Arch
10.22037/JRM.2020.113171.2330 Research Article

Electromyographic Activity of the Knee Muscles during Single-Leg Landing in Female Athletes with and without Dynamic Knee Valgus

Farzaneh Ramezani[1], **Farzaneh Saki**[2*]

1. Master of Sport Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran
2. Assistant Professor of Sport Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran

Received: 2020February.19 **Revised:** 2020May.01 **Accepted:** 2020May.06 **Published Online:** 2020May.11

ABSTRACT

Background and Aims: ACL injury is one of the most serious and expensive injuries that is a nightmare for athletes. Increasing the knee valgus angle during dynamic movements such as landing and squat is one of the risk factors for knee injury and decreased mechanical efficiency of movement. The aim of the current study was to compare the preparatory knee muscle activity of female athletes with and without dynamic knee valgus during a single leg landing.

Materials and Methods: In the current quasi-experimental study, 32 female athletes were divided into two groups of healthy and dynamic knee valgus. Feed forward activities of Medial Hamstring, Lateral Hamstring, Vastus Medialis, Vastus Lateralis, Medial Gastrocnemius, and Lateral Gastrocnemius were recorded during a single-leg landing with the dominant leg on top of a 50-cm box. Muscle feed forward activity was measured since 150 ms prior to ground contact. Multivariate analysis of variance with a significance level of $p \leq 0.05$ was used for data analysis.

Results: The findings of the present study showed that the preparatory Lateral knee muscle activities (Lateral Hamstring, Vastus Laterals, Lateral Gastrocnemius) in participants with dynamic knee valgus was higher than those of healthy individuals ($p < 0.05$). In the case of Medial knee muscles, the results showed no difference between the two groups ($p > 0.05$).

Conclusion: According to the results, the preparatory Lateral knee muscle activity was more than that of medial knee muscles in female athletes with dynamic knee valgus compared to healthy female athletes, which increases the risk of knee valgus during dynamic activities, As a result, they are at a higher risk of ACL injury.

Keywords: ACL injury; Neuromuscular risk factors; Feed forward; Single-leg landing

How to cite this article: Farzaneh Ramezani, Farzaneh Saki. EMG activity of lower extremity muscles in female athletes with and without dynamic knee valgus during single-leg landing. J Rehab Med. 2021, 9(4):268-277.

[*]**Corresponding Author**: Farzaneh Saki. Assistant Professor of Sport Injury and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran.
Email: f_saki@basu.ac.ir

www.SID.ir

Arch
10.22037/JRM.2020.113171.2330 مقاله پژوهشی

فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف زانو طی فرود تک‌پا در زنان ورزشکار با و بدون والگوس پویای زانو

فرزانه رمضانی[۱]، فرزانه ساکی[۲*]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

دریافت مقاله ۱۳۹۸/۱۱/۲۰ بازنگری مقاله ۱۳۹۹/۰۲/۱۲ پذیرش مقاله ۱۳۹۹/۰۲/۱۷

چکیده

مقدمه و اهداف: آسیب ACL یکی از آسیب‌های جدی و پرهزینه است که از آن به‌عنوان کابوس ورزشکاران نام برده شده است. افزایش زاویه والگوس زانو در خلال حرکات پویا نظیر فرود و اسکات یکی از عوامل خطرآفرین آسیب زانو و کاهش بازده مکانیکی حرکت است. هدف مطالعه حاضر مقایسه فعالیت فیدفورواردی عضلات زانو ورزشکاران زن با و بدون والگوس داینامیک زانو در طی فرود تک‌پا است.

مواد و روش‌ها: در پژوهش حاضر، ۳۲ زن ورزشکار به‌عنوان آزمودنی شرکت کردند که در دو گروه سالم و والگوس (زاویه والگوس بیشتر از ۱۲ درجه) قرار داده شدند. فعالیت فیدفورواردی عضلات همسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی، واستوس داخلی، واستوس خارجی، دوقلوی داخلی و دوقلوی خارجی این افراد در حین فرود تک‌پا با پای برتر از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری ثبت شد. فعالیت فیدفورواردی عضلات در ۱۵۰ میلی‌ثانیه قبل از تماس پا با زمین اندازه‌گیری شد. برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره (MANOVA) با سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها: یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد فعالیت فیدفورواردی عضلات خارجی زانو در افراد با والگوس داینامیک زانو نسبت به افراد سالم بیشتر است ($p<۰/۰۵$). در مورد عضلات داخلی زانو (واستوس داخلی، همسترینگ داخلی و دوقلو داخلی) نتایج حاکی از عدم تفاوت بین دو گروه بود ($p>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد فعالیت فیدفورواردی عضلات خارجی زانو در زنان ورزشکار دارای والگوس داینامیک زانو در مقایسه با ورزشکاران زن سالم بیشتر از عضلات داخلی زانو است که این موضوع والگوس زانو را در حین فعالیت‌های پویا افزایش می‌دهد؛ در نتیجه ریسک آسیب ACL در این افراد افزایش می‌یابد.

واژه‌های کلیدی: آسیب ACL؛ عوامل خطرآفرین عصبی-عضلانی؛ فیدفورواردی؛ فرود تک‌پا

نویسنده مسئول: فرزانه ساکی، استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
آدرس ایمیل: f_saki@basu.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

