تأثیر تمرینات تقویتی سرینی بزرگ بر ریسک فاکتورهای کینماتیکی و کینتیکی آسیب غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی زانو

آزاده درودگر[۱]، خلیل خیام‌باشی*[۲]، شهرام لنجان‌نژادیان[۳]، قاسم یادگارفر[٤]

۱. استادیار، گروه تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مبارکه، مبارکه، ایران
۲. استاد، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
۳. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
٤. دانشیار، مرکز تحقیقات نارسایی قلب، پژوهشکده قلب و عروق و گروه اپیدمیولوژی و آمار زیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

مقاله پژوهشی تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۹/۱۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۹/۲۷ شماره صفحات: **۲۳ تا ۳۵**

چکیده

نسبت قدرت همسترینگ به چهارسر بعنوان ریسک فاکتور آسیب رباط صلیبی قدامی زانو (ای سی ال) مطرح است و زوایای خمش زانو و ران بر روی آن اثر دارند. سرینی بزرگ نیز همکار همسترینگ در بازکردن ران در زنجیره جنبشی بسته است. هدف پژوهش بررسی تأثیر تمرینات تقویتی سرینی بزرگ بر ریسک فاکتورهای کینتیکی و کینماتیکی آسیب ای سی ال در هنگام فرود از پرش بود. ۲۵ داوطلب زن ۱۸-۳۰ ساله تصادفی در گروه کنترل(۱۳) و تجربی(۱۲) قرار گرفتند. بیشینه قدرت ایزومتریک سرینی بزرگ، زوایای مفاصل ران و زانو و مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین به ترتیب با دینامومتر، فیلم‌برداری دوبعدی و فوت اسکن در لحظه فرود اندازه‌گیری شد. پس از ۸ هفته ۳ جلسه‌ای تمرینات مقاومتی سرینی بزرگ، اختلاف درون‌گروهی نیروی عکس‌العمل زمین (F=۵/۲٤۵، P=۰/۰۳۲) توسط تحلیل واریانس مختلط دوعاملی و اختلاف پیش و پس‌آزمون با ۱٦/٦۳ درصد کاهش معنادار بود (P=۰/۰۳۸، t=۲/۳٥٤). اختلاف بین بیشینه و زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین، میانگین زوایای مفاصل، ضربه و نرخ بار معنادار نبود (α=۰/۰٥). باتوجه به افزایش ٤/٥٥ و ۳/٤۷ درصدی قدرت سرینی بزرگ و زمان رسیدن به اوج نیرو و اینکه در ابتدای فرود، مزیت مکانیکی همسترینگ کمتر از سرینی بزرگ است، به نظر می‌رسد با افزایش قدرت سرینی بزرگ می‌توان از طریق کاهش نیروی عکس‌العمل زمین ریسک آسیب ای سی ال را کاهش داد.

کلیدواژه‌ها: آسیب‌های رباط صلیبی قدامی زانو، قدرت عضله، ریسک فاکتورها، کینتیک، کینماتیک

The effect of Gluteus maximus muscle strengthening on kinematic and kinetic risk factors of non-contact ACL injury

Azadeh Doroodgar[1], Khalil Khayambashi*[2], Shahram Lenjannejadian[3], Ghasem Yadegarfar[4]

1. Assistant Professor in Physical Education Department, Mobarakeh Branch, Islamic Azad University, Mobarakeh, Iran
2. Professor in Sports Injuries and Corrective Exercises Department, Sports Sciences faculty, University of Isfahan, Isfahan, Iran
3. Assistant Professor in Sports Biomechanics Department, Sports Sciences faculty, University of Isfahan, Isfahan, Iran
4. Associate Professor in Heart Failure Research Center, Cardiovascular Research Institute and Epidemiology and Biostatistics Department, School of Public Health, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

Abstract

Hamstrings (Hams) to Quadriceps (Quadr) strength ratio is known as a risk factor for Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury and affects by knee and hip flexion angles. Gluteus Maximus (Gmax) muscle acts as a synergist for Hams in hip extension in a closed kinetic chain. The aim of this study was to investigate the effect of Gmax strengthening exercises on the kinetic and kinematic risk factors of ACL injury when single-leg landing from a jump. 25 volunteer women aged 18-30 years were assigned into control (n =13) and experimental (n =12) groups. Maximum isometric strength of Gmax, hip and knee joint angles and ground reaction force (GRF) was measured at landing, by dynamometer, 2D imaging and foot scan respectively,. After 8 weeks of 3 sessions of Gmax resistance training, Following the significant within-subject difference for GRF (F=5.245, P=0.032) by using Two-way mixed model ANOVA, Pre and post-test Differences were significant with 16.63% decrease (P= 0.038, t=2.354). Differences between pre and post-test peak force, time to peak, mean joint angles, impact and load rate were not significant (α = 0.05). According to a 4.55% and 3.47% increase in Gmax strength and time to peak force, and considering the fact that at the beginning of landing, the mechanical advantage of Hams is lower than that of Gmax, the risk of ACL injury could be reduced by reducing GRF following an increase in the Gmax strength.

Keywords: ACL Injuries, Muscle Strength, Risk Factors, Kinetics, Kinematics

*.Dr.khayam@yahoo.com

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

مقدمه

آسیب رباط صلیبی قدامی زانو (ACL) یکی از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشی است. پیامدهای طولانی‌مدت آن شامل کاهش سطح فعالیت، ۱۰-۲۵ درصد احتمال عود مجدد پس از ۵ سال بازگشت به فعالیت و ۵۰-۱۰۰ درصد احتمال ابتلا به استئو آرتریت در طی ۱۰-۱۵ سال پس از آسیب، لزوم پیشگیری را بیشتر مشخص می‌سازد (۱ و ۲). آسیب ACL در ورزشکاران جوان بین سنین ۱۵-۲۵ سال شیوع بیشتری دارد (۳). همچنین زنان ورزشکار در ورزش‌های همراه با کاهش ناگهانی شتاب حرکت و فرود و چرخش‌های مکرر، ۲-۸ برابر بیشتر از مردان هم‌رده خود از آسیب ACL رنج می‌برند (٤). ۸۰٪ از آسیب‌های ACL مکانیسم غیربرخوردی[1] دارند و معمولاً در حین کاهش ناگهانی شتاب در موقعیت‌های با سرعت‌بالا مانند فرودها و تغییر جهت‌های ناگهانی و برش[2] در حین دویدن که در آن میزان قابل‌توجهی نیرو و گشتاور در زانو ایجاد می‌شود به وقوع می‌پیوندند (۵). اگرچه پارگی ACL هم در فرود تک‌پا و هم در فرود با دوپا اتفاق می‌افتد، اما فرود تک‌پا ریسک این آسیب را افزایش می‌دهد زیرا جذب ضربه در هنگام فرود توسط یک‌پا صورت گرفته و بنابراین فشار بیشتری بر ساختارهای زانو وارد می‌آید (٦).

