



تخمین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو با استفاده از آزمون‌های حرکتی پایه

لیلی مهدیه^۱، وحید ذوالاکتاف^{۲*}، محمد تقی کریمی^۳، جعفر کتابچی^۴

۱. دکترا، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۲. دانشیار، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۳. دانشیار، گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران
۴. دانشجوی دکترا، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

مقاله پژوهشی

دریافت ۷ مرداد ۱۳۹۹؛ پذیرش ۲ خرداد ۱۴۰۰

واژگان کلیدی

آسیب

ارزیابی عملکردی

سیستم ضبط حرکت

نیروی عکس‌العمل مفصل

چکیده

زمینه و هدف: غربالگری حرکات عملکردی، یک روش ارزیابی حرکتی برای شناخت ریسک فاکتورها و تشخیص آسیب‌ها می‌باشد. از آن‌جا که یکی از مهم‌ترین عوامل آسیب، نیروی عکس‌العمل مفصل می‌باشد بنابراین هدف تحقیق حاضر، تعیین آزمون‌هایی است که با این نیرو ارتباط بیشتری دارند. روش بررسی: نمونه تحقیق شامل ۳۶ پسر ۱۸-۲۵ سال بود که بر حسب رتبه درصدی از آزمون غربالگری حرکات عملکردی انتخاب شدند. سن، قد، و وزن آزمودنی‌ها به ترتیب $21/88 \pm 2/94$ سال، $179/57 \pm 7/71$ سانتی‌متر و $72/67 \pm 11/85$ کیلوگرم بود. فرود آزمودنی در آزمایشگاه با استفاده از سیستم ضبط حرکت، ثبت شد و بر اساس سیستم امتیازدهی خطای فرود، نمره گذاری شد. سپس نیروی عکس‌العمل مفصل زانو با استفاده از نرم‌افزار OpenSim محاسبه شد. نمره آزمودنی‌ها در آزمون‌های عملکردی اسکات تک‌پا، تعادل پویای Y، و سیستم امتیازدهی خطای فرود در زمان واقعی نیز ثبت شد. از روش تحلیل رگرسیون چندگانه برای تعیین آزمون‌هایی که ارتباط بیشتری با نیروی عکس‌العمل مفصل زانو دارند، استفاده شد. یافته‌ها: نتایج نشان داد که آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود به‌طور معناداری ($p \leq 0/000$)، $ADJR^2 = 0/91$ نیروی عکس‌العمل مفصل زانو را پیش‌بینی می‌کند. نتیجه‌گیری: مهم‌ترین شاخص برای میزان نیروی عکس‌العمل مفصل زانو در گروه سنی مورد تحقیق، تکنیک پرش می‌باشد. بنابراین می‌توان از نمره این آزمون یا در حقیقت تکنیک پرش برای تخمین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و در نتیجه پیش‌بینی آسیب فرود استفاده کرد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن:

✉ پست الکترونیکی: v.zolaktaf@ui.ac.ir

مقدمه

علاوه بر مزایای سلامتی، فعالیت‌های ورزشی با ریسک آسیب در ارتباط می‌باشند. بنابراین پیشگیری از آسیب‌های اسکلتی-عضلانی یک چالش اساسی فراروی مطالعات مربوط به فعالیت بدنی است. چنانچه بی‌ثباتی پوسچر دینامیک و یا نقایص مربوط به حرکات عملکردی^۱ دلیل عمده آسیب‌های درون‌زا باشد، احتمالاً می‌توان با غربالگری و تشخیص افراد در معرض ریسک آسیب و شرکت آنها در برنامه‌های اصلاح حرکات عملکردی در امر پیشگیری موفق‌تر عمل کرد. از این نقطه نظر دانستن ابزار غربالگری مناسب برای تشخیص ورزشکاران در ریسک آسیب، مهم است. در بین مفاصل اندام تحتانی، زانو بالاترین درصد آسیب را دارا می‌باشد به خصوص در بین افرادی که فعالیت فیزیکی زیادی دارند. پس اگر بتوان یک روش ارزیابی برای پیش‌بینی آسیب در آینده را داشت، بسیار مفید می‌باشد (دالینگ^۲ و همکاران ۲۰۱۲).

ارزیابی‌های حرکتی برای مشخص کردن این‌که ورزشکار در کجای طیف حرکتی قرار دارد ضروری است. در این بین، ارزیابی‌های عملکردی بسیار مورد توجه می‌باشد (سانتانا^۳ ۲۰۱۶). حرکات عملکردی، توانایی برقراری تعادل بین موبیلیتی^۴ و استبیلیتی^۵ در طول زنجیره‌ی کینتیک و در حال اجرای الگوهای حرکتی بنیادی می‌باشد (کوک^۶ و همکاران، ۲۰۱۰). بنابراین یک فاکتور مهم در پیشگیری از آسیب و بهبود اجرا، شناسایی سریع مشکل موبیلیتی، استبیلیتی و تقارن، به دلیل تأثیر آنها روی ایجاد برنامه‌های حرکتی تغییر یافته از طریق حلقه کینتیک، می‌باشد. پیچیدگی سیستم لینک کینتیک باعث می‌شود که ارزیابی ضعف و نقص با استفاده از روش‌های استاتیک مرسوم مشکل باشد. به همین دلیل انجام آزمون‌های غربالگری عملکردی که کل سیستم لینک کینتیک را مورد توجه قرار می‌دهد برای شناسایی و توضیح نقص سیستم بسیار مهم می‌باشد. آزمون‌های عملکردی رایج، آزمون غربالگری حرکات عملکردی^۷، سیستم نمره‌دهی خطای فرود^۸،

سیستم نمره‌دهی خطای فرود در زمان واقعی^۹، اسکات تک پا^{۱۰}، و تعادل Y^{۱۱} می‌باشد. از روش غربالگری نیز می‌توان برای تعیین ریسک آسیب در آینده استفاده کرد. این آزمون‌ها روشی آسان برای تعیین ضعف و عدم تقارن در طول تمرین و فعالیت‌های روزانه می‌باشد و سیستمی غیرتهاجمی است که برای ارزیابی کیفیت الگوهای حرکتی برای ورزشکاران و افراد عادی استفاده می‌شود و مزیت آن این است که شامل یک سری آزمون‌های ساده با سیستم نمره‌دهی ساده می‌باشد. آزمون‌های عملکردی، محدودیت‌ها و عدم تقارن را در افراد سالم با توجه به الگوی حرکتی پایه نشان می‌دهد تا بتوان آسیب‌های آینده را پیش‌بینی کرد. بنابراین با پیش‌بینی خطر آسیب، می‌توان از تمرینات عملکردی خاص همان محدودیت یا عدم تقارن حرکتی استفاده کرد و در نتیجه با اصلاح الگوی حرکتی، اجرای آینده‌ی ورزشکار را ایمن ساخت.

فعالیت‌های پرفشار، دینامیک منحصر به فردی را برای مفصل ایجاد می‌کند و بنابراین مطالعه‌ی پاسخ مفصل در معرض فشار، به فهم بعضی از جنبه‌های بیومکانیک مفصل کمک می‌کند. مطالعات مدل‌سازی بسیاری به منظور بررسی مکانیزم آسیب در حرکات ورزشی از روش‌های مختلف شبیه‌سازی استفاده کرده‌اند (آدونی^{۱۲} و شیرازی عدل، ۲۰۱۳؛ بیتز^{۱۳} و همکاران، ۲۰۱۳؛ دونلی^{۱۴} و همکاران، ۲۰۱۲؛ همان^{۱۵} و همکاران، ۲۰۱۳؛ ماریوان^{۱۶} و همکاران، ۲۰۱۵). مدل‌های مرسوم مثل نصب مارکر بر روی پوست، نیز یکی از روش‌های مدل‌سازی برای تحلیل بارگذاری مفصل بر پایه‌ی داده‌های کینماتیکی است. امروزه شبیه‌سازی نروماسکولار در زمینه‌های متفاوت استفاده می‌شود تا فهم دقیق‌تری از سیستم عضلانی - اسکلتی و موقعیت آسیب به دست آید. استفاده از مجموعه مارکرهای مستقل روی هر عضو که در آن سه مارکر یا بیشتر روی یک صفحه صلب متصل به قسمت میانی سگمان قرار می‌گیرند، دقت زوایای مفصلی را بهبود می‌بخشد و از این‌رو در

9. Landing Error Scoring System-Real Time (LESS-RT)
 10. Single Leg Squate (SLS)
 11. Y Balance (YB)
 12. Adouni
 13. Bates
 14. Donnelly
 15. Homan
 16. Marouane

1. functional movement dysfunction
 2. Dallinga
 3. Santana
 4. mobility
 5. stability
 6. Cook
 7. Functional Movement Screening (FMS)
 8. Landing Error Scoring System (LESS)

از بازگشت به ورزش ورزشکاران کمک گرفت (بل^{۱۳} و همکاران، ۲۰۱۴؛ چیمرا^{۱۴} و همکاران، ۲۰۱۵؛ پادوآ^{۱۵} و همکاران، ۲۰۱۵؛ یوگالده^{۱۶} و همکاران، ۲۰۱۵).

