Semnan University of Medical Sciences

KOOMESH

Journal of Semnan University of Medical Sciences

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

Volume 21, Issue 1 (Winter 2019), 1-204

ISSN: 1608-7046

Full text of all articles indexed in:
Scopus, Index Copernicus, SID, CABI (UK), EMRO, Iranmedex, Magiran, ISC, Embase

کومش- جلد ۲۱، شماره ۱ (پیاپی ۷۳)، زمستان ۱۳۹۷

اثرات خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات دو سر رانی، دو قلو و سولئوس فوتبالیست‌ها

علی باقر نظریان [۱*](Ph.D)، امیر لطافتکار [۲](Ph.D)، امیرحسین براتی [۳](Ph.D)، علی اشرف جمشیدی [۴](Ph.D)، علی عباسی [۵](Ph.D)

۱- گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران

۲- گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳- گروه پزشکی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تربیت دبیر شهید رجایی، تهران، ایران

۴- گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۵- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

* نویسنده مسئول، تلفن: ۰۹۱۶۶۶۰۷۴۵۷ a.bnazarian@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۸/۲۸ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۷/۷

چکیده

هدف: هدف از این تحقیق بررسی اثر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات دو سر رانی، دو قلو و سولئوس فوتبالیست‌ها بود.

مواد و روش‌ها: در این تحقیق زمان‌بندی و میزان فعالیت الکتریکی عضلات دو سر رانی، دو قلوی داخلی و نعلی ۱۵ نفر از فوتبالیست‌ها، در زمان‌های مختلف بازی فوتبال سنجیده شد. از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله (ME6000) جهت ثبت سیگنال‌های الکتریکی در حین تکلیف فرود تک پا (قبل از بازی، پایان نیمه اول و پایان نیمه دوم) استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج مطالعه نشان داد که در مورد شروع فعالیت عضلات در زمان‌های مختلف، اگرچه عضلات در پایان نیمه اول با تاخیر در شروع فعالیت همراه بودند و دیرتر وارد عمل شدند، اما این تفاوت در زمان‌های مختلف از لحاظ آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵). در مورد میزان فعالیت فیدفوروارد عضلات دو سر رانی و نعلی در زمان‌های مختلف تفاوت معناداری مشاهده شد (P≤۰/۰۵)، اما در مورد عضله دو قلو تفاوت آماری معناداری مشاهده نشد (P>۰/۰۵). هم‌چنین در مورد میزان فعالیت فیدبک عضله نعلی در زمان‌های مختلف تفاوت معناداری مشاهده شد (P≤۰/۰۵)، اما در مورد عضلات دو سر رانی و دو قلو، این تفاوت از لحاظ آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵).

نتیجه‌گیری: در خاتمه می‌توان نتیجه گرفت که خستگی باعث تغییراتی غیرمعنادار در شروع فعالیت عضلات شده اما در مورد فعالیت فیدفوروارد عضلات دو سر رانی و نعلی و هم‌چنین فعالیت فیدبک عضله نعلی اثرات معناداری را داشته و می‌بایست تمرین‌دهندگان در برنامه‌های تمرینی و در جهت پیشگیری از آسیب فوتبالیست‌ها تحمل بازیکنان را در برابر خستگی افزایش دهند.

واژه‌های کلیدی: عضله نگاری الکتریکی، خستگی، زانو، فوتبال، عضلات همسترینگ

مقدمه

مفصل زانو به علت قرارگیری در بین دو اهرم بلند در معرض وارد شدن نیروهای مختلف می‌باشد. جهت‌گیری و ساختار مناسب لیگامان‌ها، کپسول مفصلی و منیسک به طور چشم‌گیری در ایجاد ثبات سهیم می‌باشند اما با در نظر گرفتن نیروهای زیادی که از مفصل می‌گذرند، این میزان ثبات کافی نیست [۱]. عوامل مختلفی در بر هم زدن ثبات آن و آسیب‌دیدگی نقش دارند و یکی از این عوامل، خستگی بوده که به صورت محیطی و مرکزی در بروز آسیب نقش دارد.

خستگی محیطی شامل فرآیندهای است که هنگام فعالیت ورزشی منجر به افت ظرفیت نیروی تولیدی عضله در سطح دیستال یا محل اتصال عصبی– عضلانی می‌شود [۲]. نوع دیگری از خستگی تحت عنوان خستگی عمومی یا مرکزی می‌باشد که با کاهش توانایی عضلات در تولید نیروی مطلوب مرتبط بوده و در نتیجه‌ی آن زنجیره رویدادها از سیستم عصبی- مرکزی تا فیبرهای عضلانی قطع می‌گردد [۳]. خستگی عضلانی از مهم‌ترین عوامل اختلال و کاهش عملکرد ورزشی محسوب می‌باشد و می‌تواند در کاهش قدرت ارادی، ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی هم‌زمان عضلات

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

موافق و مخالف، تغییر در الگوی حرکت و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی- عضلانی نقش داشته باشد و در نتیجه افزایش احتمال آسیب‌دیدگی مفصل را افزایش می‌دهد [۴]. از طرفی چگونگی و زمان فعال شدن عضلات زانو، بر توانایی آن در بهینه کردن سفتی آن، جذب و پراکنده کردن نیروها تأثیرگذار بوده و از این طریق از آسیب رباط متقاطع قدامی (ACL) Anterior Cruciate Ligament جلوگیری می‌کند. در تحقیقات مشخص شده، فعال شدن زودهنگام عضلاتی مانند چهارسر ران به قدری مخرب است که حتی عضلات همسترینگ را مجبور می‌کند تا در دوره زمانی بسیار طولانی بتوانند درشت نئی را ثبات بخشیده و نهایتاً عضلات همسترینگ به قدری با تأخیر وارد عمل می‌شوند که انتقال قدامی درشت نئی رخ داده و از این رو فرد در معرض آسیب ACL قرار می‌گیرد [۶،۵].

بهرنس و همکاران (Behrens) (۲۰۱۳)، در تحقیقی تاثیر خستگی را بر زمان‌بندی فعالیت عضلات دو سر رانی، نیم وتری و نیم غشایی مورد سنجش قرار دادند و دریافتند که پس از خستگی، عضلات دیرتر فعال شده و با افزایش جابه‌جایی قدامی درشت نئی مواجه شدند [۷]. نوری و همکاران (۱۳۹۵)، مطالعه‌ای با هدف بررسی تأثیر خستگی عملکردی بر زمان‌بندی فعالیت الکتریکی عضلات همسترینگ حین تکلیف پرش- فرود تک‌پا در زنان ورزش‌کار، تفاوت معناداری در زمان آغاز فعالیت عضله دوسر رانی، بین قبل و بعد از خستگی را مشاهده نکردند [۸]. در تحقیقی، ملنیک (Melnyk) و همکاران (۲۰۰۷) نتیجه گرفتند که خستگی زیر بیشینه‌ی عضلات همسترینگ، به طور مؤثری ثبات زانو را کاهش داده و چنین وضعیتی می‌تواند بیان‌کننده‌ی این حالت باشد که افت ثبات زانو می‌تواند احتمال آسیب سایر ثبات‌دهنده‌های مفصل زانو از قبیل لیگامان متقاطع قدامی را در بر داشته باشد [۹]. هم‌چنین نتایج تحقیق حاجیلو و همکاران نشان داد که فعالیت بخش داخلی عضله دو قلو در مرحله تماس راه رفتن کاهش معناداری داشته و بیان کردند که این کاهش فعالیت در مرحله ایستادن راه رفتن سبب افزایش حرکت رو به جلو درشت‌نی و تغییر زاویه فلکشن زانو می‌شود و در نتیجه ممکن است راه رفتن طبیعی را مختل کند [۴]. از دیگر عواملی تاثرگذار بر ثبات و میزان آسیب مفصل، میزان فعالیت فیدفوروارد و فیدبک عضلات می‌باشند. میزان فعالیت فیدفوروارد و فیدبک عضلات نقش حیاتی و مهمی در انقباضات عضلانی و هم‌چنین ثبات مفاصل بدن را برعهده دارند، به طوری که در حرکت فرود و قبل از تماس پا با زمین، عضلات اندام تحتانی به صورت فیدفورواردی فعال می‌گردند تا نیروهایی که در هنگام تماس ایجاد می‌شوند، را جذب کنند [۱۰].

مرداکوویچ (Mrdakovic) و همکاران (۲۰۰۸) به بررسی نوسان فعالیت فیدفورواردی عضلات اندام تحتانی در فرود از سطوح مختلف پرداختند و مشخص شد که افزایشی در فعالیت فیدفوروارد عضله نعلی با افزایش ارتفاع وجود دارد، اما در مورد عضله دوقلو، با افزایش ارتفاع فرود، تغییر معناداری در میزان فعالیت فیدفوروارد آن مشاهده نشد [۱۱]. هم‌چنین در مطالعه دیگری فعالیت الکتریکی عضلات دو قلو و نعلی در فرود تک پا بررسی و مشخص شد که فعالیت عضله دوقلو در مرحله قبل از تماس (مرحله فیدفوروارد) بیش‌تر از مرحله پس از تماس (مرحله فیدبک) بود، اما در مورد عضله نعلی، فعالیت الکتریکی بیش‌تری در مرحله پس از تماس در مقایسه با مرحله قبل از تماس مشاهده شد [۱۲].

رهنما و همکاران (۲۰۰۶)، نیز در تحقیقی فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام‌های تحتانی را قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی مورد سنجش قرار دادند و در نهایت نتیجه گرفتند که در وضعیت‌های مختلف بازی یعنی قبل، بین و بعد از بازی در فعالیت الکتریکی عضلات دو سر رانی، تفاوت قابل ملاحظه‌ای وجود دارد اما این تفاوت در مورد عضله‌ی دو قلو و در وضعیت‌های مختلف بازی قابل ملاحظه نبود [۱۳]. هم‌چنین در این تحقیق مشخص شد که اثر خستگی عضلانی در هنگام مسابقه‌ی فوتبال، به ویژه در انتهای بازی بیش‌تر قابل مشاهده می‌باشد و این وضعیت (خستگی)، احتمالاً ثبات دینامیک مفصل زانو را تحت تاثیر قرار داده و افت کنترل حرکتی عملکرد و افزایش سستی مفصل زانو را به دنبال خواهد داشت [۱۴].

در نهایت در مطالعات متعددی اثرات خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات سنجیده شده است، اما در آن‌ها پروتکل مورد استفاده متفاوت از شرایط عملی فوتبال بوده و بیش‌تر بر پایه‌ی استفاد از دستگاه‌هایی نظیر تردمیل و دوچرخه‌ی کارسنج انجام شده‌اند و در نتیجه ماهیت متناوب و چندجهتی مرتبط با مسابقه‌ی فوتبال را به خوبی شبیه‌سازی ننموده [۱۶،۱۵،۱۳] و با توجه به این‌که از لحاظ پروتکل مورد استفاده با نوسانات مختلفی همراه بوده نهایتاً نتایج متفاوتی را به‌دست آورده‌اند [۱۹،۱۸،۱۷،۱۴]. با توجه به بهره‌گیری بیش‌تر از پروتکل‌هایی که به خوبی نیازهای عملکردی فوتبالیست‌ها را شبیه‌سازی می‌نمایند، بنابراین بر اساس نظر محققین، CST^{90} (Copenhagen Soccer Test) که در آن نمونه‌ها آزادانه فعالیت داشته و نیازهای عملکردی فوتبالیست‌ها را به خوبی شبیه‌سازی می‌کند، دارای چنین ویژگی‌هایی می‌باشد [۲۱،۲۰].

