Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Spring 2025, Volume 11, Issue 3

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

Seyed Ali Jalilian[1], Shahabeddin Bagheri[2*], Behrouz Hajilou[3]

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 semimembranous muscles during the exercises was recorded in two stages, once on a soft surface and once on a hard surface. The Shapier-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.

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی

بهار ۱۴۰۴، دوره ۱۱، شماره ۳

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

دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۹/۲۱ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۰۸/۱

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 ۳/۵۴±۱۷۱/۳ سانتی‌متر، وزن ۲/۵±۷۵/۴ کیلوگرم و سن ۲/۲۶±۲۴/۴۷ 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 شاپیر-ویلک و برای مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی در دو سطح سخت و نرم از آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه گیری تکراری در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ = α استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد اثر اصلی سطح بر هم انقباضی داخلی-خارجی (p=۰/۰۰۰) و بر هم انقباضی جهت‌دار فلکسوری-اکستنسوری (p=۰/۰۰۰) معنی دار و بر هم انقباضی عمومی معنی‌دار نبود (p=۰/۹۵۵). اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی داخلی- خارجی (p=۰/۰۰۸) و بر هم انقباضی فلکسوری- اکستانسوری (p=۰/۰۱۳) و بر هم انقباضی عمومی (p=۰/۰۳۱) معنی دار بود. اثر تعاملی فقط در هم انقباضی عمومی معنی دار بود (p=۰/۰۲۵).

نتیجه گیری: نتایج نشان داد سطح سخت و پرش اسکات در مقایسه با پرش جمع و سطح نرم در برنامه‌های 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 می‌تواند یک ریسک فاکتور آسیب زای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی باشد.

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

مقدمه

یکی از آسیب‌های 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 می‌دهند (۱,۲). رباط صلیبی قدامی نقش مهمی در حفظ ثبات مفصل زانو ایفا می‌کند، 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 عمدتا از طریق مداخلات تمرینی برای کنترل عصبی عضلانی، تعادل و قدرت انجام می‌گیرد (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 می‌رود (۹). این تمرینات علاوه بر بهبود اجرای ورزشکاران، تطابق های سیستم حرکتی را ارتقا می‌دهد و مکانیسم‌های محدود کننده عملکردی را فعال می‌کند. همچنین تمرینات مذکور فرد را برای فعالیت‌های مختلف روزمره آماده می‌کند و باعث حفظ قدرت و پایداری بدن در نواحی مختلف می‌شود. تمریناتی مانند انواع پرش‌ها و لی لی‌ها در اندام تحتانی در دسته تمرینات عملکردی قرار می‌گیرند (۱۰). علاوه بر این نشان داده شده است که تمرینات عملکردی با اعمال نیروهای سریع در ورزشکاران، حین ایجاد تطابق در گیرنده‌های عضلانی و مفصلی، فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی را بهبود می‌بخشند (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 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 ملاحظاتی وجود دارد (۱۳). Ebben و همکاران مشخص کردند میزان فعالیت کوادریسپس 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 لی‌لی یک پا از روی مانع در صفحه ساجیتال بهترین حرکت برای فعالیت بیشتر و تقویت همسترینگ و گلوتئال 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 می‌دهند هم انقباضی نسبت به سطح زمین کاهش پیدا می‌کند و فعالیت عضلات همسترینگ بر روی پرش بر روی بوسوبال بیشتر از هم انقباضی بر روی زمین بود (۱۷). یکی از تکنیک‌های مورد استفاده در کلینیک‌های درمانی در بازتوانی ورزشکاران آسیب دیده استفاده از سطوح نرم است. پرش و فرود در ورزش ممکن است بر روی سطوح نرم و بی‌ثبات (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 اندام‌ها و تنه می‌شود (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 می‌توان دیدگاه روشن‌تری 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 می‌باشد. داشتن اطلاعات دقیق از میزان هم انقباضی عضلات طی تمرینات

