مطالعات طب ورزشی شماره ۲۲، پاییز و زمستان ۱۳۹۶، صص ۱۲۸-۱۰۱

ارتباط بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در تکلیف فرود تک‌پا

فرج فتاحی[۱]، علی شریف‌نژاد[۲]، محمدتقی کریمی[۳]

۱. دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشگاه اصفهان
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی*
۳. دانشیار ارتوپد فنی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۲/۰۳ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۶/۲۶

چکیده

هدف این مطالعه، بررسی ارتباط بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در تکلیف فرود تک‌پا بود. ۳۰ ورزشکار به‌صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی طی فرود تک‌پا، توسط دستگاه تحلیل حرکت و صفحه‌نیرو جمع آوری شدند. نتایج آماری نشان داد که ارتباط معناداری بین حداکثر گشتاور فلکشن، اداکشن و روتشین هیپ و مفصل مچ پا با حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین وجود ندارد؛ اما ارتباط معناداری بین حداکثر گشتاور مفصل زانو و مفصل تحت‌قاپی با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین وجود دارد. یافته‌ها نشان داد که بین نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و گشتاور زانو و مفصل تحت‌قاپی ارتباط وجود دارد؛ بنابراین، هرچه میزان نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بیشتر باشد، میزان باری که به این دو مفصل وارد می‌شود بیشتر است و می‌تواند این دو مفصل را درمعرض آسیب بیشتر قرار دهد.

واژگان‌کلیدی: **گشتاور، اندام تحتانی، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، دینامیک معکوس، فرود تک‌پا**

* نویسندهٔ مسئول Email: a_sharifnezhad@dr.com

مقدمه

در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی، عمل فرود یک حرکت ورزشی رایج همراه با آسیب است (۱،۲). در بیشتر مواقع، فرود با دو پا انجام می‌شود؛ اما فرود تک‌پا شیوع بیشتر آسیب را در افراد به‌همراه دارد (۳) و به‌همین‌دلیل، نیاز به دقت و توجه بیشتری برای انجام صحیح آن است. تکنیک فرود و نیروهای حداکثر فرود[1] طی آزمون پرش فرود، مقیاس بالقوهٔ خطر آسیب اندام‌های تحتانی درنظر گرفته می‌شوند (۴،۵). فرود، حرکتی دینامیکی است که اغلب برای شناسایی ویژگی‌های بیومکانیکی استفاده می‌شود که به افزایش خطر آسیب در ورزشکاران نسبت داده می‌شود (۶). نیروی عکس‌العمل عمودی خیلی زیاد زمین که در بازهٔ زمانی کوتاهی حین عمل فرود ایجاد می‌شود، با افزایش خطر آسیب همراه است (۷). این نیروها که به اندام تحتانی وارد می‌شوند، ممکن است باعث آسیب بیشتر شوند (۸). در بدن انسان، سیستم اسکلتی- عضلانی طوری طراحی شده است که بتواند این‌گونه ضربات مکانیکی را در بدن کاهش دهد. افزون‌براین، یافته‌های پژوهشی نشان داده‌اند که افزایش نیروهای برخوردی حین فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۹). یکی از عوامل مهم درگیر در بروز آسیب، میزان نیروهای واردشده به مفاصل اندام تحتانی است (۴،۱۰). افزایش اثر میزان بار بر این امر دلالت دارد که جذب شوک به‌صورت ضعیفی رخ می‌دهد و نشان‌دهندهٔ میزان بالای فشار بر اندام تحتانی در مدت زمان کوتاه است (۱۱).

هنگام انجام فعالیت‌هایی که بدن باید وزن خود را تحمل کند، اندام تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش نیروی‌های عکس‌العمل عمودی زمین است (۱۱). افزایش میزان نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بر اندام تحتانی نشان‌دهندهٔ توانایی اندک این اندام برای جذب شوک و شاخصی برای اعمال فشارهای زیاد بر اندام تحتانی در زمان کوتاه است. عواملی که در بزرگی میزان نیروی عکس‌العمل عمودی زمین تأثیر می‌گذارند، شامل سرعت حرکت، ارتفاع فرود، نوع کفش، وزن بدن، موقعیت و سطح فرود و نیز راهبرد فرود هستند (۱۲). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین[2] پارامترهایی هستند که نحوهٔ فرود فرد را ازلحاظ میزان شدت توصیف می‌کنند (۱۰). شوکی که درنتیجهٔ فرود پس از پرش به‌وجود می‌آید، توسط ساختارها و مکانیسم‌های موجود در بدن جذب می‌شود که در این رابطه می‌توان نقش تعدیل‌کنندهٔ

1. Peak Landing Forces
2. Vertical Ground Reaction Forces (VGRF)

استخوان، مایع سینویال غضروف، بافت‌های نرم کینماتیک مفصل و فعالیت عضلات را نام برد (۱۳). همچنین، شوک مکانیکی حین فرود از ارتفاع ممکن است به‌وسیلهٔ سیستم اسکلتی- عضلانی جذب شود و هنگامی‌که بارهای خارجی بدن زیاد باشند که بدن نتواند آن‌ها را جذب کند، احتمال بروز آسیب افزایش می‌یابد (۱۴). انجام اعمال تکراری نیروهای با شدت بالا بر بدن می‌تواند منجر به صدمه شود و نقص اجرای مهارت عملکردی را به‌همراه داشته باشد (۱۱)؛ بنابراین، توانایی کنترل و جذب مناسب این نیروها حین فعالیت‌های عملکردی، در پیشگیری از بروز آسیب اهمیت ویژه‌ای دارد (۱۵)؛ ازاین‌رو، شناخت عواملی که در توانایی بدن در جذب این نیروها مؤثرند، ممکن است در پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی و بهبود عملکرد بیومکانیکی فرد مؤثر واقع شوند (۱۱).

