



Comparison of Muscle Co-Contraction during Functional Training Techniques at Hard and Soft Surfaces in Athletes with Anterior Cruciate Ligament Injury

Seyed Ali Jalilian¹, Shahabeddin Bagheri^{2*}, Behrouz Hajilou³

1- MSc, University Collage of Omran and Tosseeh, Faculty of Humanities, Department of Sport Sciences, Hamadan, Iran.

2- Assistant professor, Department of Sport Sciences, Faculty of Literature & Humanities, Lorestan University, Khorramabad, Iran.

3- Assistant Professor of Research Institute of Exceptional Children, Research Institute for Education, Tehran, Iran.

Corresponding Author: Shahabeddin Bagheri, Assistant Professor, Department of Sport Sciences, Faculty of Literature & Humanities, Lorestan, University, Khorramabad, Iran.

Email: Bagherishahab@yahoo.com

Received: 2022/12/12

Accepted: 2024/10/22

Abstract

Introduction: The difference in material surfaces may affect sports performance and muscle activity, and factors such as softness, rebound, cushioning, and force absorption are effective on motor tasks. The purpose of this study is to compare the co-contraction of effective muscles in anterior cruciate ligament injury during two functional exercises on surfaces that were hard and soft.

Methods: 29 male university athletes with an average height of 171.3 ± 3.54 cm, weight of 75.4 ± 2.5 kg, and age of 24.47 ± 2.26 years were selected to participate in the study. Functional exercises, including squat jump and squat jump, and two softs (Tatami) and hard (Ground) surfaces, were considered for training. The electromyographic activity of the rectus femoris, Vastus Medialis, Vastus lateralis, semitendinosus, and semimembranosus muscles during the exercises was recorded in two stages, once on a soft surface and once on a hard surface. The Shapiro-Wilk test was used to determine the normality of the data distribution, and the two-way analysis of variance with repeated measurements test was used to compare the electromyographic activity in two hard and soft surfaces at a significance level of $\alpha = 0.05$.

Results: The results showed that the main effect of surface on internal-external co-contraction ($p=0.000$) and directional flexor-extensor co-contraction ($p=0.000$) and general co-contraction was not significant ($p=0.955$). The main effect of training on internal-external co-contraction ($p=0.008$), flexor-extensor co-contraction ($p=0.013$), and general co-contraction ($p=0.031$) was significant. The interaction effect was significant only in general co-contraction ($p=0.025$).

Conclusions: The results showed that the hard surface and squat jump were more effective in training programs to prevent anterior cruciate ligament injury than the squat jump and soft surface. According to the present study's findings, compound jumping exercise leads to more flexion contraction and can be a risk factor for anterior cruciate ligament damage.

Keywords: Co-Contraction, Knee, Functional Exercises, Anterior Cruciate Ligament.



مقایسه هم انقباضی عضلانی حین تکنیک های تمرین عملکردی در دو سطح سخت و نرم در ورزشکاران دارای سابقه آسیب رباط صلیبی قدامی

سیدعلی جلیلیان^۱، شهاب الدین باقری^{۲*}، بهروز حاجیلو^۳

- ۱- کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، موسسه آموزش عالی عمران و توسعه، همدان، ایران.
- ۲- استادیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه لرستان، خرم آباد، ایران.
- ۳- استادیار پژوهشکده کودکان استثنایی، پژوهشگاه مطالعات آموزش و پرورش، تهران ایران.

نویسنده مسئول: شهاب الدین باقری، استادیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه لرستان، خرم آباد، ایران.

ایمیل: Bagherishahab@yahoo.com

پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۸/۱

دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۹/۲۱

چکیده

مقدمه: تفاوت سطوح مواد ممکن است بر عملکرد ورزشی و فعالیت عضلانی تاثیر داشته باشد و عواملی مانند نرمی، بازگشت، بالشتک و جذب نیرو بر وظایف حرکتی موثر باشد هدف از مطالعه حاضر مقایسه هم انقباضی عضلات موثر در آسیب رباط صلیبی قدامی حین دو تمرین عملکردی بر روی سطوح سخت و نرم بود.

روش کار: ۲۹ نفر مرد ورزشکار دانشگاهی با میانگین قد $171/3 \pm 3/54$ سانتی متر، وزن $75/4 \pm 2/5$ کیلوگرم و سن $24/47 \pm 2/26$ سال برای شرکت در مطالعه به صورت در دسترس و هدفمند انتخاب شدند. تمرینات عملکردی شامل پرش جمع و پرش اسکات و دو سطح نرم (تاتامی) و سخت (زمین) برای انجام تمرین در نظر گرفته شد. فعالیت الکترومایوگرافی عضلات راست رانی، پهن داخلی، پهن خارجی، نیم وتری و نیم غشایی طی تمرینات در دو مرحله یک بار در سطح نرم و یک بار در سطح سخت ثبت شد. برای نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون شاپیرو-ویلک و برای مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی در دو سطح سخت و نرم از آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه گیری تکراری در سطح معنی داری $\alpha = 0/05$ استفاده شد.

یافته ها: نتایج نشان داد اثر اصلی سطح بر هم انقباضی داخلی-خارجی ($p=0/000$) و بر هم انقباضی جهت دار فلکسوری-اکستنسوری ($p=0/000$) معنی دار و بر هم انقباضی عمومی معنی دار نبود ($p=0/955$). اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی داخلی-خارجی ($p=0/008$) و بر هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری ($p=0/013$) و بر هم انقباضی عمومی ($p=0/031$) معنی دار بود. اثر تعاملی فقط در هم انقباضی عمومی معنی دار بود ($p=0/025$).

نتیجه گیری: نتایج نشان داد سطح سخت و پرش اسکات در مقایسه با پرش جمع و سطح نرم در برنامه های تمرینی پیشگیری از آسیب لیگامنت صلیبی قدامی موثر تر واقع شد. با توجه به یافته های مطالعه حاضر تمرین پرش جمع منجر به هم انقباضی بیشتر فلکسوری شده و می تواند یک ریسک فاکتور آسیب زای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی باشد.

