10.22037/jrm.2019.112807.2259 Research Article

Effect of Gluteus Maximus Muscle Strengthening on the Intensity of Quadriceps Muscle Contraction: A Non-Contact ACL Injury Risk Factor

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

1. PhD Candidate in Corrective Exercises, Sports Injuries and Corrective Exercises Department, Sports Sciences faculty, University of Isfahan, Isfahan, 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

Received: 2019.December.02 **Revised:** 2019.December.04 **Accepted:** 2019.December.14 **Published Online:** 2019.December.21

ABSTRACT

Background and Aims: An increased Quadriceps to Hamstrings muscle strength ratio, which leads to development of anterior shear forces on the Tibia, is known as a risk factor for Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury. The purpose of the present study was to investigate the effect of Gluteus Maximus Muscle (GM) strengthening exercises on the intensity of Quadriceps Muscle (QFM) contraction at landing.

Materials and Methods: A total of 25 healthy volunteer females, aged 18-30 years, were assigned into two groups of control (n = 13) and experimental (n = 12) in a randomized control trial. Maximum isometric strength was measured using hand-held dynamometer and the intensity of contraction on the moment of landing to the maximum intensity of voluntary isometric contraction (%MVIC) for GM, QFM, and Hams were measured using surface EMG, respectively. After eight weeks (3 sessions per week) of resistance training on the experimental group, measurements were repeated. Two-factor mixed model ANOVA was used as a significance test and paired samples T-test as the post hoc.

Results: There was a 4.55% non-significant increase in the mean GM strengths in the experimental group. In term of the intensity of contraction, there were a 16.36% increase, a 8.26% decrease, and a 9.21% increase all of which were significant in the experimental group ($P \leq 0.05$), and a 2.93% increase, a 4.73% decrease, and a 4.3% increase, all non-significant, in control group, for GM, QFM and HAMS, respectively.

Conclusion: These results suggest that GM strengthening exercises along with HAMS could be effective in decreasing the intensity of QFM contraction, preventing anterior translation of Tibia, and decreasing ACL injury, as a consequence.

Keywords: ACL injuries; Gluteus Maximus; Muscle strength; Quadriceps muscle; Muscle contraction intensity

How to cite this article: Doroodgar A, Khayambashi Kh, Lenjannejadian Sh, Yadegarfar Gh. Effect of Gluteus Maximus muscle strengthening on the intensity of quadriceps muscle contraction: A non-contact ACL injury risk factor. J Rehab Med. 2020; 9(3):112-122.

***Corresponding Author**: Sports Injuries and Corrective Exercises Department, Sports Sciences faculty, University of Isfahan, Isfahan, Iran
Email: Dr.khayam@yahoo.com

مقاله پژوهشی
10.22037/jrm.2019.112807.2259

تاثیر تمرینات تقویتی عضله سرینی بزرگ بر شدت انقباض عضله چهارسرران؛ عامل خطرآسیب غیربرخوردی رباط صلیبی قدامی زانو

آزاده درودگر[1]، خلیل خیام‌باشی[2*]، شهرام لنجان‌نژادیان[3]، قاسم یادگارفر[3]

۱. دانشجوی دکتری حرکات اصلاحی، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، 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
۴. دانشیار، مرکز تحقیقات نارسایی قلب، پژوهشکده قلب و عروق و گروه اپیدمیولوژی و آمار زیستی، دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۱۱ **بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۱۳** **پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۹/۲۳**

چکیده

مقدمه و اهداف: افزایش نسبت قدرت عضله چهارسرران به همسترینگ، به‌دلیل ایجاد نیروهای برشی روبه‌جلو در درشت‌نی به‌عنوان عامل خطر آسیب رباط صلیبی قدامی زانو مطرح است. با توجه به اینکه سرینی بزرگ همکار همسترینگ در باز کردن ران در زنجیره حرکتی بسته است، هدف پژوهش حاضر بررسی تاثیر تمرین تقویتی سرینی بزرگ بر شدت انقباض چهارسرران در هنگام فرود از پرش بود.

مواد و روش‌ها: ۲۵ داوطلب زن سالم ۱۸-۳۰ ساله به‌صورت گروه‌بندی کارآزمایی کنترل‌شده تصادفی در دو گروه کنترل (۱۳ نفر) و تجربی (۱۲ نفر) قرار گرفتند. بیشینه قدرت ایزومتریک توسط دینامومتر دستی و شدت انقباض لحظه فرود و بیشینه شدت انقباض ایزومتریک عضلات سرینی بزرگ، چهارسرران و همسترینگ توسط دستگاه الکترومایوگرافی سطحی اندازه‌گیری شد. پس از انجام ۸ هفته سه جلسه‌ای تمرینات مقاومتی سرینی بزرگ در گروه تجربی، اندازه‌گیری‌ها تکرار شد. از تحلیل واریانس مختلط دوعاملی برای آزمون معناداری و از آزمون T زوجی به‌عنوان آزمون تعقیبی استفاده شد.

یافته‌ها: در گروه تجربی قدرت سرینی بزرگ ۴/۵۵٪ افزایش غیرمعنادار داشت. در مورد شدت انقباض، در گروه تجربی به‌ترتیب ۱۶/۳۶٪ افزایش، ۸/۲۶٪ کاهش و ۹/۲۱٪ افزایش معنادار (P<۰/۰۰۱) و در گروه کنترل ۲/۹۳٪ افزایش، ۴/۷۳٪ کاهش و ۴/۳٪ افزایش غیرمعنادار برای عضلات سرینی بزرگ، چهارسرران و همسترینگ بوده است.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد تمرینات تقویتی سرینی بزرگ می‌تواند همگام با همسترینگ از طریق تاثیر بر کاهش شدت انقباض چهارسرانی در پیشگیری از جلو رانده شدن درشت‌نی و متعاقبا پیشگیری از آسیب رباط صلیبی قدامی زانو تاثیرگذار باشد.

واژه‌های کلیدی: آسیب‌های رباط صلیبی قدامی زانو؛ قدرت عضله؛ سرینی بزرگ؛ شدت انقباض؛ عضله چهارسرران

نویسنده مسئول: خلیل خیام‌باشی، استاد گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران
آدرس ایمیل: Dr.khayam@yahoo.com

