

ارتباط استراتژی مچ پا در آهنگ بارگیری با گشتاور فلکسوری زانو در ورزشکاران مبتلا به پای پرانتری در هنگام فرود

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۸/۰۴ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۶/۲۰

خلاصه

مقدمه: زانوی پرانتری در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران ناهنجاری شایعی به شمار می‌رود. یکی از مهم‌ترین فاکتورهای تاثیر گذار و ریسک فاکتورهای موثر فرود، گشتاور فلکسوری زانو می‌باشد که در افراد مبتلا به زانوی پرانتری تاثیرات بیشتری دارد. هدف از اجرای پژوهش حاضر، تعیین ارتباط میان آهنگ بارگیری حین فرود به عنوان شاخص استراتژی مچ پا با گشتاور فلکسوری زانو در افراد مبتلا به پای پرانتری می‌باشد تا بدین وسیله ارتباط استراتژی مچ پا را در هنگام فرود با این ریسک فاکتور مورد بررسی قرار دهیم.

روش کار: مطالعه حاضر از نوع کاربردی بوده و آزمودنی‌های این مطالعه شامل ۱۴ ورزشکار مرد (سن: $26 \pm 3/5$ ، شاخص توده ی بدنی $25/11 \pm 3/75$)، دارای زانوی پرانتری، در یک گروه می‌باشد. هر آزمودنی سه تکرار صحیح از تکلیف فرود را از سکوی ۲۹ سانتی متری تحت برداشت اطلاعات دوربین و صفحه نیرو انجام داد. محاسبات متغیرهای مربوطه با استفاده از نرم افزار متلب نسخه R2016b انجام پذیرفت و نتایج نهایی در نرم افزار SPSS با استفاده از روش ضریب همبستگی پیرسون مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج: نتایج ضریب همبستگی پیرسون حاکی از آن بود که، متغیر آهنگ بارگیری با متغیر حداکثر گشتاور فلکسوری زانو ارتباط مثبت معناداری دارد ($P \leq 0/002$). بدین صورت که با کاهش آهنگ بارگیری و حرکت کنترل شده مچ پاها در هنگام فرود، حداکثر گشتاور فلکسوری زانو کاهش یافته بود.

نتیجه گیری: نتایج حاصل از یافته‌های این پژوهش نشان داد که با کنترل آهنگ بارگیری در استراتژی مچ پا در افراد مبتلا به زانوی پرانتری، می‌توان بر میزان گشتاور فلکسوری زانو و در نهایت کاهش این ریسک فاکتور بیومکانیکی تاثیر گذار بود.

واژه‌های کلیدی: زانوی پرانتری، آهنگ بارگیری، گشتاور فلکسوری زانو، فرود

پی نوشت: این مطالعه فاقد تضاد منافع می‌باشد.

صالح عصار^۱

مهدي خالقي^{۲*}

محمد عظیمی نیا^۳

علی شریف نژاد^۴

^۱ کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران

^۲ استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و علوم

ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه

خوارزمی تهران، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

^۳ کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه

خوارزمی تهران، تهران، ایران

^۴ استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه بیومکانیک و فناوری

ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

Email: mehdikhaleghi60@yahoo.com

مقدمه

زانوی پراتنزی^۱ یکی از ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال می‌باشد. این عارضه، اختلال در راستای طبیعی ساق پا محسوب می‌شود و در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران ناهنجاری شایعی به شمار می‌رود (۱). مطالعات نشان داده است که وجود این عارضه در اندام تحتانی در صفحه فرونتال، موجب دستخوش تغییرات در توزیع نرمال وزن، روی مفصل زانو و همچنین مچ پا می‌شود (۲-۳).

دلیل بروز این ناهنجاری می‌تواند عواملی از جمله پوکی استخوان، آسیب به صفحات رشد، پارگی کپسول و رباط خارجی زانو (۴)، ضعف و کوتاهی عضلانی، وراثت و آرتروز باشد (۵). در مرور ادبیات گذشته در بررسی این عارضه، یافته‌ها حاکی از آن بود که، ناهنجاری زانوی پراتنزی موجب می‌شود تا مسیر نیروها از مرکز زانو به سمت داخلی آن تغییر یابد و این امر سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختارهای داخلی زانو شود، به گونه‌ای که مقدار نیروی عکس‌العمل زمین^۲ در این بخش نسبت به کندیل خارجی، تا حدود سه و نیم برابر افزایش یابد (۶-۷). همچنین این ناهنجاری را می‌توان به عنوان ریسک آسیبی برای ایجاد سندرم درد کشککی رانی^۳ و فاکتوری پیش‌بینی کننده، در بروز آسیب‌های رباطی مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی^۴ (ACL) دانست (۸-۹).

