بررسی ارتباط بین سینماتیک تنه و زانو در صفحه ی ساجیتال با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا طی فرود تک پا

رضا رجبی[1]، شادان محمدپور[2]

۱. استاد گروه تربیت بدنی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی تهران، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۲. دانشجوی دکتری تخصصی آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی ، دانشگاه تهران (نویسنده مسئول)، تلفن ثابت: ۸۸۳۵۱۷۳۰-۰۲۱، mohamadpur@ut.ac.ir

چکیده

هدف: هدف این مطالعه بررسی ارتباط سینماتیک صفحه ساجیتال تنه و زانو با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا بود.

روش بررسی: حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا طی فرود تک پا در ۲۲ زن ورزشکار سالم محاسبه شد. سینماتیک تنه و زانو شامل فلکشن رو به جلو تنه و فلکشن زانو با استفاده از دستگاه تحلیل حرکت ثبت شدند. همبستگی میان سینماتیک تنه و زانو با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا بررسی شد.

یافته ها: زوایای فلکشن تنه ($P<۰/۰۵$ ، $r=-۰/۷۵۷$) و زانو ($P<۰/۰۵$ ، $r=-۰/۴۵۶$) در لحظه تماس پا با زمین، دارای همبستگی معنادار منفی با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا بودند.

نتیجه گیری: جهت این همبستگی‌ها نشان می‌دهد که فلکشن کمتر تنه و زانو موجب حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیای بیشتر طی عمل فرود تک پا می‌شود. از این رو برنامه‌های تمرینی باید بر فلکشن بیشتر تنه و زانو تاکید نمایند. این نتایج شواهدی مهم را برای کسانی که عوامل خطر آسیب ACL را بررسی می کنند، فراهم می‌آورد تا برنامه های تمرینی خود را بر این اساس طراحی نمایند.

واژگان کلیدی: سینماتیک، نیروی برشی قدامی تیبیا، لیگامان صلیبی قدامی، فرود تک پا.

وصول مقاله:۹۲/۱/۲۸ اصلاحیه نهایی:۹۲/۹/۱۹ پذیرش:۹۲/۱۱/۱۴

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

مقدمه

همراه با افزایش شرکت در فعالیت‌های ورزشی، آسیب‌های ورزشی بویژه آسیب لیگامان صلیبی قدامی (ACL)[1] در زنان افزایش یافته است. ACL یکی از پر آسیب‌ترین لیگامان‌های زانو است (۱). میزان بالای خطر آسیب ACL در زنان ورزشکار و همچنین افزایش میزان شرکت زنان در ورزش (۹ برابر افزایش در ورزش‌های دبیرستانی و ۵ برابر افزایش در ورزش های دانشگاهی) در ۳۰ سال گذشته، نگرانی عمومی را در این زمینه افزایش داده و آسیب ACL را موضوع بررسی بسیاری از مطالعات بیومکانیکی و مداخله‌ای کرده است. مطالعات اپیدمیولوژیکی نشان داده‌اند که زنان ورزشکار ۲ تا ۱۰ برابر بیشتر از مردان ورزشکار در معرض آسیب ACL قرار دارند (۳و ۲). چندین تئوری برای توضیح مکانیسم‌های زیربنایی تفاوت جنسیتی در میزان آسیب ACL ارائه شده‌اند. این تئوری‌ها شامل متغیرهای بیرونی و درونی (تفاوت‌های آناتومیکی، هورمونی، عصبی-عضلانی و بیومکانیکی) هستند (۴). از میان این عوامل، به فاکتورهای بیومکانیکی و عصبی-عضلانی در طی چند سال اخیر توجه زیادی شده است (۸-۵). دلیل این امر احتمالا به این خاطر است که این فاکتورها قابل تغییر هستند (۹). فاکتورهای بیومکانیکی و عصبی-عضلانی مربوط به جنسیت شامل افزایش نیروهای عکس العمل زمین (۹)، نسبت چهارسر به همسترینگ (۸)، زمان رسیدن به اوج گشتاور (۱۰)؛ کاهش حس عمقی (۱۱) وکنترل پوسچر (۵)، و همچنین تغییر در الگوهای فراخوانی عصبی-عضلانی (۱۲) و سینماتیک اندام تحتانی (۷و۶) است. احتمالا قانع کننده‌ترین عامل افزایش دهنده خطر آسیب، تغییر در سینماتیک اندام تحتانی طی فرود است. برخی محققان گزارش کرده‌اند که فرود از پرش، یکی از اصلی ترین مکانیسم های آسیب ACL در زنان بسکتبالیست و والیبالیست است (۱۴و ۱۳). به عنوان مثال گری و همکاران[2] (۱۴)، ۵۸ درصد تمام آسیب‌های زنان بسکتبالیست را به دنبال فرود ناشی از پرش بیان کرده‌اند. تحقیقات قبلی ارتباط بین نیروهای فرود و آسیب زانو را تایید کرده‌اند (۱۵) و بیان نموده‌اند که بیومکانیک و پوسچر اندام تحتانی بر بارهای مفصل زانو تاثیرگذار است. به عنوان مثال، نشان داده شده است که فلکشن بین ۵۰ درجه تا اکستنشن کامل زانو، استرین وارد بر ACL را افزایش می‌دهد (۱۶). وضعیت اکستنشن زانو، ACL را در حالت کشش قرار داده و این لیگامان را مستعد آسیب می‌کند (۱۷). تحقیقات بیان کرده‌اند که زنان، فلکشن کمتر و ولگوس بیشتر زانو را طی فرود نشان می دهند (۶). فرود از پرش موجب افزایش نیروی برشی قدامی تیبیا (ATSF)[3]، عامل مشارکت کننده در بار وارد بر ACL، می گردد (۱۸). عملکرد اصلی ACL ممانعت از جابجایی قدامی درشت نی نسبت به ران است (۱۹) و نیروی برشی قدامی تیبیا یک نیرو یا فشار در جهت قدامی سر پروگزیمال درشت نی نسبت به سر دیستال استخوان ران است (۲۰) و یا به طور برعکس یک نیرو در جهت خلفی سر دیستال استخوان ران نسبت به سر پروگزیمال استخوان درشت نی می باشد (۲۱). ACL قبل از پارگی می‌تواند حدود ۲۰۰۰ نیوتن نیرو را تحمل کند. اگر همزمانی انقباض عضلات آنتاگونیست نباشد، عضلات چهارسر رانی حین اکستنشن زانو با نیروی بیش از ۲۰۰۰ نیوتن، تیبیا را جلو کشیده و موجب پارگی ACL می شود. مطالعات جسد نشان داده‌اند که نیروی عضلات چهار سر موجب ایجاد ATSF شده و در زانوی نزدیک به اکستنشن کامل، استرس و استرین را بر ACL وارد می‌کند (۲۲). برعکس عضلات چهارسر، همسترینگ با نیروی برشی خلفی تیبیا، موجب کاهش نیرو بر ACL می‌گردد (۲۳). در لحظه‌ی تماس با زمین طی فرود، چهارسر به طور اکسنتریک برای تلاش در کاهش نیروهای ضربه ای و مقابله با شتاب رو به پایین بدن، منقبض می شود (۲۴). اگر