یکی از فاکتورهای بیومکانیکی که با کمک آن می‌توان احتمال آسیب در یک مفصل معین را تخمین زد، میزان نیروهای خارجی و داخلی اعمال شده به کل بدن و یا مفصل می‌باشد. این نیروها شامل نیروی عکس‌العمل زمین^{۱۷} و نیروی عکس‌العمل مفصل^{۱۸} می‌باشد. نیروی عکس‌العمل مفصل نیرویی است که در داخل مفصل و در پاسخ به نیروهای عمل کننده بر مفصل تشکیل می‌شود. این مقدار، عاملی مهم برای میزان آسیب مفصل می‌باشد (دوفک^{۱۹} و بیتز، ۱۹۹۱؛ کافمن^{۲۰} و همکاران، ۱۹۹۱؛ لوو^{۲۱} و گریمر^{۲۲}، ۲۰۰۶). با استفاده از روش مدل‌سازی و شبیه‌سازی نرم‌اسکولار و با کمک نرم‌افزارهای تحلیل حرکت، می‌توان مقدار این نیرو را به دست آورد.

یکی از حرکات ورزشی آسیب‌رسان، حرکت فرود از پرش می‌باشد که با ریسک بالایی از آسیب مخصوصاً در مفصل زانو در طی رقابت‌های ورزشی همراه است (فوردر^{۲۳} و همکاران، ۲۰۰۳؛ مک نیر^{۲۴} و همکاران، ۱۹۹۰؛ اولسن^{۲۵} و همکاران، ۲۰۰۴). برای اثبات این ادعا که آزمون‌های عملکردی می‌تواند کیفیت اجرا و در نتیجه آسیب را در آینده پیش‌بینی کند، می‌توان همبستگی بین نمرات این آزمون‌ها و JRF را در حرکت فرود به‌دست آورد. بنابراین تحقیق حاضر بر آن است که این ادعا را ثابت کند. تعدادی از مطالعات، این ادعا را تحقیق کرده‌اند ولی اکثر آنها از روش آینده‌نگر استفاده کرده‌اند. در این مطالعه سعی بر آن است که با استفاده از مدل‌سازی نرم‌اسکولار و به‌دست آوردن نیروی عکس‌العمل مفصل، میزان آسیب در مفصل زانو در طول حرکت فرود پیش‌بینی شود. در حقیقت از همبستگی بین نمرات پنج آزمون عملکردی (FMS،

برنامه‌ریزی درمان بیشتر مورد توجه است (اشمیتز^۱، ۲۰۰۸). در بسیاری از تحقیقات از مدل‌های اسکلتی عضلانی برای محاسبه نقش پارامترهای آناتومیکی و کینماتیک و کینماتیک حرکت بر روی آسیب استفاده شده است. در این مطالعات از نرم‌افزارهای تحلیل حرکت مثل Opensim و Visual 3D تعیین کینماتیک و کینماتیک حرکت استفاده شده است (پول^۲ و همکاران، ۲۰۱۳؛ سولتان^۳ و مارلر^۴، ۲۰۱۵؛ وینهندل^۵ و همکاران، ۲۰۱۴؛ وو^۶ و همکاران، ۲۰۱۳؛ زی^۷ و همکاران، ۲۰۱۳). در حقیقت می‌توان از مطالعات مدل‌سازی برای تعیین ریسک فاکتورهای آسیب در اجرای حرکات ورزشی استفاده کرد. چنین مطالعات جامعی می‌تواند منجر به بهبود غربالگری بالینی و اقدامات پیشگیرانه برای انواع آسیب شود.

مطالعات ذکر شده پارامترهای آناتومیکی، بیومکانیکی و نرم‌اسکولار را در حین اجرای حرکت ورزشی مورد توجه قرار داده و نقش این فاکتورها را در میزان آسیب بررسی کرده‌اند. ولی تعدادی از مطالعات نیز با استفاده از غربالگری قبل از فصل مسابقات، سعی در پیش‌بینی اجرا و پیشگیری از آسیب دارند. یکی از روش‌های غربالگری که امروزه مورد قبول اکثر محققان است، روش FMS^۸ می‌باشد. محققان طی یک مطالعه‌ی مروری در مورد کارایی FMS نشان دادند که در صورتی که آزمونگر آموزش دیده و با تجربه باشد، FMS یک روش غربالگری روا می‌باشد. در کل این محققان نشان دادند که به منظور پیش‌بینی ریسک آسیب در ورزش‌های تیمی، نمره‌ی کل FMS به وسیله‌ی شواهد علمی مناسبی حمایت شده است (کراس^۹ و همکاران، ۲۰۱۴). دیگر مطالعات نیز نشان داده‌اند که می‌توان از آزمون‌های YB^{۱۰}، LESS^{۱۱} و SLS^{۱۲} به‌عنوان یک ابزار غربالگری برای ارزیابی خطای فرود و تشخیص ریسک آسیب اندام تحتانی و همچنین اصلاح آن در توانبخشی قبل

13. Bell
14. Chimera
15. Padua
16. Ugalde
17. Ground Reaction Force (GRF)
18. Joint Reaction Force (JRF)
19. Dufek
20. Kaufman
21. Louw
22. Grimmer
23. Ford
24. McNair
25. Olsen

1. Schmitz
2. Pohl
3. Sultan
4. Marler
5. Weinhandl
6. Wu
7. Xie
8. Functional Movement Screening (FMS)
9. Kraus
10. Y Balance (YB)
11. Landing Error Scoring System (LESS)
12. Single Leg Squate (SLS)

همکاران، ۲۰۰۹؛ یوگالده و همکاران، ۲۰۱۵). اسکات تک پا به روش یوگالده و همکاران (۲۰۱۵) اجرا گردید، در این روش، سه خطا شامل رهاکردن دست، نشانه ترندلنبرگ و افتادن پای تکیه‌گاه در وضعیت والگوس^۲ وجود دارد. در پیش مطالعه^۳، ما متوجه شدیم که آزمودنی‌ها علاوه بر سه خطای فوق ممکن است پنج خطای دیگر را نیز مرتکب شوند که عبارت بودند از زمین گذاشتن پا، خم کردن هیپ، خم کردن تنه، چرخش تنه و باز یا بسته کردن زانو. بنابراین در نمره‌دهی ما هشت خطا وجود داشت و نمره بیشتر به معنای خطای بیشتر می‌باشد. روایی صوری^۴ و منطقی^۵ این روش توسط پنج متخصص کینزیولوژی تأیید گردید. پایایی آزمون مجدد این روش در یک فاصله زمانی ۶ هفته‌ای برابر ۰/۹۱ بود.