کلیدواژه ها: هم انقباضی، زانو، تمرینات عملکردی، لیگامان صلیبی قدامی.

و از آن جا که در طراحی این تمرینات نیاز به درک انواع متغیرهای طرح تمرین همانند نوع تمرین، توالی، زمان، استراحت، پیشرفت و شدت برنامه وجود دارد در چگونگی گنجاندن آن در یک برنامه تمرینی ملاحظات وجود دارد (۱۳). Ebben و همکاران مشخص کردند میزان فعالیت کوادرپس در تمرینات عملکردی متفاوت است ولی میزان فعالیت همسترینگ در حرکات مختلف تقریباً یکسان بود و در میزان فعالیت گاستروکنمیوس در میان زنان و مردان و همچنین بین کسانی که پرش عمودی کمتر و بیشتر از ۵۰ سانتیمتر داشتند تفاوت قابل توجهی وجود داشت (۱۴). Struminger و همکاران دریافتند که لی لی یک پا از روی مانع در صفحه ساجیتال بهترین حرکت برای فعالیت بیشتر و تقویت همسترینگ و گلوئیتال برای پیشگیری از بروز آسیب ACL است (۱۵). صادقی و همکاران به بررسی هم انقباضی عضلات چهارسر رانی و همسترینگ طی پرش پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که میزان هم انقباضی عمومی در محیط های مختلف متفاوت است و بین افراد فعال و غیر فعال تفاوتی مشاهده نشد (۱۶). یافته های Shultz و همکاران نشان داد وقتی با یک پا روی بوسوبال پرش انجام می دهند هم انقباضی نسبت به سطح زمین کاهش پیدا می کند و فعالیت عضلات همسترینگ بر روی پرش بر روی بوسوبال بیشتر از هم انقباضی بر روی زمین بود (۱۷). یکی از تکنیک های مورد استفاده در کلینیک های درمانی در بازتوانی ورزشکاران آسیب دیده استفاده از سطوح نرم است. پرش و فرود در ورزش ممکن است بر روی سطوح نرم و بی ثبات (مانند فرود در ژیمناستیک) اجرا شود. قبلاً بیان شده است که فعالیت عضلات روی سطوح ناپایدار در مقایسه با سطوح پایدار باعث افزایش فعالیت الکترومیوگرافی در عضلات اندام ها و تنه می شود (۱۸). اما همچنان تناقض هایی در نتایج بدست آمده وجود دارد (۱۹،۲۰). McBride و همکاران کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی را روی سطوح ناپایدار در مقایسه با سطوح پایدار بیان کردند. لذا این احتمال وجود دارد که نسبت هم انقباضی عضلات بر روی سطوح مختلف تغییر کند و در نتیجه می توان دیدگاه روشن تری نسبت به تمرینات روی سطوح تاتامی برای پیشگیری از آسیب ACL بدست آورد (۲۱). از آنجا که نقش تمرینات عملکردی دارای نسبت هم انقباضی عضلانی بهتر در پیشگیری از آسیب ACL حائز اهمیت می باشد. داشتن اطلاعات دقیق از میزان هم انقباضی عضلات طی تمرینات

یکی از آسیب های شایع در ورزش، آسیب رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament; ACL) زانو است و اکثر قابل توجه آسیب های ACL غیر برخوردی هستند و در حین حرکت والگوس دینامیک زانو رخ می دهند (۱،۲). رباط صلیبی قدامی نقش مهمی در حفظ ثبات مفصل زانو ایفا می کند، زیرا هم به عملکرد و هم هماهنگی مکانیکی مفاصل تیبیوفمورال جانبی و داخلی کمک می کند (۳). آسیب های ACL اغلب منجر به دوره های طولانی توانبخشی و ممکن است پایان کار باشد یا باعث انصراف طولانی مدت از شرکت در ورزش برای ورزشکاران شود (۴). یکی از رایج ترین مکانیسم های آسیب برای آسیب دیدگی ACL، والگوس پویا زانو در طول مانورهای ورزشی، مانند فرود تک پا پس از پرش است (۵). در حال حاضر، استراتژی پیشگیری برای آسیب ACL عمدتاً از طریق مداخلات تمرینی برای کنترل عصبی عضلانی، تعادل و قدرت انجام می گیرد (۱). اگر چه توانبخشی موفقیت آمیز و بازگشت به ورزش نیاز به تصمیمات پیچیده ای، از جمله ارزیابی های اسکلتی عضلانی، عصبی-عضلانی، آمادگی فیزیولوژیکی و حرکت دارد (۶). تا کنون اتفاق نظری در خصوص اثر بخشی برنامه های توانبخشی برای ACL وجود ندارد (۷،۸). تمرینات عملکردی از ارکان اصلی تمرینات پیشگیری از ACL بشمار می رود (۹). این تمرینات علاوه بر بهبود اجرای ورزشکاران، تطابق های سیستم حرکتی را ارتقا می دهد و مکانیسم های محدود کننده عملکردی را فعال می کند. همچنین تمرینات مذکور فرد را برای فعالیت های مختلف روزمره آماده می کند و باعث حفظ قدرت و پایداری بدن در نواحی مختلف می شود. تمریناتی مانند انواع پرش ها و لی لی ها در اندام تحتانی در دسته تمرینات عملکردی قرار می گیرند (۱۰). علاوه بر این نشان داده شده است که تمرینات عملکردی با اعمال نیروهای سریع در ورزشکاران، حین ایجاد تطابق در گیرنده های عضلانی و مفصلی، فعالیت فیدفوراردی و فیدبکی را بهبود می بخشد (۱۱). از قابلیت های اساسی این نوع تمرینات کاهش حداکثر نیروی عکس العمل زمین، کاهش وضعیت والگوس زانو و اداکشن مفصل ران و کاهش زاویه زانو و ران در هنگام فرود که از عوامل تعیین کننده اساسی نیروهای وارد بر زانو است و این مسئله در پیشگیری از آسیب ACL بسیار مهم است (۱۱،۱۲). اطلاعات کمی درباره ماهیت تمرین عملکردی وجود دارد

معیارهای خروج از مطالعه عدم رضایت آزمودنی‌ها و عدم تمایل آنها به ادامه و تکمیل مطالعه و آسیب دیدگی و ایجاد درد در طول روند انجام تحقیق بود. پس از حضور نمونه‌ها در محل آزمایشگاه از افراد خواسته شد تا با پوشیدن لباس ورزشی مناسب، به مدت ۵ دقیقه بدن خود را گرم کنند (نرم دویدن، انجام حرکات کششی). پس از ارائه توضیحات کامل برای هر یک از تمرینات از آزمودنی خواسته شد هر تمرین فانکشنال را ۵ بار به صورت تمرینی اجرا کند.

