

Can Eight Weeks of Stabilization Exercise Change the Amount of Knee Flexion and Anterior Shear Force?

Faraj Fatahi¹, Gholam Ali Ghasemi^{2*}, Mohammad Taghi Karimi³

1. PhD Student in Corrective Exercise and Sport Injury, University of Esfahan, Iran
2. Associate Professor in Pathology and Corrective Exercise, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
3. Associate Professor, Isfahan University of Medical Sciences, Rehabilitation Faculty, Orthotics and Prosthetics Department, Isfahan, Iran

Received: 2017.February.10

Revised: 2017. May.23

Accepted: 2017. May.26

Abstract

Background and Aim: Anterior Cruciate Ligament (ACL) injury occurs frequently among athletes during single-leg landing and identifying factors which cause the high incidence of ACL injury is of great importance. The biomechanical factors and anterior shear forces are the primary mechanisms of load sustained on the ACL. The lower extremity position during activity may increase or decrease the anterior shear force. Therefore, the objective of the present study was to evaluate the effect of eight-week stabilization training on knee flexion and anterior shear force during a drop landing task to prevent ACL injury.

Materials and Methods: A total of 30 basketball athletes were randomly assigned into a training group (n = 15), and a control group (n = 15). Training group performed the Core stability training during eight weeks but control group did not perform these exercises. Lower extremity kinetics and kinematics variables were calculated in pretest and posttest during single leg drop landing using motion analysis and force plat. Data were analyzed using mixed ANOVA repeated measure with the significance level set at $P < 0.05$.

Results: The results revealed that the amount of knee flexion in the training group significantly increased after eight weeks of training ($P < 0.05$), but there were no significant reduction in anterior shear forces ($P > 0.05$).

Conclusion: Based on the findings of the current study, core stability training with increasing core stability has probably improved muscles recruitment strategy during drop landing. Therefore, according to the results of the present study, we can conclude that stabilization training can result in the reduction of risk factors of ACL injury including biomechanical and factors during dynamic movement.

Keywords: Stabilization Training; Kinetics; Kinematics; Single Leg Drop Landing; Injury Prevention

Cite this article as: Faraj Fatahi, Gholam Ali Ghasemi, Mohammad Taghi Karimi. Can Eight Weeks of Stabilization Exercise Change the Amount of Knee Flexion and Anterior Shear Force? *J Rehab Med.* 2018; 7(2): 11-22.

* **Corresponding Author:** Gholam Ali Ghasemi. Associate Professor in Pathology and Corrective Exercise, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Isfahan, Isfahan, Iran
Email: gh.ghasemi@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110686.1455

آیا هشت هفته تمرین ثباتی می‌تواند میزان فلکشن زانو و نیروی برشی قدامی را تغییر دهد؟

فرج فتاحی^۱، غلامعلی قاسمی^{۲*}، محمدتقی کریمی^۳

۱. دانشجوی دکتری، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، ایران
۲. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، ایران
۳. دانشیار، گروه ارتوپد فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۱۱/۲۷ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۳/۰۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۳/۰۵ *

چکیده

مقدمه و اهداف

آسیب لیگامان متقاطع قدامی اغلب در میان ورزشکارانی که حرکت فرود تک‌پا را انجام می‌دهند، رایج است. عوامل بیومکانیکی و نیروی برشی قدامی سازوکار اصلی بار وارده به لیگامان متقاطع قدامی هستند. وضعیت اندام تحتانی طی فعالیت می‌تواند باعث افزایش یا کاهش نیروی برشی قدامی شود؛ بنابراین هدف از مطالعه حاضر ارزیابی اثر هشت هفته تمرینات ثباتی بر زاویه فلکشن زانو و نیروی برشی قدامی طی حرکت فرود به منظور پیشگیری از آسیب لیگامان متقاطع قدامی بود.

مواد و روش‌ها

۳۰ ورزشکار بسکتبالیست به طور تصادفی به دو گروه تمرینی و شاهد تقسیم شدند. گروه تمرینی تمرینات ثبات مرکزی را طی هشت هفته انجام دادند، اما گروه شاهد این تمرینات را انجام ندادند. متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون طی فرود تک‌پا، توسط دستگاه تحلیل حرکت و دستگاه صفحه نیرو جمع‌آوری شد. برای مقایسه متغیرها از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر^۱ در سطح معناداری $P < 0.05$ استفاده شد.

نتایج

نتایج نشان داد که میزان فلکشن زانو در گروه تمرینی متعاقب ۸ هفته تمرین به طور معناداری افزایش یافت ($P < 0.05$)؛ اما نیروی برشی قدامی در گروه تمرینی پس از هشت هفته کاهش معناداری پیدا نکرد ($P > 0.05$).

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر، تمرینات ثبات مرکزی با افزایش ثبات ناحیه مرکزی بدن، احتمالاً استراتژی فراهخوانی عضلات این ناحیه را طی حرکت فرود بهبود داده است؛ بنابراین با توجه به نتایج مطالعه حاضر می‌توان نتیجه گرفت که تمرین ثباتی بخش مرکزی می‌تواند به کاهش عوامل خطر آسیب لیگامان متقاطع قدامی نظیر برخی عوامل بیومکانیکی طی حرکات دینامیکی منجر شود.

کلمات کلیدی

تمرینات ثبات‌بخش مرکزی؛ زانو؛ نیروی برشی قدامی؛ فرود تک‌پا

نویسنده مسئول: غلامعلی قاسمی. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان، ایران

آدرس الکترونیکی: gh.ghasemi@yahoo.com

¹ Mixed ANOVA Repeated Measure

مقدمه و اهداف

آسیب لیگامان صلیبی قدامی^۲ به عنوان یکی از شایع‌ترین آسیب‌های لیگامانی زانو نه تنها در افراد ورزشکار بلکه در افراد فعال غیرحرفه‌ای توجه زیادی را جلب کرده است.^[۱] آسیب لیگامان متقاطع قدامی باعث ناتوانی طولانی‌مدت و هزینه‌های زیادی می‌شود.^[۲] این آسیب به طور زیادی کودکان و نوجوانان را در معرض خطر قرار می‌دهد.^[۳] ورزشکارانی که در ورزش‌های تیمی پرشی، برشی و چرخشی مثل فوتبال بسکتبال و والیبال شرکت می‌کنند، اغلب ۴ تا ۶ برابر در خطر بالاتری از آسیب لیگامان متقاطع قدامی هستند.^[۴] حداقل ۷۰ درصد از آسیب‌های لیگامان متقاطع قدامی غیربرخوردی هستند.^[۲] شواهد نشان می‌دهد که وضعیت اندام تحتانی طی فعالیت‌هایی با ریسک بالا مثل دویدن، مانورهای برشی^۳، چرخش، یا فرود ممکن است از عوامل مستعدکننده پارگی لیگامان متقاطع قدامی باشند.^[۵] اعتقاد بر این است وضعیت اندام تحتانی که به طور مستقیم بر بار وارد بر لیگامان متقاطع قدامی تأثیر می‌گذارد، نقش مهمی در افزایش ریسک آسیب لیگامان متقاطع قدامی دارند. اکثر آسیب‌های غیربرخوردی لیگامان متقاطع قدامی طی فعالیت‌های ورزشی شامل فرودهای تک‌پا رخ می‌دهند.^[۷]

