

ارتباط الگوهای هم‌انقباضی کوادریسپس و هم‌سترینگ با زاویه والگوس زانو

در زنان ورزشکار حرفه‌ای

دکتر فرزانه ساکی^۱، دکتر رضا رجیبی^۲، دکتر محمدحسین علیزاده^۳، دکتر فرهاد طباطبایی^۴،
دکتر هومن مینونژاد^۵، میلاد پیرعلی^۶

چکیده

زمینه و هدف: زاویه والگوس زانو یکی از عوامل پیش‌بین آسیب‌های غیربرخوردی لیگامان صلیبی قدامی (ACL) است. هدف تحقیق حاضر بررسی ارتباط بین الگوهای هم‌انقباضی کوادریسپس و هم‌سترینگ با زاویه والگوس زانو در زنان ورزشکار حرفه‌ای بود. **روش شناسی:** ۵۶ زن ورزشکار (با میانگین \pm انحراف استاندارد سن $۲۰/۱۵ \pm ۱/۹۹$ سال؛ قد $۱۶۹/۲۸ \pm ۷/۲۵$ سانتیمتر؛ وزن $۶۰/۰۵ \pm ۱۰/۰۶$ کیلوگرم) به عنوان آزمودنی در پژوهش شرکت کردند. فعالیت الکترومیوگرافی مدیال و لترال کوادریسپس و هم‌سترینگ و کینماتیک اندام تحتانی حین فرود-پرش ثبت شد. شاخص هم‌انقباضی مدیال و لترال کوادریسپس-هم‌سترینگ، نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال زانو و زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین محاسبه و در تحلیل داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. برای تعیین ارتباط بین الگوهای هم‌انقباضی با زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد ($P \leq 0.05$).

یافته‌ها: یافته‌های تحقیق نشان داد بین شاخص هم‌انقباضی مدیال کوادریسپس-هم‌سترینگ ($p = ۰/۰۰۱$) و نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال زانو ($p = ۰/۰۰۱$) با زاویه والگوس زانو همبستگی معنی‌دار وجود دارد. نتایج پژوهش همچنین نشان داد بین شاخص هم‌انقباضی لترال کوادریسپس-هم‌سترینگ با زاویه والگوس زانو همبستگی معنی‌دار وجود ندارد ($p = ۰/۷۹۹$). **نتیجه‌گیری:** بنظر می‌رسد زنان ورزشکار هم‌انقباضی مدیال به لترال کوادریسپس-هم‌سترینگ نامتعادلی دارند، که توانایی مقابله با بارهای ابداعی را محدود می‌کند. از آنجا که افزایش لود ابداعی باعث افزایش استرین روی ACL می‌شود، به تعادل رساندن هم‌انقباضی در بخش مدیال و لترال زانو می‌تواند به کاهش آسیب‌های ACL کمک کند.

واژگان کلیدی: آسیب ACL، عوامل خطر آفرین عصبی عضلانی، هم‌انقباضی، فرود پرش

مقدمه

آسیب لیگامان صلیبی قدامی (ACL)^۱ شایع‌ترین آسیب لیگامانی زانو است (۱، ۲). اکثر افرادی که آسیب‌های ACL و جراحی آن را تجربه می‌کنند ورزشکاران زیر ۲۵ سال هستند که در سطح دبیرستان، دانشگاه یا لیگ مشغول فعالیت هستند (۳، ۴). نرخ این آسیب در زنان بسکتبالیست و فوتبالیست بترتیب ۲/۸ و ۲/۳ آسیب در هر ۱۰۰۰ ورزشکار گزارش شده است (۵). حداقل دو سوم آسیب‌های ACL حین وضعیت‌هایی رخ می‌دهد که ورزشکار مانورهای برش، پیووت^۲، افزایش یا کاهش شتاب و فرود از پرش را انجام می‌دهد (۶، ۷). هزینه‌های درمان آسیب ACL بسیار قابل توجه است و ورزشکارانی که بطور همزمان مینیسک یا لیگامان‌های دیگر آنها نیز آسیب می‌بینند، بیشتر در معرض استئوآرتریت زودرس زانو هستند (۸، ۹). با وجود آن که هم مردان و هم زنان در معرض این آسیب قرار می‌گیرند، اما میزان شیوع این آسیب در زنان بیشتر است (۱۰). زنان ورزشکار در ورزش‌هایی که با کاهش شتاب، فرود و چرخش‌های مکرر همراه هستند ۲ تا ۱۰ برابر بیشتر از مردان از آسیب لیگامان مذکور رنج می‌برند. صدمات جسمانی، روانی، عاطفی و هزینه‌های مالی ناشی از این آسیب توجه محققان را به انجام پژوهش‌های مرتبط با شناسایی عوامل خطرآفرین مرتبط با این آسیب جلب کرده است (۴).

چندین تئوری برای توضیح مکانیسم‌های زیربنایی تفاوت جنسیتی در میزان آسیب‌های ACL ارائه شده‌اند. این تئوری‌ها شامل عوامل بیرونی^۳ (کفش، سطوح ورزشی، آب و هوا) و درونی^۴ (تفاوت‌های آناتومیکی، هورمونی، عصبی-عضلانی و بیومکانیکی) هستند. نقص‌های عصبی-عضلانی عوامل خطرآفرین بیومکانیکی از متغیرهای درونی قابل تعدیل هستند (۴). نقص‌های عصبی-عضلانی به عنوان اختلال در قدرت عضلانی، توان یا الگوهای فعالسازی که منجر به افزایش بارهای مفصل زانو و آسیب ACL می‌شوند، تعریف شده‌اند (۱۱).

حرکت بیش از حد اندام تحتانی در صفحه فرونتال حین فعالیت‌های ورزشی به‌عنوان یک عامل موثر در بسیاری از آسیب‌های تروماتیک و مزمن زانو مطرح شده است (۱۲، ۱۳). چنین حرکتی می‌تواند باعث والگوس دینامیک زانو و تحمیل استرس بر کیسول داخلی مفصل و لیگامان جانبی داخلی شود. والگوس دینامیک زانو همچنین به‌عنوان یک عامل پیش‌بینی‌کننده آسیب ACL در مطالعات آینده‌نگر شناخته شده است (۱۴). کنترل حرکت زانو در صفحه فرونتال (واروس/والگوس) از طریق سه سیستم ثباتی شامل تماس مفصل تیبیوفمورال، سیستم‌های محدودکننده فعال و غیرفعال بدست می‌آید. سیستم محدودکننده فعال به عضلاتی اشاره دارد که باعث کنترل یا تولید حرکت می‌شوند درحالی‌که عضلات کنترل‌کننده حرکت زانو در صفحه ساجیتال مورد بررسی قرار گرفته‌اند، هنوز واضح نیست کدام عضلات در کنترل واروس و والگوس زانو حین فعالیت‌های تحمل وزن نقش دارند (۱۵). کنترل دینامیکی زانو در صفحه فرونتال، بویژه در جهت والگوس، ارتباط عملی با برنامه‌های پیشگیری از آسیب دارد. زاویه والگوس زانو نه تنها باعث تحمیل استرس به سیستم محدودکننده غیرفعال داخلی زانو می‌شود، بلکه در ترکیب با جابه‌جایی قدامی تیبیا، استرس روی ACL بطور معنی‌داری افزایش می‌یابد (۱۵). بعلاوه حرکت بیش از حد اندام تحتانی در صفحه فرونتال می‌تواند باعث تحمیل استرس‌های تکراری به مفصل پاتلا فمورال و سندرم درد کشکی رانی شود (۱۶).

۱ Anterior Cruciate ligament

۲ Pivot

۳ Extrinsic Factors

۴ Intrinsic Factors

بارهای واروس - والگوس قابل توجهی حین اجرای مانورهای ورزشی به زانو وارد می‌شود، بنابراین الگوهای فعال‌سازی عصب و عضله مناسبی باید وجود داشته باشد تا با چنین بارهایی مقابله کند، زیرا عدم وجود ثبات دینامیکی منجر به وقوع پارگی‌های لیگامانی می‌شود. یکی از راه‌های به حداقل رساندن بارهای واروس - والگوس اعمال شده به زانو، فعال شدن انتخابی عضلات^۱ با بازوی گشتاوری مناسب است. روش دیگر مقابله با چنین بارهایی، هم‌انقباضی عمومی^۲ همه عضلات اطراف مفصل است. فعالیت انتخابی و هم‌انقباضی عضلانی هر دو الگوهای موثری هستند (۱۷). بنظر می‌رسد هم‌انقباضی عضلات مدیال که داری بازوی گشتاوری واروس هستند و هم‌انقباضی عضلات لترال که بازوی گشتاوری والگوس دارند روش مناسبی برای کاهش بارهای والگوس و واروس باشد. ژانگ و وانگ^۳ (۲۰۰۱) گزارش کردند فعالیت عضلات مدیال ران برای مقابله با بارهای اداکشن و کاهش لاکسیتهی والگوس مهم است. در حالی که برای مقابله با بارهای اداکشن و کاهش لاکسیتهی واروس، فعال‌سازی عضلات لترال ران مهم است (۱۸).

شواهد موجود نشان می‌دهد زنان ممکن است در برابر بارگذاری‌های والگوس استراتژی فعالیت انتخابی را بکار گیرند (۱۹). بنظر می‌رسد زنان بیشتر از عضلات لترال همسترینگ و لترال کوادریسپس خود استفاده می‌کنند تا عضلات بخش داخلی ران (۲۰، ۲۱). به علت اینکه فعالیت انتخابی عضلات داخلی زانو مقاومت در برابر بارهای اداکشن را بهبود می‌بخشد، استراتژی که زنان بکار می‌گیرند می‌تواند برای ACL مضر باشد. در حمایت از این تئوری پالمیر اسمیت و همکاران^۴ (۲۰۰۸) گزارش کردند کاهش فعالیت فیدفوراردی^۵ و استوس مدیالیس و افزایش فعالیت فیدفوراردی و استوس لترالیس و لترال همسترینگ با زاویه والگوس زانو ارتباط دارد (۲۲). از اینرو شناسایی نقص‌های عصبی عضلانی که باعث افزایش بارهای صفحه فرونتال می‌شوند مهم است. بنابراین، هدف از پژوهش حاضر بررسی ارتباط الگوهای هم‌انقباضی کوادریسپس و همسترینگ حین فرود - پرش در زنان ورزشکار حرفه‌ای بود.

روش شناسی

آزمودنی‌ها

جامعه آماری پژوهش حاضر شامل کلیه ورزشکاران زن ۱۸ تا ۲۵ ساله حاضر در سوپر لیگ و لیگ دسته برتر والیبال و بسکتبال سال ۹۲ بود. با توجه به قلمرو تحقیق (معیارهای ورود و خروج) ۵۶ ورزشکار با روش تصادفی هدفدار از بین جامعه آماری مذکور به عنوان آزمودنی انتخاب شدند. همه آزمودنی‌ها سالم و دارای حداقل ۴ سال سابقه فعالیت باشگاهی در رشته‌های مورد نظر بودند. معیارهای حذف آزمودنی‌ها شامل: سابقه جراحی تنه و اندام تحتانی در گذشته، سابقه ضایعه مینیسک، پارگی لیگامان‌های زانو، وجود آسیب ماندگار در اندام تحتانی (مانند تغییرات دژنراتیو مفصل زانو و بی‌ثباتی مچ پا) و ناراستایی‌های اندام تحتانی. این ناراستایی‌ها شامل زاویه آنتی-ورژن ران (۲۳)، زاویه چهارسر ران (۲۴، ۲۵)، زاویه تیبیوفمورال (۲۶)، زاویه هایپراکستنشن زانو (۲۷)، زاویه چرخش درشت نی (۲۸) و افت ناوی (۲۹) بودند که توسط روش‌های استاندارد گونیامتری اندازه‌گیری شدند. قبل دریافت رضایت نامه، هدف و نحوه اجرای تحقیق برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. اندازه‌گیری‌ها در آزمایشگاه

۱ Selective activation

۲ Generalized cocontraction

۳ Zhang & Wang

۴ Palmieri-Smith

۵ preparatory activation

ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام شد. ابتدا اطلاعات فردی آزمودنی‌ها ثبت شد. سپس فعالیت الکترومیوگرافی عضلات کوادریسپس و همسترینگ و کینماتیک پای برتر آزمودنی‌ها حین فرود - پرش ارزیابی شد. از آزمون ضربه زدن به توپ فوتبال برای تعیین پای برتر آزمودنی‌ها استفاده شد. برای کنترل اثر هورمون‌ها بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات، اندازه‌گیری‌ها در شش روز اول سیکل قاعدگی انجام شد (۳۰).

داده‌های الکترومیوگرافی

فعالیت الکترومیوگرافی عضلات واستوس لترالیس، واستوس مدیالیس، مدیال همسترینگ و لترال همسترینگ پای برتر آزمودنی‌ها حین فرود- پرش با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله دیتالوگ^۱ متعلق به کارخانه بایومتریکس ثبت شد. الکترودهای این دستگاه از نوع سطحی دوقطبی و از جنس آلیاژ نقره یا کلرید نقره بودند. به منظور دریافت و ثبت مناسب این سیگنال‌ها به صورت سطحی از روی پوست، مراحل آماده سازی و نصب الکترودهای سطحی، به طریق ذیل انجام شد: ۱- تراشیدن محل مورد نظر با تیغ های یک بار مصرف ۲- برای حذف موها و کرک های ناحیه استفاده از سمباده نرم به منظور برداشتن لایه‌های سطحی و مرده پوست جهت کاهش مقاومت پوست و ۳- شستشوی محل الکترودها با الکل سفید. برای تعیین محل الکترودها از لمس لندمارک‌های استخوانی و سپس انقباض ایزومتریک (برای حداقل رساندن کراس تاک) استفاده شد. الکترودها عضله واستوس لترالیس سه سانتی‌متری بالای پاتلا در بخش خارجی ران (۳۱)، الکترودها واستوس مدیالیس با زاویه ۵۵ درجه و ۲ سانتی‌متر به سمت داخل از لبه فوقانی پاتلا (۳۱)، الکترودها مدیال همسترینگ در نقطه ۵۰ درصدی وسط باسن تا پشت زانو (سه سانتی‌متری از لبه داخلی ران) و الکترودها لترال همسترینگ در نقطه ۵۰ درصدی وسط باسن تا پشت زانو (سه سانتی‌متری از لبه خارجی ران) قرار داده شد (۳۱). از آزمون MVIC^۲ برای نرمال کردن داده‌ها بر اساس شیوه‌های استاندارد استفاده شد (۳۱). برای بررسی میزان هم انقباضی عضلات از شاخص RMS استفاده شد. جهت تعیین لحظه تماس در سیگنال‌های الکترومیوگرافی از یک عدد سوئیچ پایی در محل پنجه فرد استفاده شد. برای محاسبه میزان هم‌انقباضی کوادریسپس و همسترینگ از فرمول زیر استفاده شد:

$$EMGS/EMGL * (EMGS + EMGL)$$

در فرمول فوق EMGS، میزان فعالیت عضله‌ای است که فعالیت کمتری داشته و EMGL نیز میزان فعالیت عضله‌ای است که فعالیت بیشتری حین اجرای مهارت فرود-پرش داشته است (۲۱). بدین ترتیب میزان فعالیت عضله در بازه زمانی بین ۱۵۰- میلی ثانیه قبل از برخورد پا با زمین تا ۱۵۰+ میلی ثانیه پس از برخورد پا با زمین محاسبه و سپس با ماکزیمم MVIC نرمالایز شد. در پژوهش حاضر شاخص هم انقباضی برای بخش لترال زانو (لترال همسترینگ/ واستوس لترالیس)، بخش مدیال زانو (مدیال همسترینگ/ واستوس مدیالیس) و همچنین نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال محاسبه شد.