مقدمه و اهداف

آسیب رباط صلیبی قدامی زانو (ACL) یکی از شایعترین آسیب‌های قابل توانبخشی بافت نرم در ورزش‌های گوناگون به‌ویژه ورزش‌های سالنی مانند هندبال و والیبال و بسکتبال است که از لحاظ متوسط زمان دور ساختن ورزشکار از ورزش، میزان درد و ناتوانی، افزایش خطر ایجاد استئوآرتریت مفصل زانو و نیاز به جراحی در رتبه اول قرار دارد.[۱-۳] این آسیب در ورزشکاران جوان بین سنین ۱۵ تا ۲۵ سال[۴] و همچنین در زنان حدود ۲ تا ۶ برابر بیش از مردان گزارش شده است.[۱، ۵، ۶] اگرچه آسیب ACL ممکن است در اثر ضربات مستقیم در حوادث اتفاق بیفتد، اما ۸۰٪ از آسیب-های ACL وقوع غیربرخوردی دارند.[۱] آسیب ACL اغلب در مرحله تماس اولیه پا با زمین پس از فرود و حداکثر ۱۷ تا ۵۰ میلی‌ثانیه پس از آن، طی مرحله ابتدایی کاهش شتاب، در هنگام تغییر جهت در حین دویدن و یا فرود از پرش که در آن میزان قابل توجهی نیرو و گشتاور در زانو ایجاد می-شود، به وقوع می‌پیوندد.[۱، ۸، ۹] اگرچه پارگی ACL هم در فرود تک‌پا و هم در فرود با دو پا اتفاق می‌افتد، اما فرود تک‌پا ریسک این آسیب را افزایش می‌دهد زیرا جذب ضربه در هنگام فرود توسط یک پا صورت گرفته است؛ بنابراین فشار بیشتری بر ساختارهای زانو وارد می‌آید.[۱۰] چند دلیل عمده جهت افزایش احتمال آسیب ACL در هنگام فرود ذکر شده است: اول حرکت والگوس زانو در هنگام فرود که در زانویی که نزدیک به بازشدگی کامل است به‌عنوان وضعیت خطرساز برای پارگی ACL گزارش شده است زیرا بار اضافی در صفحه فرونتال[۱۱] یا سایر صفحات حرکتی[۱۲ و ۱۳] بر ACL وارد می‌کند. دوم کاهش خمش زانو در لحظه فرود است که گزارش‌ها حاکی از آن است که در هنگام پارگی ACL معمولا زانو نزدیک به بازشدگی کامل و حدود کمتر از ۳۰ درجه خمش بوده است.[۱۴] در زمینه مانورهای برش و توقف و تغییر جهت ناگهانی، در صورتی که کف پا بر روی زمین ثابت باشد و ران به‌شدت به خارج بچرخد یا به عقب حرکت کند، یک نیروی والگوس می‌تواند منجر به کشش و پارگی ACL شود.[۱، ۱۵، ۱۶]

به‌طور کلی، عوامل خطر آسیب ACL در دو گروه خارجی و داخلی قرار می‌گیرند. از بین عوامل داخلی می‌توان سه طبقه عوامل آناتومیکی، عوامل عصبی-عضلانی و عوامل بیومکانیکی را در زمره مهمترین عوامل قرار داد، اگرچه فقط عوامل بیومکانیکی و عصبی-عضلانی را می‌توان جهت کاهش خطر آسیب دستکاری و تعدیل نمود.[۱۷، ۱۸] از بین عوامل عصبی-عضلانی موثر بر آسیب ACL می‌توان به تسلط چهارسرانی اشاره کرد. بر اساس اصل مهار متقابل[1] در مورد عضلات آنتاگونیست، افزایش نسبت قدرت عضله چهارسرانی به همسترینگ[2] که تحت عنوان تسلط چهارسر از آن نام برده شده است، به دلیل ایجاد نیروهای برشی در درشت‌نی به سمت جلو همواره به‌عنوان عامل خطر آسیب ACL و ارزیابی ثبات زانو مطرح بوده است[۱۹-۲۱]، به‌طوری که نسبت قدرت همسترینگ به چهارسر برای تخمین استانداردهایی جهت پیش‌بینی این آسیب مورد استفاده قرار گرفته است.[۲۲، ۲۳] پیشنهاد شده است که این نسبت بسته به سرعت زاویه‌ای در حین حرکت باید بین ۰/۵-۰/۸ حفظ شود.[۲۴] در تعدادی از پژوهش‌ها نشان داده شده است که ترکیب افزایش فعالیت چهارسر و کاهش فعال‌سازی همسترینگ خطر آسیب ACL را در زنان افزایش داده است.[۲۵-۲۷] اگرچه در پژوهش ۴ ساله آینده‌نگری که در سال ۲۰۰۳ انجام شد، نشان داده شده است که قدرت چهارسرانی و همسترینگ و حتی نسبت قدرت آنها پیش-بینی‌کننده آسیب ACL در آینده نیستند.[۲۸، ۲۹] در همین راستا، تمرینات قدرتی کانسنتریک و اکسنتریک همسترینگ جهت برقراری این تعادل در انواع پروتکل‌های تمرینی پیشگیرانه از جمله فیفا ۱۱+[3] و هارمونی[4] پیش از فصل مسابقات به‌طور روتیـن انجام می‌گیرد[۲۴، ۳۰، ۳۱]، ولی به نظر می‌رسد به دلیل اینکه افزایش نسبت قدرت چهارسران به همسترینگ سبب مزیت در بهبود قدرت شوت در فوتبال است، این روش‌ها چندان محبوبیتی در بین فوتبالیست‌ها ندارد و تمرینات همچنان افزایش قدرت چهارسر را بیشتر در نظر می‌گیرند.[۲۴] با توجه به اینکه اکثر پژوهشگران به اندازه-گیری قدرت به‌صورت ایزوکینتیک پرداخته‌اند و عملکرد اکسنتریک همسترینگ نسبت به کانسنتریک چهارسر سنجیده نشده است، بنابراین اثبات و مطرح شدن این عامل به‌عنوان یک عامل خطر آسیب ACL نیاز به انجام پژوهش-های بیشتری دارد.[۳۲، ۳۳] با این وجود، به‌طور کلی این سوال مطرح است که آیا انقباض چهارسر در ابتدای فرود یعنی هنگامی که زانو نزدیک به بازشدگی کامل قرار دارد، می‌تواند سبب به جلو راندن درشت‌نی و در نتیجه پارگی ACL گردد یا خیر. از لحاظ تئوری، هنگامی که مفصل زانو توسط انقباض چهارسر باز می‌شود، رباط‌های صلیبی زانو در وضعیت کشیده‌شده و در نتیجه مستعد پارگی قرار می‌گیرند.[۱۶] این وضعیت، نزدیک به بازشدگی کامل زانو تشدید می‌شود، زیرا انقباض چهارسر در این حالت سبب به جلو رانده شدن درشت‌نی می‌گردد[۳۴، ۳۵]، در حالی که در این وضعیت مولفه افقی گشتاور همسترینگ بسیار کاهش یافته و توانایی حمایت از ACL را توسط به عقب کشیدن درشت‌نی ندارد؛ در نتیجه به نظر می‌رسد در ابتدای فرود که خمش زانو کم است، قدرت همسترینگ تاثیر چندانی در محافظت زانو از آسیب ACL نداشته باشد.[۱۶]

عضله سرینی بزرگ اولین و مهمترین بازکننده تک-مفصله ران است. پس از آن همسترینگ و نزدیک‌کننده بزرگ در باز کردن ران نقش دارند.[۱۶، ۳۶] در هنگام فرود از پرش که جزو حرکات زنجیره حرکتی بسته می‌باشد، خم شدن و باز شدن زانو و ران به یکدیگر وابسته است. در این

[1] Reciprocal Inhibition
[2] Q/H Ratio
[3] FIFA +11 Preventive Program
[4] Harmoknee Preventive Program