پروتکل فرود: پس از مارکرگذاری و آشنایی کامل با مراحل آزمون و کسب آمادگی کافی، از آزمودنی‌ها آزمون LESS گرفته شد. پیش از ثبت داده‌های فرود توسط سیستم ضبط حرکت در آزمایشگاه، از آزمودنی‌ها به مدت یک دقیقه ضبط ایستا گرفته شد تا آزمودنی با سیستم مختصات آزمایشگاه هم‌راستا شود. هر یک از مختصات مکانی مفصل آزمودنی‌ها با وضعیت ایستاده‌شان هم‌راستا شد تا متغیر درون آزمودنی در راستای آناتومیکی طی حالت ایستا کنترل شود. مختصات اولیه مارکر توسط نرم‌افزار Qualisys Track Manager (QTM) ثبت گردید. عملکرد فرود و نیروی عکس‌العمل، متغیرهای آنروپومتریکی (قد، وزن و طول ساق پا)، و همچنین سه آزمون عملکردی مورد مطالعه، ارزیابی و اندازه‌گیری شد. آزمودنی‌ها شش فرود با پای برهنه از جعبه چوبی با ارتفاع ۳۰ سانتی‌متری را انجام دادند. جعبه روی زمین و در فاصله نصف قد فرد در جلوی صفحه نیرو قرار داده شد. آزمودنی به‌گونه‌ای فرود می‌آمد که در هر بار یک پا روی صفحه نیرو قرار گیرد. در حقیقت در سه تلاش اول فرود، پای راست و در سه تلاش بعدی فرود، پای چپ بر روی صفحه نیرو فرود می‌آمد (شکل ۱). اگر آزمودنی نمی‌توانست روی صفحه نیرو فرود بیاید یا تکنیک فرود را اشتباه انجام می‌داد، فرود ثبت شده حذف و تکرار می‌شد. نتایج برای پای برتر تحلیل شد. بین هر پرش

LESS، LESS-RT، SLS و YB) و می‌زان نیروی عکس‌العمل مفصل استفاده می‌شود. با توجه به مطالعات انجام شده از این روش تاکنون استفاده نشده است.

مواد و روش‌ها

این تحقیق به‌وسیله کمیته اخلاق دانشگاه اصفهان تأیید شد (کد اخلاق: IR.UI.REC.1397.069). از بین ۲۰۰ آزمودنی پسر ۱۸-۲۵ سال که از آنان آزمون غربالگری حرکات عملکردی گرفته شده بود، تعداد ۴۰ نفر بر حسب رتبه درصدی در نمره آزمون FMS انتخاب شدند. در حقیقت ده بازه (دهک) انتخاب شد و از هر بازه نمره، ۴ نفر انتخاب شدند. انتخاب این افراد برحسب تمایل آنان برای ادامه آزمون‌گیری در مراحل بعدی بود. معیارهای ورود به مطالعه عبارت بودند از: فقدان سابقه ورزشی منظم، عدم وجود منع پزشکی برای اجرای حرکات ورزشی و عدم وجود آسیب ترمیم نشده در ۶ ماه منتهی به تحقیق. معیارهای خروج از مطالعه عبارت بودند از: عدم رضایت فرد برای تداوم مشارکت، بروز هر نوع آسیب یا مشکل سلامت در حین انجام برنامه ورزشی، و عدم اجرای درست تمرینات به هر دلیل. در مرحله بعد از آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود استفاده شد. این مرحله شامل انجام فرود بر روی صفحه نیرو و ثبت داده‌های کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی به‌وسیله سیستم ضبط حرکت بود. پس از ضبط آزمون LESS در آزمایشگاه با استفاده از سیستم ضبط حرکت، آزمون‌های سیستم امتیازدهی خطای فرود در زمان واقعی، تعادل پویای Y، و اسکات تک پا برای هر فرد اندازه‌گیری شد. داده‌های سیستم ضبط حرکت به نرم‌افزار Opensim وارد شد و پس از انجام مراحل تحلیل حرکت در نرم‌افزار، از خروجی JRF برای تعیین آزمون‌هایی که ارتباط بیشتری با نیروی عکس‌العمل مفصل دارند، استفاده شد.

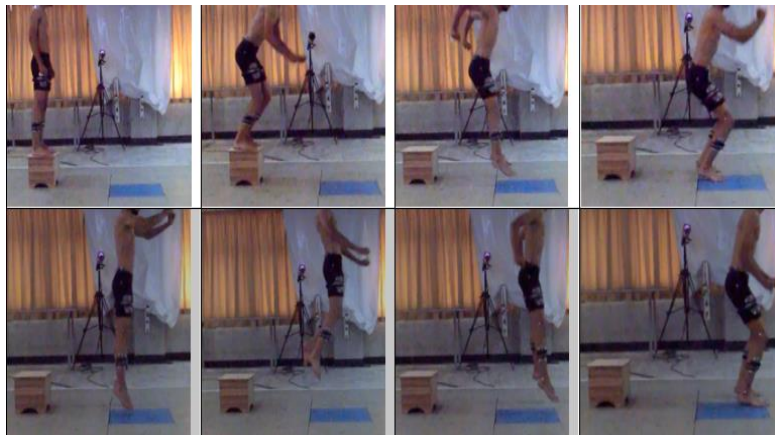
آزمون‌های عملکردی: آزمون‌های به‌کار رفته در تحقیق عبارت بودند از: غربالگری حرکات عملکردی، اسکات تک پا (راست)، تعادل پویای Y (راست)، سیستم امتیازدهی خطای فرود و سیستم امتیازدهی خطای فرود در زمان واقعی. آزمون‌های FMS، SLS، YBT، LESS، LESS-RT بر اساس رفرنس‌های موجود اجرا و امتیازدهی شد (کلارک، ۲۰۱۱؛ کوک، ۲۰۱۰؛ پادوا و همکاران، ۲۰۱۱؛ پلیسکی^۱ و

2. arms flailing, the Trendelenburg sign, or collapse of the supporting knee into valgus
3. pilot study
4. face validity
5. logical validity

1. Plisky

توسط صفحه نیرو و اطلاعات حرکت توسط هشت دوربین متصل به نرم‌افزار QTM ثبت شد. همچنین عملکرد فرود به وسیله دو دوربین ویدیویی که به فاصله ۳ متر در جلو و سمت راست ناحیه فرود قرار گرفته بودند به منظور ارزیابی آزمون LESS ضبط شد.

یک دقیقه استراحت داده شد تا خستگی عصبی - عضلانی کنترل شود و از همسانی بین آزمودنی اطمینان حاصل شود (روبرتسون^۱ و روحی^۲، ۲۰۱۴). نیروی حداکثر فرود به‌عنوان بیشترین نیروی عکس‌العمل عمودی زمین تعریف می‌شود که در پی فرود از جعبه مشاهده می‌شود (آراجو^۳ و همکاران، ۲۰۱۵). اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین



شکل ۱: مراحل فرود از سکو در آزمایشگاه

COP عمل می‌کنند. این سه جزء عبارتند از: (۱) نیروی عمودی، (۲) نیروی قدامی - خلفی و (۳) نیروی داخلی - خارجی. با استفاده از نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، اولین تماس پا با زمین^۶ مشخص شد. اولین تماس پا با زمین به‌عنوان لحظه‌ای تعریف می‌شود که در آن نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بیشتر از ۱۰ نیوتن می‌شود (ایدا^۷ و همکاران، ۲۰۱۱). برای تحلیل حرکات، F_x نشان دهنده راستای قدامی - خلفی و F_y نشان‌دهنده راستای داخلی - خارجی و F_z نیز نشان‌دهنده راستای عمودی است.

نشانگرها: نشانگرها (مارکرها) به شکل گوی و به قطر ۱۴ میلی‌متر بودند که توسط یک ورقه رفلکتیو قابل تشخیص توسط دوربین‌ها پوشیده شده‌اند و توسط چسب دو طرفه روی بدن قرار گرفتند. محل پیشنهادی قرارگیری مارکرها انعکاسی روی لندمارک‌های آناتومیک بر اساس روش مورد استفاده در نرم‌افزار OpenSim بوده است. همچنین چهار کلاستر که هر کدام شامل چهار مارکر متصل به صفحات لوزی شکل است به سطح قدامی - خارجی ساق و ران متصل شدند. به منظور افزایش دید دوربین‌ها، کلاسترها به فاصله مساوی بین سطح قدامی و

صفحه نیرو: یک صفحه نیروی سه محوره^۴ (مدل Kistler، ۵۰×۶۰×۵ سانتی‌متر، ساخت کشور سوئیس) که در کف آزمایشگاه جاسازی شده بود برای ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین وارد بر اندام تحتانی مورد استفاده قرار گرفت. اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد (گریبل^۵ و همکاران، ۲۰۱۲). این فرکانس منطبق با فرکانس دوربین‌ها می‌باشد. این صفحه نیرو دارای شش کانال می‌باشد که نیروها را در سه راستای X، Y و Z ثبت می‌کند. صفحه نیرو دارای چهار سنسور سه جزئی در چهار گوشه می‌باشد. نیرو به صفحه بالایی اعمال شده و بین این سنسورها توزیع می‌گردد. هر کدام از این سنسورها سه جفت صفحه کوارتز دارند که یکی به فشار در راستای Z و دوتای دیگر به نیروهای برشی در راستاهای X و Y حساس می‌باشد. صفحه نیرو در حقیقت نیروی عکس‌العمل زمین و نیز نقطه اثر آن (COP) را اندازه‌گیری و ثبت می‌کند. نیروی عکس‌العمل زمین متشکل از سه جزء است که در محل