پروتکل اجرایی

تمرینات عملکردی مورد استفاده در این تحقیق پرش جمع و پرش اسکات بود. برای انجام حرکت پرش جمع آزمودنی در حالی که فاصله پاها به اندازه عرض شانه‌ها باز بود، حرکت را آغاز می‌کرد. ابتدا در حالی که بازوهایش را به سمت پشت بدن کشیده، بالا تنه را اندکی رو به پایین و جلو خم کرده و سپس دست‌ها را به جلو تاب می‌دهد و همزمان رو به بالا جهش می‌کند و زانوهایش را تا ارتفاع ممکن بالا می‌آورد. در بالاترین نقطه پرش، آزمودنی در حالتی قرار می‌گرفت که ران‌ها موازی با سطح زمین باشد، سپس مرحله فرود را طی می‌کند و تشویق می‌شود تا در هنگام فرود و برخورد با زمین زانوهایش را به طور کامل خم کند. برای پرش اسکات آزمودنی در حالی که فاصله پاها هم عرض شانه‌ها است حرکت را آغاز می‌کند. آزمودنی مفاصل زانو، ران و مچ پای خود را تا حد امکان خم می‌کند سپس حداکثر پرش ارتفاع خود را انجام می‌دهد و مجدد فرود می‌آید (۱۰، ۲۴). آزمودنی هر تمرین عملکردی را ۳ بار انجام می‌داند و میانگین ۳ فعالیت الکترومیوگرافی برای محاسبات در نظر گرفته می‌شد. ترتیب انجام این حرکات برای هریک از افراد به صورت تصادفی بود (تا خستگی بر روی یک حرکت اثر مداومی را نداشته باشد) و بعد از انجام هر حرکت نمونه‌ها ۱ دقیقه استراحت می‌کردند. در این تحقیق فعالیت پای برتر افراد (پایی که برای ضربه به توپ استفاده می‌شود) ثبت می‌شد. سطح مورد استفاده برای پرش سطح زمین به عنوان سطح سخت و تاتامی به عنوان سطح نرم مورد استفاده قرار گرفت.

برای ثبت اطلاعات الکترومیوگرافی بعد از تراشیدن کامل موهای زائد و تمیز کردن پوست با الکل طبی، الکترودهای سطحی Ag-AgCl بر روی عضلات راست رانی (۵۰ درصد فاصله بین خار خاصره فوقانی و کشکک زانو) عضله پهن خارجی (۵۰ درصد فاصله بین تروکانتر بزرگ ران و اپی

عملکردی برای طراحی برنامه‌های تمرینی پیشگیری و توانبخشی آسیب ACL ضروری بنظر می‌رسد. تغییر هم انقباضی عمومی و جهت دار عضلات اطراف زانو می‌تواند ثبات این مفصل را تغییر دهد و عوامل بروز خطر احتمالی پارگی ACL را شناسایی کند و در پیشگیری و درمان آسیب موثر واقع شود. با توجه به اینکه تفاوت سطوح مواد ممکن است بر عملکرد ورزشی و فعالیت عضلانی تاثیر داشته باشد و عواملی مانند نرمی، بازگشت، بالشتک و جذب نیرو بر وظایف حرکتی موثر باشد (۲۲). با این حال، هیچ یک از مطالعات موجود سطوح متداول را در زمین‌های ورزشی تاتامی (نرم) و زمین (سخت) و تاثیر آن بر هم انقباضی عضلات اندام تحتانی را بررسی و مقایسه نکرده‌اند. مطالعه حاضر به مقایسه هم انقباضی عضلات اندام تحتانی در هنگام تمرینات پرش جمع و اسکات جمع روی سطوح مختلف نرم و سخت در ورزشکاران دارای سابقه آسیب ACL می‌پردازد.

روش کار

مطالعه حاضر از نوع نیمه تجربی با پیش آزمون - پس آزمون بود. جامعه آماری تحقیق حاضر را دانشجویان پسر دانشگاه‌های شهر همدان با دامنه سنی $24/47 \pm 2/26$ سال تشکیل داد. از میان جامعه آماری تعداد ۲۹ نفر دارای سه سال سابقه فعالیت ورزشی (۳ جلسه در هفته تمرین) به صورت در دسترس و هدفمند انتخاب شدند. برای تعیین حجم نمونه مقدار حجم اثر را با استفاده از تحقیقات پیشین تعیین نموده و در نظر گرفتن مقدار $\alpha = 0/05$ ، توان آزمون $0/95$ و اندازه اثر $0/4$ با استفاده از نرم افزار G*Power نسخه $3/1/9/4$ با در نظر احتمال ریزش ۲۰ درصد ۲۹ محاسبه شد (۲۳). آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، به طور داوطلبانه و با امضا موافقت‌نامه آگاهانه وارد مطالعه شدند. برای اطمینان از عدم وجود ناهنجاری در اندام تحتانی آزمودنی‌ها از آزمون چارت نیویورک استفاده شد. معیارهای ورود به مطالعه، عدم سابقه اسپرین مچ پا در یکسال گذشته، عدم وجود بی ثباتی عملکردی مفصل مچ پا (Functional Ankle Instability)، عدم وجود بی ثباتی مکانیکی مفصل مچ پا (Mechanical Ankle Instability)، عدم سابقه شکستگی یا جراحی مفاصل اندام تحتانی، عدم سابقه آسیب لیگامانی یا منیسک در زانو، نداشتن سابقه برنامه توانبخشی برای اندام تحتانی در شش ماه اخیر بود. همچنین