^۱ Data-Log

^۲ Muscle voluntary isometric contraction

پروتکل آزمون فرود پرش

والگوس و واروس زانو حین فعالیت فرود- پرش با استفاده از پروتکل تعدیل شده هوت و همکاران (۲۰۰۵) مورد ارزیابی قرار گرفت (۱۴). محققان تکرار پذیری بالایی ($ICC > 0.93$) برای آزمون فرود- پرش گزارش کرده‌اند (۱۴). بدین صورت که آزمودنی بالای جعبه‌ای با ارتفاع ۵۰ سانتی‌متر قرار می‌گرفت به نحوی که فاصله بین مارکرهای انگشتان (مارکرها روی متاتارس دوم قرار داشتند) ۳۵ سانتی‌متر باشد. از آزمودنی خواسته می‌شد ابتدا فرود و سپس حداکثر پرش عمودی را انجام دهد و دست‌ها را شبیه به ریاند بسکتبال بالا بیاورد. جهت محدود کردن حرکات افقی بدن از آزمودنی خواسته شد پاشنه پای مورد آزمون را در تماس با لبه جلویی جعبه قرار دهد. آزمودنی باید به نحوی فرود آید که پای برتر روی صفحه نیرو^۲ و پای غیربرتر روی زمین (هم سطح با صفحه نیرو) قرار گیرد (نرخ نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز) از شاخص نیروی عکس العمل عمودی زمین برای تعیین لحظه تماس اولیه پا استفاده شد ($N > 10$) (۳۲). سیستم آنالیز حرکت شامل ۶ دوربین دیجیتال با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰ هرتز بود که به کامپیوتر جمع آوری داده‌ها اتصال داشتند. لحظه تماس اولیه پا با زمین در آنالیز داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. قبل از جمع آوری داده‌ها کالیبراسیون استاتیک و دینامیک انجام شد. از روش^۳ کادابا و همکاران برای مارکر گذاری استفاده شد (۳۳). بدین منظور تعداد ۱۰ مارکر بازتابنده اشعه مادون قرمز روی خار خاصه‌ای قدامی دو سمت، ۱/۳ انتهای دیستال ران، اپیکوندیل خارجی و داخلی فمور، وسط ساق، قوزک خارجی و داخلی مچ پا، سر استخوان متاتارس دوم و روی پاشنه قرار داده شد. پس از نصب مارکرها به مدت سه ثانیه از شخص در وضعیت آناتومیک استاتیک تصویر برداری شد. بعد از تصویر برداری استاتیک مارکرهای سمت داخل برداشته شد. سپس آزمودنی‌ها حرکت فرود- پرش را در فضای تحت پوشش دوربین‌های پر سرعت^۴ انجام می‌دادند. هر آزمودنی سه کوشش صحیح با فاصله ۳۰ ثانیه را انجام می‌داد و میانگین داده‌ها به عنوان داده مربوط هر شخص مورد استفاده قرار گرفت. داده‌های سینماتیک بدست آمده با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث با فرکانس قطع ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۳۴). بر اساس قرارداد اداکشن زانو مثبت و والگوس زانو منفی در نظر گرفته شد و در نهایت اداکشن و اداکشن زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین برای هر کوشش صحیح ثبت و میانگین داده‌ها برای آنالیز نهایی مورد استفاده قرار گرفت. جهت محاسبه زاویه‌های زانو از نرم افزار متلب استفاده شد. در نهایت پس از جمع آوری اطلاعات تحقیق، داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها از قبیل سن، قد و وزن بعلاوه متغیرهای تحقیق در دو بخش آمار توصیفی و استنباطی در نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها (قد، وزن) از آزمون کلموگراف اسمیرنوف^۵ و برای بررسی ارتباط بین متغیرها از آزمون همبستگی پیرسون استفاده شد ($P \leq 0.05$).

نتایج

جدول شماره ۱ میانگین و انحراف استاندارد خصوصیات فردی آزمودنی‌ها را نشان می‌دهد. جدول شماره ۲ میانگین و انحراف استانداردهای متغیرهای تحقیق را نشان می‌دهد.