ریسک فاکتورهای آسیب ACL در دو گروه ریسک فاکتورهای خارجی و داخلی قرار می‌گیرند. از ریسک فاکتورهای داخلی، عوامل آناتومیکی، عوامل عصبی-عضلانی و عوامل بیومکانیکی در زمره مهم‌ترین عوامل قرار دارند. عوامل بیومکانیکی و عصبی-عضلانی را می‌توان جهت کاهش ریسک آسیب دست‌کاری و تعدیل نمود (۷). از جنبه بیومکانیکی، در هنگام فرود از پرش میزان قابل‌توجهی گشتاور فلکسوری در زانو ایجاد می‌شود (۵). اکثر تحقیقات بارهای وارد بر زانو در صفحه فرونتال و در حقیقت گشتاور ولگوس[3] زانو در لحظه فرود را به‌عنوان یکی از ریسک فاکتورهای آسیب ACL موردتوجه قرار داده‌اند (۸ و ۹). ولگوس زانو درنتیجه چرخش داخلی[4] و نزدیک شدن[5] ران در یک زنجیره جنبشی بسته ایجاد می‌شود. درباره زاویه فلکشن (خمش) و میزان گشتاور فلکسوری زانو و ران در لحظه فرود در صفحه ساجیتال تحقیقات کمتری انجام‌شده و نتایج متفاوتی گزارش‌شده است. این در حالی است که کاهش خم شدن تنه در صفحه ساجیتال نیز موجب افزایش ولگوس است (۸ و ۹). در چنین وضعیتی فعال شدن زودهنگام عضله چهارسررانی نیز قابل تشخیص است (۱۰). در برخی از پژوهش‌ها گزارش‌شده است که سرینی بزرگ در حین عملکردهای دینامیک می‌تواند مانند سرینی میانی عمل کند و به کنترل حرکت لگن در صفحه افقی و عرضی کمک کند. با توجه به اینکه بیشترین بازوی گشتاور اکستنسوری سرینی بزرگ در ۱۵ درجه خمش تنه است و آسیب ACL اغلب در مرحله تماس اولیه پا با زمین و ۱۷-۵۰ میلی‌ثانیه پس‌ازآن و طی مرحله ابتدایی کاهش شتاب رخ می‌دهد (۱۱ و ۱۲)، بنابراین به نظر می‌رسد که در هنگام فرود از پرش که جزو حرکات زنجیره جنبشی بسته است سرینی بزرگ که اولین و مهم‌ترین بازکننده تک مفصله ران است با فعالیت پیش خوردی از طریق انقباض برونگرا، در کاهش سرعت لحظه فرود و تغییرات زاویه‌ای مفاصل در لحظه فرود، و از طریق انقباض درون‌گرا در انتهای دامنه باز شدن

1. Non-contact
2. cutting
3. valgus
4. Internal rotation
5. Adduction

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

تنه برای بازگرداندن بدن به وضعیت قائم نقش مهمی را ایفا کند (۱۳). این درحالی است که بیشترین بازوی گشتاور همسترینگ در زاویه ٦٠ درجه خمش تنه حاصل‌شده است و در زوایای خمش کمتر تنه و متعاقباً زانو، بازوی گشتاور همسترینگ در کوتاه‌ترین موقعیت قرار دارد و نمی‌تواند نیروی لازم برای جلوگیری از به جلو رانده شدن درشت‌نی از طریق انقباض چهارسرانی را فراهم آورده و تأثیر چندانی در محافظت زانو از آسیب ACL ندارد (١٤). همچنین کاهش خم شدن تنه در یک زنجیره جنبشی بسته به‌نوبه خود سبب کاهش خمش زانو نیز می‌شود. بین ۰-۳۰ درجه خمش زانو به‌عنوان خطرسازترین زاویه جهت آسیب ACL گزارش‌شده است. در این زوایا مؤلفه نیروی برشی چهارسرران در مقابل مؤلفه نیروی ضد برشی همسترینگ افزایش می‌یابد که سبب کشیده شدن قدامی درشت‌نی شده که یکی از مکانیسم‌های شناخته‌شده افزایش خطر آسیب رباط صلیبی قدامی زانو است. در زوایای خمش بیشتر، به دلیل افزایش طول بازوی گشتاور خارجی زانو، چهارسرران برای کشیدن خلفی درشت‌نی به‌صورت سینرجی (همکار)[1] منقبض‌شده که سبب ایجاد نیروی فشاری[2] بیشتر در زانو شده و آن را باثبات‌تر می‌کند (١١،١٤ و٥). در صورت ضعف سرینی بزرگ، ممکن است مکانیسم فرود به‌صورت پیش خوردی به نحوی تعیین شود که در آن مفصل ران و متعاقباً زانو کمتر خم‌شده تا عضله ضعیف بتواند از پس باز کردن تنه و متعاقب آن زانو و بازگرداندن بدن به وضعیت قائم برآید. بنابراین، وجود سرینی قوی‌تر به فرد این آزادی را می‌دهد که در لحظه فرود تنه و زانوی خود را بیشتر خم کند و از طریق تغییر مکانیسم فرود به‌طور مطلوب، احتمال آسیب ACL را کاهش دهد. البته مطالعات انجام‌شده در این زمینه بر روی تعداد کمی آزمودنی انجام‌شده است و برای تأیید اینکه آیا می‌توان با تقویت عضلات ضعیف شده سرینی از طریق این مکانیسم از آسیب غیر برخوردی ACL پیشگیری کرد، باید مطالعات بیشتری صورت گیرد. همچنین بر طبق نظریه مبنی بر مهار متقابل، تقویت عضلات بازکننده ران می‌تواند منجر به مهار چهارسرران و درنتیجه کاهش شدت انقباض آن نیز بشود که مکانیسم شناخته‌شده برای پیشگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی زانو است (١٥ و ١٦).

از طرف دیگر ناتوانی بدن در انجام کارآمد انقباضات برون‌گرا و پیش‌بین عضلات اندام تحتانی هنگام فرود، به‌صورت چشمگیری سبب افزایش مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین می‌شود. پژوهش‌ها نشان داده‌اند که حتی کاهش بسیار ناچیز میزان نیروی عکس‌العمل تأثیر معناداری در کاهش تعداد آسیب‌های زانو دارد (١٧). مطالعات نشان داده‌اند که مفاصل ران و زانو با به‌کارگیری عضلات عمل‌کننده بر روی این مفاصل در جذب و خنثی‌سازی این نیرو نقش دارند (١٨ و ١٩). به‌طوری‌که فرود با تنه بیشتر خم‌شده سبب کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود (٨). خم کردن بیشتر تنه و زانو، زمان فرود را افزایش داده و در شرایط ثابت، به دلیل ثابت بودن ضربه (ضربه=نیرو*زمان)، نیروی عکس‌العمل زمین کاهش می‌یابد. بااین‌وجود در مطالعاتی که در این زمینه صورت گرفته است تفاوتی در زاویه زانو در هنگام فرود بین آسیب دیدگان و افراد سالم

1. synergy
2. Compressive force

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

مشاهده نشده است (۱٦) اما در عکس‌های تهیه‌شده از لحظه آسیب حقیقی ACL، خمش کمتر زانو و لگن مشهود بوده است (۱۵).