فرود تک‌پا مانور ورزشی رایجی است که طی ورزش‌هایی مثل بسکتبال، والیبال، فوتبال و بدمینتون انجام می‌شود.^[۸] این حرکت شامل حرکات زیادی از مفصل زانو در زمان کوتاه می‌باشد. به دلیل حرکات ناگهانی و بارهای زیاد روی اندام تحتانی، حرکت فرود می‌تواند منجر به آسیب‌های مفصل زانو و مچ پا شود.^[۹] مطالعات مشاهدات کینماتیکی سازوکار آسیب و آنالیز کینماتیکی افراد در خطر آسیب غیربرخوردی لیگامان متقاطع قدامی، نشان دادند که حرکات و وضعیت بدن و مفاصل اندام تحتانی و فوقانی، فرد را در خطر بالاتری برای آسیب قرار می‌دهد.^[۱۰] برای مثال، مطالعات گذشته نشان داده‌اند که افزایش زاویه والگوس زانو^[۱۱]، کاهش زاویه فلکشن زانو^[۱۱] و کاهش زاویه فلکشن هیپ^[۶] حین فرود باعث آسیب بیشتر لیگامان متقاطع قدامی می‌شود. در حقیقت الگوی حرکتی رایج در آسیب‌های غیربرخوردی لیگامان متقاطع قدامی شامل کاهش در فلکشن زانو، فلکشن هیپ و فلکشن تنه همراه با افزایش در والگوس زانو و چرخش تیپا می‌باشد.^[۱۲] انقباض عضله چهارسر در ۰ تا ۳۰ درجه فلکشن زانو باعث نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیپا می‌شود که استرین لیگامان متقاطع قدامی را افزایش می‌دهد.^[۱۶] همچنین والگوس زانو و چرخش تیپا استرین لیگامان متقاطع قدامی را افزایش می‌دهد، اما این استرین کمتر از نیروی برشی است.^[۱۸] مطالعات نشان داده‌اند که نیروهای برشی قدامی^۴ سازوکار اصلی بار وارده به لیگامان متقاطع قدامی هستند.^[۱۹]

ارتباط کینماتیکی نزدیکی بین حرکات قسمت پروگزیمال اندام تحتانی و زانو وجود دارد؛ بنابراین تغییرات در کینماتیک در قسمت پروگزیمال و الگوهای فعالیت عضلات آنها ممکن است بر گشتاور و نیروهای وارده بر مفصل تیپو فمورال تأثیر بگذارد؛ در حالی که بخش مرکزی عمل مستقیمی روی مفصل زانو ندارد، فعالیت عضلات این ناحیه بر راستای اندام تحتانی و ظرفیت تحمل بار زانو تأثیر می‌گذارد. مطالعات نشان دادند که عضلات بخش مرکزی، لگن را طی ایستادن تک‌پا پایدار می‌کند و نقش مهمی در کنترل کینماتیک مفصل ران دارد.^[۱] ناکارآمدی یا ضعف بخش مرکزی طی فرود ممکن است باعث اداکشن و چرخش داخلی بیشتر و به موجب آن باعث افزایش گشتاور و استرین روی لیگامان متقاطع قدامی شود. کنترل عصبی-عضلانی ناکافی تنه یا ثبات مرکزی^۵ ممکن است پایداری پویای اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد و استرین وارد بر لیگامان‌های زانو را افزایش دهد و منجر به آسیب شود.^[۲۰] یو و همکاران^۶ (۲۰۰۶) نشان دادند که هنگام عمل فرود، سرعت زاویه‌ای مفصل ران می‌تواند نیروی برشی قدامی را تغییر دهد. پس محتمل به نظر می‌رسد که عضلات پروگزیمال نیز بر روی نیروهای وارده بر مفصل زانو اثرگذار باشد.^[۸]

به نظر می‌رسد که برنامه‌های تمرینات ثبات مرکزی خطر آسیب غیربرخوردی لیگامان متقاطع قدامی را کاهش می‌دهد.^[۲۱] هووت و همکاران^۷ نشان دادند که بیومکانیک و قدرت اندام تحتانی و هم چنین کنترل عصبی-عضلانی تنه و اندام تحتانی می‌توانند با تمرینات عصبی-عضلانی بهبود یابند.^[۲۲] مطالعات از برنامه‌های مداخله‌ای گوناگونی برای تغییر مکانیک اندام تحتانی و تنه طی فعالیت‌های پویا استفاده کردند.^[۲۳] مییر و همکاران (۲۰۰۶) گزارش کردند برنامه تمرینی عصبی-عضلانی که شامل تمرینات تعادلی و اساساً تمرینات دینامیکی ثبات مرکزی برای تنه و لگن باشد، نیروهای وارد بر زانو را کاهش می‌دهد؛ در حالی که تمرینات پلویومتریک این نیروها را کاهش نمی‌دهد.^[۲۴] اگرچه اجرای مداخلات تمرینی با هدف بهبود ثبات مرکزی در تحقیقات گذشته تأکید شده است^[۲۵]، اما هنوز تأثیر خاص مداخلات تنه به خصوص تمرینات ثبات مرکزی مشخص نشده است.^[۲۶] با این وجود، مطالعات محدودی برای ارزیابی برنامه‌های تمرین ثباتی و اثر آن بر میزان آسیب غیربرخوردی لیگامان متقاطع قدامی وجود دارد.

