Comparison of the Electromyographic Activity of Trunk and Hip Muscles during the Single Leg Jump-Landing in Men with and without Genu Varum

Hashem Karamvisi [1], Farideh Babakhani *[2], Rahman Sheikhhoseini [2]

1. MA Student in Sport Injury and Corrective Exercises, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Allameh Tabataba University. Tehran, Iran.
2. Assistant Professor, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Allameh Tabatabai University, Tehran, Iran

Received: 2019.February.20 **Revised: 2019.April.09** **Accepted: 2019.May.01**

Abstract

Background and Aims: Genu Varum is one of the most common malalignments of lower limb but not a lot of attention have been paid to the biomechanics of lower extremities and the muscle activities while performing the sport specific tasks in the persons. The aim of the present study was to compare the Electromyographic activity of trunk and hip muscles during the single leg jump-landing in men with and without Genu Varum.

Materials and Methods: A total of 30 athletes (15 with genu Verum and 15 without this malalignment) participated in the current cross-sectional study. Genu Varum was assessed using Bone Caliper with the accuracy of 0.01 mm. Participants performed the jump-landing on a forces Plate (Model ver 3.0.2, Danesh Salar Iranian Co.). The electromyography activities of muscles were recorded using the EMG and 100 milliseconds before and after the initial contact. MATLAB software was used for data analysis. For the statistical analysis, the independent t-test with the significance level of o≤0.05 was used.

Results: There were no significant differences in the activity of biceps femoris and semitendinosus muscles between the two groups, but there were significant differences in the mean values of gluteus Medius (P=0.001) and quadratus lumborum (P=0.002) activity between the groups (P<0.05).

Conclusion: According to the results, it seems that the Genu Varum is effective on the biomechanics of jump-landing and it is associated with reduced activity in the gluteus Medius and quadratus lumborum muscles. These changes may be associated with reduced lateral stability and increased risk of injuries in the athletes.

Keywords: Electromyography; Lower Extremity; Genu Varum; Athletes; Force Plate

Cite this article as: Hashem Karamvisi, Farideh Babakhani, Rahman Sheikhhoseini. Comparison of the Electromyographic activity of trunk and hip muscles during the single leg jump-landing in men with and without Genu Varum. J Rehab Med. 2020; 8(4): 56-64.

* **Corresponding Author**: Farideh Babakhani. Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Allameh Tabataba'i University. Tehran, Iran
Email: Farideh_babakhani@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111186.1822

مقایسه فعالیت الکترومایوگرافیک عضلات تنه و ران حین پرش–فرود تک‌پا در مردان با و بدون زانوی پرانتزی

هاشم کرم ویسی[۱]، فریده باباخانی[۲*]، رحمان شیخ حسینی[۲]

۱. کارشناس ارشد، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران
۲. استادیار گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۲/۰۱ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۱/۲۰ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۲/۱۱ *

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه زانوی پرانتزی یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی است، اما بیومکانیک اندام و همچنین فعالیت عضلات در حین فعالیت‌های وابسته به ورزش در این افراد کمتر مورد توجه قرار گرفته است. هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات تنه و ران حین پرش–فرود در مردان با و بدون زانوی پرانتزی می‌باشد.

مواد و روش‌ها

در تحقیق مقطعی حاضر،۳۰ نفر ورزشکار (۱۵ نفر با زانوی پرانتزی و ۱۵ نفر بدون آن) شرکت کردند. زانوی پرانتزی با استفاده از کالیپر مخصوص استخوان با دقت ۰،۰۱ میلی‌متر اندازه‌گیری شد. آزمودنی‌ها حرکت پرش–فرود را روی صفحه نیرو (مدل Ver 3.0.2 ساخت شرکت دانش سالار ایرانیان) انجام دادند. فعالیت عضلات با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی ثبت و ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از لحظه برخورد استخراج شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از برنامه متلب و آزمون T مستقل با سطح معناداری P≤۰/۰۵ استفاده گردید.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد تفاوت معناداری در فعالیت عضلات دوسررانی و نیم‌وتری بین دو گروه مشاهده نشد، اما در میزان فعالیت عضلانی سرینی میانی (P=۰/۰۰۱) و مربع کمری (P=۰/۰۰۲) بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده شد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد واروس زانو عاملی اثرگذار بر بیومکانیک پرش–فرود باشد، به طوری که باعث کاهش فعالیت عضلات سرینی میانی و مربع کمری می‌شود. این تغییرات ممکن است با کاهش ثبات طرفی و افزایش احتمال آسیب‌دیدگی در ورزشکاران همراه باشد.