با توجه به ماهیت چندعاملی آسیب ACL، در پژوهش حاضر به بررسی این مسئله پرداختیم که آیا افزایش قدرت عضله اصلی بازکننده ران می‌تواند در لحظه فرود، با تأثیر بر عوامل کینماتیکی (زوایای مفاصل زانو و لگن) و کینتیکی (نیروی عکس‌العمل زمین در لحظه فرود، حداکثر نیرو، زمان رسیدن به اوج نیرو، نرخ بار[1] و ضربه) مؤثر بر زانو، از بار انقباضی چهار سر کاسته و درنتیجه از آسیب ACL پیشگیری کند (۱۵،۸ و ۹).

روش‌شناسی

بر اساس سایر پژوهش‌های مشابه معتبر (۲۰،۳٤)، ۳۰ نفر به‌عنوان حجم نمونه انتخاب شدند. روش نمونه‌گیری آزمودنی‌ها به‌صورت داوطلبانه هدفمند بود. در پژوهش‌های متعددی نشان داده‌شده است که نرخ آسیب ACL در زنان بیشتر از مردان است (۳-۵). بنابراین از بانوان به‌عنوان آزمودنی استفاده گردید. از داوطلبان ۱۸-۳۰ ساله به‌عنوان آزمودنی استفاده گردید تا اطمینان حاصل شود که تغییرات احتمالی در پس‌آزمون ازیک‌طرف ناشی از رشد آزمودنی‌ها در سنین زیر ۱۸ سال و از سوی دیگر در اثر شروع فرآیند پیری بافت‌ها و عوارض ناشی از آن در سنین بالاتر از ۳۰ سال نباشد (۲۱). داوطلبانی که ورزشکار حرفه‌ای یا قهرمانی با سه جلسه یا بیشتر تمرینات ورزشی سنگین در هفته بودند را جزو نمونه‌های آزمون قرار ندادیم تا نتایج تأثیر تمرینات را متأثر نسازد (۲۲). علاوه بر آن بیشترین تأثیر تمرینات در افراد تمرین نکرده یا با تمرین متوسط خود را نشان می‌دهد (۲۳). به داوطلبانی که اخیراً سابقه آسیب اندام تحتانی و دارای درد و یا محدودیت حرکتی اندام تحتانی بودند مجوز ورود به نمونه پژوهش داده نشد. نمونه‌ها به‌صورت تصادفی در دو گروه مساوی کنترل و تجربی قرار گرفتند. ۳ نفر از آزمودنی‌های گروه تجربی و ۲ نفر از آزمودنی‌های گروه کنترل نتوانستند به‌صورت منظم در انجام تمرینات و آزمون همکاری کنند که از نمونه‌ها حذف شدند. نهایتاً ۱۲ نفر از گروه تجربی و ۱۳ نفر از گروه کنترل باقی ماندند. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه جهت شرکت در آزمون، آزمودنی‌ها با حداقل پوشش شامل مایو یا تاپ و شورت و پای‌برهنه برای انجام آزمون آماده شدند. کلیه مراحل انجام آزمون‌های پژوهش حاضر در محیط کنترل‌شده آزمایشگاه ورزشی انجام شد. تعدادی از اندازه‌های آنتروپومتریک شامل وزن و قد آزمودنیها اندازه گیری شد. جهت تعیین پای برتر آزمودنی، از آزمودنی خواستیم که بر روی چهارپایه آزمون فرود بایستد و با یک‌پا دو تا سه بار به پایین فرود آید. ارتفاع چهارپایه بر اساس برخی پژوهش‌های معتبر ٤۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد (۲٤). پایی که اکثراً آزمودنی تمایل داشت با آن فرود آید به‌عنوان پای برتر برگزیده شد. قبل از انجام آزمون، آزمودنی به مدت ۵-۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی و حرکات کششی بدن و ۵ دقیقه گرم کردن اختصاصی اندام تحتانی مانند زانو بلند و اسکات را انجام می‌داد (۲۳).

ابتدا بیشینه قدرت عضله سرینی بزرگ در دو دوره پیش و پس‌آزمون به‌صورت ایزومتریک اندازه‌گیری شد. اندازه‌گیری‌ها به روش استاندارد (۲۵) طبق تصویر شماره ۱ انجام شد. برای ثابت کردن زاویه مفاصل در هنگام

1. Load rate

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

انجام آزمون از بندهای محکم غیرقابل ارتجاع که از یک سمت به انتهای اندام موردنظر و از طرف دیگر به پایه‌تخت بسته می‌شد استفاده شد. این امر باعث اعتباربخشی بیشتر به آزمون‌های سنجش قدرت ایزومتریک با دینامومتر دستی می‌گردد (۲۶). از آزمودنی خواسته می‌شد که ۵ شماره با نهایت قدرت به دینامومتر دستی دیجیتال مدل JTECH Medical MN084_A Commander که در انتهای اندام و زیر بند ثابت‌کننده قرار داشت فشار وارد کند. مجموعاً سه بار اندازه‌گیری قدرت با انجام باز کردن بیش‌ازحد ران به مقدار ۲۰ درجه، انقباضات ۵ ثانیه‌ای و استراحت ۳۰ ثانیه‌ای بین تکرارها انجام شد. میانگین سه عدد به‌دست‌آمده به‌عنوان ماکزیمم قدرت ایزومتریک عضله برحسب نیوتن ثبت گردید (۲۷). عدد به‌دست‌آمده بر وزن فرد برحسب نیوتن تقسیم‌شده و ضربدر عدد ۱۰۰ شد و ماکزیمم قدرت عضله برحسب درصد وزن بدن گزارش گردید.

شکل ۱. نحوه اندازه‌گیری بیشینه قدرت ایزومتریک عضله سرینی بزرگ

طبق پژوهش‌های مشابه معتبر اخیر، برای مشخص شدن زاویه مفاصل در لحظه فرود، نشانگرهای نقطه‌ای چسبی بر اساس متد تعدیل‌شده استاندارد Helen Hayes[1] بر مبنای نشانه های استخوانی بدن[2] در سمت پای برتر نصب شدند (۲۸ و ۲۹). ازآن‌جهت که فیلم‌برداری در لحظه فرود بر روی صفحه ساجیتال انجام می‌شد، فقط نشانگرهای مشخص در صفحه ساجیتال نصب شدند (قوزک خارجی پا، وسط مفصل زانو (اپی کندیل خارجی ران)، وسط مفصل ران (تروکانتر بزرگ ران) و زایده آکرومیون. در پس‌زمینه صحنه فرود آزمودنی، یک صفحه قامت[3] سیاه‌رنگ قرار داده شد تا آزمودنی با وضوح بیشتری در فیلم مشخص شود.

