Published Online: 2018. December.11 **Research Article**
Archive of SID

Effect of Quadriceps Muscular Fatigue on Knee Joint Kinetics at Different Flexion/Extension Velocities in Male Soccer Players

Mohammad Abdollahpour Darvishani[*1], Mohsen Barghamadi[2], Amir Ali Jafarnezhadgero[3]

1. Master of Science Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
3. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Received: 2018.October.03 **Revised: 2018.November.18** **Accepted: 2018. November.52**

Abstract

Background and Aims: The purpose of the current study was to investigate the effect of quadriceps muscular fatigue on knee joint kinetics and kinematics in professional soccer players.

Materials and Methods: In the present semi-experimental study, 20 male soccer players (age: 22.90±2.29 years) volunteered to participate. Isokinetic dynamometer (Gymnex ISO 2) was used to measure biomechanical variables during 60, 180, and 360 degree/s angular velocities, each including three repetitions of different flexion/extension velocities. Shapiro-Wilks goodness-of-fit test was used for normality and paired samples t-Test and Two-Way analysis of Variance were used for data analysis (p<0/05).

Results: The results showed that there was a significant reduction in the peak extensor power in angular velocity of 60 degrees/s after fatigue as compared to before fatigue (p=0.002). Also, there was significant effects of velocity factor on peak extensor torque (P<0.001), peak flexor torque (P<0.001), peak extensor ratio torque (P<0.001), peak flexor ratio torque (P<0.001), peak extensor angle torque (P=0.048), peak extensor power (P=0.001), peak flexor power (P=0.003), peak extensor work (P<0.001), peak flexor work (P<0.001), total extensor work (P<0.001), total flexor work (P<0.001), and ratio Flexor strength to Extensor (P<0.001).

Conclusions: Our results demonstrated that peak extensor power in 60 degrees/s reduced after fatigue. Reduction of peak extensor power could be a possible reason of reduction of performance in the final parts of the competition.

Keywords: Kinetics; Knee kinematics; Local fatigue; Quadriceps Muscles

Cite this article as: Mohammad Abdollahpour Darvishani, Mohsen Barghamadi, AmirAli Jafarnejadgero, Mohsen Katanchi. The effect of quadriceps muscular fatigue on knee joint kinetics and kinematics in professional soccer players. J Rehab Med. 2019; 8(2): 86-96.

*** Corresponding Author:** Mohammad Abdollahpour Master of Science Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
E-mail: nekamohamad2626@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.111398.1962

www.SID.ir

Archive of SID

اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی در سرعت‌های مختلف حرکت فلکشن/اکستنشن بر کینتیک مفصل زانوی فوتبالیست‌های مرد

محمد عبداله‌پور درویشانی*[1]، محسن برغمدی[2]، امیرعلی جعفرنژادگرو[3]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۷/۱۱ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۲۷ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۹/۰٤ *

چکیده

مقدمه و اهداف

فوتبال یکی از ورزش‌های پرطرفدار در جهان است که در دقایق پایانی کاهش عملکرد و افزایش آسیب اندام تحتانی در پی خستگی عضلانی را به دنبال دارد. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسررانی در سرعت‌های مختلف حرکت فلکشن/اکستنشن بر کینتیک مفصل زانوی فوتبالیست‌های مرد بود.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. در این پژوهش ۲۰ فوتبالیست مرد (سن: ۲/۲۹±۲۲/۹۰ سال) به صورت داوطلبانه شرکت کردند. جهت اندازه-گیری متغیرهای بیومکانیکی از دستگاه دینامومتر ایزوکنتیک (Gymnex ISO 2) در سرعت‌های زاویه‌ای ۶۰، ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه بر ثانیه و هر کدام ۳ تکرار حرکت فلکشن و اکستنشن زانو استفاده شد. از آزمون‌های شاپیرو–ویلک جهت بررسی داده‌ها و از آزمون تی‌همبسته و آنالیز واریانس دوسویه برای تحلیل داده‌ها استفاده شد ($p<۰/۰۵$).

یافته‌ها

نتایج نشان داد که در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه، بعد از اعمال خستگی اوج توان اکستنسوری در مقایسه با قبل از اعمال خستگی کاهش داشت ($p=۰/۰۰۲$). همچنین اثر عامل سرعت بر متغیرهای اوج گشتاور اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$)، اوج گشتاور فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$)، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$)، اوج گشتاور نسبی فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$)، زاویه اوج گشتاوری اکستنسوری ($p=۰/۰۴۸$)، اوج توان اکستنسوری ($p=۰/۰۰۳$)، اوج توان فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$)، اوج کار اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$)، اوج کار فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$)، کل کار اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$)، کل کار فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$) و نسبت قدرت فلکسوری به اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$) معنادار بود.

نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش حاضر نشان داد اوج توان اکستنسوری در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی کاهش یافت که احتمالا یکی از دلایل کاهش عملکرد بازیکنان فوتبال در دقایق پایانی مسابقه کاهش توان اکستنسوری می‌باشد.

واژه‌های کلیدی

کینتیک؛ کینماتیک زانو؛ خستگی موضعی؛ عضلات چهارسرران

نویسنده مسئول: محمد عبداله‌پور درویشانی، دانشجوی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس الکترونیکی: nekamohamad2626@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

فوتبال یکی از محبوب‌ترین ورزش‌ها در سراسر جهان می‌باشد.[۱] فوتبال با نیازهای عصبی–عضلانی بالا همراه با شتاب، کاهش سرعت، تغییر جهت، پرش و تکل همراه است.[۲] فوتبالیست‌های حرفه‌ای در هفته ۲ تا ۳ مسابقه انجام می‌دهند[۳] که این برنامه فشرده باعث خستگی و بروز آسیب در فوتبالیست‌ها می‌شود.