عملکـردی بـرای طراحـی برنامه‌هـای تمرینـی پیشـگیری و توانبخشـی آسـیب ACL ضـروری بنظـر می‌رسـد. تغییـر هـم انقباضـی عمومـی و جهـت دار عضـلات اطـراف زانـو می‌توانـد ثبـات ایـن مفصـل را تغییـر دهـد و عوامـل بـروز خطـر احتمالـی پارگـی ACL را شناسـایی کنـد و در پیشـگیری و درمـان آسـیب موثـر واقـع شـود.ا بـا توجـه بـه اینکه تفـاوت سـطوح مـواد ممکن اسـت بـر عملکـرد ورزشـی و فعالیـت عضلانـی تاثیر داشـته باشـد و عواملـی ماننـد نرمـی، بازگشـت، بالشـتک و جـذب نیـرو بـر وظایـف حرکتـی موثـر باشـد (۲۲). بـا ایـن حـال، هیـچ یـک از مطالعـات موجـود سـطوح متـداول را در زمیـن هـای ورزشـی تاتامی(نـرم) و زمیـن (سـخت) و تاثیـر آن بـر هـم انقباضـی عضـلات انـدام تحتانـی را بررسـی و مقایسـه نکـرده انـد. مطالعـه حاضـر بـه مقایسـه هـم انقباضـی عضـلات انـدام تحتانـی در هنـگام تمرینـات پـرش جمـع و اسـکات جمـع روی سـطوح مختلـف نـرم و سـخت در ورزشـکاران دارای سـابقه آسـیب ACL می‌پـردازد.

روش کار

مطالعـه حاضـر از نـوع نیمـه تجربـی بـا پیـش آزمـون – پـس آزمـون بـود. جامعـه آمـاری تحقیـق حاضـر را دانشـجویان پسـر دانشـگاه هـای شـهر همـدان بـا دامنـه سـنی ۲/۲۶±۲۴/۴۷ سـال تشـکیل داد. از میـان جامعـه آمـاری تعـداد ۲۹ نفـر دارای سـه سـال سـابقه فعالیـت ورزشـی (۳ جلسـه در هفتـه تمریـن) بـه صـورت در دسـترس و هدفمنـد انتخـاب شـدند. بـرای تعییـن حجـم نمونـه مقـدار حجـم اثـر را بـا اسـتفاده از تحقیقـات پیشـین تعییـن نمـوده و در نظـر گرفتـن مقـدار α =۰/۰۵، تـوان آزمـون ۰/۹۵ و انـدازه اثـر ۰/۴ بـا اسـتفاده از نـرم افـزار G*Power نسـخه ۳,۱,۹,۴ بـا در نظـر احتمـال ریـزش ۲۰ درصـد ۲۹ محاسـبه شـد (۲۳). آزمودنـی هـا پـس از اطـلاع از رونـد پژوهـش، بـه طـور داوطلبانـه و بـا امضـا موافقت‌نامـه آگاهانـه وارد مطالعـه شـدند. بـرای اطمینـان از عـدم وجـود ناهنجـاری در انـدام تحتانـی آزمودنی‌هـا از آزمـون چـارت نیویـورک اسـتفاده شـد. معیارهـای ورود بـه مطالعـه، عـدم سـابقه اسـپرین مـچ پـا در یکسـال گذشـته، عـدم وجـود بـی ثباتـی عملکـردی مفصـل مـچ پـا (Functional Ankle Instability)، عـدم وجـود بـی ثباتـی مکانیکـی مفصـل مـچ پـا (Mechanical Ankle Instability)، عـدم سـابقه شکسـتگی یـا جراحـی مفاصـل انـدام تحتانـی، عـدم سـابقه آسـیب لیگامانـی یا منیسـک در زانو، نداشـتن سـابقه برنامه توانبخشـی بـرای انـدام تحتانـی در شـش مـاه اخیر بـود. همچنین معیارهـای خـروج از مطالعـه عـدم رضایـت آزمودنی‌هـا و عـدم تمایـل آنهـا بـه ادامـه و تکمیـل مطالعـه و آسـیب دیدگـی و ایجاد درد در طـول رونـد انجـام تحقیـق بـود. پـس از حضـور نمونه‌هـا در محـل آزمایشـگاه از افـراد خواسـته شـد تـا بـا پوشـیدن لبـاس ورزشـی مناسـب، بـه مـدت ۵ دقیقـه بـدن خـود را گـرم کننـد (نـرم دویـدن ، انجـام حـرکات کششـی). پـس از ارائـه توضیحـات کامـل بـرای هـر یـک از تمرینـات از آزمودنـی خواسـته شـد هـر تمریـن فانکشـنال را ۵ بـار بـه صـورت تمرینـی اجـرا کنـد.