واژه‌های کلیدی

الکترومیوگرافی؛ اندام تحتانی؛ زانوی پرانتزی؛ ورزشکاران؛ صفحه نیرو

نویسنده مسئول: فریده باباخانی، گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: farideh_babakhani@yahoo.com

مقدمه و اهداف

یکی از عوامل اثرگذار بر کنترل قامت، راستای اندام تحتانی است. اندام‌های حرکتی انسان به صورت زنجیره‌ای به هم پیوسته عمل می-کنند که اختلال در یک قسمت از آن، بقیه قسمت‌ها را هم دستخوش تغییر می‌کند. ناهنجاری‌های اندام تحتانی بر بیومکانیک حرکات اثر می‌گذارد و ممکن است به ناپایداری منجر گردد.[۱] نظر به این که تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و به بازخورد ادغام‌شده حرکات مفاصل لگن، زانو و مچ پا متکی است، بنابراین تعادل می‌تواند به دلیل اختلال در ساختار مکانیکی هر یک از مفاصل یا ساختارهای متعلق به اندام تحتانی دچار مشکل شود.[۲، ۳] زانوی پرانتزی از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال بوده که مسیر نیروها را از مرکز زانو به سمت داخلی آن تغییر داده و سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می‌گردد، به گونه‌ای که میزان نیروی عکس‌العمل در بخش داخلی حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی است.[۴] تغییرات این چنینی در اندام تحتانی موجب بر هم خوردن خط جاذبه نسبت به سطح اتکا و در نهایت، تغییرات مشخص در شاخص تعادل فرد می‌شود. این گونه بدراستایی‌ها ممکن است وضعیت پا را تغییر داده و سبب افزایش گشتاور پرونیشن مفصل ساب تالار طی تماس با زمین شود و نوسان پوسچری را افزایش دهد.[۵] از آنجا که تغییر در راستای اندام تحتانی می‌تواند بارگذاری بر بافت‌ها و مفاصل را تغییر دهد؛ لذا به نظر می‌رسد که راستای اندام‌ها با وقوع برخی آسیب‌های اندام تحتانی در ارتباط باشد.[۶، ۷] همچنین تغییر در راستای صحیح اندام تحتانی می‌تواند منجر به تغییر در عملکرد عضلات و کاهش کارآیی آن‌ها شود.[۸، ۹] تغییر خط کشش عضلات در اثر تغییر در راستای اندام تحتانی و از طرف دیگر افزایش نیروهای وارده بر ساختارهای کپسولی لیگامانی سمت داخل و یا خارج زانو در وضعیت‌های استاتیک و دینامیک برحسب نوع تغییر شکل، باعث تغییر سیگنال‌هایی که از گیرنده‌های مکانیکی به سمت سیستم عصبی مرکزی فرستاده می‌شود، می‌گردد.[۱۰] Puckree و همکاران (۲۰۰۷) بیان کردند که عملکرد عصبی-عضلانی در ورزشکاران مبتلا به ناهنجاری اندام تحتانی متفاوت از ورزشکاران سالم است[۱۱]؛ لذا به نظر می‌رسد که شناسایی تغییرات عضلانی همراه با بدراستایی‌های اندام تحتانی ممکن است بتواند نقش موثری در تدوین برنامه‌های تمرینی برای ورزشکاران در معرض خطر به علت اختلالات پاسچرال اندام تحتانی ایفا نماید.[۶، ۷، ۱۲] از طرفی دیگر، با توجه به اینکه ماهیت ورزش با اعمال بار زیاد بر بافت‌ها و مفاصل همراه است، لذا به نظر می‌رسد که برای بررسی اثر بدراستایی‌های اندام تحتانی بر عملکرد ورزشکاران، لازم است که ارزیابی‌ها در حرکات ویژه ورزشی اجرا شود. پرش-فرود یک عمل پیچیده است که در ورزش‌های مختلف اجرا می‌شود.[۱۳]

برای یک پرش و فرود مناسب نیاز است که هماهنگی بین حرکات اندام فوقانی، تنه و اندام تحتانی در ورزشکاران وجود داشته باشد. از طرفی دیگر، ورزشکاران به منظور بازی مؤثر اکثر اوقات نیاز دارند که عمل پرش را انجام دهند؛ بنابراین باید قادر باشند که فرود موفقی داشته باشند[۱۴]؛ لذا مطالعات زیادی به بررسی حرکت پرش و فرود در ورزشکاران پرداخته‌اند[۱۵-۱۷] و نتایج برخی از آنها نشان می‌دهد که تغییر الگوی فعالیت عضلانی در پرش و فرود می‌تواند اطلاعات مفیدی برای ارائه راهکارهای پیشگیری از آسیب در گروه‌های ورزشکار به دست آورد.[۱۷-۲۰] اخیراً بیشتر توجهات به سمت نقش ساختارهای پروگزیمال در عملکرد بیومکانیکی و بروز آسیب‌های اندام تحتانی معطوف شده است.[۲۱] ناحیه کمری-لگنی از جنبه کنترل عصبی-عضلانی قابل بررسی است و کارکرد نامناسب آن می‌تواند بر عملکرد اندام تحتانی اثر بگذارد.[۲۲، ۲۳] محققین نشان داده‌اند که کاهش آمپلی تود الکترومیوگرافیک عضله سرینی بزرگ با زاویه والگوس زانو همبستگی منفی دارد.[۲۴] همچنین مطالعات نشان داده‌اند که فعالیت عضلات کمری-لگنی حین دویدن[۲۵] و فرود روی یک پا[۲۶] در زنان در مقایسه با مردان به طور معناداری کمتر است. این تغییرات کینماتیکی در اندام تحتانی می‌تواند میزان تنش بر بافت‌های خاص را افزایش داده و احتمالا منجر به آسیب‌دیدگی شود.[۲۷] Hewett و همکاران نشان دادند که تغییر کینماتیک اندام تحتانی از جمله افزایش زاویه والگوس عملکردی و بارهای دورکننده زانو در حرکت پرش و فرود می‌تواند بروز آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی را در زنان ورزشکار پیش‌بینی نماید[۲۸]؛ بنابراین به نظر می‌رسد که می‌توان از کمربند کمری-لگنی به عنوان یک عامل در پیش‌بینی آسیب اندام تحتانی ورزشکاران بهره برد.[۲۹]

