Comparison of Electromyographic Activity of Knee Muscles in Women with Foot Deformities during Single Leg Jump-Landing

Farideh Babakhani*[1], Rahman Sheikhhoseini[2], Hooman Minoonejad[3], Monireh Moosavi[4]

1. Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran
2. Department of Sports Injury and Corrective Exercises, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran
3. Department of Corrective Exercises and Sport Injury, University of Tehran, Tehran, Iran
4. MA student in Sport Injury and Corrective Exercises, Allameh Tabataba'i University, Tehran, Iran

Received: 2018.March.18 **Revised: 2018.August.14** **Accepted: 2018.September.01**

Abstract

Background and Aim: Hyper pronation/supination may change biomechanical and neuromuscular function of the lower extremities. The purpose of the present research was studying the Electromyographic activity of Quadriceps and Hamstring muscles during single leg jump-landing in people with high, flat or normal foot arches.

Materials and Methods: In the current cross-sectional study, 30 girls, aged 20-30 years old, with normal arch, high arch, and flat foot were recruited. The foot arch was measured using Navicular drop index, and then the amount of Electromyography activity of considered muscle was measured using wireless EMG (16 channels, Bayamed company) during single-leg jump landing. One-way ANOVA test was run to analyze the data with the significance level set at 95% (α=0.05).

Results: There were significant differences in feedforward activity of Vastus lateralis (P=0.018) and Rectus femoris (P=0.026) between groups with high arch and flat feet, and significant differences in feedback activity of Rectus femoris (P-0.018), Biceps femoris (P=0.046), and Semitendinosis (P=0.048) between groups with healthy and high arch feet, as well Biceps femoris (P=0.048) and Semotendinosis (P=0.02) between groups with high arch and flat feet.

Conclusion: According to the results, high arch and flat foot may be associated with altered activation pattern of knee stabilizers and may increase the risk of injuries in the knees.

Keywords: Electromyography; Pronation; Supination; Lower extremity

Cite this article as: Farideh Babakhani, Rahman Sheikhhoseini, Hooman Minoonejad, Monireh Moosavi. The Comparison of Electromyographic activity of knee muscles in women with foot deformities during single leg jump-landing. J Rehab Med. 2019; 8(1): 12-21.

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

DOI: 10.22037/jrm.2018.111187.1823

مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات زانو در زنان ورزشکار دارای ناهنجاری‌های کف پا حین پرش–فرود تک‌پا

فریده باباخانی[1*]، رحمان شیخ حسینی[2]، هومن مینونژاد[3] منیره موسوی[4]

۱. استادیار گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه حرکات اصلاحی و طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
۲. استادیار گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه حرکات اصلاحی و طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران
۳. دانشیار طب ورزش، گروه بهداشت و طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران
۴. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه حرکات اصلاحی و طب ورزش، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه علامه طباطبایی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۱/۲۹ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۵/۲۳ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۱۰ *

چکیده

مقدمه و اهداف

امروزه پرونیشن و سوپینیشن بیش از حد مچ پا می‌تواند عملکرد بیومکانیکی و عصبی–عضلانی اندام تحتانی را تغییر دهد. هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات چهارسررانی و همسترینگ حین پرش–فرود تک‌پا در افراد دارای کف پای صاف، گود و طبیعی می‌باشد.

مواد و روش‌ها

در مطالعه مقطعی حاضر، ۳۰ زن با کف پای سالم، کف پای گود و دارای کف پای صاف در محدوده سنی ۲۰–۳۰ سال انتخاب شدند. میزان قوس کف پا توسط شاخص افتادگی استخوان ناوی اندازه‌گیری شد و سپس میزان فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد نظر با استفاده از سیستم الکترومیوگرافی سطحی ۱۶ کاناله ساخت شرکت بایامد حین پرش–فرود تک‌پا، سنجیده شد. از آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. سطح معناداری ۹۵ درصد(α=۰/۰۵) در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد میزان فعالیت فیدفورواردی عضلات وستوس لترالیس (p=۰/۰۱۸)، رکتوس فموریس (p=۰/۰۲۶) بین دو گروه کف پای صاف و گود و نیز میزان فعالیت فیدبکی عضلات رکتوس فموریس (p=۰/۰۱۸)، بایسپس فموریس (p=۰/۰۴۶) و سمی تندینوس (p=۰/۰۴۸) بین دو گروه کف پای سالم و گود و بایسپس فموریس (p=۰/۰۴۸) و سمی تندینوس (p=۰/۰۲) بین دو گروه کف پای صاف و گود دارای اختلاف معناداری بود.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد ناهنجاری کف پای گود و صاف ممکن است با تغییر الگوی فعالیت عضلات ثبات‌دهنده زانو همراه باشد و ممکن است احتمال آسیب-دیدگی زانو را افزایش دهد.

