



تأثیر خستگی ناشی از پروتکل CST^{90} بر زمانبندی و میزان فعالیت الکتریکی عضله سربینی میانی فوتبالیست‌ها

علی باقر نظریان^{۱*}، امیر لطافتکار^۲، امیر حسین براتی^۳، علی اشرف جمشیدی^۴، علی عباسی^۵

۱. دانشجوی دکتری حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استادیار، حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. دانشیار، پزشکی ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران
۴. دانشیار، گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۵. استادیار، بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

دریافت ۱۴ بهمن ۱۳۹۵؛ پذیرش ۵ اردیبهشت ۱۳۹۶

چکیده

زمینه و هدف: هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر خستگی ناشی از پروتکل CST^{90} بر زمانبندی و میزان فعالیت الکتریکی عضله سربینی میانی فوتبالیست‌ها بود.

روش تحقیق: تحقیق حاضر درون گروهی بوده و با اندازه‌گیری‌های مکرر، زمانبندی و میزان فعالیت الکتریکی عضله سربینی میانی ۱۵ نفر فوتبالیست (سن (yr): $25/4 \pm 3/8$ ، قد (cm): $177/3 \pm 3/6$ ، وزن (kg): $69/8 \pm 4/6$)، متعاقب پروتکل CST^{90} سنجیده شد. از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله جهت ثبت سیگنال‌ها در حین تکلیف فرود تک‌پا بر روی صفحه‌ی خازنی هماهنگ با دستگاه الکترومایوگرافی، استفاده و برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزارهای Megawin، MATLAB و SPSS استفاده شد. با استفاده از آمار توصیفی و استنباطی (Repeated Measure of ANOVA) داده‌ها مورد تحلیل قرار گرفتند. سطح معنی‌داری آزمون‌ها $0/05$ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: تفاوت معناداری در مورد آغاز و پایان فعالیت الکتریکی عضله سربینی میانی نمونه‌ها در زمان‌های مختلف مشاهده نشد ($F=2/55$ ، $F=1/89$ ، $P>0/05$). اما تفاوت معناداری در میزان فعالیت فید فوروارد و فیدبک نمونه‌ها در زمان‌های مختلف را مشاهده شد ($F=3/71$ ، $F=4/84$ ، $P\leq 0/05$). همچنین تفاوت معناداری در میزان فعالیت الکتریکی این عضله بین شروع و پایان بازی مشاهده شد ($P\leq 0/05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به نقش عضله سربینی میانی در حفظ ثبات لگن و حرکت ران و همچنین کنترل والگوس زانو و از طرفی اثرات مخرب خستگی بر زمانبندی و فعالیت عضلات، مربیان می‌بایست در تمرینات، نسبت به بالا بردن فعالیت و تحمل این عضله در برابر خستگی اقدام و در نهایت از افت ثبات زانو جلوگیری نمایند.

واژگان کلیدی

خستگی

ثبات

الکترومایوگرافی

زانو

مقدمه

زمانبندی^۱ فعالیت عضلات با آسیب لیگامان‌های زانو از جمله متقاطع قدامی^۲ مرتبط بوده و چگونگی و زمان فعال شدن عضلات، بر توانایی زانو در جذب و توزیع نیروها تأثیرگذار می‌باشد و از این طریق از آسیب ACL جلوگیری می‌کند (لندری و همکاران، ۲۰۰۹: ۳۷۰). در فعال سازی حرکات هنگام فعالیت‌های مختلف برنامه‌های کنترل حرکتی که توسط سیستم عصبی صادر می‌شوند، نقش مهمی دارند و فعال سازی مناسب و به موقع این عضلات، توسط برنامه‌های کنترل حرکتی سیستم عصبی مرکزی، پیش از تماس پا با زمین، در ایجاد ثبات و استحکام مفصل زانو، به هنگام فرود پس از پرش از اهمیت خاصی برخوردار می‌باشند. همچنین فعالیت آغازین عضلات پیش از تماس پا با زمین، نشان از وجود یک استراتژی کنترل حرکتی مرکزی بوده که عضلات را برای جذب نیروهای تماسی هنگام فرود، آماده می‌کند (سانتلو و همکاران، ۲۰۰۵: ۸۵).

کراس شاگ^۳ (۲۰۰۷)، کنترل عصبی-عضلانی^۴ را تحت عنوان تنظیم فعال شدن عضلانی از طریق سیستم عصبی و عوامل مرتبط با اجرای فعالیت ورزشی دانسته و الگوهای فراخوانی عصبی-عضلانی عضلات عمل کننده بر روی زانو، را مسئول فراهم کردن سفتی و ثبات دینامیک این مفصل در طی حرکت می‌داند (کراس شاگ و همکاران، ۲۰۰۷: ۳۵۹). همچنین فراخوانی و زمانبندی مناسب عضلات نقش قابل توجهی را در ایجاد ثبات زانو بر عهده داشته (برقویس و همکاران، ۲۰۰۸: ۸۹۳) و سیستم عصبی عضلانی از طریق بکارگیری دو مکانیسم فیدفوراردی^۵ و فیدبکی^۶، نقش تعیین کننده‌ای در فعالسازی-عضلات و پیشگیری از بروز آسیب دارد. مکانیسم فیدفوراردی بدین صورت است که طی آن سیستم عصبی-عضلانی، عضلات را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌نماید و در واقع سیستم عصبی بر اساس تجربیات قبلی خود، عضلات را از قبل فعال کرده و از برهم خوردن تعادل هنگام فرود و ایجاد آسیب جلوگیری می‌کند (صادقی و همکاران، ۲۰۱۰: ۷۹).

فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید و غالباً با ساز و کار آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط بوده و به‌عنوان ریسک‌فاکتور آسیب‌های زانو معرفی شده است (شجاع‌الدین و همکاران، ۲۰۱۴: ۵۲۳). در پژوهشی بیومکانیک فرود بررسی شده و مشخص شده که فشارهای زیادی بر روی اندام‌های تحتانی در حین این عمل با توجه به این واقعیت که در فرود تک پا می‌بایست تمام بدن توسط یک پا کنترل شود و مرکز جرم را هم در سطح هوریزنتال و هم ورتیکال حفظ کند، وارد می‌شود (آگوستسن و همکاران، ۲۰۰۶: ۱۱۱).