خستگی یکی از عوامل اثرگذار بر پایداری دینامیک مفاصل اندام تحتانی در ورزشکاران است[۴]، که سبب کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی هم‌زمان عضلات آگونیست و انتاگونیست، و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی–عضلانی می‌شود.[۵] عوامل مؤثر بر بروز خستگی در دو دسته کلی، شامل عوامل مرکزی مانند خستگی ناشی از اختلال در سیستم عصبی–عضلانی و عوامل محیطی مانند خستگی در اثر اختلال‌های انقباض عضلانی جای می‌گیرند.[۵] خستگی عضلات اطراف یک مفصل که با عنوان خستگی موضعی شناخته شده است، قادر به تغییر الگوی حرکت، اثر برهم‌انقباضی عضلات مفصل و تغییر در حس وضعیت مفصل است.[۶] خستگی موضعی از عواملی است که با کاهش عملکرد عصبی–عضلانی همچون ثبات مفصل و زمان واکنش، نقش ویژه‌ای در رفتار مکانیکی و فعالیت عصبی–عضلانی عضلات اطراف زانو در هنگام فعالیت‌های ورزشی دارد.[۷] همچنین خستگی یکی از عوامل اثرگذار بر پایداری دینامیک مفاصل اندام تحتانی در ورزشکاران است.[۴]

به دلیل ماهیت سرعتی فوتبال، در هنگام خستگی کنترل حرکات سریع (پرش‌ها و فرود، حرکات چرخشی، دویدن سریع) به شدت به کیفیت اطلاعات آوران در سیستم حسی پیکری وابسته است.[۸] گروه عضلات چهارسران به عنوان بازکننده‌ی اصلی مفصل زانو، در فعالیت‌های حرکتی و اجرای مهارت‌های ورزشی شناخته می‌شود.[۱۰]

امروزه استفاده از آزمون‌های ایزوکنتیک به منظور اندازه‌گیری قدرت عضلانی پویا، ارزیابی عملکرد عضلانی، هماهنگی و آسیب‌دیدگی، به طور چشمگیری افزایش پیدا کرده است.[۱۴] این دستگاه طوری طراحی شده است که گشتاوری را که فرد در یک مفصل واحد در شرایط کنترل کینماتیک حرکت همچون ایزومتریک (یک موقعیت زاویه‌ای ثابت مفصل)، ایزوتونیک (نیرو یا گشتاور نیروی ثابت) و ایزولوسیتی (یک سرعت زاویه‌ای ثابت از پیش تعیین‌شده) تولید می‌نماید، اندازه‌گیری می‌کند. به طور کلی، گشتاوری که در طی این تلاش‌های عضلانی تولید می‌شود، به طور مداوم تغییر می‌کند.[۱۵] همچنین با ارزیابی‌های ایزوکنتیکی می‌توان ضعف عضلانی محدوده خاصی از بدن را مشخص کرد.[۱۴] با توجه به نقش و پارامترهای ایزوکینتیکی مختلف در اجرای بهینه انواع حرکات ورزشی، تحقیقات بیومکانیکی به منظور شناسایی پارامترهای مؤثر مانند اوج گشتاور مختلف صورت گرفته است. ویکلندر و لایشولم۱ با استفاده از دستگاه ایزوکنتیک نشان دادند رابطه معناداری بین اوج گشتاور اکستنسوری مفصل زانو در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ درجه بر ثانیه و ارتفاع پرش عمودی وجود دارد.[۱۶] لنرت۲ و همکاران تغییرات لحظه‌ای اوج گشتاور در بازیکنان فوتبال را بررسی کردند و نشان دادند مقادیر اوج گشتاور فلکسور و اکستنسوری در سه سرعت زاویه‌ای ۶۰، ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه بر ثانیه در بازیکنان فوتبال با توجه به گروه عضلات و سرعت زاویه‌ای تنها در فلکسور زانو متفاوت است.[۱۷] از دلایلی که موجب شده ورزشکاران نتوانند در رشته‌های ورزشی خاص به حداکثر قابلیت برسند، عدم توجه به عوامل تأثیرگذار بیومکانیکی (اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری) است. هرچند تحقیقاتی در زمینه اوج گشتاور اکستنسوری مفصل زانو انجام گرفته است، اما با توجه به اهمیت شاخص‌های دیگر بیومکانیکی (اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری) مهم به نظر می‌رسد. با این حال تحقیقات کمی در زمینه اینکه آیا این عوامل به عوامل بیومکانیکی از جمله کینماتیک و کنتیک مفصل زانو مرتبط می‌باشد یا خیر انجام شده است. با توجه به اینکه بازیکنان فوتبال در زمان نزدیک به پایان مسابقه با کاهش عملکرد عصبی و عضلانی همراه هستند و این کاهش عملکرد باعث می‌شود در انتهای مسابقه عملکرد قابل قبولی از خود نشان ندهند و در بعضی مواقع به دلیل شدت خستگی عضلانی دچار آسیب‌های در اندام تحتانی شوند، لذا هدف پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسرانی در سرعت‌های مختلف حرکت فلکشن/اکستنشن زانو بر کینتیک و کینماتیک مفصل زانوی فوتبالیست‌های مرد می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. با استفاده از نرم‌افزار G*POWER مشخص گردید که برای دستیابی به توان آماری برابر با ۰/۸، اندازه اثر برابر ۰/۸ و در سطح معناداری ۰/۰۵ حداقل نیاز به ۱۴ نفر نمونه آماری می‌باشد. جامعه آماری شامل بازیکنان فوتبال استان

[1] Wiklander & Lysholm

[2] Lehnert

www.SID.ir

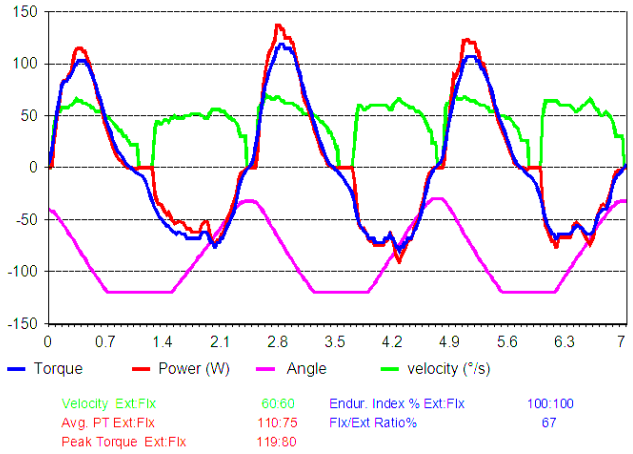
Archive of SID

اردبیل بود و نمونه آماری پژوهش شامل ۲۰ بازیکن فوتبال مرد با میانگین سن، جرم، قد و شاخص توده بدن به ترتیب برابر ۲۲/۹۰±۲/۲۹ سال، ۷۰/۱۰±۸۰/۲۱ کیلوگرم، ۱۷۷/۶۰±۵/۲۷ سانتی‌متر و ۲۲/۴۰±۲/۸۲ کیلوگرم بر متر مربع بود که به طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند.