وضعیت سرینی بزرگ به‌صورت همکار با چهارسر، با فعالیت پیش‌خوردی از طریق انقباض اکسنتریک، در کاهش سرعت لحظه فرود و تغییرات زاویه‌ای مفاصل در لحظه فرود و از طریق انقباض کانسنتریک برای بازگرداندن بدن به وضعیت قائم نقش مهمی را ایفا می‌کند.[۳۶] در این‌گونه موارد عضله چهارسرانی مانند یک انتقال‌دهنده است که نیروی سرینی بزرگ را به زانو منتقل می‌کند؛ بنابراین ضعف سرینی بزرگ می‌تواند باعث ایجاد مشکل در حرکت باز کردن زانو شود.[۱۶] از طرفی دیگر، بار وارد بر ACL در انتهای دامنه باز شدن زانو بیشترین میزان را دارا می‌باشد[۳۷] و این در حالی است که هرچه در هنگام فرود زاویه خمش تنه و متعاقبا زانو کمتر باشد، مولفه نیروی ضد برشی همسترینگ در مقابل مولفه نیروی برشی چهارسر کاهش می‌یابد و در نتیجه خطر اسپرین ACL را افزایش می‌دهد، در حالی که در همین زمان بازوی اکستنسوری سرینی بزرگ افزایش می‌یابد، به‌طوری که بیشترین بازوی گشتاور اکستنسوری سرینی بزرگ در زاویه خمش ۱۵ درجه خمش تنه بوده است، در صورتی که برای همسترینگ بیشترین بازوی گشتاور در زاویه ۶۰ درجه خمش تنه حاصل شده است. اگرچه به نظر می‌رسد که همسترینگ به‌تنهایی برای حمایت پوسچر لگن در هنگام خم شدن تنه به جلو کفایت می‌کند، ولی در هنگام افزایش بار خارجی مانند لحظه فرود، سیستم عصبی، سرینی بزرگ را برای تولید گشتاور بیشتر در انتهای دامنه باز شدن تنه فراخوانی می‌کند.[۱۶]

با در نظر گرفتن موارد فوق و نظریه مبنی بر مهار متقابل عضلات، تقویت عضلات بازکننده ران می‌تواند منجر به مهار چهارسرانی و کاهش شدت انقباض آن در لحظه فرود شود. با توجه به لزوم پیشگیری از آسیب ACL و اینکه در پیشینه، تحقیقی مبنی بر تاثیر تقویت عضله اصلی بازکننده مفصل ران بر شدت انقباض چهارسران یافت نشد، لذا تحقیق حاضر موضوع فوق را مورد بررسی قرار داد.

مواد و روش‌ها

بر اساس حجم نمونه سایر پژوهش‌های مشابه معتبر[۲۴، ۳۱، ۱۱]، ۳۰ نفر به‌عنوان نمونه به‌صورت داوطلبانه هدفمند انتخاب شدند. به دلیل اینکه حرکت فرود جزو مراحل انجام آزمون‌های پژوهش حاضر می‌باشد و تمرینات گروه تجربی بر روی اندام تحتانی صورت گرفته است، به داوطلبانی که اخیرا سابقه آسیب اندام تحتانی مانند هرگونه آسیب‌دیدگی زانو و دارای درد و یا محدودیت حرکتی اندام تحتانی بودند، مجوز ورود به نمونه پژوهش داده نشد. به دلیل اینکه نرخ آسیب ACL در زنان بیشتر از مردان می‌باشد[۱، ۶]، از بانوان به‌عنوان آزمودنی استفاده گردید. همچنین از داوطلبان ۱۸ تا ۳۰ ساله به‌عنوان آزمودنی استفاده گردید تا اطمینان حاصل شود که تغییرات احتمالی در پس‌آزمون از یک طرف 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. داوطلبانی که ورزشکار حرفه‌ای یا قهرمانی بودند، جزو نمونه‌های آزمون قرار نگرفتند تا نتایج تاثیرات احتمالی تمرینات بر روی گروه تجربی را تحت تاثیر قرار ندهد.[۳۸] علاوه بر آن، تمایل بر آن بود که تاثیر انجام تمرینات تقویتی عضلات بر روی گروه تجربی به‌صورت آشکارتر خود را نشان دهد و این امر بر روی آزمودنی‌های ورزشکاری که احتمالا در طی تمرینات حرفه‌ای یا قهرمانی خود به اوج قدرت عضلات رسیده‌اند، در مدت زمان کوتاه (۸ هفته) و با تمرینات طراحی‌شده برای پژوهش با کش تمرین[1] نمی‌توانست نتیجه معناداری را نشان دهد. بیشترین تاثیر تمرینات در افراد تمرین‌نکرده یا با تمرین متوسط خود را نشان می‌دهد.[۳۹] نمونه‌ها بر اساس روش گروه‌بندی کارآزمایی کنترل‌شده تصادفی[2] درد و گروه کنترل و تجربی قرار گرفتند. پس از انجام مراحل جمع‌آوری داده‌ها، به دلیل ریزش ۵ نفر از آزمودنی‌ها، به خاطر عدم شرکت در پس-آزمون یا عدم انجام تمرینات به‌صورت منظم، ۱۲ نفر از گروه تجربی و ۱۳ نفر از گروه کنترل باقی ماندند. آزمودنی‌ها با حداقل پوشش شامل مایو یا تاپ و شورت کوتاه برای انجام آزمون آماده شدند. کلیه مراحل انجام آزمون‌های پژوهش حاضر در محیط کنترل‌شده آزمایشگاه ورزشی انجام شد. اگرچه محیط آزمایشگاهی نمی‌تواند شرایط واقعی محیط ورزشی برای آسیب ACL را فراهم کند، اما از طرف دیگر امکان همسان‌سازی و مقایسه دقیق‌تر آزمودنی‌ها را فراهم می‌آورد. با این وجود، سعی شد که اقداماتی استاندارد در جهت انجام سهل‌تر آزمون و نزدیک‌تر کردن شرایط آزمون به شرایط واقعی انجام شود.

