

The Effect of Genu Varum on the Pre-activation, Muscle Activation Pattern and Time to Stabilization During the Single Leg Jump-Landing

Karamveysi H¹, Babakhani F², Barati A.H³

Abstract

Purpose: Genu varum is one of the most common mal-alignments of lower limb associated with dysfunction. However, little attention has paid to limb alignment and muscle activities while performing sport-specific tasks in persons with genu varum. The aim of this study is to compare the Effect of Genu Varum on the Pre-activation, Muscle Activation Pattern and Time to Stabilization During the Single Leg Jump-Landing

Methods: In this cross-sectional study, 30 athletes (15 with and 15 without genu verum) participated. Genu varum was assessed with caliper with the accuracy of 0.01 mm. The time to stabilization was measured using force plate in the jump-landing motion. The data obtained from electromyography that synchronized with the force plate and the onset of muscle activity were calculated and analyzed in MATLAB. For the statistical analysis, independent samples t-test with the significance level of $p \leq 0.05$ was used.

Results: The results showed that the activity of the gluteus medius muscle ($p=0.003$) in genu varum knee is less than normal, and this difference was statistically significant. There were no significant differences in the activity of gluteus maximus, biceps femoris and semitendinosus between the two groups. In addition, no significance difference was observed in the onset of muscle activity between groups ($p>0.05$). Moreover, the comparison of time to stabilization in the medial- latera ($p=0.003$) and overall ($p=0.01$) in participants with genu varum knee is higher than normal participants, and this difference was significant. Yet, in the anterior-posterior direction, there was no significant difference between the two groups ($p>0.05$).

Conclusion: It seems that genu varum is influential on the biomechanics of jump-landing and it is associated with reduced activity in the gluteus medius muscles. These changes may be associated with reducing lateral stability and increased risk of injuries in the athletes.

Keywords: Electromyography, Time to stabilization, Genu varum, Force plate

Received: 2018.11.14 Accepted: 2019.09.01

تأثیر زانوی پرانتهی بر فعالیت پیش بینانه، الگوی زمان بندی عضلات و زمان رسیدن به پایداری حین پرش -

فرود تک پا

هاشم کرم ویسی^۱، فریده باباخانی^۲، امیرحسین براتی^۳

هدف: زانوی پرانتهی از شایع ترین ناهنجاری های اندام تحتانی است که با اختلال در عملکرد افراد همراه است، اما راستای اندام و همچنین فعالیت عضلات در حین فعالیت های ورزشی در این افراد کمتر مورد توجه قرار گرفته است. هدف این مطالعه، بررسی تأثیر زانوی پرانتهی بر فعالیت پیش بینانه، زمان بندی عضلات و زمان رسیدن به پایداری حین پرش- فرود می باشد.

روش بررسی: در این تحقیق مقطعی، ۳۰ نفر ورزشکار (۱۵ نفر با زانوی پرانتهی و ۱۵ نفر بدون آن) شرکت کردند. زانوی پرانتهی با استفاده از کولیس با دقت ۰/۰۱ میلیمتر اندازه گیری شد. زمان رسیدن به پایداری با استفاده از صفحه نیرو در حرکت پرش- فرود ارزیابی شد. با استفاده از اطلاعات ثبت شده توسط دستگاه الکترومیوگرافی که با صفحه نیرو همزمان شده

بود میزان و زمان آغاز فعالیت عضلات محاسبه و برای تجزیه و تحلیل در برنامه متلب استخراج شد. برای تجزیه و تحلیل آماری داده ها از آزمون t مستقل با سطح معناداری ($p \leq 0.05$) استفاده گردید.

یافته ها: نتایج نشان داد که میزان فعالیت عضله سرینی میانی ($p=0.003$) در افراد زانوی پرانتری کمتر از افراد طبیعی است و این تفاوت از لحاظ آماری معنی دار شد. اما مقایسه فعالیت سرینی بزرگ، دوسر رانی و نیم وتری بین دو گروه معنی دار نشد. همچنین مقایسه زمان آغاز فعالیت عضلات بین دو گروه معنی دار نشد ($p > 0.05$). همچنین مقایسه زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی - خارجی ($p=0.003$) و کلی ($p=0.01$) در افراد زانوی پرانتری بیشتر از افراد طبیعی است و این تفاوت معنی دار شد. اما در راستای قدامی - خلفی بین دو گروه معنی دار نشد ($p > 0.05$).

نتیجه گیری: به نظر می رسد واروس زانو Knee Varus عاملی اثر گذار بر بیومکانیک پرش - فرود باشد به طوری که باعث کاهش فعالیت عضله سرینی میانی می شود. این تغییرات ممکن است با کاهش ثبات طرفی و افزایش احتمال آسیب دیدگی در ورزشکاران همراه باشد.

کلمات کلیدی: الکترومیوگرافی، زانوی پرانتری، زمان رسیدن به پایداری، صفحه نیرو

نویسنده مسئول: هاشم کرم ویسی، hashem1990.69@gmail.com، ORCID: 0000-0003-4371-8840

آدرس: تهران، انتهای اتوبان حکیم غرب، ورودی غربی ورزشگاه آزادی، روبروی هتل المپیک، دانشگاه علامه طباطبائی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

۱- کارشناس ارشد گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی تهران، تهران، ایران

۲- استادیار گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی تهران، تهران، ایران

۳- دانشیار گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید بهشتی تهران، تهران، ایران

مقدمه

های مکانیکی به سمت سیستم عصبی مرکزی فرستاده می شود (۶).