یکی از نقش‌های عضلات، جذب نیروهای عکس‌العمل است (۱۶)؛ بنابراین، می‌توان فرض کرد که عضلات قوی به‌طور مؤثری در جذب شوک‌ها نقش دارند و ازاین‌رو، نسبت به عضلات ضعیف بهتر می‌توانند میزان باری را که به بدن تحمیل می‌شود، کاهش دهند (۱۶). هرچه میزان قدرت عضلات بیشتر باشد، می‌توانند گشتاور درونی بیشتری بر مفصل وارد کنند و از این طریق نیروهای واردشده بر بدن را جذب کنند. حین انجام اعمالی مانند فرود، باید بین نیروی وارد بر مفصل و قدرت عضلانی تعادل باشد تا مفصل بتواند ثبات خود را حفظ کند. هرچه نیروی خارجی واردشده بر بدن بیشتر باشد، تلاش عضلانی بیشتری باید انجام گیرد تا از چرخش مفصل به‌دلیل گشتاور خارجی جلوگیری کند؛ بنابراین، از این منظر، تجزیه‌وتحلیل گشتاور مفصل در مطالعهٔ حرکات بدن بسیار پراهمیت است و برای درک نحوهٔ ایجاد آسیب ضروری هستند.

اطلاعات راجع به بیومکانیک اندام تحتانی حین فرود، به درک ویژگی‌های آسیب اندام تحتانی و پیشگیری از آسیب کمک می‌کند. افزایش نیروی عکس‌العمل زمین حین فرود باعث آسیب اندام تحتانی می‌شود. اکثر مطالعات، خطر آسیب اندام تحتانی ناشی از نیروی عکس‌العمل بالا را حین فرود مشخص کردند؛ اما به بررسی نحوه‌ای که نیروی عکس‌العمل می‌تواند باعث آسیب در مفاصل اندام تحتانی شود، نپرداختند (۱۷). ورزشکاران حرکت پرش فرود را به‌صورت مکرر در ورزش انجام می‌دهند. هنگام فرود ممکن است ثبات ضعیفی در مفاصل دیده شود؛ ازاین‌رو، بررسی متغیرهای بیومکانیکی مانند گشتاور مفاصل اندام تحتانی حین اجرای این حرکات پویا می‌تواند اطلاعات مفیدی را ارائه دهد. برای درک کنترل اندام تحتانی طی فرود به اطلاعاتی دربارهٔ گشتاور مفاصل نیاز است که به‌وسیلهٔ عضلات اطراف مفصل ایجاد می‌شود. گشتاور خالص مفصل به برآیند گشتاور اعمال‌شدهٔ عضله بین گروه‌های عضلانی مخالف و موافق پاسخ می‌دهد (۱۷). گشتاور مفصل به‌عنوان

«نیرویی که نیاز است مفصل را به‌حرکت درآورد» تفسیر شود. اگر نیروی زیادی برای حرکت مفصل نیاز باشد، می‌تواند عامل خطر آسیب باشد و عضلات باید نیروی بیشتری ایجاد کنند تا باعث حرکت مفصل شوند. اگر گشتاور مفصل زیاد باشد، باعث افزایش آسیب می‌گردد (۱۸). مییر [1] و همکاران (۱۹) بیان کردند که افزایش گشتاور مفصل زانو همراه با افزایش پارگی لیگامنت صلیبی قدامی است. آسیب‌های مفاصل اندام تحتانی از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشی هستند که باعث دور نگه‌داشتن ورزشکاران برای مدت طولانی از صحنهٔ رقابت می‌گردند. کنترل دینامیکی مفاصل به قابلیت عضلات احاطه‌کنندهٔ اطراف مفصل برای جذب نیرو اسنتریک و همچنین، به توانایی‌شان در حفظ پایداری ساختار مفصلی در وضعیت آناتومیک بستگی دارد. حالت‌های ناپایداری همچون فرود، از انواع حرکات ورزشی رایج در فعالیت ورزشی است؛ بنابراین، در فعالیت‌های پویا که پایداری مفاصل را به‌چالش می‌کشند، هرگونه ضعف عضلانی در اطراف مفاصل اندام تحتانی می‌تواند منجر به تولید نیروهای گشتاوری نامناسب حول مفاصل اندام تحتانی گردد و ساختار مفصلی را درمعرض‌آسیب قرار دهد؛ ازاین‌رو، هرچه مقدار گشتاور واردشده بر این مفاصل زیاد باشد، احتمال آسیب بیشتر می‌شود (۱۶).

حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی طی فرود، با نحوهٔ فرود شخص تغییر می‌کند. فرود با گشتاور اندام تحتانی بالا به‌عنوان فرود سفت تعریف می‌شود. فرود سفت بر کینتیک اندام تحتانی تأثیر می‌گذارد. مطالعات نشان داده‌اند که در فرود سفت، میزان نیروی عکس‌العمل بیشتر است و عضلات اندام تحتانی باید بیشتر تلاش کنند (۱۷). گمان می‌رود که هرچه میزان نیروی عکس‌العمل بیشتر باشد، میزان گشتاوری که به مفاصل اندام تحتانی وارد می‌شود نیز بیشتر است (۱۷)؛ بنابراین، درک این موضوع که آیا رابطه‌ای بین گشتاور مفصل و حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین حین عمل فرود تک‌پا وجود دارد، درجهت پیشگیری از آسیب مهم است. براساس اطلاعات پژوهشگر، مطالعه‌ای یافت نشد که ارتباط بین گشتاور مفصل و نیروی عکس‌العمل زمین را بررسی کرده باشد؛ بنابراین، در این مطالعه حرکت فرود از پرش بررسی شد. هدف از انجام مطالعهٔ حاضر، تعیین ارتباط بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین حین عمل فرود از پرش است.