شناخت الگوهای حرکتی آسیب‌زا و پرخطر برای شناسایی مکانیسم‌ها و عوامل خطر ساز آسیب مفصل زانو از جمله رباط صلیبی قدامی امری مهم و ضروری می‌باشد. از جمله متداول-ترین حالت‌های بدن برای آسیب ACL بصورت غیر تماسی شامل ترکیبی از حرکات ولگوس و واروس پویای^۵ زانو، چرخش در صفحه عرضی و هایپراکستنشن زانو می‌باشد که منجر به نیروی برشی قدامی غیر قابل تحمل در ACL می‌شود (۱۰). این مکانیسم آسیب‌زا معمولاً در صورت عدم تماس

در مرحله کاهش سرعت مانورهای خاص ورزشی مانند فرود آژ پرش رخ می‌دهند (۱۱).

فرود تکلیفی اصلی و پایه در فعالیت‌های ورزشی همچون والیبال، بسکتبال، هندبال، ژیمناستیک و حتی دویدن به شمار می‌رود. با تأمل و بررسی در نیروهای وارد شده به مفصل زانو در شرایط مختلف حرکتی می‌توان دریافت، انجام مهارت-های ورزشی مانند فرود از پرش تفاوتی بارز بر میزان و جهت نیروهای وارده بر مفاصل دارد. به عنوان مثال نیروی عکس‌العمل زمین در پرش فرود می‌تواند سه و نیم تا پنج برابر وزن بدن افزایش یابد (۱۲-۱۳). یکی از عوامل مهم بیومکانیکی و آناتومیکال که در افراد دارای زانوی پراتنزی می‌تواند از اهمیت بالایی برخوردار باشد، نقش استراتژی مچ پا در هنگام انجام حرکات پویا مانند راه رفتن، فرود از پرش‌های تک پا و دو پا می‌باشد که برای انجام حرکتی تسهیل یافته و حفظ تعادل می‌تواند نقش به‌سزایی داشته باشد (۱۴). در همین راستا، نیلند^۶ و همکاران (۲۰۰۲)، در بررسی استراتژی مچ پا در افراد دارای زانوی پراتنزی بیان کردند که، این افراد به علت اتکای بیشتر به مفصل ساب تالار و میدتارسال، دارای کنترل قامتی و تعادل ضعیف‌تری هستند (۱۵). از مهم‌ترین ریسک فاکتورهایی که می‌تواند رابطه معناداری با نیروهای گشتاوری زانو داشته باشد، آهنگ بارگیری^۷ می‌باشد که با توجه به استراتژی مچ پا می‌تواند متغیر باشد و رابطه مستقیمی با کاهش آسیب‌های اسکلتی عضلانی دارد (۱۶-۱۷).

گشتاور فلکسوری زانو از جمله مهم‌ترین فاکتورهای مورد ارزیابی در افراد دارای ناهنجاری اندام تحتانی از جمله افراد دارای زانوی پراتنزی می‌باشد که عدم توازن آن در این افراد می‌تواند باعث توزیع بار نامناسب در مفصل زانوی این افراد باشد. لذا ارزیابی فاکتور گشتاور فلکسوری زانو در افراد

5. dynamic varus/valgus
6. Landing
7. Nyland
8. Rate Of Loading

1. varus knee
2. Ground Reaction Force
3. patellofemoral pain syndrome
4. Anterior Cruciate Ligament

ارزیابی حرکت، روش کار و اجرای صحیح آزمون، قبل از اجرای آزمون در آزمایشگاه بیومکانیک پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی توضیحات لازم را دریافت کردند و پرسشنامه اطلاعات فردی و رضایت‌نامه آگاهانه حضور در پژوهش را تکمیل نمودند. لازم به ذکر است، کلیه مراحل انجام مطالعه توسط کمیته اخلاق در مطالعات انسانی دانشگاه شهید بهشتی تأیید شد (شناسه تأیید: IR.SBU.REC.1398.040).

شرط ورود آزمودنی‌ها در این مطالعه، دارا بودن ناهنجاری زانوی پرانتری در اندام تحتانی تعریف شد که ملاک تأیید آزمودنی از نظر وجود این عارضه، داشتن فاصله بیش از سه سانتی‌متر، بین اپی‌کندیل‌های داخلی ران بود (۲۴). همچنین نداشتن تاریخچه‌ای از عمل جراحی در تنه و اندام تحتانی و داشتن حداقل سه سال سابقه ورزشی و همسان بودن پای برتر و غیر برتر و همچنین سلامت آزمودنی‌ها در زمان اجرای آزمون، از شرایط ورود شرکت‌کنندگان در این پژوهش بود که با تکمیل اطلاعات شخصی و پیشینه آزمودنی‌ها به تأیید آن‌ها رسید.