سیستم عصبی - عضلانی به وسیله دو مکانیسم فید فورواردی و فیدبکی^۱ عضلات را فعال می کند. مکانیسم فید فورواردی به این صورت است که سیستم عصبی بر اساس تجربیات قبلی و فعالیت های رفلکسی Reflex عضلات را قبل از برخورد فعال می کند (۷). زمان شروع و مدت زمان فعالیت عضلات قبل از برخورد، از متغیرهای کلیدی هستند که فعالیت عضلانی مناسب را در لحظه برخورد پا با زمین تضمین می کنند (۸). در همین راستا Santello و همکاران (۹) گزارش کردند که سیستم حسی - حرکتی براساس تجربه فرود های قبلی می تواند میزان نیروی عکس العمل زمین را به طور دقیقی پیش بینی کند و از طریق فعال سازی مناسب عضلات قبل از فرود میزان نیاز اندام تحتانی را تأمین نماید. همچنین الگوی فراخوانی عصبی - عضلانی و زمانبندی عضلات،

زانوی پرانتری از جمله ناهنجاری های زانو در صفحه فرونتال Frontal است که مسیر نیروها را از مرکز زانو به سمت داخلی آن تغییر داده و سبب اعمال بار بیشتر به ساختار داخلی زانو می گردد (۱،۲). تغییرات این چینی، وضعیت پا را تغییر داده و سبب افزایش گشتاور پرونیشن Pronation مفصل ساب تالار Subtalar، بر هم خوردن خط جاذبه نسبت به سطح اتکا و تغییرات مشخص در شاخص تعادل فرد می شود (۲) از آن جایی که سیستم اسکلتی-عضلانی انسان به صورت زنجیره ای به هم پیوسته عمل می کند، اختلال در یک قسمت باعث تغییر در بقیه قسمت ها می شود (۳). تغییر در راستای صحیح اندام تحتانی می تواند منجر به تغییر در عملکرد عضلات و کاهش کارایی آن ها شود (۴، ۵). انحراف 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 بر حسب نوع تغییر شکل، باعث تغییر سیگنال هایی می گردد که از گیرنده-

¹ Feed Forward and Feedback

بدراستایی های اندام تحتانی ممکن است بتواند نقش موثری در تدوین برنامه های تمرینی برای ورزشکاران در معرض خطر به علت اختلالات قامت Postural اندام تحتانی ایفا نماید (۲۸-۲۶). علاوه بر این ها با توجه به بالا بودن ریسک آسیب های ورزشی در جوانان مبتلا به ناراستایی اندام تحتانی و به تبع آن اختلال در الگوی فعالیت عضلانی و کنترل قامت (زمان رسیدن به پایداری) و لزوم توجه به عوامل جلوگیری کننده از آسیب های ورزشی (۲۶) و تحقیقات محدودی که در خصوص تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری بر فعالیت عضلانی و کنترل قامت در فعالیت های پویا و ورزشی در دست است. بنابراین هدف از انجام این تحقیق، بررسی تأثیر زانوی پرانتری بر فعالیت پیش بینانه، زمان بندی عضلات و زمان رسیدن به پایداری حین پرش- فرود تک پا می باشد.

روش بررسی

روش انجام این پژوهش از نوع مقطعی با گروه کنترل می باشد. بدین منظور از بین دانشجویان ورزشکار دانشگاه علامه طباطبائی، ۱۵ نفر مبتلا به زانوی پرانتری و ۱۵ نفر بدون زانوی پرانتری به روش در دسترس و هدفمند و بر اساس معیارهای ورود و خروج انتخاب شد. برآورد حجم نمونه با کمک نرم افزار G^*power با $\alpha=0/05$ ، اندازه اثر $\beta=0/2$ و $0/94$ (توان آماری $0/80$) به دست آمد (۲۹) (پیوست ۱).

معیار های ورود به تحقیق شامل: فاصله بین دو کندیل داخلی بیش از ۳ سانتی متر، مذکر (۱۸-۲۵) سال، سابقه ورزشی بیش از دو سال در تیم های دانشگاهی که سه جلسه در هفته تمرین داشتند. معیار های خروج از تحقیق: حرفه ای بودن ورزشکار، سابقه جراحی در کمر و اندام تحتانی، سابقه آسیب دیدگی 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 سانتی متر (۳۰)، داشتن سایر ناهنجاری های وضعیتی مثل کف پای صاف و گود بر اساس معیار نیویورک (این آزمون ۱۳ حالت دارد که ۱۱ حالت آن مربوط به ارزیابی ستون فقرات که مشاهدات صورت گرفته از وضعیت بدن فرد در پشت صفحه شطرنجی انجام می گیرد، هر وضعیت بدن سه تصویر دارد که تصاویر براساس وضعیت طبیعی (نمره ۵)، ناهنجاری خفیف (نمره ۳)،

سفتی و ثبات مفصلی را طی حرکت فراهم می کنند (۱۰). و فراخوانی غیر طبیعی عضلات حین انجام مانور- های ورزشی در اندام تحتانی و تنه، منجر به اختلال در ثبات مفصلی می شود که از علل اصلی آسیب های رباطی در مفاصل است (۱۱). Puckree و همکاران (۱۲) بیان کردند که عملکرد عصبی - عضلانی در ورزشکاران مبتلا به ناهنجاری اندام تحتانی متفاوت از ورزشکاران سالم است. لذا به نظر می رسد که شناسایی تغییرات عضلانی همراه با بدراستایی های اندام تحتانی ممکن است بتواند نقش موثری در تدوین برنامه های تمرینی برای ورزشکاران در معرض خطر به علت اختلالات پاسچرال اندام تحتانی ایفا نماید (۱۴، ۱۳، ۳). از طرفی هم با توجه به اینکه ماهیت ورزش با اعمال بار زیاد بر بافت ها و مفاصل همراه است، لازم است که برای بررسی اثر بدراستایی های اندام تحتانی بر عملکرد، ارزیابی ها در حرکات ویژه ورزشی اجرا شود. پرش - فرود حرکت ویژه و پیچیده ورزشکاران در طول فعالیت های ورزشی و رقابتی است (۳).

مطالعاتی که به بررسی این حرکت پرداخته اند گزارش کرده اند که بیشتر آسیب های غیر برخورداری ACL در حین پرش - فرود تک پا اتفاق می افتد (۱۶، ۱۵)، و نتایج برخی از آن ها پیشنهاد می کند که شناسایی الگوی فعالیت عضلانی در پرش - فرود می تواند اطلاعات مفیدی برای ارائه راهکارهای پیشگیری از آسیب در گروه های ورزشکار به دست دهد (۱۸، ۱۷). از آن جایی که بیشتر توجهات به سمت نقش ساختار های پروگزیمال Proximal در عملکرد بیومکانیکی معطوف شده است (۱۹) و کارکرد نامناسب عضلات ناحیه کمری - لگنی می تواند بر عملکرد اندام تحتانی اثر بگذارد (۲۱، ۲۰)، در همین راستا می توان به تغییر عملکرد سرینی میانی که منجر به تیلت جانبی لگن (۲۲)، افزایش نزدیک شدن و چرخش داخلی ران در طول فعالیت هایی مانند دویدن، اسکات و بالا و پایین رفتن از پله می شود (۲۳) و نقص در عملکرد عضله سرینی بزرگ که باعث افزایش زاویه والگوس Valgs زانو در حین حرکت پرش - فرود می شود (۲۴) اشاره کرد. این تغییرات کینماتیک Kinematic در اندام تحتانی می تواند میزان تنش بر بافت های خاص را افزایش داده و احتمالاً منجر به آسیب دیدگی شود (۲۵). لذا به نظر می رسد که شناسایی نحوه فراخوانی و زمان بندی عضلات کمر بند لگنی همراه با

برای ثبت و اندازه گیری نیروی عکس العمل زمین از صفحه نیرو Force Plate سه محوره (مدل Ver 3.0.2، ۵۰×۴۰×۸ ساخت شرکت دانش سالار ایرانیان) استفاده شد. از نیروی عکس العمل زمین برای تشخیص اولین تماس پا با زمین و زمان رسیدن به پایداری استفاده شد. این اطلاعات با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شد (۴۱). زمانی که مولفه عمودی خروجی صفحه نیرو به بیش از ۱۰ نیوتون می رسید، این لحظه به عنوان لحظه برخورد پا با زمین در نظر گرفته شد (۴۱). قبل از اجرای تکلیف ابتدا لازم است ۵۰ درصد حداکثر پرش ارتفاع (پرش سارجنت) آزمودنی محاسبه شود. (۴۲)، (۴۱) (شکل ۲).



شکل ۲: پرش سارجنت

پس از اندازه گیری حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی ها و تست حداکثر انقباض ارادی، آزمودنی ها جهت انجام تکلیف آماده شدند. سپس علامتی معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش آزمودنی ها کنار دستگاه صفحه نیرو قرار داده شد. به آزمودنی ها آموزش داده شد که به حالت ایستاده با پای برهنه پشت علامتی که ۷۰ سانتی متر از مرکز صفحه نیرو فاصله داشت قرار گرفتند (۴۱). سپس با دوپا پرش کنند و علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را با یک دست لمس و با پای برتر روی صفحه نیرو فرود بیاید. به محض فرود دست ها را در ناحیه لگن قرار داده، سر را بالا نگه داشته و رو به رو نگاه کنند و به مدت ۲۰ ثانیه بدون حرکت بایستند (۴۳، ۴۱). اگر آزمودنی روی صفحه نیرو، لی لی می کردند یا با پای دیگر صفحه نیرو را لمس کند و یا دستش علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را لمس نمی کرد آن پرش حذف می شد.

در هر بخش آزمودنی ها تکلیف را سه بار انجام می دادند، به منظور پیشگیری از خستگی آزمودنی ها بین هر بار آزمون، ۲ دقیقه استراحت داده شد برای محاسبه

ناهنجاری شدید (نمره ۱) نمره دهی می شوند (۳۱)، نداشتن هرگونه سابقه بیماری های قلبی- تنفسی یا بیماری هایی که باعث اختلال تعادل و یا محدودیت شرکت در فعالیت های بدنی می شوند (۳۲).

برای ارزیابی میزان فاصله بین دو اپی کندیل Epicondyle داخلی ران جهت بررسی زانوی پرانتری از کولیس تغییر شکل یافته با دقت ۰/۱ میلی متر استفاده شد (۳۳). فعالیت الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (۱۶ کاناله، ساخت شرکت Baya Med ایران) جمع آوری شدند. این اطلاعات با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند (۳۴). برای جمع آوری هم زمان داده ها، دستگاه الکترومیوگرافی با صفحه نیرو از نظر زمانی هماهنگ Synchronize شد. اطلاعات الکترومیوگرافی با استفاده از فیلتر میان گذر و پایین گذر ۲۰ و ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. فیلترینگ بر اساس منابع پیشین انجام گرفت (۳۵). بعد از اندازه گیری 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 قطر ۱۰ میلیمتر با فاصله مرکز به مرکز ۲ سانتیمتر روی بطن عضلات و در راستای تار های عضلانی چسبانیده شد (۳۶). برای بررسی مکان صحیح الکترودها، سیگنال های الکترومیوگرافی عضلات با تست عضلانی دستی ارزیابی شدند. برای نرمال کردن اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک^۱ عضلات بر اساس روش های ذکر شده در منابع پیشین استفاده شد (۳۹-۳۷). الکتروود گذاری هر کدام از عضلات بر روی عضلات پای برتر، موازی با جهت فیبرهای عضلات و بر اساس پروتکل SENIAM انجام شد (۴۰) (شکل ۱).



شکل ۱: موقعیت قرارگیری الکترودها بر روی عضلات

^۱ Maximum voluntary contraction isometric

داده ها با استفاده از نرم افزار آماری SPSS 22 تجزیه و تحلیل شدند. از آمار توصیفی برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن داده ها از آزمون شاپیرو ویلک^۶ استفاده شد (پیوست ۲). برای مقایسه بین گروهی از روش آماری t مستقل در سطح معنی داری ۰/۰۵ درصد استفاده شد.

یافته ها

خصوصیات دموگرافیک آزمودنی ها (سن، قد، وزن) و فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو در جدول ۱ آمده است. همان طور که ملاحظه می شود گروه ها از نظر متغیرهای سن، قد، وزن دارای اختلاف معنی داری نیستند. ولی در متغیر فاصله بین دو کندیل داخلی مفصل زانو ($p=0/03$) اختلاف معنی داری بین دو گروه مشاهده شد.