[1] Anterior Cruciate Ligament

[2] Gray et al.

[3] Anterior Tibial Shear Force

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

ATSF ایجاد شده توسط انقباض اکسنتریک عضله‌ی چهارسر به اندازه‌ی کافی باشد و همسترینگ نتواند نیروی برشی خلفی کافی برای مقابله با این نیرو ایجاد کند، ACL در معرض خطر آسیب قرار می گیرد (۲۵). زنان به نسبت مردان، فعالیت بیشتر عضلات چهار سر و فعالیت کمتر عضلات همسترینگ را طی فرود نشان می‌دهند (۶)، همچنین عضلات همسترینگ آنها از عضلات چهارسر ضعیف تر است (۲۶). این یافته ها نشان می دهند که ممکن است زنان طی فرود در معرض ATSF بیشتر بوده و این، عامل مشارکت کننده در افزایش خطر آسیب ACL باشد. بسیاری از مطالعات بیومکانیک فرود را برای تعیین عوامل بیومکانیکی که می توانند نیروهای ضربه ای و بارهای زانو را طی فرود کاهش دهند، بررسی کرده اند (۲۸و۲۷و۶). چاپل و همکاران (۲۹)، دریافتند که طی فرود از عمل توقف-پرش، زنان ورزشکار تفریحی در مقایسه با همتایان مرد خود، حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا و حداکثر گشتاور اکستنشن زانو را افزایش و زاویه‌ی فلکشن زانو را کاهش می دهند. والوس[4] (۳۰)، به ارزیابی ارتباط بین زوایای زانو، ران وتنه در صفحه‌ی ساجیتال با حداکثر ATSF طی عمل توقف-پرش پرداخت. نتایج نشان داد که فلکشن زانو ATSF را در زنان ورزشکار پیش بینی می‌کند، در حالیکه زوایای فلکشن تنه و ران، پیش بینی نمی‌کنند. در مجموع مطالعات محدودی عوامل همراه با افزایش ATSF در زنان ورزشکار را بررسی کرده‌اند. به علاوه، مطالعات فقط به بررسی مفصل زانو در ارتباط با افزایش ATSF پرداخته اند و بر اساس دانسته‌ی محققان، فقط یک تحقیق علاوه بر مفصل زانو به بررسی زاویه‌ی فلکشن تنه با افزایش این نیرو پرداخته است. همچنین عدم درک ارتباط بین سینماتیک و سینتیک طی فرود ممکن است سدی در برابر درک بیومکانیک اندام تحتانی در پیشگیری از آسیب‌های زانو باشد. از این رو هدف اصلی تحقیق حاضر، بررسی ارتباط بین سینماتیک تنه و زانو در لحظه‌ی تماس با زمین طی عمل فرود تک پا در صفحه‌ی ساجیتال با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا در زنان ورزشکار بود.