در حالی که عضله سرینی میانی نقش مستقیمی روی مفصل زانو ندارد، اما مطالعات نشان داده‌اند که این عضله لگن را هنگام ایستادن تک پا، پایدار نموده و نقش مهمی در کنترل کینماتیک مفصل ران دارد (راسل و همکاران، ۲۰۰۶: ۱۶۶)، ناکارآمدی^۷ یا ضعف این عضله طی فرود ممکن است در کنترل آداکشن و چرخش داخلی اضافی ران و در نتیجه افزایش گشتاور فشار (فتاحی و فتاحی، ۲۰۱۳: ۱). عمل اکسنتریک این عضله بخصوص در کنترل چرخش داخلی و زاویه والگوس زانو از اهمیت خاصی برخوردار بوده و خستگی نوروماسکولار این عضله ممکن است تهدید کننده‌ی اثرات چنین نقشی بوده و از طرفی خطر آسیب ACL را افزایش دهد (عریضی و دارمی، ۲۰۱۰: ۶۹).

عضله‌ی سرینی میانی و بخش‌های مختلف آن (قدامی، میانی و خلفی)، ثابت کننده‌های اصلی لگن بوده و جهت حفظ و تثبیت الگوهای حرکتی طبیعی لگن و اندام‌های تحتانی در هنگام فعالیت‌های عملکردی و روزانه ضروری می‌باشند (اوتن، ۲۰۱۵: ۲۴۴). ضعف این عضله به دلیل نقش آن در حرکت استخوان ران (آبداکشن و چرخش خارجی)، با آسیب‌های متعددی در اندام‌های تحتانی از جمله اسپرین ACL، و بی‌ثباتی مزمن زانو همراه بوده و از طریق تأثیر بر روی الگوهای توزیع بار، بر روی مفصل و کنترل اندام‌های تحتانی و بروز آسیب‌دیدگی در این اندام‌ها نقش دارند (پورمحمودیان و همکاران، ۲۰۱۴: ۱۳۳). همچنین در زنجیره‌ی جنبشی بسته^۸، حرکات آداکشن و چرخش داخلی ران منجر به پیدایش حرکت والگوس زانو شده و با توجه به نقش عضله‌ی سرینی میانی در محدود

1. Timing
2. Anterior Cruciate Ligament
3. Krosshaug
4. Neuromuscular Control
5. Feed forward
6. Feedback

7. Insufficiency
8. Closed kinetic chain

با توجه به اینکه خستگی می‌تواند ثبات دینامیک مفصل زانو را به‌ویژه در زمان‌های پایانی فعالیت‌های ورزشی تحت تأثیر قرار دهد، بنابراین ورزشکاران با افت کنترل حرکتی، افزایش سستی مفصل زانو و نهایتاً آمار بالای آسیب‌دیدگی روبرو می‌شوند (بنجامینس و همکاران، ۲۰۰۷: ۴۳۲). علاوه بر این علی‌رغم اینکه در تحقیقات مختلفی اثرات خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات سنجیده شده است، اما در همه‌ی آنها اولاً: پروتکل شبیه‌سازی شده‌ی مورد استفاده متفاوت از مسابقه‌ی فوتبال بوده و گاهاً به صورت ایستا، موضعی و نه در شرایط واقعی انجام شده و ثانیاً: پروتکل‌ها عمدتاً بر پایه‌ی استفاد از دستگاه‌هایی نظیر تردمیل و دوچرخه‌ی کارسنج بوده و دارای ماهیت متناوب و چند جهتی مرتبط با مسابقه‌ی فوتبال نبوده (بنجامینس و همکاران، ۲۰۰۷: ۴۳۲، جونز و همکاران، ۲۰۱۵: ۱۳۰۵) و به لحاظ پروتکل مورد استفاده با نوسانات مختلفی همراه بوده‌اند، لذا محققین با نتایج متفاوتی روبرو شده‌اند. همچنین با توجه به اینکه میزان شیوع آسیب‌های لیگامانی در مفصل زانو نسبتاً بالاست و اکثر آسیب‌های ایجاد شده به طور ناگهانی و در زمان کوتاهی رخ می‌دهند، بنابراین فهم علت ایجاد این آسیب‌ها و بررسی عوامل پیشگیری‌کننده از بروز آنها در شرایط واقعی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد (ویلیامز و همکاران، ۲۰۰۱: ۵۴۶) و محققین پیشنهاد نمودند از پروتکل‌هایی از قبیل CST^{90} که در آن نمونه‌ها آزادانه فعالیت دارند و نیازهای عملکردی فوتبال را بهتر شبیه‌سازی می‌نمایند، بهتر می‌توان بهره برد (لوول و همکاران، ۲۰۱۳: ۱۸۰؛ اسمال و همکاران، ۲۰۱۰: ۱۲۰). بنابراین هدف از تحقیق حاضر تأثیر خستگی ناشی از پروتکل CST^{90} بر زمانبندی و میزان فعالیت الکتریکی عضله‌ی سیرینی میانی فوتبالیست‌ها بود.

روش تحقیق

تحقیق حاضر از نوع درون گروهی بوده و با اندازه‌گیری‌های مکرر، تغییرات در زمانبندی و میزان فعالیت الکتریکی عضله‌ی سیرینی میانی فوتبالیست‌ها متعاقب پروتکل خستگی CST^{90} سنجیده شد. تعداد ۱۵ نفر از فوتبالیست‌های لیگ یک استان لرستان با سابقه‌ی قهرمانی کشوری در این پژوهش شرکت کردند. معیارهای انتخاب نمونه‌ها شامل: شرکت داشتن منظم در تمرینات رشته‌ی ورزشی فوتبال، دامنه‌ی سنی بین ۲۰-۲۵ سال، نداشتن سابقه‌ی درد و

نمودن این حرکات از طریق انقباض اکسنتریک، بنابراین فعالیت بیشتر این عضله والگوس زانو را محدود کرده (چیمرا و همکاران، ۲۰۱۰: ۲۴) و با توجه به اینکه آسیب لیگامان ACL بیشتر در فرودهای تک پا^۱ رخ می‌دهد، بنابراین نقش این عضله در کاهش میزان آسیب ACL از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد.