حد حرکت اندام باشد (۲۳- جلاولبر (سمپانزگین کلر اهل افکاهستان) دارد مشخصات فردی آزمودنی‌ها

شاخص توده بدنی

۲۵/۶±۰/۲

بعد از فرایند آماده سازی محیط آزمایشگاه، آزمودنی‌ها لباس خود را تعویض کرده، سپس قد و وزن آن‌ها توسط آزمونگر بوسیله متر نواری و ترازو دیجیتال اندازه‌گیری و در فرم اطلاعات شخصی ثبت شد. هر آزمودنی به مدت پنج دقیقه گرم کردن را با تأکید بر اندام تحتانی، انجام داد. بعد از گرم کردن جهت آماده سازی هر آزمودنی برای اجرای تست و برای شناسایی لندمارک‌های مورد نظر، از مارکرهای رفلکسی و از سیستم مارکرگذاری هلن‌هایز^۱ به عنوان مارکر گذاری پایه، که در شکل شماره یک نشان داده شده است، برای اندام تحتانی هر فرد استفاده شد (۲۶-۲۵). بر اساس مدل تعریف شده، نشانگرهای رفلکسی روی مفصل متاتارسال اول

دارای زانوی پرانتری و همچنین بررسی عوامل تاثیرگذار بر افزایش یا کاهش آن می‌تواند درک ما را از عوامل بیومکانیکی مربوط به آسیب مفصل زانو بهبود ببخشد (۱۸). همچنین نیروی گشتاوری در صفحه ساجیتال در مفصل زانو به عنوان مولفه‌ای مرتبط با آسیب‌های این مفصل از جمله پارگی ACL می‌باشد که با توجه به مطالعات انجام شده در این زمینه، افراد دارای پای پرانتری بیشتر در معرض این آسیب‌ها می‌باشند (۲۰-۱۹).

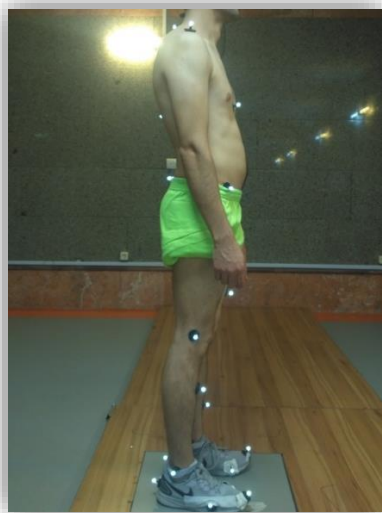
رویکرد مهارت‌های دینامیکی ممکن است بینش بیشتری را نسبت به وضعیت افراد در ارزیابی تعاملات پیچیده بین بخش‌ها و مفاصل در حین فعالیت‌های ورزشی پویا فراهم کند (۲۱). از آنجا که مفاصل بدن به عنوان یک سیستم مرتبط با هم عمل می‌کنند، فشار ناشی از انجام فعالیت‌های پویا، می‌تواند موجب افزایش بارگذاری نیرو در مفاصل شود و احتمال آسیب را افزایش دهد. لذا موقعیت مچ پا و لحظه برخورد هنگام فرود در افراد دارای زانوی پرانتری عاملی مهم در تغییر مسیر نیروها در مفاصل بالادستی می‌شود که ارزیابی آهنگ بارگیری، می‌تواند نشان دهنده نرمی یا سفتی بیش از

جرم (کیلوگرم) مبتلا به قلسیسانتهی وتر کمروری تلقی می‌شود (ساله) هدف
۱۱/۴±۰/۵ از ۱۱/۴±۰/۵ مطالعه ارزیابی ارتباط آهنگ بارگیری ۱۱/۴±۰/۵ اثراتژی
مچ پا با گشتاور زانو در صفحه ساجیتال در افراد دارای زانوی
پرانتری می‌باشد تا اهمیت و تاثیرپذیری پرداختن به تمرینات
کینتیکی مچ پا بر کاهش ریسک فاکتورهای آسیب زانو در
این افراد مشخص گردد.

روش کار

آزمودنی‌های این مطالعه شامل ۱۴ ورزشکار مرد مبتلا به پای پرانتری بودند که با استفاده از نرم افزار G-Power، در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ ≤ α درصد و توان آزمون P=۰/۸، به صورت دردسترس قرار گرفتند. مشخصات دموگرافیک (سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی) آن‌ها در جدول شماره یک ذکر شده است. آزمودنی‌ها برای آشنایی با تجهیزات بیومکانیکی

آزمودنی باید از روی سکوی مورد نظر حرکت فرود را بر روی دو صفحه نیرو که همزمان سازی شده، با دوربین های ثبت آنالیز ویدئویی بود، سه تکرار صحیح را با فاصله زمانی ۱ دقیقه اجرا می کرد. در اجرای تمامی تکرارها، دید آزمونی ها در جهت جلو و به نشانه گر قرمز رنگ تعبیه شده بر روی دیوار بود. حرکت فرود توسط ۱۲ دوربین پرسرعت آنالیز حرکت موشن آنالایزر آمریکا^۱ و دو صفحه نیرو مدل ای.تی.ام با فرکانس نمونه برداری به ترتیب ۲۵۰ و ۱۲۵۰ هرتز ثبت شد (۲۸).