روش بررسی

این مطالعه از نوع توصیفی (همبستگی) می‌باشد. جامعه آماری تحقیق حاضر شامل دانشجویان دختر (۱۸ تا ۲۵ ساله) رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران در سال تحصیلی ۹۰-۹۱ بودند. از جامعه مذکور، تعداد ۲۲ نفر از دانشجویان دختر در دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی به عنوان نمونه آماری تحقیق انتخاب شدند. برای ورود به تحقیق، نمونه‌ها باید حداقل دارای ۳ سال سابقه‌ی ورزشی منظم بودند. همچنین نمونه‌ها فاقد تاریخچه‌ای از جراحی تنه یا اندام تحتانی، ناهنجاری‌های شدید ستون فقرات (اسکولیوز، کایفوز و ...)، ضایعه منیسک، پارگی لیگامان های زانو، وجود آسیب ماندگار در اندام تحتانی (مانند تغییرات دژنراتیو در مفصل زانو، مچ پای بی ثبات و..) و بد راستایی‌های اندام تحتانی قابل رویت شامل ژنو والگوم، ژنو واروم، ژنو رکورواتوم، کف پای صاف و کف پای گود بودند.

در این تحقیق از دستگاه تحلیل حرکت Vicon 460 برای بررسی حرکات در صفحه حرکتی ساجیتال استفاده شد. نرخ نمونه برداری ۲۰۰ هرتز بود. از ۱۲ نشانگر بازتابنده‌ی اشعه مادون قرمز استفاده گردید. نشانگرها بر روی بدن افراد قرار گرفت: زائده آخرمی راست و چپ، زائده خاری مهره هفتم گردنی، خار خاصره قدامی فوقانی راست و چپ، ساکروم، تروکانتر بزرگ، اپی کندیل خارجی و داخلی ران، برجستگی درشت نی، یک سوم انتهایی ساق پا، قوزک داخلی و خارجی مچ پا. سینماتیک حرکت به کمک ۵ دوربین Vicon ثبت کننده‌ی حرکت طی فرود تک پا ثبت شد. بدین منظور جعبه‌ای با ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد و با فاصله ۱۰ سانتی‌متری از صفحه نیرو قرار گرفت. آزمودنی در وضعیتی متعادل نزدیک به لبه جعبه به

[4] Walusz

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

طریقی می‌ایستاد که پای غالب در حالت معلق قرار می‌گرفت. این وضعیت با کنترل مرکز ثقل، حرکات افقی بدن را محدود می‌کرد. هیچ گونه دستورالعملی مبنی بر تکنیک اجرای صحیح فرود به ورزشکاران داده نمی‌شد. سه کوشش موفقیت آمیز برای هر آزمودنی ثبت می شد. قبل از انجام آزمون، آزمودنی ۳ بار فرود را تمرین می‌کرد. داده‌ای که از سیستم آنالیز حرکت بدست می آمد، مختصات مارکرها نسبت به سیستم مختصات متصل به زمین آزمایشگاه بود. پیش از ثبت داده‌های فرود تک پا، از شخص خواسته می‌شد به مدت ۳ ثانیه بدون حرکت بایستد تا مختصات مارکرها در حالت استاتیک بدست آید، سپس افراد سه بار فرود تک پا را در فضای تحت پوشش دوربین‌ها انجام داده و میانگین داده‌های این سه مرحله به عنوان داده‌ی فرود مربوط به هر فرد مورد استفاده قرار می‌گرفت. در این پژوهش جهت محاسبه زوایای تنه و زانو به کمک یک متخصص مهندسی پزشکی برنامه‌ای در محیط نرم‌افزار MATLAB نوشته شد. همچنین در این تحقیق از صفحه نیرو Kistler برای بررسی نیروی برشی قدامی تیبیا استفاده شد. نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز بود.