از آنجا که زانوی پرانتزی یک بدراستایی شایع در بین ورزشکاران است، لذا به نظر می‌رسد که بررسی فعالیت الکترومیوگرافیک عضلات اندام تحتانی و تنه می‌تواند اطلاعات مفیدی را برای ارائه راهکارهای تمرینی برای این ورزشکاران ارائه نماید و تاکنون مطالعات اندکی در این زمینه انجام شده است. با توجه به بالا بودن ریسک آسیب‌های ورزشی در جوانان مبتلا به اختلالات راستای اندام تحتانی و به تبع آن اختلال در الگوی فعالیت عضلانی و لزوم توجه به عوامل جلوگیری‌کننده از آسیب‌های ورزشی[۱۲] و تحقیقات محدودی که در خصوص تأثیر دفورمیتی زانوی پرانتزی بر فعالیت عضلات اندام تحتانی در فعالیت‌های دینامیک و ورزشی در دست است، لذا هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات تنه و ران حین پرش-فرود در مردان جوان با و بدون زانوی پرانتزی می‌باشد.

مواد و روش‌ها

روش انجام پژوهش حاضر از نوع مقطعی با گروه کنترل می‌باشد؛ بدین منظور از بین دانشجویان ورزشکار دانشگاه علامه طباطبائی، ۱۵ نفر مبتلا به زانوی پرانتزی و ۱۵ نفر بدون زانوی پرانتزی به روش در دسترس و هدفمند و بر اساس معیارهای ورود و خروج انتخاب شدند.

برآورد حجم نمونه با توجه به اختلاف میانگین و انحراف استاندارد عضله سرینی میانی در تحقیق Lee و همکاران (۲۰۱۴)[۳۰] با کمک نرم‌افزار G.power 3.1 به دست آمد.[۳۱] معیارهای ورود به تحقیق حاضر شامل فاصله بین دو کندیل داخلی بیش از ۳ سانتی‌متر، پسر بودن و دامنه سنی (۱۸–۲۵) سال، داشتن سابقه ورزشی بیش از دو سال در تیم‌های دانشگاهی که سه جلسه در هفته تمرین داشتند، بود و معیارهای خروج از تحقیق شامل حرفه‌ای بودن ورزشکار، سابقه جراحی در کمر و اندام تحتانی، سابقه آسیب‌دیدگی در ۳ ماه گذشته به نحوی که باعث شده باشد ورزشکار حداقل یک ۲۴ ساعت از ورزش دور شده باشد، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی‌ها[۳۲]، داشتن سایر ناهنجاری‌های وضعیتی مثل کف پای صاف و گود بر اساس معیار نیویورک[۳۳] و نداشتن هرگونه سابقه بیماری‌های قلبی–تنفسی یا بیماری‌هایی که باعث اختلال تعادل و یا محدودیت شرکت در فعالیت‌های بدنی می‌شود[۳۴] بود. تمام تست‌ها در آزمایشگاه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه علامه طباطبائی تهران انجام شد. قبل از شرکت در پژوهش کنونی، پروتکل آزمایش به هر یک از آزمودنی‌ها به صورت کتبی و شفاهی توضیح داده شد و همه آزمودنی‌ها فرم رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل نمودند. به آزمودنی‌ها گفته شد که هر وقت که خواستند می‌توانند تحقیق را ترک نموده و به آنها اطمینان داده شد که نتایج آزمون‌های ایشان نزد محقق به صورت محرمانه و امانت باقی خواهد ماند. کلیه روش‌های پژوهش و فرآیند آزمون‌گیری در گروه مربوطه از نظر اخلاقی و روش-شناسی مورد ارزیابی و تأیید قرار گرفت. برای ارزیابی میزان فاصله بین دو اپی کندیل داخلی استخوان‌های فمور جهت بررسی زانوی پرانتزی از کولیس تغییر شکل یافته با دقت ۰/۱ میلی‌متر و بر اساس روش‌های ذکرشده در منابع مربوطه استفاده شد. مطالعات گذشته نشان داده است که استفاده از کالیپر مخصوص استخوان برای ارزیابی فاصله بین دو اپی کندیل داخلی فمور دارای تکرارپذیری قابل قبولی می‌باشد.[۳۵] فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (۱۶ کاناله، ساخت شرکت Baya Med ایران) جمع‌آوری شد. این اطلاعات با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد.[۳۶] برای جمع‌آوری هم‌زمان داده‌ها، دستگاه الکترومیوگرافی با صفحه نیرو از نظر زمانی هماهنگ[1] شد. اطلاعات الکترومیوگرافی با استفاده از فیلتر بالاگذر و پایین‌گذر ۱۰ و ۵۰۰ هرتز فیلتر شد. فیلترینگ بر اساس منابع پیشین انجام گرفت.[۳۷]