واژه‌های کلیدی

الکترومیوگرافی؛ پرونیشن؛ سوپینیشن؛ اندام تحتانی

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

آدرس الکترونیکی: Farideh_Babakhani@Yahoo.com

مقدمه و اهداف

پا بخش اصلی برهم کنش بدن با زمین است، زیرا سه عملکرد عمده‌ی جذب نیروهای برخورد، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلوبرنده را بر عهده دارد.[۱، ۲] وضعیت غیرطبیعی پا بر اثر کاهش یا افزایش ارتفاع قوس یک عامل مستعدکننده و حتی ایجادکننده اختلال عملکرد پا و اندام تحتانی است[۳]؛ از این رو بررسی ساختار پا با هدف عملکرد موثر آن در طول فعالیت‌های ورزشی بسیار حائز اهمیت است.[۴] ناهنجاری‌های وضعیتی از عوامل موثر در عملکرد طبیعی پا در حرکات و تکالیف مختلف هستند. در این بین، کف پای صاف و گود یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های وضعیتی اندام تحتانی هستند که به طور معمول با درد در ناحیه پا و کاهش عملکرد طبیعی پا همراه هستند که می‌تواند بر توانایی و قابلیت ورزشی افراد تاثیر منفی بگذارد.[۵] افراد با پرونیشن مزمن یا بیش از حد مفصل ساب‌تالار، افزایش در چرخش داخلی درشت‌نی و ران و اداکشن ران را نشان می‌دهند که ممکن است منجر به تغییر در راستای پوسچر اندام تحتانی مانند افزایش زاویه Q، آنتی‌ورژن ران، پیچش درشت‌نی، یا اختلاف طول پا شود.[۶] این توالی اتفاقات ممکن است در نهایت با آسیب‌هایی مانند حساسیت فاسیای کف پایی، شلی رباط‌ها، بی‌ثباتی بخش داخلی مچ پا و در نتیجه اسپرین مچ پا، آسیب زانو و کمر درد همراه باشد.[۷]

سوپینیشن بیش از حد مفصل ساب‌تالار می‌تواند باعث کاهش جذب نیرو در راه رفتن، استرس فراکچر در متاتارسال پنجم، التهاب غلاف کف پایی، درد قوس طولی–داخلی، سندروم ایلیوتیبیال باند و باعث ناپایداری شود.[۸] نشان داده شده است که کف پای گود منجر به اختلال در کنترل پاسچر[۹]، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا[۱۰]، بروز آسیب‌های بافت‌های نرم اندام تحتانی[۵] و تغییر در تحرک‌پذیری مفاصل مچ پا و پا می‌شود[۱۱] که به طور ثانویه ممکن است باعث تغییر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی گردد.[۱۲] زانو به دلیل قرار گرفتن در مرکز اندام تحتانی و نقش آن به عنوان انتقال‌دهنده نیرو از کمربند لگنی به زمین و برعکس از پا و مچ پا به لگن ممکن است در معرض آسیب‌دیدگی‌های زیادی قرار گیرد. ثبات پویای زانو به میزان زیادی به وسیله عضلات اطراف این مفصل تامین می‌شود؛ از این رو عملکرد نامناسب عضلات اطراف زانو می‌تواند ثبات آن را تحت تاثیر قرار دهد و مفصل را مستعد آسیب کند.[۱۳] عضلات کوادریسپس، همسترینگ و گاستروکنمیوس به عنوان ثبات‌دهنده‌های اصلی دینامیک زانو گزارش شده است.[۱۴] فعالیت شدید عضلات کوادریسپس، پتانسیل تولید نیروی برشی قدامی برای آسیب رباط صلیبی قدامی در زوایای پایین فلکشن زانو را دارد.[۱۵]

هر عاملی که عملکرد سیستم عصبی–عضلانی را دچار اختلال کند، می‌تواند زانو را در معرض آسیب جدید قرار دهد. همان‌طور که گفته شد، پرونیشن افزایش‌یافته پا، یکی از عواملی است که می‌تواند سبب تغییر در عملکرد عصبی–عضلانی عضلات اطراف زانو شود و این مفصل را در معرض آسیب قرار دهد.[۱۶] افراد در بسیاری از فعالیت‌ها نظیر دویدن، حرکات برشی و فرود از پروتکل فرود تک‌پا استفاده می‌کنند؛ بنابراین مطالعه فعالیت عضلات اندام تحتانی در حین حرکت فرود تک‌پا می‌تواند گامی موثر در جهت پیشگیری از آسیب‌های اندام‌تحتانی حین اجرای این حرکت باشد. مطالعه فعالیت عضلات اندام‌تحتانی به این دلیل مهم است که می‌تواند عملکرد عصبی–عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را حین فرود تک‌پا بیشتر توضیح دهد، و وجود این اطلاعات با توجه به شیوع نسبتا بالای آسیب اندام تحتانی در ورزش‌های توام با فرود و شدت این آسیب‌ها، ضرورت ایجاد برنامه تمرینی پیشگیرانه را بیش از پیش نشان می‌دهد؛ لذا هدف از تحقیق حاضر، مقایسه‌ی میزان فعالیت الکترومیوگرافی فیدفورواردی و فیدبکی عضلات چهارسررانی (وستوس لترالیس، وستوس مدیالیس، رکتوس فموریس) و همسترینگ (سمی تندینوس، بایسپس فموریس) ورزشکاران زن دارای ناهنجاری‌های کف پا (کف پای صاف و کف پای گود) با ورزشکاران سالم، در حین انجام تکلیف پرش–فرود تک‌پا می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق مقطعی حاضر از نوع مقایسه‌ای بوده و روش نمونه‌گیری از نوع هدفمند می‌باشد. دانشجویان زن فعال ۳۰–۲۰ ساله دانشگاهی در این تحقیق شرکت داده شدند که حداقل هفته‌ای سه جلسه به طور منظم به ورزش می‌پردازند، اما سابقه قهرمانی یا عضویت در تیم‌هایی فراتر از سطح دانشگاهی را نداشتند. افرادی که اندازه افت ناوی در آنها بیش از ۱۰ میلی‌متر باشد، به عنوان افراد دارای کف پای صاف و افرادی که افت ناوی آنها کمتر از ۴ میلی‌متر بود، به عنوان افراد دارای کف پای گود در نظر گرفته شدند.[۱۷] این آزمون دارای تکرارپذیری بیرونی و درونی (۰/۸۳–۰/۷۳)[۱۸] و همچنین اعتبار (۰/۸۹–۰/۶۱) نسبت به عکس رادیوگرافی می‌باشد.[۱۹] افراد مابین این دو گروه نیز به عنوان گروه افراد سالم در نظر گرفته شدند. در کل تعداد ۳۰ داوطلب واجد شرایط به عنوان آزمودنی در قالب سه گروه ۱۰ نفری دارای کف پای طبیعی، کف پای صاف، کف پای گود در نظر گرفته شدند. معیارهای خروج از تحقیق حاضر عبارت بود از ذکر سابقه اسپرین مچ پا در یک سال گذشته، سابقه شکستگی یا جراحی مفاصل اندام تحتانی و آسیب لیگامانی یا منیسک در زانو، سابقه اختلالات سیستم وستیبولار و مشکلات تعادلی، مصرف هرگونه داروی آرام‌بخش طی ۴۸ ساعت قبل از اندازه‌گیری، شاخص توده بدنی خارج از محدوده ۲۰–۲۵، ایجاد درد و ناراحتی در طول روند انجام تحقیق، وجود اختلال پاسچرال واضح بر اساس معیار نیویورک و ساختاری بودن اختلالات به نحوی که با بلند شدن روی پنجه، تغییر شکل در پا ایجاد نشود. در ابتدا آزمودنی‌ها در یک جلسه آشنایی با روند پژوهش شرکت نموده و روند