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

بنابراین هدف از این تحقیق بررسی اثر خستگی بر فعالیت الکتریکی عضلات دو سر رانی، دو قلو و سولئوس فوتبالیست‌ها بود.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر درون گروهی بوده و با اندازه‌گیری‌های مکرر، تغییرات در زمان‌بندی و میزان فعالیت الکتریکی عضلات دوسر رانی، دو قلو (بخش داخلی) و نعلی فوتبالیست‌ها در حالت استراحت و فواصل مختلف پروتکل خستگی CST^{90} سنجیده شد. تعداد ۱۵ نفر از فوتبالیست‌های لیگ یک استان لرستان با سابقه‌ی قهرمانی کشوری در این تحقیق شرکت کردند. معیارهای انتخاب نمونه‌ها شامل: حضور منظم و فعال در تمرینات و مسابقات رشته‌ی فوتبال، دامنه‌ی سنی کم‌تر از ۳۰ سال، نداشتن سابقه‌ی درد و جراحی زانو، نداشتن شکستگی استخوان‌های ران و درشت نئی، نداشتن سابقه ژنتیکی پوکی استخوان، نداشتن سابقه‌ی آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی در یک‌سال گذشته بودند.

ابزارهای اندازه‌گیری. از دستگاه الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله (ME 6000، Mega Electronics Ltd.، FIN-70211 KUOPIO) ساخت کشور فنلاند جهت بررسی زمان‌بندی و میزان فعالیت الکتریکی عضلات دو سر رانی، دو قلوی داخلی و نعلی پای برتر نمونه‌ها استفاده شد. روی هر عضله و در امتداد تارهای عضلات ۲ الکترود ثبات و یک الکترود به عنوان مرجع بر روی بخش پروگزیمال و داخلی استخوان درشت نئی قرار داده شد. الکترودهای ثبات در ناحیه‌ای در میانه‌ی مسیر بین مرکز عصب‌گیری عضله و تاندون انتهایی به‌طور موازی با فیبرهای عضلانی نصب شدند [۲۲]. برای صحت و شناسایی بهتر عضله، از انقباضات ایزومتریک بر اساس روش‌های دستی (Manual Muscle Testing) استفاده گردید و قبل از نصب الکترودها موارد لازم جهت آماده‌سازی سطح بین پوست و الکترود رعایت شد و بعد از نصب الکترودها تمام آن‌ها توسط چسب طبی، ثابت شدند تا در حد امکان از ایجاد آرتیفکت‌های مکانیکی توسط الکترودها و کابل‌های آن جلوگیری شود. داده‌ها با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز به‌وسیله سیستم الکترومایوگرافی سطحی ثبت شد. سیگنال‌های الکترومیوگرافی در این تحقیق در حین تکلیف فرود بر روی یک پا از روی سکوی ۴۰ سانتی‌متری ثبت 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 به عنوان 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 به صورت چشمی تعیین و به عنوان لحظه‌ی فرود در نظر گرفته شد [۲۳]. پس از ثبت کردن، آنالیز سیگنال‌های الکترومایوگرافی انجام شد که در حوزه زمان‌بندی شامل: تعیین زمان شروع و خاتمه سیگنال الکترومایوگرافی بود. نحوه محاسبه زمان آغاز فعالیت عضله شامل فاصله زمانی بین شروع انقباض عضلات مورد نظر تا لحظه‌ی تماس و نیز نقطه‌ای که میزان فعالیت آن‌ها 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 عضلات به کم‌تر از میانگین به علاوه ۳ انحراف استانداردِ 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 به وسیله الگوریتم RMS (Root Mean Square) (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 (Power) یک سیگنال است که میزان یا سطح فعالیت (Activity or activation level) عضلات را نشان می‌دهد. در این پژوهش مرجع نرمال کردن میزان فعالیت الکتریکی، حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (Maximum Voluntary Isometric Contraction) در نظر گرفته شد. بدین منظور میزان فعالیت الکتریکی به‌دست آمده از تکلیف فرود بر روی یک پا بر میزان فعالیت الکتریکی حاصل از حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک در بازه زمانی یکسان تقسیم شده و میزان فعالیت عضله به صورت درصدی از حداکثر میزان فعالیت الکتریکی بیان شد. فعالیت الکتریکی نرمال شده عضلات در ۳ تکرار مختلف تکلیف فرود بر روی یک پا محاسبه و با گرفتن میانگین بین فعالیت‌های الکتریکی در این ۳ تکرار، فعالیت الکتریکی نهایی برای هر عضله محاسبه شد [۲۴]. میزان فعالیت فیدفورواردی 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.

روش اجرای پروتکل خستگی. در این پژوهش از پروتکل CST^{90}(تست مختص فوتبال کپنهاگ) استفاده شد. این تست از

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

دو نیمه‌ی ۴۵ دقیقه‌ای و بر اساس داده‌های منطبق با وضعیت فوتبالیست‌ها 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 گرفته شده 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 [۲۵]. بندیکسن 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 تایید قرار گرفت و هم‌چنین در مقایسه با مسابقه‌ی فوتبال مسافت طی شده و نیم‌رخ سرعتی در هر طبقه‌ی فعالیتی دارای اعتبار بود [۲۶]. به منظور حمایت بیش‌تر از روایی پروتکل، در تست CST^{90} حرکات ویژه‌ی فوتبال، تعداد تغییرات در شدت فعالیت، و کار با توپ گنجانده شد [۲۵].

