع نیاز به تحقیقات بیشتری بر روی وزن کفش است.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به موارد زیر اشاره کرد. در این پژوهش تنها اثر آنی وزن کفش مورد مطالعه قرار گرفت حال آن که استفاده طولانی مدت از کفش ممکن

است اثرات متفاوتی را نشان دهد. علاوه بر این، در این پژوهش تنها مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین مورد بررسی قرار گرفت و نیاز به پژوهش‌های بیشتر در ارتباط با اثرات وزن کفش بر روی نیروهای عکس‌العمل مفصلی، فعالیت الکتریکی عضلات و کینماتیک مفاصل اندام تحتانی می‌باشد. همچنین آزمودنی‌های این پژوهش را فقط مردان جوان تشکیل می‌دادند در نتیجه تعمیم این نتایج برای کل جامعه با مشکل مواجه است.

نتیجه‌گیری

به‌طورکلی می‌توان گفت که افزایش اوزان کفش چه در افراد سالم و چه در افراد دارای آسیب ACL باعث افزایش فشار وارده بر مفصل و آسیب‌دیدگی می‌شود. در حالی که افزایش وزن کفش باعث کاهش ایمپالس عمودی و در نتیجه احتمال آسیب را در افراد دارای آسیب ACL نسبت به افراد سالم کم‌تر می‌کند. همچنین دلیل اصلی کاهش نرخ بارگذاری عمودی در دو گروه می‌تواند ناشی از افزایش وزن کفش باشد. با توجه به اینکه پژوهشی مبنی بر اثر وزن کفش ورزشی بر نیروهای عکس‌العمل اندام تحتانی انجام نگرفته و بیشتر تحقیقات بر روی سایر ویژگی‌های کفش می‌باشد، و با توجه به آسیب‌پذیر بودن مفاصل در افراد دارای پارگی رباط صلیبی قدامی به خصوص در عضلات اطراف زانو، و در معرض آسیب بودن افراد سالم و دور ماندن از میادین ورزشی و هزینه‌های آسیب‌های متنوع ورزشی، استفاده از کفش ورزشی سبک و دارای وزن استاندارد با احتیاط به‌عنوان در دسترس‌ترین ابزار مورد استفاده در ورزشکاران برای کاهش آسیب ACL پیشنهاد می‌شود. برای استناد دقیق‌تر این موضوع نیاز به تحقیقات بیشتر می‌باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل طرح پژوهشی در دانشگاه محقق اردبیلی می‌باشد. بدینوسیله از تمامی افراد شرکت‌کننده در پژوهش و مسئولان محترم که در اجرای پژوهش ما را کمک نمودند، صمیمانه تشکر می‌نماییم.

References:

1. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. Br J Sports Med 2009;43(6):417-22.
2. van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. Br J Sports Med 2007;41(8):469-80.
3. Shelburne K, M Pandy. Determinants of cruciate-ligament loading during rehabilitation exercise. Clin Biomech 1998; 13(6): 403-13.
4. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. Am J Sports Med 2009; 37(2): 252-9.
5. Pappas E, Hagins M, Sheikhzadeh A, Nordin M, Rose D. Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. Clin J Sport Med 2007; 17(4): 263-8.
6. Mothersole G. Ground reaction force profiles of specific jump-landing tasks in females: development of a systematic and progressive jump-landing model. (Doctoral dissertation). Auckland University of Technology;2013.
7. Dufek JS, Bates BT.Bates, Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Med 1991; 12(5): 326-37.
8. Yi CH, Park SY, Lee SH. Gender differences in knee angle on landing from a drop-jump: kinematic data in young adults. J Phys Ther Sci 2004; 16(1): 1-5.
9. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, 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: a prospective study. Am J Sports Med 2005; 33(4): 492-501.
10. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. Am J Sports Med1999; 27(6): 699-706.
11. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy

dissipation at lower extremity joints. J Biomech 2009; 42(12): 1967-73.

12. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, Demaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January. Am J Sports Med 2006; 34(9): 1512-32.
13. Brouwer GM, van Tol AW, Bergink AP, Belo JN, Bernsen RM, Reijman M,et al. Association between valgus and varus alignment and the development and progression of radiographic osteoarthritis of the knee. Arthritis Rheum 2007; 56(4): 1204-11.
14. Zhang LQ, Shiavi RG, Limbird TJ, Minorik JM. Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion—compensatory mechanism. Gait Posture 2003; 17(1): 34-42.
15. Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. Am J Sports Med 2010; 38(11): 2218-25.
16. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. J Biomech 2006; 39(2): 330-8.
17. Chaudhari, A.M., et al. The effects of dynamic limb alignment on knee moments during single limb landing: implications for the analysis of the non-contact injury to the anterior cruciate ligament. InASME Summer Bioengineering Conference 2003 Jun 25 (pp. 395-6).
18. Ali N, Robertson DG, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. Knee 2014; 21(1): 38-46.
19. Rose A, Birch I, Kuisma R. Effect of motion control running shoes compared with neutral shoes on tibial rotation during running. Physiotherapy, 2011; 97(3): 250-255.
20. Cheung RT, Ng GY. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. Phys Ther Sport 2007; 8(2): 75-81.
21. Butler RJ, Hamill J, Davis I. Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run. Gait posture 2007; 26(2): 219-25.
22. Malisoux L, Chambon N, Delattre N, Gueguen N, Urhausen A, Theisen D. Injury risk in runners using standard or motion control shoes: a randomised controlled trial with participant and assessor blinding. Br J Sports Med 2016; 50(8):481-7.
23. Yan AF, Sinclair PJ, Hiller C, Wegener C, Smith RM. Impact attenuation during weight bearing activities in barefoot vs. shod conditions: a systematic review. Gait posture, 2013; 38(2): 175-86.
24. Winter DA.Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons;2009.
25. Silvers HJ, Mandelbaum BR. Prevention of anterior cruciate ligament injury in the female athlete. Br J Sports Med 2007; 41(suppl 1): i52-9.
26. Zahradnik D, Jandacka D, Uchytil J, Farana R, Hamill J. Lower extremity mechanics during landing after a volleyball block as a risk factor for anterior cruciate ligament injury. Phys Ther Sport 2015; 16(1): 53-8.
27. Colby S, Francisco A, Finch M, Beutler A, Garrett W.Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: implications for anterior cruciate ligament injury. Am J Sports Med 2000; 28(2): 234-40.
28. Association, W.M., " Ethical principles for medical research involving human subjects," Declaration of Helsinki. http://www. wma. net/e/policy/b3. htm, 2004.
29. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children Gait Posture 2017; 53: 236-40.
30. 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; 49(9): 1705-10.

31. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Fuglevand, Ground reaction forces in running: a reexamination. J Biomech 1987; 20(2): 147-55.
32. Robertson DG, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 2nd Ed. Hum Kinet; 2013.
33. Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. LEA; 1988.
34. Leuty, P.M., Understanding the effects of progressive fatigue on impact landing force and knee joint mechanics, during the landing phase of continuous maximal vertical jumps.(Dissertation). University of Windsor; 2016.
35. Kijowski R, Sanogo ML, Lee KS, Muñoz del Río A, McGuine TA, Baer GS,, et al. Short-term clinical importance of osseous injuries diagnosed at MR imaging in patients with anterior cruciate ligament tear. Radiology 2012; 264(2): 531-41.
36. Frobell RB, Le Graverand MP, Buck R, Roos EM, Roos HP, Tamez-Pena J, et al. The acutely ACL injured knee assessed by MRI: changes in joint fluid, bone marrow lesions, and cartilage during the first year. Osteoarthr Cartil 2009; 17(2): 161-7.
37. Quatman CE, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Maturation leads to gender differences in landing force and vertical jump performance: a longitudinal study. Am J Sports Med 2006; 34(5): 806-13.
38. Schaffler MB, Radin EL, Burr DB. Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. Bone 1989; 10(3): 207-14.
39. Kulin RM, Jiang F, Vecchio KS. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. J Mech Behav Biomed Mater 2011; 4(1): 57-75.
40. Hsu WH, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG.Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. J Biomech 2014; 47(11): 2618-25.
41. Riemann BL, Schmitz RJ, Gale M, McCaw ST. Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. J Orthop Sports Phys Ther 2002; 32(12): 628-35.
43. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann GP. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Sci 2016; 8(1): 1-1.
44. Chen YC, Lou SZ, Huang CY, Su FC.Effects of foot orthoses on gait patterns of flat feet patients. Clin Biomech 2010; 25(3): 265-70.
45. Ahmadi Ganjeh S, Yazdani Charati J, Hoseininejad SE. The Effect of Unstable Shoe on Kinetic Parameters Associated with Lower Limbs During Walking Among Healthy Male Students, Iran J Ergon 2019; 6(4): 37-45.
46. Eslami M, Gandomkar A, Hosseini NS, 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 runner. J Sports Med 2014; 9(6): 1029-37.
47. Malisoux L, Chambon N, Delattre N, Gueguen N, Urhausen A, Theisen D.Injury risk in runners using standard or motion control shoes: a randomised controlled trial with participant and assessor blinding. Br J Sports Med 2016; 50(8): 481-7.
48. Knapik JJ, Trone DW, Swedler DI, Villasenor A, Bullock SH, Schmied E, et al. Injury reduction effectiveness of assigning running shoes based on plantar shape in Marine Corps basic training. Am J Sports Med 2010; 38(9): 1759-67.
49. Hagen M, Hömme AK, Umlauf T, Hennig EM. Effects of different shoe-lacing patterns on dorsal pressure distribution during running and perceived comfort . Res Sports Med 2010; 18(3): 176-87.
50. Hamill J, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running. Hum Mov Sci 1995; 14(1): 45-60.
51. Chuckpaiwong B, Cook C, Pietrobon R, Nunley JA. Second metatarsal stress fracture in sport: comparative risk factors between proximal and non-proximal locations. Br J Sports Med 2007; 41(8): 510-4.

Original Article

THE EFFECT OF SHOE WEIGHT ON GROUND REACTION FORCES IN INDIVIDUALS WITH AN ACL INJURY DURING DROP LANDING

Mohsen Barghamadi[1], Masoumeh Naderpour[2], Amir Fatollahi[3]*

Received: 21 September, 2020; Accepted: 19 January, 2021

Abstract

Background & Aims: Anterior cruciate ligament accounts for 80% of all knee ligament surgeries. The purpose of this study was to investigate the effect of shoe weight on ground reaction forces in individuals with an ACL injury during drop landing.

Materials & Methods: The present study was semi-experimental and laboratory. Statistical samples included 10 men with an ACL injury and 10 healthy men who volunteered to participate in this study. Reaction force data during a single drop landing were collected from a step with a height of 30 cm by Bertec force plate device. Both groups used shoes under four conditions: 1. Shoe weight, 2. Shoe weight and increase of 100 grams, 3. Shoe weight and increase of 200 grams and 4. Shoe weight and increase of 300 grams. Five correct attempts were recorded with different shoe weights. A two-way analysis of variance test was used for statistical comparison.

Results: Based on the findings of this study, there was a significant difference in the peak of internal-external force ($p = 0.008$; $d = 1.420$), anterior-posterior impulse ($p = 0.011$; $d = 1.328$), Vertical impulse ($p = 0.024$; $d = 1.164$), and positive free moment ($p = 0.057$; $d = 0.492$) between the healthy group and ACL injury during single drop landing. Also, there was a significant difference in the peak of anterior-posterior force ($p = 0.002$; $d = 1.136$), time to the peak of internal-external power ($p = 0.005$; $d = 1.034$), the time to peak vertical force ($p = 0.011$; $d = 0.950$), and vertical loading rate ($p = 0.062$; $d = 0.759$) in single drop landing.

***Conclusion*:** Overall, increasing the weight of shoes in healthy people and the ACL group increases the pressure on the joint and the injury. The use of lightweight shoes is recommended as a minimum of prevention to reduce ACL injury.

Keywords: Shoe weight, ACL injury, ground reaction force, land

Address: University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Tel: +989153058339

Email: barghamadi@uma.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2021: 32(1): 57 ISSN: 2717-008X

[1] *Ph.D of sport biomechanics, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran (Corresponding Author)*
[2] *M.Sc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*
[3] *MSc in Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran*