

Relationship between Electromyography Activity of the Knee Joint Muscles and Ground Reaction Forces during Single-Leg Drop Landing

Komeil Dashti Rostami¹ , Fariba Mohammadi*² 

1. PhD of Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Department of Health and Sports Medicine, University of Tehran, Tehran, Iran
2. Assistant Professor of Sports Sciences Research Institute of Iran (SSRII), Tehran, Iran

Received: 2018.August.06

Revised: 2019. January.02

Accepted: 2019. January.14

Abstract

Background and Aims: Activity of knee joint muscles can influence the magnitude of ground reaction forces during jump-landing tasks. The objective of the present study was to examine the relationship between electromyography activity of the knee joint muscles and ground reaction forces during single-leg drop landing task.

Materials and Methods: A total of 20 healthy male athletes (mean \pm standard deviation, age 25.4 \pm 4.45 years) participated in the present correlational study. Activity of knee joint muscles, including quadriceps, hamstrings, and gastrocnemius, at pre and post landing phases were analyzed and their relationships with ground reaction forces (vertical, anterior-posterior, and medial-lateral) were assessed during single leg vertical drop landing task. Pearson correlation coefficient was used for data analysis.

Results: The results demonstrated significant negative correlation between lateral gastrocnemius muscle activity and all components of ground reaction forces ($P=0.001$). Also, there was a significant positive correlation between medial gastrocnemius activity and all components of ground reaction forces at pre landing phase and also a significant negative correlation with vertical and anterior-posterior component at post landing phase ($P=0.001$). Moreover, there was a significant negative correlation between lateral hamstring activity and anterior-posterior ground reaction force at post-contact phase ($P=0.001$).

Conclusion: It seems that gastrocnemius (medial and lateral) and lateral hamstring muscles play important roles in adjusting ground reaction force components during single leg vertical drop landing task. According to the results of the current study, it is suggested that rehabilitation specialists focus especially on activation exercises for gastrocnemius (medial and lateral) and lateral hamstring muscles in order to prevent anterior cruciate ligament injury.

Keywords: Knee; Electromyography activity; Ground reaction force; Anterior cruciate ligament

Cite this article as: Komeil Dashti Rostami, Fariba Mohammadi. Relationship between Electromyography Activity of the Knee Joint Muscles and Ground Reaction Forces during Single-Leg Drop Landing. J Rehab Med. 2019; 8(3): 90-99.

* **Corresponding Author:** Fariba Mohammadi. Assistant Professor of Sports Sciences Research Institute of Iran (SSRII), Tehran, Iran
Email: Mohammadi.ssrc@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111308.1902

ارتباط بین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اطراف زانو با حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین حین حرکت فرود تک‌پا

کمیل دشتی رستمی^۱، فریبا محمدی^{۲*}

۱. دکتری آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دپارتمان بهداشت و طب ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
 ۲. استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پژوهشکده طب ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۲۴ *

بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۱۲

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۵/۱۵

چکیده

مقدمه و اهداف

فعالیت عضلات کنترل‌کننده مفصل زانو، بزرگی نیروهای عکس‌العمل زمین را در طول فعالیت‌های پرش-فرود تحت تاثیر قرار می‌دهد. هدف از تحقیق حاضر بررسی ارتباط بین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات زانو با حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین بود.

مواد و روش‌ها

روش تحقیق حاضر از نوع همبستگی است. ۲۰ ورزشکار مرد سالم (میانگین \pm انحراف استاندارد، سن $25/5 \pm 4/45$ سال) به صورت در دسترس به عنوان نمونه انتخاب شدند. میزان فعالیت عضلات اطراف زانو شامل چهارسرران، همسترینگ و دوقلو در مرحله قبل و بعد از برخورد پا با زمین و ارتباط آن با حداکثر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی) حین حرکت افت-فرود تک‌پا مورد ارزیابی قرار گرفت. برای تحلیل داده‌های تحقیق از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج تحقیق حاضر همبستگی معنادار و منفی را بین فعالیت عضله دوقلو خارجی در مرحله بعد از برخورد با تمام مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین نشان داد ($P=0/001$). بین فعالیت عضله دوقلو داخلی در مرحله قبل از برخورد با تمام مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین همبستگی مثبت و معنادار و در مرحله بعد از برخورد با مولفه‌های عمودی و قدامی-خلفی همبستگی منفی و معنادار وجود داشت ($P=0/001$). همچنین بین فعالیت عضله همسترینگ خارجی و مولفه قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحله بعد از برخورد همبستگی منفی و معناداری وجود داشت ($P=0/001$).

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد عضلات همسترینگ خارجی و دوقلو (داخلی و خارجی) نقش مهمی در تعدیل حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین حین حرکت افت-فرود تک‌پا ایفا می‌کند؛ بنابراین با توجه به نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر، به مربیان و متخصصین توانبخشی پیشنهاد می‌شود به منظور پیشگیری از آسیب رباط صلیبی به طور خاص بر روی فعالیت عضلات همسترینگ خارجی و دوقلو (داخلی و خارجی) تمرکز کنند.