6. initial contact
7. Iida

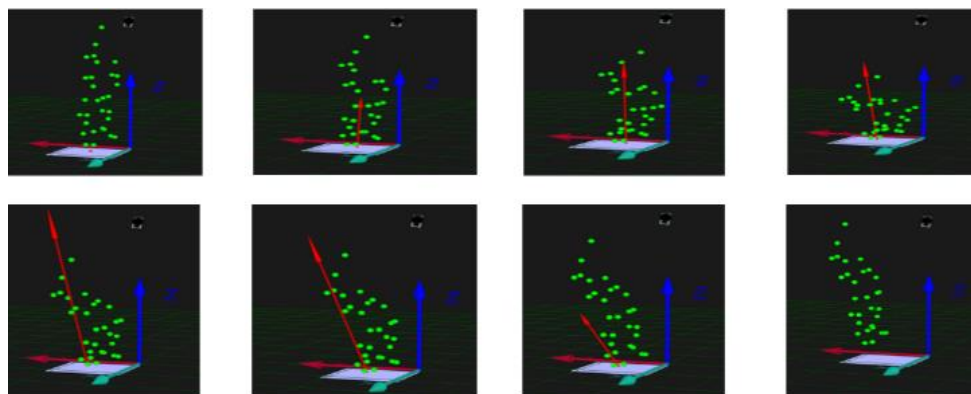
1. Robertson
2. Rouhi
3. Araujo
4. multiaxis force plate
5. Gribble

با ۲۳ درجه آزادی و ۹۲ محرک^۲ برای ۸۷ عضله بود (دلپ^۳ و همکاران، ۲۰۰۷؛ ست و همکاران، ۲۰۱۸). اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی از طریق فیلتر پایین‌گذر باترورث^۵ در فرکانس قطع شش هرتز فیلتر شدند. برای محاسبه نیروی عکس‌العمل مفصل زانو هنگام فرود، جرم آزمودنی، داده‌های آنتروپومتری و اطلاعات کینماتیک به‌عنوان ورودی نرم‌افزار استفاده شد. شش مرحله در داخل نرم‌افزار انجام شد که مراحل اجرایی در شکل ۲ نشان داده شده است. از طریق مرحله نخست (Scale Model)، مدل کلی نرم‌افزار از طریق اندازه‌گیری فاصله‌ای که مارکرهای حقیقی با مارکرهای مجازی (مارکرهای مدل کلی) دارند با مدل آزمودنی مطابق شده و بدین صورت مدل اسکلتی عضلانی افراد شرکت‌کننده، در مراحل بعدی مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرد. در نهایت حداکثر نیروی عکس‌العمل مفصل زانو در راستای خلفی - قدامی، داخلی - خارجی و عمودی هر یک از آزمودنی‌ها محاسبه شد.

جانبی ساق و ران پای افراد قرار داده شدند. دستگاه تحلیل حرکت: جهت بررسی کینماتیک اندام تحتانی، دستگاه تحلیل حرکت Qualisys Track Manager (Qualisys Motion Capture System, Sweden 2.7 (build 771) که شامل هشت دوربین مادون قرمز می‌باشد، به منظور ثبت تصاویر سه بُعدی و تجزیه و تحلیل حرکات با نرخ نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز مورد استفاده قرار گرفت. برای کالیبره کردن دوربین‌ها از یک میله L شکل با چهار مارکر و یک میله T شکل با دو مارکر استفاده شد. در این تحقیق حجم کالیبره کردن ۲ متر در ۲ متر در ۱/۵ متر در نظر گرفته شد و کالیبره کردن با دقت خطای کمتر از ۰/۸ میلی‌متر انجام گرفت (آفونسو^۱، ۲۰۱۵). تجزیه و تحلیل حرکت در نرم‌افزار: از دو نرم‌افزار OpenSim (Stanford University, California, 3d Motion Kinematic and Mokka) و (Version 3.3 Kinetic Analyzer, Version 0.6.2) برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. مدل استفاده شده در این تحلیل، مدل ۲۳۹۲



شکل ۲: مراحل تحلیل حرکت در نرم‌افزار OpenSim



شکل ۳: مراحل فرود در نرم‌افزار QTM

نرم‌افزار چهار آزمودنی، نتایج برای ۳۶ آزمودنی تحلیل شد. میانگین نیروی برشی (قدامی - خلفی) عکس‌العمل مفصل زانوی ۳۶ آزمودنی در شکل ۴ گزارش شده است.

یافته‌ها

آمار توصیفی اطلاعات جمعیت شناختی آزمودنی‌ها و تحلیل توصیفی فاکتورهای مختلف اندازه‌گیری شده در مطالعه در جداول ۱ و ۲ ارائه شده است. با توجه به وجود مشکل در مدل

جدول ۱: اطلاعات جمعیت شناختی آزمودنی‌ها

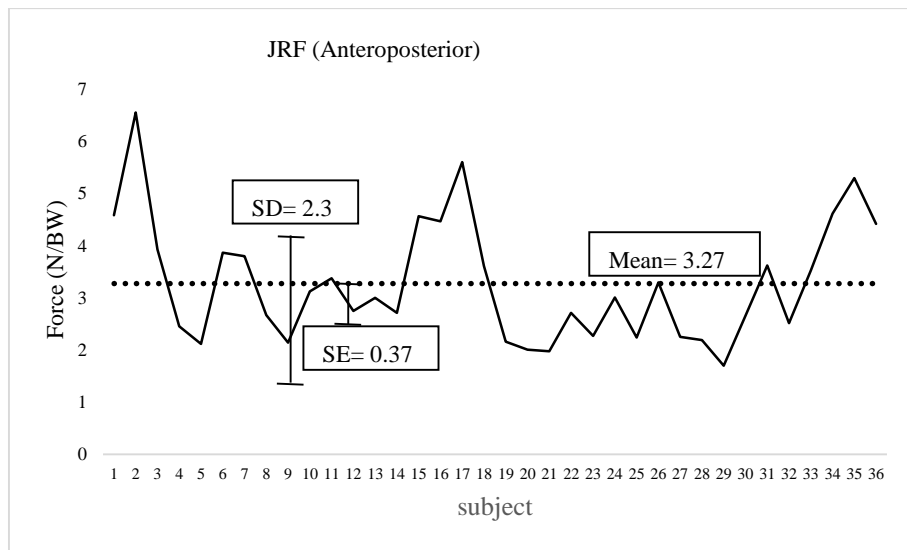
سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI (کیلوگرم بر مترمربع)
M±SD	M±SD	M±SD	M±SD
۲۱/۲±۸۸/۹۴	۱۷۹/۷±۵۷/۷۱	۷۲/۱۱±۶۷/۸۵	۲۲/۳±۵۳/۳۹

تعداد کل: ۳۶ نفر

جدول ۲: آمار توصیفی فاکتورهای مورد مطالعه

YB	SLS	LESS	LESS-RT	FMS	JRF (ML)
M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD	M±SD
۸۹/۱۹±۶/۹۲	۲/۴۲±۱/۳۴	۵/۸۱±۲/۷۱	۶/۱۷±۳/۰۰	۱۵/۷۸±۲/۰۷	۲۲۷۵/۵۵±۷۰۴/۲۵ N ۳/۲۷±۱/۱۵ N/BW

YB=Y Balance, SLS= Single Leg Squat, LESS= Landing Error Scoring System
LESS-RT= Landing Error Scoring System-Real Time, FMS= Functional Movement Screening, JRF= Joint Reaction Force, N= Newton, BW= Body Weight, M= Mean, SD= Standard Deviation



شکل ۴: میانگین نیروی برشی (قدامی - خلفی) عکس‌العمل مفصل زانوی آزمودنی‌ها

تحلیل رگرسیون در این مطالعه پنج آزمون عملکردی (غریبالگری حرکات عملکردی، سیستم امتیازدهی خطای فرود، سیستم امتیازدهی خطای فرود در زمان واقعی، اسکات تک پا، تعادل پویای Y) مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. نیروی عکس‌العمل مفصل زانو نیز با استفاده از نرم‌افزار به‌دست آمد. همبستگی بین این عوامل در جدول ۳ گزارش شده است.