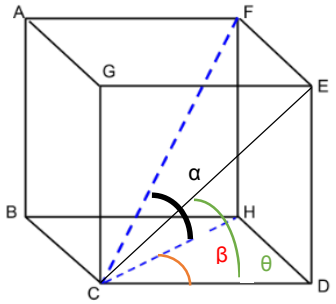
ازآنجاکه پژوهش‌ها نشان داده‌اند که استفاده از یک دوربین فیلم‌برداری نیز می‌تواند برای ارزیابی کینماتیک در صفحه ساجیتال معتبر باشد (۳۰)، جهت بررسی زوایای مفاصل ران و زانو، از فیلم‌برداری دوبعدی توسط یک دوربین فیلم‌برداری Cannon مدل EOS RP استفاده شد. بعلاوه با توجه به اینکه ممکن بود که کف پای آزمودنی بر روی صفحه افقی چرخش داشته باشد، با توجه به شکل و فرمول مربوط به آن (شکل ۱) (فرمول ۱)، زوایای مشاهده‌شده از مفصل زانو در دوربین به زوایای واقعی اصلاح شد (۳۱). در فرمول ۱، α زاویه واقعی مفصل در لحظه فرود، β زاویه چرخش پا بر روی صفحه افقی و θزاویه‌ای است که در صفحه ساجیتال (نمای دوربین فیلم‌برداری) مشاهده می‌شود. زاویه چرخش پا در صفحه افقی از طریق داده‌های فوت اسکن به دست آمد.

1. Modified Helen Hayes marker set
2. Bony landmarks
3. Body posture screen

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

سرعت فیلم‌برداری بر روی ۲٤۰ فریم در ثانیه تنظیم شد که برای مانورهای سریع مانند فرود مناسب گزارش‌شده است (۲٤). دوربین بر روی چهارپایه مخصوص در فاصله (حدود ۳ متر) و ارتفاع مناسب (زاویه صفر درجه با صفحات ساجیتال و فرونتال) نصب گردید. مقدار زوایای ران و زانو در فریم لحظه تماس اولیه پای آزمودنی با فوت اسکن توسط نرم‌افزار Kinovea بدست آمد.

با توجه به روش مورداستفاده در بسیاری از پژوهش‌های بیومکانیکال، برای اندازه‌گیری مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در لحظه فرود از دستگاه فوت اسکن مدل RS scan 0.5M 2D foot scan plate با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز با نرم‌افزار footscan 7 USB2 gait نسخه 7.97 استفاده شد. صفحه فوت اسکن جلوی سکوی فرود قرار داده می‌شد.



شکل ۲. نمایش زوایا در یک فضای سه‌بعدی (۳۳)

$\alpha = \cos^{-1}(\cos\theta/\cos\beta)$ (فرمول ۱)

برای انجام آزمون فرود نرم‌افزار فوت اسکن فعال و کالیبره می‌شد. به این منظور وزن و سایز پای آزمودنی وارد نرم‌افزار دستگاه شده و آزمودنی یک‌بار از روی صفحه فوت اسکن عبور می‌کرد. سپس دوربین فیلم‌برداری روشن می‌شد. از آزمودنی درخواست می‌شد که با پای‌برهنه برتر از روی چهارپایه بر روی وسط صفحه فوت اسکن بپرد. ابتدا یک فرود آزمایشی انجام‌شده و سپس آزمون اصلی سه بار بافاصله ۳۰ ثانیه استراحت تکرار می‌شد (۱۷). در هنگام انجام آزمون هیچ‌گونه توضیحی به آزمودنی داده نمی‌شد و حرکت وی در حین انجام آزمون اصلاح نمی‌گردید تا از اثر بازخورد مربی پیشگیری شود (۲٤). درصورتی‌که فرود با خطا همراه بود مثلاً آزمودنی تعادل خود را از دست می‌داد یا گام اضافی برمی‌داشت یا زمین را با دست لمس می‌کرد آن آزمون حذف‌شده و مجدداً تکرار می‌شد. با توجه به اینکه فرود از حرکات سریع است، میانگین ۱۰۰ میلی‌ثانیه نیرو برحسب نیوتن از لحظه اول تماس در نرم‌افزار excel محاسبه و میانگین سه تکرار به‌عنوان مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین گزارش شد (۸). همچنین حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به اوج نیرو نیز ثبت گردید. با تقسیم نیرو برحسب نیوتن بر زمان برحسب میلی‌ثانیه، نرخ بار محاسبه شد. برای نرمال کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین بر اساس وزن آزمودنی، نیرو بر وزن برحسب نیوتون تقسیم و سپس ضربدر ۱۰۰ و بر مبنای درصد وزن بدن گزارش شد. ضربه[1] در ۳۰۰ میلی‌ثانیه (در این مدت‌زمان، نیروها در

1. Impulse

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

هنگام فرود به ثبات نسبی رسیده است) نیز توسط فرمول شماره ۲، بر اساس مساحت ذوزنقه محاسبه شد. در این فرمول F_n نیروی عکس‌العمل در زمان n میلی‌ثانیه و Δt یک میلی‌ثانیه است. برای گزارش داده‌ها بر اساس ثانیه داده‌ها تقسیم بر ۱۰۰۰ شد.

(فرمول ۲) ضربه در ۳۰۰ میلی‌ثانیه $(N.ms)=\int_0^{300} Fdt=\sum_0^{299}(F_n + F_{n+1})/2 * \Delta t$

تمرینات گروه تجربی نهایتاً تا ۲ روز بعد از پیش‌آزمون آغاز گردید. تمرینات تقویتی عضلات توسط کش‌های تمرینی که در ٤ رنگ صورتی (کمترین مقاومت) (مقاومت ۱)، زرد (مقاومت ۲)، آبی (مقاومت ۳) و طوسی (بیشترین مقاومت) (مقاومت ٤) بود انجام می‌شد. کش‌های تمرینی قابل‌حمل به مکان‌های گوناگون بوده و سودمندی آن‌ها برای افزایش قدرت و استقامت عضلانی به اثبات رسیده است (١٤ و ٢٣). با توجه به اینکه آزمودنی‌ها تمرین کرده نبودند، فرکانس ۳ جلسه تمرین در هفته برای پژوهش حاضر انتخاب شد (۳۲). همچنین ۲ دقیقه استراحت بین ست‌ها در نظر گرفته شد. درصورتی‌که آزمودنی پس از ۲ دقیقه استراحت هنوز خسته بود و قادر به ادامه انجام تمرین نبود تا ۵ دقیقه استراحت بین ست‌ها افزایش می‌یافت (۳۳). تمرینات طبق اصل اضافه‌بار بر اساس جدول شماره ۱ طی هشت هفته برنامه‌ریزی شد.