1. Myer

روش پژوهش

پژوهش حاضر ازنوع پژوهش‌های همبستگی و روش نمونه‌گیری ازنوع انتخابی و دردسترس بود. در این مطالعه، ۳۰ ورزشکار مرد بسکتبالیست حرفه‌ای (سن: ۰/۹ ± ۱۶/۶ سال، وزن: ۶/۳ ± ۶۹/۵ کیلوگرم، قد: ۳/۴۴ ± ۱۸۵/۲۵ سانتی‌متر) شرکت کردند. آزمودنی‌های با سابقهٔ اختلالات عصبی، عضلانی و اسکلتی، سابقهٔ جراحی یا آسیب در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، بدراستایی‌های اندام تحتانی قابل‌رؤیت، معیارهای خروج از مطالعه بودند. قبل از شرکت، آزمون‌ها به هریک از آزمودنی‌ها توضیح داده شد و همهٔ آن‌ها فرم رضایت‌نامه را امضا کردند.

از یک صفحه‌نیروی سه‌محوره[1] (مدل کیستلر[2]، ۵ ×۶۰ ×۵۰ سانتی‌متر، ساخت کشور سوئیس) که در کف آزمایشگاه جاسازی شده بود، برای ثبت و اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین واردشده بر اندام تحتانی و تشخیص اولین تماس پا استفاده شد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه‌نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد (۱۹). نشانگرها روی نشانه‌های آناتومیک[3] براساس ست مارکر هلن هیز قرار داده شدند (۲۰). مارکرها روی مهرهٔ هفتم گردنی، آکرومیون چپ و راست، جناغ، خار قدامی فوقانی ایلیاک چپ و راست، خار خلفی فوقانی ایلیاک چپ و راست، ساکروم، تاج خاصرهٔ چپ و راست، کندیل خارجی و داخلی مفصل زانوی چپ و راست، قوزک داخلی و خارجی پای چپ و راست و سر متاتارس اول و پنجم و پاشنهٔ هر دو پا متصل شدند. همچنین، چهار کلاستر که هرکدام شامل چهار مارکر متصل به صفحات لوزی‌شکل بودند، به سطح قدامی ساق و ران توسط استرپ ولکرو متصل شدند. برای افزایش دید دوربین‌ها، کلاسترها به فاصلهٔ مساوی بین سطح قدامی و جانبی ساق پای افراد قرار داده شدند. استفاده از این روش مارکرگذاری، در بررسی‌های کینتیکی و کینماتیکی بسیاری استفاده شده است (۲۱). اطلاعات ترژکتوری مارکرها به‌صورت سه‌بعدی و با استفاده از سیستم آنالیز حرکت کیو.تی.ام[4] (سیسم آنالیز عکس حرکتی،

1. Triaxial Force Plate
2. Kistler
3. Anatomic Landmarks
4. Qualisys Track Manager

سوئد، بیلد ۷۷۱[1]) با شش دوربین مادون قرمز ثبت شد و تجزیه‌وتحلیل شد. اطلاعات در فرکانس ۲۰۰ هرتز نمونه‌برداری شدند و به‌صورت دیجیتالی ثبت شدند.

پس از مارکرگذاری و آشنایی کامل با مراحل آزمون و کسب آمادگی کافی، از آزمودنی‌ها آزمون فرود تک‌پا گرفته شد. پیش از ثبت داده‌های فرود تک‌پا، از آزمودنی‌ها به‌مدت یک دقیقه آزمون ایستا روی صفحه‌نیرو گرفته شد تا آزمودنی با سیستم مختصات آزمایشگاه هم‌راستا شود (شکل شمارهٔ یک).

شکل ۱- حالت ایستاده روی صفحه‌نیرو

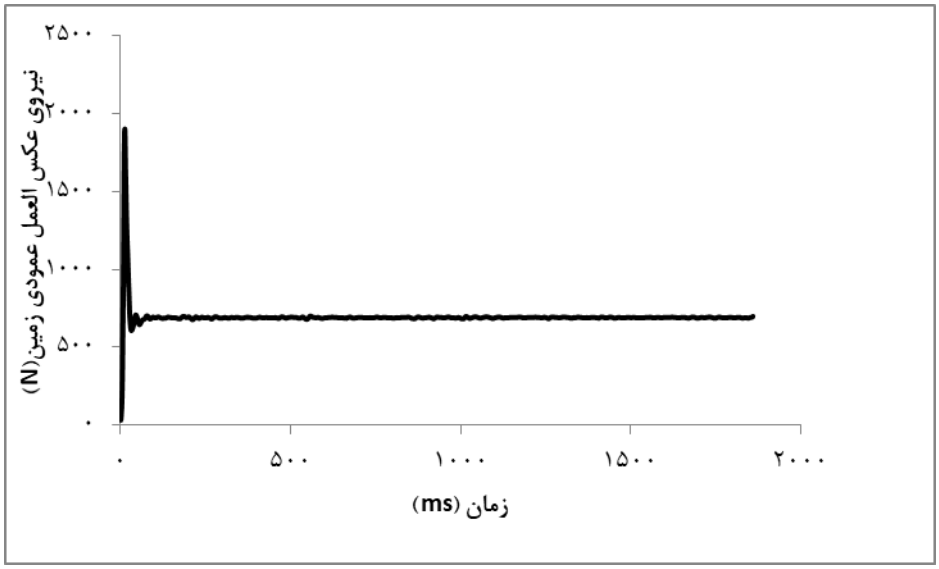
1. Qualysis Motion Capture Systems, Sweden 2.7 (build 771)

هریک از مختصات محلی مفصل آزمودنی‌ها با وضعیت ایستادۀشان هم‌راستا شد تا متغیر درون آزمودنی درراستای آناتومیک، طی حالت ایستا کنترل شود. مختصات اولیۀ مارکر توسط نرم‌افزار کیو.تی.ام. ثبت گردید.