² Anterior Cruciate Ligament

² Cutting Maneuver

⁴ Anterior Shear Force

⁵ Core Stability

⁶ Yu et al

⁷ Hewett et al

با توجه به مطالعات انجام شده، به نظر می‌رسد که در هنگام فرود آمدن، بخش مرکزی می‌تواند نقش مهمی در کاهش بار وارده بر لیگامان متقاطع قدامی داشته باشد. با اینکه بسیاری از محققان توصیه می‌کنند که اثربخشی تمرینات ثباتی در کاهش عوامل خطر و میزان آسیب لیگامان متقاطع قدامی ارزیابی شود، اما بر اساس اطلاعات محقق مطالعه‌ای که به بررسی اثر این تمرینات پرداخته باشد، وجود ندارد. با توجه به مطالب گفته شده، سعی محققان در مطالعه حاضر آن بود تا اثر هشت هفته تمرینات ثباتی را بر میزان فلکشن زانو و نیروی برشی قدامی طی عمل فرود تک‌پا بررسی کنند.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون و روش نمونه‌گیری از نوع انتخابی و در دسترس بود. بر اساس مطالعات قبلی و اینکه در مطالعات نیمه‌تجربی معمولاً ۲۰ تا ۳۰ آزمودنی استفاده می‌شود^[۲۷]، برای مطالعه حاضر ۳۰ ورزشکار بسکتبالیست حرفه‌ای انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به صورت تصادفی به دو گروه تجربی (تمرین ثباتی) (۱۵ نفر) و گروه شاهد (۱۵ نفر) تقسیم شدند. آزمودنی‌های با سابقه اختلالات عصبی-عضلانی-اسکلتی، سابقه جراحی یا آسیب در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، سابقه اسپرین مچ پا^۸ و بد راستایی‌های اندام تحتانی قابل رؤیت شامل ژنو والگوم^۹، ژنو واروم^{۱۰}، ژنورکوراتوم^{۱۱}، کف پای صاف^{۱۲} و کف پای گود^{۱۳} معیارهای خروج از مطالعه بودند. آسیب اندام تحتانی به عنوان هر آسیبی که منجر به غیبت بیش از یک روز از فعالیت جسمی یا مراجعه به پزشک شود، تعریف شد.^[۲۸]

در ابتدا تمام آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه را خواندند و امضا کردند. سپس آنها با فرآیند آزمون آشنا شدند. اطلاعات دموگرافی هر یک از آزمودنی‌ها جمع‌آوری شد و از پرسش‌نامه سلامت برای ارزیابی وضعیت آسیب اندام تحتانی استفاده شد. کینتیک و کینماتیک اندام برتر آزمودنی‌ها طی فرود جمع‌آوری شد. تمام پیش و پس‌آزمون‌ها در آزمایشگاه ارگونومی مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد.

از صفحه نیرو سه‌محوره^{۱۴} (مدل Kistler، ۵۰×۶۰×۵ سانتی‌متر، ساخت کشور سوئیس) که در کف آزمایشگاه جاسازی شده بود، برای ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین وارده بر اندام تحتانی و تشخیص اولین تماس یا استفاده شد. اولین تماس پا با زمین به عنوان لحظه‌ای تعریف شد که در آن نیروی عکس‌العمل عمودی بیشتر از ۳۰ نیوتن می‌شود.^[۲۹] اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ Hz ثبت شد.^[۳۰]

اطلاعات ترژکتوری سه‌بعدی با استفاده از سیستم آنالیز حرکت Qualisys Track Manager (Qualisys Motion Capture) که شامل ۶ دوربین مادون قرمز بود، به منظور ثبت تصاویر سه‌بعدی و تجزیه و تحلیل حرکات مورد استفاده قرار گرفت. برای کالیبره کردن دوربین‌ها از یک میله L شکل با ۴ مارکر و یک میله T شکل با ۲ مارکر استفاده شد. در تحقیق حاضر کالیبریشن با دقت خطای کمتر از ۰/۶ میلی‌متر انجام گرفت.^[۳۱] اطلاعات در فرکانس ۲۰۰ هرتز نمونه‌برداری شد و به صورت دیجیتالی ثبت شد.

نشانه‌ها روی نشانه‌های آناتومیکی^{۱۵} بر اساس ست مارکر هلن قرار داده شد.^[۳۲] مارکرها روی مهره C7، آکرومیون چپ و راست، جناغ، خار قدامی فوقانی ایلیاک چپ و راست، خار خلفی فوقانی ایلیاک چپ و راست، ساکروم، تاج خاصره چپ و راست، کندید خارجی و داخلی مفصل زانوی چپ و راست، فوزک داخلی و خارجی پای چپ و راست و سرمتاتارس اول و پنجم و پاشنه هر دو پا متصل شد. همچنین ۴ کلاستر که هر کدام شامل ۳ مارکر متصل به صفحات لوزی شکل است به سطح قدامی ساق و ران توسط استرپ ولکرو متصل شد. به منظور افزایش دید دوربین‌ها، کلاسترها به فاصله مساوی بین سطح قدامی و جانبی ساق پای افراد قرار داده شد. استفاده از این روش مارکرگذاری در بررسی‌های کینتیک و کینماتیک بسیاری مورد استفاده قرار گرفته است.^[۳۱]

پس از مارکرگذاری و آشنایی کامل با مراحل آزمون و کسب آمادگی کافی، از آزمودنی‌ها آزمون گرفته شد. پیش از ثبت داده‌های فرود تک‌پا، از آزمودنی‌ها به مدت ۱ دقیقه آزمون ایستا روی صفحه نیرو گرفته شد تا آزمودنی با سیستم مختصات آزمایشگاه هم‌راستا شود (تصویر ۱).

⁸ Ankle Sprain

⁹ Genu Valgum

¹⁰ Genu Varum

¹¹ Genu Recurvatum

¹² Pes Planus

¹³ Pes Cavus

¹⁴ Triaxial Force Plate

¹⁵ Anatomic Landmarks



تصویر ۱: حالت ایستاده بر روی صفحه نیرو

هر یک از مختصات محلی مفصل آزمودنی‌ها با وضعیت ایستاده‌شان هم‌راستا شد تا متغیر درون آزمودنی در راستای آناتومیکی طی حالت ایستا کنترل شود. مختصات اولیه مارکر توسط نرم‌افزار Qualisys Track Manager ثبت گردید. بعد از گرم کردن استاندارد، آزمودنی‌ها سه آزمون پرش فرود با پای برهنه از جعبه چوبی با ارتفاع ۴۰ سانتی‌متری را انجام دادند (شکل ۲). جعبه روی زمین قرار داده شد و ۱۰ سانتی‌متر در جلوی صفحه نیرو قرار داشت. برای هر پرش، به آزمودنی‌ها شمارش معکوس شفاهی داده شد و به آنها آموزش داده شد که عمل فرود تک‌پا را با پای برتر بر روی صفحه نیرو انجام دهند. پای برتر به عنوان پای تعریف می‌شود که برای شوت فوتبال برای حداکثر مسافت استفاده می‌شود. آزمودنی در وضعیتی متعادل نزدیک به لبه جعبه به طریقی می‌ایستاد که پای برتر در حالت معلق باشد و پاشنه پا در تماس با لبه جعبه باشد. این وضعیت با کنترل مرکز ثقل، حرکات افقی بدن را محدود می‌کند. بین هر پرش ۱ دقیقه استراحت داده می‌شد تا خستگی عصبی-عضلانی کنترل شود. سه کوشش موفقیت‌آمیز برای هر آزمودنی ثبت شد. قبل از انجام آزمون، آزمودنی ۳ بار فرود را تمرین می‌کرد.^[۱۳۳]



تصویر ۲: حرکت فرود تک‌پا

اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو و اطلاعات حرکت توسط دوربین‌ها به صورت همزمان توسط نرم‌افزار QTM ثبت شد.