جدول ۳: ماتریس ضرایب همبستگی بین عوامل اندازه‌گیری شده در پژوهش

	YB	SLS	LESS	LESS-RT	FMS	JRF
YB	۱	*-۰/۳۳۹	-۰/۳۰۹	-۰/۲۶۲	۰/۲۱۹	-۰/۲۸۶
Sig		۰/۰۴۳	۰/۰۶۶	۰/۱۲۲	۰/۱۹۹	۰/۰۹۱
SLS	*-۰/۳۳۹	۱	۰/۲۷۵	۰/۲۶۰	-۰/۰۰۷	۰/۲۴۶
Sig	۰/۰۴۳		۰/۱۰۵	۰/۱۲۶	۰/۹۶۸	۰/۱۴۸
LESS	-۰/۳۰۹	۰/۲۷۵	۱	**۰/۹۷۳	-۰/۱۲۵	**۰/۹۵۴
Sig	۰/۰۶۶	۰/۱۰۵		۰/۰۰۰	۰/۴۶۸	۰/۰۰۰

LESS-RT	-۰/۲۶۲	۰/۲۶۰	**۰/۹۷۳	۱	-۰/۱۲۷	**۰/۹۴۶
Sig	۰/۱۲۲	۰/۱۲۶	۰/۰۰۰		۰/۴۶۰	۰/۰۰۰
FMS	۰/۲۱۹	-۰/۰۰۷	-۰/۱۲۵	-۰/۱۲۷	۱	-۰/۱۲۶
Sig	۰/۱۹۹	۰/۹۶۸	۰/۴۶۸	۰/۴۶۰		۰/۴۶۳
JRF	-۰/۲۸۶	۰/۲۴۶	**۰/۹۵۴	**۰/۹۴۶	-۰/۱۲۶	۱
sig	۰/۰۹۱	۰/۱۴۸	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۴۶۳	

همان طور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود در بین پنج آزمون عملکردی بیشترین همبستگی بین دو آزمون LESS و LESS-RT وجود دارد ($r=۰/۹۷۳$, $p\leq ۰/۰۰۰$). بررسی ضرایب همبستگی بین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و هر یک از آزمون‌ها نشان می‌دهد که بیشترین همبستگی بین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و دو آزمون LESS

وجود دارد. به منظور بررسی دقیق‌تر همبستگی بین عوامل و تعیین روابطی همزمان بین آنها از مدل رگرسیون چندگانه استفاده شد. نتایج این مدل در جدول ۴ گزارش شده است.

همان طور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود در بین پنج آزمون عملکردی بیشترین همبستگی بین دو آزمون LESS و LESS-RT وجود دارد ($r=۰/۹۷۳$, $p\leq ۰/۰۰۰$). بررسی ضرایب همبستگی بین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و هر یک از آزمون‌ها نشان می‌دهد که بیشترین همبستگی بین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و دو آزمون LESS

جدول ۴: نتایج آزمون رگرسیون (LESS)

متغیرهای پیش بین	B	SE	BETA	T	P
مقدار ثابت	۸۳۷/۳۷	۸۴/۹۸		۹/۸۵	۰۰۰/۰
LESS	۲۴۷/۷۳	۱۳/۲۹	۰/۹۵	۱۸/۶۳	۰۰۰/۰

R=.954, STD. ERROR OF THE ESTIMATE (SEE)=213.39 R²=.911, ADJR²=.908

۹۱ درصد تغییرپذیری^۲ را پیش‌بینی کرد، ولی ۹ درصد از این تغییرپذیری را نمی‌توان پیش‌بینی کرد چرا که عواملی به غیر از تکنیک فرود مثل وزن و ... نیز تأثیرگذار می‌باشند. این میزان ۹ درصد همان مقدار داخل پرنانز جلوی فرمول (۴۱۸/۲۴ نیوتن) است.

با توجه به همبستگی بالای دو آزمون LESS و LESS-RT و همچنین سهولت استفاده از آزمون LESS-RT می‌توان آزمون رگرسیون را نیز برای آزمون LESS-RT انجام داد. نتایج این مدل در جدول ۵ گزارش شده است.

نتایج نشان داد که آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود به‌طور معناداری ($ADJR^2=۰/۹۱$, $p\leq ۰/۰۰۰$) نیروی عکس‌العمل مفصل زانو را پیش‌بینی می‌کند. در حقیقت با افزایش یک انحراف استاندارد در نمره آزمون سیستم امتیازدهی خطای فرود، میزان نیروی عکس‌العمل مفصل زانو ۰/۹۵ انحراف استاندارد افزایش خواهد یافت. با توجه به معناداری آماری می‌توان گفت که میزان تغییرات نیروی عکس‌العمل مفصل زانو (JRF) به میزان ۹۱ درصد با استفاده از معادله زیر تبیین می‌شود:

$$JRF(N) = ۸۳۷ / ۳۷ + ۲۴۷ / ۷۳ \text{ LESS score}$$

$$\text{معادله ۱} \quad (\pm (۱ / ۹۶ \times ۲۱۳ / ۳۹ = ۴۱۸ / ۲۴))$$

عدد داخل پرنانز مربوط به ۹ درصد واریانس تبیین نشده است که از حاصل ضرب خطای استاندارد برآورد (SEE) در ارزش P (۰/۹۵) که مساوی ۱/۹۶ است، به‌دست می‌آید. با توجه به معادله ۱ می‌توان گفت که مهم‌ترین شاخص برای میزان نیروی عکس‌العمل مفصل زانو در گروه سنی مورد تحقیق، تکنیک فرود می‌باشد. پس می‌توان با استفاده از نمره آزمون LESS و یا در حقیقت تکنیک فرود

جدول ۵: نتایج آزمون رگرسیون (LESS-RT)

متغیرهای پیش‌بین	B	SE	BETA	T	P
مقدار ثابت	۹۰۶/۸۲	۸۹/۶۶		۱۰/۱۱	۰/۰۰۰
LESS-RT	۲۲۱/۹۶	۱۳/۱۱	۰/۹۵	۱۶/۹۳	۰/۰۰۰

R=.946, STD. ERROR OF THE ESTIMATE (SEE)=232.66 R²=.894, ADJR²=.891

از لحاظ میزان شدت توصیف کند (دویتا^۱ و اسکلی^۲، ۱۹۹۲؛ ژانگ^۳ و همکاران، ۲۰۰۰). بدیهی است که افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام فرود باعث افزایش ریسک آسیب می‌شود. عواملی چون ارتفاع فرود، کاهش فلکشن زانو، انتقال قدامی درشت‌نی، پیک گشتاور اداکشن/اداکشن، فرود پاشنه-پنجه و به‌طور کلی استراتژی فرود منجر به ایجاد نیروی عکس‌العمل زمین نسبتاً بالاتری می‌شود (لوو و گریمر، ۲۰۰۶).

یکی از عوامل مؤثر در بروز آسیب، مقدار نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی است (چپل^۴ و همکاران، ۲۰۰۵؛ چپل و همکاران، ۲۰۰۲؛ مک نیر و همکاران، ۲۰۰۰). میزان نیروهای فرود معیاری در جهت مقدار فشار وارد بر بافت‌هاست (دویت^۵ و همکاران، ۱۹۹۵). مهم‌ترین عوامل تأثیرگذار بر بزرگی نیروهای فرود شامل ارتفاع فرود، وزن بدن و نیز استراتژی فرود می‌باشند (دویت و همکاران، ۱۹۹۵). یکی از استراتژی‌های مهم در فرود، حرکت صفحه ساجیتال می‌باشد. ورزشکاران با حرکت صفحه ساجیتال محدود در طول فرود، پروفایل بیومکانیکی‌ای را نشان می‌دهند که ممکن است این افراد را در ریسک بالاتری از گشتاور و در نتیجه آسیب مفصل زانو قرار دهد (پولارد^۶ و همکاران، ۲۰۱۰).