حین حرکت انسان، بعضی متغیرهای روش دینامیک معکوس برای تخمین مولفه قدامی نیروی مفصل زانو استفاده می‌شوند. دینامیک معکوس روشی است که از اطلاعات آنتروپومتریک شرکت کنندگان، سینماتیک سگمنت‌های بدن و نیروی عکس‌العمل زمین برای تخمین سینتیک مفصل استفاده می‌کند. از بین روش‌های مختلفی که برای تخمین نیروی برشی قدامی تیبیا استفاده می‌شود، در این تحقیق از روش پیشنهاد شده توسط یو و همکاران (۳۱)، استفاده شده است. در این روش، حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین معادل نیروی برشی قدامی تیبیا و اعمال فشار بر ACL در نظر گرفته شد.

برای تجزیه و تحلیل داده ها از نرم افزار SPSS 20 استفاده شد. برای بررسی ارتباط بین مقادیر سینماتیک و نیروی برشی قدامی تیبیا، از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد. همچنین آزمون فرضیات در سطح معنی داری ۹۵ درصد با آلفای کوچکتر یا مساوی ۰/۰۵ به انجام رسید.

نتایج

ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها و میانگین سینماتیک تنه و زانو و حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا طی فرود تک پا در لحظه‌ی تماس پا با زمین در جداول ۱ آورده شده است.

با توجه به نتایج آزمون همبستگی پیرسون، زاویه فلکشن زانو در لحظه تماس پا با زمین با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا دارای همبستگی معنادار منفی بود (P=۰/۰۳۳ ، r=-۰/۴۵۶) (نمودار۱)

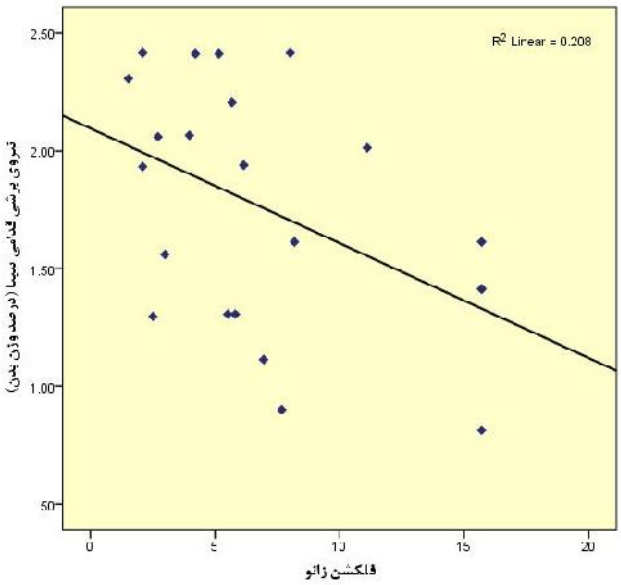
همچنین زاویه فلکشن تنه نیز در لحظه تماس پا با زمین با نیروی برشی قدامی تیبیا دارای همبستگی معنادار منفی بود (P=۰/۰۰۰ ، r=-۰/۷۵۷) (نمودار۲).

جدول ۱ اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها و متغیرهای اندازه گیری شده (میانگین ±انحراف استاندارد)

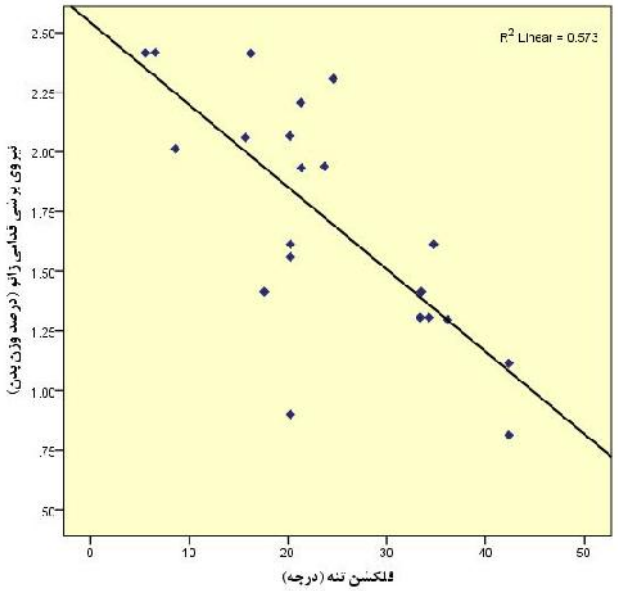
		میانگین ± انحراف استاندارد
آزمودنی ها	سن (سال)	۲۲/۰۴±۰/۷۸
	قد (سانتی‌متر)	۱۶۱/۵۹±۴/۴۴
	وزن (کیلوگرم)	۵۴/۵۸±۷/۳۹
متغیرهای اندازه‌گیری شده	فلکشن رو به جلو تنه	۲۲/۹۱±۱۱/۲۶
	فلکشن زانو	۷/۰۵±۴/۷۸
	حداکثر نیروی برشی قدامی زانو	۱/۷۵±۰/۵۱

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]