طبق هماهنگی‌های انجام‌شده با اداره کل ورزش و جوانان شهرستان اردبیل، هیأت فوتبال و مربیان، محقق در محل تمرین آزمودنی‌ها حاضر شد. معیارهای ورود به مطالعه شامل بازیکنان فوتبال با دامنه سنی ۱۹ تا ۲۸ سال که حداقل ۳ سال سابقه شرکت در مسابقات باشگاهی استان اردبیل را داشتند. همچنین سابقه گزارش درد در سه ماه گذشته در فعالیت‌های دویدن، پریدن، زانو زدن، نشستن درازمدت[۱۸]، بالا و پایین رفتن از پله‌ها را نداشتند. به علاوه ناهنجاری‌های ستون فقرات، سابقه جراحی زانو یا اندام تحتانی[۱۸] و آسیب-های اسکلتی-عضلانی در لگن، زانو و مچ پا[۱۸، ۱۹] را گزارش نکردند. معیار خروج از مطالعه نداشتن تمایل فرد به ادامه همکاری در هر قسمت از کار و یا بروز هر گونه مشکل اسکلتی-عضلانی حین انجام پروتکل خستگی موضعی بود. اهداف و نحوه اجرا تحقیق با بیان یکسان برای تمام افراد توضیح داده شد و در صورت پذیرش فرد برای شرکت در طرح، رضایت‌نامه کتبی گرفته شد. همه ثبت داده‌ها از عضلات پای غالب فرد انجام گرفت. برای مشخص کردن آن از فرد خواسته شد ۳ بار توپی را با پا شوت کند. پایی که به تعداد بیشتر برای ضربه زدن به توپ استفاده شد، پای غالب در نظر گرفته شد.[۲۰] فرآیندهای به‌کاررفته در پژوهش حاضر منطبق با استانداردهای اخلاقی در رابطه با آزمایش‌های انسانی و همچنین بیانیه هلسینکی در سال ۱۹۷۵ (بازبینی‌شده در سال ۲۰۰۸) بود. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اردبیل با شماره IR.ARUMS.REC.1397.028 مورد تصویب قرار گرفت. این مطالعه در تابستان سال ۱۳۹۷ در هیأت پزشکی ورزشی شهرستان اردبیل انجام گردید.

پروتکل خستگی موضعی

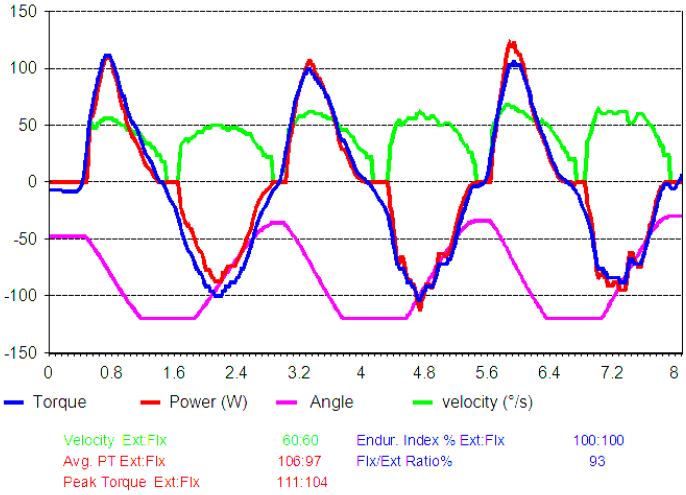
افراد مورد مطالعه ۷۲ ساعت قبل از آزمون از انجام فعالیت‌های سنگین خودداری کردند. یک دوره آشنایی با جزییات مراحل انجام تست با بیان یکسان برای همه افراد شرکت‌کننده صورت گرفت. برای گرم کردن از کشش عضلات کوادریسپس، همسترینگ، عضلات کاف و اداکتورهای ران، عضلات ساق پا و مچ پا به صورت نگه داشتن کشش برای ۳۰ ثانیه و سه تکرار کشش برای عضله انجام گردید.[۱۸] سپس برای اندازه‌گیری متغیرهای بیومکانیکی اتصالات مخصوص دستگاه ایزوکینتیک به محل مناسب در بالای زانوی آزمودنی متصل شد (شکل ۱). ابتدا هر آزمودنی حرکت اکستنشن کامل زانو را از وضعیت فلکشن ۹۰ درجه با دستگاه دینامومتر ایزوکنتیک (Gymnex ISO 2، ساخت کشور ایتالیا) در سرعت زاویه‌ای ۶۰، ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه بر ثانیه، هر کدام در ۳ تکرار انجام شد. به عنوان نمونه گشتاور، توان، زاویه و سرعت یکی از آزمودنی‌ها قبل از خستگی در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه در نمودار ۱ گزارش شده است. حین اجرای تست نیز افراد از نظر کلامی تشویق می‌شدند. سپس برای انجام پروتکل مناسب خستگی موضعی هر آزمودنی بعد از قرارگیری مناسب بر روی دستگاه ایزوکنتیک مطابق با شکل ۱ عمل اکستنشن و فلکشن زانو را در سرعت زاویه‌ای متوسط ۱۸۰ درجه بر ثانیه تا حد واماندگی به شکلی که دیگر قادر به انجام حرکت فلکشن و اکستنشن زانو نباشد، ادامه داد.[۲۱-۲۴] سپس بلافاصله بعد از اعمال پروتکل خستگی موضعی متغیرهای بیومکانیکی در سرعت زاویه‌ای ۶۰، ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه بر ثانیه با فاصله ۲ دقیقه استراحت بین هر سرعت زاویه‌ای[۲۵] مجدداً اندازه‌گیری شد. ضریب تکرارپذیری متغیرها در مرحله قبل از خستگی حدوداً بین ۰/۵۸ و ۰/۸۹ بود. همچنین ضریب تکرارپذیری بین متغیرها در سه تریال بعد از خستگی حدوداً بین ۰/۶۲ و ۰/۹۰ بود. به عنوان نمونه گشتاور، توان، زاویه و سرعت یکی از آزمودنی‌ها بعد از خستگی در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه در نمودار ۲ گزارش شده است.