پروتکل اجرایی

تمرینـات عملکـردی مـورد اسـتفاده در ایـن تحقیـق پـرش جمـع و پـرش اسـکات بـود. بـرای انجـام حرکـت پـرش جمـع آزمودنـی در حالـی کـه فاصلـه پاهـا بـه انـدازه عـرض شـانه هـا بـاز بـود، حرکـت را آغـاز می‌کـرد. ابتـدا در حالـی کـه بازوهایـش را بـه سـمت پشـت بـدن کشـیده، بـالا تنـه را اندکـی رو بـه پاییـن و جلـو خـم کـرده و سـپس دسـت‌ها را بـه جلـو تـاب می‌دهـد و همزمـان رو بـه بـالا جهـش می‌کنـد و زانوهـا را تـا ارتفـاع ممکـن بـالا مـی‌آورد. در بالاتریـن نقطـه پـرش، آزمودنـی در حالتـی قـرار می‌گرفـت کـه ران‌هـا مـوازی بـا سـطح زمین باشـد، سـپس مرحلـه فـرود را طـی می‌کنـد و تشـویق می‌شـود تـا در هنـگام فـرود و برخـورد بـا زمیـن زانوهـا را بـه طـور کامـل خـم کنـد. بـرای پـرش اسـکات آزمودنـی در حالـی کـه فاصلـه پاهـا هـم عـرض شـانه هـا اسـت حرکـت را آغـاز می‌کنـد. آزمودنـی مفاصـل زانـو، ران و مـچ پـای خـود را تـا حـد امـکان خـم می‌کند سـپس حداکثـر پـرش ارتفـاع خـود را انجـام می‌دهـد و مجـدد فـرود می‌آیـد (۱۰,۲۴). آزمودنـی هـر تمریـن عملکـردی را ۳ بـار انجـام می‌دادنـد و میانگیـن ۳ فعالیـت الکترومیوگرافـی بـرای محاسـبات در نظـر گرفتـه می‌شـد. ترتیـب انجـام ایـن حـرکات بـرای هریـک از افـراد بـه صـورت تصادفـی بـود (تـا خسـتگی بـر روی یـک حرکـت اثـر مداومـی را نداشـته باشـد) و بعـد از انجـام هـر حرکـت نمونـه هـا ۱ دقیقـه اسـتراحت می‌کردنـد. در ایـن تحقیـق فعالیـت پـای برتـر افـراد (پایـی کـه بـرای ضربـه به تـوپ اسـتفاده می‌شـود) ثبـت می‌شـد. سـطح مـورد اسـتفاده بـرای پـرش سـطح زمیـن بـه عنـوان سـطح سـخت و تاتامـی بـه عنـوان سـطح نـرم مـورد اسـتفاده قـرار گرفـت.