پژوهش به طور کتبی و شفاهی به ایشان توضیح داده شد. به آزمودنی‌ها اطمینان داده شد که داده‌های ایشان به طور محرمانه نزد محقق باقی خواهد ماند و هرگاه که خواستند می‌توانند بدون ارائه هیچ‌گونه توضیحی پژوهش را ترک کنند. سپس از افراد داوطلب شرکت در پژوهش خواسته شد فرم رضایت آگاهانه را مطالعه، تکمیل و امضا نمایند.

به منظور روش اندازه‌گیری افت استخوان ناوی از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه بر روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه قرار دهد. ارتفاع صندلی به گونه‌ای تنظیم شد که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار بگیرد. مفصل ران در این حالت هیچ‌گونه ابداکشن و اداکشن نباید داشته باشد. محل برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت‌گذاری شد. آن‌گاه با استفاده از خط‌کش، فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری شد. از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه‌ای که وزن روی هر دو پا تقسیم شده باشد، قرار بگیرد. در این حالت نیز فاصله‌ی برجستگی استخوان ناوی تا سطح زمین اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمونگر فاصله‌ی برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصله‌ی استخوان ناوی تا سطح زمین در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کم کرده و عدد به دست آمده میزان افتادگی استخوان ناوی را نشان می‌دهد. اندازه‌گیری میزان افت استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار تکرار شد و از میانگین آن‌ها به منظور طبقه‌بندی افراد در گروه‌های سه‌گانه تحقیق استفاده گردید.[۱۷]

ثبت فعالیت الکتومیوگرافی عضلات به کمک دستگاه EMG ۱۶ کاناله ساخت شرکت بایامد و ثبت نیروهای پرش به کمک صفحه نیرو ساخت شرکت دانش سالار ایرانیان انجام گرفت. این دو دستگاه از نظر زمانی با یکدیگر هماهنگ شده بودند. فعالیت الکتریکی عضلات، الکترودهای سطحی پس از آماده‌سازی پوست (تمیز کردن پوست با پنبه آغشته به الکل طبی)، برای کاهش مقاومت پوست، بر روی عضلات راست‌رانی (۵۰ درصد فاصله بین خار خاصره فوقانی و کشکک زانو)، پهن خارجی (۵۰ درصد فاصله بین تروکانتر بزرگ ران و اپی-کوندیل خارجی ران)، پهن داخلی (۲۰ درصد پایینی فاصله بین خار خاصره فوقانی و فضای داخلی مفصل زانو)، دوسررانی (در حد فاصل خطی که وسط چین گلوتئال را به زانو وصل می‌کند)، نیم وتری (در نقطه ۵۰ درصد خط بین ایسکیال و قسمت داخلی اپی‌کوندیل درشت-نی) مطابق پروتکل اروپایی SENIAM نصب شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲ سانتی‌متر و الکترود زمین بر روی استخوان درشت-نی نصب شد. در پردازش سیگنال‌های الکترومیوگرافی، از محاسبه ریشه میانگین مربعات (RMS)، به مقادیر به دست آمده از حداکثر انقباض ارادی هر عضله تقسیم شد و میزان فعالیت عضلات به صورت درصدی از حداکثر انقباض ارادی در نظر گرفته شد. هر وضعیت حداکثر انقباض سه بار و به مدت ۱۰ ثانیه تکرار و سپس میانگین داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت.

برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) عضلات کوادریسپس، فرد در حالت نشسته قرار گرفت و در مقابل مقاومت، اکستنشن ایزومتریک زانو را در زاویه فلکشن ۳۰ درجه انجام داد. برای ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی عضله بایسپس فموریس، فرد به حالت دمر دراز کشیده و در مقابل مقاومت، فلکشن و چرخش خارجی ایزومتریک زانو را در زاویه فلکشن ۴۵ درجه انجام داد. ثبت حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی عضله سمی تندینوس نیز مثل عضله بایسپس فموریس بود، با این تفاوت که چرخش داخلی به ساق پا داده شد.