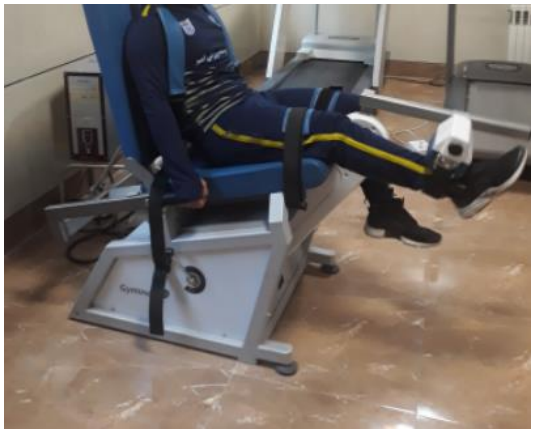
نمودار ۱: منحنی گشتاور (NM)، توان(W)، زاویه (°) و سرعت زاویه‌ای (°/s) یک آزمودنی قبل از خستگی در سرعت زاویه ۶۰ درجه بر ثانیه

www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۲: منحنی گشتاور (NM)، توان(W)، زاویه (°) و سرعت زاویه‌ای ($^{\circ}/s$) یک آزمودنی بعد از خستگی در سرعت زاویه ٦٠ درجه بر ثانیه



تصویر ۱: دستگاه ایزوکنتیک (Gymnex ISO 2)

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو–ویلک مورد تأیید قرار گرفت. از آزمون تی‌همبسته جهت مقایسه قبل و بعد از خستگی و آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه جهت تحلیل آماری داده‌ها در سرعت زاویه‌ای ۶۰، ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه بر ثانیه استفاده شد. تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام پذیرفت. جهت محاسبه ضریب تکرارپذیری بین کوشش‌ها از روش Intra Class Correlation استفاده شد. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد. در پژوهش حاضر اندازه اثر برابر ۰/۲ کوچک، ۰/۵ متوسط و بزرگتر از ۰/۸ بزرگ در نظر گرفته شد[۲۶]:

$$\text{اندازه اثر}(d) = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

www.SID.ir

Archive of SID

یافته‌ها

جدول ۱: مقایسه میانگین و انحراف استاندارد قبل از خستگی و بعد از خستگی شاخص‌های کینتیکی در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه در فوتبالیست‌های مرد

متغییرها	قبل از خستگی	بعد از خستگی	درصد تغییر	t	سطح معناداری
اوج گشتاور اکستنسوری (nm)	۹۹/۴۵±۳۲/۲۰	۸۸/۶۵±۳۰/۸۰	-۱۰/۸۵	۱/۵۲	۰/۱۴۴
اوج گشتاور فلکسوری (nm)	۶۳/۰۵±۱۳/۵۰	۶۱/۵۵±۱۲/۸۶	-۲/۳۷	۰/۴۳	۰/۶۶۸
اوج گشتاور نسبی اکستنسوری (nm/kg)	۱۴۱/۰۵±۴۲/۲۱	۱۲۸/۹۰±۵۰/۵۹	-۸/۶۱	۱/۲۰	۰/۲۴۳
اوج گشتاور نسبی فلکسوری (nm/kg)	۹۰/۵۵±۲۰/۸۵	۸۸/۷۰±۲۱/۰۲	-۲/۰۴	۰/۳۸	۰/۷۰۸
زاویه اوج گشتاور اکستنسوری (degree)	-۳۳/۵۵±۱۹/۸۷	-۳۶/۴۰±۲۲/۲۸	۸/۴۹	۰/۸۲	۰/۴۱۹
زاویه اوج گشتاور فلکسوری (degree)	-۵۹/۳۰±۳۰/۲۰	-۶۷/۲۵±۲۳/۱۸	۱۳/۴۰	۱/۴۳	۰/۱۶۸
اوج توان اکستنسوری (w)	۱۱۲/۴۰±۳۹/۷۰	۹۱/۰۵±۳۶/۳۱	-۱۸/۹۹	۲/۴۳	*۰/۰۰۲
اوج توان فلکسوری (w)	۶۰/۹۵±۱۸/۴۸	۵۴/۳۰±۱۵/۰۷	-۱۰/۹۱	۱/۴۰	۰/۱۷۵
اوج کار اکستنسوری (J)	۵۲/۵۰±۱۷/۴۲	۴۶/۴۵±۱۸/۴۱	-۱۱/۵۲	۱/۳۷	۰/۱۸۷
اوج کار فلکسوری (J)	۴۳/۴۰±۷/۱۴	۳۸/۴۵±۹/۴۱	-۱۱/۴۰	۱/۸۴	۰/۰۸
کل کار اکستنسوری (J)	۱۳۱/۸۰±۴۵/۲۲	۱۲۳/۵۰±۴۸/۲۲	-۶/۲۹	۰/۷۱	۰/۴۸۲
کل کار فلکسوری (J)	۱۱۰/۱۰±۲۳/۴۶	۹۸/۴۰±۳۳/۱۶	-۱۰/۶۲	۱/۱۲	۰/۲۷۶
نسبت قدرت فلکسوری به اکستنسوری	۶۹/۳۵±۲۷/۰۱	۷۵/۵۵±۲۳/۰۷	۸/۹۴	-۰/۹۰	۰/۳۷۸

***سطح معناداری p<۰/۰۵**

نتایج آزمون تعقیبی تی‌همبسته نشان داد که اوج توان اکستنسوری در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه قبل و بعد از خستگی کاهش معناداری را دارا بود (p=۰/۰۲؛ اندازه اثر بالا). همچنین نتایج نشان داد که در اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن اختلاف معناداری ندارد (p>۰/۰۵) (جدول ۱).

جدول ۲: مقایسه میانگین و انحراف استاندارد قبل از خستگی و بعد از خستگی شاخص‌های کینتیکی در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ درجه بر ثانیه در فوتبالیست‌های مرد