روش اجرای آزمون. پس از رعایت اخلاق در تحقیق و گرفتن رضایت‌نامه، در جلسه‌ای مجزا تمامی نمونه‌ها با پروتکل، شیوه اجرای پروتکل توام با تماشای فیلم آشنا شدند و در جلسه آشناسازی برای تعیین پای برتر از آزمون ضربه زدن به توپ، بالارفتن و پایین آمدن از پله استفاده شد. پایی که حداقل در ۲ آزمون استفاده شد به عنوان پای برتر مشخص شد [۲۷]. در جلسه‌ی بعدی، نمونه‌ها به صورت انفرادی در زمان مقرر حاضر شده پس از آماده کردن 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 ضربان‌سنج و گام‌شمار، نمونه به مدت ۴۵ دقیقه زیر نظر محقق تست CST^{90} 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 غیر غالب تحمل می‌شد. از آزمودنی درخواست می‌شد تا به صورت 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 [۲۳].

روش‌های آماری. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها، از نرم‌افزار مگاوین نسخه‌ی ۳/۱ و هم‌چنین MATLAB استفاده شد. پس از نرمال‌سازی داده‌ها، یک‌سویه کردن امواج، فیلترینگ (دامنه‌ی ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز) و هم‌چنین تبدیل به فرمت متناسب با نرم‌افزار متلب، میانگین EMG ثبت شده در حین تست فرود، مورد بررسی و زمان‌های آغاز و پایان فعالیت نسبت به لحظه‌ی تماس با صفحه‌ی خازنی و هم‌چنین میزان فعالیت الکتریکی در زمان قبل و بعد از برخورد (RMS) محاسبه، و در نهایت 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 آزمونRepeated Measure of ANOVA استفاده شد. سطح آلفای کوچک‌تر از ۰/۰۵ به عنوان سطح معناداری تمام آزمون‌ها در نظر گرفته شد. هم‌چنین جهت رسم نمودارها از نرم‌افزار Excel استفاده شد. هم‌چنین این مطالعه توسط کمیته اخلاق دانشگاه مورد تایید و به شماره R000038055UMIN000033415 در سامانه کارآزمایی بالینی ثبت شده است.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

نتایج

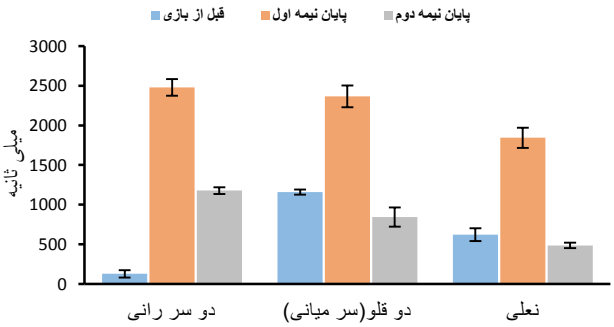
مشخصات آنتروپومتریک و اطلاعات توصیفی فاکتورهای مورد آزمون نمونه‌ها در جدول ۱ و ۲ آورده شده است. در مورد زمان آغاز فعالیت عضلات، با وجود اختلافات مشاهده شده در زمان‌های مختلف تست خستگی، اما تفاوت معناداری بین دوره‌های مختلف تست مشاهده نشد (شکل ۱ و جدول ۳)، (P>۰/۰۵).

جدول ۱. مشخصات آنتروپومتریک نمونه ها (میانگین± انحراف معیار)

گروه	تعداد (نفر)	سن (سال)	قد (متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدن (کیوگرم / متر مربع)
فوتبالیست	۱۵	۲۵/۴±۳/۸	۱/۷۷ ۳±/۶	۶۹/۸±۴/۶	۲۲/۳±۱/۳

جدول ۲. اطلاعات توصیفی فاکتورهای اندازه گیری شده ی نمونه ها(میانگین± انحراف معیار)

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

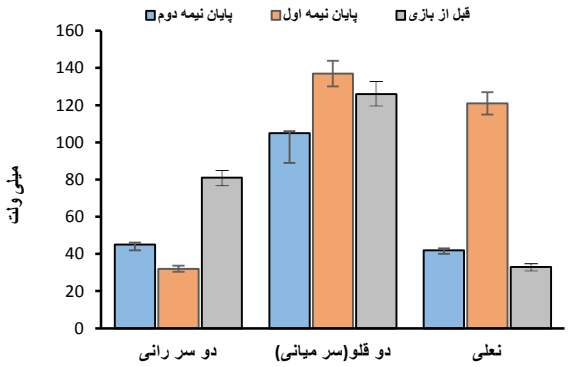


شکل ۱. زمان آغاز فعالیت الکتریکی عضلات در مراحل مختلف تست

جدول۳. نتایج آزمون آنالیز واریانس مکرر زمان آغاز فعالیت الکتریکی عضلات

آماره / عضلات	F	P value.
دو سر رانی	۱/۶۸	۰/۲
دو قلو (سرمیانی)	۲/۷	۰/۰۸
نعلی	۲/۷	۰/۰۸

اطلاعات مربوط به زمان فعالیت فیدفوروواردی عضلات در زمان‌های مختلف تست خستگی در شکل ۲ ارائه شده است. در مورد میزان فعالیت فیدفوروارد عضلات، تفاوت معناداری در میزان فعالیت فیدفوروارد عضلات دو سررانی و نعلی مشاهده شد (P≤۰/۰۵)، اما در مورد عضله دو قلو، این تفاوت از لحاظ آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵)، (جدول ۴).