آزمون‌های گرفته‌شده از افراد شرکت‌کننده، در سیستم آنالیز حرکت (Qualysis Motion Capture) به فایل سه‌بعدی و سپس از طریق نرم‌افزار Mokka (3D Motion Kinematic and Kinetic Analyzer, Version 0.6.2) به فایل جدیدی به فرمت Trc تبدیل گردید. یک خروجی دیگر تحت عنوان ASCII File از نرم‌افزار Mokka گرفته شد تا نیروی عکس‌العمل زمین مشخص شود. در نهایت فایل Trc در نرم‌افزار Opensim (مدل ۳۰۰۲، دانشگاه استنفورد کالیفرنیا) مدل‌سازی شد (شکل ۳) و پارامترهای زمانی-مکانی، متغیرهای کینماتیکی مشخص شد. اطلاعات کینتیکی و کینماتیکی از طریق فیلتر پایین گذر باتر ورث^{۱۶} در فرکانس کاتاف 6 هرتز فیلتر شد.

از اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای خلفی به دست آمده از دستگاه صفحه نیرو برای محاسبه نیروی برشی قدامی استفاده شد. برای این منظور، حداکثر نیروی عکس‌العمل در راستای خلفی هر یک از آزمودنی‌ها محاسبه شد. فرآیند کینماتیک معکوس برای محاسبه زاویه فلکشن زانو در نرم‌افزار Opensim استفاده شد. جهت کنترل متغیر وزن، نیروهای عکس‌العمل بر وزن آزمودنی تقسیم شد و به عنوان متغیر مرجع در نظر گرفته شد. در سیستم مختصات آزمایشگاه، محورهای X و Y و Z به ترتیب محورهای قدامی خلفی، داخلی-خارجی و عمودی بودند.

پروتکل تمرینی

آزمودنی‌های گروه شاهد بدون انجام هیچ تمرین خاصی و بدون اطلاع از شرایط نمونه‌های دیگر، به صورت عادی به تمرینات خود ادامه دادند. آزمودنی‌های گروه تجربی به مدت ۸ هفته (سه جلسه در هفته و هر جلسه به مدت ۲۵ تا ۵۰ دقیقه) تحت نظارت مستقیم آزمونگر در برنامه تمرینی تمرینات ثباتی بخش مرکزی شرکت کردند. در تحقیق حاضر از پروتکل تمرینی تعدیل‌شده ویلاردسون و همکاران^{۱۷} در سال ۲۰۱۴^{۱۸} و آراؤجو و همکاران^{۱۸} در سال ۲۰۱۵^{۱۶} استفاده شد (جدول ۱).

جدول ۱: برنامه تمرینی تمرینات ثباتی بخش مرکزی در گروه تجربی

| ورزش | هفته ۱ و ۲ | هفته ۳ و ۴ | هفته ۵ و ۶ | هفته ۷ و ۸ |
|--|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
| پاندول معکوس ^{۱۹} پاس از داخل سینه توپ مدیسنبال ^{۲۰} در حالت نشسته پرتاب توپ مدیسنبال به صورت چرخشی زدن توپ مدیسنبال به زمین ^{۲۱} حرکت دادن وزنه به صورت قطری پاس توپ مدیسنبال از بالای سر با کشیدن بدن به بالا ^{۲۲} پرتاب توپ مدیسنبال از زیر دست ^{۲۳} زدن توپ مدیسنبال به زمین ^{۲۴} | ۳×۳۰ ثانیه نگه‌داشتن | ۳×۳۵ ثانیه نگه‌داشتن | ۳×۴۰ ثانیه نگه‌داشتن | ۳×۴۵ ثانیه نگه‌داشتن |
| | ۳×۲۰ تکرار | ۳×۳۰ تکرار | ۳×۴۰ تکرار | ۳×۴۵ تکرار |
| | ۳×۲۰ تکرار | ۳×۳۰ تکرار | ۳×۴۰ تکرار | ۳×۴۵ تکرار |
| | ۳×۲۰ تکرار | ۳×۳۰ تکرار | ۳×۴۰ تکرار | ۳×۴۵ تکرار |
| | ۳×۲۰ تکرار | ۳×۳۰ تکرار | ۳×۴۰ تکرار | ۳×۴۵ تکرار |
| | ۳×۲۰ تکرار | ۳×۳۰ تکرار | ۳×۴۰ تکرار | ۳×۴۵ تکرار |
| | ۳×۲۰ تکرار | ۳×۳۰ تکرار | ۳×۴۰ تکرار | ۳×۴۵ تکرار |
| | ۳×۲۰ تکرار | ۳×۳۰ تکرار | ۳×۴۰ تکرار | ۳×۴۵ تکرار |

آنالیز آماری

تمام داده‌ها با استفاده از SPSS نسخه ۲۲ انجام شد. برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها در دو گروه از آزمون آماری شاپیرو-ویلک و برای مقایسه زاویه فلکشن زانو و نیروی برشی قدامی از آزمون Mixed ANOVA Repeated Measure استفاده شد. همچنین آزمون فرضیات در سطح معناداری ۹۵ درصد با آلفای کوچکتر یا مساوی ۰/۰۵ به انجام رسید.