نمودار ۱. همبستگی بین تغییرات فلکشن زانو در لحظه تماس پا با زمین با حداکثر ATSF



نمودار ۲. همبستگی بین تغییرات فلکشن تنه در لحظه تماس پا با زمین با حداکثر ATSF

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که ارتباط بین فلکشن زانو (r=-۰/۴۵۶) در لحظه تماس پا با زمین با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا معنادار بود. جهت این همبستگی نشان می‌دهد که فلکشن کمتر زانو منجر به مقادیر بزرگتر ATSF طی فرود تک پا می‌شود. نیروی برشی قدامی تیبیا به عنوان یک عامل خطر بالقوه آسیب‌های غیر برخوردی ACL در نظر گرفته شده است. نشان داده شده است که ATSF

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

اصلی‌ترین مکانیسم بار وارد شده بر ACL به شمار می‌رود. آسیب غیربرخوردی ACL معمولا بعد از برخورد اولیه پا با زمین طی فرود اتفاق میافتد (۳۲و۳). در لحظه تماس پا با زمین، زانو تحت گشتاور خارجی فلکشن ایجاد شده توسط نیروهای عمودی و خلفی عکس‌العمل زمین قرار می‌گیرد (۳۳). گزارش شده است که این نیروها ۱۰ برابر وزن بدن هستند. نشان داده شده است که نیروهای عمودی و خلفی عکس‌العمل زمین پیش‌بینی کننده نیروی برشی قدامی تیبیا هستند. بعد از تماس اولیه با زمین، عضلات چهارسر به صورت اکسنتریک برای مقابله با فلکشن زانوی ایجاد شده توسط نیروهای عکس‌العمل زمین، منقبض می‌شوند و گشتاور خارجی فلکشن زانو به عنوان عملکردی از نیروهای فرود، افزایش یافته و نیروی چهارسر برای ایجاد گشتاور متقابل افزایش می‌یابد (۳۳). از این رو نیروهای پایین عکس‌العمل زمین احتمالا با نیازمندی کمتر نیروی عضله چهارسر همراه است که به طور بالقوه نیروی وارد بر ACL را کاهش می‌دهد (۳۲). بدلیل بالاتر بودن میزان نیروی برشی قدامی تیبیا طی اعمال پویای ورزشی در زنان نسبت به مردان، کاهش میزان بار وارد شده بر ACL توسط ATSF نیازمند فعالسازی مناسب ساختار عضلانی اندام تحتانی و حفظ فلکشن زانو می‌باشد. در صفحه‌ی ساجیتال، زانو دارای دامنه‌ی حرکتی بیشتری نسبت به صفحات فرونتال و هوریزنتال است و پوسچر صاف زانو طی فرود به عنوان عامل افزایش خطر آسیب بیان شده است (۳۴). در زوایای کم فلکشن زانو، چهارسر نیروی قدامی زیادی بر زانو اعمال می‌کند (۳۵). مطالعات محدودی به بررسی ارتباط سینماتیک اندام تحتانی و تنه با حداکثر ATSF پرداخته‌اند. یو و همکاران[5] (۲۴) ارتباط بین سینماتیک و سینتیک مفصل زانو و نیروهای عکس العمل زمین را مورد بررسی قرار دادند و نشان دادند که نیروهای بزرگتر عکس‌العمل زمین و گشتاورهای اکستنشن زانو با نیروی برشی قدامی تیبیای بزرگتر همراه است. در زوایای کم فلکشن زانو، توانایی عضلات چهارسر و دوقلو در اعمال نیروی برشی قدامی و بار وارد بر ACL افزایش می‌یابد، در حالیکه توانایی عضلات همسترینگ در کاهش میزان این نیرو، کم می شود. در لحظه‌ی تماس با زمین، چهارسر به طور اکسنتریک برای تلاش در کاهش نیروهای ضربه‌ای و مقابله با شتاب رو به پایین بدن، منقبض می‌شود. زنان به نسبت مردان، فعالیت بیشتر عضلات چهارسر و فعالیت کمتر عضلات همسترینگ را طی فرود نشان می‌دهند (۶)، همچنین عضلات همسترینگ آنها از عضلات چهارسر ضعیف‌تر است (۲۶). سل و همکاران[6] (۲۰۰۷) نیز گزارش کردند که زاویه فلکشن زانو و فعالیت الکترومیوگرافیک عضله پهن خارجی و همچنین جنسیت، به طور معناداری ATSF را پیش‌بینی می‌کند. از این رو با توجه به ارتباط یافت شده در این مطالعه، می‌توان بیان کرد که فرود با فلکشن کم موجب افزایش حداکثر ATSF شده که ممکن است بدلیل افزایش نیاز وارد بر عضلات چهارسر باشد که یک عامل خطر برای آسیب غیر برخوردی ACL به شمار رود.

همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان دادند که علاوه بر فلکشن زانو، فلکشن رو به جلو تنه (r=-۰/۷۵۷) نیز دارای همبستگی معنادار منفی با نیروی برشی قدامی تیبیا است. نشان داده شده است که موقعیت تنه بر سینماتیک اندام تحتانی تاثیر گذار است (۲۴). مطالعات نشان داده اند که زنان فلکشن زانو، ران و تنه کمتری در مقایسه با همتایان مرد خود دارند (۳۷و ۳۶ و ۶). از این رو علاوه بر بررسی ارتباط سینماتیک زانو با حداکثر ATSF، باید سینماتیک مفاصل پروگزیمال مانند سگمنت تنه در بررسی عوامل خطر آسیب ACL در نظر گرفته شود. بلک بورن و پادوا (۳۲)، نشان دادند که فلکشن تنه، نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت عضله‌ی چهارسر را کاهش می‌دهد، در تحقیقی دیگر بیان کردند که فلکشن تنه طی عمل فرود باعث فلکشن بیشتر ران و زانو می‌شود (۲۴).

[5] Yu et al.

[6] Sell et al.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

بلک بورن و پادوا (۲۰۰۸) دریافتند که افزایش فلکشن تنه در مقایسه با یک وضعیت قائم، افزایش بیشتری در فلکشن زانو در مقایسه با یک وضعیت قائم طی عمل فرود را موجب می شود.

در بررسی ادبیات پیشینه، تنها یک تحقیق مشابه که ارتباط سینماتیک تنه را با نیروی برشی قدامی تیبیا بررسی کرده باشد، جهت مقایسه با تحقیق حاضر یافت شد. والوس[۷] (۳۰)، در تحقیق خود به ارزیابی ارتباط بین زوایای زانو، ران و تنه در صفحه‌ی ساجیتال با حداکثر ATSF طی عمل توقف-پرش پرداخت. ۳۳ زن ورزشکار تفریحی در این تحقیق شرکت کردند. نتایج نشان داد که زاویه فلکشن زانو با حداکثر ATSF دارای همبستگی معنادار منفی است. والوس دریافت که فلکشن زانو می تواند ATSF را در زنان ورزشکار پیش بینی کند، در حالیکه زوایای فلکشن تنه و ران، ATSF را طی عمل توقف-پرش پیش بینی نمی کنند.

محققان نشان داده‌اند که با فلکشن تنه طی اسکات ایزومتریک، فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات چهارسر، گشتاور اکستنشن داخلی زانو و نیروی برشی قدامی تیبیا کاهش می‌یابد (۳۹ و ۳۸). این کاهش در نیازمندی نیروی چهارسر احتمالا به این دلیل است که فلکشن تنه، مرکز ثقل سگمنت تنه را به مفصل زانو نزدیک می‌کند و از این رو مشارکت آن را در گشتاور خارجی فلکشن زانو کاهش می‌دهد (۳۲). پوسچر خم توانایی اندام تحتانی در جذب نیروهای فرود را افزایش می‌دهد. بدلیل آنکه سگمنت تنه بیشتر از ۳۵ درصد حجم بدن را تشکیل می‌دهد (۴۰). حرکت و یا وضعیت آن طی فرود بر نیروی عکس‌العمل زمین تاثیرگذار است (۴۱). دویتا و اسکلی (۴۲)، سینتیک و سینماتیک فرود را طی فرود سفت و فرود نرم ارزیابی کردند. فرود نرم که با پوسچر خم طی فرود تعریف شده، موجب ایجاد نیروهای پایین‌تر عکس‌العمل زمین می‌شود. این امر از طریق افزایش توانایی جذب نیرو ساختار عضلانی اندام تحتانی بدست می‌آید که میزان استرس وارد بر ساختارهای کپسولی-لیگامانی و استخوانی را کاهش می‌دهد. با فلکشن کمتر تنه طی فعالیت‌های تحمل وزن، نیاز وارد بر عضلات چهارسر برای حفظ مرکز ثقل بدن افزایش می‌یابد (۴۳). به عنوان مثال طی فرود دراپ، در صفحه‌ی ساجیتال بردار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین ران و زانو قرار می‌گیرد که موجب ایجاد گشتاور فلکشن در این مفاصل می‌شود (۴۴). خم کردن تنه به جلو، بردار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین را از مرکز مفصل ران دور می‌کند و از این رو نیاز وارد بر اکستنسورهای ران را افزایش و نیاز وارد بر اکستنسورهای زانو را کاهش می‌دهد (۴۴). فلکشن تنه طی فرود موجب جذب بیشتر انرژی شده و نیروی کمتری را به زانو منتقل می‌کند (۴۵). شیموکوچی و همکاران (۴۶)، به ارزیابی اثر وضعیت‌های مختلف بدن در صفحه ساجیتال طی فرود تک پا بر پارامترهای بیومکانیکی و فعالسازی عضلانی اندام تحتانی پرداختند. نتایج نشان داد که تغییر موقعیت بدن در صفحه ساجیتال بر بیومکانیک تنه و اندام تحتانی و فعالسازی عضلات اندام تحتانی تاثیرگذار است. فرود با پوسچر صاف، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، حداکثر گشتاور اکستنسور زانو و فعالسازی عضله چهارسر را افزایش داده در حالیکه زاویه فلکشن زانو را کاهش و گشتاور کمتر اکستنسور ران را موجب می‌شود. اما فرود با پوسچر خم، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، گشتاور اکستنسور زانو و فعالسازی عضله چهارسر را کاهش می‌دهد در حالیکه زاویه فلکشن زانو و گشتاور اکستنسور ران را افزایش می‌دهد. محققان نتیجه گرفتند که به نظر می‌رسد فلکشن رو به جلو تنه طی فرود، از ACL بوسیله افزایش ظرفیت جذب نیرو و افزایش فلکشن زانو و کاهش نیروی برشی قدامی حمایت می‌کند. از این رو، با توجه به مطالب بیان شده می‌توان اینگونه استنباط کرد که با افزایش فلکشن تنه و فلکشن زانو، با توجه به وجود همبستگی معنادار منفی این زوایا با نیروی برشی قدامی تیبیا، میزان این نیرو کاهش می‌یابد که ممکن است بدلیل افزایش فعالیت