آسیب لیگامان صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament) با میزان هشداردهنده‌ای در حال رشد است، این در حالی است که فرد آسیب‌دیده متحمل دوره‌های کوتاه‌مدت و بلندمدت نقاهت و هزینه‌های مالی سنگینی می‌شود.[۱] مطالعات اپیدمیولوژیک بیانگر شیوع بالاتر این آسیب در زنان است[۲، ۳]؛ لذا پیشگیری آسیب ACL غیربرخوردی در زنان از اهمیت خاصی برخوردار است.[۴] در رشته‌های ورزشی که نیازمند اجرای حرکات پرشی و چرخشی است، زنان ۴ تا ۶ برابر بیشتر از مردان دچار پارگی ACL می‌شوند.[۵] تقریباً ۷۰ درصد آسیب‌های ACL با مکانیسم غیربرخوردی و معمولاً حین کاهش شتاب، فرود از پرش یا هنگام چرخش و آماده شدن برای انجام مانورهای برشی رخ می‌دهد.[۶] الگوی بارگذاری زانو در حین آسیب غیربرخوردی ACL غالباً چندصفحه‌ای و چندجهتی است[۷] و نیروی برشی قدامی تیبیا جزئی از مکانیسم بارگذاری مستقیم بر ACL است[۸] که در حین کاهش شتاب و در مهارت‌هایی چون فرود مورد انتظار است.[۹، ۱۰] نقص‌های عملکرد عصبی-عضلانی مانند تغییر در قدرت، زمان‌بندی و فراخوانی عضلات حین فعالیت‌های پویا یکی از عوامل اصلی آسیب ACL در زنان ورزشکار است.[۱۱] تحقیقات نشان داده‌اند زنان ویژگی‌های عصبی-عضلانی متفاوتی شامل فراخوانی ترجیحی عضله چهارسر، دوره‌های تأخیری کوتاه‌تر در عضله چهارسر و نسبت قدرت همسترینگ به چهارسر نامتعادل‌تری نسبت به مردان دارند.[۱۲] ضعف در کنترل عصبی-عضلانی می‌تواند ناراستانی پویا را به وجود بیاورد. ناراستانی پویا یا والگوس دینامیک زانو به‌عنوان ترکیبی از حرکات و چرخش‌ها در اندام تحتانی تعریف شده است که شامل اداکشن ران و چرخش داخلی، ابداکشن زانو، چرخش خارجی تیبیا و جابه‌جایی قدامی و اورژن مچ پا است.[۱۳] پالمیراسمیت و همکاران در مطالعه‌ای در ارتباط با فعالیت فیدفورواردی عضلات اطراف زانو و اوج زاویه والگوس زانو ضمن بیان این موضوع که اوج زاویه والگوس زانو در زنان با افزایش فعالیت در عضلات واستوس خارجی و همسترینگ خارجی مرتبط بوده و کاهش زاویه والگوس زانو با تشدید فعالیت فیدفورواردی عضلات واستوس خارجی در هنگام فرود مرتبط است، بیان کردند که بازگرداندن تعادل بین عضلات داخلی و خارجی ران در زنان می‌تواند به کاهش والگوس زانو کمک کند که این موضوع به‌نوبه‌ی خود می‌تواند استرین ACL و به احتمال زیاد آسیب ACL را کاهش دهد.[۱۴] در تحقیقی دیگر که ساکی و همکاران به منظور ارزیابی فعالیت الکترمیوگرافی عضلات چهارسر و همسترینگ و کینماتیک پای برتر آزمودنی‌ها حین فرود-پرش انجام دادند، دریافتند زنان ورزشکار هم-انقباضی مدیال به لترال کوادریسپس-همسترینگ نامتعادلی دارند که این موضوع توانایی مقابله با بارهای ابداکشن را محدود می‌کند. ازآنجاکه افزایش لود ابداکشن باعث افزایش استرین ACL می‌شود، تعادل هم‌انقباضی در بخش مدیال و لترال زانو می‌تواند به کاهش آسیب‌های ACL کمک کند.[۱۵] در پژوهشی دیگر، محمدپور و همکاران به بررسی ارتباط بین فعالیت فیدفورواردی برخی از عضلات اندام تحتانی و زاویه والگوس داینامیک زانو در افراد با سابقه بازسازی ACL پرداختند؛ نتایج تحقیق آن‌ها از وجود ارتباط بین فعالیت فیدفورواردی عضلات همسترینگ داخلی و خارجی با زاویه والگوس داینامیک زانو در تماس اولیه پا با زمین خبر داد[۱۶]؛ بنابراین باید این نقص‌ها در ورزشکاران مشخص شود تا بتوان بر اساس آن برنامه‌های پیشگیری از آسیب را ارائه نمود.

دو استراتژی فعال‌سازی عصبی-عضلانی برای مقابله با بارهای خارجی در مفصل زانو حین فعالیت‌های پویا وجود دارد. این استراتژی‌ها شامل فعالیت فیدفورواردی و هم‌انقباضی عضلات می‌باشد.[۱۴] فعالیت فیدفورواردی عضلات اطراف زانو باید بتواند زوایای نامطلوب مفصلی و بارگذاری‌های ضربه‌ای را حین حرکات سریع پیش‌بینی‌نشده کاهش دهد[۶] و به تأمین ثبات پویا زانو و کاهش فشار از بافت‌های غیرفعال مفصلی مثل ACL کمک کند.[۱۷] بر اساس مطالعات، زنان نسبت به مردان از این استراتژی عصبی-عضلانی کمتر بهره می‌گیرند.[۶] تحقیقات نشان داده است که آسیب ACL در مدت‌زمان ۱۷ تا ۵۰ میلی‌ثانیه پس از تماس اولیه پا با زمین رخ می‌دهد[۱۸]، این موضوع بیانگر این است که زمان کافی برای فیدبک مکانوسنسوری برای پیشگیری از آسیب وجود ندارد. بر این اساس، به نظر می‌رسد که فعالیت فیدفورواردی یا پیش‌فعالی عضلانی برای ثبات مفصلی لازم است. فعالیت فیدفورواردی عضلات غالباً در ۱۵۰ یا ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از فرود اندازه‌گیری می‌شود، تحقیقات نشان داده است که فعالیت فیدفورواردی عضلات چهارسر ران احتمالاً وضعیت فرود و میزان زاویه فلکشن در فرود را می‌تواند متأثر کند و فرود با فلکشن کمتر زانو رخ دهد و به دنبال آن استرین نهایی ACL افزایش می‌یابد[۱۹]؛ بنابراین یافتن تفاوت موجود در فعالیت فیدفورواردی عضلات ورزشکاران سالم و والگوسی می‌تواند زیربنایی برای بهبود و ارتقای تأثیربخشی تمرینات پیشگیری از آسیب ACL باشد.