¹⁶ Butter Worth, Low Pass Filter

¹⁷ Willardson et al

¹⁸ Araujo et al

¹⁹ Reverse Pendulum

توپ مدیسین بال یا توپ‌های پزشکی نوعی از توپ می‌باشد که از جنس پلاستیک سخت و با مواد متراکم چرمی می‌باشد که داخل آن را با شن و هوا پر می‌نمایند. توپ‌های مدیسین بال دارای وزن‌های^{۲۰} مختلفی از ۳ کیلوگرم تا ۷ کیلوگرم می‌باشد. قطر توپ مدیسین بال تقریباً به اندازه عرض شانه می‌باشد. توپ مدیسین بال به منظور بهبود و افزایش قدرت عضلانی و توان انفجاری مورد استفاده قرار می‌گیرد

²¹ Medicine Ball Slam

²² Medicine Ball Pullover Pass

²³ Medicine Ball Underhand Throw

²⁴ Side Double-Leg Lift

یافته‌ها

متغیرهای دموگرافی از ۳۰ ورزشکار بسکتبالیست در جدول ۱ آورده شده است. میانگین و انحراف استاندارد زاویه فلکشن زانو و نیروی برشی قدامی طی فرود تک‌پا در لحظه‌ی تماس پا با زمین در دو گروه تحقیقی در پیش و پس‌آزمون در جدول ۲ فهرست شده‌اند. میانگین زاویه فلکشن زانو در گروه تمرینی و شاهد، قبل و بعد از شرکت در برنامه تمرینات ثباتی عملکردی افزایشی ۵/۲۴ درجه‌ای را در گروه تمرینی و کاهش ۰/۰۴ درجه‌ای را در گروه شاهد نشان داد (جدول ۲). نتایج آزمون ترکیبی تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری^{۲۵} اختلاف معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون ($F=۱۷/۸۸$ و $P=۰/۰۳$) نشان داد، علاوه بر این نتایج نشان داد که بین دو گروه تفاوت معناداری وجود دارد ($F=۰/۱۴$ و $P=۰/۰۳۹$). همچنین نتایج آزمون مشخص کرد که اثر تعاملی زمان (قبل از مداخله و بعد از مداخله) بر گروه (تمرینات ثباتی و شاهد) معنادار است ($F=۳۲/۳۷$ و $P=۰/۰۱$). نتایج آزمون ترکیبی تحلیل واریانس اندازه‌های تکراری روی متغیر نیروی برشی زانو نشان داد اختلاف معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون ($F=۱۱/۸$ و $P=۰/۱۲$) وجود ندارد. همچنین نتایج نشان داد که که اثر تعاملی زمان (قبل از مداخله و بعد از مداخله) بر گروه (تمرینات ثباتی و شاهد) معنادار نبود ($F=۰/۰۵$ و $P=۰/۰۸۱$). علاوه بر این اختلاف معناداری بین دو گروه یافت نشده است ($F=۱۲/۹$ و $P=۰/۰۹$).

جدول ۲: اطلاعات دموگرافی آزمودنی‌ها (میانگین \pm انحراف معیار)

| p | t | گروه شاهد | گروه تمرینی | سن (سال) |
|------|-------|------------------|-------------------|----------------|
| ۰/۷۹ | ۳۴۴/۰ | ۱۶/۸۵ \pm ۰/۷ | ۱۶/۶۵ \pm ۰/۹ | سن (سال) |
| ۰/۴۸ | ۰/۷۴۳ | ۱۸۶/۴۵ \pm ۴/۳ | ۱۸۵/۲۵ \pm ۳/۴۴ | قد (سانتی‌متر) |
| ۰/۴۳ | ۰/۸۷۰ | ۷۰/۲ \pm ۵/۳۴ | ۶۹/۵ \pm ۶/۳ | وزن (کیلوگرم) |

جدول ۳: اطلاعات توصیفی و آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری برای متغیرهای پژوهش

| متغیر | نوبت آزمون | گروه تمرینی (n=۱۴) | گروه شاهد (n=۱۴) | تغییرات درون گروهی | تغییرات بین گروهی | تعامل |
|--------------------------|------------|--------------------|------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| فلکشن زانو (درجه) | پیش‌آزمون | ۳/۰۸ \pm ۲/۷۱ | ۴/۲۳ \pm ۱/۷۱ | | | |
| | پس‌آزمون | ۸/۳۲ \pm ۲/۷۱ | ۴/۱۷ \pm ۲/۴۵ | $F=۱۷/۸۸$ $P=۰/۰۳$ | $F=۰/۱۴$ $P=۰/۰۳۹$ | $F=۳۲/۳۷$ $P=۰/۰۱$ |
| نیروی برشی قدامی (نیوتن) | پیش‌آزمون | ۵/۶ \pm ۰/۹ | ۵/۸ \pm ۱/۹ | | | |
| | پس‌آزمون | ۴/۹ \pm ۰/۶۷ | ۵/۷ \pm ۰/۹ | $F=۱۱/۸$ $P=۰/۱۲$ | $F=۱۲/۹$ $P=۰/۰۹$ | $F=۰/۰۵$ $P=۰/۰۸۱$ |

بحث

هدف مطالعه حاضر بررسی اثر یک برنامه تمرینی ثباتی بر زاویه فلکشن زانو و نیروی برشی قدامی در لحظه تماس پا با زمین در حرکت فرود تک‌پا بود. متغیر نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا انتخاب شد، زیرا این عامل مستقیم‌ترین سازوکار بارگذاری روی لیگامان متقاطع قدامی می‌باشد^[۳۵] و معادل حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین در نظر گرفته شد. یو و همکاران نحوه‌ای که نیروی برشی قدامی پروگزیمال تیبیا ممکن است نشان‌دهنده بار وارد بر لیگامان متقاطع قدامی باشد را توضیح دادند.^[۸] یافته‌های مطالعه حاضر نشان داد که پس از ۸ هفته تمرین ثباتی میزان فلکشن زانو در گروه تمرینی افزایش می‌یابد، در حالی که کاهش معناداری در نیروی برشی قدامی بعد از دوره تمرینی حین حرکت فرود تک‌پا مشاهده نشد.

به منظور کاهش در میزان نیروهای عکس‌العمل زمین، بدن می‌بایست فرود را پیش‌بینی نموده و خود را برای آن آماده نماید که این امر از طریق انقباض عضلانی محقق می‌شود. ناتوانی بدن در تولید انقباض و شاهد حرکات بدن و همچنین ناتوانی بدن در پیش‌بینی کردن حرکات توسط عضلات به صورت چشمگیری سبب افزایش نیروهای عکس‌العمل زمین می‌شود.^[۳۶] نیروی برشی قدامی که در مطالعه حاضر معادل حداکثر نیروی خلفی عکس‌العمل زمین در نظر گرفته شد در راستای قدامی-خلفی در زانو ایجاد می‌شود.^[۳۷-۳۹] بر اساس مطالعات گذشته، افزایش فلکشن زانو باعث کاهش نیروی برشی قدامی پروگزیمال می‌شود.^[۸، ۱۰] همچنین این مطالعات نشان دادند که