و پنجم، پشت پاشنه، فوزک خارجی و داخلی مچ پا، به ترتیب، یک سوم فوقانی سگمنت ساق پای راست و چپ، اپی کندیل های داخلی و خارجی مفصل زانو، یک سوم فوقانی و تحتانی سگمنت ران پای راست و چپ، خار خاصره ای قدامی فوقانی و خار خاصره ای خلفی فوقانی قرار داده شدند. در مرحله اول قبل از اجرای آزمون از هر آزمودنی تست استاتیک در حالت آناتومیکی گرفته شد. جهت اجرای فرود، از سکویی به ارتفاع ۲۹ سانتی متر که در فاصله پنج سانتی متری از صفحه نیرو قرار داشت استفاده شد (۲۷). اجرای آزمون اینگونه بود که هر



شکل ۱- مارکر گذاری اندام تحتانی در سیستم هلن هایز

محاسبه گردید و داده های حاصل بر وزن آزمودنی ها نرمال سازی شدند. سپس با بدست آوردن دوره زمانی برخورد پا، مطابق با شروع معنادار نیروها در صفحه نیرو (>15 نیروی عمودی)، میزان ماکسیمم نیرو در این محور برای هر فرد تعیین گردید. در نهایت آهنگ بارگیری، مطابق با فرمول:

$$\text{زمان رسیدن به بیشینه} / \text{بیشینه نیروی عمودی} = \text{آهنگ بارگیری}$$

مدل میله ای آزمون مورد نظر برای هر کوشش، به وسیله نرم افزار کورتکس^۳ (Cortex-647.0.21816)، ساخت کمپانی موشن آنالایز، نام گذاری و ساخته شد. همچنین برای از بین بردن فواصل بین مسیر ثبت مارکرها، از نرم افزار کورتکس استفاده شد. داده های نیروهای عکس العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث پایین گذر درجه چهارم و با فرکانس قطع بهینه حاصل از روش آنالیز باقی مانده فیلتر شدند (۲۹). برای محاسبه آهنگ بارگیری، ابتدا میزان بیشینه نیروها در محور عمودی نیروی عکس العمل زمین^۴ برای هر آزمودنی

3. Cortex
4. GRFz

1. Motion Analysis, Us
2. AMTI

بدنی)، آزمودنی‌ها و از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها و همچنین از روش آماری ضریب همبستگی پیرسون سطح معناداری $\alpha \leq 0/05$ ، به منظور تعیین ارتباط دو متغیر، استفاده شد. تجزیه و تحلیل‌های آماری این پژوهش در سطح معناداری $0/05$ بود و انجام محاسبات آماری مذکور، با استفاده از نرم افزار اس.پی.اس.اس نسخه ۱۶، مورد بررسی قرار گرفت.

نتایج

نتایج حاصل از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف نشان داد، توزیع داده‌ها طبیعی است (جدول شماره ۲).

جدول ۲- بررسی نرمال بودن داده‌ها

متغیر	آزمون کولموگروف-اسمیرنوف			شاپیروویک		
	آماره	درجه آزادی	سطح معنی داری	آماره	درجه آزادی	سطح معنی داری
آهنگ بارگیری	۰/۱۵۶	۱۲	* ۰/۲۰۰	۰/۹۵۱	۱۲	۰/۶۵۱
گشتاور فلکسوری زانو	۰/۱۵۶	۱۲	* ۰/۲۰۰	۰/۹۲۸	۱۲	۰/۳۶۳

جدول ۴- مقدار گشتاور فلکسوری زانو و آهنگ

بارگیری		
متغیر	میانگین	انحراف استاندارد
گشتاور فلکسوری زانو (نیوتن بر کیلوگرم)	۲/۴	۰/۶
آهنگ بارگیری (نیوتن بر ثانیه)	۷۴	۴۱

بحث و نتیجه گیری

هدف از این مطالعه ارتباط استراتژی مچ پا در هنگام فرود با گشتاور زانو در افراد مبتلا به پای پرانتری بود. عارضه زانوی پرانتری یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی است که موجب

محاسبه گردید (۳۱-۳۰). در فرمول فوق، بیشینه نیروی عمودی، میزان بیشینه نیرو در محور عمودی نیروی عکس العمل زمین و زمان رسیدن به بیشینه، زمان رسیدن اوج نیرو عمودی عکس العمل زمین می‌باشد. همچنین در این مطالعه، برای محاسبه گشتاور فلکسوری مفصل زانو، از روش دینامیک معکوس^۳ استفاده شد. تمامی محاسبات ذکر شده، با استفاده از نرم افزار متلب نسخه R2016b، انجام شد.

روش‌های آماری بکار رفته در این پژوهش، شامل روش‌های آماری توصیفی و آمار استنباطی بود. از آمار توصیفی در مواردی از جمله محاسبه میانگین، انحراف استاندارد مشخصات دموگرافیک (سن، قد، وزن و شاخص توده

برای تعیین میزان همبستگی بین دو متغیر آهنگ بارگیری در مچ پا و حداکثر گشتاور فلکسوری زانو از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد. بر اساس یافته‌های پژوهش، نتایج ضریب همبستگی پیرسون نشان داد، متغیر آهنگ بارگیری با متغیر گشتاور فلکسوری زانو ارتباط معناداری دارد ($P \leq 0/05$). (جدول شماره سه).