علاوه بر وجود ریسک فاکتورهای آسیب‌دیدگی ACL، مانند افزایش زاویه والگوس زانو، خستگی نیز از یکی دیگر از عواملی بوده که به‌صورت مرکزی و محیطی بر عملکرد عضلات تأثیرگذار است و در صورتی که به دلیل خستگی، ظرفیت اکسنتریک عضله کاهش یابد، ممکن است لیگامان، غضروف و استخوان دچار آسیب گردند و همچنین در صورت کاهش توانایی عضلات اطراف زانو در جذب نیرو بعد از اجرای پرش، احتمال آسیب‌دیدگی زانو دو برابر خواهد شد (اورتیز و همکاران، ۲۰۱۰: ۱۰۱۹).

در پژوهشی اثر خستگی بر روی فعالیت الکتریکی عضله‌ی سیرینی میانی سنجیده شد و نتایج نشان داد خستگی تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر کاهش دامنه‌ی فعالیت الکتریکی این عضله داشته و به‌عنوان تهدیدی در آسیب ACL قلمداد شد (جسیکا پری، ۲۰۱۷). رهنما و همکاران در سال ۲۰۰۶، اثر خستگی را بر روی عضلات فوتبالیست‌ها بررسی نموده و نتیجه گرفتند که این اثر در هنگام مسابقه‌ی فوتبال، به‌ویژه در انتهای بازی بیشتر قابل مشاهده بوده و می‌تواند ورزشکاران را با خطر آسیب همراه کند (رهنما و همکاران، ۲۰۰۶: ۲۵۷).

همچنین در مطالعه‌ی، میزان فعالیت الکتریکی عضله‌ی سیرینی میانی قبل و بعد از فرود بررسی شد و تفاوت معناداری در میزان فعالیت الکتریکی این عضله در فاصله زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد و ۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد مشاهده نشد (فتاحی و فتاحی، ۲۰۱۳: ۱). پاتریک^۲ و همکاران (۲۰۱۱)، میانگین فعالیت الکتریکی عضله سیرینی میانی را قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی سنجیدند و با ۸۹ درصد افزایش در میانگین دامنه‌ی^۳ EMG و همچنین ۸/۶ درصد کاهش در میانگین فراوانی توان^۴ مواجه شدند (پاتریک و همکاران، ۲۰۱۱: ۳۱).

1. Single leg drop
2. Patrek
3. Amplitude
4. Mean Power of Frequency

سیرینی تا لحظه‌ی تماس و نیز نقطه‌ای که میزان فعالیت عضله به بیش از ۳ انحراف استاندارد فعالیت خط زمینه و تا ۲۵ میلی‌ثانیه در این حد باقی بماند و زمان پایان فعالیت نیز بر طبق این تعریف جایی است که میزان فعالیت عضله به کمتر از میانگین به علاوه ۳ انحراف استاندارد فعالیت خط زمینه افت کند و تا ۲۵ میلی‌ثانیه در این حد باقی بماند. محاسبه زمان‌های آغاز و پایان فعالیت عضله به‌وسیله برنامه نوشته شده توسط متخصص الکترونیک، در نرم‌افزار MATLAB به‌دست آمد، سپس سیگنال خام الکترومیوگرافی بین نقاط آغاز و پایان فعالیت تحت پردازش در حوزه زمان قرار گرفته و به‌وسیله الگوریتم RMS^۱ (محاسبه ریشه میانگین مربعات) با ثابت زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه و به وسیله نرم‌افزار Megawin نسخه ۳/۱ مورد پردازش قرار گرفت. عدد حاصل از پردازش به‌وسیله RMS، منعکس‌کننده میانگین توان^۲ یک سیگنال است که میزان یا سطح فعالیت^۳ عضله را نشان می‌دهد. در این پژوهش مرجع نرمال کردن میزان فعالیت الکتریکی، حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی^۴ در نظر گرفته شد. بدین منظور میزان فعالیت الکتریکی به‌دست آمده از تکلیف فرود بر میزان فعالیت الکتریکی حاصل از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک در بازه زمانی یکسان تقسیم شده و میزان فعالیت عضله به‌صورت درصدی از حداکثر میزان فعالیت الکتریکی بیان شد. داده‌ها ابتدا با استفاده از نرم‌افزار یک‌سویه شده و از یک فیلتر پایین گذر^۵ از درجه‌ی ۹ و با فرکانس ۳۰۰ هرتز اعمال شد. سپس فعالیت الکتریکی نرمال شده عضلات در ۳ تکرار مختلف تکلیف فرود محاسبه و با گرفتن میانگین بین فعالیت‌های الکتریکی در این ۳ تکرار، فعالیت الکتریکی نهایی برای هر عضله محاسبه شد (لطفاتکار و همکاران، ۲۰۱۵: ۲۳۰). میزان فعالیت فیدفورواری عضلات در بازه زمانی بین ۱۴۰- میلی‌ثانیه تا ۴۰+ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین، در نظر گرفته شد و میزان فعالیت فیدبکی عضلات نیز در بازه زمانی ۴۰+ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین تا ۱۸۰+ میلی‌ثانیه پس از برخورد پا با زمین محاسبه شد. همچنین جهت حذف آرتیفکت‌های حرکتی^۶ داده‌ها در

جراحی زانو، نداشتن شکستگی استخوان‌های ران و درشت نئی، نداشتن سابقه‌ی ژنتیکی پوکی استخوان، نداشتن فعالیت بدنی حداقل ۲۴ ساعت قبل از تست، نداشتن سابقه‌ی آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی در یکسال گذشته می‌باشند.