برای اجرای تکلیف پرش–فرود تک‌پا از آزمودنی خواسته شد پس از ایستادن بر روی پله ۳۰ سانتی‌متری و در حالی که دست‌ها بر روی تاج خاصره خود قرار دارد، بر روی پای مورد آزمون (پای غالب) بایستد و پای دیگر را از زانو خم کرده و در حالت ریلکس و آزاد نگه دارد. سپس از وی خواسته شد تا به بالا پریده و با پای مورد آزمون در مرکز فرس پلیت فرود آید و تعادل خود را برای ۳ ثانیه حفظ نماید. برای پرش صحیح از فرد خواسته شد با جهش (تا حداکثر ۱۰ درصد ارتفاع قد فرد که با نشانه‌گذاری توسط محقق کنترل شد) به سمت بالا طوری فرود بیاید که در ابتدا پنجه پا و سپس پاشنه پا با مرکز صفحه نیرو تماس پیدا کند. همچنین فرد باید بتواند بعد از فرود تعادل و راستای تنه خود را حفظ نموده و بایستد. ۳ حرکت صحیح برای هر آزمودنی ثبت شد و شاخص‌های الکترومیوگرافی عضلات محاسبه‌شده و میانگین آنه به عنوان داده تحقیق مورد تحلیل قرار گرفت.[۲۰]

برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های خام الکترومیوگرافی از روش محاسبات (Root Mean Square (RMS)) استفاده می‌شود. طی پرش–فرود تک‌پا مقادیر RMS عضلات منتخب در ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل (فعالیت فیدفورواردی) و بعد (فعالیت فیدبکی) از اولین تماس پا با محاسبه شد.[۲۱] لحظه برخورد زمانی در نظر گرفته شد که صفحه نیرو برای اولین بار عدد ۱۰ نیوتون را نشان دهد. RMSهای به دست آمده 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 MVIC به دست آمد. متغیرهای تحقیق حاضر در دو بخش آماری توصیفی و استنباطی در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و از آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه (One Way ANOVA) برای مقایسه نتایج به دست آمده در سه گروه و از آزمون تعقیبی توکی برای محاسبه بین گروهی با سطح اطمینان ۹۵ درصد مورد استفاده قرار گرفت ($\alpha<0.05$).

یافته‌ها

توصیف ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها شامل قد، وزن، سن، BMI و میزان افت ناوی در جدول ۱ ارائه شده است. آزمودنی‌های تحقیق حاضر را ۱۰ ورزشکار سالم، ۱۰ ورزشکار دارای کف پای گود و ۱۰ ورزشکار دارای کف پای صاف تشکیل دادند.

جدول ۱: ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها (میانگین±انحراف استاندارد)

گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI	افت ناوی (میلی‌متر)
کف پای سالم	۲۴/۲±۴۷/۳۶	۱۶۸/۵±۲۱/۳۰	۶۰/۷±۴۰/۳۶	۲۲/۱±۱۲/۲۱	۷/۱±۱۱/۹۶
کف پای صاف	۲۳/۲±۲۲/۵۷	۱۷۰/۶±۳۱/۵۸	۵۹/۸±۱۲/۳۲	۲۳/۱±۲۱/۱۳	۱۲/۱±۴۰/۲۷
کف پای گود	۲۲/۳±۹۸/۱۴	۸±۱۷۱/۱۶	۶۱/۷±۳۴/۲۱	۲۲/۲±۵۷/۱۱	۲/۱±۲۳/۱۳

جدول ۲: نتیجه آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه (آنووا) در بررسی فعالیت الکتریکی فیدفوروواردی عضلات حین پرش-فرود تک‌پا

عضله	گروه	df	Mean±SD (%MVC)	F	Sig
وستوس لترالیس	پای صاف	۲	۶۱/۱۱±۰۳/۱۶	۹/۰۵	*۰/۰۰۱
	پای گود		۵۵/۱۰±۱۵/۶۱		
	پای سالم		۴۰/۱۱±۷۴/۱۲		
وستوس مدیالیس	پای صاف	۲	۵۳/۱۲±۸۴/۸۶	۱/۰۹	۰/۳۵
	پای گود		۴۵/۱۶±۲۴/۷۵		
	پای سالم		۵۱/۱۰±۶۸/۱۷		
رکتوس فموریس	پای صاف	۲	۲۷/۶±۱۹/۶۶	۴/۳۷	*۰/۰۲۳
	پای گود		۲۱/۱۷±۱۷/۱۹		
	پای سالم		۲۸/۵±۵/۱۹		
سمی تندینوس	پای صاف	۲	۱۹/۴±۷۹/۷۹	۰/۸۹۹	۰/۴۱۹
	پای گود		۲۳/۷±۱۹/۰۳		
	پای سالم		۲۰/۵±۹۴/۲۳		
بایسپس فموریس	پای صاف	۲	۱۹/۴±۷۱/۳۸	۰/۳۴۴	۰/۷۱۲
	پای گود		۲۰/۳±۶۸/۵۴		
	پای سالم		۱۹/۵±۰۳/۳۰		

جدول ۳: نتیجه آزمون تحلیل واریانس یک‌طرفه (آنووا) در بررسی فعالیت الکتریکی فیدبکی عضلات حین پرش-فرود تک‌پا

گروه	عضله	df	Mean±SD (%MVC)	F	Sig
وستوس لترالیس	پای صاف	۲	۷۴/۱۸±۲۶/۳۱	۹/۲۳	۰/۷۸
	پای گود		۷۸/۱۷±۷۱/۶۷		
	پای سالم		۷۴/۱۲±۴۱/۴۲		
وستوس مدیالیس	پای صاف	۲	۷۱/۲۵±۳۷/۲۱	۰/۳۵	۰/۷۰۳
	پای گود		۷۸/۱۸±۶۸/۲۱		
	پای سالم		۷۶/۱۵±۷۲/۳۷		
رکتوس فموریس	پای صاف	۲	۳۸/۱۴±۳۱/۴۳	۴/۴۸	*۰/۰۲۱
	پای گود		۵۶/۱۳±۵۷/۲۵		
	پای سالم		۵۰/۱۴±۹۶/۲۰		
سمی تندینوس	پای صاف	۲	۳۰/۸±۴۴/۷۷	۴/۹۰	*۰/۰۱۵
	پای گود		۴۲/۹±۳۰/۶۹		
	پای سالم		۳۲/۹±۰۵/۰۶		
بایسپس فموریس	پای صاف	۲	۳۴/۱۳±۴۶/۸۵	۴/۱۹	*۰/۰۲۶
	پای گود		**٤٧/١٢±٧٩/٧٢**		
	پای سالم		**٣٤/٨±٣٢/٦٤**		

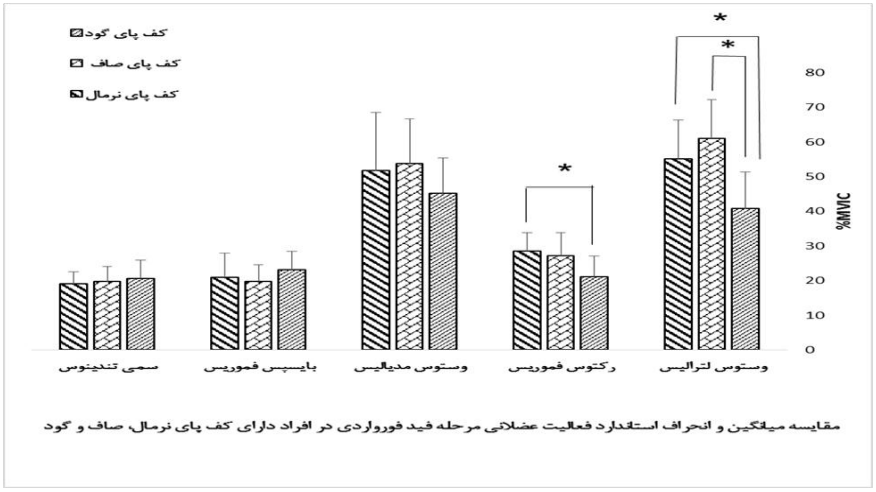
نتایج نشان داد در فعالیت عضله وستوس لترالیس در فاز فیدفوروادی بین سه گروه تفاوت معناداری وجود دارد (P=0/001). آزمون توکی نشان داد که بین میزان فعالیت فیدفوروادی این عضله بین دو گروه کف پای صاف و گود اختلاف معناداری وجود دارد؛ به‌گونه‌ای که میزان فعالیت فیدفوروادی عضله وستوس لترالیس در گروه کف پای صاف به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای گود است (P=0/018) و همچنین بین دو گروه کف پای سالم و گود تفاوت معناداری مشاهده شد؛ به‌گونه‌ای که میزان فعالیت فیدفوروادی عضله وستوس لترالیس در گروه کف پای سالم به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای گود بود (P=0/001)، اما بین میزان فعالیت این عضله در دو گروه سالم و صاف تفاوت معناداری مشاهده نشد (P=0/464).

فعالیت عضله وستوس مدیالیس در فاز فیدفوروادی (P=0.35) و فیدبکی (P=0/703) بین سه گروه تفاوت معناداری نشان نداد. همچنین بین فعالیت فیدفوروادی (P=0/023) و فیدبکی (P=0/021) عضله رکتوس فموریس بین سه گروه اختلاف معناداری وجود داشت. نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد که بین میزان فعالیت فیدفوروادی رکتوس فموریس بین دو گروه کف پای صاف و گود اختلاف معناداری وجود ندارد (P=0/074) و همچنین بین دو گروه کف پای سالم و گود تفاوت معناداری مشاهده شد (P=0/026)؛ به گونه‌ای که میزان فعالیت فیدفوروادی عضله رکتوس فموریس در گروه کف پای سالم به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای گود بود، اما بین میزان فعالیت این عضله در دو گروه سالم و صاف تفاوت معناداری مشاهده نشد (P=0/846). بین میزان فعالیت فیدبکی رکتوس فموریس بین دو گروه کف پای صاف و گود اختلاف معناداری وجود ندارد (P=0/464) و همچنین بین دو گروه کف پای سالم و گود تفاوت معناداری مشاهده شد؛ به گونه‌ای که میزان فعالیت فیدبکی عضله رکتوس فموریس در گروه کف پای گود به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای سالم بود (P=0/018)، اما بین میزان فعالیت این عضله در دو گروه سالم و صاف تفاوت معناداری مشاهده نشد (P=0/126).

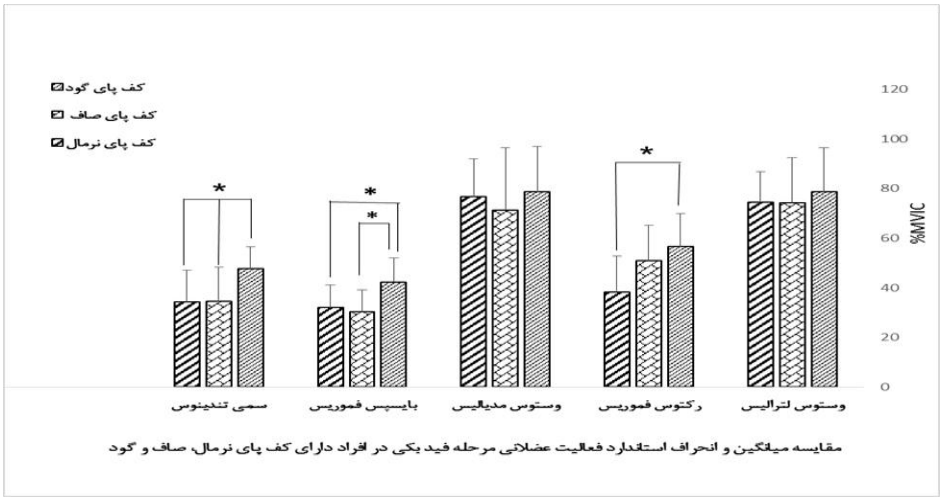
در فعالیت عضله سمی تندینوس در فاز فیدبکی بین سه گروه تفاوت معناداری وجود دارد (P=0/015). بین میزان فعالیت فیدبکی سمی تندینوس بین دو گروه کف پای سالم و گود اختلاف معناداری وجود دارد؛ به‌گونه‌ای که میزان فعالیت فیدبکی عضله سمی تندینوس در گروه کف پای گود به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای سالم بود (P=0/048) و همچنین بین دو گروه کف پای صاف و گود تفاوت معناداری مشاهده شد؛ به گونه‌ای که میزان فعالیت فیدبکی عضله سمی تندینوس در گروه کف پای گود به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای صاف بود (P=0/020)، اما بین میزان فعالیت این عضله در دو گروه سالم و صاف تفاوت معناداری مشاهده نشد (P=0/919).