بـرای ثبـت اطلاعـات الکترومایوگرافـی بعـد از تراشـیدن کامـل موهـای زائـد و تمیـز کـردن پوسـت بـا الـکل طبـی، الکترودهـای سـطحی Ag-AgCl بـر روی عضـلات راسـت رانـی (۵۰ درصـد فاصلـه بیـن خـار خاصـره فوقانـی و کشـکک زانـو) عضلـه پهـن خارجـی (۵۰ درصـد فاصلـه بیـن تروکانتـر بـزرگ ران و اپـی

کندیل خارجی ران) عضله پهن داخلی (۲۰ درصد پایینی فاصله بین خار خاصره 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 الکترود زمین بر روی استخوان درشت نی نصب شد (۲۵). فعالیت عضلانی از طریق دستگاه الکترومایوگرافی ۸ کاناله ME 6000 (ساخت کشور فنلاند) با فرکانس نمونه برداری 2000Hz، با پهنای باند 8-500/ dB3 Hz ثبت شد. قبل از انجام آزمون اصلی و برای نرمال سازی داده های سیگنال های خام الکترومایوگرافی، 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 الکترومایوگرافی تمام عضلات مفصل زانو برای محاسبه هم انقباضی عمومی استفاده شد (۲۳).

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 ۱-۲ 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 ثانیه‌ای (از ۱۶۰ میلی ثانیه قبل از برخورد پا با زمین تا ۴۰ میلی ثانیه بعد از برخورد) در نظر گرفته شد. داده‌های 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 (۱۶,۲۳,۲۶).

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

$$\text{هم‌انقباضی جهت‌دار} = \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیست}} - 1$$

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

$$\text{هم‌انقباضی جهت‌دار} = 1 - \frac{\text{میانگین فعالیت عضله آنتاگونیست}}{\text{میانگین فعالیت عضله آگونیست}}$$

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 سویه با اندازه های تکراری استفاده شد. سطح معنی‌داری در آزمون ۹۵٪ و میزان آلفای کوچکتر یا مساوی ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