بعد از اندازه‌گیری و ثبت اطلاعات توصیفی، موهای سطح پوست عضلات تراشیده شد و پوست با الکل تمیز شد. سپس الکترودهای سطحی از نوع F-RG (ساخت شرکت Skin Tact کشور آلمان)، دوقطبی با قطر۱۰ میلی‌متر با فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتی‌متر روی بطن عضلات و در راستای تارهای عضلانی چسبانده شد.[۳۸] فعالیت الکترومایوگرافیک عضلات سرینی میانی، دوسررانی، نیم‌غشایی (سمت پای غالب) و مربع کمری (سمت پای غیرغالب) در حین اجرای مانور پرش–فرود ثبت شد، زیرا به نظر می‌رسد که این عضلات نقش ویژه‌ای در ثبات و حرکت ناحیه مرکزی و ران داشته باشند. برای بررسی مکان صحیح الکترودها، سیگنال‌های EMG عضلات با تست عضلانی دستی ارزیابی شد. برای نرمالیز کردن اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVC) عضلات بر اساس روش‌های ذکرشده در منابع پیشین استفاده شد.[۳۹-۴۱]

الکترودگذاری هر کدام از عضلات بر روی عضلات پای برتر، موازی با جهت فیبرهای عضلات و بر اساس پروتکل SENIAM به شرح زیر انجام شد: برای پیدا کردن عضله مربع کمری ابتدا تاج خاصره را پیدا کرده سپس با لمس این ناحیه حدودا ۴ سانتی‌متری از بالک عضله ارکتور اسپاین فاصله می‌گیریم، سپس دنده دوازدهم را پیدا می‌کنیم. الکترودها با زاویه مایل در نیمه‌ی فاصله میان دنده دوازدهم تا استخوان خاصره قرار می‌گیرد. (سمت مخالف پای برتر)، سرینی میانی (در نصف فاصله بین تروکانتر بزرگ و خارجی‌ترین قسمت تاج خاصره)، عضله دوسررانی (نصف فاصله بین اپی کندیل خارجی زانو و استخوان نشیمنگاه) و نیم‌وتری (در نصف فاصله بین برجستگی ورکی و اپی کندیل داخلی زانو).[۴۲]

برای ثبت و اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین از صفحه نیرو[2] سه‌محوره (مدل Ver 3.0.2، ۸×۴۰×۵۰ ساخت شرکت دانش سالار ایرانیان) استفاده شد. از نیروی عکس‌العمل زمین برای تشخیص اولین تماس پا با زمین استفاده شد. این اطلاعات با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد.[۴۳] زمانی که مولفه عمودی خروجی صفحه نیرو به بیش از ۱۰ نیوتون رسید، این لحظه به عنوان لحظه برخورد پا با زمین در نظر گرفته شد.

قبل از اجرای تکلیف پرش–فرود روی صفحه نیرو ابتدا لازم است ۵۰ درصد حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه شود. برای این منظور از آزمودنی‌ها تست حداکثر پرش عمودی با استفاده از پرش سارجنت گرفته شد. برای انجام عمل، آزمودنی‌ها در کنار دیوار به پهلو ایستاده و از آنها خواسته شد تا حداکثر ارتفاع تا جایی که ممکن بود دستشان را بالا ببرند بدون این که پاشنه از زمین جدا شود. این اندازه‌گیری به عنوان ارتفاع ایستاده آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد، در حالی که آزمودنی‌ها دو پا ایستاده‌اند، سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد تا حداکثر پرش خود را انجام دهند و روی دو پا فرود بیایند. این ارتفاع به عنوان حداکثر پرش عمودی ثبت شد. هر آزمودنی پرش را سه بار انجام داد و پس