جدول ۳- مقدار ضریب همبستگی پیرسون بین دو متغیر گشتاور

فلکسوری زانو و آهنگ بارگیری		
متغیر	آهنگ بارگیری	ارزش P
گشتاور فلکسوری زانو	میزان همبستگی مثبت ۰/۸۶	۰/۰۰۲*

$P < 0/05$

همچنین باتوجه به جدول شماره چهار، میانگین مقادیر گشتاور فلکسوری مفصل زانو و آهنگ بارگیری محاسبه و ذکر شد.

4. Matlab Software
5. SPSS (Statistical Packages for Social Science)

1. Max Vertical Force
2. Time to Peak
3. Inverse dynamic

پرداختند، ارتباط معناداری بین استراتژی مچ پا با کاهش آسیب‌های اسکلتی عضلانی را گزارش کردند (۱۷). یافته‌های این پژوهش حاکی از آن بود که بررسی عوامل کینتیکی مچ پا از جمله فاکتور آهنگ بارگیری می‌تواند تعدیل‌کننده مسیر انتقال نیروها در افرادی که دارای زانوی پرانتری هستند شود و با کنترل این متغیر و میزان سفتی حرکت در طول اجرا در این افراد، می‌توانیم گشتاور فلکسوری زانو را در راستای بهبود عملکرد کاهش داده و مانع از بروز آسیب در این افراد شویم. بطور کلی استراتژی مچ پا در لحظه برخورد در هنگام فرود می‌تواند آهنگ بارگیری در مفاصل بالادستی را افزایش دهد.

در مطالعه مهکی و همکاران^۲ نشان داده شد، فعالیت عضلات پلانتر فلکسور در افراد دارای زانوی پرانتری نسبت به افراد با زانوی طبیعی قبل از فرود تفاوت آماری معنی‌داری داشت و این افراد بیشتر از استراتژی برخورد پاشنه هنگام فرود استفاده می‌کنند. از آنجایی که فعالیت این عضلات منجر به سفتی مفاصل مچ پا می‌گردد، می‌توان نتیجه گرفت افرادی که دارای زانوی پرانتری می‌باشند، بطور کارآمد از عضلات پلانتر فلکسوری مچ پا در لحظه فرود نمی‌توانند بهره ببرند (۳۴). از طرفی در افراد دارای زانوی پرانتری به علت تغییر راستای وتر عضلات چهارسر، این عضلات دچار کاهش عملکرد شده و نیروهای بیشتری را در هنگام برخورد پاشنه تجربه می‌کنند. هرچه فلکشن مفاصل ران و زانو هنگام فرود بیشتر باشد؛ میزان نیروهای عکس‌العمل زمین کمتر خواهد بود.

این احتمال هست که افراد دارای زانوی پرانتری فرود را با پاسچر صاف‌تری در مقایسه با افراد با زانوی طبیعی انجام دهند که این امر می‌تواند ریسک آسیب‌های مفصلی را در این افراد افزایش دهد (۳۵-۳۶). آهنگ بارگیری با توجه به فرمول آن به دو عامل حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به حداکثر نیرو وابسته است. لی و همکاران^۱ نشان دادند که افراد دارای زانوی پرانتری نسبت به

تغییر در بیومکانیک این اندام در حین حرکت و مهارت‌های ورزشی می‌شود. تغییر در فاکتورهای کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی در اثر وجود این عارضه می‌تواند فرد را مستعد آسیب‌هایی از قبیل پارگی لیگامان‌های زانو، استئوآرتریت و آسیب‌های ثانویه در مفصل کشککی رانی کند (۳۲).

این ناهنجاری از طریق ایجاد گشتاور داخلی، روی پا و مچ پا تأثیر گذار می‌باشد و نیروهای وارد شده بر مفصل زانو را تغییر می‌دهد به طوری که خط مسیر انتقال نیرو از مرکز مفصل زانو دورتر شده و نیروی واکنش مفاصل را افزایش می‌دهد و این امر موجب آسیب به این مفصل می‌شود (۷). افرادی که دچار عارضه زانوی پرانتری می‌باشند، دارای نشانه‌های متفاوتی در مفصل زانو و راستای ساق هستند. این امر سبب می‌شود تا بزرگی بازوی گشتاور زانو، باعث تولید نیروی گشتاوری بالایی در مفصل زانو شود و موجب می‌شود تا ریسک فاکتورهای آسیب این مفصل را تحت تأثیر قرار دهد. افراد مبتلا به زانوی پرانتری از گشتاور بالایی در صفحه ساجیتال مفصل زانو برخوردارند که این امر موجب آسیب به رباط‌های این مفصل بخصوص رباط صلیبی قدامی می‌شود (۳۳-۲۰).