بین میزان فعالیت فیدبکی بایسپس فموریس بین دو گروه کف پای سالم و گود اختلاف معناداری وجود دارد (P=0/026)؛ به گونه‌ای که میزان فعالیت فیدبکی عضله بایسپس فموریس در گروه کف پای گود به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای سالم بود (P=0/46) و

همچنین بین دو گروه کف پای صاف و گود تفاوت معناداری مشاهده شد؛ به گونه‌ای که میزان فعالیت فیدبکی عضله بایسپس فموریس در گروه کف پای گود به طور معناداری بیشتر از گروه کف پای صاف بود (P=0/48)، اما بین میزان فعالیت این عضله در دو گروه سالم و صاف تفاوت معناداری مشاهده نشد (P=1).



تصویر ۱: فعالیت عضلات در فاز فیدفوروارد



تصویر ۲: فعالیت عضلات در فاز فیدبکی

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه‌ی الگو و میزان فعالیت الکترومیوگرافی فیدفوروواردی و فیدبکی عضلات چهارسررانی و همسترینگ ورزشکاران زن دارای ناهنجاری‌های کف پا (کف پای صاف و کف پای گود) با ورزشکاران سالم، در حین انجام تکلیف پرش–فرود تک‌پا بوده است.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات وستوس لترالیس و رکتوس فموریس تنها در گروه مبتلا به کف پای گود دچار کاهش شده است و در دو گروه دیگر تفاوت معناداری در میزان فعالیت فیدفوروواردی این عضلات مشاهده نشد. همچنین در خصوص عضله وستوس مدیالیس نیز، تفاوت معناداری بین سه گروه در میزان فعالیت فیدفوروواردی این عضله مشاهده نشد. علاوه بر این، میزان فعالیت فیدبکی عضلات وستوس لترالیس و وستوس مدیالیس در هیچ یک از سه گروه کف پای گود، کف پای صاف و سالم، تفاوت معناداری نداشته است و تنها میزان فعالیت فیدبکی عضله رکتوس فموریس در گروه کف پای گود دچار افزایش شده است.

کاهش میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات وستوس لترالیس و رکتوس فموریس در گروه مبتلا به کف پای گود را می‌توان به تغییر در برنامه‌های کنترل حرکتی از پیش طراحی شده‌ای که از سیستم عصبی مرکزی به عضلات فرستاده می‌شود، نسبت داد. مکانیسم فیدبکی در پاسخ به اطلاعات ورودی به سیستم عصبی فعال می‌شود و ماهیتی واکنشی دارد. در واقع تا زمانی که تحریکی به مفصل و عضلات اطرافش وارد نشود، هیچ واکنشی از جانب سیستم عصبی–عضلانی انجام نمی‌گیرد. مکانیسم فیدبکی بعد از وارد آمدن تحریک و در جهت

اصلاح وضعیت بدن وارد عمل می‌شود.[۲۲] هرگونه تغییر و اصلاح در برنامه‌های کنترل حرکتی از قبل ذخیره شده، وابسته به حس عمقی می‌باشد. فقدان حس عمقی مناسب، منجر به اجرای حرکات ناصحیح، عدم توانایی در پاسخ موثر به نیازهای ناگهانی (پاسخ فیدبکی) و نیز مانع یادگیری و تطابق صحیح با نیازهای عملکردی می‌شود.[۲۳] اختلال در حس عمقی مفاصل نیز، منجر به تغییر در پیام‌های آوران ارسالی از مفصل به سیستم عصبی می‌شود. پیام‌های آوران تغییریافته، در درازمدت می‌تواند تغییرات نوروفیزیولوژیک گسترده، از جمله تغییر در فرمان‌های حرکتی که چه به صورت فیدفورواردی و چه به صورت فیدبکی به عضلات ارائه می‌شود را موجب شود.[۲۴]