واژه‌های کلیدی

زانو؛ فعالیت الکترومایوگرافی؛ نیروی عکس‌العمل زمین؛ رباط صلیبی قدامی

نویسنده مسئول: فریبا محمدی، استادیار، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پژوهشکده طب ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: Mohammadi.ssrc@gmail.com

مقدمه و اهداف

اکثر آسیب‌های رباط صلیبی قدامی^۱ (ACL) در حین فعالیت‌های ورزشی و با یک مکانیسم غیربرخوردی رخ می‌دهد. این آسیب‌ها عموماً در طول کاهش شتاب ناگهانی نظیر فرود بعد از پرش، توقف ناگهانی یا مانورهای برشی رخ می‌دهد.^[۴-۱] بررسی دقیق مکانیسم‌های اصلی آسیب ACL به منظور کاهش میزان این آسیب‌ها حائز اهمیت است.^[۱] تحقیق‌های زیادی عوامل خطرزای احتمالی آسیب‌های غیربرخوردی ACL را بررسی کرده‌اند. عوامل خطرزای آسیب‌های ACL را می‌توان به دو صورت غیرقابل اصلاح (عوامل آناتومیکی و هورمونی) و قابل اصلاح (عوامل عصبی-عضلانی و بیومکانیکی) طبقه‌بندی کرد.^[۵] به خاطر ماهیت اصلاح‌پذیر بودن، اکثر تحقیق‌ها بر روی عوامل خطرزای عصبی-عضلانی و بیومکانیکی آسیب‌های ACL تمرکز کرده‌اند. علی‌رغم انجام تلاش‌های زیاد به منظور پیشگیری از آسیب‌های غیربرخوردی ACL با اصلاح استراتژی‌های فرود، همچنان شیوع این آسیب بالا است.^[۶]

فعالیت عضلات کنترل‌کننده مفصل زانو بزرگی نیروهای عکس‌العمل زمین^۲ (GRF) را در طول فعالیت‌های پرش-فرود تحت تاثیر قرار می‌دهد. فعالیت بیشتر عضلات دوقلو و همسترینگ منجر به افزایش گشتاورهای فلکشن زانو شده و مفصل زانو را در وضعیت فلکشن بیشتری قرار می‌دهد. به طور معکوس، فعالیت برون‌گرایی بیشتر عضلات چهارسرران می‌تواند منجر به افزایش گشتاورهای اکستنشن زانو و ران شده و کل بدن را در وضعیت صاف قرار دهد (فلکشن کمتر ران و زانو).^[۷-۹] شایان ذکر است که نتیجه تحقیق جیمز و همکاران^[۱۰-۳] همبستگی زیادی را بین فعالیت عضله دوقلو و چهارسر با بزرگی GRF در دویدن نشان داد.

GRF یک پارامتر کینتیکی مهم در تحقیقات بیومکانیکی اندام تحتانی است. GRF یک شاخص تقریبی از بارگذاری خارجی تجربه‌شده توسط بدن انسان را نشان داده و در بسیاری از تحقیقات تجربی مورد توجه قرار گرفته است.^[۱۱] GRF در طول فعالیت‌های ورزشی بزرگی نیروی برشی قدامی درشت‌نی را با تغییر گشتاورهای فلکشن-اکستنشن زانو که باید با عضلات چهارسرران و همسترینگ متعادل شوند، تحت تاثیر قرار می‌دهد. یو و همکاران^{[۷]۴} نشان دادند که افزایش نیروی خلفی عکس‌العمل زمین حین حرکت توقف-پرش منجر به افزایش نیروی عضله چهارسرران و بارگذاری بیشتر ACL می‌شود. بارگذاری ACL در حین فرود در زمان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بلافاصله بعد از تماس اولیه پا به اوج خود می‌رسد.^[۱۲] یو و همکاران نشان دادند که حداکثر نیروهای عمودی و خلفی عکس‌العمل زمین در یک زمان رخ می‌دهد. همچنین سل و همکاران^{[۱۳]۵} گزارش کردند که نیروی خلفی عکس‌العمل زمین و گشتاور فلکشن زانو پیش‌بین‌های معنادار نیروی برشی قدامی درشت‌نی هستند. این یافته‌ها بیان می‌کند که زاویه فلکشن زانو، گشتاور اکستنشن-فلکشن زانو، نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت عضلات اطراف زانو عوامل مهمی هستند که بزرگی نیروی برشی قدامی درشت‌نی را تحت تاثیر قرار می‌دهند.^{[۷]۱۳، ۱۲، ۱۱} فلاکسمن و همکاران^۶ در تحقیق خود نشان دادند که عضلات راست‌رانی در گشتاور اکستنشن زانو، همسترینگ داخلی و دوقلو در گشتاور فلکشن زانو و عضله دوقلو خارجی در گشتاور چرخش خارجی زانو در افراد مبتلا به آسیب ACL نقش بیشتری ایفا می‌کنند. همچنین نتایج تحقیق آنها نقش کمتر عضلات همسترینگ خارجی در گشتاور فلکشن و دوقلو داخلی را در گشتاور چرخش داخلی زانو نشان داد.^[۱۴] نتایج تحقیق پاموکوف و همکاران^۷ نیز همبستگی معناداری را بین هم‌انقباضی عضلات همسترینگ و حداکثر گشتاور اکستنشن مفصل زانو در افراد با عمل بازسازی ACL نشان داد.^[۱۵] کنترل فعال نیروهای برخوردی از طریق مکانیزم‌هایی نظیر تعدیل سفتی بدن و چرخش‌های مفاصل نیاز به استفاده دائم از نیروهای عضلانی دارد. نشان داده شده است که عضلات از قبل از برخورد (فعالیت آماده‌کننده عضلانی قبل از فرود) و همچنین در واکنش به شرایط تجربه‌شده در طول فرود (فعالیت واکنشی عضله پس از فرود) فعال می‌شوند.^[۱۶]

بر اساس دانسته‌های محقق، تحقیقات بسیار اندکی به بررسی ارتباط بین فعالیت الکترومایوگرافی عضلات و حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین در ورزشکاران سالم پرداخته‌اند. نتایج تحقیق محکی و همکاران^[۱۷] نشان داد که ارتباط مثبت و معناداری بین فعالیت عضلات نعلی و درشت‌نی قدامی در فاز قبل از فرود با حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین وجود دارد. در فاز بعد از فرود ارتباط معناداری بین فعالیت عضلات و حداکثر نیروهای عمودی و خلفی وجود نداشت. همچنین نتایج تحقیق والش و همکاران^[۱۸] نشان داد که بین فعالیت بیشتر عضلات چهارسرران و سربینی بزرگ و فعالیت کمتر عضلات دوقلو و همسترینگ با کاهش زاویه فلکشن زانو ارتباط معنادار وجود دارد. از آنجایی که نیروهای عمودی و قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین جزو عوامل خطرزای آسیب رباط صلیبی قدامی است، با شناخت بهتر ارتباط بین فعالیت عضلات اطراف زانو و حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین، می‌توان برنامه‌های تمرینی پیشگیری از آسیب را بهتر طراحی نمود.