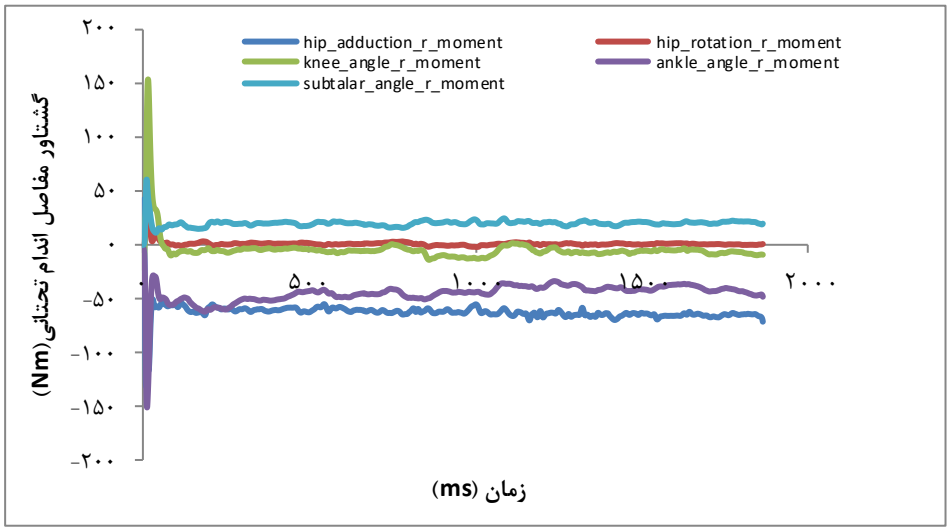
بعد از گرم‌کردن استاندارد، آزمودنی‌ها سه آزمون فرود از جعبۀ چوبی با ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری را انجام دادند (شکل شمارۀ دو). جعبه روی زمین قرار داده شد و ۱۰ سانتی‌متر در جلوی صفحه‌نیرو قرار داشت. برای هر فرود، به آزمودنی‌ها شمارش معکوس شفاهی داده می‌شد و به آن‌ها آموزش داده شد که عمل فرود تک‌پا را با پای برتر روی صفحه‌نیرو انجام دهند. پای برتر، پایی تعریف می‌شود که برای شوت فوتبال برای حداکثر مسافت استفاده می‌شود. آزمودنی در وضعیتی متعادل نزدیک به لبۀ جعبه به طریقی می‌ایستاد که پای برتر در حالت معلق باشد و پاشنۀ پا در تماس با لبۀ جعبه باشد. این وضعیت با کنترل مرکز ثقل، حرکات افقی بدن را محدود می‌کند. بین هر پرش، به‌مدت یک دقیقه استراحت داده می‌شد تا خستگی عصبی- عضلانی کنترل شود. برای هر آزمودنی، سه کوشش موفقیت‌آمیز ثبت شد. قبل از انجام آزمون، آزمودنی سه بار فرود را تمرین می‌کرد (۳).

شکل ۲- حرکت فرود تک‌پا

اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه‌نیرو و اطلاعات حرکت توسط دوربین‌ها به‌صورت هم‌زمان توسط نرم‌افزار کیو.تی.ام ثبت شدند (شکل‌های شمارهٔ سه و شمارهٔ چهار).

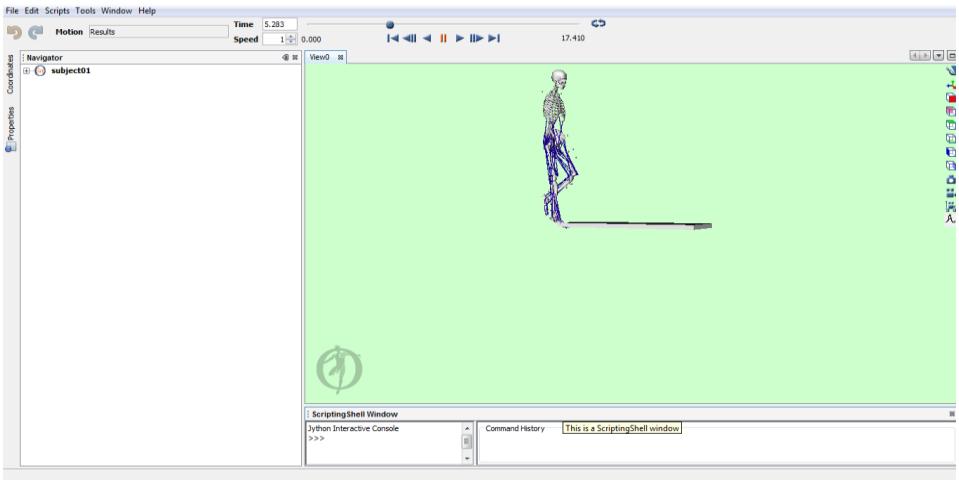


شکل ۳- نیروی عکس‌العمل عمودی زمین



شکل ۴- گشتاور مفاصل اندام تحتانی

آزمون‌های گرفته‌شده از افراد، در سیستم آنالیز حرکت (کیو.تی.ام) به فایل سه‌بعدی و سپس ازطریق نرم‌افزار موکا (تجزیه‌وتحلیل سه‌بعدی حرکت کینتیک و کینماتیک، نسخهٔ ۰/۶/۲)[1] به فایل جدیدی به فرمت تی.آر.سی[2] تبدیل گردیدند. درنهایت، فایل تی.آر.سی. در نرم‌افزار اُپن‌سیم[3] (مدل ۳/۰/۲، دانشگاه استنفورد کالیفرنیا) مدل‌سازی شد (شکل شماره پنج) و پارامترهای زمانی- مکانی و متغیرهای کینماتیکی مشخص شدند. اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی ازطریق فیلتر پایین گذر باتر ورث[4] در فرکانس برش شش هرتز فیلتر شدند (۲۲). با استفاده از نرم‌افزار موکا، حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین محاسبه شد. برای محاسبهٔ حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی از روش دینامیک معکوس در نرم‌افزار اُپن‌سیم استفاده شد.



شکل ۵ - محیط نرم افزار اوپن سیم

1. Mokka (3D Motion Kinematic and Kinetic Analyzer, Version 0.6.2)
2. Trc
3. Opensim
4. Butter Worth, Low Pass Filter

تمام داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس[1]. نسخهٔ ۲۲ بررسی شدند. برای بررسی طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو- ویلک[2] و برای بررسی ارتباط بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، از آزمون همبستگی پیرسون[3] استفاده شد. همچنین، آزمون فرضیات در سطح معناداری ۹۵ درصد انجام شد.