برای محاسبه هم انقباضی جهت دار در صورتی که عضلات خارجی و یا خم کننده ها آگونیست بودند، از معادله ۱-۱ استفاده شد و در صورت آگونیست بودن عضلات داخلی و یا بازکننده ها، از معادله ۲-۱ استفاده شد. پس از ثبت سیگنال های الکترومیوگرافی، میزان فعالیت عضلات محاسبه شد. فعالیت الکترومیوگرافی هر عضله در فاز فیدفوروارد در هر تمرین فانکشنال محاسبه شد. فاز فیدفوروارد در یک محدوده زمانی ۲۰۰ میلی ثانیه ای (از ۱۶۰ میلی ثانیه قبل از برخورد پا با زمین تا ۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد) در نظر گرفته شد. داده های الکترومیوگرافی بوسیله RMS و در پنجره های ۱۵ میلی ثانیه ای یکنواخت شد. جهت تعیین لحظه برخورد پا با زمین حین فرود از یک سوئیچ کف پایی صفحه ای استفاده شد (۲۶،۲۳،۱۶).

معادله ۱-۱. معادله هم انقباضی در صورتی که عضلات داخلی و بازکننده ها آگونیست باشند.

$$1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیست}} = \text{هم انقباضی جهت دار}$$

معادله ۲-۱. معادله هم انقباضی در صورتی که عضلات خارجی و خم کننده ها آگونیست باشند.

$$\frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیست}} - 1 = \text{هم انقباضی جهت دار}$$

تجزیه و تحلیل اطلاعات جمع آوری شده با نرم افزار SPSS نسخه ۲۲، بررسی نرمال بودن توزیع متغیرها با آزمون شاپیر-ویلک انجام شد. برای مقایسه سطوح و تمرینات از آزمون تحلیل واریانس دو سوپیه با اندازه های تکراری استفاده شد. سطح معنی داری در آزمون ۹۵٪ و میزان آلفای کوچکتر یا مساوی ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

اطلاعات مربوط به مشخصات دموگرافیک آزمودنی های مورد مطالعه در جدول ۱ و یافته های تحقیق در نمودارهای ۱ الی ۴ ارائه شده است.

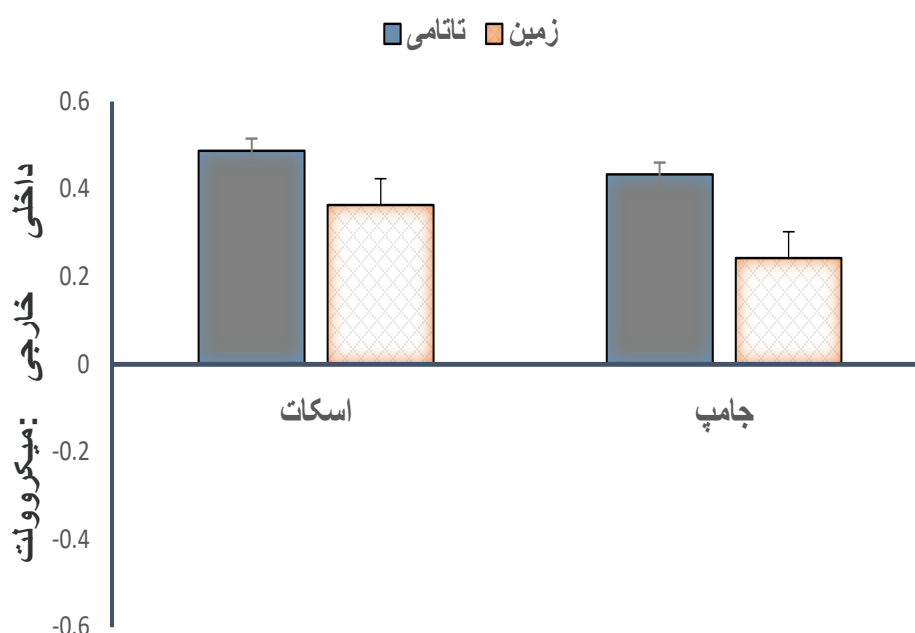
کندیل خارجی ران) عضله پهن داخلی (۲۰ درصد پایی فاصله بین خار خار صره فوقانی و فضای داخلی مفصل زانو) عضله دوسر رانی (۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ورکی و اپی کندیل خارجی درشت نی) عضله نیم وتری (۵۰ درصد فاصله بین برجستگی ورکی و اپی کندیل خارجی درشت نی) مطابق پروتکل اروپایی SENIAM نصب شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی متر و الکترودها زمین بر روی استخوان درشت نی نصب شد (۲۵). فعالیت عضلانی از طریق دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله ME 6000 (ساخت کشور فنلاند) با فرکانس نمونه برداری Hz2000، با پهنای باند 8-500 Hz/3 dB ثبت شد. قبل از انجام آزمون اصلی و برای نرمال سازی داده های سیگنال های خام الکترومیوگرافی، انقباض های ۵ ثانیه ای MVIC با ۳ تکرار و با فاصله زمانی ۱ دقیقه برای هر عضله گرفته شد و ۳ ثانیه میانی سیگنال برای تجزیه و تحلیل داده ها مورد استفاده قرار گرفت، سپس تمامی داده ها با استفاده از یک فیلتر میان گذر ۸ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. سپس (RootMeanSquare; RMS) داده های فیلتر شده با پنجره زمانی ۱۰۰ میلی ثانیه ای گرفته شد. ۱ ثانیه از هر داده (بالاترین فلات منحنی) جداسازی شده، و داده های آن استخراج شدند. با تقسیم مقدار فعالیت به دست آمده برای هر عضله بر مقدار MVIC و ضرب عدد به دست آمده در ۱۰۰، درصد فعالیت هر عضله به دست آمد (۲۵). دو نوع هم انقباضی جهت دار که شامل هم انقباضی عضلات داخلی (عضلات نیم وتری، پهن داخلی) به خارجی (عضلات دوسر رانی، پهن خارجی) و هم انقباضی عضلات بازکننده زانو (عضلات راست رانی، پهن داخلی و پهن خارجی) به عضلات خم کننده زانو (نیم وتری و دوسر رانی) در این مطالعه ارزیابی شد. در روابط مربوط به هم انقباضی جهت دار هرچه عدد حاصله به صفر نزدیک تر باشد، میزان هم انقباضی بیشتر و هرچه عدد حاصل به ۱ و ۱- نزدیک تر شود میزان هم انقباضی کم تر خواهد بود. از حاصل جمع فعالیت الکترومیوگرافی تمام عضلات مفصل زانو برای محاسبه هم انقباضی عمومی استفاده شد (۲۳).