[1] Synchronize
[2] Force Plate

از ثبت نمرات هر سه بار، بیشترین نمره به عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت شد.[۴۳، ۴۴] پس از اندازه‌گیری حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی‌ها و تست حداکثر انقباض ارادی، آزمودنی‌ها جهت انجام تکلیف پرش–فرود آماده شدند. سپس علامتی معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش آزمودنی‌ها کنار دستگاه صفحه نیرو قرار داده شد. به آزمودنی‌ها آموزش داده شد که به حالت ایستاده با پای برهنه پشت علامتی که ۷۰ سانتی‌متر از مرکز صفحه نیرو فاصله داشت، قرار بگیرند[۴۳]، سپس با دو پا پرش کنند و علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را با یک دست لمس کنند و با پای برتر روی صفحه نیرو فرود بیاید. به آن‌ها آموزش داده شد که به محض فرود روی صفحه نیرو، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار داده، سر را بالا نگه داشته و روبه‌رو را نگاه کنند و به مدت ۲۰ ثانیه بدون حرکت بایستند.[۴۵] اگر آزمودنی روی صفحه نیرو، لی‌لی می‌کرد یا با پای دیگر صفحه نیرو را لمس می‌کرد و یا دستش علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را لمس نمی‌کرد، آن پرش حذف می‌شد. تمام آزمون‌ها در قبل از ظهر در آزمایشگاه با شرایط یکسان در یک روز انجام گرفت. به آزمودنی‌ها اجازه داده شد قبل از آزمون اصلی، حداکثر ۳ بار پرش–فرود را تمرین کنند تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردند. هر آزمودنی سه بار صحیح تکلیف را اجرا کرد. به منظور پیشگیری از خستگی آزمودنی‌ها بین هر بار پرش، ۲ دقیقه استراحت داده شد.[۴۶] پردازش داده‌های الکترومیوگرافی توسط نرم‌افزار ریاضی متلب (Matlab 2013) انجام شد. برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی از روش محاسبات Root Mean Square (RMS)استفاده شد. برای نشان دادن فعالیت عضلانی طی پرش–فرود تک‌پا از ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اولین تماس پا با زمین، داده‌های الکترومیوگرافی RMS گرفته شد. RMSهای به‌دست‌آمده با تقسیم بر RMS حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک و در عدد ۱۰۰ ضرب شد و بدین ترتیب سطح فعالیت عضلات برحسب RMS و بر اساس درصدی از MVC به دست آمد.[۲۰، ۴۷] داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۲۲ در سطح اطمینان ۹۵ درصد تجزیه و تحلیل شد (α=۰،۰۵). از آمار توصیفی برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد متغییرهای تحقیق استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو–ویلک (Shapiro-wilk Test) استفاده شد. برای مقایسه بین گروهی از روش آماری t مستقل استفاده شد.

یافته‌ها

خصوصیات دموگرافیک آزمودنی‌ها (سن، قد، وزن) و فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو در جدول ۱ آمده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود گروه‌ها از نظر متغیرهای سن، قد، وزن دارای اختلاف معناداری نیستند، ولی در متغیر فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو (p=۰/۰۳) اختلاف معناداری بین دو گروه مشاهده شد.

جدول ۱: خصوصیات آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها

متغیر	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	P-value
سن (سال)	زانوی طبیعی	۲۵/۵۴±۱/۷۱	۰/۳۲
	زانوی پرانتزی	۲۶/۳۲±۱/۳۹	
قد (سانتی‌متر)	زانوی طبیعی	۱۸۱/۲۴±۵/۵۸	۰/۲۶
	زانوی پرانتزی	۱۷۹/۵۶±۵/۷۳	
وزن (کیلوگرم)	زانوی طبیعی	۷۷/۲۶±۷/۷۴	۰/۱۳
	زانوی پرانتزی	۷۵/۴۲±۸/۶۱	
فاصله بین دو کندیل زانو (سانتی‌متر)	زانوی طبیعی	۰/۸۷±۱/۵۴	*۰/۰۳
	زانوی پرانتزی	۵/۰۴±۰/۵۸	

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت عضلات مورد مطالعه و نتایج آزمون تی مستقل

متغیر	گروه‌ها	میانگین و انحراف استاندارد	P-value
سرینی میانی	زانوی طبیعی	۶۱/۷۷±۱۲/۳۴	*۰/۰۰۱
	زانوی پرانتزی	۵۵/۸۹±۱۰/۱۱	
مربع کمری	زانوی طبیعی	۵۹/۱۵±۱۶/۲۵	*۰/۰۰۲
	زانوی پرانتزی	۵۴/۲۳±۹/۳۰	
نیم‌وتری	زانوی طبیعی	۴۱/۸۲±۸/۷۰	۰/۱۲
	زانوی پرانتزی	۳۸/۴۹±۷/۱۷	
دوسررانی	زانوی طبیعی	۶۹/۵۰±۹/۲۶	۰/۲۳
	زانوی پرانتزی	۷۱/۱۷±۱۱/۶۷	

نتایج جدول ۲ نشان می‌دهد که میزان فعالیت عضلات سرینی میانی (p=۰/۰۰۱) و مربع کمری (p=۰/۰۰۲) در افراد زانوی پرانتزی کمتر از افراد طبیعی است و این تفاوت از لحاظ آماری معنادار شد، اما مقایسه فعالیت عضلات دوسررانی و نیم‌وتری بین دو گروه از لحاظ آماری معنادار نشد (p>۰/۰۵).