ابزارهای اندازه‌گیری

از دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله (Mega ME 6000, Electronics Ltd., FIN-70211 KUOPIO) ساخت کشور فنلاند جهت بررسی زمانبندی و سطح فعالیت الکتریکی عضله سیرینی میانی پای برتر نمونه‌ها استفاده شد. روی هر عضله و در امتداد تارهای عضلات ۲ الکتروود ثبات و یک الکتروود به‌عنوان مرجع بر روی بخش پروگزیمال و داخلی استخوان درشت نئی قرار داده شد. الکتروودهای ثبات در ناحیه‌ای در میانه‌ی مسیر بین مرکز عصب‌گیری عضله و تاندون انتهایی به‌طور موازی با فیبرهای عضلانی نصب شدند (جعفری و همکاران، ۲۰۰۴: ۳۶۱). برای صحت و شناسایی بهتر عضله، از انقباضات ایزومتریک براساس روش‌های MMT استفاده گردید و قبل از نصب الکتروودها موارد لازم جهت آماده سازی سطح بین پوست و الکتروود رعایت شد و بعد از نصب الکتروودها تمام آنها توسط چسب طبی ثابت شدند که تا حد امکان از ایجاد آرتیفکت‌های مکانیکی توسط الکتروودها و کابل‌های آن جلوگیری شود. داده‌ها با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز بوسیله سیستم الکترومیوگرافی سطحی در حین تکلیف فرود دراپ بر روی یک پا از روی سکوی ۴۰ سانتیمتری ثبت گردید و از یک صفحه‌ی خازنی هماهنگ با دستگاه الکترومیوگرافی نیز برای مشخص شدن زمان‌های برخورد پا استفاده شد. لحظه‌ی دقیق تماس پا با زمین توسط صفحه خازنی حساس به لمس که به‌عنوان یکی از کانال‌های دستگاه الکترومیوگرافی تعریف شده و با بقیه‌ی کانال‌ها همزمان بود، مشخص شد. سیگنال این کانال در لحظه‌ی فرود تغییر رفتار می‌داد. لحظه‌ی تغییر رفتار موج به‌صورت چشمی تعیین و به‌عنوان لحظه‌ی فرود در نظر گرفته شد (کوچیلی و همکاران، ۲۰۱۶: ۱۰۳). پس از ثبت کردن، آنالیز سیگنال‌های الکترومیوگرافی انجام شد که در حوزه زمانبندی شامل: تعیین زمان شروع و خاتمه سیگنال الکترومیوگرافی بود. نحوه محاسبه زمان آغاز فعالیت عضله شامل فاصله زمانی بین شروع انقباض عضله‌ی

1. Root Mean Square
2. Power
3. Activity or activation level
4. Maximum Voluntary isometric Contraction
5. Low-Pass Digital Butterworth
6. Motion Artifacts

محدوده‌ی ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر شدند.

روش اجرای پروتکل CST⁹⁰

آماده‌کردن محل نصب الکترودها و همچنین ثابت نمودن آنها با چسب طبی و پس از گرم کردن استاندارد زیر نظر محقق، ابتدا ۳ بار تست حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) با فاصله زمانی استراحت ۶۰ ثانیه بین دو انقباض از نمونه گرفته شد. سپس میزان فعالیت الکتریکی عضله‌ی مورد نظر در حالت استراحت (قبل از شروع فعالیت اصلی) و در حین فرود تک پا ثبت شد (۳ بار). پس از چک کردن و متصل نمودن ضربان سنج و گام شمار، نمونه به مدت ۴۵ دقیقه زیر نظر محقق تست CST را اجرا نموده و در حین تست و در هر لحظه میزان ضربان قلب را اعلام می‌نمود. بلافاصله در پایان نیمه اول (بعد از ۴۵ دقیقه)، در سریع‌ترین زمان ممکن ۳ بار از نمونه فعالیت الکتریکی ثبت شد. بعد از ۱۵ دقیقه استراحت نمونه نیمه‌ی دوم تست را شروع و تا پایان ۹۰ دقیقه پروتکل را با شدت‌های مختلف انجام داده و در نهایت در پایان بازی نیز ۳ بار فعالیت الکتریکی عضله در حین فرود تک پا ثبت شد. تست‌های هر آزمودنی در پایان نیمه اول و دوم در کمترین زمان ممکن به منظور بررسی دقیق‌تر اثرات خستگی انجام شد.

روش اجرای فرود تک پا

آزمودنی در وضعیتی متعادل نزدیک به لبه سکویی با ارتفاع ۴۰ سانتیمتر به طریقی قرار می‌گرفت که پای غالب در حالت معلق (پاشنه پا در تماس با لبه جلویی سکو) قرار گرفته و به لبه جلویی سکو تکیه داشت. این وضعیت با کنترل مرکز ثقل، حرکات افقی بدن را محدود می‌کند. وزن آزمودنی به‌صورت کامل به‌وسیله پای غیرغالب تحمل می‌شد. از آزمودنی درخواست می‌شد تا به‌صورت کاملاً عمودی و متعادل، بدون خم کردن، پایین آوردن تنه و حالت پرشی بر روی پای غالب عمل فرود را با شنیدن صدای آزمونگر به ترتیب با انتقال وزن بدن خود به جلو و همچنین حفظ وضعیت متعادل خود، انجام دهد. پس از فرود از آزمودنی خواسته می‌شد تا وضعیت مورد نظر را به مدت ۵ ثانیه حفظ کند و به فرد آموزش داده شده بود تا بر روی پنجه فرود آید و تکلیف را با پرش انجام ندهد (کوچیلی و همکاران، ۲۰۱۶: ۱۰۳).

در این پژوهش از پروتکل CST¹ (تست مختص فوتبال کپنهاگ) استفاده شد. این تست از دو نیمه‌ی ۴۵ دقیقه‌ای و براساس داده‌های مطابق با وضعیت‌های شرکت‌کنندگان در مسابقه‌ی واقعی فوتبال طراحی شده است. در این تست الگوهای حرکتی، میزان دویدن با شدت‌های مختلف، زمان حمل توپ، تعداد ضربات سر، شوت و تعداد پاس‌ها مورد توجه قرار گرفته‌شده و به منظور ارزیابی دوره‌های خستگی، این تست به ۱۸ دوره‌ی ۵ دقیقه‌ای تقسیم شد. هر دوره‌ی ۵ دقیقه‌ای شامل ۱۵۲ متر راه رفتن، ۱۷۱ متر دوی نرم (جاگینگ)، ۶۹ متر دوی آهسته، ۴۱ متر دویدن با سرعت متوسط، ۵۵ متر دوی سریع، دو مرحله دوی سریع، ۳۰ متر دویدن به سمت عقب، ۲۳ متر دویدن به کنار و عقب بود. همچنین در این تست فعالیت‌ها در سه سطح با شدت‌های آهسته، متوسط و بالا تقسیم‌بندی شده است. Bendiksen و همکاران (۲۰۱۲)، پاسخ‌های فیزیولوژیکی ناشی از این تست را بر اساس پاسخ‌های کسب شده‌ی ناشی از مسابقه‌ی فوتبال واقعی در بازیکنان یکسانی بررسی نموده و روایی تست مورد تأیید قرار گرفت و همچنین در مقایسه با مسابقه‌ی فوتبال مسافت طی شده و نیمرخ سرعتی در هر طبقه‌ی فعالیت‌ی دارای اعتبار بود (مور و همکاران، ۲۰۰۳: ۵۱۹). به منظور حمایت بیشتر از روایی پروتکل، در تست CST حرکات ویژه‌ی فوتبال، تعداد تغییرات در شدت فعالیت و کار با توپ گنجانده شد (بندیکسن و همکاران، ۲۰۱۲: ۱۵۹۵).