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین M	انحراف استاندارد SD
سن (سال)	۲۴/۴۷	۲/۲۶
قد (متر)	۱/۷۱	۳/۵۴
وزن (کیلوگرم)	۷۵/۶۰	۴/۵۰
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۳/۳۰	۸/۷۰

اثر آن ($ES=0/266$) بود. علاوه بر آن اثر تعاملی سطح و تمرین بر هم انقباضی داخلی-خارجی معنی‌دار معنی‌دار نبود ($p=0/301$).

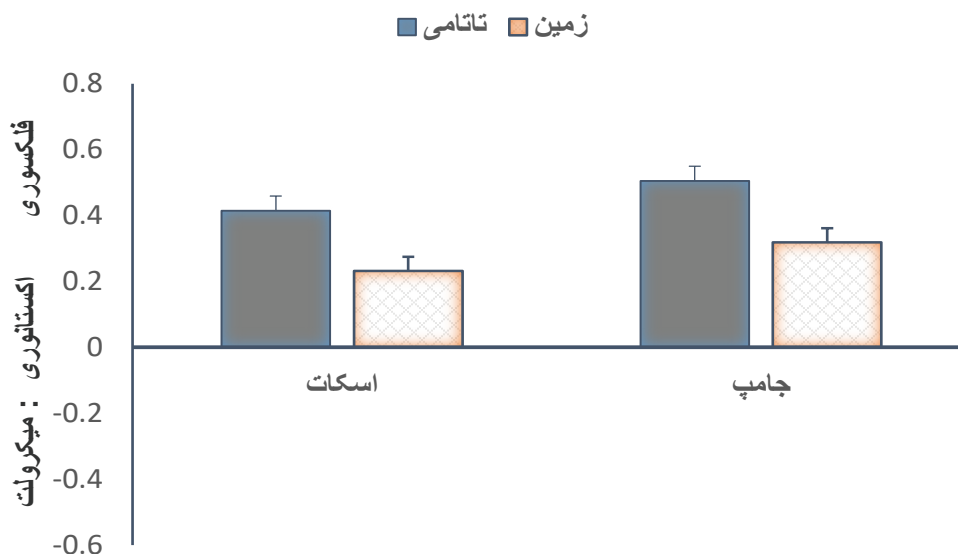
همانگونه که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود اثر اصلی سطح بر هم انقباضی داخلی-خارجی معنی‌دار ($p=0/000$) و اندازه اثر آن ($ES=0/601$) بود. همچنین اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی داخلی-خارجی معنی‌دار بود ($p=0/008$) و اندازه



نمودار ۱. میزان هم انقباضی داخلی-خارجی در تمرین پرش اسکات و پرش جامپ بر روی سطوح تاتامی و زمین

آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه‌های تکراری نشان داد اثر اصلی سطح بر هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری معنی‌دار بود ($p=0/000$)، میزان این اثرگذاری ($ES=0/551$) بدست آمد. اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری معنی‌دار بود ($p=0/013$) که میزان این اثر گذاری ($ES=0/241$)، همچنین اثر تعاملی سطح و تمرین بر هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری معنی‌دار نبود ($p=0/950$).

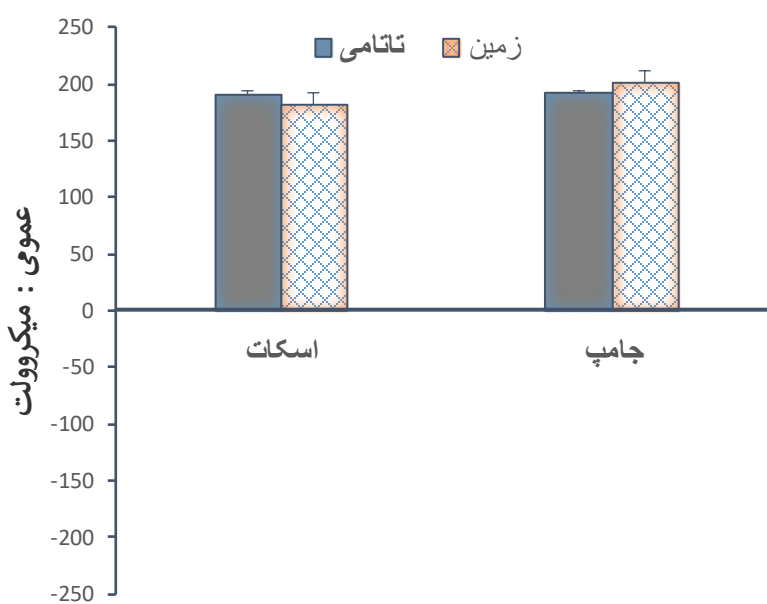
اعداد مثبت نشان دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات داخلی و اعداد منفی نشان دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات خارجی می‌باشد. همچنین میزان اعداد نزدیک به صفر نشان دهنده افزایش هم انقباضی جهت دار و اعداد بیش از صفر بدون توجه به علامت اعداد نشان دهنده کاهش هم انقباضی جهت دار می‌باشد. نمودار ۲ میزان هم انقباضی جهت دار فلکسوری-اکستنسوری در مرحله فیدفوراردی در تمرین پرش اسکات و پرش جمع بر روی سطوح تاتامی و زمین را نشان می‌دهد. نتایج



نمودار ۲. میزان هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری در مرحله فیدفورواری در تمرین پرش اسکات و پرش جمع بر روی سطوح تاتامی و زمین

نتایج آزمون تحلیل واریانس دو سویه با اندازه های تکراری نشان داد اثر اصلی سطح بر هم انقباضی عمومی معنی دار نبود ($p=0/955$). همچنین اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی عمومی معنی دار است ($p=0/031$) که میزان این اثرگذاری

بر هم انقباضی عمومی معنی دار بود. علاوه بر آن اثر تعاملی سطح و تمرین بر هم انقباضی عمومی معنی دار بود ($p=0/025$) و بزرگی این اثرگذاری ($ES=0/201$) گزارش شد.