جدول ۱. روش انجام تمرینات گروه تجربی هفته‌های تمرین، مقاومت، تعداد تکرار، تعداد جلسات تمرین در هفته

هفته تمرین	ست اول (تعداد تکرار)	ست دوم (تعداد تکرار)	ست سوم (تعداد تکرار)	تعداد جلسات در هفته
۱–۲	مقاومت ۱ (۲۰)	مقاومت ۲ (۲۰)	مقاومت ۳ (۲۰)	۳
۳–٤	مقاومت ۱ (۲۵)	مقاومت ۲ (۲۵)	مقاومت ۳ (۲۵)	۳
٥–٦	مقاومت ۲ (۲۰)	مقاومت ۳ (۲۰)	مقاومت ٤ (۲۰)	۳
۷–۸	مقاومت ۲ (۲۵)	مقاومت ۳ (۲۵)	مقاومت ٤ (۲۵)	۳

به دلیل اینکه ماهیت انقباضات عضلانی سرینی بزرگ در اوایل فرود بیشتر برونگرا و انجام تمرینات قدرتی ایزوله شده عضله سرینی بزرگ به‌صورت برونگرا با دشواری همراه است، با استفاده از کش‌های تمرین و طولانی‌تر کردن زمان بازگشت از انقباض سعی کردیم که تمرینات برونگرا را برای این عضله شبیه‌سازی کنیم. به این منظور آزمودنی در وضعیت چهار دست‌وپا بر روی زمین قرار می‌گرفت. سپس کش تمرین که به‌صورت حلقه درآمده بود را ازیک‌طرف پشت زانو و از سمت دیگر جلوی زانوی پای مخالف قرار می‌داد. جهت ایزوله کردن تمرین تقویتی برای سرینی بزرگ و به حداقل رساندن فعالیت همسترینگ، زانوی پای تمرین در وضعیت ۹۰ درجه خمش قرار می‌گرفت (٣٤). سپس حرکت باز کردن بیش‌ازحد[1] ران انجام می‌شد (۳۵). هنگامی‌که تعداد تکرار حرکت بالا و آزمودنی‌ها مبتدی هستند ۱۵–۲۵ تکرار یا بیشتر با سرعت متوسط تا بالا ارجحیت دارد (۲۳). بنابراین، برای اینکه سرعت انقباض بالاتر باشد سرعت ۱ ثانیه انقباض درون‌گرا (حرکت باز کردن

1. Hyper extension

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

بیش‌ازحد ران در برابر مقاومت کش تمرین) و برای ویژه‌تر کردن تمرین به‌صورت برونگرا، ۳ ثانیه انقباض برونگرا (حرکت خم کردن ران (بازگشت به وضعیت شروع حرکت)) طبق تصویر شماره ۳ انتخاب شد.
اگرچه آزمون بر روی پای برتر افراد صورت می‌گرفت، به دلایل اخلاقی و به جهت برهم نزدن تعادل عضلانی بدن در دو سمت، تمرینات تقویتی به‌صورت متقارن برای هر دو پا انجام گرفت.

شکل ۳ نحوه انجام تمرین آزمودنی‌های گروه تجربی (از چپ به راست: ابتدا، میانه و انتهای حرکت باز کردن ران با مقاومت کش تمرین)

تا یک هفته پس از آخرین جلسه تمرین، پس‌آزمون دقیقاً مطابق با پیش‌آزمون در دو گروه تجربی و کنترل تکرار شد.
داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ مورد تجزیه‌وتحلیل آماری قرار گرفت. برای توصیف داده‌ها از شاخص‌های میانگین و انحراف استاندارد، برای آزمون معناداری از تحلیل واریانس مختلط دوعاملی (۲*۲) که در آن، زمان (پیش و پس‌آزمون) به‌عنوان عامل تکرارشونده در گروه (گروه تجربی و گروه کنترل) مدنظر قرار گرفت و برای آزمون تعقیبی از آزمون T همبسته استفاده شد.

یافته‌ها

دامنه سنی آزمودنی‌ها بین ۱۸-۳۰ و با میانگین ۲/۲±۲۲ سال بود. میانگین وزن آزمودنی‌های گروه تجربی به ترتیب ۶/۱±۵۵/۶ و ۵/۰±۵۶/۱ کیلوگرم و گروه کنترل ۶/۱±۵۴/۲ و ۵/۸±۵۴/۴ کیلوگرم در پیش و پس‌آزمون و میانگین قد گروه تجربی ۹/۴±۱۶۴ و کنترل ۷/۸±۱۶۵ سانتیمتر بود. جدول ۲ میانگین و انحراف معیار سایر داده‌ها را نشان می‌دهد. با انجام آزمون تحلیل واریانس مختلط، اختلاف بین زمان رسیدن به اوج نیرو، بیشینه نیرو، میانگین زوایای مفاصل ران و زانو، ضربه و نرخ بار در پیش و پس‌آزمون در گروه کنترل و تجربی در سطح α=۰/۰۵ معنادار نبود.

جدول ۲. میانگین (انحراف استاندارد) قدرت عضله سرینی بزرگ و فاکتورهای کینتیکی و کینماتیکی اندازه‌گیری شده در پیش و پس‌آزمون به تفکیک در گروه‌های کنترل و تجربی

	گروه تجربی (۱۲ نفر) **میانگین (انحراف استاندارد)**		**گروه کنترل (۱۳ نفر)** **میانگین (انحراف استاندارد)**	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
قدرت عضله سرینی بزرگ (٪ وزن بدن)	۲۴/۶ (۷/۳)	۲۵/۷ (۶/۵)	۲۶/۵ (۵/۲)	۲۶/۲ (۶/۱)
نیروی عکس‌العمل زمین (٪ وزن بدن)	۱۳۳/۹۳ (۳۸/۶۰)	۱۱۴/۷۲ (۲۶/۷۲)	۱۳۳/۱۸ (۳۳/۲۵)	۱۲۶/۷۲ (۳۰/۹۷)
زمان رسیدن به اوج نیرو (میلی‌ثانیه)	۵۳/۵۱ (۱۶/۰۹)	۵۵/۳۷ (۱۴/۶۶)	۵۴/۴۵ (۲۰/۴۷)	۵۳/۴۷ (۱۶/۹۲)

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

بیشینه نیرو (٪ وزن بدن)	۲٤۹/٤۹ (۱۱٥/۹٦)	۲۲٦/۰۰ (۸۹/۸٦)	۲٦٦/۹٤ (۹۳/٤۱)	۲٥۳/۳۷ (۹٥/۰۲)
نرخ بار (نیوتن بر میلی‌ثانیه)	۳۳/٥ (۳٥/۲)	۳۱/٤ (۳۹/۹)	٤٤/۰ (٥٦/۹)	۳۳/۳ (۳۹/۳)
ضربه (نیوتن*ثانیه)	۱٦۸/۱۸ (٤۲/۹٤)	۱٤۹/۷۰ (۲۸/٤۷)	۱۷٥/۹۷ (٤۸/۷۹)	۱۷۸/۰۲ (٦۲/۹۱)
زاویه ران (درجه)	۱٦۳/۷ (٥/۷)	۱٦٤/٦ (٦/٥)	۱٦٥/۹ (٥/٥)	۱٦٥/٤ (٥/۸)
زاویه زانو (درجه)	۱٦۷/۸ (۳/٥)	۱٦۸/۲ (٤/۸)	۱٦۸/۷ (٤/۹)	۱٦۷/٦ (٤/۸)

با توجه به اینکه اختلاف بین مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در پیش و پس‌آزمون معنادار بود (F=٥/۲٤٥ و P=۰/۰۳۲) اما اثر تعاملی زمان در گروه و بین گروه‌ها معنادار نبود (α=۰/۰٥)، از آزمون T همبسته به‌عنوان آزمون تعقیبی استفاده شد (جدول ۳).