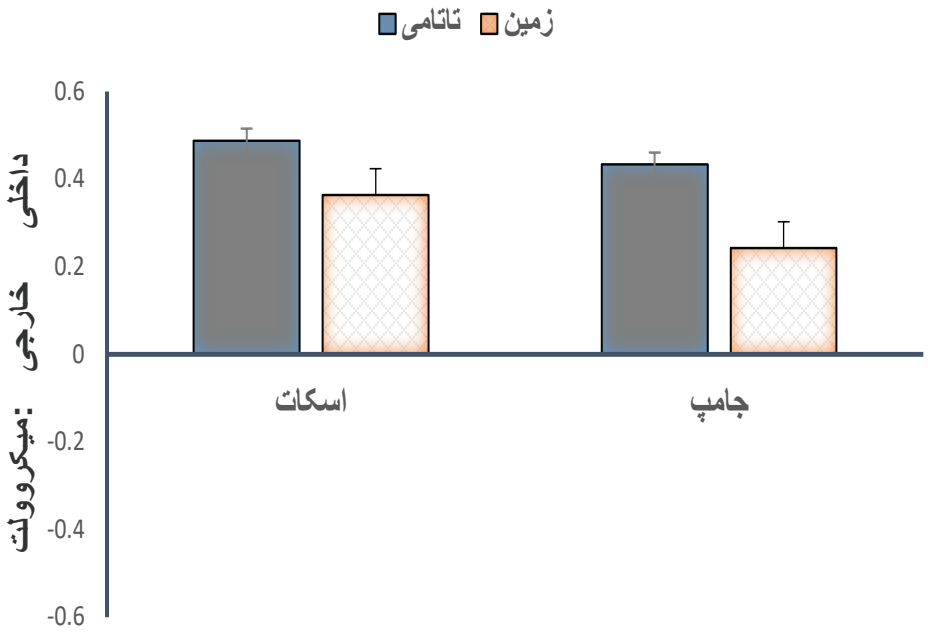
یافته ها

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

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های فردی آزمودنی ها

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

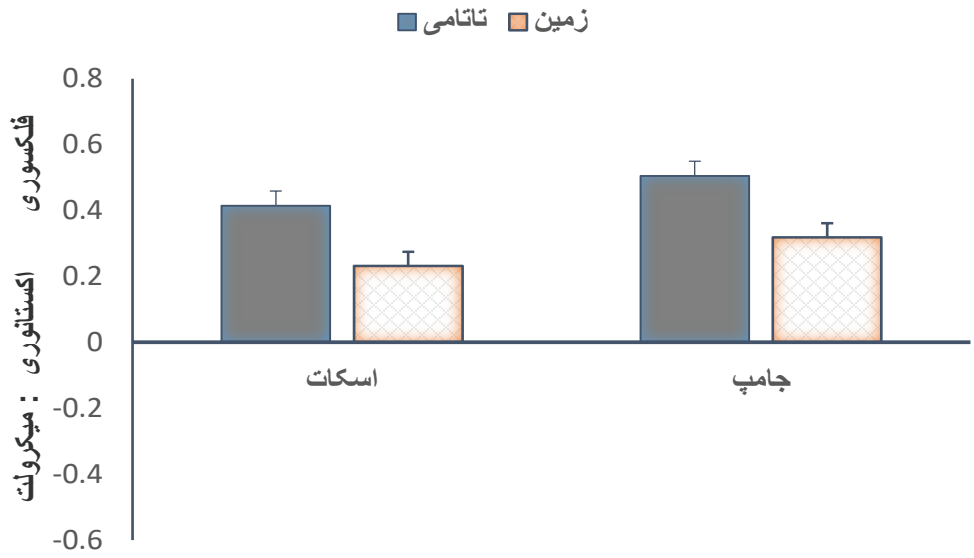
همانگونه که در نمودار۱ مشاهده می‌شود اثر اصلی سطح بر هم انقباضی داخلی–خارجی معنی‌دار (p=۰/۰۰۰) و اندازه اثر آن (ES=۰/۶۰۱) بود. همچنین اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی داخلی– خارجی معنی دار بود (p=۰/۰ ۰۸) و اندازه اثر آن (ES=۰/۲۶۶) بود. علاوه بر آن اثر تعاملی سطح و تمرین بر هم انقباضی داخلی– خارجی معنی‌دار معنی دار نبود (p=۰/۳۰۱).



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

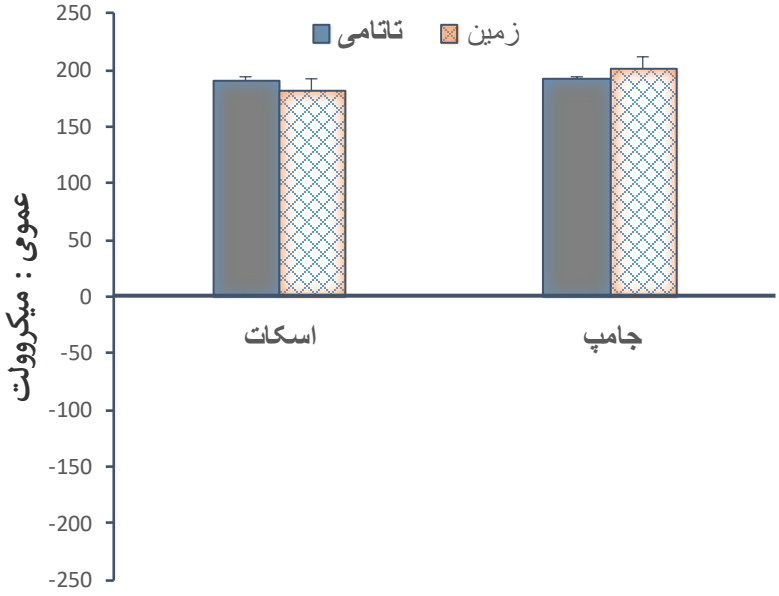
اعداد مثبت نشان دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات داخلی و اعداد منفی نشان دهنده بیشتر بودن فعالیت عضلات خارجی می باشد. همچنین میزان اعداد نزدیک به صفر نشان دهنده افزایش هم انقباضی جهت دار و اعداد بیش از صفر بدون توجه به علامت اعداد نشان دهنده کاهش هم انقباضی جهت دار می باشد.