آزمون اصلی پژوهش حاضر در وضعیت فرود از روی چهارپایه انجام شد؛ بنابراین جهت تعیین پای برتر آزمودنی از وی خواسته شد که پیش از انجام آزمون اصلی بر روی چهارپایه با ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر بایستد و با یک پا به پایین فرود آید. این کار دو تا سه بار تکرار شد و پایی که اکثرا آزمودنی تمایل داشت با آن پا فرود آید، به‌عنوان پای برتر برگزیده شد. قبل از انجام مراحل آزمون، آزمودنی به مدت ۵-۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی بدن به‌صورت انجام حرکات کششی و جنبشی عمومی و حدود ۵ دقیقه گرم کردن اختصاصی اندام تحتانی مانند حرکات کشش سرینی بزرگ، همسترینگ، چهارسرانی، زانو بلند و اسکات را انجام داد.[۳۹]

جهت بررسی تاثیر تمرین تقویتی سرینی بزرگ بر میزان افزایش قدرت سرینی بزرگ و همسترینگ پس از دوره تمرین، بیشینه قدرت در دو دوره پیش و پس‌آزمون به‌صورت ایزومتریک اندازه‌گیری شد. در پژوهش‌های آینده‌نگر از این روش جهت پیش‌بینی ریسک آسیب

[1] Thera-Band

[2] Randomized Control Trial

ACL و اسپرین مچ پا از طریق اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات لگن استفاده شده و موفقیت‌آمیز بوده است.[۱۳، ۴۰] اندازه‌گیری‌ها به روش استاندارد طبق تصویر شماره ۱ انجام شد.[۴۱] برای ثابت کردن زاویه مفاصل در هنگام انجام آزمون، از بندهای محکم غیرقابل ارتجاع که از یک سمت به انتهای اندام مورد نظر و از طرف دیگر به پایه تخت بسته می‌شد، استفاده شد. این امر باعث اعتباربخشی بیشتر به آزمون‌های سنجش قدرت ایزومتریک با دینامومتر دستی می‌گردد.[۴۲، ۴۳] از آزمودنی خواسته شد که ۵ شماره با نهایت قدرت به دینامومتر دستی دیجیتال مدل JTECH Commander Medical MN084_A که در انتهای اندام و زیر بند ثابت‌کننده قرار داشت، فشار وارد کند. مجموعا سه بار اندازه‌گیری قدرت با انقباضات ۵ ثانیه‌ای و استراحت ۳۰ ثانیه‌ای بین تکرارها انجام شد. میانگین سه عدد به‌دست‌آمده به‌عنوان ماکزیمم قدرت ایزومتریک عضله برحسب نیوتن ثبت گردید.[۱۳] سپس عدد به‌دست‌آمده بر وزن فرد برحسب نیوتن تقسیم شده و ضربدر عدد ۱۰۰ شد تا ماکزیمم قدرت عضله برحسب درصد وزن بدن به دست آید.

حداکثر شدت انقباض عضلات مورد نظر نیز توسط دستگاه الکترومایوگرافی (EMG) ثبت شد. بدین‌منظور از دستگاه EMG سطحی پرتابل هشت‌کاناله Megawin ME6000 استفاده شد. پس از آماده‌سازی پوست، الکترودهای دستگاه EMG در محل مناسب بر روی عضلات مورد نظر (سرینی بزرگ، چهارسررانی (بخش راست‌رانی) و همسترینگ (بخش دوسررانی)) نصب شدند. از روش استاندارد SENIAM جهت آماده‌سازی پوست اعم از موزدایی و پاکسازی و پیدا کردن محل مناسب برای چسبانیدن الکترودهای EMG استفاده شد.[۴۴، ۴۵] سپس آزمودنی در وضعیت مناسب برای انجام آزمون حداکثر قدرت و شدت انقباض ایزومتریک عضلات قرار گرفت و بندهایی که جهت ثابت نمودن عضو در زاویه مناسب برای انجام انقباض در نظر گرفته شده بود، بر روی عضو بسته شد، به نحوی که سیم‌های EMG خارج از آنها قرار بگیرد تا در هنگام انجام آزمون، تحت کشش قرار نگیرد. سه کانال از کانال‌های EMG برای ثبت فعالیت الکتریکی سه عضله مورد نظر پای برتر در نرم‌افزار مربوطه تعریف شده بود. فرکانس EMG با توجه به اینکه معمولا حداکثر بین ۵۰۰-۶۰۰ هرتز برای عضلات ورزشکاران تنظیم می‌شود[۲۶، ۴۶]، نرخ نمونه-گیری[1] روی دو برابر این میزان یعنی ۱۰۰۰ هرتز تنظیم گردید.[۴۶] ترتیب اندازه‌گیری شدت انقباض بیشینه سه عضله مورد نظر در آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی بود، اما سه تکرار اندازه‌گیری شدت انقباض بیشینه یک عضله پشت سر هم و با فاصله ۳۰ ثانیه استراحت انجام شد.

برای اندازه‌گیری شدت انقباض عضلات مذکور در لحظه فرود در حالی که الکترودهای EMG به عضلات هدف متصل شده بودند، آزمودنی جلوی صفحه قامت بر روی چهارپایه ایستاد. پیش از شروع آزمون جهت جلوگیری از جابه‌جایی الکترودها و ثابت کردن سیم‌های متصل به الکترودهای EMG، سیم‌ها به‌وسیله چسب‌های ورزشی محکم به پوست چسبانده شد. به دلیل اینکه اولین لحظه تماس پا با زمین در هنگام فرود برای ارزیابی‌های EMG در نظر گرفته شده بود، از فوت‌سوییچ برای نشان کردن لحظه تماس پا با زمین استفاده شد. بدین‌منظور فوت‌سوییچ توسط کابل USB از یک طرف به لپ‌تاپی که نرم‌افزار EMG روی آن فعال بود، متصل شده بود و از سمت دیگر سنسور (سوییچ) آن که به-صورت صفحه‌ای بود بر روی زمین جلوی سکوی فرود قرار داده شد. پیش از فرود آزمودنی، فوت‌سوییچ فعال شد. از آزمودنی درخواست شد که با پای برتر خود (پای برهنه) که الکترودهای EMG به آن متصل بود، از روی سکوی پرش بر روی فوت‌سوویچ بپرد. هم‌زمان با فرود آزمودنی، سیگنال فوت‌سوییچ که به‌صورت یک کانال مجزا بر روی نرم‌افزار EMG تعریف شده بود، ثبت شد. در نتیجه لحظه دقیق فرود آزمودنی بر روی صفحه فوت-اسکن به‌صورت یک پالس موازی با سیگنال‌های الکتریکی عضلات نمایش داده شد. ابتدا یک فرود آزمایشی انجام شد و سپس آزمون اصلی سه بار با فاصله ۳۰ ثانیه استراحت تکرار شد.[۴۷] در صورتی که فرود به‌درستی انجام نمی‌شد و با خطا همراه بود مثلا آزمودنی تعادل خود را از دست می‌داد یا گام اضافی برمی‌داشت یا زمین را با دست لمس می‌کرد، آن آزمون را حذف کرده و مجددا تکرار می‌شد. از تکنیک RMS[2] برای هموارسازی داده‌های EMG استفاده گردید.[۴۶] سپس با استفاده از فرمول زیر شدت انقباض عضله در هنگام فرود به‌صورت درصدی از بیشینه شدت انقباض ارادی ایزومتریک عضله محاسبه شد:

بیشینه شدت انقباض /شدت انقباض در هنگام آزمون فرود)