بحث

هدف از مطالعه حاضر مقایسه فعالیت الکتریکی عضلات منتخب تنه و ران در تکلیف فرود در افراد با و بدون زانوی پرانتزی بود. نتایج نشان داد که میزان فعالیت عضلات سرینی میانی و مربع کمری در گروه زانوی پرانتزی به صورت معناداری کمتر از افراد بدون زانوی پرانتزی است. فعالیت عضله بعد از فرود و نحوه پاسخ عضله به نیروها و گشتاورهای اعمال‌شده در واکنش به نیروی عکس‌العمل زمین ایجاد می‌شود.[۳۶] فعالیت عضلانی بعد از فرود با هدایت کاملاً رفلکسی با یک تأخیر زمانی به کشش عضلانی پاسخ می‌دهد. اگر این تأخیر زیاد باشد، نیروهای عکس‌العمل بزرگی به سرعت در این مدت زمان بر بدن اعمال می‌شود.[۴۸] نشان داده شد است که پاسخ رفلکس کششی بعد از فرود در فعالیت الکترومایوگرافی عضلات نقش دارد.[۴۹] از طرفی دیگر، به نظر می‌رسد که تغییر راستای اندام تحتانی می‌تواند با تغییر رابطه طول–تانسیون عضلانی، فعالیت عضلات را تحت تاثیر قرار داده[۸, ۹] و این تغییرات ممکن است فرد را در معرض آسیب‌دیدگی‌های بیشتر قرار دهد. نتایج تحقیق Hosseini (۲۰۱۶) نشان داد که بانداژ ورزشی مچ پا تاثیر معناداری بر بزرگی بیشترین نیروی عمودی واکنش زمین نداشته، اما به کاهش زمان رسیدن به بیشترین نیروی عمودی واکنش زمین انجامیده است.[۴۶]

عضله سرینی میانی ابداکتور اصلی ران است و عملکرد آن برای پایداری بدن در حین فعالیت ضروری است. در مطالعات گذشته، کاهش فعالیت این عضله همراه با بدراستایی دینامیکی اندام تحتانی طی ایستادن تک‌پا مشاهده شده است.[۵۰] از جنبه‌ی بیومکانیکی، بازوی گشتاور عضله سرینی میانی نسبت به سایر عضلات اندام تحتانی (یعنی عضلات اینورتور و اورتور) که حرکت صفحه فرونتال را کنترل می‌کنند، طویل‌تر است[۵۱]؛ بنابراین کاهش فعالیت این عضله ممکن است باعث بی‌ثباتی قابل ملاحظه‌ای در اندام تحتانی در حین عملکردهای دینامیک مانند پرش و فرود شود. در همین راستا Huber و Wells (۲۰۰۶) گزارش کردند که عملکرد عضلات دورکننده ران با عملکرد تعادل دینامیکی در افراد بزرگسال در ارتباط است.[۵۲] همچنین Lee و همکاران (۲۰۱۲) گزارش کردند که عضله سرینی میانی با پایداری دینامیکی در راستای داخلی–خارجی ارتباط دارد[۵۱]؛ لذا به نظر می‌رسد که کاهش فعالیت این عضله در افراد با زانوی پرانتزی باید جدی گرفته شود و برنامه تمرینی ویژه‌ای برای آن طراحی نمود.

عضله مربع کمری که جزو عضلات مهم ناحیه مرکزی است و عمل آن همانند سرینی میانی در صفحه فرونتال قرار دارد، ثبات پروگزیمال زنجیره حرکتی را برای حرکت بخش دیستال یعنی اندام تحتانی و نیز ثبات تنه را قبل از اعمال اغتشاشات داخلی (گشتاورهای ناشی از عملکرد عضلات) یا خارجی (نیروی عکس‌العمل زمین در برخورد پا با زمین) تامین می‌کند.[۵۳] اختلالات عصبی–عضلانی ممکن است ثبات لگن را در زمان بارگذاری به هنگام تحمل وزن مختل نماید که نتیجه آن نقص در راستای صحیح اندام تحتانی و افزایش ریسک آسیب در آن است.[۵۴] در افرادی که افزایش واروس زانو دارند، در طول فعالیت‌های همراه با تحمل وزن انحراف جانبی تنه دیده می‌شود و این انحراف جانبی تنه به همان سمت و جابه‌جایی خط ثقل ممکن است باعث افزایش گشتاور ابداکتوری شود که نیروی لازم برای جلوگیری از اداکشن هیپ در حین تحمل وزن را کاهش دهد و این کاهش نیرو ممکن است دلیلی بر کاهش فعالیت سرینی میانی باشد.[۵۰] افزایش فعالیت عضلات خم‌کننده جانبی تنه که همکار عضلات ابداکتور ران هستند، باعث کاهش کارایی و فعالیت عضله سرینی میانی در آن سمت می‌شوند[۵۵] و در نتیجه منجر به کاهش کنترل ران و افزایش بدراستایی دینامیکی اندام تحتانی طی فعالیت‌های عملکردی شود[۵۱]؛ بنابراین می‌توان گفت که خم شدن جانبی تنه هنگام تحمل وزن با افزایش فعالیت عضله مربع کمری (خم‌کننده جانبی تنه) در سمت تحمل‌کننده وزن، دلیلی بر کاهش فعالیت سرینی میانی در همان سمت و کاهش فعالیت مربع کمری در طرف مقابل می‌باشد که با یافته‌های تحقیق در یک راستا هستند.

در این مطالعه عضله دوسررانی که در سمت خارج زانو قرار دارد، فعالیت بیشتر و نیم‌وتری که در قسمت داخل زانو قرار دارد، فعالیت کمتری در گروه زانوی پرانتزی نسبت به زانوی طبیعی داشتند، اگرچه این تفاوت‌ها از لحاظ آماری معنادار نشد. در ناهنجاری‌های اسکلتی–عضلانی در یکی از مفاصل، عضلات و لیگامنت‌های سمت تقعر کوتاه و عضلات و لیگامنت‌های سمت تحدب کشیده می‌شوند.[۵۶, ۵۷] اگرچه این مکانیسم طبیعی برای کاهش صدمه ضروری به نظر می‌رسد، اما در رقابت‌های ورزشی این الگوهای غیرطبیعی وارده بر سطوح مفصلی می‌تواند زمینه‌ساز آسیب و استئوآرتریت باشد.