²⁵ Mixed ANOVA

ارتباط معناداری بین اوج گشتاور اکستنسوری زانو و اوج نیروی برشی قدامی زانو وجود دارد.^[۸] شلبورن و همکاران^{۲۶} (۲۰۰۴) گزارش کردند که هنگامی که نیروی برشی در جهت قدامی است، بار زیادی به لیگامان متقاطع قدامی وارد می‌شود.^[۴۰] اگرچه چندین مطالعه سازوکار آسیب لیگامان متقاطع قدامی را در پرش فرود جفت پا بررسی کردند، شواهد نشان می‌دهد که فرود تک‌پا یکی از رایج‌ترین دلایل سازوکار پارگی لیگامان متقاطع قدامی است.^[۴۱، ۴۲] شتاب بدن در حین حرکت فرود بالا می‌رود و عضلات اندام تحتانی به طور استریکی برای حمایت از شتاب و وزن بدن منقبض شد؛ بنابراین نیروی این عضلات می‌تواند از طریق سازوکار اکستنسوری باعث افزایش نیروی برشی قدامی شود.^[۱۰] هم‌انقباضی^{۲۷} عضلات اندام تحتانی نیروهای وارده بر زانو را جذب می‌کند و این انقباضات فشار وارده بر لیگامان‌های زانو را کاهش می‌دهد.^[۵] بکارگیری عضلات اندام تحتانی و خم کردن زانو نیروی برشی قدامی را کاهش می‌دهد.^[۴۲] عضلات دوقلو و چهارسر باعث افزایش نیروی برشی قدامی می‌شوند.^[۳۳، ۴۴] در حالی که عضله همسترینگ نیروی برشی قدامی را کاهش می‌دهد.^[۴۵، ۴۶، ۴۴] توانایی این عضلات برای تأثیر روی بار لیگامان متقاطع قدامی می‌تواند به وسیله فلکشن زانو تغییر کند.^[۴۷، ۴۸] توانایی عضله چهارسر برای ایجاد نیروی برشی قدامی در زاویه فلکشن کم زانو افزایش می‌یابد و توانایی عضله همسترینگ برای خشی کردن این نیرو کاهش می‌یابد.^[۱۰]

تمرینات ثباتی بخش مرکزی با افزایش ثبات ناحیه مرکزی بدن، استراتژی فراخوانی عضلات این ناحیه افزایش یافته و از طرفی این تمرینات باعث افزایش فلکشن تنه می‌شود. فلکشن تنه حین عمل فرود تک‌پا به طور بالقوه بکارگیری نیروی عضله چهارسر را کاهش می‌دهد. این کاهش بکارگیری عضله چهارسر، بار متعاقب آن را که بلافاصله بعد از تماس با زمین به لیگامان متقاطع قدامی وارد می‌شود و یکی از دلایل آسیب لیگامان متقاطع قدامی است را کاهش می‌دهد. همچنین فلکشن تنه طی فرود در مقایسه با پوسجر فرود با همراه با اکستنشن تنه باعث فلکشن بیشتر زانو و هیپ می‌شود و اندام تحتانی را در وضعیتی قرار می‌دهد که خطر آسیب ACL را کمتر می‌کند.^[۴۹] علاوه بر این، هنگام فلکشن تنه بکارگیری عضله همسترینگ افزایش می‌یابد و متعاقب آن فشار روی لیگامان متقاطع قدامی کاهش می‌یابد. کلاس و همکاران^{۲۸} (۲۰۱۰) گزارش کردند که افزایش فعالیت عضله همسترینگ توسط فلکشن تنه منجر به کاهش در نیروی برشی تیبیا می‌شود.^[۵۰]

افزایش فلکشن زانو موجب کاهش فشار روی لیگامان متقاطع قدامی و افزایش جذب انرژی طی فرود می‌شود. هنگام انجام حرکت فرود حین ورزش‌ها و سایر فعالیت‌های عملکردی، دامنه حرکتی خم کردن زانو اغلب همراه با عملکرد بالاتر می‌باشد.^[۵۱، ۵۲] نتایج مطالعات نشان دادند که عضلات پروگزیمال به صورت فیدفوراردی^{۲۹} قبل از عضلات دیستال به کار گرفته می‌شود.^[۵۳] برای مثال هودگس و همکاران^{۳۰} مطالعات زیادی انجام دادند تا نشان دهند که فعالیت عضلانی تنه به خصوص عضلات عرضی شکم و عضلات چند سر در افراد سالم بر فعالیت عضلانی در اندام‌ها مقدم هستند، اما این ویژگی‌ها در افراد با اختلال حرکتی دیده نمی‌شود.^[۵۴، ۵۵] اعتقاد بر این است که الگوی بکارگیری فیدفوراردی عضلات بخش مرکزی، عملکرد عصبی-عضلانی پایداری برای حرکات فراهم می‌کند تا این حرکات انجام شود. عضلات تنه به عنوان یک حالت فیدفوراردی عمل می‌کند و قبل یا با ترکیب عضلات حرکت‌دهنده اصلی اندام برای کاهش گشتاورهای ایجادشده توسط اغتشاش فعال می‌شوند.^[۵۶] تنظیمات پیش‌بین پوسچرال، پایداری پروگزیمال را برای حرکت دیستال ایجاد می‌کند. افزایش سفتی مرکز بدن، پایداری پروگزیمال را برای حرکات اندام تحتانی و فوقانی، حفظ مرکز ثقل در سطح اتکا و جذب مؤثر نیروهای ایجاد شده‌ی دیستال فراهم می‌کند.^[۵۷] کولاس و همکاران^{۲۰۰۶} کنترل فیدفوراردی عضلات تنه طی فرود را بر اساس فعالیت عضلات شکمی قبل از تماس با زمین، گزارش کرد. آنها بیان کردند که فعالیت عضلات تنه برای آماده‌سازی حرکت فرود است.^[۵۸] ایدا و همکاران^{۳۱} (۲۰۱۱) افزایش فعالیت عضلات مورب خارجی، راست شکمی و دوقلو میانی را قبل از تماس با زمین طی فرود نشان دادند. این محققان بیان کردند که این عضلات برای آماده‌سازی برای ضربه‌ی فرود با افزایش سفتی مفصل مچ پا و فشار درون شکمی فعال شده‌اند و به عنوان کنترل پیش‌بین پوسچرال برای جذب نیرو عمل می‌کنند.^[۵۹]