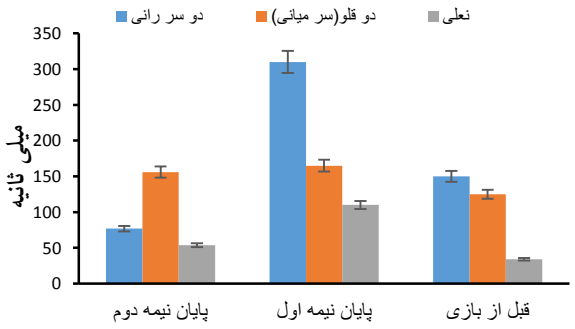
شکل ۲. میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات در مراحل مختلف تست

جدول۴. نتایج آزمون آنالیز واریانس مکرر مربوط به میزان فعالیت فیدفوروواردی عضلات

آماره / عضلات	F	P value.	ضریب اتا
دو سر رانی	۴/۳	۰۲/۰¥	۰/۲۳
دوقلو (سرمیانی)	۰/۶۲	۰/۵	----
نعلی	۴/۴	۰۲/۰¥	۰/۲۴

¥ وجود تفاوت آماری معنادار

هم‌چنین اطلاعات مربوط به میزان فعالیت فیدبک عضلات در زمان‌های مختلف تست خستگی، در شکل۳ ارائه شده و بر اساس نتایج جدول ۵، تفاوت معناداری در میزان فعالیت فیدبک عضله نعلی مشاهده شد (P≤۰/۰۵)، اما در مورد عضلات دو سر رانی و دو قلو، این تفاوت از لحاظ آماری معنادار نبود (P>۰/۰۵)، (جدول ۵).



شکل ۳. میزان فعالیت فیدبکی عضلات در زمان‌های مختلف تست

جدول۵. نتایج آزمون آنالیز واریانس مکرر مربوط به میزان فعالیت فیدبکی عضلات

آماره / عضلات	F	معناداری	ضریب اتا
دو سر رانی	۲/۴۳	۰/۱	----
دوقلو(سرمیانی)	۲/۳۳	۰/۱	----
نعلی	۴/۸۳	۰۱/۰¥	۰/۲۵

¥وجود تفاوت آماری معنادار

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه نشان داد که در مورد شروع فعالیت هر سه عضله در زمان‌های مختلف (قبل از خستگی، پایان نیمه‌ی اول و پایان بازی)، اگرچه شروع فعالیت عضلات در پایان نیمه‌ی اول با تاخیر همراه بود و دیرتر وارد عمل شدند اما این تفاوت در زمان‌های مختلف از لحاظ آماری معنادار نبود، این نتیجه با یافته‌های نوری و همکاران ۱۳۹۵ و زبیس و همکاران ۲۰۱۱ همخوان بود [۲۸،۸].

حفظ ثبات دینامیک مفصل زانو توسط عضلات، نیازمند پیش‌بینی و واکنش نسبت به بارهای اعمال شده بر مفصل است و هر عاملی که منجر به تأخیر و مهار عملکرد عوامل ثبات‌دهنده زانو شود، در درجه اول ثبات زانو و در درجه بعدی آسیب ACL را به دنبال خواهد داشت. از طرفی با توجه به نقش محافظتی مستقیم و غیر مستقیم عضلات در تامین ثبات و جلوگیری از آسیب ACL و همچنین از طریق مقاومت در برابر نیروهای اثرگذار بر روی درشت نئی، منجر به ایجاد ثبات دینامیک در مفصل زانو شده و انقباض همزمان عضلات در حفظ ثبات مفصل بسیار مؤثر می‌باشد [۲۹]. در طول انقباض بیشینه عضلات چهارسر رانی، هم‌انقباضی عضلات همسترینگ برای حفظ ثبات دینامیک زانو و پیشگیری از نیروهای برشی وارد ACL ضروری می‌باشد. خستگی باعث فعال شدن زودهنگام عضله چهارسررانی و تاخیر در فعال شدن عضلات همسترینگ می‌شود. تاخیر در فراخوانی عضلات همسترینگ باعث جابه‌جایی قدامی درشت نی شده و در نتیجه فرد را در معرض آسیب ACL قرار می‌دهد [۶،۵].