نمودار ۳. هم انقباضی عمومی در مرحله فیدفورواری در تمرین پرش اسکات و پرش جمع بر روی سطوح تاتامی و زمین

فلکسوری اکستنسوری و هم انقباضی عمومی معنی دار بود. اثر تعاملی سطح و تمرین صرفاً بر هم انقباضی عمومی معنی دار بود. نتایج بدست آمده از تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Mercer و همکاران همسو بود در مطالعه مذکور در مقایسه تاثیر هم

نتایج پژوهش حاضر نشان داد اثر سطح بر هم انقباضی داخلی-خارجی، فلکسوری - اکستنسوری معنی دار اما بر هم انقباضی عمومی معنی دار نبود. همچنین اثر تمرین بر هم انقباضی داخلی-خارجی، هم انقباضی جهت دار

بحث

انقباضی دو تمرین استپ آپ به جلو (Forward Step-up) و استپ آپ به پهلو (Lateral Step-up) که ناشی از افزایش فعالیت عضلات سمت داخل ران شامل نیم وتری و پهن داخلی بود را اعلام کردند (۲۷) (۲۷). نتایج تحقیق نشان می‌دهد تمرین پرش جمع بر روی سطح تاتامی در فاز فیدفوروارد دارای بیشترین میزان فعالیت هم انقباضی جهت دار داخلی-خارجی می‌باشد، میتوان چنین بیان کرد که این هم انقباضی که جهت آن به سمت داخل است باعث کنترل موثرتر حرکت فمور بر روی تیبیا است (۲۸). جهت این هم انقباضی در مرحله فیدفوروارد به منظور حفظ ثبات فمور و تیبیا باعث جلوگیری از چرخش خارجی تیبیا شده که در نهایت باعث جلوگیری از مکانیسم های آسیب لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود. محققان عقیده دارند افزایش سختی عضلانی که محصول پاسخ حرکتی و ابران در حرکات عملکردی مانند پرش و فرود است، ثبات مفصلی بالایی فراهم کرده و مفصل را از صدمه دیدگی نجات می‌دهد (۲۹). بهبود فعالیت فیدفورواردی حاصل شده در پی تمرینات فانکشنال به تنظیم سختی و ثبات داینامیک مفصل کمک کرده و خطر بروز آسیب لیگامنت صلیبی قدامی را کاهش می‌دهد. بنابراین تمرین پرش جمع بر روی سطح نرم هم انقباضی داخلی عضلات را طی مرحله فیدفورواردی را افزایش می‌دهد از طریق کنترل نوروموسکولار، سختی عضلانی لازم برای این عضله و ثبات داینامیک مفصل را ایجاد می‌کند. نتایج تحقیق نشان داد هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری هم بر روی سطح زمین و تاتامی و هم در نوع تمرین استفاده شده متفاوت است. در فاز فیدفوروارد میزان هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری مرحله فیدفورواردی تمرین پرش جمع روی سطح نرم بیشتر از سطح سخت بود. هم انقباضی فلکسوری-اکستنسوری در پرش جمع در سطح تاتامی به شکل معنی داری بیشتر از پرش اسکات در سطح نرم و سخت بود نتایج بدست آمده از تحقیق حاضر با نتایج تحقیق Struminger و همکاران، Peng و همکاران، Anderson و همکاران همراستا می‌باشد (۱۵، ۱۸، ۳۰). در تحقیقی که Struminger و همکاران بر روی فعالیت الکترومیوگرافی عضله اندام تحتانی در ۵ تمرین فانکشنال انجام دادند، بیان کردند که در میزان فعالیت عضلات چهار سر و همسترینگ در تمرینات مختلف متفاوت است ولی لی یک پا از روی مانع در صفحه ساجیتال بهترین تمرین برای فعالیت بیشتر و تقویت هر دو گروه عضلات و پیشگیری از