به طور مشابهی، سایر محققین افزایش کنترل عصبی-عضلانی در لگن را به عنوان عامل مؤثر قابل توجهی برای کینماتیک مفصل زانو گزارش کردند.^[۶۰-۶۳] در تفسیر فلکشن بیشتر زانو حین آمادگی بخش مرکزی به عنوان تحرک بیشتر قسمت دیستال، نتایج مطالعه حاضر این نظریه ثبات پروگزیمال را حمایت می‌کند که تحرک بیشتر قسمت دیستال را در اندام‌ها بهبود می‌دهد، اما اهمیت اینکه عضلات بخش مرکزی بر حرکت اندام تحتانی تأثیر می‌گذارد، به طور کامل درک نشده است. مطالعه ماتو و همکاران^{۳۲} (۲۰۱۲) نشان داد که بکارگیری بخش مرکزی باعث افزایش زاویه فلکشن زانو می‌شود.^[۵۳] فعالیت بخش مرکزی بر میزان خطر آسیب لیگامان متقاطع قدامی تأثیرگذار

26 Shelburne et al

27 Cocontraction

28 Kulas et al

29 Feed Forward

30 Hodges and Coworkers

31 Iida et al

32 Matthew et al

است. با فعالیت کمتر تنه طی فعالیت‌های تحمل وزن، نیاز وارد بر عضلات چهارسر برای حفظ مرکز ثقل بدن افزایش می‌یابد.^[۶۴] به عنوان مثال طی فرود، در صفحه‌ی ساجیتال بردار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین ران و زانو قرار می‌گیرد که موجب ایجاد گشتاور فلکشن در این مفاصل می‌شود.^[۶۵] 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.^[۶۵] فعالیت بخش مرکزی طی فرود موجب جذب بیشتر انرژی شده و نیروی کمتری را به زانو منتقل می‌کند.^[۶۶]

استیونس و همکاران (۲۰۰۶) به بررسی اثر تمرینات ثباتی لومبار بر الگوهای فراخوانی عضلات در افراد سالم پرداختند و نتایج نشان داد که سطح فعالیت عضلات لوکال شکمی افزایش یافته و همچنین تغییرات اندکی در فعالیت عضلات گلوبال نیز مشاهده شد.^[۶۷] این محققان دریافتند که الگوهای فراخوانی عضلات می‌تواند در افراد سالم با استفاده از یک برنامه تمرینی که بر کنترل عصبی-عضلانی تأکید دارد، تغییر یابد. تسائو و هودگس^{۳۳} (۲۰۰۷) نیز بهبودی در زمان آغاز فعالیت عرضی شکم در افراد مبتلا به کمردرد را حتی بعد از یک جلسه تمرین نشان دادند و گزارش کردند که میزان بهبودی در زمان آغاز فعالیت عضله عرضی شکمی بعد از ۸ هفته تمرین بسیار مشهودتر بوده است.^[۶۸]

از این رو با توجه به مطالب عنوان شده، می‌توان این‌گونه استنباط کرد که تمرینات ثباتی استفاده‌شده در تحقیق حاضر با افزایش ثبات ناحیه مرکزی بدن، احتمالاً فعالیت فیذوورادری عضلات این ناحیه را بهبود داده است که موجب بکارگیری استراتژی بهتر جذب نیرو شده است.

نتیجه گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داده است که تمرینات ثباتی بخش مرکزی، زاویه فلکشن زانو را افزایش می‌دهد، ولی این تمرینات تأثیری بر نیروی برشی قدامی نداشت؛ بنابراین تمرینات این بخش می‌تواند به عنوان حمایت‌کننده از لیگامان متقاطع قدامی عمل کند و افزایش فعالیت این بخش منجر به کاهش بار وارده بر لیگامان متقاطع قدامی شود. این نتایج می‌تواند به مربیان و فیزیوتراپیست‌ها کمک کند تا برنامه‌های آسیب، پیشگیری و ورزشی را طراحی کنند.

تشکر و قدردانی

از ورزشکاران و مربیان باشگاه ریف به خصوص آقای نجفی که کمال همکاری را داشتند، تشکر و سپاسگزاری می‌شود. همچنین از مسئولین آزمایشگاه ارگونومی مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تشکر می‌گردد.

منابع

- Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *Journal of athletic training*. ۲۰۰۶; ۴۱(۲): ۷۱-۱۶۶
- Trimble MH, Bishop MD, Buckley BD, Fields LC, Rozea GD. The relationship between clinical measurements of lower extremity posture and tibial translation. *Clinical Biomechanics*. ۲۰۰۲; ۱۷(۴): ۹۰-۲۸۶
- LaBella CR, Hennrikus W, Hewett TE, Brenner JS, Brookes MA, Demorest RA, et al. Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. *Pediatrics*. ۲۰۱۴; ۱۳۳(۵): e۱۴۳۷-e.۵۰
- Hewett TE. Neuromuscular and hormonal factors associated with knee injuries in female athletes. *Sports medicine*. ۲۰۰۰; ۲۹(۵): ۲۷-۳۱۳
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes A prospective study. *The American journal of sports medicine*. ۲۰۰۵; ۳۳(۴): ۵۰۱-۴۹۲
- 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*. ۲۰۰۱; ۱۶(۵): ۴۵-۴۳۸
- Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury abnormalities in hip and ankle kinematics. *The American journal of sports medicine*. ۲۰۰۹; ۳۷(۲): ۹-۲۵۲
- Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*. ۲۰۰۶; ۲۱(۳): ۳۰۵-۲۹۷
- Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports medicine*. ۱۹۹۱; ۱۲(۵): ۳۷-۳۲۶
- Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, et al. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic Research*. ۲۰۰۷; ۲۵(۱۲): ۹۷-۱۵۸۹
- Boden BP, Dean GS, Feagin Jr JA, Garrett Jr WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. ۲۰۰۰; ۲۲(۶): ۸-۵۷۳
- Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine*. ۲۰۰۴; ۳۲(۴): ۱۰۰۲-۱۲