مطالعات نشان داده‌اند که مفاصل ران، زانو و مچ پا با به‌کارگیری عضلات عمل‌کننده بر روی این مفاصل در جذب نیرو نقش دارند (میزراهی^۷ و سوساک^۸، ۱۹۸۲؛ یوو^۹ و همکاران، ۲۰۱۱). یوو و همکاران (۲۰۱۱) گزارش کردند که در صفحه فرونتال، مفصل زانو جذب‌کننده اصلی نیرو در حرکت فرود به‌شمار می‌رود و اظهار داشتند که مفصل زانو

با توجه به جدول ۵ و معناداری آماری می‌توان گفت که میزان تغییرات نیروی عکس‌العمل مفصل زانو به میزان ۸۹ درصد با استفاده از معادله زیر تبیین می‌شود.

$$\text{JRF}(N) = 906/82 + 221/96 \text{ LESS-RT score}$$

$$\text{معادله } 2 \quad (\pm (1/96 \times 232/66 = 456/01))$$

عدد داخل پرانتز مربوط به ۱۱ درصد واریانس تبیین نشده است که از حاصل ضرب خطای استاندارد برآورد (SEE) در ارزش P(۰/۹۵) که مساوی ۱/۹۶ است، به‌دست می‌آید. با توجه به معادله ۲ می‌توان گفت که مهم‌ترین شاخص برای میزان نیروی عکس‌العمل مفصل زانو در گروه سنی مورد تحقیق، تکنیک فرود می‌باشد. پس می‌توان با استفاده از نمره آزمون LESS-RT و یا در حقیقت تکنیک فرود، ۸۹ درصد تغییرپذیری را پیش‌بینی کرد ولی ۱۱ درصد از این تغییرپذیری را نمی‌توان پیش‌بینی کرد چرا که عواملی به‌غیر از تکنیک پرش نیز تأثیرگذار می‌باشند. این میزان ۱۱ درصد همان مقدار داخل پرانتز جلوی فرمول (۴۵۶/۰۱) نیوتن) است.

بحث

پرش یکی از فعالیت‌های ورزشی و حرکتی می‌باشد که مستلزم فرود است. آسیب‌دیدگی در بین انواع ورزش‌های پرشی و فرودی، بیشتر در اندام تحتانی و به‌طور خاص مفصل زانو اتفاق می‌افتد. عواملی که می‌توانند به میزان و شدت چنین آسیب‌هایی کمک کنند شامل موقعیت بدن در هنگام فرود، سطح فرود و همچنین تنش‌هایی است که بدن در حین اجرای حرکت در معرض آن قرار می‌گیرد (نیروها و گشتاورها) (دافک و بیتز، ۱۹۹۱). در هنگام فرود نیروهای برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد می‌شود. افزایش نیروهای برخوردی در ضمن فرود و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب ساختاری بافت نرم اطراف مفصل فراهم می‌سازد (مک نیر و همکاران، ۲۰۰۰). در حقیقت نیروی عکس‌العمل زمین عاملی است که می‌تواند نحوه فرود فرد را

1. Devita
2. Skelly
3. Zhang
4. Chappell
5. De Wit
6. Pollard
7. Mizrahi
8. Susak
9. Yeow

مفاصل ران و زانو در هنگام تماس اولیه پا با زمین، لزوماً نیروی مفصل را کاهش نمی‌دهد، بلکه حرکت فعال فلکشن ران و زانو باعث کاهش این نیرو می‌شود (یو^۹ و همکاران، ۲۰۰۶). هریسون^{۱۰} (۱۹۸۶) و همکاران با استفاده از مدل سازی زانو در هنگام دویدن، نیروی مفصل زانو را ۳۳ برابر وزن بدن به دست آوردند. ابن^{۱۱} و همکاران (۲۰۰۵) با بررسی نیروی عکس‌العمل مفصل زانو در انواع متفاوت تمرینات پلیومتریک به این نتیجه رسیدند که نیروی عکس‌العمل زانو تابعی از تکنیک فرود می‌باشد که به وسیله ماهیت تمرین پلیومتریک مثل ارتفاع پرش، دو طرفه در مقابل یک طرفه بودن پرش و میزان اکستنشن/فلکشن مفاصل ران و زانو تحت تأثیر قرار می‌گیرد. در حقیقت میزان نیروی عکس‌العمل مفصل زانو تا حدودی می‌تواند شدت نسبی تمرینات پلیومتریک را تعیین کند. در برخی از فرودهای وابسته به تمرینات پلیومتریک، میزان نیروی مفصل زانو تا ۱۰ برابر وزن بدن می‌باشد که احتمالاً به خاطر فعالیت کانسنتریک اکستنسورهای مفاصل زانو و ران برای قرار دادن پاها در موقعیت فرود می‌باشد.

اهمیت پیشگیری از آسیب‌های ورزشی بسیار بدیهی است. از این نظر مهم است بدانیم که کدام ابزار غربالگری می‌تواند ورزشکارانی را که در معرض آسیب‌دیدگی اندام تحتانی قرار دارند، شناسایی کند. نمره حرکات عملکردی یک ابزار غربالگری مناسب و ریسک فاکتور قابل تشخیص برای آسیب در ورزشکاران می‌باشد. بازیکنان با الگوی حرکتی غیرصحیح نسبت به افرادی که نمره بالاتر در آزمون می‌گیرند، احتمال آسیب بیشتری دارند (کیسل^{۱۲} و همکاران، ۲۰۰۷). با توجه به مطالعات قبلی می‌توان از نمره آزمون عملکردی SLS نیز برای پیش‌بینی وقوع واگوس دینامیک زانو هنگام فرود از سکوی پرش و تشخیص ریسک آسیب اندام تحتانی استفاده نمود (یوگالده و همکاران، ۲۰۱۵).

با توجه به این که گشتاور و نیروی مفصل در حال حاضر فقط با تجهیزات پیشرفته و گرانیقیمت می‌تواند به صورت دقیق در آزمایشگاه اندازه‌گیری شود، کاربرد آن در محیط بالینی محدود است. هانت^{۱۳} و همکاران (۲۰۱۱) در

بیشترین مقدار دامنه حرکتی، گشتاور و جذب نیرو را در صفحه فرونتال از خود نشان داده است (یوو و همکاران، ۲۰۱۱). به نظر می‌رسد تغییر در زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر فعالیت عضلانی، گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تأثیر می‌گذارد (اندروز^۱ و همکاران، ۱۹۹۶؛ اندریاچی^۲، ۱۹۹۴؛ چاو^۳ و همکاران، ۱۹۹۴). در حقیقت می‌توان گفت راستای اندام تحتانی مسئول اصلی توانایی بدن در جذب فشار در حین تماس با زمین است و مقدار بار را تعدیل می‌کند (هارگریو^۴ و همکاران، ۲۰۰۳). در حین اجرای فعالیت‌های توأم با تحمل وزن مانند فرود آمدن، اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین هستند (دکر^۵ و همکاران، ۲۰۰۳).

گشتاور و نیروی حاصل از مفصل زانو که به وسیله روش دینامیک معکوس تخمین زده می‌شود، می‌تواند بینش قابل قبولی را از الگوهای بارگذاری مفصل زانو فراهم کند. رابطه بین فاکتورهای کینماتیکی و کینتیکی در مطالعات بسیاری مورد توجه قرار گرفته است. بسیاری از محققان میزان نیروی مفاصل را در فعالیت‌های متفاوت حرکتی بررسی و اندازه‌گیری کرده‌اند چرا که رابطه بین این نیروها در مفاصل مختلف و آسیب‌دیدگی ناشی از آن می‌تواند مورد بحث و توجه قرار گیرد (ابن^۶، ۲۰۰۵؛ هریسون^۷ و همکاران، ۱۹۸۶؛ کافمن و همکاران، ۱۹۹۱؛ یوو و همکاران، ۲۰۰۶). محققان با بررسی بارهای فشاری و برشی در مفاصل تیبیوفمورال و پتلوفمورال زانو در تمرینات ایزوکینتیک به این نتیجه رسیدند که افراد با آسیب زانو بهتر است این حرکات را با احتیاط بیشتری انجام دهند چرا که میزان نیروی مفصل می‌تواند عامل پیش‌بینی کننده‌ای باشد (کافمن و همکاران، ۱۹۹۱). مطالعه ریلی و مارتین^۸ (۱۹۷۲) نشان داد که نیروی عکس‌العمل مفصل پتلوفمورال در حرکات متفاوت، نه تنها به میزان نیروی عضله چهارسر وابسته است بلکه با میزان زاویه فلکشن زانو نیز در ارتباط می‌باشد از طرف دیگر محققان به این نتیجه رسیدند که زاویه فلکشن بالای