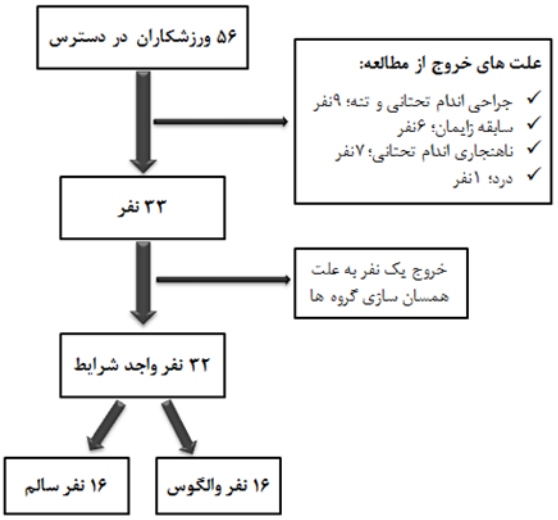
فرود تک‌پا مهارت رایجی است که از ارتفاع‌های مختلف در حین ورزش‌هایی مثل بسکتبال، والیبال و فوتبال اجرا می‌شود.[۲۰] این مهارت از الگوهای بیومکانیکی با احتمال خطر بالای آسیب ACL است.[۲۱] آرامپاتزیس و همکاران، در بررسی اثر افزایش ارتفاع بر فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات دوقلو و پرونئوس لانگوس گزارش کردند که با افزایش ارتفاع فعالیت این عضلات نیز افزایش یافت.[۲۲] دی بریتو و همکاران، در

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی فعالیت الکتریکی قبل از فرود عضلات کوادریسپس و همسترینگ در اجرای فرود-پرش از دو ارتفاع ۲۰ و ۴۰ سانتی‌متری، تفاوت معنادار فزاینده‌ای را بین اجرای فرود پرش با افزایش ارتفاع را گزارش کردند البته در این تحقیق تفاوتی در افزایش فعالیت همسترینگ با افزایش ارتفاع مشاهده نشد.[۲۳]

با توجه به اهمیت شناسایی نقص‌های عصبی-عضلانی که باعث افزایش بارهای صفحه فرونتال در فرود از ارتفاع‌های مختلف می‌شود و وجود تعداد محدود مطالعه در مورد فعال‌سازی عضلات اطراف زانو و زاویه والگوس در ورزشکاران حرفه‌ای در حین انجام فرود تک‌پا، این سؤال مطرح می‌شود که آیا بین فعالیت فیدفورواردی عضلات زانو زنان ورزشکار حرفه‌ای دارای والگوس داینامیک زانو با زنان ورزشکار سالم در طی فرود از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری تفاوتی وجود دارد یا خیر؛ بنابراین، هدف از پژوهش حاضر مقایسه فعالیت فیدفورواردی عضلات زانو زنان با و بدون والگوس داینامیک زانو در طی فرود تک‌پا است.



نمودار ۱. فلوچارت روند انتخاب آزمودنی‌های مطالعه

مواد و روش‌ها

طرح تحقیق حاضر از نوع مورد-شاهدی است. این مطالعه یک مطالعه دوسوکور است که در آن علاوه بر شرکت‌کنندگان، محققان و ارزیابان نیز از تخصیص گروه‌های مطالعه بی‌اطلاع بودند. فرآیند انجام تحقیق توسط کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی همدان IR.UMSHA.REC.1397.1000 مورد تائید قرار گرفت.

شرکت‌کنندگان

جامعه آماری تحقیق حاضر را دختران والیبالیست و بسکتبالیست ۱۸ تا ۲۵ سال شهر همدان که حداقل سه سال سابقه‌ی فعالیت باشگاهی داشتند، تشکیل دادند. حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور با آلفای ۰/۰۵ و قدرت ۰/۹۵، ۳۲ نفر تعیین شد.[۱۶] پس از انتخاب نمونه به‌صورت هدفمند افراد به دو گروه سالم (۱۶ نفر) و والگوسی (۱۶ نفر) تقسیم شدند.

معیارهای ورود به مطالعه حاضر شامل زنان والیبالیست یا بسکتبالیست ۱۸ تا ۲۵ سال که سابقه حداقل سه سال حضور مداوم در فعالیت‌های تخصصی باشگاهی را داشته، حضور مداوم در تمرین حداقل سه جلسه در هفته، داشتن BMI نرمال (۲۰-۲۵)، چرخه قاعدگی منظم و قرار داشتن در روزهای ۱ تا ۶ قاعدگی. معیارهای خروج از مطالعه عبارت‌اند از داشتن سابقه جراحی تنه و اندام تحتانی به‌ویژه سابقه آسیب‌دیدگی ماندگار در اندام تحتانی، شرکت در برنامه‌های پیشگیری از آسیب ACL، سابقه زایمان و دردهای بی‌علت، داشتن درد در زمان نمونه‌گیری، وجود ناهنجاری‌های اندام تحتانی شامل آنتی‌ورژن ران، زانو ضربدری، زانو پرانتزی، چرخش تیبیا و کف پای صاف. تمام شرکت‌کنندگان قبل از ثبت‌نام در مطالعه اطلاعاتی کلی در مورد هدف تحقیق دریافت کردند و رضایت آگاهانه و کتبی ارائه دادند.