از آنجایی که بخش‌های اندام تحتانی به صورت یک سیستم مرتبط به هم عمل می‌کنند، در مهارت فرود مسیر انتقال نیرو از لحظه تماس پا با زمین، به سمت مفاصل بالایی می‌باشد و جهت بارگذاری نیرو از مفصل مچ پا به سمت مفصل زانو است. از طرفی، کنترل عوامل مرتبط با ریسک فاکتورهای آسیب در مفصل مچ پا می‌تواند تعدیل‌کننده آسیب در مفصل زانو باشد لذا کنترل و ارزیابی استراتژی مچ پا در هنگام مهارت‌های ورزشی بخصوص در مهارت فرود امری مهم تلقی می‌شود. نتایج پژوهش بیانگر ارتباط معناداری بین دو متغیر آهنگ بارگیری با گشتاور فلکسوری زانو بود ($P=0/002$). نتایج مطالعه حاضر با نتایج برخی تحقیقات انجام شده در این زمینه همسو است. در مطالعه نیدل و همکاران^۱ (۲۰۱۶)، که به بررسی آهنگ بارگیری

و ضروری ورزش برای همه افراد، بتوان با خلاقیت و تحقیق، اثرات مخرب بر بدن را کاهش و حذف نمود. همچنین افزایش پلنتارفلکشن در مچ پا می‌تواند نقصان افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین ناشی از ناهنجاری در مفصل زانو را تعدیل کند و منجر به کاهش آسیب‌دیدگی در مفصل زانو شود. لذا توصیه می‌شود، ورزشکاران جهت کنترل و تعدیل متغیر کینتیکی آهنگ بارگیری در استراتژی مفصل مچ‌پا، راهکارهای مختلف و تمرینات بازخوردی مناسبی را از طریق مربیان ورزشی، در مفصل مچ‌پا انجام و ارائه دهند تا علاوه بر بهبود عملکرد ورزشی، مانع از بروز آسیب در مفاصل دیگر اندام تحتانی از جمله مفصل زانو شوند.

مقالات پیشین فاکتور آهنگ بارگیری را به جهت بررسی مکانیزم‌های آسیب‌زا بررسی کرده و همچنین از اهمیت آسیب‌زا بودن عارضه زانوی پرانتری، عواملی مورد بررسی قرار گرفته بود که در این مقاله با ارتباطسنجی ریسک آسیب با جامعه پر خطر امکان اهمیت تمرین‌های کنترلی برای کاهش ریسک فاکتورهای آسیب‌زا در این گروه از جامعه ورزشکاران روشن گردید.

دست‌آورد این تحقیق بازخورد مهم و قطعی تمرینی برای مربیان و متخصصان ورزش به منظور کنترل فاکتورهای آسیب‌زا در ورزشکاران مبتلا به عارضه پای پرانتری است. بدین صورت که با غربال افراد مبتلا به پای پرانتری به جهت اهمیت کنترل آسیب‌ها در این گروه، بررسی شاخص آهنگ بارگیری در آن‌ها انجام شده و پس از آن افراد با آهنگ بارگیری بالا تحت تمرین‌های هماهنگی و عضلانی برای تصحیح استراتژی مچ پا قرار گیرند تا احتمال آسیب‌های زانو در این افراد با کاهش گشتاور فلکسوری زانو کاسته شود.

تشکر و قدردانی

از تمامی ورزشکاران حاضر در این مطالعه جهت همکاری با محققین این پژوهش و همچنین از دانشگاه خوارزمی به جهت تأمین هزینه‌های مالی طرح سپاس‌گزاری می‌شود.

سالم از تکنیک مناسبی در حرکت فرود برخوردار نیستند که این امر موجب تغییر در گشتاور مفصل زانو در صفحه ساجیتال شده و همچنین باعث افزایش حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و بواسطه آن افزایش آهنگ بارگیری می‌شود (۳۷). همچنین در مطالعات نشان داده شده است که افراد دارای زانو پرانتری، کاهش فعالیت عضلات پلنتارفلکسور را در استراتژی مچ‌پا، هنگام فرود دارند. در مطالعه رابرتسون و همکاران^۱ نشان داده شد که افزایش انقباضات برون‌گرایی پلنتارفلکسور مچ‌پا به عنوان جذب کننده‌های شوک، موجب افزایش زمان رسیدن به حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین شده لذا می‌تواند باعث کاهش آهنگ بارگیری شود (۳۸). این عوامل می‌تواند در طولانی مدت تأثیر بسزایی در کنترل آسیب‌دیدگی و بروز آسیب‌های تخریب مفصلی در افراد دارای این ناهنجاری باشد. با پی بردن به نقش استراتژی مچ‌پا و اثر احتمالی زاویه زانو در صفحه فرونتال، باید در طراحی تمرینات و پروتکل‌های درمانی در افراد دارای زانوی پرانتری، توجه بیشتری داشت و پیشنهاد می‌شود تا به تمرینات اصلاحی و تقویت عضلات مچ‌پا در این گروه بیشتر تمرکز شود.

از محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان به عدم بررسی وضعیت روحی و ساعت خواب آزمودنی‌ها در شب قبل از اجرای آزمون و نیز تفاوت سطح انگیزشی افراد اشاره کرد. توصیه می‌شود محققان با در نظر گرفتن گروه کنترل، افراد سالم و دارای ناهنجاری زانوی پرانتری را در مقایسه متغیر گشتاور فلکسوری زانو و رابطه آن با کاهش یا افزایش آهنگ بارگیری در استراتژی مچ‌پا پردازند. همچنین توصیه می‌شود که افراد دارای زانوی ضربداری و پرانتری با هم در تکرار پروتکل اجرایی این پژوهش در مهارت‌های ورزش دیگر مانند حرکات برشی با هم مقایسه شوند.