1. Andrews
2. Andriacchi
3. Chao
4. Hargrave
5. Decker
6. Ebben
7. Harrison
8. Reilly and Martens

9. Yu
10. Harrison
11. Ebben
12. Kiesel
13. Hunt

و LESS-RT برای تخمین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو استفاده کرد. مطالعات قبلی نیز نشان دادند که آزمون LESS می‌تواند به‌عنوان یک ابزار غربالگری برای تشخیص ریسک آسیب زانو استفاده شود (بل و همکاران، ۲۰۱۴؛ پادوا و همکاران، ۲۰۱۵). این نتیجه بسیار مطلوب است که بتوان یک آزمون ساده را جایگزین آزمونی پیچیده کرد. با توجه به نتایج مطالعه حاضر، میزان تغییرات نیروی عکس‌العمل مفصل زانو به میزان ۹۱ درصد با استفاده از نمره آزمون LESS (معادله ۱) و به میزان ۸۹ درصد با استفاده از نمره آزمون LESS-RT (معادله ۲) تبیین می‌شود.

نتیجه‌گیری

به‌طور کلی می‌توان گفت که مهم‌ترین شاخص برای میزان نیروی عکس‌العمل مفصل زانو در گروه سنی مورد تحقیق، تکنیک پرش می‌باشد. پس می‌توان با استفاده از نمره آزمون LESS و یا در حقیقت تکنیک پرش، ۹۱ درصد تغییرپذیری را پیش‌بینی کرد ولی ۹ درصد از این تغییر پذیری را نمی‌توان پیش‌بینی کرد چرا که عواملی به غیر از تکنیک پرش مثل وزن نیز تأثیرگذار می‌باشند. البته تعمیم پذیری نتایج این مطالعه فقط برای جوامع مشابه و آزمون مشابه رواست^۱. همبستگی بین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و دو آزمون LESS ($r=0/954$, $p\leq 0/000$) و LESS-RT ($r=0/946$, $p\leq 0/000$) بسیار به هم نزدیک می‌باشد. از آن‌جا که LESS نیاز به دوربین دارد که این موضوع می‌تواند فاکتور زمان‌گیری باشد، بنابراین پیشنهاد می‌شود از آزمون LESS-RT برای تخمین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو استفاده شود. بهتر است مربیان برای هر فعالیت ورزشی ورزشکاران یک آزمون مناسب مثل آزمون LESS طراحی کنند که از لحاظ بیومکانیکی منطبق با فعالیت مورد نظر باشد. در آزمون LESS فرود ایده‌آلی که بهترین عملکرد را دارد، در نظر گرفته شده است و سپس بر اساس این فرود، آزمونی ساخته شده است که انحراف از فرود ایده‌آل را نمره‌گذاری می‌کند. این کار باید برای فعالیت‌های مهم ورزشی و آسیب‌رسان نیز انجام شود تا بتوان تمام تکنیک‌های ورزشی را پالایش کرد. برای مثال در بسکتبال بهتر است فرود تک‌پای ایده‌آل در نظر گرفته شود و سپس بر اساس آن آزمونی طراحی شود که انحراف از فرود تک

مطالعه‌ای، توانایی مجموعه‌ای از اندازه‌گیری‌های کلینیکی را برای پیش‌بینی گشتاور مفصل زانو بررسی کردند. آنان نشان دادند که مجموعه‌ای از داده‌ها (وزن بدن، راستای تیبیا و سرعت راه رفتن) که به شکل ساده‌ای در کلینیک قابل اندازه‌گیری است، می‌تواند برای پیش‌بینی گشتاور زانو کمک کننده باشد. مطالعه‌ای مروری نشان داد که ابزارهای غربالگری متفاوتی، می‌تواند به‌عنوان ابزار پیش‌بین برای آسیب‌های زانو مورد توجه قرار گیرند. هایپراکستنشن، شلی قدامی - خلفی، و گشتاور ابداکشن در مفصل زانو و همچنین فاصله دسترسی کمتر از ۴ درصد طول اندام در آزمون تعادل ستاره، آزمون‌های پیش‌بینی کننده برای آسیب زانو می‌باشند (دالینگا و همکاران، ۲۰۱۲).

در حقیقت شناسایی آن دسته از افرادی که احتمالاً گشتاور و نیروی بالای زانو را تجربه می‌کنند، می‌تواند در تصمیم‌گیری در مورد این که آیا مداخلات اصلاح کننده نیرو برای آنان مناسب است، به پزشکان کمک کند. از طرفی ارزیابی مکرر از گشتاور و نیروی مفاصل می‌تواند مکانیسمی برای نظارت بر بیماران به جهت پیشرفت بیماری و همچنین ورزشکاران به جهت پیش‌بینی آسیب باشد.

هدف این مطالعه این بود که آیا گروهی از آزمون‌های عملکردی می‌توانند نیروی عکس‌العمل مفصل زانو را پیش‌بینی کنند. در مطالعه ما نیروی عکس‌العمل مفصل زانو با استفاده از تجهیزات آزمایشگاهی خاص (دوربین، مارکر، صفحه نیرو) و نیروی متخصص و با استفاده از نرم‌افزار (دینامیک معکوس) به دست آمد. اگر بتوان از آزمون‌های ساده‌تری (FMS, LESS, LESS-RT, SLS, YB) برای تخمین این نیرو استفاده کرد، می‌توان به شکل ساده‌تری و بدون استفاده از تجهیزات گرانقیمت و خارج از دسترس به هدف رسید. در این مطالعه آزمون‌های معمول عملکردی شناسایی شد. فرض کردیم که به‌وسیله یکی و یا ترکیبی از این آزمون‌ها می‌توان به یک جایگزینی مطلوب برای نیروی عکس‌العمل مفصل رسید. بررسی ضرایب همبستگی بین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و هر یک از آزمون‌ها نشان داد که بیشترین همبستگی بین نیروی عکس‌العمل مفصل زانو و دو آزمون LESS و LESS-RT وجود دارد. در حقیقت در آزمون‌های موجود، دو آزمون LESS و LESS-RT بیشترین قابلیت و ظرفیت را برای جایگزین سازی دارند. نتایج نشان می‌دهد که می‌توان از آزمون‌های LESS

۱. population specific

آورد که متوجه شویم آیا آزمون طراحی شده توانایی تخمین نیروی عکس‌العمل مفصل و در نتیجه پیش‌بینی آسیب را دارد یا خیر. در حقیقت بهتر است مطالعات روایی سنجی همزمان، مشابه با مطالعه حاضر برای حرکات ورزشی متفاوت و آزمون‌های طراحی شده انجام گیرد.

پای ایده‌آل را نمره‌گذاری کند. در حقیقت اصل ویژگی حرکت حاکم است و باید برای حرکات پایه هر رشته ورزشی آزمون مناسب طراحی شود. از لحاظ مطالعاتی می‌توان برای آزمون‌های طراحی شده، مطالعه‌ای مشابه این مطالعه انجام داد و نیروی عکس‌العمل مفصل را به‌دست