نتایج

جدول شمارهٔ یک، ضریب همبستگی و سطح معناداری را بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی و حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین نشان می‌دهد. ارتباط معناداری بین حداکثر گشتاور مفصل زانو و مفصل تحت‌قاپی با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین مشاهده شد؛ اما ارتباط معناداری بین حداکثر گشتاور فلکشن، اداکشن و چرخش ران و مفصل مچ پا با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین مشاهده نگردید.

جدول ۱- ضریب همبستگی و سطح معناداری بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی و حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین

گشتاور مفاصل	ضریب همبستگی	سطح معناداری
فلکشن هیپ خم‌شدن ران	۰/۱۵	۰/۳۷
نزدیک‌شدن ران	۰/۱۶	۰/۳۲
چرخش ران	۰/۰۷	۰/۶۷
مفصل زانو	۰/۷۵	۰/۰۰*
مفصل مچ پا	-۰/۲۰	۰/۲۲
مفصل تحت‌قاپی	۰/۵۱	۰/۰۱*

* در سطح $P \leq ۰/۰۵$ معنادار است.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این مطالعه، بررسی ارتباط بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، در تکلیف فرود تک‌پا بود. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که بین حداکثر گشتاور مفصل زانو و مفصل تحت‌قاپی با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین ارتباط

1. SPSS
2. Shapiro-Wilk
3. Pierson

معناداری وجود دارد؛ درحالی‌که ارتباط معناداری بین حداکثر گشتاور فلکشن، اداکشن و چرخش ران و مفصل مچ پا با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین یافت نشد.

در این مطالعه، ساخت مدل دینامیکی مناسب برای بررسی برخی از پارامترهای کینتیکی مفاصل اندام تحتانی حین فرود تک‌پا بررسی شد. افزایش نیروهای برخوردی حین اجرای حرکاتی مانند فرود و تکرار این نیروها، زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (۹). ازجمله مهم‌ترین عوامل درگیر در بروز آسیب هنگام فرود، میزان نیروهای واردشده به مفاصل اندام تحتانی است. حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین متغیرهای بیومکانیکی هستند که دراثر برخورد پنجه و سپس، پاشنه با زمین حین فرود، ظاهر می‌شوند. نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین پارامترهایی هستند که نحوهٔ فرود فرد را ازلحاظ میزان شدت توصیف می‌کنند (۱۰،۲۳). بزرگی حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به فعال‌سازی و انقباض برون‌گرای عضلات بستگی دارد (۲۴). همچنین، برای کاهش میزان نیروهای عکس‌العمل زمین، بدن باید فرود را پیش‌بینی کند و برای آن خود را آماده سازد که این امر ازطریق انقباض عضلانی محقق می‌شود (۱۰،۲۵).

توانایی عضلات در تولید گشتاور عضلانی بیشتر حین فرود، باعث جذب بیشتر نیرو حین فرود و درنتیجه، کاهش نیروی عکس‌العمل زمین واردشده به مفاصل می‌شود. نیروی عکس‌العمل زمین باعث ایجاد گشتاور خارجی در مفاصل می‌شود؛ درحالی‌که نیروی عضلانی باعث گشتاور درونی می‌شود. گشتاوری خارجی که به مفصل وارد می‌شود، باید توسط عضلات کنترل شود. اگر عضلات نتوانند این گشتاور خارجی را کنترل کنند، این مسئله باعث ایجاد آسیب به مفصل می‌شود. فرض این مطالعه این بود که افزایش نیروی عکس‌العمل زمین باعث افزایش گشتاور خارجی در مفاصل اندام تحتانی می‌شود. به‌نظر می‌رسد که با افزایش نیروی عکس‌العمل زمین، میزان گشتاور خارجی بیشتری به مفاصل وارد می‌شود. هرچه گشتاور یک مفصل بزرگ‌تر باشد، بدین‌معنا است که گشتاور خارجی مفصل بیشتر است؛ بنابراین، باید عضلات آن مفصل تلاش بیشتری کنند تا گشتاور خارجی واردشده بر آن مفصل را کنترل کنند. اگر میزان نیروی تولیدی توسط عضلات اطراف مفصل کمتر از گشتاور خارجی باشد، تعادل مفصل ازبین می‌رود و مفصل درجهت گشتاور خارجی می‌چرخد و مفصل درمعرض‌آسیب قرار گرفته و عضلات مخالف درمعرض‌کشیدگی قرار می‌گیرند. در این مطالعه، برای بررسی گشتاور مفاصل از نرم‌افزار اُپن‌سیم استفاده شده است. اُپن‌سیم، نرم‌افزار تجزیه‌وتحلیل بیومکانیکی است که می‌تواند بارهای خارجی مفصل را در بارهای تماسی مفصل و عضله پیش‌بینی کند (۲۶). بارهای تماسی مفصل با دقت بیشتری بار واردشده بر بافت‌های نرم و درپی آن، خطر