بر اساس یافته‌های پژوهش حاضر، با توجه به ارتباط بین دو متغیر آهنگ بارگیری در استراتژی مچ‌پا با حداکثر گشتاور فلکسوری زانو، نیاز است به‌منظور فراهم نمودن اثرات مفید

References

1. M. Samadi and R. Rajabi, "Laboratory Manual Motion Correction," Tehran, Iran Univ. Tehran, pp. 65–67, 2009.
2. A. Haim, G. Rubin, N. Rozen, Y. Goryachev, and A. Wolf, "Reduction in knee adduction moment via non-invasive biomechanical training: a longitudinal gait analysis study," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 1, pp. 41–45, 2012.
3. A. Haim, N. Rozen, S. Dekel, N. Halperin, and A. Wolf, "Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 14, pp. 3010–3016, 2008.
4. B. Van Gheluwe, K. A. Kirby, and F. Hagman, "Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait," *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.*, vol. 95, no. 6, pp. 531–541, 2005.
5. P. W. Marshall and B. A. Murphy, "Core stability exercises on and off a Swiss ball," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 86, no. 2, pp. 242–249, 2005.
6. M. D. Lewek, K. S. Rudolph, and L. Snyder-Mackler, "Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis," *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 12, no. 9, pp. 745–751, 2004.
7. Rutherford D, Baker M, Urquhart N, Stanish W. The effect of a frontal plane gait perturbation bout on knee biomechanics and muscle activation in older adults and individuals with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2022 Feb 1;92:105574.
8. N. Steinberg, S. Tenenbaum, I. Hershkovitz, A. Zeev, and I. Siev-Ner, "Lower extremity and spine characteristics in young dancers with and without patellofemoral pain," *Res. Sport. Med.*, vol. 25, no. 2, pp. 166–180, 2017.
9. V. Lun, W. H. Meeuwisse, P. Stergiou, and D. Stefanyshyn, "Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners," *Br. J. Sports Med.*, vol. 38, no. 5, pp. 576–580, 2004.
10. S. M. Sigward, C. D. Pollard, K. L. Havens, and C. M. Powers, "The influence of sex and maturation on knee mechanics during side-step cutting," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 44, no. 8, p. 1497, 2012.
11. C. Zwolski, L. C. Schmitt, C. Quatman-Yates, S. Thomas, T. E. Hewett, and M. V. Paterno, "The Influence of Quadriceps Strength Asymmetry on Patient-Reported Function at Time of Return to Sport after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction," *Am. J. Sports Med.*, vol. 43, no. 9, pp. 2242–2249, 2015, doi: 10.1177/0363546515591258.
12. T. Sasaki and K. Yasuda, "Clinical evaluation of the treatment of osteoarthritic knees using a newly designed wedged insole," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 221, pp. 181–7, 1987.
13. Robles-Palazón FJ, Ruiz-Pérez I, Oliver JL, Ayala F, de Baranda PS. Reliability, validity, and maturation-related differences of frontal and sagittal plane landing kinematic measures during drop jump and tuck jump screening tests in male youth soccer players. *Physical Therapy in Sport*. 2021 Jul 1;50:206-16.
14. F. Stief, H. Böhm, A. Schwirtz, C. U. Dussa, and L. Döderlein, "Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment," *Gait Posture*, vol. 33, no. 3, pp. 490–495, 2011.
15. J. NYLAND, S. SMITH, K. BEICKMAN, T. ARMSEY, and D. N. M. CABORN, "Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance," *Med. Sci. Sport. Exerc.*, vol. 34, no. 7, pp. 1150–1157, 2002.
16. M. C. Griebert, A. R. Needle, J. McConnell, and T. W. Kaminski, "Lower-leg Kinesio tape reduces rate of loading in participants with medial tibial stress syndrome," *Phys. Ther. Sport*, vol. 18, pp. 62–67, 2016.
17. Menéndez C, Batalla L, Prieto A, Rodríguez MÁ, Crespo I, Olmedillas H. Medial tibial stress syndrome in novice and recreational runners: a systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020 Oct;17(20):7457.
18. Nyland JA, Caborn DN. Physiological coxa varus–genu valgus influences internal knee and ankle joint moments in females during crossover cutting. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2004 Jul;12(4):285-93.
19. A. Haim, N. Rozen, and A. Wolf, "The influence of sagittal center of pressure offset on gait kinematics and kinetics," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 5, pp. 969–977, 2010.
20. J. M. Hart, J.-W. K. Ko, T. Konold, and B. Pietrosimone, "Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review," *Clin. Biomech.*, vol. 25, no. 4, pp. 277–283, 2010.
21. C. D. Pollard, K. M. Stearns, A. T. Hayes, and B. C. Heiderscheit, "Altered lower extremity movement variability in female soccer players during side-step cutting after anterior cruciate ligament reconstruction," *Am. J. Sports Med.*, vol. 43, no. 2, pp. 460–465, 2015, doi: 10.1177/0363546514560153.