ووجتیز و همکاران (۱۹۹۶) تغییر و کاهش پاسخ فعالیت عضلات همسترینگ را به علت کاهش در نرخ فعال‌سازی واحدهای حرکتی پس از اعمال خستگی گزارش نموده و بیان کردند که به علت کاهش نرخ فعال‌سازی واحدهای حرکتی عضلات پس از خستگی، زمان عکس‌العمل عضله طولانی شده و عضله با تأخیر فعال شده و در نتیجه این عامل (خستگی)، می‌تواند باعث کاهش عملکرد عصبی- عضلانی، اختلال در ثبات مفصل زانو و وارد آمدن نیروی جابه‌جایی قدامی بر درشت‌نئی شود که در نهایت فرد را مستعد آسیب ACL قرار می‌دهد [۳۰]. لذا زمان‌بندی مناسب در فعال شدن عضلات همسترینگ و هم‌انقباضی کافی در عضلات فلکسور زانو نیاز است تا اثرات حاصل از انقباض سایر عضلات مانند چهارسرران را به تعادل برساند و مفصل را در وضعیت فشرده قرار داده و نهایتاً حداکثر گشتاورهای آبداکتوری و اکستنسوری زانو را کنترل نماید [۳۱]. هم‌چنین در سال ۲۰۱۱ زبیس و همکاران بیان کردند که، تأخیر در شروع فعالیت عضلات همسترینگ و در نتیجه فعال شدن زودهنگام عضلات چهارسررانی باعث می‌شود که فلکشن هم‌زمان ران و زانو دچار اختلال شده و بدین ترتیب ران خم شده اما زانو آهسته‌تر از ران خم شده و درشت‌نی در معرض جابه‌جایی قدامی قرار می‌گیرد [۲۸]. بنابراین با توجه به این‌که الگوهای فعال شدن عصبی- عضلانی یکی از حیطه‌های تحقیق در زمینه آسیب‌دیدگی ACL می‌باشد، و از طرفی برنامه‌های کنترل حرکتی که توسط سیستم عصبی صادر می‌شوند نقش مهمی در فعال‌سازی حرکات در خلال انجام فعالیت‌های مختلف را دارند، آغاز فعالیت به موقع عضلات مفصل زانو پیش از تماس پا با زمین، نقش مهمی در ایجاد ثبات و استحکام این مفصل، به هنگام فرود بعد از پرش را داشته و از طرفی آغاز فعالیت این عضلات، پیش از تماس پا با زمین، نشان از وجود یک استراتژی کنترل حرکتی مرکزی می‌باشد که آن‌ها را برای جذب نیروهای تماسی هنگام فرود، آماده می‌کند [۳۲]. پس با توجه به اثرات مخرب خستگی بر زمان‌بندی فعالیت عضلات، توصیه می‌شود مربیان و تمرین‌دهندگان ورزشی در برنامه‌های تمرینی ورزشکاران، تمرینات عصبی- عضلانی را هنگام خستگی و قبل از رسیدن به آثار نامطلوب آن گنجانده و از این طریق با افزایش تحمل عضلات ورزشکاران، ثبات مفصل زانو را تقویت نموده و در کاهش میزان آسیب ACL ورزشکاران و هزینه‌های جبران‌ناپذیر آن اقدام نمایند.

سیستم عصبی عضلانی نقش بسیار تعیین‌کننده‌ای در فعال‌سازی عضلات و پیشگیری از بروز آسیب دارد و از طریق به کارگیری مکانیسم‌های فیدفورواردی و فیدبکی عضلات را فعال می‌نماید. مکانیسم فیدفورواردی بدین صورت است که طی آن سیستم عصبی- عضلانی، عضلات را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌کند. در واقع سیستم عصبی بر اساس تجربیات خود، عضلات را از قبل فعال کرده و از بر هم خوردن تعادل هنگام فرود و ایجاد آسیب جلوگیری می‌کند. هم‌چنین فعالیت عضلانی مقدماتی (در مرحله‌ی فیدفوروارد)، منجر به تعدیلات وضعیتی پیش‌بین (Anticipatory Postural Adjustment) شده و بدن را در وضعیتی قرار می‌دهد که تعادل آن‌را هنگام اعمال نیروهای بزرگ مانند دویدن، پرتاب کردن و لگدزدن حفظ نموده و ثبات بخش فوقانی (پروگزیمال) را برای حرکات تحتانی (دیستال) را فراهم می‌کند، به این ترتیب فعالیت‌های عضلانی با تولید گشتاورهای عکس‌العملی، نیروها و بارهای وارده بر مفاصل را کنترل می‌نماید [۳۳].

هم‌چنین در تحقیقی مشخص شد که در هنگام فرود، اولین نیروی بازتاب بیشینه زمین در محدوده ۱۰ تا ۱۸ میلی‌ثانیه بعد از اولین برخورد پا با زمین اتفاق می‌افتد [۳۴] و محققین بیان

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

نمودند که آسیب ACL تقریباً ۱۷ تا ۵۰ میلی‌ثانیه بعد از برخورد اولیه پا با زمین و در لحظه فیدفوروارد رخ می‌دهد و بر طبق نظر آن‌ها، آسیب لیگامان‌هایی مانند ACL در ثانیه‌های ابتدایی فرود یعنی همان بازه فیدفورواردی اتفاق می‌افتد [۳۴]. بنابراین مربیان و تمرین‌دهندگان در تمرینات تیم‌های خود می‌بایست بر روی مکانیسم‌های فیدفوروارد و فیدبک عضلات توجه دقیق داشته باشند. در مورد میزان فعالیت فیدبک عضلات در این تحقیق، ترتیب فراخوانی آن‌ها قبل از بازی به صورت نعلی، راست رانی، دو سر رانی، سرینی میانی، پهن میانی و دو قلوی داخلی بود اما بعد از ۴۵ دقیقه از اعمال پروتکل خستگی (پایان نیمه‌ی اول) این الگو با تغییراتی همراه شد، به طوری که در پایان نیمه‌ی اول به صورت راست رانی، نعلی، سرینی میانی، دو قلوی داخلی، پهن میانی و دو سر رانی بود و در پایان بازی (بعد از ۹۰ دقیقه فعالیت)، میزان فعالیت فیدبک عضلات به صورت نعلی، راست رانی، پهن میانی، دو قلوی داخلی، دو سر رانی و سرینی میانی تغییر کرد.