³³ Tsao and Hodges

13. Walsh MC. The relationship between lower extremity muscle activity and knee flexion angle during a jump-landing task: ProQuest; .۲۰۰۸
14. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: epidemiology. *Journal of Athletic Training*. ۱۹۹۹;۳۴(۲):۱۰۰
15. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball video analysis of ۳۹ cases. *The American journal of sports medicine*. ۲۰۰۷;۳۵(۳):۶۷-۳۵۹
16. 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*. ۲۰۰۴;۳۲(۲):۸۳-۴۷۷
17. Beynon BD, Fleming BC. Anterior cruciate ligament strain in-vivo: a review of previous work. *Journal of biomechanics*. ۱۹۹۸;۳۱(۶):۲۵-۵۱۹
18. 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*. ۱۹۹۵;۱۳(۶):۵-۹۳۰
19. Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GAM, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of orthopaedic research*. ۱۹۹۵;۱۳(۶):۵-۹۳۰
20. Hewett T, Zazulak B, Myer G, Ford K. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *British Journal of Sports Medicine*. ۲۰۰۵;۳۹(۶):۵۰-۳۴۷
21. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury. *The American Journal of Sports Medicine*. ۲۰۰۷;۳۵(۳):۳۶۸,
22. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR. Plyometric training in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. ۱۹۹۶;۲۴(۶):۷۶۵
23. Jackson KR. The effect of different exercise training interventions on lower extremity biomechanics and quality of movement in high school female athletes: University of Virginia; .۲۰۱۱
24. Myer GD, Ford KR, Brent JL, Hewett TE. The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. ۲۰۰۶;۲۰(۲):۵۳-۳۴۵
25. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk. *The American Journal of Sports Medicine*. ۲۰۰۷;۳۵(۷):۱۱۲۳
26. Araujo S, Cohen D, Hayes L. Six Weeks of Core Stability Training Improves Landing Kinetics Among Female Capoeira Athletes: A Pilot Study. *Journal of human kinetics*. ۲۰۱۵;۴۵(۱):۳۷-۲۷
27. Sato K, Mokha M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and ۵۰۰۰-M performance in runners? *The Journal of Strength & Conditioning Research*. ۲۰۰۹;۲۳(۱):۴۰-۱۳۳
28. Nguyen A-D, Boling MC, Levine B, Shultz SJ. Relationships between lower extremity alignment and the quadriceps angle. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. ۲۰۰۹;۱۹(۳):۲۰۱
29. Hart JM, Garrison JC, Kerrigan DC, Palmieri-Smith R, Ingersoll CD. Gender differences in gluteus medius muscle activity exist in soccer players performing a forward jump. *Research in Sports Medicine*. ۲۰۰۷;۱۵(۲):۵۵-۱۴۷
30. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. *Journal of Science and Medicine in Sport*. ۲۰۱۲;۱۵(۲):۶۳-۱۵۹
31. Afonso MP. Modelling the gait of healthy and post-stroke individuals: Universidade do Porto; .۲۰۱۵
32. Yu B. Effect of external marker sets on between-day reproducibility of knee kinematics and kinetics in stair climbing and level walking. *Research in Sports Medicine*. ۲۰۰۲;۱۱(۴):۱۸-۲۰۹
33. Ali N, Robertson DGE, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*. ۲۰۱۴;۲۱(۱):۴۶-۳۸
34. Willardson JM. Developing the core: *Human Kinetics*; .۲۰۱۴
35. Sell T, Akins J, Opp A, Lephart S. Relationship between tibial acceleration and proximal anterior tibia shear force across increasing jump distance. *Journal of applied biomechanics*. ۲۰۱۴;۳۰(۱):۸۱-۷۵
36. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine*. ۲۰۰۰;۳۴(۴):۶-۲۹۳
37. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, et al. The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism. *The American journal of sports medicine*. ۲۰۰۶;۳۴(۱):۵۴-۴۳
38. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*. ۲۰۰۶;۲۱(۳):۳۰۵-۲۹۷
39. 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*. ۲۰۱۲;۴۷(۴):۱۳-۴۰۶

40. Shelburne KB, Pandy MG, Anderson FC, Torry MR. Pattern of anterior cruciate ligament force in normal walking. *Journal of biomechanics*. 2002;35(7):805-814
41. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball a systematic video analysis. *The American journal of sports medicine*. 12-1002(4):37-44
42. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Effect of muscle compensation on knee instability during ACL-deficient gait. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002;34(1):8-14
43. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002;34(1):15-21
44. Li G, Rudy T, Sakane M, Kanamori A, Ma C, Woo SLY. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of biomechanics*. 1999;32(4):390-396
45. MacWilliams B, Wilson D, DesJardins J, Romero J, Chao E. Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion. *Journal of orthopaedic research*. 1999;17(6):22-31
46. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2008;90(4):23-30
47. Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *Journal of orthopaedic research*. 2002;20(2):1-7
48. Withrow TJ, Huston LJ, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. 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(2):24-31
49. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*. 2008;23(3):9-13
50. Kulas AS, Hortobágyi T, DeVita P. The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. *Journal of athletic training*. 2010;45(1):10-16
51. Crossley KM, Zhang W-J, Schache AG, Bryant A, Cowan SM. Performance on the single-leg squat task indicates hip abductor muscle function. *The American journal of sports medicine*. 2011;39(4):73-81
52. Hoffman JR, Tenenbaum G, Maresh CM, Kraemer WJ. Relationship Between Athletic Performance Tests and Playing Time in Elite College Basketball Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 1997;10(2):71-77
53. Matthew Shirey D, Matthew Hurlbutt D, Nicole Johansen D, Gregory WK, Wilkinson SG, Hoover DL. The influence of core musculature engagement on hip and knee kinematics in women during a single leg squat. *Experimental Brain Research*. 2003;151(2):21-26
54. Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, Gandevia SC. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*. 2003;151(2):21-26
55. Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 1998;11(1):5-11
56. Silfies SP, Mehta R, Smith SS, Karduna AR. Differences in Feedforward Trunk Muscle Activity in Subgroups of Patients With Mechanical Low Back Pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009;90(7):79-85
57. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002;34-926(7):37
58. Kulas AS, Schmitz RJ, Shultz SJ, Henning JM, Perrin DH. Sex-specific abdominal activation strategies during landing. *Journal of Athletic Training*. 2006;41(4):7-11
59. 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;21(4):9-14
60. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of sport rehabilitation*. 2009;18(1):1-4
61. Myer GD, Ford KR, PALUMBO OP, Hewett TE. Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2002;16(1):7-11
62. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American journal of sports medicine*. 2007;35(7):30-37
63. Thijs Y, Van Tiggelen D, Willems T, De Clercq D, Witvrouw E. Relationship between hip strength and frontal plane posture of the knee during a forward lunge. *British journal of sports medicine*. 2007;41(7):773-778
64. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Risk Factors and Prevention Strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2000;8(3):50-54

65. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* ۲۰۱۰;۴۰(۲):۵۱-۴۲
66. Alentorn-Geli E, Myer G, Silvers H, Samitier G, Romero D, Lázaro-Haro C, et al. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part ۱: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* ۲۰۰۹;۱۷(۷):۲۹-۷۰۵
67. Stevens V, Vleeming A, Bouche K, Mahieu N, Vanderstraeten G, Danneels L. Electromyographic activity of trunk and hip muscles during stabilization exercises in four-point kneeling in healthy volunteers. *European Spine Journal.* ۲۰۰۷;۱۶(۵):۸-۷۱۱
68. Tsao H, Hodges P. Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Experimental Brain Research.* ۲۰۰۷;۱۸۱(۴):۴۶-۵۳۷