[7] Walusz

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

عضلات همسترینگ و کاهش فعالیت عضلات چهارسر باشد.

نتیجه گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان دادند که سینماتیک صفحه ساجیتال تنه و زانو در لحظه تماس پا با زمین طی فرود تک پا با حداکثر نیروی برشی قدامی تیبیا دارای ارتباط معنادار منفی بود. جهت این ارتباط نشان داد که با افزایش فلکشن تنه و زانو، حداکثر ATSF کاهش یافته و احتمالا نیروی کمتری بر ACL وارد می‌شود.

تشکر و قدردانی

با تشکر و قدردانی از همکاری دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه تهران و مسئول آزمایشگاه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی سرکار خانم هدی نبوی که در انجام این تحقیق کمال همکاری را داشتند.

Reference

1. Miyasaka K, DanielD, StoneM, and HirshmanP.The incidence of knee ligament injuries in the general population. Am J Knee Surg 1991; 4: 3-8.
2. Griffin LY, AlbohmMJ, ArendtEA, BahrR, BeynnonBD, DeMaioM,and et al. Hannafin, Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries. The American Journal of Sports Medicine 2006;34: 1512-1532.
3. McNair P, MarshallR, and MathesonJ.Important features associatedwith acute anterior cruciate ligament injury. The New Zealand Medical Journal 1990;103: 537-539.
4. Hewett TE, FordKR, HoogenboomBJ, and MyerGD. Understanding and preventing Acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. North American Journal of Sports Physical Therapy2010;5: 234-251.
5. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. Journal of AthleticTraining1999;34: 150-154.
6. Malinzak RA ,ColbySM, KirkendallDT, YuB, and GarrettWE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clinical Biomechanics 2001;16: 438-445.
7. McLean SG, HuangX, and van den BogertAJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. Clinical Biomechanics 2005; 20: 863-870.
8. Chappell JD, CreightonRA, GiulianiC, YuB, and GarrettWE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump. The American Journal of Sports Medicine 2007; 35: 235-241.
9. Hewett TE, StroupeAL, NanceTA, and NoyesFR. Plyometric training in female athletes. The American Journalof Sports Medicine 1996;24: 765-773.
10. Huston LJ and WojtysEM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. The American Journal of Sports Medicine 1996; 24: 427-436.
11. Rozzi SL, LephartSM, Gear,WSand FuFH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. The American Journal of Sports Medicine 1999; 27: 312-319.
12. Carcia CR, ShultzSJ, GranataKP, PerrinDH, and Martin,RL.Females recruit quadriceps faster than males at multiple knee flexion angles following a weight-bearing rotary perturbation. Clinical Journal of Sport Medicine 2005; 15: 167-171.
13. Ferretti A, PapandreaP, ConteducaF, and MarianiPP. Knee ligament injuries in volleyball players. The American Journal of Sports Medicine 1992;20: 203-207.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