از طرفی مطالعات الکترومایوگرافی در حرکت فرود تک پا نشان داده‌اند فعالیت عضله دوقلو در مرحله قبل از تماس بیش‌تر از مرحله پس از تماس بوده است. این امر به علت استفاده از عضله دوقلو به منظور ایجاد ثبات در مچ پا به منظور آماده شدن برای فرود می‌باشد [۳۵]، برعکس، در حرکت فرود تک پا، عضله نعلی میزان فعالیت الکتریکی بیش‌تری را در مرحله پس از تماس در مقایسه با مرحله قبل از تماس از خود نشان داد. این امر به علت نقش این عضله در انتقال انرژی به عنوان عضله تک مفصله می‌باشد [۱۲]. بنابراین با توجه به نقش این عضلات در کنترل ثبات دینامیک مفصل زانو، توصیه می‌شود تا تمرینات خاصی نسبت به بهبود و افزایش تحمل ورزشکاران و همچنین سیستم عصبی–عضلانی در زمان‌های انتهایی نیمه‌ی اول و دوم جلسات تمرین و بازی، قرار داده شود. نتایج تحقیق نشان داد که در میزان فعالیت فیدفورواردی و فیدبکی عضله نعلی در زمان‌های مختلف تفاوت معناداری ایجاد شده است، بنابراین با توجه به نقش عضله نعلی در ثبات پا، توصیه می‌شود که ورزشکاران و مربیان نسبت به بالا بردن آمادگی خستگی‌پذیری این عضلات و در نهایت ایجاد ثبات در زانو در مراحل مختلف تمرینی و مسابقات توجه ویژه‌ای داشته باشند.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در مورد شروع فعالیت عضلات قبل از خستگی، پایان نیمه‌ی اول و پایان بازی، اگرچه فعالیت عضلات در پایان نیمه‌ی اول با تاخیر همراه بود و دیرتر وارد عمل شدند، اما این تفاوت در زمان‌های مختلف از لحاظ آماری معنادار نبود. از طرفی در مورد میزان فعالیت فیدفوروارد عضلات دو سررانی و نعلی و هم‌چنین میزان فعالیت فیدبک عضله نعلی در زمان‌های مختلف تفاوت معناداری مشاهده شد. بر این اساس توصیه می‌شود تا مربیان تمرینات عصبی جهت پیشگیری از بروز آسیب در برنامه‌های تمرینی از جایگاه ویژه‌ای برخوردار شود و علاوه بر انجام تمرینات قدرتی، استقامتی و مهارتی، بخشی از تمرینات را به بخش عصبی–عضلانی اختصاص داد. این تحقیق با محدودیت‌هایی از جمله کمبود پیشینه‌ی تحقیقات مشابه همراه بود بنابراین پیشنهاد می‌شود تا در تحقیقات آینده بررسی‌های بیش‌تری هم در فواصل زمانی مسابقات فوتبال و هم در ارتفاع‌های فرود مختلف صورت گیرد.

تشکر و قدردانی

این مطالعه برگرفته از رساله‌ی اینجانب و همکاران محترم در دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد، ضمن تشکر فراوان از تمامی همکاران عزیز و بازیکنان شرکت‌کننده در تست، بر خود لازم می‌دانم از ریاست محترم دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه اصفهان جناب آقای دکتر قاسمی و جناب آقای دکتر رافعی بروجنی به خاطر همکاری ارزشمندشان در انجام این مطالعه صمیمانه تشکر و قدردانی نمایم.

منابع

[1] Ghasemi F, Amiri A, Maarufi N, Jamshidi AA, Jalaei SH. Reliability of onset muscle activity of the knee joint on the exposure of unexpected rotary turbulence. Iran Univ Med Sci J 2016; 10: 1-11. (Persian).

[2] Hamill J, Knutzen K. Biomechanical basis in human movement. 3th edition. US: A Wolters Kluwer Company 2009; 129.

[3] Prinsen H, van Dijk JP, Zwarts MJ, Leer JWH, Bleijenberg G, van Laarhoven HW. The role of central and peripheral muscle fatigue in post cancer fatigue: a randomized controlled trial. J Pain Sympt Manag 2015; 49: 173-182.

[4] Hajiloo B, Anbariyan M, Esmaeili H, Sadeqi S. Effect of local fatigue quadriceps muscle on electromyography activity of knee muscle during stance phase of walking. Sport Med 2014; 6: 73-88.

[5] Shultz SJ, Perrin DH, Adams JM, Arnold BL, Gansneder BM, Granata KP. Assessment of Neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. J Electromyogr Kinesiol 2000; 10: 159-170.

[6] Kimura J. Electro diagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice: Oxford University press 2013.

[7] Behrens M, Mau-Moeller A, Bruhn S. Effect of fatigue on hamstring reflex responses and posterior-anterior tibial translation in men and women. Plus One 2013; 8: 56988.

[8] Noori M, Minoonejad H, Seydi F. The effect of functional fatigue on timing of electromyography activity of quadriceps and hamstring muscles during single leg jump-landing task in female athletes. Sci J Kurdistan Univ Med Sci 2016; 21: 73-82.

[9] Melnyk M, Gollhofer A. Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007; 15: 525-532.

[10] Fu SN, Hui-Chan CWY. "Are there any relationship among ankle proprioception acuity, pre-landing ankle muscle responses, and landing impact in man?" Neurosci Lett 2007; 417: 123-127.

[11] Mrdakovic V, Ilic DB, Jankovic N, Rajkovic Z, and Stefanovic D. Pre-activity modulation of lower extremity muscles

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

after ACL reconstruction during drop landing ." Sci J Rehabil Med 2016; 9: 103-110.

[24] Letafatkar A, Rajabi R, Ebrahimi Tekamejani E, Minoonejad H. Effects of perturbation training on quadriceps and hamstring electromyography ratios. Koomesh 2014; 15: 469-481. (Persian).

[25] Bendiksen M, Bischoff R, Randers MB, Mohr M, Rollo I, Suetta C, Bangsbo J, Krustrup P. The copenhagen soccer test: physiological response and fatigue development. Med Sci Sports Exerc 2012; 44: 1595-1603.

[26] Mohr M, Krustrup P, Bangsbo J. Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. J Sports Sci 2003; 21: 519-528.

[27] Schmidt S, Moffat M, Gutierrez G. Effect of knee joint cooling on the electromyography activity of lower extremity muscles during a plyometric exercise. J Electromyogr Kinesiol 2010; 20: 1075-1081.