روش‌ها

ارزیابی اولیه

در ارزیابی اولیه برای تعیین میزان انحراف زانو ورزشکاران در صفحه فرونتال از تست فرود تک‌پا (ICC:0.87)[۲۴] از ارتفاع ۳۵ سانتی‌متری استفاده شد.[۲۵] این آزمون به این سبب انتخاب شد که یک مهارت رایج ورزشی است که به‌دفعات از ارتفاع و فواصل مختلف در ورزش‌هایی چون بسکتبال، والیبال، بدمینتون و فوتبال اجرا می‌شود.[۲۰] برای انجام این تست، فرد در حالتی متعادل و نزدیک به لبه جعبه می‌ایستد به‌طوری‌که پاشنه پای برتر ورزشکار در حالت معلق در لبه جعبه قرار می‌گیرد؛ با این کار، حرکات افقی بدن به‌وسیله کنترل مرکز ثقل محدود می‌شود. تلاشی که در آن آزمودنی پس از فرود بتواند برای حداقل دو ثانیه تعادل خود را در بیشترین فلکشن و والگوس زانو حفظ نماید، به‌عنوان تلاش موفق در نظر گرفته شد. هیچ‌گونه بازخوردی مبنی بر اجرای فرم صحیح فرود به فرد داده نمی‌شد.[۲۶] قبل از انجام تست اصلی فرد سه بار فرود را تمرین می‌کرد و در حین انجام تست اصلی سه تلاش موفق برای وی ثبت گردید. برای ضبط عمل فرود تک‌پا از دو دوربین فوجی فیلم مدل HS55 سرعت‌بالا با قابلیت تصویربرداری FULL HD و با سرعت ۶۰ فریم در ثانیه به‌نحوی‌که یک دوربین با فاصله ۲ متر از محل فرود عمود بر صفحه ساجیتال و یک دوربین دیگر نیز با همین فاصله عمود بر صفحه فرونتال روی سه‌پایه با ارتفاع ۸۵ سانتی‌متری قرار داشت، استفاده گردید. با شروع تست-گیری، دوربین‌ها توسط اپراتورها به‌صورت هم‌زمان ضبط را شروع و پس از پایان حرکت قطع می‌شد. تصاویر ثبت‌شده با نرم‌افزار Kinovea با پایایی ۰/۹۸ که یک ابزار مناسب و مقرون‌به‌صرفه برای ارزیابی آسیب‌های بیومکانیکی است، تحلیل شد.[۲۷،۲۸] نحوه محاسبه زاویه والگوس بدین‌شکل بود که با بررسی فریم به فریم تصاویر ویدئویی گرفته‌شده در نرم‌افزار کینوویا لحظه فرود کامل یعنی فریمی که در آن فرد در پایین‌ترین ارتفاع (پیک فلکشن زانو) قرار داشت، مشخص

www.SID.ir

می‌گردید.[۲۹] در این فریم، زاویه والگوس محاسبه گشت. منظور از این زاویه تعیین زاویه حاده بین خط کشیده‌شده از خار خاصره‌ای قدامی به مرکز کشکک و از مرکز کشکک به نقطه وسط دو قوزک می‌باشد.[۲۵] اگر مقدار حاصله از ۱۸۰ درجه بزرگ‌تر باشد، این زاویه واروس و اگر عدد به‌دست‌آمده کمتر از ۱۸۰ درجه باشد، به‌عنوان زاویه والگوس در نظر گرفته می‌شود. جهت به دست آوردن مقدار این زوایا، عدد به‌دست‌آمده از ۱۸۰ درجه تفریق می‌شود.

آزمون برای هر فرد ۳ مرتبه با ۳۰ ثانیه استراحت بین هر فرود تکرار شد و میانگین زوایای سه کوشش صحیح جهت تجزیه و تحلیل استفاده گردید؛ بدین صورت افراد در دو گروه والگوس و سالم طبقه‌بندی شدند. با توجه به انتخاب هدفمند آزمودنی‌ها، در مطالعه حاضر افرادی که در گروه والگوس قرار داده شدند، زاویه والگوس داینامیک زانو بیشتر از ۱۲ درجه و افراد در گروه سالم زاویه والگوس داینامیک کمتر از ۱۲ درجه داشتند.[۳۰]

ارزیابی ثانویه (روش تست‌گیری)

داده‌های الکترومیوگرافی فعالیت عضلات واستوس خارجی، واستوس داخلی، همسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی پای برتر آزمودنی‌ها (پایی که جهت ضربه زدن به توپ استفاده می‌شود) حین فرود از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی (مدل Data Log p3 X8) هشت کاناله متعلق به کارخانه بایومتریکس انگلیس ثبت شد. این دستگاه از پیشرفته‌ترین، کوچک‌ترین و سبک‌ترین سیستم‌های الکترومایوگرافی سطحی موجود می‌باشد که به علت بی‌سیم بودن هرگونه تجزیه‌وتحلیل حرکتی برای هر قسمت از بدن را بدون کمترین مداخله‌ای فراهم می‌کند. در پژوهش حاضر از سرعت نمونه‌گیری ۱۰۰۰ هرتز در هر ثانیه برای فرکانس نمونه‌برداری استفاده شد. به منظور دریافت و ثبت مناسب این سیگنال‌ها به‌صورت سطحی از روی پوست، مراحل آماده‌سازی و نصب الکترودهای سطحی به طریق ذیل انجام شد: ۱- تراشیدن محل موردنظر با تیغ‌های یک‌بارمصرف برای حذف موها و کرک‌های ناحیه ۲- استفاده از سمباده نرم به منظور برداشتن لایه‌های سطحی و مرده پوست جهت کاهش مقاومت پوست و ۳- شستشوی محل الکترودگذاری با الکل سفید. برای تعیین محل الکترودها از لمس لندمارک‌های استخوانی و سپس انقباض ایزومتریک (برای حداقل رساندن کراس تاک) استفاده شد. الکترود عضله واستوس خارجی سه سانتی‌متر بالای پاتلا در بخش خارجی ران[۳۱]، الکترود واستوس داخلی با زاویه ۵۵ درجه و ۲ سانتی‌متر به سمت داخل از لبه فوقانی پاتلا[۳۱]، الکترود همسترینگ داخلی در نقطه ۵۰ درصدی وسط باسن تا پشت زانو (سه سانتی‌متری از لبه داخلی ران)[۳۱]، الکترود همسترینگ خارجی در نقطه ۵۰ درصدی وسط باسن تا پشت زانو (سه سانتی‌متری از لبه خارجی ران)[۳۱]، الکترود دوقلوی خارجی در بخش خلفی-خارجی شکم عضله به‌صورت عمودی با سطح زمین[۳۲] و الکترود دوقلوی داخلی در بخش خلفی-داخلی شکم عضله به‌صورت عمودی با سطح زمین قرار داده شد.[۳۲] پس از نصب الکترودها بر روی بدن آزمودنی و بعد از انجام ۵ دقیقه گرم کردن اولیه که شامل حرکات کششی و دویدن نرم بود، آزمون فرود تک‌پا به آزمودنی آموزش داده شد. سپس داده‌های الکترومیوگرافی حین اجرای مهارت فرود تک‌پا از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری ثبت شد. برای هر آزمودنی سه کوشش صحیح با فاصله زمانی یک دقیقه‌ای برای پیشگیری از خستگی ثبت شد. از آزمون MVIC برای نرمال کردن داده‌ها بر اساس شیوه‌های استاندارد استفاده شد.[۳۱] برای اندازه-گیری MVIC کوادریسپس آزمودنی روی صندلی نشسته، درحالی که زانو فلشکن ۷۰ تا ۹۰ داشت از آزمودنی خواسته شد در مقابل مقاومتی که توسط استرپ به انتهای قدامی دیستال ساق پا اعمال می‌شد با حداکثر قدرت، زانوی خود را به اکستنشن ببرد.[۳۱] برای اندازه‌گیری MVIC همسترینگ، آزمودنی در وضعیت خوابیده به شکم روی میز قرار گرفت، درحالی‌که زانو فلکشن ۲۰ درجه داشت، از آزمودنی خواسته شد در مقابل مقاومتی که توسط استرپ به بخش خلفی دیستال ساق پا اعمال می‌شد با حداکثر قدرت، زانو را به فلکشن ببرد. حرکات بالاتنه و لگن توسط استرپ کنترل شد.[۳۱] برای اندازه‌گیری MVIC دوقلو آزمودنی در وضعیت ایستاده قرار گرفت، سپس از او خواسته شد پاشنه پا را از زمین جدا کند و روی پنجه پا قرار گیرد و حداکثر انقباض را در عضله دوقلو ایجاد کند. هر تست ۳ بار و به مدت ۳۰ ثانیه انجام شد و بین هر دو تست متوالی استراحت در نظر گرفته شد.[۳۳] در زمان انجام آزمون MVIC از آزمودنی‌ها خواسته شد که حداکثر تلاش خود را به کار گیرند. در تحلیل MVIC، سه ثانیه میانی از پنج ثانیه ثبت‌شده مورد محاسبه قرار گرفت. برای بررسی میزان فعالیت عضلات از شاخص RMS استفاده شد. جهت تعیین لحظه تماس در سیگنال‌های الکترومیوگرافی از یک عدد سویچ پایی در محل اولین مفصل کف پایی انگشتی استفاده شد و ثبت فعالیت فیدفورواردی عضلات ۱۵۰ میلی‌ثانیه قبل تماس اولیه با زمین در مهارت فرود تک‌پا از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری انجام شد.[۶]