%MVIC =۱۰۰*(ارادی ایزومتریک

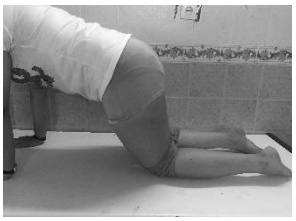
تمرینات گروه تجربی نهایتا تا ۲ روز بعد از پیش-آزمون آغاز گردید. تقویت سرینی بزرگ شامل بهبود قدرت و استقامت از طریق انقباضات کانسنتریک و اکسنتریک است که در پژوهش حاضر توسط کش‌های تمرین که در ۴ رنگ زرد، صورتی، آبی و طوسی تهیه شده بود، انجام شد. کش صورتی کمترین مقاومت (مقاومت ۱)، کش زرد در درجه دوم (مقاومت ۲)، کش آبی در درجه سوم (مقاومت ۳) و کش طوسی‌رنگ در درجه چهارم و بیشترین مقاومت (مقاومت ۴) قرار داشت. باز کردن ران در برابر مقاومت کش، انقباض کانسنتریک (۱ ثانیه) و بازگشت ران به‌آرامی به وضعیت خنثی،

[1] Sampling Rate

[2] Root Mean Square

انقباض اکسنتریک (۳ ثانیه) را تامین می‌کرد. به این منظور آزمودنی در وضعیت چهاردست‌وپا بر روی زمین قرار گرفت. سپس کش تمرین که به‌صورت حلقه درآمده بود را از یک طرف پشت زانوی پای موافق و از سمت دیگر جلوی زانوی پای مخالف قرار داد. جهت ایزوله کردن تمرین تقویتی برای سرینی بزرگ و به حداقل رساندن فعالیت همسترینگ، زانوی پای تمرین در وضعیت خم‌شدگی کامل قرار گرفت.[۴۸، ۴۹] سپس حرکت باز کردن بیش‌ازحد[1] ران انجام شد (شکل ۲).

تصویر ۱. وضعیت‌های اندازه‌گیری قدرت و شدت انقباض بیشینه ایزومتریک: به‌ترتیب از راست به چپ، سرینی بزرگ، چهارسرانی (راست‌رانی) و همسترینگ (دوسررانی)



تصویر ۲. نحوه انجام تمرین آزمودنی‌های گروه تجربی (به‌ترتیب از راست به چپ، ابتدا، میانه و انتهای حرکت باز کردن ران با مقاومت کش تمرین)

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
۲-۱	مقاومت ۱ (۲۰)	مقاومت ۲ (۲۰)	مقاومت ۳ (۲۰)	۳
۴-۳	مقاومت ۱ (۲۵)	مقاومت ۲ (۲۵)	مقاومت ۳ (۲۵)	۳
۶-۵	مقاومت ۲ (۲۰)	مقاومت ۳ (۲۰)	مقاومت ۴ (۲۰)	۳
۸-۷	مقاومت ۲ (۲۵)	مقاومت ۳ (۲۵)	مقاومت ۴ (۲۵)	۳

تمرینات طبق اصول علم تمرین (اصل اضافه‌بار) بر اساس جدول ۱ طی هشت هفته به‌صورت ۳ جلسه تمرین در هفته برنامه‌ریزی شد.[۵۰] بین ۲-۵ دقیقه استراحت برحسب وضعیت آزمودنی بین ست‌های تمرین در نظر گرفته 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. نهایتا تا یک هفته پس از آخرین جلسه تمرین، پس‌آزمون دقیقا مطابق با پیش-آزمون در دو گروه تجربی و کنترل انجام شد.

یافته‌ها

آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها به‌ترتیب گروه تجربی و کنترل برای سن ۲/۴±۲۱ و ۲/۳±۲۲، برای وزن به کیلوگرم ۶/۱±۵۵/۶ و ۶/۱±۵۴/۲ در پیش‌آزمون و ۵/۰±۵۶/۱ و ۵/۸±۵۴/۴ در پس‌آزمون، برای قد به سانتی‌متر ۹/۴±۱۶۴ و ۷/۸±۱۶۵ در پیش و پس‌آزمون محاسبه شد. میانگین بیشینه قدرت ایزومتریک و درصد شدت انقباض لحظه فرود نیز توسط نرم-افزار SPSS محاسبه شد که در جدول ۲ گزارش شده است. جهت بررسی معناداری اختلاف میانگین قدرت بیشینه ایزومتریک و همچنین شدت انقباض لحظه فرود سرینی بزرگ، چهارسرران و همسترینگ در گروه‌های کنترل و تجربی در پیش و پس‌آزمون از تحلیل واریانس مختلط دوعاملی (اندازه‌گیری‌های تکرارشده[2]) (۲*۲)[3] که در آن زمان (پیش و پس‌آزمون) به‌عنوان عامل تکرارشونده در گروه (گروه تجربی و گروه کنترل) مد نظر قرار گرفت، استفاده شد. آزمون فرضیات در سطح معناداری ۹۵ درصد و آلفای

[1] Hyper Extension
[2] Repeated Measures ANOVA
[3] Two Factor Mixed Model ANOVA

کوچکتر از ۰/۰۵ انجام شد. اختلاف میانگین قدرت بیشینه ایزومتریک عضلات در گروه‌های کنترل و تجربی در پیش و پس‌آزمون معنادار نبود. با توجه به اینکه اکثر داده‌های آزمون معناداری اختلاف شدت انقباض (%MVIC) در پیش و پس‌آزمون در گروه کنترل و تجربی در سطح α=۰/۰۵ معنادار بودند، از آزمون T همبسته[1] به‌عنوان آزمون تعقیبی جهت بررسی دقیق‌تر معناداری اختلاف گروه‌ها استفاده شد. جدول ۳ نتایج این آزمون را در گروه تجربی نشان می‌دهد.

جدول ۲. میانگین قدرت بیشینه ایزومتریک سرینی بزرگ و همسترینگ بر اساس درصد وزن بدن و درصد شدت انقباض در لحظه فرود به شدت انقباض بیشینه ایزومتریک (%MVIC) سرینی بزرگ، چهارسرران و همسترینگ در گروه‌های کنترل و تجربی در پیش و پس-آزمون

	گروه تجربی (n=۱۲) میانگین (انحراف استاندارد)		گروه کنترل (n=۱۳) میانگین (انحراف استاندارد)	
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون
قدرت بیشینه ایزومتریک (٪وزن بدن)				
سرینی بزرگ	۲۴/۶ (۷/۳)	۲۵/۷ (۶/۵)	۲۶/۵ (۵/۲)	۲۶/۲ (۶/۱)
همسترینگ	۲۸/۹ (۴/۸)	۳۱/۰ (۵/۴)	۲۷/۵ (۴/۴)	۲۷/۰ (۳/۸)
شدت انقباض لحظه فرود (%MVIC)				
سرینی بزرگ	۵۹/۴ (۱۹/۸)	۶۹/۱ (۲۲/۵)	۵۸/۶ (۱۷/۸)	۶۰/۳ (۱۷/۶)
چهارسران	۷۰/۱ (۱۱/۳)	۶۴/۷ (۱۲/۳)	۸۳/۳ (۱۱/۴)	۷۹/۵ (۹/۹)
همسترینگ	۴۳/۴ (۱۶/۹)	۴۷/۴ (۳۶/۰)	۳۴/۵ (۱۹/۰)	۳۶/۰ (۱۹/۸)

جدول ۳. آزمون T همبسته بررسی معناداری اختلاف بین %MVIC عضلات سرینی بزرگ، چهارسران و همسترینگ در پیش و پس-آزمون در گروه تجربی (α=۰/۰۵)