افراد دارای کف پای گود عموما دچار آثار ثانویه‌ای همچون چرخش به خارج تیبیا و واروس زانو می‌شوند که در پی آن خط نیرو از مرکز زانو به قسمت داخل تغییر می‌یابد و بارکمپارتمان داخلی زیاد می‌شود و باعث می‌شود که خط ثقل به سمت داخل جابه‌جا شود.[۲۵] همین تغییر و جابه‌جایی در وضعیت قرارگیری مفاصل، می‌تواند منجر به تغییر در پیام‌های ارسالی از گیرنده‌های حس عمقی به سیستم عصبی مرکزی و محیطی شود. کاهش فعالیت فیدفورواردی عضلات وستوس لترالیس و رکتوس فموریس در افراد دارای کف پای گود احتمالا به دلیل تغییر در رابطه طول–تنش این عضلات است که میزان نیروی برشی قدامی کمتری در حین پرش بر استخوان تیبیا وارد می‌شود و در نتیجه نیروی برشی قدامی کمتر خواهد بود.[۲۶] اثر مهاری طولانی‌مدت یا کاهش حس وضعیت مفصل سبب تغییرات یادگیری در برنامه حرکتی ایجادشده در سیستم عصبی مرکزی می‌گردد.[۲۰، ۲۷] یکی از علت‌های آسیب‌دیدگی ورزشکاران نیز ایمبالانس عضلانی است که در زانو ایمبالانس بین عضلات همسترینگ و کوادریسپس مطرح می‌شود.[۲۸] نتایج به دست آمده از تحقیق حاضر نیز، حاکی از وجود ایمبالانس در میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضلات وستوس لترالیس و رکتوس فموریس و سایر ثبات‌دهنده‌های فعال زانو در گروه مبتلا به کف پای گود می‌باشد. میزان فعالیت عضله وستوس لترالیس و رکتوس فموریس در افراد دارای ناهنجاری پای گود در فاز فیدفورفواردی کمتر از افراد پای صاف و سالم بود. احتمالا به دلیل تغییر شکل والگوس در مفصل زانوی افراد مبتلا به کف پای صاف نسبت به تغییر شکل واروس زانو در افراد مبتلا به کف پای گود به فعالیت بیشتر عضله وستوس لترالیس نیاز است تا در طی پرش از سطح داخلی و ساختار رباطی داخلی زانو حمایت کند، زیرا افزایش فعالیت این عضله باعث ایجاد گشتاور ابداکتوری در مفصل زانو شده و با مکانیسم حفاظتی از افزایش والگوس و آسیب‌دیدگی جلوگیری می‌کند.[۲۶، ۲۹] اگرچه که راستای زانو در پژوهش حاضر اندازه‌گیری نشده است، ولی پیش‌بینی می‌شود که توالی اتفاقات بیومانیکی قابل پیش‌بینی در حین فرود توانسته است به این شکل بر عملکرد عضلات اثرگذار باشد.

میزان فعالیت فیدبکی عضله رکتوس فموریس در گروه مبتلا به گودی کف پا دچار اختلال شده است و میزان فعالیت فیدبکی بیشتری را نشان می‌دهد. این افزایش در میزان فعالیت فیدبکی می‌تواند موجب افزایش زاویه بازشدن زانو در لحظه فرود شود. تغییرات بیومکانیکی ناشی از افزایش بازشدگی زانو در لحظه تماس پا با زمین، ممکن است بر بارهای مفصلی، بارگذاری و راستای نامناسب زانو، بازده مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت‌یابی حس عمقی اثرگذار باشد و به تغییر در کنترل عصبی–عضلانی اندام تحتانی بینجامد.[۳۰] افراد مبتلا به پای گود عموما دارای واروس زانو و همچنین افزایش در میزان چرخش خارجی تیبیا خود هستند. در این افراد و در طی پرش نیروی واروس افزایش خواهد یافت و از آنجایی که عضله سمی تندینوس به قسمت داخلی استخوان تیبیا اتصال دارد، با افزایش در میزان فعالیت خود باعث افزایش گشتاور اداکتوری مفصل زانو خواهد شد و والگوس زانو را افزایش خواهد داد (در جهت مقابله با واروس) و باعث جلوگیری از فاصله بیش از حد بین دو مفصل زانو می‌شود. به عبارتی دیگر، این افزایش فعالیت یک نوع مکانیسم محافظتی جهت جلوگیری از آسیب-دیدگی و کشیدگی ساختار رباطی کمپارتمان خارجی مفصل زانو است.[۳۱، ۳۲] تغییر شکل واروس زانو در افراد مبتلا به کف پای گود باعث تغییر در رابطه طول–تنش و همچنین سفتی عضله سمی تندینوس شده و نسبت به افراد دارای کف پای صاف که دارای زانوی والگوس و ضعف عضله سمی تندینوس هستند و ضعف آن موجب کاهش ثبات سمت داخل زانو و در نتیجه تمایل به ایجاد ژنووالگوم در زمان تحمل وزن می‌شود[۳۳]، فعالیت بیشتری را انجام می‌دهد تا بتواند از گشتاور ابداکتوری در زانو جلوگیری کرده و از حرکات بیش از اندازه و آسیب-زای زانو جلوگیری کند. همچنین نتایج مطالعات، همبستگی منفی بین میزان فعالیت عضلات همسترینگ (سمی تندینوس و بایسپس فموریس) و نیروی برشی قدامی در افراد سالم را نشان داده‌اند؛ یعنی با افزایش فعالیت همسترینگ، نیروی برشی قدامی کاهش می‌یابد.[۳۴]

از جمله محدودیت‌های تحقیق حاضر می‌توان به ماهیت روش تحقیق اشاره نمود. از آنجا که این تحقیق یک مطالعه مقطعی بوده است، لذا برای روشن‌تر شدن اثر تغییرات مشاهده‌شده بر عملکرد و آسیب‌دیدگی ورزشکاران به مطالعات طولی و آینده‌نگر نیاز است. همچنین این مطالعه به کمک دستگاه الکترویوگرافی سطحی انجام شده است. نتایج این نوع اندازه‌گیری سطح فعالیت عضلات ممکن است به علت فعالیت سایر عضلات و یا نویزهای محیطی تحت تاثیر قرار بگیرد. شرایط آزمایشگاهی اندازه‌گیری متغیرها با شرایط واقعی ورزشکار در حین ورزش متفاوت است؛ لذا ممکن است نتایج پژوهش حاضر قابلیت تعمیم‌پذیری به شرایط واقعی ورزش را نداشته باشد. در این مطالعه فقط دو لحظه از فعالیت عضله (۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل و بعد از اولین برخورد پاشنه با زمین) مورد بررسی قرار گرفته است؛ لذا به نظر می‌رسد که مطالعه الگوهای وارد عمل شدن عضلات در طول زمان هم بتواند نتایج مفید دیگری را به دست آورد.