جدول ۳. آزمون T همبسته بررسی معناداری اختلاف بین مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در پیش و پس‌آزمون در گروه تجربی (α=۰/۰٥)

	میانگین اختلاف بین جفت‌ها	t	درجه آزادی	معناداری (دو دامنه)
جفت ۱ مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (پیش‌آزمون) (پس‌آزمون)	۱۹/۲۱	۲/۳٥٤	۱۱	۰/۰۳۸

داده‌ها نشان‌دهنده معناداری اختلاف بین نیروی عکس‌العمل زمین در پیش و پس‌آزمون در گروه تجربی (P=۰/۰۳۸، t=۲/۳٥٤) و عدم معناداری آن در گروه کنترل در سطح α=۰/۰٥ بود.

بحث

همان‌گونه که قبلاً نیز اشاره شد، بیشترین بازوی گشتاور اکستنسوری سرینی بزرگ در ۱٥ درجه خمش تنه است (۱۲ و ۱۱). میزان خمش ران و زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین در گروه تجربی به ترتیب ۱٦/۲ و ۱۲/۱ درجه در پیش‌آزمون و ۱٥/۳ و ۱۱/۸ درجه در پس‌آزمون و در گروه کنترل به ترتیب ۱٤/۰ و ۱۱/۲ درجه در پیش‌آزمون و ۱٤/٥ و ۱۲/۳ درجه در پس‌آزمون بوده است. این زوایا با توجه به پژوهش‌های پیشین جزو خطرسازترین زوایا برای آسیب ACL مطرح‌شده‌اند (٥،۱۱ و ۱٤). در این زوایا نیروی همسترینگ نمی‌تواند از حرکت روبه‌جلوی درشت‌نی حمایت کند و شدت انقباض چهار سر نسبت به همسترینگ در این زاویه بسیار بیشتر است (۳٦). با توجه به داده‌های جدول ۲ در گروه تجربی زوایای خمش ران و زانو در پس‌آزمون به ترتیب ۰/۸ درجه (۰/٦۱ درصد) و ۰/۳ درجه (۰/۱۹ درصد) کاهش به نسبت پیش‌آزمون و در گروه کنترل به ترتیب ۰/٥ درجه (۰/۳ درصد) و ۱/۱ درجه (۰/٦٥ درصد) افزایش خمش داشته است که اختلاف‌ها ازلحاظ آماری معنادار نیستند. در پژوهشی که در سال ۲۰۰۸ به‌منظور بررسی تأثیر تمرینات قدرتی بر بیومکانیک اندام تحتانی در هنگام پرش انجام شد، نتایج نشان داد که تمرینات قدرتی عضلات چهار سر ران، همسترینگ، سرینی بزرگ و میانی، علیرغم افزایش قدرت تأثیری بر مکانیک فرود نداشت (۳۷). نتایج پژوهش حاضر نیز همسو با پژوهش مذکور است و به نظر می‌رسد که زوایای خمش ران و زانو در لحظه فرود آن‌چنان تحت تأثیر تمرینات تقویتی سرینی بزرگ قرار نگرفته‌اند اما همان‌گونه که پژوهشگران پیشین نیز گزارش کرده‌اند

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

کاهش خمش زانو در هنگام فرود سبب کاهش خمش ران شده است (۳۸). در پژوهش هوت و میر در سال ۲۰۱۲، افزایش زاویه خمش تنه به‌عنوان ریسک فاکتور آسیب ACL مطرح‌شده است (۳۹)، درحالی‌که از طرف دیگر افزایش خمش زانو و ران در هنگام فرود به دلیل کاهش احتمالی که در نیروی عکس‌العمل زمین ایجاد می‌کند، در پیشگیری از آسیب ACL مؤثر شناخته‌شده است (٤٠). با توجه به این فرض که وقتی سرینی بزرگ ضعیف است فرد سعی می‌کند عمودی‌تر فرود آید تا بازوی گشتاور در مفصل لگن کاهش‌یافته و فشار وارد بر سرینی بزرگ برای باز کردن ران متعاقب حرکت خم کردن کاهش یابد، انتظار می‌رفت که با تقویت این عضله فرد بتواند با زانو و ران‌های خمیده‌تر فرود آید. بااین‌وجود در پژوهش‌هایی نشان داده‌شده است که افزایش عملکرد اکسنتریک سرینی بزرگ و چهارسررانی ممکن است سبب ایجاد گشتاورهای بازکنندگی داخلی بزرگ‌تری در لگن و زانو شود که متعاقباً سبب کاهش خمش زانو در لحظه فرود و درنتیجه فرود فرد با قامتی عمودی‌تر گردد که می‌تواند درنتیجه تقویت عضله سرینی بزرگ و انقباض آن به‌صورت پیش خوردی باشد (٤٠ و ٤١). به نظر می‌رسد با توجه به افزایش ٤/٥٥ درصدی قدرت سرینی بزرگ، در پژوهش حاضر کاهش زاویه خمش درنتیجه افزایش قدرت سرینی بزرگ بوده است. همچنین انجام تمرینات می‌تواند بدون افزایش معنادار قدرت سبب هماهنگی بیشتر عصبی-عضلانی در عضله شده باشد که در انقباض پیش خوردی عضلات مؤثر است. در این صورت فعالیت انقباضی چهارسررانی نیز می‌تواند کاهش‌یافته باشد. زیرا در زوایای خمش کمتر از ۳۰ درجه تنه، فعالیت سرینی بزرگ اجازه افزایش فعالیت به چهارسررانی را نمی‌دهد (۸). از طرف دیگر با توجه به اینکه زمان رسیدن به اوج نیرو در گروه تجربی، هرچند ازلحاظ آماری غیر معنادار، اما به‌هرحال افزایش‌یافته است، می‌توان احتمال داد که زوایای خمش زانو و ران در اوج خمش در پس‌آزمون بیش از پیش‌آزمون بوده باشد که این خود به معنای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین است. بر اساس داده‌های جدول ۲، در گروه تجربی شاهد ١٦/٦٣ درصد کاهش معنادار در نیروی عکس‌العمل زمین در پس‌آزمون بوده‌ایم. در گروه کنترل نیز ٥/٠٩ درصد کاهش غیرمعنادار مشاهده می‌شود که می‌تواند به دلیل اثر یادگیری از پیش تا پس‌آزمون باشد. با توجه به اینکه ارتفاع سکوی فرود، سطح فرود و زوایای مفاصل ران و زانو برای کلیه آزمودنی‌های ما در پیش و پس‌آزمون یکسان بوده، به نظر می‌رسد که مجموعه عوامل کینماتیکی و کینتیکی مفاصل ران و زانو (خصوصاً زمان رسیدن به اوج نیرو) می‌توانند با تغییرات هرچند جزئی ولی مثبت که در اثر تقویت سرینی بزرگ صورت گرفته است، منجر به کاهش چشمگیر و معنادار نیروی عکس‌العمل زمین و کاهش احتمال آسیب ACL در لحظه فرود شوند. (٤٢). علاوه بر اینکه در پژوهش حاضر فقط زوایای مفاصل در صفحه ساجیتال بررسی‌شده درحالی‌که ممکن است انجام تمرینات پژوهش حاضر سبب تغییراتی در استراتژی فرود در صفحات فرونتال و هوریزونتال نیز شده باشد. تمامی این عوامل می‌توانند یکدیگر را تشدید کرده و سبب کاهش نیروی عکس‌العمل زمین به‌صورت معنادار شده باشند.