روش اجرای آزمون

پس از رعایت اخلاق در تحقیق و گرفتن رضایت نامه، در جلسه‌ای مجزا تمامی نمونه‌ها با پروتکل، شیوه اجرای پروتکل توأم با تماشای فیلم آشنا شدند و در جلسه آشنا سازی برای تعیین پای برتر از آزمون ضربه زدن به توپ، بالارفتن از پله و پایین آمدن از پله استفاده شد. پای که حداقل در ۲ آزمون استفاده شد به‌عنوان پای برتر مشخص شد (اشمیت و همکاران، ۲۰۱۰: ۱۰۷۵). در جلسه‌ی بعدی، نمونه‌ها به صورت انفرادی در زمان مقرر حاضر شده پس از

روش‌های آماری

به منظور تجزیه و تحلیل، داده‌ها از نرم‌افزار مگاوین نسخه‌ی ۳/۱ و همچنین MATLAB استفاده شد. پس از نرمال سازی داده‌ها، یک سویه کردن امواج، فیلترینگ (دامنه‌ی ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز) و همچنین تبدیل به فرمت متناسب با نرم‌افزار MATLAB، میانگین EMG ثبت شده در حین تست فرود مورد بررسی و زمان‌های آغاز و پایان نسبت به لحظه‌ی تماس با صفحه‌ی خازنی و همچنین میزان فعالیت الکتریکی در زمان قبل و بعد از برخورد (RMS) محاسبه، وارد SPSS (نسخه ۲۴) شدند و سپس با استفاده از آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. در سطح آمار توصیفی از شاخص‌هایی نظیر میانگین، انحراف

معیار و جداول توزیع فراوانی مربوط به ویژگی‌های (سن، قد، وزن و دیگر موارد) و در بخش آمار استنباطی ابتدا نرمالیتی داده را با آزمون شاپیرو بررسی و سپس از آزمون Repeated Measure of ANOVA استفاده شد. سطح آلفای کوچکتر از ۰/۰۵ به‌عنوان سطح معناداری تمام آزمون‌ها در نظر گرفته شد. همچنین جهت رسم نمودارها از نرم‌افزار Excel استفاده شد.

یافته‌ها

مشخصات آنروپومتریکی و اطلاعات توصیفی فاکتورهای مورد آزمون نمونه‌ها در جدول ۱ و ۲ آورده شده است.

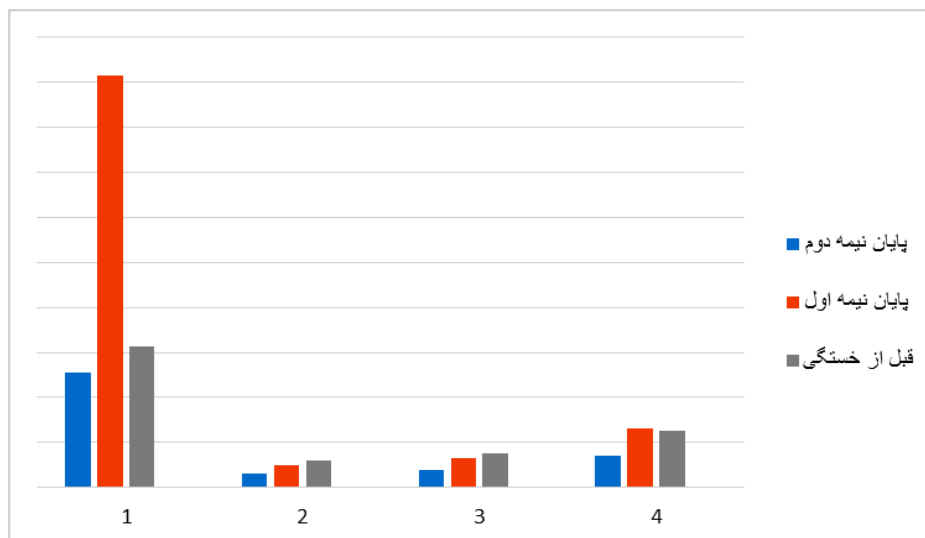
جدول ۱: مشخصات آنروپومتریکی نمونه‌ها (میانگین ± انحراف معیار)

گروه	تعداد	سن (Yr)	قد (Cm)	وزن (Kg)	BMI(Kg/m ²)
فوتبالیست	۱۵	۲۵/۴ ± ۳/۸	۱۷۷/۳ ± ۳/۶	۶۹/۸ ± ۴/۶	۲۲/۳ ± ۱/۳

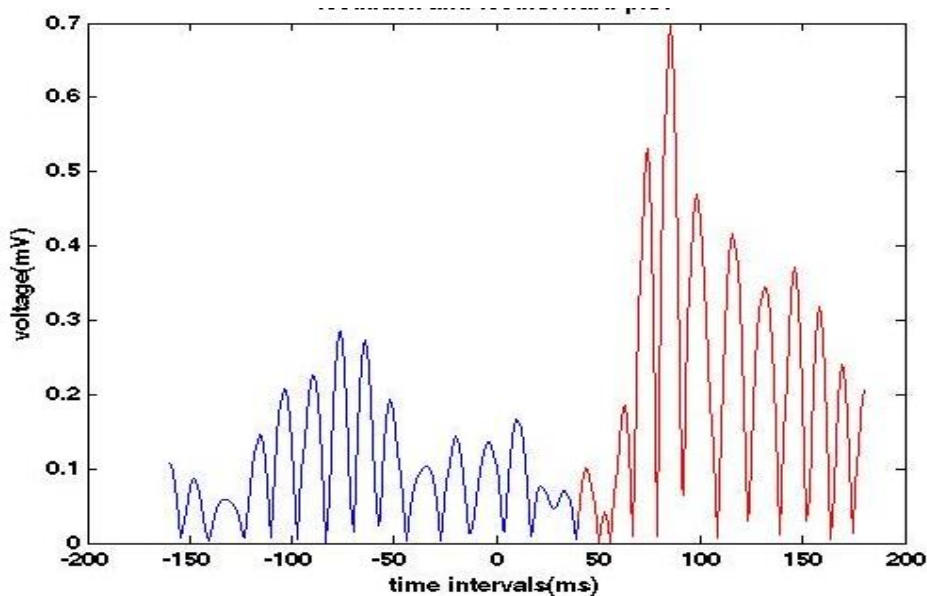
جدول ۲: اطلاعات توصیفی فاکتورهای اندازه‌گیری شده‌ی نمونه‌ها (میانگین ± انحراف معیار)