متغییرها	قبل از خستگی	بعد از خستگی	درصد تغییر	t	سطح معناداری
اوج گشتاور اکستنسوری (nm)	۵۹/۴۵±۲۳/۵۹	۵۳/۰۰±۲۲/۵۶	-۱۰/۸۴	۱/۲۱	۰/۲۴۰
اوج گشتاور فلکسوری (nm)	۴۸/۷۰±۱۳/۰۵	۴۸/۱۵±۱۱/۵۷	-۱/۳۴	۰/۲۴	۰/۸۱۰
اوج گشتاور نسبی اکستنسوری (nm/kg)	۸۶/۲۵±۳۷/۱۷	۷۷/۵۵±۳۶/۸۴	-۱۰/۰۸	۱/۰۹	۰/۲۸۹
اوج گشتاور نسبی فلکسوری (nm/kg)	۷۰/۸۰±۲۲/۴۷	۷۰/۰۰±۲۰/۹۳	-۱/۱۲	۰/۲۴	۰/۸۱۲
زاویه اوج گشتاور اکستنسوری (degree)	-۳۱/۲۵±۲۵/۲۱	-۳۶/۶۵±۲۳/۹۲	۱۷/۲۸	۱/۲۹	۰/۲۱۱
زاویه اوج گشتاور فلکسوری (degree)	-۶۵/۲۵±۲۶/۱۶	-۶۵/۰۰±۱۹/۸۹	-۰/۳۸	-۰/۰۵	۰/۹۵۴
اوج توان اکستنسوری (w)	۱۳۷/۴۵±۶۶/۵۴	۱۱۹/۸۵±۵۹/۶۷	-۱۲/۸۰	۰/۹۹	۰/۳۳۲
اوج توان فلکسوری (w)	۹۶/۱۰±۴۹/۲۷	۸۵/۵۵±۲۸/۲۹	-۱۰/۹۷	۰/۹۳	۰/۳۶۰
اوج کار اکستنسوری (J)	۳۲/۸۵±۱۳/۶۳	۲۸/۸۵±۱۳/۹۹	-۱۲/۱۷	۱/۱۳	۰/۲۷۲
اوج کار فلکسوری (J)	۳۴/۹۰±۸/۴۵	۳۲/۷۰±۷/۱۰	-۶/۳۰	۱/۳۴	۰/۱۹۵
کل کار اکستنسوری (J)	۸۲/۷۵±۴۰/۵۹	۷۵/۲۰±۳۹/۸۶	-۹/۱۲	۰/۷۴	۰/۴۶۵
کل کار فلکسوری (J)	۸۹/۶۰±۲۶/۶۷	۸۳/۰۵±۲۱/۱۵	-۷/۳۱	۱/۱۱	۰/۲۷۹
نسبت قدرت فلکسوری به اکستنسوری	۹۰/۹۵±۳۸/۰۳	۱۰۲/۲۰±۳۴/۲۸	۱۲/۳۶	-۱/۱۷	۰/۲۵۶

***سطح معناداری p<۰/۰۵**

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان اکستنسوری و فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن اختلاف معناداری ندارد (p>۰/۰۵) (جدول ۲).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۳: مقایسه میانگین و انحراف استاندارد قبل از خستگی و بعد از خستگی شاخص‌های کینتیکی در سرعت زاویه‌ای ۳٦۰ درجه بر ثانیه در فوتبالیست‌های مرد

متغییرها	قبل از خستگی	بعد از خستگی	درصد تغییر	t	سطح معناداری
اوج گشتاور اکستنسوری (nm)	۳۲/۶۵±۱۷/۸۲	۲۷/۹۰±۱۳/۸۹	−۱۴/۵۴	۱/۲۰	۰/۲۴۵
اوج گشتاور فلکسوری (nm)	۳۷/۱۵±۹/۶۷	۳۷/۰۵±۸/۰۴	−۰/۲۶	۰/۰۶	۰/۹۵۳
اوج گشتاور نسبی اکستنسوری (nm/kg)	۴۷/۶۵±۲۷/۵۰	۴۰/۸۵±۲۲/۸۵	−۱۴/۲۷	۱/۱۵	۰/۲۶۳
اوج گشتاور نسبی فلکسوری (nm/kg)	۵۴/۰۰±۱۷/۲۷	۵۳/۹۰±۱۵/۸۴	−۰/۱۸	۰/۰۴	۰/۹۶۷
زاویه اوج گشتاور اکستنسوری (degree)	−۵۲/۵۰±۴۴/۲۷	−۳۴/۹۰±۳۰/۵۰	−۳۳/۵۲	−۱/۶۵	۰/۱۱۵
زاویه اوج گشتاور فلکسوری (degree)	−۷۲/۸۰±۲۱/۹۹	−۶۸/۷۰±۲۱/۵۹	−۵/۶۳	−۱/۰۲	۰/۳۱۷
اوج توان اکستنسوری (w)	۱۳۸/۰۵±۱۰۹/۱۱	۱۱۰/۱۰±۷۲/۴۸	−۲۰/۲۴	۱/۱۴	۰/۲۶۵
اوج توان فلکسوری (w)	۱۰۹/۷۵±۵۳/۲۷	۱۰۲/۷۵±۴۰/۰۹	−۶/۳۷	۰/۷۴	۰/۴۶۵
اوج کار اکستنسوری (J)	۱۹/۳۵±۱۳/۹۰	۱۶/۴۵±۹/۹۰	−۱۴/۹۸	۰/۸۷	۰/۳۹۰
اوج کار فلکسوری (J)	۲۶/۷۵±۶/۹۴	۲۴/۲۵±۵/۴۹	−۹/۳۴	۱/۵۱	۰/۱۴۶
کل کار اکستنسوری (J)	۴۵/۶۵±۳۵/۷۱	۳۷/۸۰±۲۶/۶۶	−۱۷/۱۹	۰/۹۶	۰/۳۴۸
کل کار فلکسوری (J)	۷۳/۵۰±۱۹/۸۷	۶۶/۰۰±۱۷/۰۹	−۱۰/۲۰	۱/۴۱	۰/۱۷۳
نسبت قدرت فلکسوری به اکستنسوری	۱۳۹/۶۰±۵۷/۹۰	۱۵۲/۵۰±۵۰/۹۹	۹/۲۴	−۰/۹۸	۰/۳۳۷

***سطح معناداری p<۰/۰۵**

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان اکستنسوری و فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری در سرعت زاویه‌ای ۳۶۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن اختلاف معناداری ندارد (p>۰/۰۵) (جدول ۳).

جدول ٤: اثر عامل سرعت، خستگی و تعامل اثر سرعت و خستگی بر اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان اکستنسوری و فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری در سرعت زاویه‌ای ٦۰، ۱۸۰ و ۳٦۰ درجه بر ثانیه در فوتبالیست‌های مرد