در مورد زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل زمین، بیشینه نیرو و نرخ بار بر اساس جدول ۲، به ترتیب ١/٨٦ میلی‌ثانیه و درواقع ٣/٤٧ درصد افزایش در زمان و ١٠/٣٩ درصد کاهش در نیرو و ٦/٧٨ درصد کاهش

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

نرخ بار در گروه تجربی و ۰/۹۸ میلی‌ثانیه یا ۱/۸۳ درصد کاهش در زمان و ۵/۳۵ درصد کاهش در نیرو و ۳۱/۹۰ درصد کاهش در نرخ بار در گروه کنترل در پس‌آزمون به نسبت پیش‌آزمون شاهد بوده‌ایم. اگرچه که این میزان اختلاف ازلحاظ آماری معنادار نبوده است، اما ازلحاظ کلینیکی، افزایش هرچند ناچیز زمان رسیدن به اوج نیرو و کاهش بیشینه نیرو و نرخ افزایش بار برای کاهش احتمال آسیب ACL دارای اهمیت است (۱۷). در پژوهش حاضر تقویت سرینی بزرگ سبب کنترل خمش ران و نتیجتاً زانو در لحظه فرود شده و زمان جذب نیرو افزایش‌یافته است. نتایج پژوهش ما با نتایج پژوهش لپوریس و همکارانش در سال ۲۰۱۳ که اثر تمرینات پیشگیرانه موسوم به PTP بر کینماتیک در صفحه ساجیتال در حین اجرای فرود و پرش عمودی در مردان والیبالیست را موردبررسی قراردادند همسو است زیرا نتایج پژوهش آن‌ها نشان داد که پس از ٦ هفته تمرین، زمان فرود از لحظه تماس اولیه تا اوج خمش زانو در فرود تک‌پا و جابجایی زاویه‌ای زانو در فرود دو پا افزایش یافت. درواقع تمرینات سبب بهبود مهارت پرش عمودی شد اما این تغییرات ازلحاظ آماری معنادار نبود (٤٣). به‌هرحال به دلیل عدم معناداری اختلاف بین گروه تجربی و کنترل، به نظر می‌رسد که تأیید یا رد این عوامل به‌عنوان ریسک فاکتور نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتری دارد.

در مورد ضربه با توجه به جدول ۲، شاهد ۱۳/۰۸ درصد کاهش در گروه تجربی در پس‌آزمون به نسبت پیش‌آزمون بوده‌ایم درحالی‌که این میزان برای گروه کنترل ۰/۳٦ درصد افزایش بوده است. اگرچه این میزان اختلاف ازلحاظ آماری معنادار نبوده است، ولی کاهش قابل‌توجهی که در گروه تجربی متعاقب تمرین اتفاق افتاده است ازلحاظ کلینیکی مهم و می‌تواند نمایانگر تغییر استراتژی فرود در جهت مثبت در گروه تجربی درنتیجه انجام تمرینات باشد. با توجه به اینکه ضربه در بازه ۳۰۰ میلی‌ثانیه پس از فرود محاسبه‌شده است، نمی‌توان تغییرات استراتژی فرود در لحظه فرود را با تغییرات ضربه مقایسه کرد. تغییرات قابل‌توجه کاهشی در میزان ضربه در گروه تجربی می‌تواند نمایانگر تغییرات استراتژی فرود ازلحاظ زوایای مفاصل در طول جذب نیرو باشد. به دلیل اینکه ضربه در هنگام فرودهایی با شرایط یکسان باید تقریباً برابر باشد و ضربه نتیجه نیرو در زمان است، با افزایش مدت‌زمان جذب نیرو، در حقیقت نیروی عکس‌العمل زمین به‌طور هم‌زمان کاهش‌یافته است. اگرچه با تقویت سرینی بزرگ زوایای مفاصل ران و زانو در لحظه فرود کاهش‌یافته است، شاید در ادامه حرکت و در اوج خمش شاهد افزایش خمش زانو و ران باشیم که متعاقباً سبب کاهش بیشتر نیروی عکس‌العمل زمین و همچنین کاهش معنادار ضربه خواهد شد.

نتیجه‌گیری

با توجه به اینکه پس از انجام تمرینات تقویتی سرینی بزرگ، اختلاف پیش و پس‌آزمون ریسک فاکتورهای کینماتیکی و کینتیکی آسیب ACL، به‌جز نیروی عکس‌العمل زمین، معنادار نبوده ولی جهت تغییرات همگی آن‌ها مثبت بوده است، پیشنهاد می‌شود که جهت افزایش اثر این تمرینات در پیشگیری از آسیب ACL از طریق مکانیسم‌های ذکرشده، آموزش الگوی فرود صحیح نیز به‌عنوان تمرین تکمیلی همسو با تقویت عضلات مدنظر قرار گیرد. همان‌گونه که ازنظر تئودور بومپا، تئوریسین بزرگ درزمینهٔ علم تمرین، حداکثر به‌کارگیری واحدهای

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

حرکتی به‌صورت ارادی که توسط تمرینات قدرتی کسب‌شده است می‌تواند به یک تمرین ورزشی خاص انتقال پیدا کند به‌شرط اینکه تکنیک توسط ورزشکار شناخته‌شده باشد (٤٤). با توجه به اینکه افزایش نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان ریسک فاکتور شناخته‌شده برای آسیب ACL مطرح است (١٧) و تمرینات تقویتی سرینی بزرگ منجر به کاهش چشمگیر و معنادار میزان آن در لحظه فرود شده است، نتایج پژوهش حاضر می‌تواند به‌عنوان یکی از اجزا جهت طراحی مدل‌های پیشگیری از آسیب ACL مورداستفاده قرار گیرد. مربیان رشته‌های ورزشی بسکتبال، فوتبال، هندبال و والیبال که ورزشکاران آن بالاترین نرخ آسیب ACL را دارا می‌باشند می‌توانند از نتایج پژوهش فوق جهت برنامه‌ریزی تمرینات پیشگیرانه ورزشکاران خود پیش از فصل مسابقات بهره‌مند شوند.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از آزمودنیها و مسئول آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه اصفهان بابت زحماتی که در جهت انجام شایسته پژوهش متحمل شدند، تشکر ویژه بعمل می آید.