References

- Adouni, M., & Shirazi-Adl, A. (2013). "Consideration of equilibrium equations at the hip joint alongside those at the knee and ankle joints has mixed effects on knee joint response during gait", *Journal of biomechanics*, 46(3), 619-624.
- Afonso, M. P. (2015). Modelling the gait of healthy and post-stroke individuals.
- Ali, N., Robertson, D. G. E., & Rouhi, G. (2014). "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". *The Knee*, 21(1), 38-46.
- Andrews, M., Noyes, F. R., Hewett, T. E., & Andriacchi, T. P. (1996). "Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data", *Journal of orthopaedic research*, 14(2), 289-295.
- Andriacchi, T. P. (1994). "Dynamics of knee malalignment", *The Orthopedic clinics of North America*, 25(3), 395-403.
- Araujo, S., Cohen, D., & Hayes, L. (2015). "Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: a pilot study", *Journal of human kinetics*, 45(1), 27-37.
- Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). "Timing differences in the generation of ground reaction forces between the initial and secondary landing phases of the drop vertical jump", *Clinical biomechanics*, 28(7), 796-799.
- Bell, D. R., Smith, M. D., Pennuto, A. P., Stiffler, M. R., & Olson, M. E. (2014). "Jump-landing mechanics after anterior cruciate ligament reconstruction: a landing error scoring system study", *Journal of athletic training*, 49(4), 435-441.
- Chao, E., Neluheni, E., Hsu, R., & Paley, D. (1994). "Biomechanics of malalignment". *The Orthopedic clinics of North America*, 25(3), 379-386.
- Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). "Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks". *The American journal of sports medicine*, 33(7), 1022-1029.
- Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). "A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks", *The American journal of sports medicine*, 30(2), 261-267.
- Chimera, N. J., Smith, C. A., & Warren, M. (2015). "Injury history, sex, and performance on the functional movement screen and Y balance test", *Journal of athletic training*, 50(5), 475-485.
- Clark, M. A. (2011). *NASM Essentials of Corrective Exercise Training*.
- Cook, G. (2010). *Movement: Functional Movement Systems: Screening, Assessment and Corrective Strategies*. California.
- Cook, G., Burton, L., Kiesel, K., Bryant, M., & Torine, J. (2010). *Movement: functional movement systems: screening, assessment, and corrective strategies (Vol. 24): On Target Publications Aptos, CA*.
- Dallinga, J. M., Benjaminse, A., & Lemmink, K. A. (2012). "Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports?" *Sports medicine*, 42(9), 791-815.
- De Wit, B., De Clercq, D., & Lenoir, M. (1995). "The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running", *Journal of applied biomechanics*, 11(4), 395-406.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. R. (2003). "Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing", *Clinical biomechanics*, 18(7), 662-669.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). "OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement", *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11), 1940-1950.
- Devita, P., & Skelly, W. A. (1992). "Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity", *Med Sci Sports Exerc*, 24(1), 108-115.
- Donnelly, C. J., Lloyd, D. G., Elliott, B. C., & Reinbolt, J. A. (2012). "Optimizing whole-body kinematics to minimize valgus knee loading during sidestepping: implications for ACL injury risk", *Journal of biomechanics*, 45(8), 1491-1497.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1991). "Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports", *Sports medicine*, 12(5), 326-337.
- Ebben, R. L. J. a. W. P. (2005). *Ground and knee joint*

- reaction forces during variations of plyometric exercises.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). "Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players". *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Gribble, P. A., Mitterholzer, J., & Myers, A. N. (2012). "Normalizing considerations for time to stabilization assessment", *Journal of science and medicine in sport*, 15(2), 159-163.
- Hargrave, M. D., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2003). "Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing", *Journal of athletic training*, 38(1), 18.
- Harrison, R. N., Lees, A., McCullagh, P. J., & Rowe, W. B. (1986). "A bioengineering analysis of human muscle and joint forces in the lower limbs during running", *Journal of sports sciences*, 4(3), 201-218.
- Homan, K. J., Norcross, M. F., Goerger, B. M., Prentice, W. E., & Blackburn, J. T. (2013). "The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2), 411-415.
- Hunt, M. A., & Bennell, K. L. (2011). "Predicting dynamic knee joint load with clinical measures in people with medial knee osteoarthritis", *The Knee*, 18(4), 231-234.
- Iida, Y., Kanehisa, H., Inaba, Y., & Nakazawa, K. (2011). "Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 602-609.
- Kaufman, K. R., An, K.-N., Litchy, W. J., Morrey, B. F., & Chao, E. Y. (1991). "Dynamic joint forces during knee isokinetic exercise", *The American journal of sports medicine*, 19(3), 305-316.
- Kiesel, K., Plisky, P. J., & Voight, M. L. (2007). "Can serious injury in professional football be predicted by a preseason functional movement screen", *N Am J Sports Phys Ther*, 2(3), 147-158.
- Kraus, K., Schutz, E., Taylor, W. R., & Doyscher, R. (2014). "Efficacy of the functional movement screen: a review", *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(12), 3571-3584.
- Louw, Q., & Grimmer, K. (2006). "Biomechanical factors associated with the risk of knee injury when landing from a jump", *South African Journal of Sports Medicine*, 18(1), 18-23.
- Marouane, H., Shirazi-Adl, A., & Hashemi, J. (2015). "Quantification of the role of tibial posterior slope in knee joint mechanics and ACL force in simulated gait", *Journal of biomechanics*, 48(10), 1899-1905.
- McNair, P. J., Prapavessis, H., & Callender, K. (2000). "Decreasing landing forces: effect of instruction", *British journal of sports medicine*, 34(4), 293-296.
- McNair, P., Marshall, R., & Matheson, J. (1990). "Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury", *The New Zealand Medical Journal*, 103(901), 537-539.
- Mizrahi, J., & Susak, Z. (1982). "Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall", *Engineering in Medicine*, 11(3), 141-147.
- Olsen, O.-E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). "Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis", *The American journal of sports medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Padua, D. A., Boling, M. C., DiStefano, L. J., Onate, J. A., Beutler, A. I., & Marshall, S. W. (2011). "Reliability of the landing error scoring system-real time, a clinical assessment tool of jump-landing biomechanics", *Journal of Sport Rehabilitation*, 20(2), 145-156.
- Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., De La Motte, S. J., DiStefano, M. J., & Marshall, S. W. (2015). "The Landing Error Scoring System as a screening tool for an anterior cruciate ligament injury-prevention program in elite-youth soccer athletes", *Journal of athletic training*, 50(6), 589-595.
- Plisky, P. J., Gorman, P. P., Butler, R. J., Kiesel, K. B., Underwood, F. B., & Elkins, B. (2009). "The reliability of an instrumented device for measuring components of the star excursion balance test", *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*, 4(2), 92.
- Pohl, M. B., Patel, C., Wiley, J. P., & Ferber, R. (2013). "Gait biomechanics and hip muscular strength in patients with patellofemoral osteoarthritis", *Gait & posture*, 37(3), 440-444.
- Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). "Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments", *Clinical biomechanics*, 25(2), 142-146.
- Reilly, D. T., & Martens, M. (1972). "Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities", *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43(2), 126-137.
- Santana, J. C. (2016). *Functional Training: human Kinetics*.
- Schmitz, A. (2008). *Accuracy of Six Degree of Freedom joint kinematics and kinetic measures during normal and pathological gait: a simulation study*. University of Wisconsin-Madison.
- Seth, A., Hicks, J. L., Uchida, T. K., Habib, A., Dembia, C. L., Dunne, J. J., . . . Millard, M. (2018). *OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement*. *PLoS computational biology*, 14(7), e1006223.
- Sultan, S., & Marler, T. (2015). *Multi-Scale Predictive Human Model for Preventing Injuries in the Ankle and Knee*. *Procedia Manufacturing*, 3, 3767-3774.
- Ugalde, V., Brockman, C., Bailowitz, Z., & Pollard, C. D. (2015). "Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening", *PM&R*, 7(3), 229-235.
- Weinhandl, J. T., Earl-Boehm, J. E., Ebersole, K. T., Huddleston, W. E., Armstrong, B. S. R., &

- O'Connor, K. M. (2014). "Reduced hamstring strength increases anterior cruciate ligament loading during anticipated sidestep cutting", *Clinical biomechanics*, 29(7), 752-759.
- Wu, X., Zhang, S., Liu, Y., Zhang, D., & Xie, B. (2013). "Do knee concentric and eccentric strength and sagittal-plane knee joint biomechanics differ between jumpers and non-jumpers in landing?" *Human movement science*, 32(6), 1299-1309.
- Xie, D., Urabe, Y., Ochiai, J., Kobayashi, E., & Maeda, N. (2013). "Sidestep cutting maneuvers in female basketball players: stop phase poses greater risk for anterior cruciate ligament injury", *The Knee*, 20(2), 85-89.
- Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2011). "An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics", *Human movement science*, 30(3), 624-635.
- Yu, B., Lin, C.-F., & Garrett, W. E. (2006). "Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task", *Clinical biomechanics*, 21(3), 297-305.
- Zhang, S.-N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). "Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings". *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(4), 812-819.