نتیجه‌گیری

در تحقیق حاضر در عضلات همسترینگ (سمی تندینوس و بایسپس فموریس) در فاز فیدبکی در هر سه گروه نسبت به فاز فیدفوروواردی افزایش فعالیت داشتند، با این تفاوت که گروه کف پای گود نسبت به دو گروه دیگر افزایش بیشتری را نشان می‌داد که می‌تواند به دلیل تغییر در ساختار بیومکانیکی عضلات اندام تحتانی باشد. این افزایش باعث کاهش نیروی برشی به تیبیا شده و ریسک آسیب ACL را کاهش می‌دهد. لازم به ذکر است که عضله رکتوس فموریس در گروه مبتلا به گودی کف پا، دچار افزایش در فعالیت فیدبکی خود شده است که این افزایش در فعالیت، می‌تواند افزایش فعالیت عضلات همسترینگ را خنثی کند. فعالیت مناسب عضلات همسترینگ و کوادریسپس، الگوهای فیدفوروواردی مناسب را برای کنترل حرکت و وضعیت مفصل و نیز ثبات دینامیک زانو در مانورهای آسیب‌زا فراخوانی می‌کند.

تشکر و قدردانی

بدین ترتیب نویسندگان مقاله حاضر مراتب سپاس خود را از کلیه عزیزانی که ما را در اجرای این پژوهش یاری کرده‌اند، کمال تشکر و امتنان را داشته باشند.

منابع

1. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. Gait & posture. 2007; 25(1): 127-34.
2. Lusardi MM, Jorge M, Nielsen C. Orthotics and prosthetics in rehabilitation: Elsevier Health Sciences, 2013.
3. Billis E, Katsakiori E, Kapodistrias C, Kapreli E. Assessment of foot posture: Correlation between different clinical techniques. The Foot. 2007; 17(2): 65-72.
4. Everitt BS, Skronadal A. The Cambridge Dictionary of Statistics. 4th Edition. Cambridge University Press, New York, 2010.
5. Williams DS, Davis IM, Scholz JP, Hamill J, Buchanan TS. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. Gait & posture. 2004; 19(3): 263-69.
6. Floyd RT, Thompson CW. Manual of structural kinesiology: McGraw-Hill New York, 2004.
7. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. Am J Sports Med. 1999; 27(5): 585-93.
8. Schwend RM, Drennan JC. Cavus foot deformity in children. J Am Acad Orthop Surg. 2003; 11(3): 201-11.
9. Menz HB, Morris ME, Lord SR. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2005; 60(12):1546-52.
10. Williams DS 3rd, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. Clin Biomech. 2001;16(4):341-47.
11. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. Clin Biomech. 2004;19(4):391-97.
12. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz, SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train. 2005; 40(1): 41-6.
13. 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. Br J Sports Med. 2005; 39(6): 347- 50.
14. Beynnon B, Howe J, Pope MH, Johnson RJ, Fleming B. The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. Int Orthop. 1992; 16(1): 1-12.
15. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1996; 101(6): 511-19.
16. 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.
17. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am. 1982; 13(3): 541-58.
18. Sell KE, Verity TM, Worrell TW, Pease BJ. Wigglesworth J. Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. J Orthop Sports Phys Ther. 1994; 19(3): 162-7.
19. Hannigan-Downs K, Harter R, Smith G. Radiographic validation and reliability of selected clinical measures of pronation 2000; J Ath Tr. 35: 12-30.
20. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. Clin Biomech. 2004; 19(6):617-21.
21. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. J Sci Med Sport. 2012;15(2):159-63.
22. Javdaneh N, Minonejad H, Shirzad E, Javdaneh N. Investigating Knee Flexion Angle and Quadriceps to Hamstring Co- Activation in Athletes with Ankle Pronation Deformity and Healthy. Sjimu. 2015;23(4) :158-67.

23. Adigozali H, Ebrhimi E. Neuromuscular Rehabilitation in manual and physical Therapy: Setayeshpress, 2011.
24. kalantariyan M, minoonejad H, rajabi R. The Comparison of the onset of the activity of selected ankle muscles in athletes with and without ankle dorsiflexion range of motion limitations during single-leg jump landing. PTJ. 2013; 3(2):41- 8.
25. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Does soccer participation lead to genu varum? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2009; 17(4):422-27.
26. Kernozek TW, Ragan RJ. Estimation of anterior cruciate ligament tension from inverse dynamics data and electromyography in females during drop landing. Clin Biomech. 2008; 23(10):1279-86.
27. 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- 4.
28. Myer GD, Ford KR, Barber Foss KD, Liu C, Nick TG, Hewett TE. The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. Clin J Sport Med. 2009; 19(1): 3-8.
29. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation: Elsevier Health Sciences, 2013.
30. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. Procedia-Social and Behavioral Sci 2011;15, 3349-54. [In Persian]
31. Russell K. A, Palmieri, RM, Zinder SM, Ingersoll CD. Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. J Athl Train 2006; 41(2):166-71.
32. Peng HT, Kernozek TW, Song CY. Quadricep and hamstring activation during drop jumps with changes in drop height. Phys Ther Sport. 2011; 12(3):127-32.
33. Tsakoniti AE, Stoupis CA, Athanasopoulos SI. Quadriceps cross-sectional area changes in young healthy men with different magnitude of Q angle. J Appl Physiol. 2008; 105(3):800-4.
34. Fatahi M, Farajollah F. The comprasion of prevalance, type and severity of injury in professional and amateur freestyles' wrestlers. J Res Rehabil Sci. 2013; 9(4):715-25. [In Persian]