برای آسیب را نشان می‌دهند (۲۷). در گام اول بررسی بارهای تماسی مفصل، پژوهشگر فرض کرده است که نرم‌افزار اُپن سیم قادر به پیش‌بینی گشتاورهای خارجی مفاصل است. نشان داده شده است که مدل‌سازی نرم‌افزار اُپن‌سیم روش مناسبی برای محاسبهٔ گشتاور مفاصل است (۲۸). در این مطالعه، گشتاوری خارجی محاسبه شد که ناشی از نیروهای واردشده به بدن است. در این مطالعه، از روش دینامیک معکوس استفاده شد و با بهره‌گیری از مدل دینامیکی اسکلتی عضلانی، گشتاور مفاصل محاسبه گردید. دینامیک معکوس شاخه‌ای از علم مکانیک است که حوزهٔ کینماتیک را به کینتیک مرتبط می‌کند. ازآنجایی‌که حرکت، ناشی از نیروهای خطی و گشتاورهای نیرو است، شناسایی این نیروها نیازمند استفاده از روش‌های غیرتهاجمی دینامیک معکوس در بدن است (۲۹). در این مطالعه، از گشتاور که یک پارامتر کینتیکی مؤثر بر عملکرد است، استفاده شده است که به کمک آن و بدون بررسی تک‌تک عضلات، گروه عضلات مؤثر بر حرکت بررسی شد. لزوم استفاده از گشتاور این است که با داشتن گشتاور مفاصل در حرکت پرش فرود، می‌توان توصیه‌هایی را مبنی بر تقویت گروه عضلات برای رسیدن به آن تکنیک خاص ارائه داد. همچنین، در حیطهٔ مدل‌سازی باید گفت درصورتی‌که مدل به اندازهٔ کافی، ساده و دقیق ساخته شود، می‌تواند وسیلهٔ قدرتمندی برای افزایش درک ما از مکانیسم و چگونگی وقوع پدیده‌ها باشد و به‌عنوان ابزار قدرتمندی در تحلیل بیومکانیکی به‌کار رود (۲۹،۳۰). با استفاده از دینامیک معکوس، نیروی خالص همهٔ نیروها و گشتاورهای وارد بر مفاصل مختلف محاسبه می‌شود. اندازه‌گیری مستقیم نیروهای عضلانی در فعالیت‌های حرکتی مانند پرش- فرود تقریباً غیرممکن است. افزون‌براین، تخمین نیروهای عضلانی یک ضرورت است تا بتوان نیروهایی را که موجب حرکت می‌شوند، به‌صورت کمی نمایش داد. در این مطالعه، با استفاده از روش دینامیک معکوس و ازطریق اندازه‌گیری شتاب خطی، زاویه‌ای، جرم و گشتاور لختی، گشتاور و نیروهای وارد بر مفاصل اندام تحتانی هنگام حرکت پرش- فرود کمی‌سازی شدند.

پیش از این، پژوهشگرانی ازجمله نانومی[1] و همکاران (۲۷) و دورج[2] و همکاران (۳۳) به کمک مدل دینامیکی، گشتاور موجود در مفاصل را محاسبه کرده بودند. این پژوهشگران گشتاور مفصل را حین شوت فوتبال بررسی کردند. آن‌ها در این پژوهش، مطالعات کمی گشتاور مفاصل اندام تحتانی را با استفاده از مدل دینامیک معکوس حین فرود پس از پرش بررسی کردند. در اکثر حرکات، تولید نیروی عضلانی سبب گشتاورهای درونی مثبت حول مفاصل اندام تحتانی می‌شود (۳۱). این گشتاور

1. Nunome
2. Dörge

عضلانی احتمالاً به‌عنوان یک مکانیسم پیشگیری‌کننده از آسیب عمل می‌کند؛ اما نیروی‌های خارجی واردشده به مفاصل باعث گشتاور خارجی در بدن می‌شوند. مقدار گشتاور مفصل زانو از گشتاور سایر مفاصل بزرگ‌تر بود که البته منطقی به‌نظر می‌رسد؛ زیرا، هنگام عمل فرود، عضلات بازکنندهٔ زانو تلاش زیادی می‌کنند که باعث بازشدن و استحکام مفصل زانو شوند. افزون‌براین، مفصل زانو بزرگ‌ترین مفصل بدن است؛ بنابراین، نیرو و گشتاور بزرگ‌تری برای حرکت آن به‌خصوص در حرکت پویایی مانند پرش فرود نیاز است. گشتاور مفصل مچ پا نیز کمترین میزان را داشت که احتمالاً بدین‌دلیل است که مفصل مچ پا استحکام استخوانی زیادی دارد و نیاز به تلاش عضلانی زیادی ندارد. همچنین، در مقایسه با مفصل زانو، تعداد عضلات کمتری آن را حمایت می‌کنند و این طبیعی است که گشتاور درونی کمتری روی این مفصل ایجاد می‌شود. مفاصل برای مقابله با گشتاورهای واردشده، از دو راهبرد استفاده می‌کنند: راهبرد اول، فعال‌کردن انتخابی عضلاتی است که بتوانند با بازوی اهرمی مناسب، گشتاور واردشده را کنترل کنند و راهبرد دوم، ایجاد هم‌انقباضی در همهٔ عضلات اطراف مفصل برای افزایش فشار مفصلی و با هدف بهبود ثبات است. برای کاهش گشتاور به یک سمت، عضلات سمت مقابل باید منقبض شوند. علاوه‌بر اهمیت میزان فعالیت عضلات یک سمت با سمت دیگر، میزان هم‌انقباضی عضلات اطراف مفصل نیز مهم است. اگر نسبت هم‌انقباضی عضلات نامتعادل شود، موجب جابه‌جایی و حرکت مفصل به یک سمت می‌شود که مفصل را مستعد آسیب می‌کند. بارگذاری‌های شدید بر زانو، به‌خصوص افزایش گشتاورهای زانو، بروز آسیب لیگامنت صلیبی قدامی[1] (ACL) را در ورزشکارانی با ویژگی و حساسیت بالا پیش‌بینی می‌کنند (۳۲). غربالگری‌های پیش از فصل در ورزشکاران و پیگیری آسیب‌های ACL به‌صورت آینده‌نگر نشان داد ورزشکارانی که دچار آسیب ACL شدند، حین فرود هشت درجه والگوس بیشتری نسبت به افراد سالم داشته‌اند (۳۲). جابه‌جایی صفحهٔ فرونتال تنه (۳۳) و همچنین، حس عمقی کاهش‌یافتهٔ ثبات مرکزی (۳۴)، هر دو پیش‌بینی‌کنندهٔ آسیب اولیهٔ ACL در ورزشکار هستند (۳۲). نقص در کنترل عصبی- عضلانی تنه طی فرود و پرش، ممکن است منجر به حرکت جانبی غیرکنترلی تنه شود. این نقص ممکن است حرکت و گشتاور ابداکشن زانو را ازطریق مکانیسم‌های

1. Anterior Cruciate Ligament

مکانیکی (حرکت جانبی نیروی عکس‌العمل زمین/ حرکت جانبی مرکز فشار) و عصبی- عضلانی (افزایش گشتاور اداکتور ران) افزایش دهد (۳۲).