روش‌های آماری

پس از جمع‌آوری اطلاعات تحقیق، داده‌های مربوط به ویژگی-های آزمودنی‌ها از قبیل سن، قد، وزن، BMI، میزان انحراف زانو و سایر متغیرهای تحقیق در دو بخش آمار توصیفی و استنباطی در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۴ و در سطح ۹۵ درصد با آلفای کوچک‌تر و برابر ۰/۰۵ مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت. از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. برای مقایسه ویژگی‌های دموگرافیک بین دو گروه از آزمون t مستقل (t-test) و برای مقایسه فعالیت فیدفورواردی عضلات بین دو گروه از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره (MANOVA) با سطح معناداری $p\leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

www.SID.ir

نتایج

نتایج تحقیق کنونی نشان داد بین ویژگی‌های دموگرافیک دو گروه مورد مطالعه تفاوت معناداری وجود ندارد (جدول ۱). میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق در جدول ۲ آمده است. نتایج آزمون آنالیز واریانس چندمتغیره اختلاف معناداری را در فعالیت فیدفورواردی عضلات واستوس خارجی، همسترینگ خارجی و دوقلوی خارجی در مرحله قبل از تماس پا با زمین بین گروه والگوس و سالم نشان داد ($p<۰/۰۵$). بین فعالیت فیدفورواردی سایر عضلات (واستوس داخلی، همسترینگ داخلی و دوقلوی داخلی) تفاوت معناداری مشاهده نشد (جدول ۳).

جدول ۱. نتایج آزمون t مستقل برای مقایسه ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های دو گروه

متغیر	میانگین (انحراف استاندارد)		اختلاف میانگین	درجه آزادی	مقدار t	مقدار p
	گروه والگوس	گروه سالم				
سن (سال)	۲۱/۴۳ (۲/۱۸)	۲۱/۱۲ (۲/۲۴)	۰/۳۱۲	۳۰	-۰/۳۹۸	۰/۶۹۳
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۲۳ (۷/۷۹)	۱۷۰/۳۷ (۷/۸۸)	۱/۱۴۳	۳۰	۰/۴۱۳	۰/۶۸۳
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۰۳ (۶/۷۹)	۶۳/۶۲ (۱۰/۱۰)	۳/۵۹۳	۳۰	۱/۱۸۱	۰/۲۴۷
BMI (kg/m2)	۲۰/۹۵ (۱/۹۰)	۲۱/۸۶ (۲/۶۴)	۰/۹۱۶	۳۰	۱/۱۲۳	۰/۲۷۰
انحراف زانو (درجه)	۱۴/۶۰ (۳/۳۷)	۵/۱۲ (۳/۲۱)	۹/۵۶۳	۳۰	۸/۲۱۳	۰/۰۰۰

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق

متغیر	گروه والگوس	گروه سالم
واستوس داخلی (%MVIC)	۵۹/۸۵ (۲۱/۴۰)	۵۵/۵۳ (۲۸/۷۱)
واستوس خارجی (%MVIC)	۶۸/۳۸ (۱۷/۱۵)	۳۸/۸۷ (۲۱/۱۷)
همسترینگ داخلی (%MVIC)	۲۶/۵۴ (۱۳/۴۱)	۲۵/۱۳ (۱۰/۵۸)
همسترینگ خارجی (%MVIC)	۲۵/۳۴ (۹/۸۳)	۱۴/۱۵ (۵/۲۵)
دوقلوی داخلی (%MVIC)	۱۴۳/۰۱ (۳۶/۶۴)	۱۴۰/۰۵ (۳۴/۲۰)
دوقلوی خارجی (%MVIC)	۱۴۲/۶۱ (۳۷/۹۶)	۸۶/۲۷ (۳۹/۷۵)

جدول ۳. نتایج آزمون آنالیز واریانس چندمتغیره برای مقایسه متغیرهای تحقیق در دو گروه