۱ intra-class correlation coefficients

۲ Kistler, 9286BA

۳ plug-in-gait Vicon

۴ Vicon 460 Motion Capture

۵ 1-sample K-S

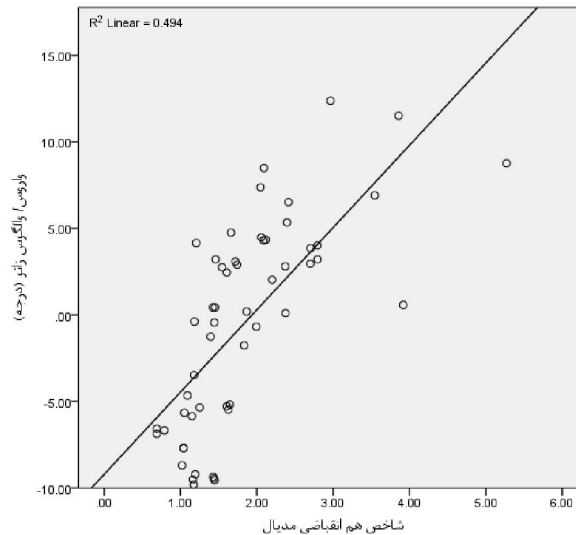
جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۰/۱۵ ± ۱/۹۹
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۲۸ ± ۷/۲۵
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۰۵ ± ۱۰/۰۶
سابقه ورزشی (سال)	۸/۸۴ ± ۲/۹۶

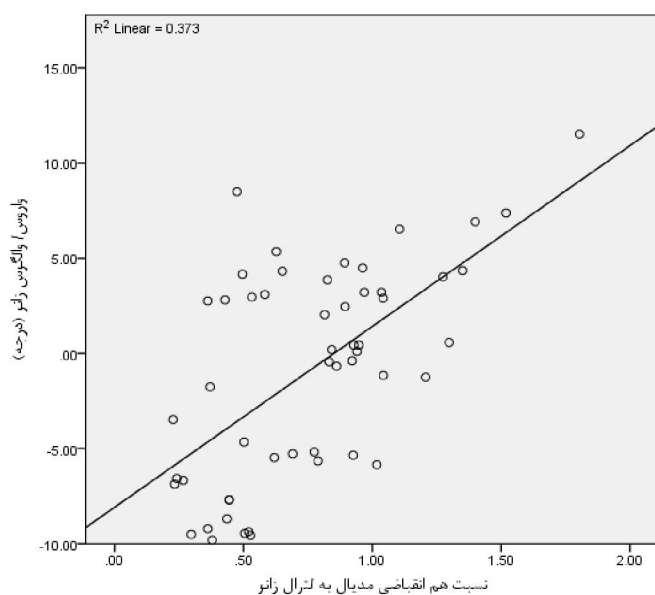
جدول ۲. اطلاعات مربوط به داده‌های الکترومیوگرافی آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین ± انحراف استاندارد
شاخص هم‌انقباضی لترال H:Q (MVIC%)	۲/۷۱ ± ۱/۳۶
شاخص هم‌انقباضی مدیال H:Q (MVIC%)	۲/۰۹ ± ۰/۹۸۷
نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال H:Q (MVIC%)	۰/۸۶ ± ۰/۴۵

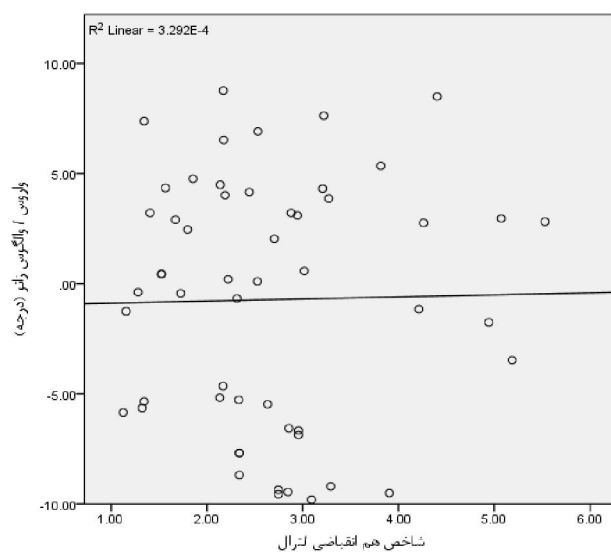
نتایج پژوهش نشان داد بین شاخص هم‌انقباضی مدیال H:Q، ($P=۰/۰۰۱$ ، $r=۰/۵۰۵$) (نمودار ۱) و نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال زانو ($P=۰/۰۰۱$ ، $r=۰/۵۱۹$) (نمودار ۲) با زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین ارتباط معنی‌داری وجود دارد. در حالیکه بین شاخص هم‌انقباضی لترال H:Q، با زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین ارتباط معنی‌داری مشاهده نشد ($P=۰/۷۹۹$ ، $r=-۰/۰۴۰$) (نمودار ۳).



نمودار ۱. همبستگی بین شاخص هم‌انقباضی مدیال کوادریسپس - همسترینگ و زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین



نمودار ۲. همبستگی بین نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال زانو و زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین



نمودار ۳. همبستگی بین شاخص هم انقباضی لترال کوادریسپس - همسترینگ و زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد ارتباط معنی‌داری بین شاخص هم‌انقباضی مدیال H:Q ($r=0/505$) با زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین وجود دارد. جهت این همبستگی نشان می‌دهد هم‌انقباضی کمتر در بخش مدیال منجر به مقادیر بزرگتر والگوس زانو حین فرود - پرش می‌شود. اما، ارتباط بین شاخص هم‌انقباضی لترال H:Q با زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین وجود دارد. نتایج تحقیق همچنین حاکی از ارتباط معنی‌داری بین نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال H:Q ($r=0/519$) با زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین بود که جهت این همبستگی نشان از آن دارد که با افزایش نسبت هم‌انقباضی مدیال به لترال زانو مقادیر والگوس کم می‌شود.