گروه	سابقه بازی (سال)	جلسات تمرین	تعداد گام	مسافت طی شده (Km)	ضربان قلب فعالیت
فوتبالیست	۱۱/۲ ± ۳/۱	۳/۸ ± ۰/۵	۱۱۲۷۷/۹ ± ۱۰۶۸/۱	۶/۷۸ ± ۰/۶۷	۱۶۶/۸ ± ۶/۷

در نمودار ۱ و ۲، وضعیت فاکتورهای اندازه‌گیری شده در زمان‌های مختلف مشخص شده است.



نمودار ۱: زمان آغاز فعالیت، ۲: میزان فعالیت فیدفورارد، ۳: میزان فعالیت فیدبک، ۴: مجموع فعالیت فیدفوروارد و فیدبک



نمودار ۲: میزان فعالیت فیدفوروارد (آبی) و فیدبک (قرمز) عضله سرینی میانی

میزان فعالیت فیدفوروارد، فیدبک و مجموع فعالیت الکتریکی فیدفوروارد و فیدبک تفاوت معناداری مشاهده شد (جدول ۵).

در جدول ۳ نتایج استنباطی زمان بندی و میزان فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی در زمان های مختلف ذکر شده و تفاوت معناداری در مورد آغاز و پایان فعالیت الکتریکی این عضله در زمان های مختلف مشاهده نشد، اما در مورد

جدول ۳: نتایج استنباطی مربوط به زمان آغاز فعالیت الکتریکی، فعالیت فیدفوروارد، عضلات در دوره های مختلف

عامل	مجموع مجذورات	df	میانگین مجذورات	تست کرویت موخلی	F	Sig.	η_p^2
زمان آغاز فعالیت	۱۹۰۴۷۰۶۳/۲	۲	۹۵۲۳۵۳۱/۶	۰/۰۱	۲/۹	۰/۰۶	۰/۱۷
	۹۰۱۲۶۵۲۶	۱۹	۴۷۳۴۷۲۹/۲				
میزان فعالیت فیدفوروارد	۰/۰۳۲	۲	۰/۰۱	۰/۱۶	۴/۸	۰/۰۱	۰/۲۵
	۰/۰۹	۲۲/۵	۰/۰۰				
میزان فعالیت فیدبک	۰/۰۳۹	۲	۰/۰۱۹	۰/۱۹	۳/۷	۰/۰۳	۰/۲۱
	۰/۱۴	۲۲/۸	۰/۰۰۶				
مجموع فعالیت	۰/۱۵	۲	۰/۰۷	۰/۶۶	۱۲/۰۱	۰/۰۰۰	۰/۴۶
	۰/۱۷	۲۶/۳	۰/۰۰۷				

نتیجه با نتیجهی پژوهش پاتریک و همکاران همخوان بود (پاتریک و همکاران، ۲۰۱۱: ۳۱).

اولین و مهمترین قربانی زمان بندی نامناسب فعالیت عضلات اطراف زانو، ثبات دینامیک زانو است. زمان بندی مناسب فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو، الگوهای فیدفورواری مناسب را برای کنترل حرکت و وضعیت مفصل در مانورهای آسیب زا فراخوانی می کند و در صورت نبود زمان بندی مناسب در شروع فعالیت عضله، مفصل در معرض صدمه قرار می گیرد. از طرف دیگر، جهت غلبه بر حرکات

بحث

هدف از پژوهش حاضر بررسی تغییرات در زمان بندی و میزان فعالیت الکتریکی عضله ی سرینی میانی فوتبالیست ها متعاقب پروتکل خستگی ویژه ی فوتبال در حین تکلیف فرود از روی سکوی ۴۰ سانتیمتری بود. نتایج پژوهش نشان داد که زمان فعال شدن عضله ی سرینی میانی در پایان نیمه ی دوم نسبت به قبل از بازی با تأخیر بیشتری همراه بوده؛ اما تفاوت معناداری در زمان آغاز فعالیت الکتریکی این عضله در زمان های مختلف مشاهده نشد (نمودار ۱). این

۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از برخورد و ۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد مشاهده نکردند و بیان نمودند که نیروی برشی قدامی که در مطالعه آنها در راستای قدامی-خلفی در زانو ایجاد شده و با توجه به موقعیت و نقش عضله سرینی میانی در صفحه فرونتال و متفاوت بودن صفحه‌ی عملکرد، این عضله با نیروی برشی قدامی (که در صفحه‌ی ساجیتال رخ می‌دهد)، منطقی به نظر می‌رسد که ارتباطی بین سطح فعالیت این عضله برشی قدامی وجود نداشته باشد (فتاحی و فتاحی، ۲۰۱۳: ۱).

پورمحمودیان و همکاران (۲۰۱۴) میزان فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی را مورد بررسی قرار داده و بیان کردند عضله سرینی میانی مؤثرترین عضله‌ی دورکننده‌ی ران در کنترل حرکات لگن و همچنین لگن نسبت به ران، دارای بیشترین میزان فعالیت طی فرودهای تک پا در سطح فرونتال به منظور کنترل ثبات لگن و پیشگیری از چرخش داخلی ران و همچنین آداکشن می‌باشد. نتایج پژوهش آنها نشان داد که این عضله در سطح فرونتال و در هنگام فرود تک پا دارای بیشترین میزان فعالیت بوده و انجام تمرینات در این سطح می‌تواند به عنوان مؤثرترین روش تقویت این عضله باشد (پورمحمودیان و همکاران، ۲۰۱۴: ۱۳۳).