	میانگین اختلاف بین جفت‌ها	t	درجه آزادی	معناداری (دودامنه)
جفت ۱ (%MVIC) سرینی بزرگ (پیش‌آزمون) (پس‌آزمون)	-۴/۷۱	-۴/۲۷	۱۱	۰/۰۰۱
جفت ۲ (%MVIC) چهارسرانی (پیش‌آزمون) (پس‌آزمون)	۹/۰۸	۳/۱۶	۱۱	۰/۰۰۹
جفت ۳ (%MVIC) همسترینگ (پیش‌آزمون) (پس‌آزمون)	۰/۱۸	-۲/۳۱	۱۱	۰/۰۴۱

داده‌ها نشان‌دهنده معناداری اختلاف بین شدت انقباض لحظه فرود سرینی بزرگ (t=-۴/۲۷، p=۰/۰۰۱)، چهارسرانی (t=۳/۱۶، p=۰/۰۰۹) و همسترینگ (t=-۲/۳۱، p=۰/۰۴۱) در پیش و پس‌آزمون در گروه تجربی بود. در گروه کنترل اختلاف میانگین هیچ‌کدام از جفت‌ها در پیش و پس‌آزمون معنادار نبود.

بحث

با توجه به داده‌های مربوط به قدرت و شدت انقباض عضلات سرینی بزرگ، چهارسرانی و همسترینگ که در جدول ۲ خلاصه شده است، به‌طور کلی قدرت عضلات در گروه کنترل به‌ترتیب به میزان ٪۰/۹ سرینی بزرگ و ٪۱/۷۷ همسترینگ به نسبت وزن بدن کاهش داشته است که می‌تواند به دلیل انجام ندادن تمرین خاص تقویتی در عضلات فوق در بازه زمانی انجام پژوهش باشد. در همین زمان در گروه تجربی ٪۴/۵۵ افزایش قدرت سرینی بزرگ و ٪۷/۳ افزایش قدرت همسترینگ به نسبت وزن بدن وجود داشته است. اگرچه اختلاف بین داده‌های گروه تجربی و کنترل از لحاظ آماری معنادار نبوده است، با این وجود، این نتیجه از لحاظ کلینیکی می‌تواند به این دلیل باشد که علی‌رغم نتیجه‌بخشی تمریناتی که برای تقویت سرینی بزرگ انجام شده است، ولی با وجود اینکه سعی بر این شد که با خم کردن زانو در هنگام انجام حرکت باز کردن ران حتی‌الامکان شرایط جهت تقویت سرینی بزرگ به‌صورت ایزوله‌شده فراهم آید، اما همسترینگ نیز تقویت شده است که البته این امر با توجه به اینکه همسترینگ نیز بازکننده ران است، کاملا طبیعی به نظر می‌رسد. با توجه به اینکه اختلاف قدرت در گروه‌ها معنادار نشده است، نمی‌توان راجع به تفکیک نقش همسترینگ و سرینی بزرگ بر کاهش

[1] Paired-samples T-test

شدت انقباض چهارسررانی با قاطعیت نظر داد. با این وجود، به نظر می‌رسد که هر دو عضله در این امر سهیم بوده‌اند. آنچه که اهمیت دارد این است که این دو عضله به‌صورت همسو با یکدیگر عمل کرده‌اند و با تقویت هر دوی آنها می‌توان به‌صورت مضاعفی بر کاهش شدت انقباض چهارسررانی در هنگام فرود و در نتیجه کاهش نرخ آسیب ACL به‌صورت موثرتری اثر گذاشت. کمااینکه تقویت عضله همسترینگ به‌صورت ایزوله‌شده با دشواری همراه است و می‌توان با انجام تمرینات تقویتی سرینی بزرگ، قدرت هر دو عضله را افزایش داد. اگرچه در پژوهش ۴ ساله آینده‌نگری که در سال ۲۰۰۳ انجام شد، نشان داده شده است که قدرت چهارسر و همسترینگ و حتی نسبت قدرت آنها پیش‌بینی‌کننده آسیب ACL در آینده نیست[۲۸، ۲۹]، اما در چنین پژوهش‌هایی قدرت ایزومتریک عضلات سنجیده شده است.

در زمینه شدت فعالیت عضلات در زمان آزمون فرود، با توجه به جدول ۲ در گروه کنترل به‌ترتیب برای سرینی بزرگ، چهارسر و همسترینگ ۲/۹۳٪ افزایش، ۴/۷۳٪ کاهش، ۴/۳٪ افزایش بر اساس ٪MVIC وجود داشته است که هیچ‌کدام معنادار نبوده‌اند. در گروه تجربی به‌ترتیب شاهد ۱۶/۳۶٪ افزایش، ۸/۲۶٪ کاهش و ۹/۲۱٪ افزایش بر اساس ٪MVIC بوده‌ایم که همگی بر اساس جدول ۳ معنادار بوده‌اند (α=۰/۰۵). بر همین اساس، همان‌گونه که مشاهده می‌شود، همسو با افزایش قدرت عضلات، شدت انقباض آنها در لحظه فرود نیز افزایش یافته است. بیشترین افزایش را در شدت انقباض سرینی بزرگ شاهد بوده‌ایم. در زمانی که با وجود افزایش قدرت به میزان ۴/۵۵٪، شدت انقباض سرینی بزرگ در هنگام فرود ۱۶/۳۶٪ افزایش داشته است و در مورد همسترینگ با افزایش ۷/۳٪ قدرت، شدت انقباض آن در لحظه فرود ۹/۲۱٪ افزایش نشان داده است، می‌توان به این نتیجه رسید که علی‌رغم افزایش بیشتر قدرت همسترینگ، سهم سرینی بزرگ در لحظه فرود بر کاهش شتاب اندام تحتانی بیشتر بوده است. همان‌گونه که در پژوهش‌های دیگر نیز مشخص شده است که در زوایای خمش کمتر زانو (لحظه اولیه فرود) (حدود ۳۰ درجه خمش) مولفه‌های نیروی همسترینگ به نحوی نیست که بتواند با نیروی برشی درشت‌نی مقابله کند[۱۶، ۴۸]، احتمالا در لحظات اولیه فرود سرینی بزرگ با فعالیت پیش‌خوردی خود از شدت فعالیت چهارسررانی کاسته و در زوایای خمش بیش از ۳۰ درجه زانو همسترینگ وارد عمل شده و از به جلو رانده شدن درشت‌نی در اثر انقباض چهارسررانی می‌کاهند و از این طریق می‌توانند احتمال آسیب ACL را کاهش دهند.