فعالیت همزمان عضلات آنتاگونیست اطراف مفصل به عنوان هم‌انقباضی تعریف شده است (۳۵). پیشنهاد شده است افزایش فعالیت همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست توسط یک مکانیسم هم‌فعالیتی^۱ مرکزی کنترل می‌شود (۳۶). افزایش هم‌انقباضی در برخی منابع به عنوان یک مکانیسم محافظتی و در برخی تحقیقات به عنوان یک مکانیسم خطرناک مطرح شده است. حفظ ثبات مفصل، فراهم کردن مقاومت در برابر حرکات چرخشی مفصل و به تعادل رساندن فشارهای وارده به سطوح مفصلی از فواید هم‌انقباضی است (۳۷). برخی محققان نیز عنوان کرده‌اند هم‌انقباضی دائمی منجر به افزایش نیروهای فشارنده مفصلی و پیشرفت استئوآرتریت زانو در افراد مبتلا به آسیب ACL شده است (۳۸). هم‌انقباضی حین فعالیت‌های دینامیک به عنوان تلاشی جهت تثبیت مفصل و کاهش نیروهای برشی و چرخشی که هر دو برای سلامت غضروف مفصلی مضر هستند، تعریف شده است (۳۹). هم‌انقباضی عضلانی اجازه می‌دهد لود اعمال شده به زانو بطور مساوی بین سطوح مفصلی تیبیا و درشت‌نی توزیع شود (۴۰). هنگامی که سطوح مفصلی زانو بتوانند لود اعمال شده به زانو را جذب کنند، نیرو به محدودکننده‌های لیگامانی مفصل منتقل نمی‌شود و بنابراین محافظت می‌شوند (۴۱). در حالت ایده‌آل، تعادل بین عضلات آگونیست ACL (همسترینگ) و عضلات آنتاگونیست ACL (کوادرسیپس و گاسترو) همراه با تثبیت‌کننده‌های پروگزیمال زانو برای حفظ ثبات زانو و کاهش لود روی ACL حین فعالیت‌های ورزشی لازم است. تحقیقات اندکی ارتباط شاخص‌های هم‌انقباضی و والگوس زانو را مورد بررسی قرار داده‌اند. نتیجه تحقیق پالمیر اسمیت و همکاران (۲۰۰۹) نشان داد شاخص هم‌انقباضی مدیال H:Q بطور معنی‌داری توانسته است سهم زیادی از گشتاور والگوس زانو را در زنان حین هاپینگ تبیین کند (مجذور آر تنظیم شده = $0/792$) (۲۱). به عبارت دیگر، عدم تعادل بین هم‌انقباضی در بخش مدیال و لترال زانو می‌تواند توانایی مقابله با بارهای ابداکشن را محدود کند. نتایج پژوهش حاضر نیز در راستای پژوهش مذکور است.

عضلات کوادرسیپس و همسترینگ به علت داشتن بازوهای گشتاور ابداکتوری / و اداکتوری، بطور بالقوه ثبات دینامیک زانو را در صفحه فرونتال فراهم می‌کنند. لیولد و همکاران (۲۰۰۵) گزارش کردند عضلات همسترینگ و کوادرسیپس در مقابل گشتاورهای ابداکشن و اداکشن حمایت لازم را فراهم می‌کنند. هم‌انقباضی متعادل کوادرسیپس و همسترینگ در صفحه فرونتال منجر به افزایش فشردگی مفصل و متعاقب آن افزایش ثبات مفصل زانو می‌شود (۴۲). نشان داده شده است هم‌انقباضی عضلانی حرکات صفحه فرونتال را تا ۳ برابر کاهش می‌دهد. کاهش هم‌انقباضی کوادرسیپس و همسترینگ می‌تواند در افزایش بی‌ثباتی مفصل زانو نقش داشته باشد. فشرده

شدن مفصل از طریق هم‌انقباضی عضلانی اجازه می‌دهد لوده‌های والگوس توسط نیروهای تماس مفصلی تحمل شود و بدین ترتیب از لیگامان‌ها محافظت شود. کاهش فشردگی بخش مدیال می‌تواند مقاومت پاسیو در برابر والگوس دینامیک زانو را محدود کرده و لود روی ACL را افزایش می‌دهد (۴۱). این احتمال وجود دارد که هم‌انقباضی مدیال به لترال H:Q در اثر مداخله تمرینی متعادل‌تر شود (۴۳, ۴۴). بر اساس شواهد موجود، کاهش بارگذاری زانو حین فرود، پرش و پیووت می‌تواند به کاهش بروز آسیب‌های ACL کمک کند.