14. Gray J, TauntonJ, McKenzieD, ClementD, McConkeyJ, and DavidsonR. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. Int J Sports Med 1985; 6: 314-316.
15. Dufek J and BatesB. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. Sports Medicine 1991;12: 326-337.
16. Beynnone BD and FlemingBC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. Journal Biomechanic1998;31: 519-25.
17. Arendt E and DickR. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball andsoccer. The American Journal of Sports Medicine 1995;23: 694-701.
18. Sakane M, LivesayGA, FoxRJ, RudyTW, RuncoTJ, and WooSLY. Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 1999; 7: 93-97.
19. Neumann DA.Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation. 2nd ed.Elsevier Health Sciences, 2013.
20. Stuart MJ, MeglanDA, LutzGE, GrowneyES, and KN. An comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. The American Journal of Sports Medicine 1996; 24: 792-799.
21. Moglo K and Shirazi-AdlA. Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints. The Knee 2003;10: 265-276.
22. Withrow TJ, HustonLJ, WojtysEM, and Ashton-MillerJA. The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. The American Journal of Sports Medicine 2006; 34: 269-274.
23. Li G, RudyTW, SakaneM, KanamoriA, MaCB, and WooSLY. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on kneekinematics and in-situ forces in the ACL. Journal of Biomechanics 1999;32: 395-400.
24. Blackburn JT and PaduaDA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. Clinical Biomechanics 2008; 23:313-319.
25. Griffin LY, AlbohmMJ, ArendtEA, BahrR, BeynnonBD, DeMaioM and et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries. The American Journal ofSports Medicine 2006;34: 1512-1532.
26. Anderson AF, DomeDC, GautamS, AwhMH, and RennirtGW. Correlation of anthropometric measurements, strength, anterior cruciate ligament size, and intercondylar notch characteristics to sex differences in anterior cruciate ligament tear rates. The American Journal of Sports Medicine 2001;29: 58-66.
27. Cowling EJ and SteeleJR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injuryrates. Journal of Electromyography and Kinesiology 2001;11: 263-268.
28. McLean SG, NealRJ, MyersPT, and WaltersMR. Knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver: potential for injury in women. Medicine & Science in Sports&Exercise1999;31: 959-968.
29. Chappell JD, YuB, KirkendallDT, and GarrettW.E. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. The American Journal of Sports Medicine 2002;30: 261-267.
30. Walusz HJ.The relationship between knee flexion, hip flexion, and trunk flexion angles and anterior tibial shear force during a jump-landing task [dissertation]. The university of north carolina at chapel hill;2007.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]

31. Yu B, LinCF, and GarrettWE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. Clinical Biomechanics 2006; 21: 297-305.
32. Blackburn JT and PaduaDA. Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. Journal of Athletic Training 2009;44: 174-179.
33. McNitt-Gray JL. Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. Journal of Biomechanics 1993; 26: 1037-1046.
34. Quatman CE, Quatman-YatesCC and HewettTE. A plane explanation of anterior cruciate ligament injury mechanisms: a systematic review Sports Medicine 2010;40: 729-746.
35. Zernicke RF, GarhammerJ, and JobeFW. Human patellar-tendon rupture. TheAmerican Journal of Bone and Joint Surgery 1977; 59:179-183.
36. Chappell JD, CreightonRA, GiulianiC, YuB, and GarrettWE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump. The American Journal of Sports Medicine 2007;35: 235-241.
37. McLean S, WalkerK, and Van DenBogertA. Effect of gender on lower extremity kinematics during rapid direction changes: an integrated analysis of three sports movements. Journal of Science and Medicine in Sport 2005; 8: 411-422.
38. Ohkoshi Y, YasudaK, KanedaK, WadaT, and YamanakaM. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position. The American Journal of Sports Medicine 1991;19: 605-611.
39. Koyanagi M, ShinoK, YoshimotoY, InoueS, SatoM, and NakataK. Effects of changes in skiing posture on the kinetics of the knee joint. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2006;14: 88-93.
40. Lees A, Methods of impact absorption when landing from a jump. Engineering in Medicine 1981;10: 207-211.
41. Kulas AS, SchmitzRJ, ShultzSJ, HenningJM and PerrinDH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. Journal of Athletic Training 2006; 41: 381-386.
42. Devita P and SkellyWA. Effect of landing stiffness onjoint kinetics and energetics in the lower extremity. Medicine and Science in Sports and Exercise 1992; 24: 108-15.
43. Griffin LY, AgelJ, AlbohmMJ, ArendtEA, DickRW, GarrettWE, and et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 2000;8: 141-150.
44. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. J Orthop Sports Phys Ther 2010;40: 42-51.
45. Alentorn-Geli E, MyerG, SilversH, SamitierG, RomeroD, Lázaro-HaroC, and et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2009;17: 705-729.
46. Shimokochi Y,AmbegaonkarJ, MeyerE, LeeS, and ShultzS. Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2013;21: 888-897.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-21]

[DOI: 10.22102/19.2.47]