همچنین محققین بیان نمودند که در فعالیت‌های پویا مانند فرود تک پا، استفاده از حداکثر تلاش توسط ورزشکاران مورد نیاز نمی‌باشد، اما سطح فعالیت الکتریکی عضلانی به عنوان شاخص بهتری در کنترل کینماتیکی مفصل دارای اهمیت می‌باشد، در نتیجه افزایش فعالیت عضله سرینی نسبت به سایر شاخص‌های آن ممکن است در پیشگیری از بروز آسیب لیگامان‌های زانو مثل متقاطع قدامی مؤثرتر باشد (زازولک و همکاران، ۲۰۰۵: ۲۹۲). بنابراین با توجه به نقش حیاتی عضله سرینی در حفظ ثبات لگن در سطح فرونتال، کنترل آداکشن و چرخش داخلی ران و همچنین اثر غیرمستقیم آن بر والگوس زانو، می‌بایست در برنامه‌های تمرینی ورزشکاران به منظور بالا بردن میزان فعالیت عضلات، بهبود استقامت و تحمل در برابر خستگی، اقدام نموده و گام مؤثری را در پیشگیری از آسیب‌های جبران‌ناپذیر و پرهزینه از قبیل پارگی‌های ACL برداشت.

کنترل نشده‌ای مانند والگوس زانو، نیاز است که الگوهای فیدفوراردی در زمان مناسب وارد عمل شوند تا مانع از این حرکات آسیب‌زا شوند. فعال شدن نامناسب عضله گلوٹوسوس مدیوس، منجر به مقاومت کمتر در برابر چرخش داخلی و نزدیک شدن ران می‌شود و کاهش در فعالیت پیش‌بین عضلات آبداکتور ران، سفتی ران را در صفحه فرونتال کاهش می‌دهد (زازولک و همکاران، ۲۰۰۵: ۲۹۲). همچنین با توجه به اینکه ثبات دینامیک ایجاد شده توسط عضلات، نیازمند پیش‌بینی و واکنش نسبت به بارهای اعمال شده بر مفصل است، در نتیجه هر عاملی که منجر به تأخیر و مهار عملکرد عوامل ثبات‌دهنده زانو شود، در درجه اول ثبات زانو را و در درجه بعدی آسیب ACL را به دنبال خواهد داشت (جاودانه و همکاران، ۲۰۱۶: ۲۵۷).

بنابراین در حالی که به نظر می‌رسد این عضله عمل مستقیمی بر روی مفصل زانو ندارد، اما فعالیت عضلات مفصل ران بر راستای اندام تحتانی و ظرفیت تحمل بار زانو تأثیر گذاشته و مشخص شده که عضله سرینی میانی لگن را طی ایستادن تک پا پایدار نموده و نقش مهمی در کنترل کینماتیک مفصل ران دارد (فتاحی و فتاحی، ۲۰۱۳: ۱). از طرفی ناکارآمدی یا ضعف این عضله طی فرود ممکن است باعث آداکشن و چرخش داخلی بیشتر ران و در نتیجه افزایش گشتاور و استرین روی ACL شود. بنابراین مربیان و تمرین دهندگان تیم‌ها، در برنامه‌های ورزشی خود، می‌بایست توجه ویژه‌ای نسبت به نقش این عضله در ثبات زانو داشته و در بالا بردن تحمل آن در تمرینات و متعاقب آن کاهش ضایعات جبران‌ناپذیر ناشی خستگی و نهایتاً پارگی ACL توجه ویژه‌ای را داشته باشند.

در ارتباط با میزان فعالیت فیدفوروارد و فیدبک و مجموع فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی، در پژوهش حاضر تفاوت معناداری در زمان‌های مختلف مشاهده شد (جدول ۳) و این نتیجه با نتیجه‌ی تحقیق Parry و همکاران در سال ۲۰۱۷ همخوانی داشت (جسیکا پری، ۲۰۱۷). این محققین تأثیر خستگی بر میزان فعالیت الکتریکی عضله سرینی میانی را سنجیده و به این نتیجه رسیدند که خستگی باعث کاهش معنی‌دار در میزان فعالیت الکتریکی عضله سرینی شده است (جسیکا پری، ۲۰۱۷). همچنین فتاحی و همکاران (۱۳۹۲) در تحقیقی، تفاوت معناداری در میزان فعالیت الکتریکی عضله در فاصله زمانی

نتیجه‌گیری

براساس نتایج پژوهش، خستگی ناشی از CST⁹⁰ اگر چه باعث تأخیر در زمانبندی عضله‌ی سرینی‌میانی فوتبالیست‌ها در حین حرکت فرود شده، اما این تفاوت بین زمان‌های مختلف تست، معنادار نبود. بین میزان فعالیت فیدفوروارد و فیدبک این عضله در سه زمان قبل از بازی، پایان نیمه‌ی اول و پایان بازی تفاوت معناداری مشاهده شد. در نتیجه با توجه به اینکه این عضله تأثیر مستقیمی در حفظ ثبات لگن و حرکت ران دارد و از طرفی به صورت غیرمستقیم بر روی زانو اثرگذار می‌باشد، بنابراین مربیان تیم‌ها می‌بایست، توجه ویژه‌ای نسبت به افزایش میزان فعالیت عضله‌ی سرینی میانی در تمرینات عصبی-عضلانی و همچنین تحمل در برابر خستگی داشته باشند و در نهایت از زیان‌های ناشی از آن، که می‌تواند لیگامان‌های مهمی مانند ACL زانو را

درگیر نماید و همچنین تحمیل هزینه‌های فراوان بر تیم‌ها، پیشگیری نمایند.

قدردانی و تشکر

این مقاله، برگرفته از پایان نامه دکتری در رشته‌ی حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد و با همکاری دانشگاه خوارزمی و دانشگاه اصفهان صورت گرفته است. لذا نویسنده مراتب قدردانی و تشکر خود را از این بخش‌ها اعلام می‌دارد. همچنین از همکاری اداره‌های ورزش و آموزش و پرورش شهرستان دلفان و مساعدت صمیمانه‌ی مربیان، بازیکنان و تمامی فوتبالیست‌های شرکت کننده در این تحقیق، تقدیر و تشکر می‌نماید.