بروز آسیب آسیب لیگامنت صلیبی قدامی می‌باشد. آنها همچنین اعلام کردند در حرکت پرش 180° این عضلات کمترین فعالیت را دارا می‌باشند و برای پیشگیری از بروز آسیب آسیب لیگامنت صلیبی قدامی تاثیر کمی دارد (۱۵). گرچه یافته های آنها با یافته های ما همراستاست. تحقیق آن ها فعالیت بیشتر عضلات چهار سر رانی را نسبت به عضلات همسترینگ در نوع تمرین فانکشنال گزارش کردند که د تحقیق حاضر هم به دلیل افزایش فعالیت عضلات چهار سر باعث افزایش هم انقباضی اکستنسوری بودیم. در طی تمرین پرش جمع بر روی سطح نرم افزایش هم انقباضی اکستنسوری نسبت به سایر عوامل اندازه گیری شده یک فاکتور تاثیر گذار در آسیب لیگامنت صلیبی قدامی زانو است. هم انقباضی اکستنسوری بعنوان آگونیست آسیب ACL عمل کرده و تقویت عضلات همسترینگ و افزایش هم انقباضی فلکسوری برای پیشگیری از آسیب این لیگامان مهم می باشد (۳۱). نتایج تحقیق حاکی از آن است که هم انقباضی جهت دار فلکسوری-اکستنسوری در حرکات مختلف فانکشنال بر روی سطوح مختلف متفاوت است و پرش جمع بر روی سطح نرم باعث بیشترین هم انقباضی اکستنسوری شده است. این افزایش هم انقباضی می تواند میزان جابجایی قدامی تیبیا را افزایش دهد و موجب افزایش ریسک آسیب لیگامنت ACL شود (۳۲). کروزرگارد و همکاران (۲۰۰۲) اعلام کردند که نقص هایی همانند اختلال در زمان بندی و میزان فعالیت عضلات کوادرپسپس و همسترینگ، حس عمقی مفصل زانو را در حرکاتی همچون پرش، فرود و حرکات برشی دچار نقص کرده و نقص در حس عمقی نیز فعالیت فیدفورواردی عضلات مذکور را دچار اشکال ساخته و نهایتاً فرد را مستعد آسیب آسیب لیگامنت صلیبی قدامی می سازد (۳۲). با توجه به این مطالب و یافته های تحقیق حاضر که نشان داد تمرین اسکات بر روی سطح سخت در مرحله فیدفورواردی یک تمرین بسیار مناسب جهت تقویت و بهبود الگوی فعالسازی این عضله جهت حمایت از آسیب لیگامنت صلیبی قدامی باشد. نتایج تحقیق نشان داد میزان انقباضی عمومی مرحله فیدفورواردی حین تمرینات فانکشنال و بر روی سطوح نرم و سخت تفاوت معنی داری وجود نداشت. با توجه به اینکه مجموع فعالیت همه عضلات در استخراج هم انقباضی عمومی استفاده می شود و مکانیسم های جبرانی عضلانی با افزایش یا کاهش فعالیت خود باعث حفظ گشتاورهای اندام تحتانی می شود و همچنین

قرار گرفته است و نمونه تمرینات تک پا به ویژه مقایسه پای برتر و غیر برتر مطالعه نشده است که میتواند نتایج متفاوتی داشته باشد. همچنین استفاده از نمونه های زن از دیگر محدودیت های مطالعه بود. با توجه به اینکه زنان به حالت عمودی تری با خمش کمتر زانو و لگن، چرخش تبیبا و انحراف غیر طبیعی زانو بع بیرون در زمان فرود، تمایل دارند و همچنین، ورزشکاران زن در هنگام فرود، افزایش فعالیت عضله چهار سر را نسبت به گروه عضلانی مخالف خود (همسترینگ) تجربه می کنند، انجام مطالعه با نمونه های زن و مقایسه آن با مردان می تواند یافته های جدیدی در بر داشته باشد.

سیاسکزاری

مقاله حاضر بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای سید علی جلیلیان به راهنمایی دکتر شهاب الدین باقری و مشاوره دکتر بهروز حاجیلو می باشد. بدینوسیله از مشارکت آزمودنی های تحقیق و کلیه افرادی که در این مسیر ما را یاری نمودند صمیمانه قدردانی می شود.

ملاحظات اخلاقی

پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه نهانند مطرح و با کد (IR.NAHGU.REC. 1399.014) مورد تایید قرار گرفت.

تعارض منافع

نویسندگان مقاله هیچگونه تعارض منافی را در ارتباط با پژوهش حاضر اعلام نمودند.

References

1. Ma B, Zhang TT, Jia YD, Wang H, Zhu XY, Zhang WJ, et al. Characteristics of vertical drop jump to screen the anterior cruciate ligament injury. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2022;26(20):7395-403.
2. Jebreen M, Maffulli N, Migliorini F, Arumugam A. Known-group validity of passive knee joint position sense: a comparison between individuals with unilateral anterior cruciate ligament reconstruction and healthy controls. *J Orthop Surg Res* [Internet]. 2023;18(1):1-12. Available from: <https://doi.org/10.1186/s13018-023-03996-y>
3. Fleming JD, Ritzmann R, Centner C. Effect of

به دلیل عدم وجود جهت در این نوع هم انقباضی نمی توان به خوبی علت وجود و عدم وجود تفاوت ها را گزارش کرد. در تحقیق حاضر نیز با وجود تفاوت در فعالیت عضلانی در طی تمرین های متفاوت بر روی سطح نرم و سخت تفاوتی در هم انقباضی عمومی با توجه به دلیل ذکر شده ایجاد نشده است. از طرفی تحقیقات مشابه در این زمینه یافت نشد تا با توجه به نتایج آن ها مقایسه لازم انجام شود. لذا این تحقیق اهمیت هم انقباضی جهت دار نسبت به هم انقباضی عمومی را روشن می سازد تا به شکل متفاوت تری به فعالیت عضلات و مکانیسم های کنترلی بدن پرداخته شود.

نتیجه گیری

نتایج نشان داد سطح سخت و پرش اسکات نسبت به پرش جمع و سطح نرم در برنامه های تمرینی پیشگیری از آسیب لیگامنت صلیبی قدامی مورد توجه ویژه قرار گیرند. بر طبق داده های تحقیق حاضر می توان پرش جمع را از برنامه های تمرینی پیشگیری از آسیب لیگامنت صلیبی قدامی حذف و تمرینات بهتری را جایگزین کرد. تمرین پرش جمع دارای نسبت های نامناسبی از فعالیت عضلات اندام تحتانی می باشد که منجر به هم انقباضی بیشتر فلکسوری شده و می تواند یک ریسک فاکتور آسیب زا در آسیب لیگامنت صلیبی قدامی باشد. کراس تالک در ثبت اطلاعات الکترومایوگرافی می تواند داده ها را تحت تاثیر قرار داده باشد و این موضوع از محدودیت های این مطالعه می باشد. علاوه بر آن در این پژوهش فقط دو تکنیک از تمرینات فانکشنال به صورت دو پا مورد بررسی و مقایسه

- an Anterior Cruciate Ligament Rupture on Knee Proprioception Within 2 Years After Conservative and Operative Treatment: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Sport Med* [Internet]. 2022;52(5):1091-102. Available from: <https://doi.org/10.1007/s40279-021-01600-z>
4. Arumugam A, Häger CK. Thigh muscle co-contraction patterns in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction, athletes and controls during a novel double-hop test. *Sci Rep* [Internet]. 2022;12(1):1-12. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-022-12436-6>
5. Llurda-Almuzara L, Perez-Bellmunt A, Labata-Lezaun N, López-de-Celis C, Canet-Vintró M,