نتایج جدول ۲ نشان می دهد که میزان فعالیت عضله سرینی میانی ($p=0/003$) در افراد زانوی پرانتری کمتر از افراد طبیعی است و این تفاوت از لحاظ آماری معنی دار شد. اما مقایسه فعالیت عضلات سرینی بزرگ، دوسر رانی و نیم وتری بین دو گروه از لحاظ آماری معنی دار نشد ($p>0/05$). همچنین مقایسه زمان آغاز فعالیت عضلات سرینی میانی، سرینی بزرگ، دوسر رانی و نیم وتری بین دو گروه از لحاظ آماری معنی دار نشد ($p>0/05$). نتایج جدول ۳ نشان می دهد که مقایسه زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی- خارجی ($p=0/003$) و کلی ($p=0/010$) در افراد زانوی پرانتری بیشتر از افراد طبیعی است و این تفاوت از لحاظ آماری معنی دار شد. اما مقایسه زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی - خلفی بین دو گروه از لحاظ آماری معنی دار نشد ($p>0/05$).

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام این پژوهش بررسی تأثیر زانوی پرانتری بر فعالیت پیش بینانه، الگوی زمان بندی عضلات و زمان رسیدن به پایداری حین پرش - فرود تک پا بود. نتایج نشان داد که اختلاف معنی داری در میزان فعالیت پیش

زمان رسیدن به پایداری، از نرم افزار متلب استفاده شد. محاسبه زمان رسیدن به پایداری داخلی- خارجی و قدامی - خلفی با استفاده از روش دامنه تغییرات توضیح داده شده توسط Ross و همکاران (۴۳) محاسبه شد. از نیروهای محور Z برای مشخص کردن اولین لحظه تماس با صفحه نیرو استفاده می شود. بعد از این که زمان رسیدن به پایداری در دو راستای داخلی- خارجی و قدامی - خلفی محاسبه شدند جهت کنترل متغیر مغل وزن، نیروهای عکس العمل در هر دو راستا بر وزن آزمودنی ها تقسیم شد و به عنوان متغیر مرجع در نظر گرفته شد. زمان رسیدن به پایداری کلی با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد:

$$RVTTs = \sqrt{MLTTS^2 + APTTS^2}$$

زمان رسیدن به پایداری کلی (RVTTs) برابر است با جذر مجموع مجذورات در دو راستای قدامی-خلفی (APTTS) و داخلی- خارجی (MLTTS)

همچنین برای محاسبه زمان شروع فعالیت عضلات، در ابتدا امواج یک سوپره شده و سه برابر انحراف استاندارد میزان فعالیت الکتریکی عضلات در خط زمینه به عنوان آستانه آغاز فعالیت در نظر گرفته شد. بر طبق قرارداد هنگامی که فعالیت عضله به آستانه رسید و حداقل به مدت ۲۵ میلی ثانیه بالای سطح آستانه باقی بماند، این نقطه به عنوان زمان آغاز فعالیت در نظر گرفته می شود (۴۴). پردازش داده های الکترومیوگرافی توسط نرم افزار متلب Matlab انجام شد. برای تجزیه و تحلیل سیگنال - های خام الکترومیوگرافی از روش محاسبات (RMS)^۴ استفاده می شود. برای نشان دادن فعالیت عضلانی طی پرش - فرود تک پا از ۱۰۰ میلی ثانیه قبل از اولین تماس پا با زمین داده های الکترومیوگرافی RMS گرفته شد. RMS های بدست آمده با تقسیم بر RMS حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک و در عدد ۱۰۰ ضرب شد و بدین ترتیب سطح فعالیت عضلات بر حسب RMS و براساس درصدی از MVC^۵ به دست آمد (۴۵، ۴۶)

¹ Resultant Vector Time to Stabilization

² Anterior- Posterior Time to Stabilization

³ Medial - lateral Time to Stabilization

⁴ Root Mean Square

⁵ Maximum Voluntary Contraction

⁶ Shapiro-wilk test

جدول ۱: خصوصیات آنتروپومتریک آزمودنی ها

متغیر	طبیعی		p-مقدار
	میانگین ± انحراف معیار	زناوی پراتنزی میانگین ± انحراف معیار	
سن (سال)	۲۵/۵۴ ± ۱/۷۱	۲۶/۳۲ ± ۱/۳۹	۰/۳۲۳
قد (سانتی متر)	۱۸۱/۲۴ ± ۵/۵۸	۱۷۹/۵۶ ± ۵/۷۳	۰/۲۶۴
وزن (کیلوگرم)	۷۷/۲۶ ± ۷/۷۴	۷۵/۴۲ ± ۸/۶۱	۰/۱۳۶
فاصله بین دو کندیل زانو (سانتی متر)	۰/۸۷ ± ۱/۵۴	۵/۰۴ ± ۰/۵۸	*۰/۰۳۱

*: سطح معنی داری $p < ۰/۰۵$

جدول ۲: میزان فعالیت پیش بینانه، زمان آغاز فعالیت و نتایج آزمون تی مستقل

متغیر	طبیعی	میانگین ± انحراف معیار	زناوی پراتنزی میانگین ± انحراف معیار	t	p-مقدار	میزان فعالیت پیش بینانه
سری بزرگ	۴۵/۸۳ ± ۸/۶۱	۴۲/۴۳ ± ۷/۰۴	۱/۵۶	۰/۱۲۹	سری بزرگ	
نیم وتری	۴۶/۷۸ ± ۹/۸۷	۴۴/۲۴ ± ۹/۳۴	۱/۵۰	۰/۱۴۴	نیم وتری	
دوسر رانی	۴۷/۵۳ ± ۶/۷۱	۴۵/۵۹ ± ۷/۷۲	۰/۷۳۱	۰/۴۷۱	دوسر رانی	
سری میانی	-۱۱۹ ± ۹/۶۱	-۱۲۱/۴۰ ± ۹/۳۱	۰/۴۲۵	۰/۶۷۵	زمان آغاز فعالیت	سری میانی
سری بزرگ	-۲۱۴/۸۰ ± ۴۹/۸۷	-۲۱۳/۴۶ ± ۴۹/۷۷	۰/۰۷۳	۰/۹۴۲	سری بزرگ	
نیم وتری	-۱۷۲/۱۳ ± ۴۱/۶۴	-۱۷۳/۵۳ ± ۴۳/۹۷	۰/۰۹۰	۰/۹۲۹	نیم وتری	
دوسر رانی	-۱۳۱ ± ۲۸/۱۰	-۱۳۵/۸۰ ± ۳۳/۶۷	۰/۴۱۲	۰/۶۸۱	دوسر رانی	