متغیر	مقدار F	مقدار P	اندازه اثر (Partial Eta Squared)
واستوس داخلی (%MVIC)	۰/۲۳۱	۰/۶۳۳	۰/۰۰۸
واستوس خارجی (%MVIC)	۱۸/۷۶۱	*۰/۰۰۰	۰/۳۸۵
همسترینگ داخلی (%MVIC)	۰/۱۰۸	۰/۷۴۴	۰/۰۰۴
همسترینگ خارجی (%MVIC)	۱۶/۰۸۶	*۰/۰۰۰	۰/۳۴۹
دوقلوی داخلی (%MVIC)	۰/۰۵۶	۰/۸۱۵	۰/۰۰۲
دوقلوی خارجی (%MVIC)	۱۶/۸۰۳	*۰/۰۰۰	۰/۳۵۹

بحث

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در افراد با والگوس داینامیک زانو در مقایسه با گروه سالم، عضلات واستوس خارجی، همسترینگ خارجی و دوقلو خارجی دارای فعالیت بیشتری بودند. در مورد سایر عضلات (واستوس داخلی، همسترینگ داخلی و دوقلو داخلی) نتایج حاکی از عدم تفاوت بین دو گروه بود.

حرکت بیش‌ازحد اندام تحتانی در صفحه فرونتال حین فعالیت‌های ورزشی به‌عنوان یک عامل مؤثر در بسیاری از آسیب‌های تروماتیک و مزمن زانو مطرح‌شده است.[۳۴،۳۵] چنین حرکتی می‌تواند باعث والگوس دینامیک زانو و تحمیل استرس بر کپسول داخلی مفصل و لیگامان جانبی داخلی شود. والگوس دینامیک زانو همچنین به‌عنوان یک عامل پیش‌بینی‌کننده آسیب ACL در مطالعات آینده‌نگر شناخته شده است.[۵] کنترل حرکت زانو در صفحه فرونتال از طریق سه سیستم ثباتی شامل تماس مفصل تیبیوفمورال، سیستم‌های محدودکننده فعال و غیرفعال به دست می‌آید. سیستم محدودکننده فعال به عضلاتی اشاره دارد که باعث کنترل و تولید حرکت می‌شود، درحالی‌که عضلات کنترل‌کننده حرکت زانو در صفحه ساجیتال مورد بررسی قرار گرفته‌اند، اما هنوز واضح نیست کدام عضلات در کنترل واروس و والگوس زانو حین فعالیت‌های تحمل وزن نقش دارند.[۳۶]

بر اساس نتایج مطالعه حاضر، فعالیت فیدفورواردی عضلات خارجی زانو در ورزشکاران دارای والگوس داینامیک در مقایسه با ورزشکاران سالم در حین انجام فرود تک‌پا از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری بیشتر بود؛ این درحالی‌که است که تفاوتی در فعالیت

www.SID.ir

عضلات داخلی زانو بین ورزشکاران سالم و والگوسی مشاهده نشد. بر اساس مطالعات انجام‌شده، افزایش فعالیت فیدفورواردی عضلات خارجی زانو با نیروی برشی قدامی تیبیا رابطه دارد و می‌تواند منجر به افزایش استرین ACL شود. به‌علاوه، احتمالاً با افزایش فعالیت این گروه عضلانی، فرد با والگوس بیشتری فرود می‌آید. در این وضعیت، توانایی عضله چهارسر ران برای ایجاد نیروی برشی قدامی افزایش و توانایی همسترینگ برای خنثی کردن نیروی برشی قدامی کاهش می‌یابد.[۱۹،۴] بر اساس مطالعات انجام‌شده در اجرای عمل فرود، فعالیت فیدفورواردی گروه عضلانی کوادریسپس به‌عنوان اکستنسور زانو رابطه مثبتی با افزایش نیروی برشی قدامی تیبیا دارد.[۳۸،۳۷] نتایج مطالعه حاضر از فعالیت بیشتر عضلات خارجی زانو در افراد دارای والگوس دینامیک زانو در حین فرود تک‌پا خبر می‌دهد. نتایج سایر مطالعات نشان داده است که بین فعالیت فیدفورواردی واستوس خارجی و نیروی برشی قدامی تیبیا در حین فرود رابطه معناداری وجود دارد[۴۱-۳۹] البته این نتیجه با نتایج برون و همکاران که رابطه معناداری را بین فعالیت فیدفورواردی واستوس لترالیس و نیروی برشی قدامی تیبیا در حین فرود تک‌پا نیافتند، مغایرت دارد[۴۲] که این تفاوت در نتایج را می‌توان به تفاوت در ارتفاع فرود و زمان تست‌گیری از آزمودنی‌ها نسبت داد زیرا در تحقیق حاضر برای حذف اثر هورمون‌ها بر لکسیتی مفصل زمان تست‌گیری برای تمام آزمودنی‌ها در بازه یک تا شش قاعدگی بود.

عضله همسترینگ به‌عنوان آگونیست ACL موجب کاهش لود ناشی از نیروی برشی قدامی بر لیگامان صلیبی قدامی می‌شود.[۴۴،۴۳] انتظار می‌رفت که تفاوت معناداری در فعالیت فیدفورواردی این گروه عضلانی بین افراد سالم و والگوسی دیده شود، اما بر اساس نتایج به‌دست‌آمده تنها در فعالیت فیدفورواردی عضله همسترینگ خارجی تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده شد که این موضوع با توجه به افزایش ارتفاع فرود و نیروی عکس‌العمل زمین و استرس ایجادشده بر قسمت‌های مختلف بدن در افراد دارای والگوس دینامیک زانو که خود مستعد آسیب ACL هستند، قابل‌توجیه است. مطالعه هاستد و همکاران (۲۰۱۶) نشان داد که فعالیت فیدفورواردی عضلات هسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی و واستوس خارجی زنان ورزشکار هندبالیست و فوتبالیست در طی حرکات برشی و فرود-پرش کم تا متوسط بود.[۴۵] این مغایرت در نتایج را می‌توان به تفاوت در تست اجرایی نسبت داد. بر اساس نتایج مطالعات با افزایش ارتفاع فعالیت فیدفورواردی عضله واستوس لترالیس که از گروه عضلات اکستنسور زانو است، افزایش می‌یابد[۲۳، ۴۶] که این موضوع می‌تواند در فرود با زانوی صاف تأثیرگذار باشد. همچنین مطالعات نشان می‌دهد که آن دسته از ورزشکارانی که الگوی فرود با زانوی صاف را دارند، فعالیت واستوس خارجی و همسترینگ خارجی بیشتری را از خود نشان می‌دهند.