[28] Zebis MK, Bencke J, Andersen LL, Alkjær T, Suetta C, Mortensen P, et al. Acute fatigue impairs neuromuscular activity of anterior cruciate ligament- agonist muscles in female team handball players. Scand J Med Sci Sports 2011; 21: 833-840.

[29] Renstrom P, Ljungqvist A, Arendt E, Beynnon B, Fukubayashi T, Garrett W, et al. Noncontact ACL injuries in female athletes: an international Olympic committee current concepts Statement. Br J Sports Med 2008; 42: 394-312.

[30] Wojtys EM, Wylie BB, Huston LJ. The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. Am J Sports Med 1996; 24: 615-621.

[31] Zazulak BT, Ponce P, Straub SJ, Hewett T. Gender comparison of hip muscle activity during single- leg landing. J Orthop Sports Phys Ther 2005; 35: 292-299.

[32] Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait Posture 2005; 21: 85-94.

[33] Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait Posture 2008; 28: 568-573.

[34] Pourmahmoudian P, Minoonejad H. Differences in quadriceps and hamstring activity between male and female volleyball players during jump-landing. J Rehab Med 2016; 5: 31-40.

[35] Duncan AD, McDonagh MJ. Stretch reflex distinguished from pre- programmed muscle activations following landing impacts in man. J Physiology 2000; 526: 457-468.

within different types and heights of deep jump. J Sports Sci Med 2008; 7: 269-278.

[12] Shojaeddin SS, Mosavi SK, Mi'mar R. 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. J Rafsanjan Univ Med Sci 2014; 13: 523-536. (Persian).

[13] Rahnama N, Reilly T, Lees A, Graham-Smith P. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. J Electromyogr Kinesiol 2006; 16: 257-263.

[14] Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Vertical jump coordination: Fatigue effects. Med Sci Sports Exerc 2002; 34: 105-116.

[15] Greig M. The influence of soccer-specific fatigue on peak isokinetic torque production of the knee flexors and extensors. Am J Sports Med 2008; 36: 1403-1409.

[16] Jones RI, Ryan B, Todd AI. Muscle fatigue induced by a soccer match-play simulation in amateur Black South African players. J Sports Sci 2015; 33: 1305-1311.

[17] Mclean SG, Samorezov JE. Fatigue-Induced ACL Injury Risk Stems from a Degradation in Central Control. Med Sci Sports Exerc 2009; 41: 1661-1672.

[18] Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. Ame J Sports Med 2005; 33: 1022-1029.

[19] Fagenbaum R, Darling WG. Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. Ame J Sports Med 2003; 31: 233-240.

[20] Lovell R, Midgley A, Barrett S, Carter D, Small K. Effects of different half-time strategies on second half soccer- specific speed, power and dynamic strength. Scand J Med Sci Sports 2013; 20: 180-189.

[21] Marshall PWM, Lovell R, Jeppesen GK, Andersen K, Siegler JC. Hamstring muscle fatigue and central motor output during a simulated soccer match. Plus One 2014; 9: 102753.

[22] Nazarian AB, Letaafatkar A, Barati AH, Jamshidi AA, Abbasi A. Effect of CST90 fatigue protocol on timing and electromyography activity of gluteus medius muscle of soccer players. J Res Sports Rehabil 2017; 4: 11-20. (Persian).

[23] Kocheily Y, Jamshidi AA, Sanjari MA, Maroufi N, Bagheri H, Sedigh A, Jamshidian P. "A comparison of lower extremity muscles activity among healthy subjects and individuals

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]

Effects of fatigue on electromyography activity of biceps femoris, gastrocnemius and soleus muscles of soccer players

Ali Bagher Nazarian (Ph.D)[*1], Amir Letafatkar (Ph.D)[3], Amir Hossein Barati (Ph.D) [2], Ali Ashraf Jamshidi (Ph.D)[4], Ali Abasi (Ph.D)[5]

1- Dept. of Corrective Exercises and Sports Injuries, University of Payame-Noor, Tehran, Iran
2- Dept.of Physical Education, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Kharazmi, Tehran, Iran
3- Dept. of Sports Medicine, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Shahid Rajaei, Tehran, Iran
4- Dept. of Physical Therapy, Rehabilitation Faculty, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
5- Dept. of Physical Education, School of Physical Education and Sports Sciences, University of Kharazmi, Tehran, Iran

* Corresponding author. +98 9166607457 a.bnazarian@yahoo.com
Received: 20 Oct 2017; Accepted: 29 Sep 2018

Introduction*:* The aim of this study was to investigate the effect of fatigue on electromyography activity of biceps femoris, gastrocnemius and soleus muscles of soccer players.

Materials and Methods*:* In this study timing and electromyography activity of biceps femoris, medial gastrocnemius and soleus of soccer players (15 subjects) during different times of football were investigated. Surface electromyography (ME6000) was used to collect data during single leg drop (before the game, after the first and the second half time).

Results: Results of this study showed that although fatigue affects muscle's timing but in different periods of time it wasn't significant (P>0.05). Conspiciously, significant differences were observed for feedforward activity of biceps femoris and soleus (P≤0.05), but for medial gastrocnemius it wasn't significant (P>0.05). Also significant differences were observed for feedback activity of soleus muscles (P≤0.05), but it wasn't significant for biceps femoris and medial gastrocnemius (P>0.05).

Conclusion: It can be concluded that fatigue leads to insignificant changes in timing but there were significant differences for feed forward activity of biceps femoris and soleus and feedback activity of soleus. So, during training sessions, trainers should be trying to improve player's tolerance and prevent soccer injuries.

Keywords*:* Electromyography, Fatigue, Knee, Soccer, Hamstring Muscles

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-08-05]