*: سطح معنی داری $p < ۰/۰۵$

جدول ۳: زمان رسیدن به پایداری و نتایج آزمون تی مستقل

متغیر	طبیعی	میانگین ± انحراف معیار	زناوی پراتنزی میانگین ± انحراف معیار	t	p-مقدار	زمان رسیدن به پایداری (TTS) (ثانیه)
داخلی - خارجی	۳/۶۷ ± ۰/۷	۴/۷۳ ± ۱/۱۲	۳/۳۰	*۰/۰۰۳	پایداری (TTS) (ثانیه)	
کلی	۴/۸۰ ± ۰/۶۴	۵/۷۷ ± ۱/۳۵	۲/۷۵	*۰/۰۱۰	کلی	

*: سطح معنی داری $p < ۰/۰۵$

میزان نیروهای عکس العمل زمین، بدن می بایست فرود را پیش بینی کرده و خود را برای آن آماده نماید که این امر از طریق انقباض عضلانی محقق می شود. ناتوانی بدن در تولید انقباضات برون گرا و پیش بینانه عضلات اندام تحتانی به صورت معنی داری سبب افزایش نیروهای عکس العمل زمین و نیز زمان رسیدن به پایداری می شود (۴۸). تحقیقات قبلی نشان دادند که فعال سازی عضلانی

بینانه سری میانی بین دو گروه وجود داشت اما اختلاف معنی داری در فعالیت عضلات سری میانی بزرگ، نیم وتری و دو سر رانی بین دو گروه وجود نداشت. فعالیت عضله قبل از فرود سنجشی از انقباض پیش بینانه است. قبل از تماس پا با زمین در حرکت فرود عضلات اندام تحتانی فعال می گردند تا نیروهایی که در هنگام تماس اعمال می شوند را جذب نمایند (۴۷). به منظور کاهش در

نیم وتری و دوسر رانی بین افراد دارای زانوی پرانتری و نرمال وجود ندارد. کنترل نوروماسکولار تحت عنوان تنظیم فعال شدن عضلانی از طریق سیستم عصبی و عوامل مرتبط با اجرای فعالیت ورزشی تعریف می شود (۶۰). ثبات دینامیک ناشی از عضلات، نیازمند پیش بینی و واکنش نسبت به بارهای اعمال شده بر مفصل است. هر عاملی که منجر به تأخیر و مهار عملکرد عوامل ثبات دهنده مفصل شود، در درجه اول بی ثباتی مفصل و در درجه بعدی آسیب های رباطی را به دنبال خواهد داشت (۶۱). ثبات دینامیک مفصل در صورت زمان بندی نامناسب عضلات اطراف مفصل تحت تاثیر قرار می گیرد. زمان بندی مناسب فعالیت عضلات اطراف مفصل، الگوهای فید فورواری مناسب را برای کنترل حرکت و وضعیت مفصل در مانورهای آسیب زا فراخوانی می کند و در صورت عدم زمان بندی مناسب شروع فعالیت عضله، مفصل در معرض صدمه قرار می گیرد. در نهایت می توان گفت، زانوی پرانتری باعث تغییر سیستم عصبی نمی شود و مسیر آوران و وایران سیستم عصبی افراد زانوی پرانتری و نرمال شبیه یکدیگر است. هنگامی که پتانسیل عمل ایجاد می شود و از طریق مسیر وایران سیستم عصبی به سمت عضلات فرستاده می شود، این پتانسیل عمل بعد از یک سری فعل و انفعالاتی باعث شروع فعالیت عضله می شود و از آنجایی که مسیر وایران افراد زانوی پرانتری و نرمال شبیه یکدیگر است، بنابراین زمان شروع فعالیت افراد بین دو گروه شبیه یکدیگر می باشد. با توجه به تلاش محقق، تحقیقی در زمینه ی زمان شروع فعالیت عضلات این تحقیق در افراد مبتلا به زانوی پرانتری و همچنین در حرکت پرش- فرود یافت نشد. تحقیقات انجام شده در خصوص زمان فعالیت عضلات بیشتر به آسیب های زانو مانند آرتروز و بازسازی رباط صلیبی قدیمی مربوط می شود که بیان شده که آسیب ها در زانو می تواند زمان فعال سازی عضلات را تغییر دهد (۶۲، ۶۳) Park و همکاران (۶۴) که زمان آغاز فعالیت عضلات پهن داخلی و خارجی را بین افراد دارای زانوی پرانتری و نرمال مقایسه کرده بودند؛ تفاوتی را بین دو گروه گزارش نکردند. نتایج به لحاظ اینکه بین زمان آغاز فعالیت تفاوتی بین دو گروه وجود ندارد. در تحقیقی دیگر Javdaneh و همکاران (۶۹) نتیجه گیری کردند که اختلاف معنی داری در عضلات دوقلو داخلی و سרینی میانی بین دو گروه

قبل از فرود با حفظ ثبات بدن و نیز جذب نیرو در هنگام فرود در ارتباط است (۴۷). عملکرد مؤثر فرود به یادگیری حرکتی و توانایی سیستم کنترل حرکتی برای اصلاح جزئیات فرود بستگی دارد و احتمالاً نتایج الکترومیوگرافی به سطح مهارت و تمرین نیز وابسته باشد (۴۹). با افزایش ارتفاع فرود، اوج نیروی عکس العمل عمودی زمین و اوج نیروی عکس العمل خلفی زمین به طور معناداری افزایش می یابند که باید از طریق نیروی حاصل از انقباض عضلات تعدیل یابند تا به آسیب های اسکلتی - عضلانی و رباط ها منجر نشوند (۵۰، ۵۱).