۸/۲۶٪ کاهش شدت انقباض چهارسررانی میزان قابل توجه و از لحاظ آماری معنادار است (p=۰/۰۰۹). گفته می‌شود که کاهش شدت انقباض چهارسررانی علاوه بر اینکه می‌تواند با کاهش به جلو راندن درشت‌نی همراه باشد، سبب کاهش ولگوس زانو نیز می‌شود و از این طریق نیز از احتمال آسیب غیربرخوردی ACL می‌کاهد. پژوهش‌ها نشان می‌دهند که اگرچه نسبت فعال‌سازی هم‌زمان Q/H بر روی زاویه خمش زانو پیش از تماس اولیه تاثیر داشته است، کینماتیک خمش زانو پس از تماس اولیه ابتدا توسط فعالیت چهارسر متاثر شده است.[۳۱] با توجه به اینکه افزایش شدت انقباض چهارسر سبب فشار کشکک، ساییدگی کشکک، التهاب تندون چهارسر یا ازگود شلاتر[1] می‌شود، یعنی افزایش شدت انقباض چهارسر عامل خطرساز سندرم‌های کشککی رانی[2] نیز است[۵۰]، با استفاده از تمرینات قدرتی سرینی بزرگ می‌توان با تاثیر بر کاهش شدت انقباض چهارسررانی، علاوه بر کاهش ریسک آسیب ACL، احتمال وقوع سایر آسیب‌های مرتبط ذکرشده را نیز کاهش داد.

نتیجه‌گیری

در تحلیل موارد آسیب‌زا در حرکت فرود، یکی از مشکلات انقباض شدید چهارسررانی در یک بازه زمانی کوتاه و در نتیجه به جلو رانده شدن درشت‌نی و متعاقب آن آسیب ACL است.[۲۶، ۳۵، ۵۱] با توجه به اینکه بر اساس زنجیره حرکتی، سرینی بزرگ سینرجیست چهارسررانی در زنجیره حرکتی بسته است، اهمیت انقباض پیش‌خوردی سرینی بزرگ در هنگام فرود برای کنترل انقباض کانسنتریک چهارسر از لحاظ حرکت‌شناسی کاملا مشخص است. به همین دلیل، با بررسی تاثیر تمرینات تقویتی ایزوله‌شده عضله اصلی بازکننده مفصل ران (سرینی بزرگ) بر عوامل عصبی-عضلانی خطر آسیب غیربرخوردی ACL این نتیجه حاصل شد که تمرینات تقویتی عضلات بازکننده ران شامل سرینی بزرگ می‌تواند از طریق تاثیر بر شدت انقباض این عضله در لحظه فرود بر کاهش شدت انقباض چهارسرران تاثیرگذار باشد. با توجه به اینکه روش‌های گوناگونی برای پیشگیری از آسیب ACL ارائه شده است، این عامل می‌تواند همسو با نتایج پژوهش‌های گریفین و همکاران (۲۰۰۶)[۴]، به‌عنوان یک روش جهت پیشگیری از آسیب ACL از طریق کاهش حرکت روبه‌جلوی درشت‌نی در لحظه فرود مورد استفاده قرار گیرد. همچنان‌که یک پژوهش آینده‌نگر نشان داده است که کنترل عصبی-عضلانی زانو و لگن که در اثر آسیب ACL تحت تاثیر قرار می‌گیرد و همچنین کمبودهایی که در ثبات قامتی ایجاد می‌شود می‌تواند پیش‌بینی‌کننده آسیب مجدد ACL پس از بازگشت به ورزش، با وجود بازتوانی ACL آسیب‌دیده باشد[۵۲]، استفاده از روش پیشنهادی در پیشگیری از آسیب مجدد ACL پس از بازتوانی می‌تواند مورد تحقیق و بررسی قرار گیرد. در پژوهش‌های آینده می‌توان با تلفیق این عامل پیشگیری با عوامل دیگر، مدل‌های پیشگیری از آسیب

[1] Osgood Shlatter Disease

[2] Patella Femoral Pain Syndrome

غیربرخوردی ACL طراحی نمود. در نتیجه مربیان رشته-های ورزشی بسکتبال، فوتبال، هندبال و والیبال که ورزشکاران آن بالاترین نرخ آسیب ACL را دارا می‌باشند، می‌توانند با بهره‌مندی از نتایج پژوهش فوق جهت برنامه-ریزی تمرینات پیشگیرانه ورزشکاران خود پیش از فصل مسابقات اقدام کنند.

با توجه به اینکه تمرینات تقویتی سرینی بزرگ هم-زمان باعث شدت بخشیدن به انقباض همسترینگ شده است، تقویت سرینی بزرگ همگام با تقویت همسترینگ می‌تواند به‌عنوان یک روش مطمئن جهت پیشگیری از آسیب غیربرخوردی ACL به کار برده شود. با توجه به اینکه بیشترین فعالیت سرینی بزرگ در ۱۵ درجه خمش تنه و در مورد همسترینگ در ۶۰ درجه خمش تنه گزارش شده است[۱۶]، سرینی بزرگ می‌تواند در کنترل حرکت تنه در صفحه ساجیتال در مراحل اولیه تماس پا با زمین و همسترینگ در مراحل بعدی خمش نقش داشته باشد؛ بنابراین تقویت هر دو عضله برای پیشگیری از آسیب ACL از طریق این مکانیسم پیشنهاد می‌شود.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمامی اساتید، همکاران، دوستان و دانشجویانی که ما را در انجام تحقیق حاضر یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Engebretsen L, Bahr R. Why is injury prevention in sports important. Sports injury prevention (pp. 1A6). Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell. 2009 Jan 23.
2. Rosa BB, Asperti AM, Helito CP, Demange MK, Fernandes TL, Hernandez AJ. Epidemiology of sports injuries on collegiate athletes at a single center. Acta ortopedica brasileira. 2014 Dec; 22(6):321-4.
3. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Quatman CE. The 2012 ABJS Nicolas Andry Award: The sequence of prevention: a systematic approach to prevent anterior cruciate ligament injury. Clinical Orthopaedics and Related Research®. 2012 Oct 1; 470(10):2930-40.
4. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynnon BD, DeMaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE, Hannafin JA, Hewett TE. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. The American journal of sports medicine. 2006 Sep; 34(9):1512-32.
5. Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynnon B, Fukubayashi T, Garrett W, Georgoulis T, Hewett TE, Johnson R, Krosshaug T, Mandelbaum B. Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. British journal of sports medicine. 2008 Jun 1; 42(6):394-412.
6. Beynnon BD, Sturnick DR, Argentieri EC, Slauterbeck JR, Tourville TW, Shultz SJ, Vacek PM. A sex-stratified multivariate risk factor model for anterior cruciate ligament injury. Journal of athletic training. 2015 Oct; 50(10):1094-6.
7. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston L, Ireland ML, Johnson RJ. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2000 May 1; 8(3):141-50.
8. Shultz SJ, Schmitz RJ, Benjaminse A, Collins M, Ford K, Kulas AS. 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. 2015 Oct; 50(10):1076-93.
9. Shultz SJ. ACL injury risk in the physically active: why are females more susceptible?. Kinesiology Review. 2015 Feb 1; 4(1):52-62.
10. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait & posture. 2005 Jan 1; 21(1):85-94.
11. McLean SG, Huang X, Su A, Van Den Bogert AJ. Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting. Clinical biomechanics. 2004 Oct 1; 19(8):828-38.
12. Baffa A, Felicio L, Saad M, Nogueira-Barbosa M, Santos A, Bevilaqua-Grossi D. Quantitative MRI of vastus medialis, vastus lateralis and gluteus medius muscle workload after squat exercise: comparison between squatting with hip adduction and hip abduction. Journal of human kinetics. 2012 Jun 1; 33:5-14.
13. Khayambashi K, Ghoddosi N, Straub RK, Powers CM. Hip muscle strength predicts noncontact anterior cruciate ligament injury in male and female athletes: a prospective study. The American journal of sports medicine. 2016 Feb; 44(2):355-61.
14. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. Journal of Orthopaedic Research. 1995 Nov; 13(6):930-5.
15. Alentorn-Geli E, Myer GD, Silvers HJ, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, Cugat R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. Knee surgery, sports traumatology, and arthroscopy. 2009 Aug 1; 17(8):859-79.
16. Neumann DA. Kinesiology of the