¹ Anterior Cruciate Ligament

² Ground Reaction Forces

³ James et al

⁴ Yue et al

⁵ Sell et al

⁶ Flaxman et al

⁷ Pamukoff et al

با توجه به مطالب بیان شده تحقیق حاضر سعی دارد تا ارتباط بین فعالیت عضلات اطراف زانو شامل چهارسران (پهن داخلی و خارجی)، همسترینگ (داخلی و خارجی) و دوقلو (داخلی و خارجی) را با شاخص‌های کینتیکی اندام تحتانی شامل حداکثر نیروهای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین^۱ در ورزشکاران سالم حین حرکت فرود تک‌پا مورد بررسی قرار دهد.

مواد و روش‌ها

روش تحقیق حاضر از نوع همبستگی است که در آن ارتباط بین فعالیت عضلات اطراف زانو و حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین مورد ارزیابی قرار گرفته است.

جامعه آماری تحقیق حاضر شامل مردان ورزشکار شهر تهران بودند که به صورت تفریحی و آماتور در رشته‌های ورزشی فوتبال، هندبال و بسکتبال مشارکت داشتند. از بین جامعه آماری ۲۰ ورزشکار سالم (میانگین سن، $25/5 \pm 4/45$) به صورت در دسترس به عنوان نمونه تحقیق حاضر (۱۰ نفر فوتبال، ۶ نفر بسکتبال و ۴ نفر هندبال) انتخاب شدند. اندازه حجم نمونه با در نظر گرفتن داده‌های الکترومایوگرافی مورد استفاده در تحقیقات والش و همکاران^[۱۸] و مالینزاک و همکاران^[۹] به دست آمد. با استفاده از نرم‌افزار STATA، روش تحلیل توان و مدل همبستگی مشخص شد که حداقل ۲۰ شرکت‌کننده برای رسیدن به توان آماری ۰/۸۰ لازم است. معیارهای ورود به تحقیق شامل (۱) شرکت در فعالیت‌های ورزشی برای حداقل ۳ جلسه در هفته و به مدت ۳۰ دقیقه در هر جلسه (۲) شرکت در رشته‌های ورزشی فوتبال، بسکتبال و هندبال (۳) عدم سابقه آسیب در اندام‌های تحتانی ۶ ماه قبل از جمع‌آوری داده‌ها و (۴) نداشتن سابقه جراحی در اندام تحتانی طی دو سال قبل بودند. معیارهای خروج از تحقیق شامل (۱) ورزشکاران حرفه‌ای (۲) ورزشکاران زیر ۱۸ و بالای ۳۰ سال و (۳) آسیب‌دیدگی یا بیماری در زمان انجام تست بودند. انتخاب رشته‌های ورزشی فوتبال، بسکتبال و هندبال به خاطر انجام حرکت پرش-فرود بود که حرکت رایجی حین انجام این ورزش‌ها است.

اندازه‌گیری‌ها

فعالیت الکتریکی عضلات چهارسران، همسترینگ و دوقلو با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی^۲ (EMG) مگاوین^۳ ساخت کشور فنلاند ثبت شد. داده‌های EMG به وسیله سیستم تحلیل حرکت (نرم‌افزار کرتکس)^۴ استخراج شده و از نرم‌افزار اکسل^۵ (نسخه ۲۰۱۳) برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. سیگنال‌های EMG ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت شده و در محدوده گذردهی بین ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردید. قبل از محاسبه فعالیت عضلات، حداکثر انقباض ایزومتریک هر ۳ عضله ثبت شد. برای محاسبه حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات چهارسر، شرکت‌کننده نشست و زانو را در فلکشن ۹۰ درجه قرار داد. آزمونگر با اعمال حداکثر مقاومت در بالای میج پای شرکت‌کننده از وی خواست تا حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات را انجام دهد. برای محاسبه حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات همسترینگ، شرکت‌کننده در وضعیت دمر قرار گرفت و زانو در فلکشن ۲۰ الی ۳۰ درجه قرار داشت، سپس آزمونگر با اعمال حداکثر مقاومت در بالای میج پای شرکت‌کننده از وی خواست حداکثر انقباض ایزومتریک عضلات را انجام دهد. برای ثبت حداکثر انقباض ارادی عضله دوقلو نیز شرکت‌کننده در وضعیت نشسته با زانوهای صاف حرکت پلانترفلکشن میج پا را با اعمال مقاومت توسط آزمونگر انجام داد. آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضلات در هر شرکت‌کننده ۳ بار و هر بار به مدت ۵ ثانیه با فاصله ۱ دقیقه استراحت بین هر تکرار انجام شد. در تحقیق حاضر میانگین فعالیت عضلات^۶ پهن داخلی، پهن خارجی، همسترینگ داخلی، همسترینگ خارجی، دوقلو داخلی و دوقلو خارجی^۷ در حرکت افت-فرود عمودی تک‌پا^۸ و در بازه زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل (فعالیت آماده‌کننده^۹) و ۲۵۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد (فعالیت واکنشی^{۱۰}) پا با زمین بر اساس درصدی از حداکثر انقباض ارادی عضلات محاسبه شد.^[۱۹] هرگاه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به بیش از ۱۰ نیوتن می‌رسید، آن نقطه به عنوان تماس اولیه پا با زمین در نظر گرفته می‌شد. ثبت و تحلیل داده‌های EMG بر اساس پروتکل اروپایی SENIAM^{۱۱} انجام گرفته است.