		سطح معناداری (اندازه اثر)			
متغییرها	F	توان	اثر عامل سرعت	اثر عامل خستگی	تعامل اثر سرعت و خستگی
اوج گشتاور اکستنسوری (nm)	۷۰/۱۱	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۸۸۶)	۰/۱۳۶(۰/۱۱۳)	۰/۶۱۱(۰/۰۵۳)
اوج گشتاور فلکسوری (nm)	۷۳/۱۵	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۸۹۰)	۰/۷۲۵(۰/۰۰۷)	۰/۹۰۳(۰/۰۱۱)
اوج گشتاور نسبی اکستنسوری (nm/kg)	۶۶/۲۰	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۸۸۰)	۰/۱۹۹(۰/۰۸۵)	۰/۸۰۷(۰/۰۲۴)
اوج گشتاور نسبی فلکسوری (nm/kg)	۸۹/۰۸	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۹۰۸)	۰/۷۵۹(۰/۰۰۵)	۰/۹۱۸(۰/۰۱۰)
زاویه اوج گشتاور اکستنسوری (degree)	۳/۶۱	۰/۵۹	۰/۰۴۸*(۰/۲۸۶)	۰/۴۸۶(۰/۰۲۶)	۰/۱۳۹(۰/۱۹۷)
زاویه اوج گشتاور فلکسوری (degree)	۲/۲۵	۰/۳۹	۰/۱۳۴(۰/۲۰۰)	۰/۷۴۷(۰/۰۰۶)	۰/۰۷۸(۰/۲۴۷)
اوج توان اکستنسوری (w)	۸/۳۱	۰/۹۲	۰/۰۰۳*(۰/۴۸۰)	۰/۱۶۵(۰/۰۹۹)	۰/۷۵۰(۰/۰۳۱)
اوج توان فلکسوری (w)	۱۶/۱۶	۰/۹۹	<۰/۰۰۱*(۰/۶۴۲)	۰/۲۷۳(۰/۰۶۳)	۰/۹۰۱(۰/۰۱۱)
اوج کار اکستنسوری (J)	۸۹/۰۸	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۸۵۰)	۰/۱۸۲(۰/۰۹۲)	۰/۷۷۴(۰/۰۲۸)
اوج کار فلکسوری (J)	۶۰/۴۹	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۸۷۱)	۰/۰۷۵(۰/۱۵۷)	۰/۴۸۶(۰/۰۷۷)
کل کار اکستنسوری (J)	۶۹/۰۰	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۸۸۵)	۰/۳۶۲(۰/۰۴۴)	۰/۹۹۷(۰/۰۰۰)
کل کار فلکسوری (J)	۳۸/۱۳	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۸۰۹)	۰/۱۸۲(۰/۰۹۲)	۰/۸۶۶(۰/۰۱۶)
نسبت قدرت فلکسوری به اکستنسوری	۲۸/۰۴	۱/۰۰	<۰/۰۰۱*(۰/۷۵۷)	۰/۱۹۳(۰/۰۸۷)	۰/۸۱۰(۰/۰۲۳)

***سطح معناداری p<۰/۰۵**

www.SID.ir

Archive of SID

نتایج نشان داد که اثر عامل سرعت بر متغیرهای اوج گشتاور اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا)، اوج گشتاور فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا)، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا)، اوج گشتاور نسبی فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا)، زاویه اوج گشتاوری اکستنسوری ($p=۰/۰۴۸$؛ اندازه اثر بالا)، اوج توان اکستنسوری ($p=۰/۰۲$؛ اندازه اثر بالا)، اوج توان فلکسوری ($p=۰/۰۰۳$؛ اندازه اثر بالا)، اوج کار اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا)، اوج کار فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا)، کل کار اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا)، کل کار فلکسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا) و نسبت قدرت فلکسوری به اکستنسوری ($p<۰/۰۰۱$؛ اندازه اثر بالا) معنادار بود (جدول ۴)، ولی اثر عامل سرعت بر زاویه اوج گشتاور فلکسوری معنادار نبود ($p>۰/۰۵$) (جدول ۴). همچنین نتایج نشان داد که اثر عامل خستگی و اثر تعاملی سرعت×خستگی بر هیچ یک از متغییرهای اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان اکستنسوری و فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری در سرعت زاویه‌ای ۶۰، ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه معنادار نبود ($p>۰/۰۵$) (جدول ۴).

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی موضعی عضلات چهارسرانی در سرعت‌های مختلف حرکت فلکشن/اکستنشن زانو بر کینتیک و کینماتیک مفصل زانوی فوتبالیست‌ها بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد اوج توان اکستنسوری در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی کاهش معناداری را دارا بود. در تبیین این یافته می‌توان این طور بیان کرد که خستگی عضلانی تاثیر منفی بر تعادل، ظرفیت انقباضی عضله، هماهنگی و حس عمقی دارد.[۲۷] در تحقیقات گذشته فرضیه تغییر مکانیسم‌های مفاصل اندام تحتانی در موقع خستگی نشان داد که موقعیت بدن در حین فرود تغییر می‌کند و در مفاصل ران و زانو انرژی جذب می‌شود. در واقع، تغییراتی در کینتیک و کینماتیک مشاهده شد[۲۸] که با نتایج تحقیق کنونی همسو می‌باشد. خستگی عضلات چهارسرران گام‌برداری افراد را در مواقع عبور از موانع، راه رفتن، دویدن تحت تاثیر قرار می‌دهد.[۲۹] این نتایج بازگو می‌کند که سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه در سطح بالاتری از سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه بر ثانیه مفصل زانو قرار گرفته است. همچنین هوت و همکاران در چندین تحقیق موردی، ۱۱۴۵ مرد غیرورزشکار را مورد مطالعه قرار دادند و ارتباط معناداری بین نسبت متعارف عضلات همسترینک به چهارسرران و سرعت ایزوکینتیک یافتند.[۳۰] مطالعات قبلی اثرات خستگی موضعی همسترینگ را در مقایسه با چهارسرران در بازیکنان فوتبال مورد بررسی قرار دادند و بیان کردند این اثرات خستگی از طریق افزایش نیروهای برشی قدامی تیبیا و کاهش توان در پی خستگی، بازیکنان را در معرض آسیب قرار می‌دهد که با نتایج تحقیق حاضر همسو می‌باشد.[۳۱] برانو[3] و همکاران ارتباط ویژه‌ای بین سرعت و گشتاور فلکسوری و اکستنسوری مفصل زانو نشان دادند. با توجه به این نتایج عضلات همسترینگ ظرفیت تولید قدرت بیشتری نسبت به عضلات چهارسرانی در هنگام افزایش سرعت ایزوکینتیک داشتند.[۳۲] با توجه به اینکه عضلات ران در سرعت‌های کوتاه در فوتبال فعالیت بیشتری دارند، می‌توان استدلال کرد که آزمایش‌های ایزوکینتیک در سرعت‌های زاویه‌ای زیاد ممکن است به تقاضای واقعی ورزش نزدیک شود.[۳۲] اعمال خستگی بر عضلات مفصل زانو در هنگام عمل فلکشن و اکستنشن موجب کاهش اوج توان اکستنسوری شده است و عضلات با همان سرعت زاویه‌ای قبل از خستگی فعالیت خود را ادامه می‌دهند که افزایش فشار بر عضلات اکستنسور زانو می‌تواند باعث آسیب‌های عضلانی، استخوانی و لیگامانی شود.[۳۳]