musculoskeletal system: Mosby. St. Louis. 2002.
17. Van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. Sports medicine. 1992 Aug 1; 14(2):82-99.
18. Waldén M, Atroshi I, Magnusson H, Wagner P, Hägglund M. Prevention of acute knee injuries in adolescent female football players: cluster randomised controlled trial. Bmj. 2012 May 3; 344:e3042.
19. DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. The American journal of sports medicine. 2004 Mar; 32(2):477-83.
20. Holcomb WR, Rubley MD, Lee HJ, Guadagnoli MA. Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring: quadriceps strength ratios. Journal of Strength and Conditioning Research. 2007 Feb 1; 21(1):41.
21. Kong PW, Burns SF. Bilateral difference in hamstrings to quadriceps ratio in healthy males and females. Physical Therapy in Sport. 2010 Feb 1; 11(1):12-7.
22. Harbo T, Brincks J, Andersen H. Maximal isokinetic and isometric muscle strength of major muscle groups related to age, body mass, height, and sex in 178 healthy subjects. European journal of applied physiology. 2012 Jan 1; 112(1):267-75.
23. Danneskiold-Samsøe B, Bartels EM, Bülow PM, Lund H, Stockmarr A, Holm CC, Wätjen I, Appleyard M, Bliddal H. Isokinetic and isometric muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. Acta physiologica. 2009 Oct; 197:1-68.
24. 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 Dec 3; 7(12):e50979.
25. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, and Noyes FR. Plyometric training in female athletes: decreased impact forces and increased hamstring torques. The American journal of sports medicine. 1996 Nov; 24(6):765-73.
26. Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. The American journal of sports medicine. 1996 Jul; 24(4):427-36.
27. Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. The American journal of sports medicine. 2002 Mar; 30(2):261-7.
28. Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, Pierre PS, Taylor DC. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament. The American journal of sports medicine. 2003 Nov; 31(6):831-42.
29. Smith HC, Johnson RJ, Shultz SJ, Tourville T, Holterman LA, Slauterbeck J, Vacek PM, Beynnon BD. A prospective evaluation of the Landing Error Scoring System (LESS) as a screening tool for anterior cruciate ligament injury risk. The American journal of sports medicine. 2012 Mar; 40(3):521-6.
30. McCall A, Carling C, Nedelec M, Davison M, Le Gall F, Berthoin S, Dupont G. Risk factors, testing and preventative strategies for non-contact injuries in professional football: current perceptions and practices of 44 teams from various premier leagues. Br J Sports Med. 2014 Sep 1; 48(18):1352-7.
31. Walsh M, Boling MC, McGrath M, Blackburn JT, Padua DA. Lower extremity muscle activation and knee flexion during a jump-landing task. Journal of athletic training. 2012 Jul; 47(4):406-13.
32. Kim D, Hong J. Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: A prospective study during one season. Isokinetics and Exercise Science. 2011 Jan 1; 19(1):1-6.
33. Bahr R, Engebretsen L, editors. Handbook of sports medicine and science, sports injury prevention. John Wiley & Sons; 2011 Aug 24.
34. Myers CA, Torry MR, Shelburne KB, Giphart JE, LaPrade RF, Woo SL, Steadman JR. In vivo tibiofemoral kinematics during 4 functional tasks of increasing demand using biplane fluoroscopy. The American journal of sports medicine. 2012 Jan; 40(1):170-8.
35. Schmitz RJ, Kim H, Shultz SJ. Effect of axial load on anterior tibial translation when transitioning from non-weight bearing to weight bearing. Clinical Biomechanics. 2010 Jan 1; 25(1):77-82.
36. Oatis CA. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
37. Markolf KL, Wascher DC, Finerman GA. Direct in vitro measurement of forces in the cruciate ligaments. Part II: The effect of section of the posterolateral structures. The Journal of bone and joint surgery. American volume. 1993 Mar; 75(3):387-94.
38. Thomas JR, Nelson JK, Silverman SJ. Research methods in physical activity. Human kinetics; 2015 Jul 17.
39. Ratamess NA. ACSM's foundations of strength training and conditioning. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
40. Powers CM, Ghoddosi N, Straub RK, Khayambashi K. Hip strength as a predictor of ankle sprains in male soccer players: a prospective study. Journal of athletic training. 2017 Nov; 52(11):1048-55.
41. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Muscles: testing and function with posture and pain. Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
42. Thorborg K, Bandholm T, Hölmich P. Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2013 Mar 1; 21(3):550-5.

43. Kelln BM, McKeon PO, Gontkof LM, Hertel J. Hand-held dynamometry: reliability of lower extremity muscle testing in healthy, physically active, young adults. Journal of sport rehabilitation. 2008 May 1; 17(2):160-70.
44. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. European recommendations for surface electromyography. Roessingh research and development. 1999; 8(2):13-54.
45. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011 Aug 1; 21(4):602-9.
46. Konrad P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. Version. 2005 Apr; 1:29-33.
47. Jeansonne JJ, Montz J, Rodriguez J. EXAMINING THE EFFECT OF AN IN SEASON PLYOMETRIC TRAINING PROGRAM ON PEAK IMPACT JUMPING FORCES IN FEMALES. Journal of Biomechanics. 2007 Jan 1; 40(2):S739.
48. Kwon YJ, Lee HO. How different knee flexion angles influence the hip extensor in the prone position. Journal of physical therapy science. 2013; 25(10):1295-7.
49. Jeon IC, Hwang UJ, Jung SH, Kwon OY. Comparison of gluteus maximus and hamstring electromyographic activity and lumbopelvic motion during three different prone hip extension exercises in healthy volunteers. Physical Therapy in Sport. 2016 Nov 1; 22:35-40.
50. Khayambashi K, Mohammadkhani Z, Ghaznavi K, Lyle MA, Powers CM. The effects of isolated hip abductor and external rotator muscle strengthening on pain, health status, and hip strength in females with patellofemoral pain: a randomized controlled trial. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2012 Jan; 42(1):22-9.
51. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. Clinical biomechanics. 2001 Jun 1; 16(5):438-45.
52. Paterno MV, Ford KR, Myer GD, Heyl R, Hewett TE. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction. Clinical Journal of Sport Medicine. 2007 Jul 1; 17(4):258-62.