از جمله محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان به جنسیت آزمودنی‌ها اشاره نمود. از آنجا که مطالعات نشان داده‌اند که مکانیک پرش در زنان و مردان متفاوت است، لذا ممکن است داده‌های این پژوهش برای زنان قابل تعمیم نباشد. باید در نظر داشت که برای کنترل عوامل مداخله‌گر، این نتایج در شرایط آزمایشگاهی به دست آمده و لذا ممکن است عملکرد عضلانی در شرایط واقعی با این نتایج متفاوت باشد.

این پژوهش فقط به بررسی مقادیر RMS در ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اولین برخورد پا با زمین پرداخته است، لذا بررسی فعالیت پیش‌بینانه عضلات قبل از برخورد پا با زمین و یا در سایر زمان‌ها نیز ممکن است نتایج ارزشمندی را در بر داشته باشد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده از تحقیق حاضر به نظر می¬رسد واروس زانو عاملی اثرگذار بر بیومکانیک پرش-فرود باشد، به طوری که باعث کاهش فعالیت عضلات سرینی میانی و مربع کمری می¬شود. این تغییرات ممکن است با کاهش ثبات طرفی و افزایش احتمال آسیب در ورزشکاران همراه باشد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر بر اساس پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی آقای هاشم کرم ویسی می‌باشد.

منابع

1. Cote KP, Brunet ME, II BMG, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train. 2005;40(1):41-46.
2. Zutshi K, Kapoor G, Khanna P. Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols. J Physiotherapy Occupational Therapy. 2008; 2(3):7-9.
3. Sendur OF ,Gurer G, Yildirim T, Ozturk E, Aydeniz A. Relationship of Q angle and joint hypermobility and Q angle values in different positions. Clinical rheumatology. 2006;25(3):304-8.
4. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage. 2004;12(9):745-51.
5. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. J Am Podiatric Med Association. 2005;95(6):531-41.
6. Murphy D, Connolly D, Beynnon B. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. Am J Sports Med. 2003;37(1):13-29.
7. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. J Biomechanics. 2006;39(2):330-8.
8. Carter R, Tarteval F, Marks R. Knee muscle torques of healthy adults with tibia vara: Hypothetical relationship to medial compartment knee osteoarthrosis. Isokinetics and exercise science. 2002;10(3):159-65.
9. Ramsey DK, Snyder-Mackler L, Lewek M, Newcomb W, Rudolph KS. Effect of anatomic realignment on muscle function during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Arthritis Care & Research. 2007;57(3):389-97.
10. Marks R, Kumar S, Semple J, Percy JS. Quadriceps femoris activation in healthy women with genu varum and women with osteoarthrosis and genu varum. J Electromyography Kinesiology. 1994;4(3):153-60.
11. Puckree T, Govender A, Govender K, Naidoo P. The quadriceps angle and the incidence of knee injury in Indian long-distance runners. Sports Med. 2007;19(1):9-11.
12. Emery C, Tyreman H. Sport participation, sport injury, risk factors and sport safety practices in Calgary and area junior high schools. Paediatrics & child health. 2009;14(7):439-44.
13. Sheikhhoseini R, Alizadeh MH, Salavati M, O'Sullivan K, Shirzad E, Movahed M. Altered Lower Limb Kinematics during Jumping among Athletes with Persistent Low Back Pain. Asian Exercise and Sport Science Association (AESA). 2018;6(1): ISSN (Online): 2322-4479.
14. Louw QA, Grimmer K. Biomechanical factors associated with the risk of knee injury when landing from a jump. Sports Med. 2006;18(1):18–23.
15. Ali N, Rouhi G, Robertson G. Gender, Vertical Height and Horizontal Distance Effects on Single-Leg Landing Kinematics: Implications for Risk of non-contact ACL Injury. J Hum Kinet. 2013;37:27–38.
16. Bruton MR, O'Dwyer N, Adams R. Sex differences in the kinematics and neuromuscular control of landing: biological, environmental and sociocultural factors. J Electromyography kinesiology. 2013;23(4):747–58.
17. Mahaki M, Shojaedin S, Memar R, Khaleghinazeji M. Comparison of electromyography activity of leg muscles and maximum vertical ground reaction forces in the single leg landing between patients with genu varum and normal men. Sport Med. 2013;4(9):87–106.
18. Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ. Effects of hip extensor fatigue on lower extremity kinematics during a jump-landing task in women: a controlled laboratory study. Clinical Biomechanics. 2012;27(9):903–9.
19. Homan KJ, Norcross MF, Goerger BM, Prentice WE, Blackburn JT. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. J Electromyography kinesiology. 2013;23(2):411–5.
20. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. J Electromyography Kinesiology. 2011;21(4):602–9.