نگاهی به یافته‌های توصیفی پژوهش حاضر (جدول ۲) نشان می‌دهد آزمودنی‌های پژوهش حاضر حین فرود - پرش هم‌انقباضی بیشتری در بخش لترال داشتند تا بخش مدیال. بنظر می‌رسد این استراتژی مخالف آن چیزی است که برای مقابله با بارهای ابداکشن موثر است. در حقیقت، فعال سازی انتخابی عضلات لترال باعث تداوم بارگذاری والگوس می‌شود. این استراتژی تا حدی گیج کننده است بدلیل اینکه پیک لود در فعالیت استفاده شده در پژوهش حاضر بیشتر اداکتوری است تا اداکتوری. بر اساس نتایج پژوهش حاضر پیشنهاد می‌شود تعادل فعالیت مدیال به لترال H:Q در زنان می‌تواند به مقاومت در مقابل بارهای ابداکشن و کاهش آسیب ACL کمک کند.

دلیل اینکه چرا زنان تمایل دارند بیشتر از بخش لترال عضلات همسترینگ و کوادریسپس خود استفاده کنند هنوز مشخص نیست. پیشنهاد شده است افزایش فعالیت لترال همسترینگ در زنان است ممکن است یک استراتژی محافظتی برای بهبود ثبات زانو باشد. بدلیل اینکه بازوی گشتاوری بایسپس فموریس به این عضله اجازه می‌دهد با مقاومت در برابر جابه‌جایی قدامی تیبیا به عنوان سینرژیست ACL عمل کند و افزایش فعالیت آن ممکن است بتواند به کاهش لاکسیتی قدامی زانو کمک کند. افزایش فعالیت لترال همسترینگ همچنین ممکن است در کاهش گشتاورهای چرخش داخلی که برای ACL مضر است نقش داشته باشد (۲۱). هر دو فرضیه فوق می‌تواند درست باشد، اما با توجه به نتایج پژوهش حاضر فرض بر این است با توجه به الگوهای بارگذاری صفحه فرونتال، الگوی فعالیت لترال همسترینگ بیشتر مضر است تا محافظتی.

این طور می‌توان تفسیر کرد که عضلات کوادریسپس نمی‌توانند بطور ترجیحی ابداکشن (واستوس مدیالیس) و اداکشن (واستوس لترالیس) را کنترل کنند بدلیل اینکه آنها اتصالات مشترکی به تاندون پاتلا دارند. با این وجود، هر دو عضله اتصالات اضافی به کپسول مفصلی زانو و احتمالاً لیگامان‌های جانبی دارند. بنابراین، واستوس مدیالیس می‌تواند بازوی گشتاوری واروس، و واستوس لترالیس هم می‌تواند بازوی گشتاوری والگوس نیز داشته باشند.

با اینکه ارتباط بین هم‌انقباضی مدیال H:Q و نسبت هم‌انقباضی مدیال - لترال H:Q با زاویه والگوس زانو در لحظه تماس پا با زمین معنی‌دار بود اما، اندازه اثر این معنی‌داری متوسط بود. یکی از دلایل احتمالی متوسط بودن این معنی داری می‌تواند به این علت باشد که عضلات دیگر بخش مدیال (گراسیلیس و سر داخلی دوقلو) ممکن است نقش بیشتری در کنترل لوده‌های صفحه فرونتال داشته باشند. طبق گزارش نیومن (۲۰۱۰) بازوی گشتاور اداکتوری گراسیلیس در صفحه فرونتال ۷/۱ سانتی‌متر است. در حالیکه بازوی گشتاور اداکتوری سمی ممبرانوس و سمی تندینیسیس بترتیب ۰/۴ و ۰/۹ سانتی‌متر است (۴۵). شاید اگر گروه‌های عضلانی دیگر در پژوهش حاضر مورد ارزیابی قرار می‌گرفت ممکن بود نتایج متفاوتی بدست می‌آمد.

نتیجه گیری

بنظر می‌رسد زنان ورزشکار هم‌انقباضی مدیال به لترال کواردیسپس - همسترینگ نامتعادلی دارند، که توانایی مقابله با بارهای ابداکشن را محدود می‌کند. از آنجا که افزایش لود ابداکشن باعث افزایش استرین ACL می‌شود، تعادل هم‌انقباضی در بخش مدیال و لترال زانو می‌تواند به کاهش آسیب‌های ACL کمک کند

References:

1. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries. The American journal of sports medicine. 2006;34(9):1512-32.
2. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. Journal of Athletic Training. 2007;42(2):311-9.
3. Yu B, Kirkendall D, Taft T, Garrett Jr W. Lower extremity motor control-related and other risk factors for noncontact anterior cruciate ligament injuries. Instructional course lectures. 2001;51:315-24.
4. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understandin and prevention ACL injuries: current biomechanical and epidemiological consideration. North American journal of sports physical therapy. 2010;5(4):234-51.
5. Mihata LCS, Beutler AI, Boden BP. Comparing the incidence of anterior cruciate ligament injury in collegiate lacrosse, soccer, and basketball players implications for anterior cruciate ligament mechanism and prevention. The American journal of sports medicine. 2006;34(6):899-904.
6. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. Journal of Athletic Training. 2008;43(4):396-408.
7. Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: mechanisms and risk factors. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2010;18(9):520-7.
8. Kessler M, Behrend H, Henz S, Stutz G, Rukavina A, Kuster M. Function, osteoarthritis and activity after ACL-rupture: 11 years follow-up results of conservative versus reconstructive treatment. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2008;16(5):442-8.
9. Mihelic R, Jurdana H, Jotanovic Z, Madjarevic T, Tudor A. Long-term results of anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison with non-operative treatment with a follow-up of 17–20 years. International orthopaedics. 2011;35(7):1093-7.