گشتاور مفصل علامت مهمی از بار روی مفصل است و پیش‌بینی‌کنندهٔ اصلی توزیع بار ازطریق ساختارهای اطراف مفصل حین انجام اعمال حرکتی است (۳۵). بزرگی گشتاور متغیر مهمی برای ارزیابی عملکرد مفصل است (۳۵)؛ بنابراین، افزایش گشتاور مفصل زانو می‌تواند باعث افزایش شدت (۳۶)، درد (۳۷) و میزان پیشرفت‌های آسیب‌های زانو ازجمله استئوارتریت (۳۸) شود. با افزایش گشتاور مفصل، میزان بار واردشده افزایش می‌یابد و می‌تواند باعث ازبین‌رفتن غضروف مفصل شود. مطالعات نشان داده‌اند که متغیرهای گشتاور مفاصل همراه با درد مزمن در مفصل (۳۹) و تخریب استخوانی (۴۰) هستند. ارتباط بین آسیب ACL و کنترل عصبی- عضلانی به‌خوبی مشخص شده است (۴۱). هوت[1] و همکاران (۴۶) بیان کردند افرادی که مستعد آسیب ACL هستند، گشتاور خارجی ابداکشن زانوی بیشتری دارند که این گشتاور خارجی به گشتاور ابداکشن ران مرتبط است. با توجه به این مطالب، خطر آسیب به نیروهایی در زانو مرتبط است که ازطریق کاهش کنترل عصبی- عضلانی تحت‌تأثیر قرار می‌گیرند. مطالعات نشان دادند که هرچه میزان گشتاور مفاصل بیشتر باشد، می‌تواند باعث آسیب بیشتر شود. میلی[2] و همکاران (۴۷) گزارش کردند که افزایش گشتاور باعث افزایش آسیب‌های مفصل می‌شود. نتایج مطالعه حاضرنشان داد که هرچه نیروی عکس‌العمل زمین زیاد باشد، گشتاور در مفاصل زانو و مفصل تحت‌قاپی بیشتر می‌شود؛ بنابراین، با افزایش نیروهای عکس‌العمل ممکن است میزان آسیب‌های واردشده به این دو مفصل بیشتر شود.

نتایج مطالعهٔ حاضر نشان داد که بین حداکثر گشتاور مفصل زانو و مفصل تحت‌قاپی با حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، ارتباط وجود دارد. این یافته‌ها نشان می‌دهد که با افزایش نیروی عکس‌العمل زمین، میزان گشتاور مفصل و به‌تبع آن، میزان بار بر مفصل زانو و تحت‌قاپی پا افزایش می‌یابد. به احتمال زیاد، با افزایش میزان بار واردشده به مفصل، میزان آسیب‌های واردشده به مفصل افزایش می‌یابد؛ بنابراین، برای کاهش میزان بار بر مفصل زانو و مفصل تحت‌قاپی، باید میزان نیروی عکس‌العمل زمین کاهش یابد. پژوهش‌های گذشته در رابطه با ایفای نقش عضلات بر میزان بار تناقض داشتند. برخی از مطالعات نشان دادند که عضلات می‌توانند بر میزان بار تأثیر گذار باشند و برخی نتایج عکس داشتند. همچنین، براساس این مطالعات، با داشتن گشتاور هر مفصل می‌توان

1. Hewett
2. Maly

توصیه‌هایی مبنی بر تقویت هر کدام از عضلات عمل‌کننده بر مفصل داشت که به این طریق می‌توان میزان نیروهای عکس‌العمل مفصل را تغییر داد.

قدردانی

از پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی برای حمایت از این پژوهش تشکر و قدردانی می‌شود. همچنین، از ورزشکارانی که در این مطالعه شرکت کردند، تشکر و سپاسگزاری می‌گردد.

منابع

1. Yeow CH1, 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. 30(3): 624-35.
2. Yeow, C., P. Lee, and J. Goh. Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. J Biomech, 2009. 42(12): 1967-73.
3. Ali, N., D.G.E. Robertson, and G. Rouhi. 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.
4. McNair, P.J., H. Prapavessis, and K. Callender. Decreasing landing forces: effect of instruction. J Biomech, 2000. 34(4): 293-6.
5. Yeow, C., P. Lee, and J. Goh, Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. Knee, 2010. 17(2): 127-31.
6. Ford, K.R., et al. Preferential quadriceps activation in female athletes with incremental increases in landing intensity.J Appl Biomech, 2011. 27(3): 215-24
7. Olsen OE1, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. Am J Sports Med, 2004. 32(4): 1002-12.
8. Bates NA1, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump. Clin Biomech, 2013. 28(7): 796-9.
9. HW Wu, KH Liang, YH Lin. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. in Bioengineering Conference, 2009 IEEE 35th Annual Northeast. 2009. IEEE.
10. Devita, P. and W.A. Skelly. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Med Sci Sports Exerc, 1992. 24(1): 108-15.