همچنین نتایج نشان داد که اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن اختلاف معناداری ندارد. به علاوه نتایج نشان داد که اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری و فلکسوری، زاویه اوج گشتاور اکستنسوری و فلکسوری، اوج توان اکستنسوری و فلکسوری، اوج کار اکستنسوری و فلکسوری، اوج کل کار اکستنسوری و فلکسوری و نسبت قدرت اکستنسوری به فلکسوری در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ و ۳۶۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن اختلاف معناداری ندارد که با نتایج هاتفیلد[4]، لیو[5] و لاکهارت[6]، پریجات[7] و لاکهارت ناهمسو می‌باشد.[۶، ۳۴، ۳۵] بسیاری از اختلات فیزیولوژیکی که می‌تواند سبب خستگی عضله شود، شناخته شده است.[۳۶] مکانیسم‌های خستگی شامل سطح انگیزش آزمودنی‌ها، استراتژی عصبی (الگوی فعالیت عضلانی و فرمان حرکتی)، شدت و مدت فعالیت، سرعت انقباض و دامنه فعالیت‌ها با تأثیر بر سیستم عصبی مرکزی، تحریک اعصاب

[3] Bruno
[4] Hatfield
[5] Liu
[6] Lockhart
[7] Parijat

www.SID.ir

Archive of SID

حرکتی، واحد حرکتی و عضلانی فعال (استراتژی عصبی) در انتشار عصبی–عضلانی، جفت شدن انقباض و تحرک لایه‌های متابولیکی، محیط بین سلولی دستگاه انقباضی و گردش خون عضلانی وقفه ایجاد می‌کند.[۳۷، ۳۸] خستگی باعث کاهش قدرت ارادی و ظرفیت عملکردی عضلات، و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی–عضلانی می‌شود.[۳۹] هاتفیلد گزارش داد که پس از اعمال خستگی عضلات چهارسرانی، گشتاور اکتنسوری مفصل زانو کاهش پیدا می‌کند.[۶] همچنین لیو و لاکهارت نشان دادند که پس از اعمال خستگی موضعی عضلات چهارسرانی، مقادیر گشتاور فلکسوری افزایش پیدا کرده و مقدار حداکثر گشتاوری اکستنسوری زانو کاهش پیدا می‌کند.[۳۴] پریچارت و لاکهارت به طور عمده کاهش گشتاور شبکه‌ای مفصل ران را پس از خستگی گزارش دادند.[۳۵] در رابطه با دلیل ناهمسو بودن نتایج پژوهش حاضر با نتایج گذشته می‌توان این طور بیان کرد که خستگی اعمال‌شده در تحقیقات گذشته طی زنجیره‌ی حرکتی بسته بود و خستگی در پژوهش حاضر از نوع زنجیره‌ای باز بوده است. از آنجایی که افراد پروتکل خستگی را تا حد واماندگی به شکلی که دیگر قادر به انجام حرکت اکستنشن کامل زانو نباشند، ادامه می‌دادند، احتمالا این تفاوت‌ها ممکن است ناشی از سطح و نوع پروتکل‌های خستگی در هر مطالعه باشد.[۴۰]

همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد اثر عامل سرعت بر متغیرهای اوج گشتاور اکستنسوری، اوج گشتاور فلکسوری، اوج گشتاور نسبی اکستنسوری، اوج گشتاور نسبی فلکسوری، زاویه اوج گشتاوری اکستنسوری، اوج توان اکستنسوری، اوج توان فلکسوری، اوج کار اکستنسوری، اوج کار فلکسوری، کل کار اکستنسوری، کل کار فلکسوری و نسبت قدرت فلکسوری به اکستنسوری معنادار بود، ولی اثر عامل سرعت بر زاویه اوج گشتاور فلکسوری معنادار نبود. تاکنون مطالعات متعدد تاثیر تغییر سرعت زاویه‌ای بر گشتاور تولیدی عضلات، گشتاور خالص مفصل، تغییر سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضلات آگونیست و آنتاگونیست و استراتژی به‌کارگیری واحدهای حرکتی عضلات داخلی و خارجی زانو بررسی کرده‌اند.[۴۱-۴۳] همچنین گزارش شده است که عضلات بایسپس فموریس و رکتوس فموریس وابسته به سرعت زاویه‌ای است.[۴۳، ۴۴] در مطالعه دیگر کلیس[۸] و بالتزوپولاس[۹] گزارش کردند فعالیت عصبی–عضلانی یکی از مکانیسم‌های مهم در خستگی است.[۳۷، ۳۸] در نتیجه فعالیت عضلانی در شرایط انقباض کانسنتریکی و اکسنتریکی ایزوکینتیکی متفاوت است و به سرعت زاویه‌ای حرکت وابسته است.[۴۱]

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌های بود که از آن جمله می‌توان به عدم وجود جنسیت زن در نمونه آماری اشاره نمود. از سوی دیگر عدم ثبت هم‌زمان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات از دیگر محدودیت‌های این پژوهش بود.

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر، سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه، بعد از اعمال خستگی اوج توان اکستنسوری در مقایسه با قبل از اعمال خستگی کاهش داشت. به نظر می‌رسد یکی از دلایل مهم کاهش عملکرد بازیکنان فوتبال در دقایق پایانی مسابقه کاهش اوج وان اکستنسوری زانو در اثر خستگی می‌باشد.

ملاحظات اخلاقی: پروتکل مطالعه کنونی در کمیته پزشکی دانشگاه علوم پزشکی استان اردبیل به شماره مرجع IR.ARUMS.REC.1397.028 به تایید رسیده است.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد آقای محمد عبداله‌پور درویشانی با راهنمایی آقای دکتر محسن برغمدی و امیرعلی جعفرنژاد می‌باشد؛ لذا از تمامی فوتبالیست‌های شرکت‌کننده در این پژوهش به ویژه مرکز پزشکی ورزشی استان اردبیل کمال تشکر را دارم.