در تحقیق حاضر از صفحه نیروسنج^{۱۲} (AMTI، آمریکا، ۲۰۰۰ هرتز) به منظور گردآوری داده‌های مربوط به نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد و متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین شامل حداکثر مقدار سه مؤلفه عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نیروی

¹ Vertical, Medio-lateral and Anterior-posterior Ground Reaction Forces

² Electromyography

³ Megawin

⁴ Motion Analysis (Cortex Version 2.1)

⁵ Excel

⁶ Mean Activity

⁷ Reactive

⁸ Single Leg Vertical Drop Landing

⁹ Preparatory Activity

¹⁰ Reactive Activity

¹¹ Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles

¹² Force Plate

عکس‌العمل زمین مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. همچنین، داده‌ها به وسیله سیستم تحلیل حرکت (نرم‌افزار کورتکس)^۲ استخراج گشت و از نرم‌افزار اکسل^۳ (نسخه ۲۰۱۳) برای تحلیل داده‌های نیرو استفاده شد. ذکر این نکته ضرورت دارد که فرکانس نمونه‌گیری ۲۰۰۰ هرتز انتخاب گردید و به منظور فیلتر کردن داده‌های خام، از تکنیک فیلتر باترورث^۴ نوع پایین‌گذر^۵ با فرکانس برشی ۲۰ استفاده شد که این فرکانس برشی، با استفاده از تکنیک تحلیل باقی‌مانده^۶ تعیین گردید.^{۱۰} با استفاده از اطلاعات کسب‌شده از صفحه نیرو، مؤلفه‌های حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین با تقسیم بر وزن شرکت‌کننده‌ها، نرمال گشت و به صورت مضربی از وزن بدن بیان گردید. سپس، میانگین داده‌های به دست آمده از سه فرود موفق برای محاسبه این متغیرها مورد استفاده قرار گرفت. لازم به ذکر است که داده‌های مربوط به EMG و صفحه نیرو انطباق زمانی^۷ داشتند.

شیوه کلی اجرا

ابتدا ورزشکاران سالم با توجه به معیارهای ورود به تحقیق انتخاب شدند. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، اطلاعات دموگرافیک شرکت‌کننده‌ها (سن، سابقه ورزشی و رشته ورزشی) در فرم جمع‌آوری اطلاعات ثبت شد. در تحقیق حاضر برای بررسی فعالیت عضلات اطراف زانو و متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین از تکنیک افت-فرود تک‌پا^۸ استفاده شد. از شرکت‌کننده خواسته شد ابتدا به مدت ۵ دقیقه بدن خود را گرم کند و سپس بالای جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر قرار گیرد و به صورت تک‌پا حرکت افت-فرود عمودی را بر روی دستگاه صفحه نیرو انجام دهد (شکل ۱). پای غالب شرکت‌کننده‌ها (پایی که با آن توپ را شوت می‌کنند) برای تحلیل مورد استفاده قرار گرفت.



شکل ۱. انجام حرکت افت-فرود تک‌پا

روش تحلیل داده‌ها

میانگین سه حرکت فرود شرکت‌کننده‌ها برای تجزیه و تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت. ارتباط بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف زانو با متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از ضریب همبستگی پیرسون مورد ارزیابی قرار گرفت. شایان ذکر است که تجزیه و تحلیل اطلاعات در سطح معناداری ۹۵ درصد و میزان آلفای کوچک‌تر یا مساوی ۰/۰۵ انجام شد. تمام تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ انجام شد.

یافته‌ها

در جدول ۱ ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کننده‌های تحقیق حاضر نشان داده شده است.

جدول ۱: ویژگی‌های دموگرافیک شرکت‌کننده‌ها (n=۲۰)

سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
۲۵/۵±۴/۴۵	۱۷۹/۵۶±۶/۴۲	۷۳/۲۵±۷/۱۳

در جدول ۲ میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات اطراف زانو در ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و ۲۵۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد پا با زمین نشان داده شده است.

¹ Advanced Mechanical Technology Inc.

² Motion Analysis (Cortex Version 2.1)

³ Excel

⁴ Butterworth Filter

⁵ Low Pass

⁶ Residual Technique

⁷ Synchronized

⁸ Single Leg Drop Landing

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات اطراف زانو در قبل و بعد از برخورد (n=۲۰)

عضله	درصدی از حداکثر انقباض ارادی عضله (میانگین و انحراف استاندارد)
پهن خارجی	۱۵/۸۱±۷/۹۳
قبل از برخورد	۴۰/۰۳±۱۰/۴۳
بعد از برخورد	
پهن داخلی	۱۲/۰۴±۶/۷۴
قبل از برخورد	۳۱/۴۱±۹/۱۴
بعد از برخورد	
همسترینگ خارجی	۱۵/۱۵±۷/۴۹
قبل از برخورد	۱۵/۸۷±۶/۲۲
بعد از برخورد	
همسترینگ داخلی	۱۰/۸۲±۳/۶۵
قبل از برخورد	۱۲/۰۶±۶/۶۶
بعد از برخورد	
دوقلو خارجی	۳۳/۱۹±۱۸/۱۰
قبل از برخورد	۳۷/۳۶±۸/۷۳
بعد از برخورد	
دوقلو داخلی	۳۵/۱۳±۱۷/۱۰
قبل از برخورد	۲۹/۸۵±۱۰/۴۵
بعد از برخورد	