21. Sheikhhoseini R, O'Sullivan K, Alizadeh MH, Sadeghisani M. Altered Motor Control in Athletes with Low Back Pain: a Literature Review. Annals of Applied Sport Science. 2016;4(4):43-50.
22. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. J Athl Train. 2002;37(1):71-9.
23. Sheikhhoseini R, Alizadeh M-H, Salavati M, O'Sullivan K, Shirzad E, Movahed M. Altered Lower Limb Kinematics during Jumping among Athletes with Persistent Low Back Pain. Ann-Appl-Sport-Sci. 2018;6(2):0-.
24. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. J Sport Rehabil. 2009;18(1):104-17.
25. Willson JD, Petrowitz I, Butler RJ, Kernozek TW. Male and female gluteal muscle activity and lower extremity kinematics during running. Clinical biomechanics. 2012;27(10):1052-7.
26. Zazulak BT, Ponce PL, Straub SJ, Medvecky MJ, Avedisian L, Hewett TE. Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy. 2005;35(5):292-9.
27. Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. The Journal of orthopaedic and sports physical therapy. 2003;33(11):686-93.
28. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Jr., Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. The American journal of sports medicine. 2005;33(4):492-501.
29. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports medicine. 2006;36(3):189-98.
30. Lee S-K, Lee S-Y, Jung J-M. Muscle activity of the gluteus medius at different gait speeds. J phy ther sci. 2014;26(12):1915–7.
31. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G. Power: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007;39(2):175–91.
32. Badi M, Wade AN, Collins DR, Nicolaou S, Kobza BJ, Kopec JA. Comparison of lifts versus tape measure in determining leg length discrepancy. J Rheumatology. 2014;41(8):1689–94.
33. McRoberts LB, Cloud RM, Black CM. Evaluation of the New York Posture Rating Chart for Assessing Changes in Postural Alignment in a Garment Study. CTRJ. 2013;31(2):81–96.
34. Samaei A, Bakhtiary A, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. Inter j sports med. 2012;33(6):469-73. [In Persian].
35. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Labelle H. Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. Disability rehabili. 2011;33(5):367–83.
36. Carcia CR, Martin RL. The influence of gender on gluteus medius activity during a drop jump. Phyl Ther Sport. 2007;8(4):169-76.
37. Carlo J, De Luca L, Gilmore D, Kuznetsov M, Roy S. Filtering the surface EMG signal Movement artifact and baseline noise contamination. J Biomechanics. 2010; 43:1573-9.
38. Stegeman D, Hermens H. Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). Enschede: Roessingh Research and Development. 2007:108-12.
39. Webber M. Cytopathic effects in primary epithelial cultures derived from the human prostate. Investigative urology. 1976;13(4):259-70.
40. Lieberman DE, Raichlen DA, Pontzer H, Bramble DM, Cutright-Smith E. The human gluteus maximus and its role in running. Jf Experimental Biology. 2006;209(11):2143-55.
41. Hadadnezhad M, Rajabi R, Ashraf Jamshidi A, Shirzad E. The Effect of Plyometric Training on Trunk Muscle Pre-activation in Active Females with Trunk Neuromuscular Control Deficit. SSU_Journals. 2014;21(6):705-15. [In Persian].
42. Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, Maffiuletti NA, Minetto MA. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. Eur J Appl Physiol. 2011;111(10):2461–71.
43. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. J sci med sport. 2012;15(2):159-63.
44. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. J athletic training. 2005;40(4):298.
45. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. J athletic training. 2008;43(1):44-50.
46. Hosseini SM, Telikani F, Rahimi A, Ebrahim Abadi Z, Akbarzadeh Baghban A. The study of prophylactic athletic ankle taping on vertical ground reaction force during. landing. J Rehab Med. 2016; 5(2): 106-114.

47. Rutherford D, Hubley-Kozey C, Stanish W. The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis. Osteoarthritis cartilage. 2010;18(5):654-61.
48. Santello M, McDonagh MJ, Challis JH. Visual and non-visual control of landing movements in humans. J Physiology. 2001;537(1):313-27.
49. McDonagh MJ, Duncan A. Interaction of pre-programmed control and natural stretch reflexes in human landing movements. J physiology. 2002;544(3):985-94.
50. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. J athletic training. 2006;41(2):166.
51. Lee S-P, Souza RB, Powers CM. The influence of hip abductor muscle performance on dynamic postural stability in females with patellofemoral pain. Gait & posture. 2012;36(3):425-9.
52. Huber FE, Wells CL. Therapeutic exercise: Treatment planning for progression: Elsevier Saunders; 2006.
53. Ambegaonkar JP, Mettinger LM, Caswell SV, Burtt A, Cortes N. Relationships between core endurance, hip strength, and balance in collegiate female athletes. Inte j sports physical therapy. 2014;9(5):604.
54. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. J athletic training. 2011;46(3):246-56.
55. Peterson-Kendall F, Kendall-McCreary E, Geise-Provance P, McIntyre-Rodgers M, Romani W. Muscles testing and function with posture and pain. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
56. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. Gait & posture. 2009;29(2):172-87.
57. Mosavi S, Bazvand M, Memar R, Sadeghi H. Comparison of leg muscles electromyography during gait in pescavus and planus in men aged 20-28 years. Scientific J Kur Uni Med Sci. 2015;20(1). [In Persian].