22. S. Lucarno et al., "Influence of age and sex on drop jump landing strategies in elite youth soccer players," *Int. J. Sports Sci. Coach.*, p. 1747954120952577, 2020.
23. P. J. Read, J. L. Oliver, M. B. A. D. S. Croix, G. D. Myer, and R. S. Lloyd, "Neuromuscular risk factors for knee and ankle ligament injuries in male youth soccer players," *Sport. Med.*, vol. 46, no. 8, pp. 1059–1066, 2016.
24. F. Peterson-Kendall, E. Kendall-McCreary, P. Geise-Provance, M. McIntyre-Rodgers, and W. Romani, "Muscles testing and function with posture and pain," *US Lippincott Williams Wilkins Ltd*, pp. 49–118, 2005.
25. J. D. Kertis, "Biomechanical evaluation of an optical system for quantitative human motion analysis," 2012.
26. Kanko RM, Laende E, Selbie WS, Deluzio KJ. Inter-session repeatability of markerless motion capture gait kinematics. *Journal of Biomechanics*. 2021 May 24;121:110422.
27. K. Kipp, M. T. Kiely, M. D. Giordanelli, P. J. Malloy, and C. F. Geiser, "The reactive strength index reflects vertical stiffness during drop jumps," *Int J Sport. Physiol Perform*, vol. 13, no. 1, pp. 44–49, 2017.
28. "Peak Vertical Ground Reaction Force during Two-Leg Landing A Systematic Review and Mathematical Modeling."
29. R. P. Wells, "Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits," *Hum. Locomot.*, pp. 92–93, 1980.
30. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of athletic training*. 2003 Jan;38(1):18.
31. Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2010 Jul 1;20(4):286-92.
32. D. Y. Wen, J. C. Puffer, and T. P. Schmalzried, "Injuries in runners: a prospective study of alignment.," *Clin. J. Sport Med. Off. J. Can. Acad. Sport Med.*, vol. 8, no. 3, pp. 187–194, 1998.
33. A. Jafarnehadgero, M. Madadi-Shad, C. McCrum, and K. Karamanidis, "Effects of Corrective Training on Drop Landing Ground Reaction Force Characteristics and Lower Limb Kinematics in Older Adults With Genu Valgus: A Randomized Controlled Trial," *J. Aging Phys. Act.*, vol. 27, no. 1, pp. 9–17, 2019.
34. M. Mahaki, R. Memar, and M. Khaleghi Nazji, "The Comparison of the Electromyography of Leg Muscles and Peak Vertical Ground Reaction Forces during Single Leg Drop Landing between Men with Genu Varum Deformity and Normal Knee," *J. Exerc. Sci. Med.*, vol. 4, no. 2, pp. 87–106, 2013.
35. P. J. McNair, H. Prapavessis, and K. Callender, "Decreasing landing forces: effect of instruction," *Br. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 4, pp. 293–296, 2000.
36. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical biomechanics*. 2006 Mar 1;21(3):297-305.
37. C. H. Yeow, P. V. S. Lee, and J. C. H. Goh, "Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques," *Knee*, vol. 17, no. 2, pp. 127–131, 2010.
38. N. Ali, 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*, vol. 21, no. 1, pp. 38–46, 2014.

*Original Article***Relationship between Rate of Loading as a Ankle Strategy and Knee Flexion Torque in Athlete with Varus Knee During Landing**

Received: 26/10/2021 - Accepted: 11/09/2022

Saleh Assar¹
 Mehdi Khaleghi^{2*}
 Mohammad Azimnia³
 Ali Sharifnezhad⁴

¹ MA Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran Republic of Iran.

² Assistant Professor, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran- Republic of Iran.

³ MA Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran Republic of Iran.

⁴ Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Sciences Research Institute, No 3, Alley 5, Mir Emad St., Motahari St., Tehran, Iran

Email:
 mehdikhaleghi60@yahoo.com

Abstract

Introduction: varus knee is a common deformity among athletes and non-athletes' individuals. One of the most important influencing risk factors during landing is knee flexor torque that has a huger effect on the person with varus knee. The aim of this study was to investigate the relationship of variable Rate of Loading (ROL) and knee flexion moment in individuals with varus knee for examination of ration between this biomechanical risk factor and ankle strategy.

Material and Methods: In this Applied Study Fourteen-man athlete with varus knee (Age: 26±3.5, Body Mass Index: 25.11± 3.75) in single group participated in this study. Each participant done correct drop landing for three-time under force plate and motion capture recording. variability outcome calculations were performed using MATLAB b2016R software, Finally last result have been analyzed by SPSS software.

Results: The results of the of Pearson correlation coefficient indicated that the variable ROL has a positive significant relationship with the variable of Maximum flexor torque of the knee ($P \leq 0.002$). Accordingly, alongside of ROL reduction based on special ankle strategy during landing knee flexion moment had been reduced.

Conclusion: The results of this study showed that the ROL controlling strategy in the ankle can affect the flexor torque of the knee and reduction the effect of this biomechanical risk factor.

key words: Varus Knee, force development rate (ROL), knee flexor torque, landing

Acknowledgement: There is no conflict of interest