جدول ۳: ضرایب همبستگی بین فعالیت عضلات اطراف زانو و حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین (n=۲۰)

عضله	حداکثر نیروی عمودی		حداکثر نیروی قدامی-خلفی		حداکثر نیروی داخلی-خارجی	
	مقدار r	مقدار p	مقدار r	مقدار p	مقدار r	مقدار p
پهن خارجی	۰/۳۵	۰/۱۲	۰/۰۴	۰/۸۴	۰/۳۶	۰/۱۱
قبل از برخورد						
بعد از برخورد	۰/۲۰	۰/۳۸	۰/۳۱	۰/۱۷	۰/۱۶	۰/۴۹
پهن داخلی	۰/۴۰	۰/۰۷	۰/۱۷	۰/۴۷	۰/۴۰	۰/۰۷
قبل از برخورد						
بعد از برخورد	۰/۲۷	۰/۳۳	۰/۰۱	۰/۹۹	۰/۲۹	۰/۲۰
همسترینگ خارجی	۰/۱۹	۰/۴۲	۰/۰۷	۰/۷۷	۰/۲۶	۰/۲۶
قبل از برخورد						
بعد از برخورد	۰/۱۲	۰/۵۸	۰/۶۶*	۰/۰۱*	۰/۱۴	۰/۵۵
همسترینگ داخلی	۰/۲۶	۰/۲۶	۰/۰۱	۰/۹۴	۰/۴۰	۰/۰۷
قبل از برخورد						
بعد از برخورد	۰/۱۰	۰/۶۶	۰/۰۷	۰/۷۵	۰/۰۴	۰/۸۴
دوقلو خارجی	۰/۰۱	۰/۹۷	۰/۳۹	۰/۰۸	۰/۰۷	۰/۷۶
قبل از برخورد						
بعد از برخورد	۰/۶۵	۰/۰۲*	۰/۵۱	۰/۰۲*	۰/۷۲	۰/۰۱*
دوقلو داخلی	۰/۴۶	۰/۰۴*	۰/۷۸	۰/۰۱*	۰/۴۸	۰/۰۳*
قبل از برخورد						
بعد از برخورد	۰/۴۹	۰/۰۳*	۰/۵۷	۰/۰۱*	۰/۴۳	۰/۰۷

*P<۰/۰۵

همان‌طور که در جدول ۳ ملاحظه می‌شود بین فعالیت عضله همسترینگ خارجی در مرحله بعد از برخورد با حداکثر نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین همبستگی معناداری وجود دارد ($P=0/001$). بین فعالیت عضلات دوقلو خارجی در بعد از برخورد با حداکثر نیروی عمودی ($P=0/002$)، قدامی-خلفی ($P=0/020$) و داخلی-خارجی ($P=0/001$) عکس‌العمل زمین همبستگی معناداری وجود دارد. همچنین بین فعالیت عضله دوقلو داخلی در قبل از برخورد با مولفه‌های عمودی ($P=0/040$)، قدامی-خلفی ($P=0/001$)، داخلی-خارجی ($P=0/003$) و در بعد از برخورد با حداکثر نیروهای عمودی ($P=0/030$) و قدامی-خلفی ($P=0/001$) عکس‌العمل زمین همبستگی معناداری وجود دارد.

بحث

هدف تحقیق حاضر بررسی ارتباط بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اطراف زانو و حداکثر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین بوده است. مهم‌ترین یافته‌های تحقیق حاضر همبستگی معنادار بین فعالیت عضله همسترینگ خارجی (بعد از برخورد) و حداکثر نیروی قدامی-خلفی، همبستگی معنادار بین فعالیت عضله دوقلو داخلی (قبل و بعد از برخورد) با تمام مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (به غیر از مولفه داخلی-خارجی در بعد از برخورد) و همبستگی معنادار بین فعالیت عضله دوقلو خارجی (در بعد از برخورد) با تمام مولفه‌های نیروی عکس-العمل زمین بود.

تئوری‌های علمی عمدتاً بر روی فعالیت آماده‌کننده و واکنشی عضله به منظور پیش‌بینی نیروها و بارهای وارد شده بر مفصل تمرکز می‌کنند.^[۲۱] این الگوهای عضلانی با انجام فعالیت‌های مختلف به دست آمده که در نتیجه آن اطلاعات حسی به فعالیت‌های عضلانی از قبل برنامه‌ریزی شده برای انجام فعالیت‌های بعدی تبدیل می‌شود. این مکانیسم برای ایجاد ثبات دینامیک حائز اهمیت است، زیرا سازگاری‌های سریعی را در مواجهه با بارهای خارجی فراهم می‌کند.^[۲۳-۲۱] فعالیت عضلانی که بعد از برخورد پا با زمین در حین فرود یا بعد از یک اغتشاش بیرونی رخ می‌دهد، فعالیت عضلانی واکنشی نامیده می‌شود. اطلاعات حسی به طور دائم از طریق مسیرهای رفلکسی گوناگون مخابره می‌شود تا فعالیت عضلانی را برای تکمیل یک حرکت هماهنگ کند.^[۲۴] به منظور هماهنگی موثر فعالیت عضلانی برای محافظت از مفصل، فعالیت واکنشی نیاز به پاسخ بسیار سریع دارد.^[۲۵] افزایش یا کاهش فعالیت آماده‌کننده و واکنشی عضله می‌تواند باعث کاهش یا افزایش مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین شود.^[۱۱]