- Cadellans-Arroniz A, et al. Relationship between lower limb EMG activity and knee frontal plane projection angle during a single-legged drop jump. *Phys Ther Sport*. 2021;52:13-20. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2021.07.007>
6. Sell TC, Zerega R, King V, Reiter CR, Wrona H, Bullock GS, et al. Anterior Cruciate Ligament Return to Sport after Injury Scale (ACL-RSI) Scores over Time After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review with Meta-analysis. *Sport Med - Open* [Internet]. 2024;10(1). Available from: <https://doi.org/10.1186/s40798-024-00712-w>
 7. Wu J, Kator JL, Zarro M, Leong NL. Rehabilitation Principles to Consider for Anterior Cruciate Ligament Repair. *Sports Health*. 2022;14(3):424-32. <https://doi.org/10.1177/19417381211032949>
 8. Arumugam A, Björklund M, Mikko S, Häger CK. Effects of neuromuscular training on knee proprioception in individuals with anterior cruciate ligament injury: A systematic review and GRADE evidence synthesis. *BMJ Open*. 2021;11(5). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2021-049226>
 9. Myklebust G, Engebretsen L, Brækken IH, Skjølberg A, Olsen OE, Bahr R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball players: A prospective intervention study over three seasons. *Clin J Sport Med*. 2003;13(2):71-8. <https://doi.org/10.1097/00042752-200303000-00002>
 10. Chimera NJ, Swanik KA, Swanik CB, Straub SJ. Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in Female Athletes. *J Athl Train*. 2004;39(1):24-31.
 11. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *Br J Sports Med*. 2005;39(6):347-50. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.018572>
 12. Ahmadabadi S, Rjahi H, Gharakhanlou R, Talebian S, Basereh A. Effects of a 4-week plyometric training on activity patterns during different phases of one-leg drop jump with focus on jump height. *Sci Rep* [Internet]. 2023;13(1):1-9. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-023-36461-1>
 13. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, et al. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39(10):1801-10. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31813e630a>
 14. Ebben WP, Simenz C, Jensen RL. Evaluation of plyometric intensity using electromyography. *J Strength Cond Res*. 2008;22(3):861-8. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a834b>
 15. Struminger AH, Lewek MD, Goto S, Hibberd E, Blackburn JT. Comparison of gluteal and hamstring activation during five commonly used plyometric exercises. *Clin Biomech*. 2013;28(7):783-9. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.06.010>
 16. Sadeghi H, Alirezaee F, Ebrahimi Takamjani E, Kordi R. Changes in Quadriceps and Hamstring Co-Contraction Following Landing in Microgravity Condition: Comparing Females with Different Activity Levels. *Phys Treat Specif Phys Ther*. 2015;5(3):177-83. <https://doi.org/10.15412/J.PTJ.07050308>
 17. Shultz SJ, Shimokochi Y, Nguyen AD, Schmitz RJ, Beynnon BD, Perrin DH. Measurement of varus-valgus and internal-external rotational knee laxities in vivo - Part I: Assessment of measurement reliability and bilateral asymmetry. *J Orthop Res*. 2007;25(8):981-8. <https://doi.org/10.1002/jor.20398> <https://doi.org/10.1002/jor.20397>
 18. Anderson K, Behm DG. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. *Can J Appl Physiol*. 2005;30(1):33-45. <https://doi.org/10.1139/h05-103>
 19. Bressel E, Willardson JM, Thompson B, Fontana FE. Effect of instruction, surface stability, and load intensity on trunk muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(6):e500-4. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.10.006>
 20. Saeterbakken AH, Fimland MS. Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *J Strength Cond Res*. 2013;27(1):130-6. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182541d43>
 21. McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, Haines TL, Kirby TJ. Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Int J Sports Physiol Perform*. 2010;5(2):177-83. <https://doi.org/10.1123/ijspp.5.2.177>
 22. Peng H Te, Chang HK, Chen HW, Huang TI,

- Chen H. Neuromuscular Changes in Drop Jumps on Different Common Material Surfaces with Incremental Drop Heights. *Appl Sci*. 2023;13(8). <https://doi.org/10.3390/app13085123>
23. Hajiloo B, Anbarian M, Jalalvand A, Mirzapour M. The effect of fatigue on Electromyography activity pattern and Co-contraction of lower limb muscle during running. *RAZI J Med Sci (JOURNAL IRAN Univ Med Sci)*. 2018;25(16600491):83-91.
 24. 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. *Am J Sports Med*. 2005;33(4):492-501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
 25. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Res Dev*. 1999;8(2):8-11.
 26. Kellis E, Arabatzi F, Papadopoulos C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using the co-contraction index. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(3):229-38. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00020-8](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00020-8)
 27. Mercer VS, Gross MT, Sharma S, Weeks E. Comparison of gluteus medius muscle electromyographic activity during forward and lateral step-up exercises in older adults. *Phys Ther*. 2009;89(11):1205-14. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080229>
 28. Kordi Ashkezari MH, Sahebozamani M, Daneshjoo A, Abbasi Bafghi H. Comparison of the Effect of 6 Weeks of Balancing and Hopping Strengthening Training on the Kinematics of the Lower Extremities of Athletes with Functional Ankle Instability while Running: A Randomized Controlled Trial. *J Shahid Sadoughi Univ Med Sci*. 2020;28(7). <https://doi.org/10.18502/ssu.v28i7.4269>
 29. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 2002;37(1):80.
 30. Peng H Te, Kernozek TW, Song CY. Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. *Phys Ther Sport*. 2011;12(3):127-32. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.10.001>
 31. Renström P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH. Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med*. 1986;14(1):83-7. <https://doi.org/10.1177/036354658601400114>
 32. Krogsgaard MR, Dyhre-Poulsen P, Fischer-Rasmussen T. Cruciate ligament reflexes. *J Electromyogr Kinesiol*. 2002;12(3):177-82. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00018-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00018-4)