References

- Augustsson, J., Thomeé, R., Lindén, C., Folkesson, M., Tranberg, R., & Karlsson, J. (2006). "Single-leg hop testing following fatiguing exercise: Reliability and biomechanical analysis". *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 16: 111-120.
- Bendixsen, M., Bischoff, R., Randers, M.B., Mohr, M., Rollo, I., Suetta, C., et al., (2012). "The Copenhagen Soccer Test: Physiological response and fatigue development". *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 44 (8):1595-1603.
- Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T.C., Abt, J.P., Fu, F.H., Myers, J.B., Lephart, S.M., (2007). "Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task". *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopic*. 432-437.
- Borghuis, J., Hof, AL., Lemmink, KA. (2008). "The importance of sensory-motor control in providing core stability". *Sports medicine*. 38(11):893-916.
- Chimera, N.J., Kathleen, A., Swanik, K.A., Swanik, C.B., Straub, S.J., (2004). "Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and Performance in female athletes". *Journal of Athletic Training*. 39 (1):24-31.
- Fatahi, M., fatahi, F., (2013). The relationship between activity level of some lower extremity muscle and anterior shear force during single-leg jump landing. "Research in Rehabilitation sciences. 9(4): 1-12. (In Persian).
- Jafari, H., Shahhosseini, G.R., Ebrahimi, E., Shaterzadeh, M.J., (2004). "Timing and electrical activity of knee related muscles in active and reactive movement patterns in healthy men". *Iran University of Medical sciences Journal*. 10(35): 361-372. (In Persian).
- Javdaneh, N., Minoonejad, H., Shirzad, E., Javdaneh, N., (2016). "The Investigation of the Muscle Timing of Anterior Cruciate Ligament Agonist and antagonist muscles in athletes with hyper pronated feet". *Journal of Military Medicines*. 17(4): 257-264. (In Persian).
- Jessica Parry, W., (2017). "The effect of a gluteus medius fatiguing protocol on its electromyographic amplitude in females' single leg landing from a hop". *Physiotherapy UK Conference and Trade Exhibition*. Birmingham International Convention Centre.
- Jones, R.I., Ryan, B., Todd, A.I., (2015). "Muscle fatigue induced by a soccer match-play simulation in amateur Black South African players". *Journal of Sports Sciences*. 33(12): 1305-1311.
- Kocheily, Y., Jamshidi, A.A., Sanjari, M.A., Maroufi, N., Bagheri, H., Sedigh, A., Jamshidian, P., (2016). "A comparison of lower extremity muscles activity among healthy subjects and individuals after ACL reconstruction during drop landing". *Scientific Journal of Rehabilitation Medicine*. 9(5). 103-110.(In Persian).
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, BP., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, JR., et al., (2007). "Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball video analysis of 39 cases". *The American Journal of Sports Medicine*. 35:359-367.
- Landry, SC., McKean, KA., Hubble-Kozey, CL., Stanish, WD., Deluzio, KJ., (2009). "Gender differences exist in neuromuscular control patterns during the pre-contact and early stance phase of an unanticipated side-cut and cross-cut maneuver in 15-18 years old adolescent soccer players". *Journal*

- of Electromyography and Kinesiology. 19: 370-379.
- Letafatkar, A., Rajabi, R., Ebrahimi, E., Minoonejad, H., (2015). "Effects of perturbation training on knee flexion angle and quadriceps to hamstring co-contraction of female athletes with quadriceps dominance deficit: pre-post intervention study". *The knee*. 22: 230-236.
- Lovell, R., Midgley, A., Barrett, S., Carter, D., Small, K., (2013). "Effects of different half-time strategies on second half soccer- specific speed, power and dynamic strength". *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. 20: 180–189.
- Mohr, M., Krstrup, P., Bangsbo, J., (2003). "Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue". *Journal of Sports Sciences*. 21: 519-528.
- Oreyzi, H.R., Darami, Z., (2010). "Validation, and Effect of effort-reward imbalance model on fatigue, emotional exhaustion, psychosomatic complaints and physical health of employees". *Research in Psychology Health*. 3(3): 69-79. (In Persian).
- Ortiz, A., Olson, L., Etnyre, B., Trudelle-Jackson, E., Bartlett, W., Venegas-Rios, H.L., (2010). "Fatigue Effects on Knee Joint Stability during Two Jump Tasks in Women". *Journal of Strength Conditioning Research*. 24(4): 1019–1027.
- Otten, R., Tol, J.L., Holmich, P., Whiteley, R., (2015). "Electromyography activation levels of the 3 gluteus medius subdivisions during manual strength testing". *Journal of Sport Rehabilitation Human Kinetics, Inc*. 24: 244 -251
- Patrek, M.F., Kernozek, T.W., Willson, J.D., Wright, G.A., Doberstein, S.T., (2011) "Hip-Abductor Fatigue and Single-Leg Landing Mechanics in Women Athletes". *Journal of Athletic Training*, 46(1):31–42.
- Pourmahmoudian, P., Minoonejad, H., Jamshidi, A.A., Davati Kazemnia, Y., Javdaneh, N., (2014). "Investigation of gluteus medius and biceps femoris activity in three plyometric exercises". *Physical treatment*, 4 (3): 133-138. (In Persian).
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., GrahamSmith, P., (2006). "Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play". *Journal of Electromyography Kinesiology*. 16(3): 257-263.
- Russell, K.A, Palmieri, R.M., Zinder, S.M., Ingersoll, C.D., (2006). "Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump". *Athletic Training*. 41(2):166-171.
- Sadeghi, H., Sarshin, A., Abasi, A., (2010). "Effect of functional fatigue on dynamic alignment control". *Research in Sport Sciences*. 20: 79-94. (In Persian).
- Santello, M., (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & Posture*. 21:85-94.
- Schmidt S, Moffat M, Gutierrez G., (2010). Effect of knee joint cooling on the electromyographic activity of lower extremity muscles during a plyometric exercise. *J of Electromyography and Kinesiology*. 20(6):1075-81.
- Shojaeddin, S.S., Mosavi, S.K., Mi'mar, R., (2014). "The comparison of electromyography of plantar flexor muscles and loading rate during single leg drop landing between men with Genu varum deformity and normal knee from different heights". *Journal of Rafsanjan University Medicine Sciences*. 13(6): 523-36. (In Persian).
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., Lovell, R., (2010). "The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk". *Journal of Science and Medicine in Sport*. 13: 120–125.
- Williams, G.N., Chmielewski, T., Rudolph, K., Buchanan, T., Mackler, L.S., (2001). "Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for clinicians and scientists". *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*. 31(10): 546-566.
- Zazulak, B.T., Ponce, P.L., Straub S.J., Medvecky, M.J., Avedisian, L., Hewett, T.E., (2005). "Gender comparison of hip muscle activity during single-leg landing". *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*. 35 (5):292-299.