11. Hargrave, M.D.Melissa D. Hargrave, Christopher R. Carcia. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. J Athl Train, 2003. 38(1): 18-27.
12. De Wit, B., D. De Clercq, and M. Lenoir. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. J Appl Biomech, 1995. 11: 395-406.
13. Coventry, E., et al. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. Clin Biomech, 2006. 21(10): 1090-7.
14. Dufek, J.S. and B.T. Bates. The evaluation and prediction of impact forces during landings. Med Sci Sports Exerc, 1990. 22(3): 370-7.
15. Neely, F.G., Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. Sports medicine, 1998. 26(6): 395-413.
16. Mikesky, A.E., A. Meyer, and K.L. Thompson. Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women.Sports Med, 2000. 18(2): 171-5.
17. Sinsurin, K., et al. Different sagittal angles and moments of lower extremity joints during single-leg jump landing among various directions in basketball and volleyball athletes. J Phys Ther Sci, 2013. 25(9): 1109-13.
18. Lathrop-Lambach RL, Asay JL, Jamison ST, Pan X, Schmitt LC5, Blazek K, Siston RA. Evidence for joint moment asymmetry in healthy populations during gait.:Gait Posture, 2014. 40(4): 526-31.
19. Gribble, P.A., J. Mitterholzer, and A.N. Myers. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. J Sci Med Sport, 2012. 15(2): 159-63.
20. Yu, B. Effect of external marker sets on between-day reproducibility of knee kinematics and kinetics in stair climbing and level walking. Res Sports Med, 2003. 11(4): 209-18.
21. Afonso, M.P. Modelling the gait of healthy and post-stroke individuals22nd Congress of the European Society of Biomechanics . 2016, Universidade do Porto.Lyon, France
22. Oliver, G.D., P.M. Dwelly, and Y.-H. Kwon. Kinematic motion of the windmill softball pitch in prepubescent and pubescent girls. J Strength Cond Res, 2010. 24(9): 2400-7.
23. Zhang, S.N., B.T. Bates, and J.S. Dufek. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. Med Sci Sports Exerc, 2000. 32(4): 812-25.
24. Mcnitt-Gray, J.L. Kinematics and Impulse Characteristics of Drop Landing From Three Heights. Int. J. Biomech, 1991. 7(2): 201-24.
25. McKinley, P. and A. Pedotti. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. Exp Brain Res, 1992. 90(2): 427-40.
26. Delp SL1, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement.IEEE Trans Biomed Eng, 2007. 54(11): 1940-50.
27. Ruby P, Hull ML, Kirby KA, Jenkins DW. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. J Biomech, 1992. 25(10): 1195-207.
28. Paige Kendell, S.F. Development of an OpenSim Model of Human Gait to Quantify Knee Joint Contact Forces During Walking in Patients with Knee Osteoarthritis.thesis of University of Pittsburgh, 2014. 12: 401-33.

29. Winter, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. 2009: John Wiley & Sons.
30. Richards, J. Biomechanics in clinic and research. 2008 London: Churchill Livingstone.
31. Dörge HC1, Anderson TB, Sørensen H, Simonsen EB. Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. J. Sci. Med, 2002. 20(4): 293-9.
32. Hewett TE1, Myer GD, Ford KR, Heidt RS Jr, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes. Am J Sports Med, 2005. 33(4): 492-501.
33. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. Am J Sports Med, 2007. 35(7): 1123.
34. Zazulak BT1, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury. Am J Sports Med, 2007. 35(3): 368-79.
35. Schipplein, O. and T. Andriacchi. Interaction between active and passive knee stabilizers during level walking. J Orthop Res. 1991. 9(1): 113-9.
36. Creaby MW1, Wang Y, Bennell KL, Hinman RS, Metcalf BR, Bowles KA, Cicuttini FM. Dynamic knee loading is related to cartilage defects and tibial plateau bone area in medial knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage, 2010. 18(11): 1380-5.
37. Kito N1, Shinkoda K, Yamasaki T, Kanemura N, Anan M, Okanishi N, Ozawa J, Moriyama H. Contribution of knee adduction moment impulse to pain and disability in Japanese women with medial knee osteoarthritis. Clin Biomech , 2010. 25(9): 914-9.
38. Miyazaki T1, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis, 2002. 61(7): 617-22.
39. Amin S1, Luepongsak N, McGibbon CA, LaValley MP, Krebs DE, Felson DT. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. Arthritis Care Res, 2004. 51(3): 371-6.
40. Prodromos, C.C., T.P. Andriacchi, and J.O. Galante. A relationship between gait and clinical changes following high tibial osteotomy. J Bone Joint Surg Am, 1985. 67(8): 1188-94.
41. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Med Sci Sports Exerc, 2004. 36(6): 926-34.

استناد به مقاله

فتاحی فرج، شریف‌نژاد علی، کریمی محمدتقی. ارتباط بین حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی با حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در تکلیف فرود تک‌پا. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۶؛ ۸(۲۲)، ۱۱۸-۱۰۱.
شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2017.3761.1214

Fatahi F, Sharifnezhad A, Karimi M.T. The Relationship between Maximum Lower Extremities Joint Moment with Maximum Vertical Ground Reaction Force during Single Leg Drop Landing. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2018; 8 (22): 101-118. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2017.3761.1214

The Relationship between Maximum Lower Extremities Joint Moment with Maximum Vertical Ground Reaction Force during Single Leg Drop Landing

F. Fatahi[1], A. Sharifnezhad[2], M.T. Karimi[3]

1. PhD Student of Sports Injury and Corrective Exercises, University of Isfahan
2. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Sport Science Research Institute of Iran *
3. Associate Professor of Sport Biomechanortopedic, Shiraz University of Medical Sciences

Received Date: 2017/04/23 **Accepted Date: 2016/09/17**

Abstract

The objective of this study was to evaluate the relationship between maximum lower extremities joint moment with maximum ground reaction force during single leg drop landing. Thirty athletes volunteered to participate in this study. Kinetics and kinematics variables during single leg drop landing were collected by motion analysis and force plate. The results indicated that there was no significant correlation between peak moment of flexion, adduction and rotation of hip and ankle joint with maximum vertical ground reaction force. However, significant correlation was identified between peak moment of knee and subtalar joint with maximum ground reaction force. The findings of this study showed that there is a relationship between vertical ground reaction force and moment of knee and subtalar joint. Therefore, whatever the vertical ground reaction force is higher, the amount of load to this joints is more and can make the joints more susceptible to injury.

Keywords: Moment, Lower Extremities, Vertical Ground Reaction Force, Inverse Dynamics, Single Leg Drop Landing

* Corresponding Author Email: a_sharifnezhad@dr.com