10. Smith HC, Vacek P, Johnson RJ, Slauterbeck JR, Hashemi J, Shultz S, et al. Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*. 2012;4(1):69-78.
11. Gilchrist J, Mandelbaum BR, Melancon H, Ryan GW, Silvers HJ, Griffin LY, et al. A randomized controlled trial to prevent noncontact anterior cruciate ligament injury in female collegiate soccer players. *The American journal of sports medicine*. 2008;36(8):1476-83.
12. Hollman JH, Galardi CM, Lin I, Voth BC, Whitmarsh CL. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clinical Biomechanics*. 2014:(inpress).
13. Magalhães E, Fukuda TY, Sacramento SN, Forgas A, Cohen M, Abdalla RJ. A comparison of hip strength between sedentary females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(10):641-7.
14. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr 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. *The American journal of sports medicine*. 2005;33(4):492-501.
15. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of applied biomechanics*. 2006;22(1):41-50.
16. Sigward SM, Ota S, Powers CM. Predictors of frontal plane knee excursion during a drop land in young female soccer players. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2008;38(11):66-71.
17. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of biomechanics*. 2001;34(10):1257-67.
18. Zhang L-Q, Wang G. Dynamic and static control of the human knee joint in abduction-adduction. *Journal of biomechanics*. 2001;34(9):1107-15.
19. Myer GD, Ford KR, Hewett TE. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005;15(2):181-9.
20. Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *The American journal of sports medicine*. 1999;27(3):312-9.
21. Palmieri-Smith RM, McLean SG, Ashton-Miller JA, Wojtys EM. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee joint loading. *Journal of Athletic Training*. 2009;44(3):256-63.

22. Palmieri-Smith RM, Wojtys EM, Ashton-Miller JA. Association between preparatory muscle activation and peak valgus knee angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(6):973-9.
23. Nguyen AD, 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*. 2009;19(3):201-6.
24. Nguyen AD, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2007;37(7):389-398.
25. Daneshmandi H, Saki F. The Study of Joint Hypermobility and Q Angle in Female Football Players. *World Journal of Sport Science*. 2010;3(4):243-7.
26. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*. 2011;15:3349-54.
27. Daneshmandi H, Saki F, Daneshmandi L, Daneshmandi MS. Lower extremity alignment in female athletes with ACL reconstruction. *Medicina dello Sport*. 2012;65(2):211-21.
28. Daneshmandi H, Saki F. The study of static lower extremity alignment in female athletes with ACL injury . *Journal of Sports Science and Medicine Suppl*. 2009;11:73-75.
29. Shultz SJ, Nguyen AD, Schmitz RJ. Differences in lower extremity anatomical and postural characteristics in males and females between maturation groups. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2008;38(3):137-49.
30. Shultz SJ, Nguyen AD, Leonard MD, Schmitz RJ. Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Medicine and science in sports and exercise*. 2009;41(4):857-66.
31. Konrad P. *The ABC of EMG.A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* 2005.
32. Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003;35(10):1745-50.
33. Kadaba MP, Ramakrishnan H, Wootten M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*. 2005; 8(3): 383-92.
34. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*. 2008;23(3):313-9.
35. Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Medicine*. 1998;25(1):37-62.

36. De Luca CJ, Erim Z. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of neurophysiology*. 2002;87(4):2200-4.
37. Gardinier ES. *The Relationship Between Muscular Co-Contraction and Dynamic Knee Stiffness in ACL-Deficient Non-Copers*: 2009. University of Delaware.
38. Tsai LC, McLean S, Colletti PM, Powers CM. Greater muscle co-contraction results in increased tibiofemoral compressive forces in females who have undergone anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Research*. 2012;30(12):2007-14.
39. Setton L, Mow VC, Howell D. Mechanical behavior of articular cartilage in shear is altered by transection of the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*. 1995;13(4):473-82.
40. Boden BP, Griffin LY, Garrett W. Etiology and prevention of noncontact ACL injury. *Physician and Sports Medicine*. 2000;28(4):53-62.
41. 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*. 2005;39(6):347-50.
42. Lloyd DG, Buchanan TS, Besier TF. Neuromuscular biomechanical modeling to understand knee ligament loading. *Medicine and science in sports and exercise*. 2005;37(11):1939-47.
43. Chmielewski TL, Hurd WJ, Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Perturbation training improves knee kinematics and reduces muscle co-contraction after complete unilateral anterior cruciate ligament rupture. *Physical Therapy*. 2005;85(8):740-9.
44. Letafatkar A. *Effects of perturbation-enhance training on knee flexion angle and hamstring and quadriceps electromyography during landing in active subjects with neuromuscular quadriceps dominance deficit*: 2014, university of Tehran.
45. Neumann DA. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2010;40(2):82-94.