تحقیقات چندی بیان داشتند که عضله دوقلو به‌واسطه تماس آناتومیکی که با کوندیل‌های خلفی فمور دارد، می‌تواند به مقدار کمی نیروی برشی خلفی تولید کند[۳۷، ۴۴]، اما هنوز مکانیسم دقیق این عضله در بررسی لود ACL مشخص نشده است.[۳۷] تحقیق فلمینگ و همکاران نشان داد که این عضله، عضله مخالف ACL است و موجب افزایش استرین اعمالی بر ACL می‌شود.[۴۷] تحقیقات هاشمی و همکاران، و لی و همکاران بیانگر مشارکت عضله دوقلو در ایجاد لود ACL بود.[۴۸،۳۸] با توجه به نقش مهم این عضله بر کمپارتمان زانو توجه به عملکرد صحیح آن برای حفظ سلامت زانو بسیار مهم است. نتایج مطالعه حاضر نشان داد که فعالیت فیدفورواردی عضله دوقلوی خارجی در ورزشکاران دارای والگوس دینامیک زانو در طی فرود از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متری در مقایسه با ورزشکاران سالم بیشتر است، درحالی‌که هیچ تفاوتی در فعالیت فیدفورواردی عضله دوقلو داخلی این افراد مشاهده نشد که این موضوع می‌تواند ثبات مفصل زانو را کاهش و استرین ACL را افزایش دهد. در مورد فعالیت فیدفورواردی عضله دوقلو تحقیقات اندکی انجام شده است. دی مورت و همکاران در بررسی اثر جنسیت بر فعالیت فیدفورواردی دوقلو بیان داشت که اگرچه این فعالیت با توجه به عملکرد آن بر زانو احتمالاً در کاهش استرین ACL اثرگذار است، اما تفاوت معناداری بین دو جنس وجود نداشت.[۴۹] به‌علاوه، نتایج تحقیقات والش و همکاران رابطه معناداری را بین فعالیت فیدفورواردی عضله دوقلو نشان نداد[۴۰، ۴۱] که این مغایرت می‌تواند به دلیل تفاوت در نوع آزمودنی‌ها و ارتفاع فرود باشد.

ظاهراً با افزایش ارتفاع که مهارت را شدیدتر می‌کند، عضلات داخلی زانو کمتر از قبل توانسته فعالیت الکتریکی و انقباض و در نهایت تولید نیرو کند؛ لذا افزایش ارتفاع می‌تواند به‌عنوان یک عامل خطرزا در ایجاد آسیب مشارکت کند. در واقع افزایش ارتفاع نماینده افزایش شدت فعالیت است، با افزایش ارتفاع شتاب بدن در فرود بیشتر شده و عضله چهارسر برای کنترل شتاب بدن فعالیت اکسنتریکی بیشتری از خود نشان می‌دهد، هرچند اگر این افزایش فعالیت در چهارسر همراه با افزایش فعالیت در همسترینگ باشد می‌تواند حرکت روبه‌جلوی تیبیا را کنترل نماید، حال‌آنکه بر اساس نتایج ظاهراً این مسئله رخ نداده است؛ بنابراین احتمال رخداد آسیب افزایش می‌یابد. می‌دانیم که اختلال در قدرت و فعالیت عضلات خود موجب افزایش خطر آسیب ACL می‌شود[۵۰]؛ بنابراین در تحقیق حاضر، با وجود اینکه از زنان ورزشکار حرفه‌ای استفاده شده بود، ولی همچنان نقص در فعالیت عضلات به‌وضوح خودنمایی می‌کند؛ لذا به مربیان توصیه می‌شود ضمن اصلاح الگوی حرکتی بر تمرینات آمادگی با افزایش ارتفاع فرود در تمرینات ورزشی تأکید داشته باشند.

تحقیق حاضر دارای محدودیت‌هایی بود، از جمله این محدودیت‌ها عدم کنترل طول عضلات همسترینگ و دوقلو در آزمودنی‌ها بود که ممکن است روی نتایج اثرگذار باشد؛ بنابراین توصیه می‌شود در تحقیقات آینده به این محدودیت توجه شود. از آنجایی که تحقیق حاضر فقط در زنان ورزشکار انجام شده است، همچنین با توجه به متوسط بودن مقادیر اندازه اثر پیشنهاد می‌شود تحقیق مشابهی در جمعیت‌های ورزشی مختلف در هر دو جنس زن و مرد در آینده انجام شود.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که در زنان ورزشکار فعالیت فیدفورواردی عضلات خارجی زانو بیشتر از عضلات داخلی زانو

www.SID.ir

است که این موضوع والگوس زانو را در حین فعالیت‌های پویا افزایش می‌دهد و ازآنجایی‌که والگوس داینامیک زانو یک عامل خطرزای پیش‌بین برای آسیب ACL است، به مربیان پیشنهاد می‌شود با شناسایی این افراد توصیه‌ها و دستورالعمل‌های لازم را جهت پیشگیری از آسیب و طراحی برنامه‌های تمرینی هدفمند بدهند و با در نظر گرفتن ارتفاع مورد نظر برای فرود در هر رشته ورزشی در حین تمرینات خود به‌صورت پلکانی افراد را تمرین دهند تا بدن با استرس‌های اعمالی آشنا شود و دامنه تحمل لیگامانی متناسب با ارتفاع فرود مورد نظر تطبیق یابد.

تشکر و قدردانی

از کلیه عزیزانی که در روند انجام پژوهش حاضر، ما را همیاری کردند، کمال تشکر را داریم.

ملاحظات اخلاقی

فرآیند انجام تحقیق حاضر توسط کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان با شماره کد IR.UMSHA.REC.1397.1000 مورد تائید قرار گرفت و مطابق با اعلامیه هلسینکی ۲۰۰۸ انجام شد.