با توجه به نتایج مطالعات دیگر می توان گفت که میزان فعالیت عضلات قبل از فرود ممکن است به عواملی مانند تصور فرد از میزان نزدیک شدن به سطح فرود (۵۲)، نحوه فرود (ناگهانی یا قابل انتظار) (۴۷)، مهارت (۵۳) و حس عمقی مفصل مچ پا (۵۴، ۵۵) بستگی داشته باشد. یافته های تحقیق حاضر نشان داد که زانوی پرانتری باعث کاهش فعالیت سרینی میانی قبل از فرود می شود. عضله سרینی میانی ابداکتور اصلی ران است و عملکرد آن برای پایداری بدن در حین فعالیت ضروری است. در مطالعات گذشته (۵۶) کاهش فعالیت این عضله همراه با بدراستایی دینامیکی اندام تحتانی طی ایستادن تک پا مشاهده شده است. Patrek و همکاران (۵۷) گزارش کردند که کاهش فعالیت پیش بین عضلات و همچنین کاهش قدرت ابداکتورهای ران سفتی ران را در صفحه فرونتال کاهش می دهد. علاوه بر این کاهش فعالیت پیش بین، در کاهش گشتاور مفصلی و کاهش گشتاور اداکتوری خارجی ران نقش دارد. بنابراین کاهش فعالیت این عضله ممکن است باعث بی ثباتی قابل ملاحظه ای در اندام تحتانی در حین عملکردهای دینامیک مانند پرش- فرود شود. در همین راستا Huber و Wells (۵۸) گزارش کردند که عملکرد عضلات دور کننده ران با عملکرد تعادل دینامیکی در افراد بزرگسال در ارتباط است، هم چنین Lee و همکاران (۵۹) گزارش کردند که عضله سרینی میانی با پایداری دینامیکی در راستای داخلی- خارجی ارتباط دارد لذا به نظر می رسد که کاهش فعالیت این عضله در افراد با زانوی پرانتری باید جدی گرفته شود و برنامه تمرینی ویژه ای برای آن طراحی نمود.

همچنین نتایج نشان داد که اختلاف معنی داری در زمان شروع فعالیت عضلات سרینی میانی، سרینی بزرگ،

نتایج تحقیق حاضر نشان دهنده فعالیت کمتر عضله سرینی میانی در افراد مبتلا به زانوی پرانتری بود. همچنین زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی - خارجی و کلی در افراد مبتلا به زانوی پرانتری نیز بیشتر از افراد سالم بود. بنابراین به نظر می رسد وروس زانو عاملی اثرگذار بر بیومکانیک پرش - فرود باشد به طوری که باعث کاهش فعالیت عضله سرینی میانی می شود. این تغییرات ممکن است با کاهش ثبات طرفی و افزایش احتمال آسیب دیدگی در ورزشکاران همراه باشد.

از جمله محدودیت های این تحقیق می توان به جنسیت آزمودنی ها اشاره نمود. از آنجا که مطالعات نشان داده اند که مکانیک پرش در زنان و مردان متفاوت است، لذا ممکن است داده های این پژوهش برای زنان قابل تعمیم نباشد. باید در نظر داشت که برای کنترل عوامل مداخله گر، این نتایج در شرایط آزمایشگاهی به دست آمده و لذا ممکن است عملکرد عضلانی در شرایط واقعی با این نتایج متفاوت باشد. همچنین بررسی فعالیت فیذبکی عضلات بعد از برخورد پا با زمین و یا در سایر زمان ها نیز ممکن است نتایج ارزشمندی را در بر داشته باشد.

سپاسگزاری

مطالعه حاضر برگرفته از پایان نامه مقطع کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی هاشم کرم ویسی مصوب دانشگاه علامه طباطبایی تهران می باشد. بدین وسیله از مسؤولان آزمایشگاه دانشگاه علامه طباطبایی و همه آزمودنی هایی که در انجام این تحقیق مساعدت نمودند، تشکر و قدر دانی به عمل می آید.

منابع

1. 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): 745-751.
2. 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. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 2005; 95(6): 531-541.

مردان ورزشکار دارای پرونیشن پا و افراد عادی وجود ندارد.

همچنین نتایج نشان داد که اختلاف معنی داری در زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی - خارجی و کلی بین افراد دارای زانو پرانتری و نرمال وجود دارد اما اختلاف معنی داری در راستای قدامی - خلفی مشاهده نشد. ناهنجاری زانوی پرانتری در صفحه فرونتال^۱ اتفاق می افتد. بنابراین منطقی است که زمان رسیدن به پایداری در ناهنجاری زانوی پرانتری در راستای قدامی - خلفی تفاوتی نداشته باشد، زیرا این نوع ناهنجاری بیشتر از آنکه بر حرکات قدامی - خلفی تاثیر داشته باشد بر حرکات داخلی - خارجی اثر می گذارد. Samaei و همکاران (۳۲) به این نتیجه رسیدند که افراد دارای زانوی پرانتری پایداری پویا و ایستای ضعیف تری در راستای داخلی و خارجی دارند. Nyland و همکاران (۶۵) نیز تاثیر زانوی پرانتری را بر استراتژی کنترل پوسچر در حالت ایستادن تک پا مورد بررسی قرار دادند و چنین گزارش کردند که افراد زانوی پرانتری از استراتژی کنترل داینامیکی پوسچر متفاوتی طی ایستادن تک پا استفاده می کنند و تعادل ضعیف تر را به دلیل اتکای بیشتر این افراد به مفصل ساب تالار و مفصل میانی نسبت دادند. بر طبق این مطالعات ناهنجاری زانوی پرانتری باعث اختلال در پایداری می - گردد. دلایل افزایش زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی - خارجی را می توان به تاثیر زانوی پرانتری بر نیروها و ایجاد گشتاور گرانشی داخلی - خارجی در صفحه فرونتال زانو نسبت داد. اولاً در ناهنجاری زانوی پرانتری خط نیرو از مرکز زانو به قسمت داخل تغییر می یابد (۶۶) و باعث می شود که خط ثقل به سمت داخل جابجا شود. ثانیاً این ناهنجاری می تواند گشتاور گرانشی داخلی - خارجی روی زانو و اندام تحتانی را افزایش دهد که ممکن است روش کنترل تعادل را مختل کند (۲) نشان داده شده است که پایداری تحت تاثیر فاکتورهای گوناگونی قرار می گیرد. یکی از این فاکتورها کنترل عصبی - عضلانی ضعیف می باشد (۶۷، ۶۸). بنابراین یکی دیگر از دلایلی که می تواند علاوه بر ساختار و بیومکانیک پا، پایداری ضعیف تر را در گروه زانوی پرانتری توجیه کند، فعالیت کمتر عضلات می باشد.