منابع

1. Polito L, Figueira Jr A, Miranda M, Chtourou H, Miranda J, Brandão M. Psychophysiological indicators of fatigue in soccer players: A systematic review. Science & Sports. 2017;32(1):1-13.
2. Djaoui L, Haddad M, Chamari K, Dellal A. Monitoring training load and fatigue in soccer players with physiological markers. Physiology & behavior. 2017.
3. Stølen T, Chamari K, Castagna C, Wisløff U. Physiology of soccer. Sports medicine. 2005;35(6):501-36.
4. McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Medicine and science in sports and exercise. 2007;39(3):502-14.
5. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. Neuroscience & Biobehavioral Reviews. 2012;36(1):162-76.
6. Hatfield G. The Effects of Quadriceps Impairment on Lower Limb Kinematics, Kinetics And Muscle Activation During Gait In Young Adults: Dalhousie University; 2009.

[8]. Kellis
[9]. Baltzopoulos

www.SID.ir

Archive of SID
7. Rozzi SL, Lephart SM, Gear WS, Fu FH. Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. The American journal of sports medicine. 1999;27(3):312-9.
8. Rahnama N, Lees A, Reilly T. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2006;16(3):257-63.
9. Jackson ND, Gutierrez GM, Kaminski T. The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. Journal of electromyography and kinesiology. 2009;19(1):75-84.
10. Hast MW, Piazza SJ. Position of the quadriceps actuator influences knee loads during simulated squat testing. Journal of biomechanics. 2018;73:227-32.
11. Sando JP, McCambridge TM. Nontraumatic sports injuries to the lower extremity. Clinical Pediatric Emergency Medicine. 2013;14(4):327-39.
12. McGovern A, Dude C, Munkley D, Martin T, Wallace D, Feinn R, et al. Lower limb kinematics of male and female soccer players during a self-selected cutting maneuver: Effects of prolonged activity. The Knee. 2015;22(6):510-6.
13. Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL injuries. British journal of sports medicine. 2007;41(1):47-51.
14. Alangari AS, Al-Hazzaa HM. Normal isometric and isokinetic peak torques of hamstring and quadriceps muscles in young adult Saudi males. Neurosciences. 2004;9(3):165-70.
15. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics, 2E: Human Kinetics; 2013.
16. Wiklander J, Lysholm J. Simple tests for surveying muscle strength and muscle stiffness in sportsmen. International Journal of Sports Medicine. 1987;8(01):50-4.
17. Lehnert M, Psotta R, Chvojka P, De Ste Croix MB. Seasonal variation in isokinetic peak torque in youth soccer players. Kinesiology. 2014;46(1):79-87.
18. Coqueiro KRR, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2005;15(6):596-603.
19. Serrão FV, Cabral CMN, Bérzin F, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg press. Physical Therapy in Sport. 2005;6(1):15-23.
20. Choi B, Kim M, Jeon H-S. The effects of an isometric knee extension with hip adduction (KEWHA) exercise on selective VMO muscle strengthening. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2011;21(6):1011-6.
21. Masuda K, Masuda T, Sadoyama T, Inaki M, Katsuta S. Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. Journal of electromyography and kinesiology. 1999;9(1):39-46.
22. Cifrek M, Tonković S, Medved V. Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions. Measurement. 2000;27(2):85-92.
23. Gehring D, Melnyk M, Gollhofer A. Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. Clinical Biomechanics. 2009;24(1):82-7.
24. Reimer RC, Wikstrom EA. Functional fatigue of the hip and ankle musculature cause similar alterations in single leg stance postural control. Journal of Science and Medicine in Sport. 2010; 13(1):161-6.
25. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. Age and ageing. 2006;35(2):37-41.
26. Cohen J. A power primer. Psychological bulletin. 1992;112(1):155.
27. Barbieri FA, Dos Santos PCR, Lirani-Silva E, Vitório R, Gobbi LTB, Van Diëen JH. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. Journal of back and musculoskeletal rehabilitation. 2013;26(2):125-31.
28. Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM. Gender differences in perceived exertion during fatiguing knee extensions. Medicine and science in sports and exercise. 2004;36(1):109-17.
29. Hunter SK, Enoka RM. Sex differences in the fatigability of arm muscles depends on absolute force during isometric contractions Journal of Applied Physiology. 2001;91(6):2686-94.
30. Hewett TE, Myer GD, Zazulak BT. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. Journal of Science and Medicine in Sport. 2008;11(5):452-9.
31. Sangnier S, Tourny-Chollet C. Comparison of the decrease in strength between hamstrings and quadriceps during isokinetic fatigue testing in semiprofessional soccer players. International journal of sports medicine. 2007;28(11):952-7.
32. Baroni BM, Ruas CV, Ribeiro-Alvares JB, Pinto RS. Hamstring-to-Quadriceps Torque Ratios of Professional Male Soccer Players: A Systematic Review. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2018.
33. Matthews MJ, Heron K, Todd S, Tomlinson A, Jones P, Delextrat A, et al. Strength and endurance training reduces the loss of eccentric hamstring torque observed after soccer specific fatigue. Physical Therapy in Sport. 2017;25:39-46.

www.SID.ir

Archive of SID
34. Liu J, Lockhart TE. Comparison of 3D joint moments using local and global inverse dynamics approaches among three different age groups. Gait & posture. 2006;23(4):480-5.
35. Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the biomechanics of gait and slip propensity. Gait & posture. 2008;28(4):568-73.
36. Enoka RM, Duchateau J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. The Journal of physiology. 2008;586(1):11-23.
37. Bigland-Ritchie B, Johansson R, Lippold O, Woods J. Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions. Journal of neurophysiology. 1983;50(1):313-24.
38. Bigland- Ritchie B, Kukulka C, Lippold O, Woods J. The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions. The Journal of physiology. 1982;330(1):265-78.
39. Qu X, Yeo JC. Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. Journal of biomechanics. 2011;44(7):1259-63.
40. Mercer J, Bates B, Dufek J, Hreljac A. Characteristics of shock attenuation during fatigued running. Journal of Sports Science. 2003;21(11):911-9.
41. Kellis E, Baltzopoulos V. The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. Journal of biomechanics. 1999;32(1):19-25.
42. Remaud A, Cornu C, Guével A. Agonist muscle activity and antagonist muscle co-activity levels during standardized isotonic and isokinetic knee extensions. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009;19(3):449-58.
43. Miller JP, Croce RV, Hutchins R. Reciprocal coactivation patterns of the medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000;10(4):233-9.
44. Khaleghi F, Olyaei GR, Talebian Moghadam S, Malmir K, Bagheri H, Nakhostin Ansari N, et al. Effects of angular velocity alteration on the motor variability of knee externsor muscle synergies during isokinetic movements. Journal of Modern Rehabilitation. 2016;9(5):88-93. [In Persian]

www.SID.ir