نمودار ۲ میزان هم انقباضی جهت دار فلکسوری–اکستنسوری در مرحله فیدفوروواردی در تمرین پرش اسکات و پرش جمع بر روی سطوح تاتامی و زمین را نشان می‌دهد. نتایج آزمون آنالیز واریانس دو سویه با اندازه های تکراری نشان داد اثر اصلی سطح بر هم انقباضی فلکسوری– اکستانسوری معنی‌دار بود (p=۰/۰۰۰)، میزان این اثرگذاری (ES=۰/۵۵۱) بدست آمد. اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی فلکسوری– اکستانسوری معنی دار بود (p=۰/۰۱۳) که میزان این اثر گذاری (ES=۰/۲۴۱). همچنین اثر تعاملی سطح و تمرین بر هم انقباضی فلکسوری– اکستنسوری معنی دار نبود (p=۰/۹۵۰).



نمودار ۲. میزان هم انقباضی فلکسوری–اکستنسوری در مرحله فیدفورواردی 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=۰/۹۵۵). همچنین اثر اصلی تمرین بر هم انقباضی عمومی معنی دار است (p=۰/۰۳۱) که میزان این اثرگذاری (ES=۰/۱۸۶) بود. علاوه بر آن اثر تعاملی سطح و تمرین بر هم انقباضی عمومی معنی دار بود (p=۰/۰۲۵) و بزرگی این اثرگذاری (ES=۰/۲۰۱) گزارش شد.



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

بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد اثر سطح بر هم انقباضی داخلی–خارجی، فلکسوری – اکستانسوری معنی دار اما بر هم انقباضی عمومی معنی دار نبود. همچنین اثر تمرین بر هم انقباضی داخلی–خارجی، هم انقباضی جهت دار فلکسوری اکستنسوری و هم انقباضی عمومی معنی‌دار بود. اثر تعاملی سطح و تمرین صرفا 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

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 وابران در حرکات عملکردی مانند پرش و فرود است، ثبات مفصلی بالایی فراهم کرده و مفصل را از صدمه دیدگی نجات می‌دهد (۲۹). بهبود فعالیت فیدفوروارد 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 فیدفوروارد 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 فیدفوروارد 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 می باشد. آنها همچنین اعلام کردند در حرکت پرش ۱۸۰° این عضلات کمترین فعالیت را دارا می باشند 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 اکستنوری 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 اکستنوری شده است. این افزایش هم انقباضی می تواند میزان جابجایی قدامی تیبیا را افزایش دهد و موجب افزایش ریسک آسیب لیگامنت ACL شود (۳۲). کروزگارد و همکاران (۲۰۰۲) اعلام کردند که نقص هایی همانند اختلال در زمان بندی و میزان فعالیت عضلات کوادریسپس 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 فیدفوروارد 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 فیدفوروارد 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 فیدفوروارد حین تمرینات فانکشنال و بر روی سطوح نرم و سخت تفاوت معنی‌داری 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

به دلیل عدم وجود جهت در این نوع هم انقباضی نمی توان به خوبی علت وجود و عدوم 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 زمنیه 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 می‌سازد 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 می‌باشد که منجر به هم انقباضی بیشتر فلکسوری شده و می‌تواند یک ریسک فاکتور آسیب زا در آسیب لیگامنت صلیبی قدامی باشد. کراس تالک در ثبت اطلاعات الکترومایوگرافی می‌تواند 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 قرار گرفته است و نمونه تمرینات تک پا به ویژه مقایسه پای برتر و غیر برتر مطالعه نشده است که میتوند 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 تیبیا 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 می‌کنند، انجام مطالعه با نمونه های زن و مقایسه آن با مردان می‌تواند یافته های جدیدی در بر داشته باشد.

سپاسگزاری

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

ملاحظات اخلاقی

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

تعارض منافع

نویسندگان مقاله هیچگونه تعارض منافعی را در ارتباط با پژوهش حاضر اعلام ننمودند.

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 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/bjsm.2005.018572
12. Ahmadabadi S, Rjabi 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
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