¹ Frontal

3. Twomey D, McIntosh A, Simon J, Lowe K, Wolf S. Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait & posture* 2010; 32(1): 1-5.
4. Carter R, Tarteval F, Marks R. Knee muscle torques of healthy adults with tibia vara: Hypothetical relationship to medial compartment knee osteoarthritis. *Isokinetics and exercise science* 2002; 10(3): 159-165.
5. 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): 389-397.
6. Marks R, Kumar S, Semple J, Percy JS. Quadriceps femoris activation in healthy women with genu varum and women with osteoarthritis and genu varum. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 1994; 4(3): 153-160.
7. Silvers HJ, Mandelbaum BR. ACL injury prevention in the athlete. *Sport-Orthopädie-Sport-Traumatologie-Sports Orthopaedics and Traumatology* 2011; 27(1): 18-26.
8. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KA. The importance of sensory-motor control in providing core stability. *Sports medicine* 2008; 38(11): 893-916.
9. Santello M, McDonagh MJ, Challis JH. Visual and non-visual control of landing movements in humans. *The Journal of Physiology*. 2001;537(1):313-327.
10. Baratta R, Solomonow M, Zhou B, Letson D, et al. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American journal of sports medicine* 1988; 16(2): 113-122.
11. Hewett T, Zazulak B, Myer G, Ford K. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. *British journal of sports medicine* 2005; 39(6): 347-350.
12. Puckree T, Govender A, Govender K, Naidoo P. The quadriceps angle and the incidence of knee injury in Indian long-distance runners. *South African Journal of Sports Medicine* 2007; 19(1): 9-11.
13. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24(1): 108-115.
14. Wu H-W, Liang K-H, Lin Y-H, Chen Y-H, Hsu H-C, editors. Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump. *Bioengineering Conference, 2009 IEEE 35th Annual Northeast*; 2009: 189-200.
15. Ali N RG, 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 ODN, Adams R. Sex differences in the kinematics and neuromuscular control of landing: biological, environmental and sociocultural factors. *J Electromyography kinesiology* 2013; 23(4): 747-758.
17. Hollman JH HJ, 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): 903-909.
18. Homan KJ NM, Goerger BM, Prentice WE, Blackburn JT. The influence of hip strength on gluteal activity and lower extremity kinematics. *J Electromyography kinesiology* 2013; 23(2):4 11-415.
19. 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.
20. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training* 2002; 37(1): 71-92.
21. Sheikhhoseini R, Alizadeh M-H, Salavati M, O'Sullivan K, et al. Altered Lower Limb Kinematics during Jumping among Athletes with

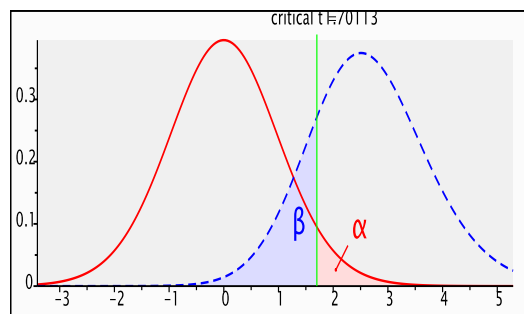
- Persistent Low Back Pain. *Annals of Applied Sport Science*. 2018;10-21
22. Earl JE, Hertel J, Denegar CR. Patterns of dynamic malalignment, muscle activation, joint motion, and patellofemoral-pain syndrome. *Journal of sport rehabilitation* 2005; 14(3): 216-233.
 23. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2010; 40(2): 42-51.
 24. Hollman JH ,Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, et al. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *Journal of sport rehabilitation* 2009; 18(1): 104-117
 25. Lee TQ, Morris G, Csintalan RP. The influence of tibial and femoral rotation on patellofemoral contact area and pressure. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2003; 33(11): 686-693.
 26. 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): 439-444.
 27. Chaudhari AM ,Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *Journal of biomechanics* 2006; 39(2): 330-338.
 28. Murphy D, Connolly D, Beynnon B. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *British journal of sports medicine* 2003; 37(1): 13-29.
 29. Faul F, Erdfelder E, Lang AG, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods* 2007; 39(2): 175-191.
 30. Badii M, Wade AN, Collins DR, Nicolaou S, et al. Comparison of lifts versus tape measure in determining leg length discrepancy. *The Journal of rheumatology* 2014; 41(8): 1689-1694.
 31. McRoberts LB, Cloud RM, Black CM. Evaluation of the New York Posture Rating Chart for assessing changes in postural alignment in a garment study. *Clothing and Textiles Research Journal*. 2013;31(2):81-96.
 32. Samaei A, Bakhtiary A, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. *International journal of sports medicine* 2012; 33(06): 469-473.
 33. Fortin C, Ehrmann Feldman D, Cheriet F, Labelle H. Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review. *Disability and rehabilitation* 2011; 33(5): 367-383.
 34. Carcia CR, Martin RL. The influence of gender on gluteus medius activity during a drop jump. *Physical Therapy in Sport* 2007; 8(4): 169-176.
 35. De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of biomechanics* 2010; 43(8): 1573-1579.
 36. 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: 12-108.
 37. Webber M. Cytopathic effects in primary epithelial cultures derived from the human prostate. *Investigative urology*. 1976;13(4):259-270
 38. Lieberman DE, Raichlen DA, Pontzer H, Bramble DM, Cutright-Smith E. The human gluteus maximus and its role in running. *Journal of Experimental Biology* 2006; 209(11): 2143-2155.
 39. Hadadnezhad M, Rajabi R, Jamshidi AA, Shirzad E. The Effect of Plyometric Training on Trunk Muscle Pre-activation in Active Females with Trunk Neuromuscular Control Deficit. *Journal of Shahid Sadoughi University of Medical Sciences* 2014; 21(6): 705-715.
 40. Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Allasia S, et al. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *European journal of applied physiology* 2011; 111(10): 24-61.

41. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. *Journal of science and medicine in sport* 2012; 15(2): 159-163.
42. Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *Journal of athletic training* 2005; 40(4): 298-311.
43. Ross SE, Guskiewicz KM, Gross MT, Yu B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *Journal of athletic training* 2008; 43(1): 44-50.
44. Goldberg EJ, Neptune RR. Compensatory strategies during normal walking in response to muscle weakness and increased hip joint stiffness. *Gait & posture* 2007; 25(3): 360-367.
45. Rutherford DJ, Hubley-Kozey CL, Stanish WD. The neuromuscular demands of altering foot progression angle during gait in asymptomatic individuals and those with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage* 2010; 18(5): 654-661.
46. Iida Y, Kanehisa H, Inaba Y, Nakazawa K. Activity modulations of trunk and lower limb muscles during impact-absorbing landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2011; 21(4): 602-609.
47. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & posture* 2005; 21(1): 85-94.
48. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *British Journal of Sports Medicine* 2000; 34(4): 293-296.
49. Fu S, Hui-Chan C. Mental set can modulate response onset in the lower limb muscles to falls in humans. *Neuroscience letters* 2002; 321(1-2): 77-80.
50. Ali N, Robertson DGE, Rouhi G. Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee* 2014; 21(1): 38-46.
51. Yeow CH, Lee PV, Goh JC. Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *The Knee* 2010; 17(2): 127-131.
52. Hoffren M, Ishikawa M, Komi PV. Age-related neuromuscular function during drop jumps. *Journal of Applied Physiology* 2007; 103(4): 1276-1283.
53. Onate JA, Guskiewicz KM, Sullivan RJ. Augmented feedback reduces jump landing forces. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2001; 31(9): 511-517.
54. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, et al. Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2007; 39(3): 397-402.
55. Nagai T, Sell TC, House AJ, Abt JP, et al. Knee proprioception and strength and landing kinematics during a single-leg stop-jump task. *Journal of athletic training* 2013; 48(1): 31-38
56. Russell KA, Palmieri RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *Journal of athletic training* 2006; 41(2): 166-178.
57. Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, et al. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *Journal of athletic training* 2011; 46(1): 31-42.
58. Huber FE, Wells CL. *Therapeutic exercise: Treatment planning for progression*: Elsevier Saunders; 2006: 185-218
59. 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): 425-429.
60. Kim M-K. Foot pressure analysis of adults with flat and normal feet at different gait speeds on an ascending slope. *Journal of physical therapy science* 2015; 27(12): 3767-3769.
61. Lin C-J, Lai K-A, Kuan T-S, Chou Y-L. Correlating factors and clinical significance of

- flexible flatfoot in preschool children. *Journal of pediatric orthopaedics*. 2001;21(3):378-382.
62. Konrad P. The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. version 2005;1:29-33.
63. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clinical biomechanics* 2009; 24(10): 833-841.
64. Park S, Kong Y-S, Ko Y-M, Jang G-U, et al. Differences in onset timing between the vastus medialis and lateralis during concentric knee contraction in individuals with genu varum or valgum. *Journal of physical therapy science* 2015; 27(4): 1207-1210.
65. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, et al. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2002; 34(7): 1150-1157.
66. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, et al. Does soccer participation lead to genu varum? Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy 2009; 17(4): 422-427.
67. Prentice WE. Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training with laboratory manual and esims password card. 4 th edition. edition t, editor: McGraw-Hill Humanities/Social Sciences/Languages; 2004:17-73
68. Orr R. Contribution of muscle weakness to postural instability in the elderly. A systematic review. *European journal of physical and rehabilitation medicine*. 2010; 46(2): 183-220.
69. Javdaneh N, Minoonejad H, Shirzad E. The investigation of the muscle timing of anterior cruciate ligament agonist and antagonist muscles in athletes with hyper pronated feet 2016; 257-264.

پیوست ۱

خروجی نرم افزار G*power برای تعیین حجم نمونه



پیوست ۲

نتایج از آزمون شاپیرو ویلک (Shapiro-Wilk) مربوط به متغیرهای تحقیق

متغیر	گروه	آماره	p-مقدار	
زمان رسیدن به پایداری	قدامی - خلفی	۰/۹۴	۰/۴۸۱	
			۰/۵۱۴	
	داخلی - خارجی	۰/۹۲	۰/۶۲۲	
		۰/۹۳	۰/۲۹۱	
	کلی	۰/۹۱	۰/۲۸۲	
		۰/۹۷	۰/۸۵۳	
فعالیت پیش بینانه	سرینی میانی	۰/۹۳	۰/۲۳۶	
		۰/۹۲	۰/۱۹۶	
	سرینی بزرگ	۰/۹۰	۰/۱۲۳	
		۰/۹۲	۰/۲۲۱	
	نیم وتری	۰/۸۷	۰/۰۸۹	
		۰/۹۳	۰/۳۶۸	
	دوسر رانی	۰/۹۵	۰/۴۳۱	
		۰/۹۴	۰/۳۸۲	
	زمان آغاز فعالیت	سرینی میانی	۰/۹۱	۰/۱۷۹
			۰/۹۲	۰/۱۹۳
سرینی بزرگ		۰/۹۱	۰/۱۷۵	
		۰/۹۳	۰/۲۷۱	
نیم وتری		۰/۸۶	۰/۲۹۴	
		۰/۸۸	۰/۳۵۶	
دوسر رانی		۰/۸۵	۰/۰۶۷	
		۰/۸۸	۰/۰۷۱	
سن (سال)	طبیعی	۰/۹۳	۰/۲۵۲	
	زنانوی پرانتری	۰/۹۴	۰/۳۳۱	
قد (سانتی متر)	طبیعی	۰/۹۳	۰/۴۳۴	
	زنانوی پرانتری	۰/۹۵	۰/۵۱۲	
وزن (کیلوگرم)	طبیعی	۰/۹۱	۰/۵۳۶	
	زنانوی پرانتری	۰/۹۰	۰/۴۹۱	
فاصله بین دو کندیل زنانوی (سانتی متر)	طبیعی	۰/۹۴	۰/۶۶۵	
	زنانوی پرانتری	۰/۹۰	۰/۵۷۸	