منابع

1. Beaulieu ML, McLean SG. Sex-dimorphic landing mechanics and their role within the noncontact ACL injury mechanism: evidence, limitations and directions. Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology. 2012;4(1):10.
2. 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.
3. Sigward S, Pollard C, Powers C. The influence of sex and maturation on landing biomechanics: implications for anterior cruciate ligament injury. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2012.
4. 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. 2007;25(12):1589-97.
5. 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: a prospective study. The American journal of sports medicine. 2005;33(4):492-501.
6. 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.
7. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. Orthopedics. 2000;23(6):573-8.
8. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. British journal of sports medicine. 2007;41(suppl 1):i47-i51.
9. Yu B, Kirkendall DT, Garrett Jr WE. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: anatomy, physiology, and motor control. Sports Medicine and Arthroscopy Review. 2002;10(1):58.
10. 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;30(2):261-7.
11. Huston LJ, Wojtys EM. Neuromuscular performance characteristics in elite female athletes. The American journal of sports medicine. 1996;24(4):427-36.
12. Medina JM, Valovich McLeod TC, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2008;18(4):591-7.
13. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. The American journal of sports medicine. 2006;34(2):299-311.
14. 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.
15. Saki F, Rajabi R, al. e. Association of quadriceps and hamstrings cocontraction patterns with knee valgus angle in professional female athletes. jsportpec. 2016;In Persian.
16. Mohammadpour S, Rajabi R, Minoonejad H, Sharifnezhad A. Association Between Preparatory Knee Muscle Activation and Knee Valgus Angle During Single Leg Cross Drop Landing Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Journal of Rehabilitation Sciences & Research. 2019;6(1):15-20.
17. Beard DJ, Kyberd PJ, Fergusson CM, Dodd C .Proprioception after rupture of the anterior cruciate ligament. An objective indication of the need for surgery? Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume. 1993;75(2):311-5.
18. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, et al. Mechanisms of anterior cruciate ligament

www.SID.ir

Archive of SID

injury in basketball. The American journal of sports medicine. 2007;35(3):359-67.
19. 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):269-74.
20. 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. 2012:1-9.
21. Brown TN. Trained Neuromechanical Adaptations Associated with ACL Injury Prevention Programs: The University of Michigan; 2011.
22. Arampatzis A, Morey-Klapsing G, Brüggemann G-P. The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(6):533-44.
23. de Britto MA, Carpes FP, Koutras G, Pappas E. Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2014;24(4):508-12.
24. Herrington L, Alenezi F, Alzhrani M, Alrayani H, Jones R. The reliability and criterion validity of 2D video assessment of single leg squat and hop landing. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2017;34:80-5.
25. Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. Journal of sport rehabilitation. 2012;21(1):7-11.
26. Barber-Westin SD, Smith ST, Campbell T, Noyes FR. The drop-jump video screening test: retention of improvement in neuromuscular control in female volleyball players. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2010;24(11):3055-62.
27. Hamdan M, Ismail SI, Hassan H, Ismail H, Bukry SA, Azidin RMFR. How Reliable is Kinovea vs. TEMPLO in Knee and Hip Kinematics Assessment During Side Cutting Tasks? Knee .2017;2:1.
28. NADIA A, YOUSSIF RS, KARIMA A. Frontal Plane Projection Angle during Step Down Test in Subjects With and Without Patellofemoral Pain Syndrome. The Medical Journal of Cairo University. 2019;87(March):1233-9.
29. Fard NK, Alizadeh MH, Rajabi R ,Shirzad E. Effect of Feedback Corrective Exercise on Knee Valgus and Electromyographic Activity of Lower Limb Muscles in Single Leg Squat. Rehabilitation. 2015;16(2):N2.
30. Herrington L, Munro A. Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. Physical Therapy in Sport. 2010;11(2):56-9.
31. Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. 2005.
32. Criswell E. Cram's introduction to surface electromyography: Jones & Bartlett Publishers; 2010.
33. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2007;37(12):754-62.
34. Hollman JH, Galardi CM, Lin I-H, 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;29(4):468-74.
35. 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. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2010;40(10):641-7.
36. 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.
37. Pflum MA, SHELBURNE KB, TORRY MR, DECKER MJ, PANDY MG. Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004;36(11):1949-58.
38. Li G, Rudy T, Sakane M, Kanamori A, Ma C, Woo S-Y. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. Journal of biomechanics. 1999;32(4):395-400.
39. 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. 2007;25(12):1589-97.
40. 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;47(4):406-13.
41. Walsh MC. The relationship between lower extremity muscle activity and knee flexion angle during a jump-landing task. 2008.
42. Brown T, McLean S, Palmieri-Smith R. Associations between lower limb muscle

www.SID.ir

Archive of SID

activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. Journal of science and medicine in sport. 2014;17(4):408-13.

43. Liu W, Maitland ME. The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait. Journal of biomechanics. 2000;33(7):871-9.

44. SHELBURNE KB, TORRY MR, PANDY MG. Effect of muscle compensation on knee instability during ACL-deficient gait. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2005;37(4):642-8.

45. Husted RS, Bencke J, Andersen LL, Myklebust G, Kallemose T, Lauridsen HB, et al. A comparison of hamstring muscle activity during different screening tests for non-contact ACL injury. The Knee. 2016;23(3):362-6.

46. Ford KR, Myer GD, Schmitt LC, Uhl TL, Hewett TE. Preferential quadriceps activation in female athletes with incremental increases in landing intensity. Journal of applied biomechanics. 2011;27(3):215-22.

47. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynnon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. Journal of Orthopaedic Research. 2001;19(6):1178-84.

48 .Hashemi J, Breighner R, Jang T-H, Chandrashekar N, Ekwaro-Osire S, Slauterbeck JR. Increasing pre-activation of the quadriceps muscle protects the anterior cruciate ligament during the landing phase of a jump: an in vitro simulation. The Knee. 2010;17(3):235-41.

49. DeMont R, Lephart S. Effect of sex on preactivation of the gastrocnemius and hamstring muscles. British journal of sports medicine. 2004;38(2):120-4.

50. Myer GD, Ford KR, Paterno MV, Nick TG, Hewett TE. The effects of generalized joint laxity on risk of anterior cruciate ligament injury in young female athletes. The American journal of sports medicine. 2008;36(6):1073-80.

www.SID.ir