یکی از یافته‌های مهم تحقیق حاضر وجود همبستگی معنادار بین فعالیت عضلات دوقلو داخلی و خارجی با حداکثر مولفه‌های نیروی عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی عکس‌العمل زمین بود. تاکنون تحقیقی با هدف بررسی ارتباط بین فعالیت عضلات دوقلو و نیروهای عکس‌العمل زمین در حین حرکت فرود تک‌پا انجام نشده است، با این وجود نقش عضلات دوقلو در ایجاد ثبات مفصل زانو در فاز سکون راه رفتن نشان داده است.^[۲۶] در تحقیق حاضر همبستگی معنادار و منفی بین فعالیت عضله دوقلو خارجی (پس از برخورد) و حداکثر مولفه‌های عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین وجود داشت. در واقع به نظر می‌رسد هرچه میزان فعالیت عضله دوقلو خارجی بیشتر باشد، حداکثر مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک‌پا کاهش می‌یابد. فعالیت عضله دوقلو خارجی ممکن است مکانیسمی باشد که از طریق آن جابه‌جایی قدامی استخوان درشت‌نی را در طول فرود کاهش دهد.^[۲۷]

همبستگی مثبت و معناداری بین فعالیت عضله دوقلو داخلی در قبل از برخورد با مولفه‌های عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین وجود داشت. به طور عکس، همبستگی معنادار و منفی بین فعالیت عضله دوقلو داخلی در بعد از برخورد با مولفه‌های عمودی و قدامی-خلفی نیروی عکس‌العمل زمین وجود داشت. تنوع فعالیت عضلات دوقلو داخلی در قبل و بعد از برخورد پا با زمین می‌تواند ناشی از وضعیت قرارگیری پاها باشد. سیوکا و همکاران^۱ (۲۰۱۷) نشان دادند که وضعیت قرارگیری پا بر روی زمین می‌تواند بر میزان افزایش یا کاهش فعالیت عضلات دوقلو داخلی و خارجی اثرگذار باشد^[۲۸]؛ بنابراین به نظر می‌رسد نوع قرارگیری پا (به داخل یا خارج) در قبل و بعد از برخورد با زمین چنین نتایج متفاوتی را به بار آورده باشد. همچنین در تحقیق محکی و همکاران (۲۰۱۵) همبستگی معناداری بین فعالیت عضله دوقلو داخلی (در قبل و بعد از برخورد) با مولفه‌های عمودی و خلفی عکس‌العمل زمین وجود نداشت.^[۱۷] حجم نمونه تحقیق حاضر (۲۰ نفر) در مقایسه با تحقیق محکی و همکاران (۱۳ نفر) می‌تواند دلیلی بر عدم هم‌خوانی نتایج باشد، زیرا هرچه حجم نمونه تحقیق بیشتر باشد، امکان یافتن همبستگی‌های معنادار نیز افزایش می‌یابد. اگرچه عضلات دوقلو آنتاگونیست‌های^۳ ACL هستند، ولی در عین حال در ایجاد گشتاور فلکشن زانو نقش داشته و با کاهش نیروهای عکس‌العمل زمین می‌توانند از ACL محافظت کنند.^[۲۹] نتایج تحقیق مختارزاده و همکاران^[۳۰] (۲۰۱۳) نیز نقش‌های آگونیستی و آنتاگونیستی عضلات نعلی و دوقلو را در بارگذاری ACL حین حرکت فرود تک‌پا از ارتفاع ۳۰ و ۶۰ سانتی‌متری نشان داده است. این محققین پیشنهاد می‌کنند که علاوه بر عضلات زانو، پلانترفلکسورهای میچ (دوقلو و نعلی) نیز در ایجاد ثبات مفصل زانو نقش دارند، بنابراین نقش پلانترفلکسورهای میچ پا را در طراحی برنامه‌های پیشگیری از آسیب ACL باید در نظر گرفت. سوزا و همکاران^[۳۱] (۲۰۱۲) در تحقیق خود نشان دادند که بین فعالیت عضله دوقلو داخلی اندام غالب و

¹ Cibulka et al

² In-toe and Out-toe

³ Antagonist

حداکثر نیروهای عمودی و قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین در اندام غیرغالب در مرحله حمایت دوگانه راه فتن به ترتیب همبستگی‌های مثبت و منفی معناداری وجود دارد. نتایج تحقیق آنها پیشنهاد می‌کند که نیروی عکس‌العمل زمین می‌تواند با فعالیت عضله دوقلو داخلی اندام سمت مقابل نیز در طول فاز حمایت دوگانه راه رفتن ارتباط داشته باشد. به طور کلی نتایج تحقیق حاضر نشان‌دهنده نقش برجسته عضلات دوقلو داخلی و خارجی در تعدیل حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین حین حرکت افت-فرود تک‌پا می‌باشد. نتایج تحقیق حاضر در این بخش نشان‌دهنده نقش برجسته عضلات دوقلو (داخلی و خارجی) در تعدیل حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین حین حرکت افت-فرود عمودی می‌باشد.