منابع

1. Karanian, F., Daneshmandi, H., Hemmatinejad, M., Rahnema, N. (2013). Study of financial costs of injury in different organs of Iranian Premier League footballers. Sports Medicine. 10: (69-87). (Persian)
2. Paterno, M. V., Schmitt, L. C., Ford, K. R., Rauh, M. J., Myer, G. D., Huang, B., Hewett, T. E. (2010). Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport. The American Journal of Sports Medicine. 38(10), 1968-1978.
3. Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., DeMaio, M., Hewett, T. E. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. The American Journal of Sports Medicine. 34(9), 1512-1532.
4. Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynnon, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., & Mandelbaum, B. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. British Journal of Sports Medicine. 42(6), 394-412.
5. Bahr, R., Engebretsen, L. (Eds.). (2009). Sports injury prevention. Wiley-Blackwell.
6. Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait & Posture. 21(1), 85-94.
7. Waldén, M., Atroshi, I., Magnusson, H., Wagner, P., Hägglund, M. (2012). Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players: cluster randomized controlled trial. British Medical Journal. 344, e3042.
8. Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Collins, M., Ford, K., Kulas, A. S. (2015). ACL research retreat VII: An update on anterior cruciate ligament injury risk factor identification, screening, and prevention: March 19–21, 2015; Greensboro, NC. Journal of Athletic Training. 50(10), 1076-1093.
9. Hewett, T. E., Torg, J. S., Boden, B. P. (2009). Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. British Journal of Sports Medicine. 43(6), 417-422.
10. Shultz, S. J., Nguyen, A. D., Schmitz, R. J. (2008). Differences in lower extremity anatomical and postural characteristics in males and females between maturation groups. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 38(3), 137-149.
11. Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 23(6), 573-578.
12. Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. Journal of Orthopaedic Research. 13(6), 930-935.
13. Oatis, C. A. (2009). Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Lippincott Williams & Wilkins.
14. 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.
15. Ireland, M. L. (1999). Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. Journal of Athletic Training. 34(2), 150.
16. Bahr, R., Engebretsen, L. (Eds.). (2011). Handbook of sports medicine and science, sports injury prevention; Vol. 17. John Wiley & Sons.
17. Jeansonne, J. J., Montz, J., Rodriguez, J. (2007). Examining the effect of an in season plyometric training program on peak impact jumping forces in females. Journal of Biomechanics. 40(2), S739.
18. 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.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]
[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]

19. McNair, P. J., Prapavessis, H., Callender, K. (2000). Decreasing landing forces: effect of instruction. British Journal of Sports Medicine. 34(4), 293-296.
20. Daneshjoo A, Mokhtar AH, Rahnama N, Yusof A. The effects of injury preventive warm-up programs on knee strength ratio in young male professional soccer players. PloS One. 2012-3; 7(12):e50979.
21. Malina, R. M., Bouchard, C., Bar-Or, O. (2004). Growth, maturation, and physical activity. Human Kinetics.
22. Thomas JR, Silverman S, Nelson J. (2015).Research methods in physical activity; 7th. Human Kinetics.
23. Ratamess, N. A. (2011). ACSM's Foundations of Strength Training and Conditioning. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.
24. Pappas, E., Hagins, M., Sheikhzadeh, A., Nordin, M., Rose, D. (2007). Biomechanical differences between unilateral and bilateral landings from a jump: gender differences. Clinical Journal of Sport Medicine. 17(4), 263-268.
25. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. (2005). Muscles: testing and function with posture and pain. Lippincott Williams & Wilkins.
26. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. (2013). Hip-and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 21(3):550-5.
27. Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. (2016). Hip muscle strength predicts noncontact anterior cruciate ligament injury in male and female athletes: a prospective study. The American Journal of Sports Medicine. 44(2):355-61.
28. Queen, R. M., Renner, K., & Peebles, A. (2019). Landing Mechanics Differences between the Drop Vertical Jump and Stop Jump: 2237: Board# 2 May 31 9: 30 AM-11: 30 AM. Medicine & Science in Sports & Exercise. 51(6), 610-611.
29. McDonnell, J., Zwetsloot, K. A., Houmard, J., DeVita, P. (2019). Skipping has lower knee joint contact forces and higher metabolic cost compared to running. Gait & Posture. 70, 414-419.
30. White, J. D., Carson, N., Baum, B. S., Reinking, M. F., McPoil, T. G. (2019). Use of 2-dimensional sagittal kinematic variables to estimate ground reaction force during running. International Journal of Sports Physical Therapy. 14(2), 174.
31. Zatsiorsky, V. (1998). Kinematic geometry of human motion: Body posture. Kinematics of Human Motion. 90.
32. Rhea, M. R., Alvar, B. A., Burkett, L. N., Ball, S. D. (2003). A meta-analysis to determine the dose response for strength development. Medicine & Science in Sports & Exercise. 456-464.
33. Willardson, J. M., Burkett, L. N. (2005). A comparison of 3 different rest intervals on the exercise volume completed during a workout. The Journal of Strength & Conditioning Research. 19(1), 23-26.
34. Kwon, Y. J., Lee, H. O. (2013). How different knee flexion angles influence the hip extensor in the prone position. Journal of Physical Therapy Science. 25(10), 1295-1297.
35. Kraemer, W. J., Ratamess, N. A. (2004). Fundamentals of resistance training: progression and exercise prescription. Medicine & Science in Sports & Exercise. 36(4), 674-688.
36. Neumann, D. A. (2002). Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation. Mosby.
37. Herman, D. C., Weinhold, P. S., Guskiewicz, K. M., Garrett, W. E., Yu, B., Padua, D. A. (2008). The effects of strength training on the lower extremity biomechanics of female recreational athletes during a stop-jump task. The American Journal of Sports Medicine. 36(4), 733-740.
38. Chappell, J. D., Creighton, R. A., Giuliani, C., Yu, B., Garrett, W. E. (2007). Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. The American Journal of Sports Medicine. 35(2), 235-241.
39. Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Paterno, M. V., Quatman, C. E. (2012). The 2012 ABJS Nicolas Andry Award: The sequence of prevention: a systematic approach to prevent anterior cruciate ligament injury. Clinical Orthopaedics & Related Research®. 470(10), 2930-2940.
40. Walsh, M., Boling, M. C., McGrath, M., Blackburn, J. T., Padua, D. A. (2012). Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. Journal of Athletic Training. 47(4), 406-413.
41. Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clinical Biomechanics. 16(5), 438-445.
42. Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait & Posture. 21(1), 85-94.
43. Leporace, G., Praxedes, J., Pereira, G. R., Pinto, S. M., Chagas, D., Metsavaht, L., Batista, L. A. (2013). Influence of a preventive training program on lower limb kinematics and vertical jump height of male volleyball athletes. Physical Therapy in Sport. 14(1), 35-43.
44. Bompa, T., & Buzzichelli, C. (2015). Periodization training for sports; 3rd. Human Kinetics.

نحوه درج مقاله: آزاده درودگر، خلیل خیام‌باشی، شهرام لنجان نژادیان، قاسم یادگارفر ، (۱٤۰۰). تأثیر تمرینات تقویتی عضله سرینی بزرگ بر ریسک فاکتورهای کینماتیکی و کینتیکی آسیب غیر برخوردی رباط صلیبی قدامی زانو. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۹(۱):۳۵-۲۳ .دی او آی ۱۰.۲۹۲۵۲/jsmt.۱۹.۱.۲۳

How to cite this article: Azadeh Doroodgar, Khalil Khayambashi, Shahram Lenjannejadian, Ghasem Yadegarfar. (2021). The effect of Gluteus maximus muscle strengthening on kinematic and kinetic risk factors of non-contact ACL injury. 19(1):23-35. (In Persian). DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23.

[Downloaded from isharat.khu.ac.ir on 2026-10-28]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1400.19.1.4.6]

[DOI: 10.29252/jsmt.19.1.23]