یکی دیگر از یافته‌های تحقیق حاضر همبستگی معنادار و منفی بین فعالیت عضله همسترینگ خارجی (در بعد از برخورد) و حداکثر نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین بود. در واقع افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی می‌تواند باعث کاهش حداکثر نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین شود. نقش عضلات همسترینگ در کاهش گشتاورهای داخلی زانو و نیروی افقی در تحقیقات قبلی نشان داده شده است.^[۳۳، ۳۲] همچنین نشان داده شده است که افزایش نیروی خلفی عکس‌العمل زمین می‌تواند باعث افزایش نیروی برشی قدامی درشت‌نی شود.^[۱۳] بنابراین افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی می‌تواند با کاهش نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین میزان نیروی برشی قدامی درشت‌نی را کاهش دهد. عضلات همسترینگ خارجی به خاطر مکانیسم محافظتی کاهش جابه‌جایی قدامی به عنوان آگونیست-ACL در نظر گرفته می‌شوند به خصوص زمانی که زانو در وضعیت فلکشن ۱۵ تا ۳۰ درجه قرار دارد.^[۳۴] در این دامنه فلکشن زانو، خط کشش عضله همسترینگ به گونه‌ای است که برای ایجاد کشش خلفی استخوان درشت‌نی دارای مزیت است.^[۳۵، ۳۴] همچنین نشان داده شده است که افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی می‌تواند باعث کاهش چرخش داخلی استخوان درشت‌نی شود.^[۳۶] فوجی و همکاران^[۳۳] (۲۰۱۲) نیز در تحقیق خود نشان دادند که ارتباط منفی و معناداری بین افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی و کاهش چرخش داخلی زانو در بسکتبالیست‌ها وجود دارد. نتایج تحقیق والش و همکاران^[۱۸] (۲۰۱۲) نشان داد که بین کاهش فعالیت عضلات همسترینگ و کاهش زاویه فلکشن زانو ارتباط معناداری وجود دارد. با توجه به نقش فعالیت عضلات چهارسران در جابه‌جایی قدامی درشت‌نی، مقابله با این حرکت توسط عضلات همسترینگ حائز اهمیت است.^[۳۷] مالفیت و همکاران^[۲] (۲۰۱۶) نشان دادند که ارتباط مثبت و معناداری بین افزایش فعالیت عضله همسترینگ خارجی و افزایش زاویه فلکشن زانو و ران در مرحله بعد از برخورد پا با زمین حین حرکت افت-فرود وجود دارد.^[۳۸] معمولاً افزایش زاویه فلکشن زانو و ران با کاهش حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین همراه می‌شود و از این نظر نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق مالفیت و همکاران هم‌خوانی دارد.

در تحقیق حاضر ارتباط معناداری بین فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی با حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین در مرحله قبل و بعد از برخورد پا با زمین وجود نداشت. تحقیقات قبلی ارتباط مثبت و معناداری را بین فعالیت عضلات چهارسران و حداکثر نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین نشان داده‌اند.^[۸، ۱۳] در واقع انقباض عضلات چهارسران باعث افزایش نیروی برشی قدامی در انتهای پروگزیمال استخوان درشت‌نی از طریق تاندون کشکک می‌شود. هرچه نیروی عضلات چهارسران بیشتر باشد، باعث افزایش نیروی خلفی عکس-العمل زمین و در نتیجه افزایش بارگذاری ACL می‌شود.^[۸] این احتمال وجود دارد که ارتفاع مورد استفاده (۳۰ سانتی‌متر) در تحقیق حاضر برای حرکت افت-فرود عمودی باعث فعالیت کافی عضلات چهارسران نشده است. بریتو و همکاران^[۳۹] (۲۰۱۴) نشان دادند که افزایش ارتفاع (۴۰ سانتی‌متر) در حرکت افت-فرود باعث افزایش فعالیت الکتریکی عضلات چهارسران و در نتیجه افزایش خطر آسیب ACL در این ارتفاع می‌شود. فلاکسمن و همکاران^[۱۴] (۲۰۱۸) در تحقیق خود نقش بیشتر عضله راست‌رانی را در ایجاد گشتاور اکستنشن زانو نشان دادند. تفاوت در آزمودنی‌ها (سالم در برابر آسیب‌دیده)، نوع فعالیت انجام‌شده (افت-فرود در برابر اکستنشن مقاومتی زانو) و عضلات بررسی‌شده (راست‌رانی در برابر پهن داخلی و خارجی) می‌تواند از دلایل احتمالی عدم هم‌خوانی نتایج تحقیق حاضر و تحقیق فلاکسمن باشد.

تحقیق حاضر دارای محدودیت‌هایی نیز است. اگرچه همه شرکت‌کننده‌های تحقیق ورزشکار بودند، اما استعدادهای فردی متفاوت در انجام حرکت افت-فرود عمودی می‌تواند نتایج را تحت تاثیر قرار دهد. تحقیق در یک محیط آزمایشگاهی کنترل‌شده انجام شده است و ممکن است در شرایط واقعی تمرین یا مسابقه ورزشکاران به گونه‌ای متفاوت، فعالیت‌های عضلانی و نیروها را تجربه کنند. حجم نمونه کم یکی دیگر از محدودیت‌های تحقیق حاضر است که می‌تواند نتایج را تحت تاثیر قرار دهد. همچنین تمام آزمودنی‌های تحقیق حاضر مرد بودند و نمی‌توان نتایج را به جامعه زنان ورزشکار تعمیم داد؛ بنابراین انجام تحقیق‌های مشابه بر روی نمونه آماری بزرگتر و آزمودنی‌های زن که بیشتر در معرض آسیب ACL قرار دارند ضروری به نظر می‌رسد. در تحقیق حاضر از تکلیف افت-فرود عمودی استفاده شده است که شاید چالش لازم را برای شرکت‌کننده‌ها به منظور به‌کارگیری فعالیت عضلانی بیشتر فراهم نکرده باشد؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود در

¹ Agonist

² Malfait et al

تحقیقات بعدی از تکلیف‌های پرش دیگری (مانند پرش-فرود^۱، پرش-برش^۲ و پرش مورب^۳) که دارای چالش بیشتری هستند، استفاده شود.

نتیجه‌گیری

در بسیاری از تمرینات مربوط به پیشگیری از آسیب ACL بیشتر بر روی تقویت و فعال‌سازی عضلات چهارسران تاکید می‌شود. با توجه به نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر به نظر می‌رسد عضلات همسترینگ خارجی و دوقلو (داخلی و خارجی) نسبت به عضلات چهارسران نقش مهمتری در تعدیل حداکثر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین حین حرکت افت-فرود عمودی دارند؛ بنابراین به مریبان و متخصصین توانبخشی توصیه می‌شود جهت پیشگیری از وقوع آسیب‌های ACL در ورزشکاران، به طور خاص بر روی فعالیت عضلات همسترینگ خارجی، دوقلو داخلی و دوقلو خارجی تمرکز کنند.

تشکر و قدردانی

تحقیق حاضر در آزمایشگاه پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی انجام گرفته است؛ لذا محققین مراتب قدردانی و تشکر خود را از مسئولان این مرکز اعلام می‌دارند.

منابع

1. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*. 2000;23(6):573-8.
2. Noyes F, Matthews D, Mooar P, Grood E. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part II: the results of rehabilitation, activity modification, and counseling on functional disability. *JBJS*. 1983;65(2):163-74.
3. Agel J, Arendt EA, Bershadsky B. Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *The American journal of sports medicine*. 2005;33(4):524-31.
4. Brukner P. *Brukner & Khan's clinical sports medicine*: McGraw-Hill North Ryde; 2012.
5. Harmon KG, Ireland ML. Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries. *Clinics in sports medicine*. 2000;19(2):287-302.
6. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, DeMaio M, et al. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American journal of sports medicine*. 2006;34(9):1512-32.
7. Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(3):297-305.
8. Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*. 2007;35(2):235-41.
9. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical biomechanics*. 2001;16(5):438-45.
10. James CR, Scheuermann BW, Smith MP. Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. *Journal of electromyography and Kinesiology*. 2010;20(4):667-75.
11. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2012;226(8):579-88.
12. Cerulli G, Benoit D, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2003;11(5):311-7.
13. 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.
14. Flaxman TE, Alkjær T, Smale KB, Simonsen EB, Krogsgaard MR, Benoit DL. Differences in EMG-moment relationships between ACL-injured and uninjured adults during a weight-bearing multidirectional force control task. *Journal of Orthopaedic Research*. 2018.
15. Pamukoff DN, Pietrosimone BG, Ryan ED, Lee DR, Blackburn JT. Quadriceps function and hamstrings co-activation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of athletic training*. 2017;52(5):422-8.
16. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & posture*. 2005;21(1):85-94.
17. Mahaki M, Mi'Mar R, Mahaki B. On the relationship between lower extremity muscles activation and peak vertical and posterior ground reaction forces during single leg drop landing. *The Journal of sports medicine and physical fitness*. 2015;55(10):1145-9.

¹ Jump-landing

² Jump-cutting

³ Cross-landing

18. 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.
19. Swanik CB, Lephart SM, Giraldo JL, DeMont RG, Fu FH. Reactive muscle firing of anterior cruciate ligament-injured females during functional activities. *Journal of athletic training*. 1999;34(2):121.
20. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2۰۰۹
21. Dyhre-Poulsen P, Simonsen EB, Voigt M. Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *The Journal of Physiology*. 1991;437(1):287-304.
22. Dietz V, Noth J, Schmidbleicher D. Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. *The Journal of physiology*. 1981;311(1):113-25.
23. Thompson HW, McKinley PA. Landing from a jump: the role of vision when landing from known and unknown heights. *Neuroreport: An International Journal for the Rapid Communication of Research in Neuroscience*. 1995.
24. Dunn TG, Gillig SE, Ponsor SE, Weil N, Utz SW. The learning process in biofeedback: is it feed-forward or feedback? *Biofeedback and self-regulation*. 1986;1۵۶-۱۴۳:(۲)
25. Renström P, Arms S, Stanwyck T, Johnson R, Pope M. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *The American journal of sports medicine*. 1986;14(1):83-7.
26. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. *Journal of orthopaedic research*. 2006;24(10):1983-90.
27. Lindström M, Felländer-Tsai L, Wredmark T, Henriksson M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL deficiency. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010;18(1):106-14.
28. Cibulka M, Wenthe A, Boyle Z, Callier D, Schwerdt A, Jarman D, et al. Variation in medial and lateral gastrocnemius muscle activity with foot position. *International journal of sports physical therapy*. 2017;12(2):233.
29. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynon BD, et al. The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *Journal of orthopaedic research*. 2001;19(6):1178-84.
30. Mokhtarzadeh H, Yeow CH, Goh JCH, Oetomo D, Malekipour F, Lee PV-S. Contributions of the soleus and gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *Journal of biomechanics*. 2013;۲۰-۱۹۱۳:(۱۱)۴۶;
31. Sousa AS, Santos R, Oliveira FP, Carvalho P, Tavares JMR. Analysis of ground reaction force and electromyographic activity of the gastrocnemius muscle during double support. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2012;226(5):397-405.
32. Morin J-B, Gimenez P, Edouard P, Arnal P, Jiménez-Reyes P, Samozino P, et al. Sprint acceleration mechanics: the major role of hamstrings in horizontal force production. *Frontiers in physiology*. 2015;6:404.
33. Fujii M, Sato H, Takahira N. Muscle activity response to external moment during single-leg drop landing in young basketball players: The importance of biceps femoris in reducing internal rotation of knee during landing. *Journal of sports science & medicine*. 2012;11(2):255.
34. Hirokawa S, Solomonow M, Luo Z, Lu Y, D'ambrosia R. Muscular co-contraction and control of knee stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1991;1(3):199-208.
35. Colby S, Francisco A, Bing Y, Kirkendall D, Finch M, Garrett W. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: implications for anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine*. 2000;28(2):234-40.
36. 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.
37. Baratta R, Solomonow M, Zhou B, Letson D, Chuinard R, D'ambrosia R. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American journal of sports medicine*. 1988;16(2):113-22.
38. Malfait B, Dingenen B, Smeets A, Staes F, Pataky T, Robinson MA, et al. Knee and hip joint kinematics predict quadriceps and hamstrings neuromuscular activation patterns in drop jump landings. *PloS one*. 2016;11(4):e0153737.
39. 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.