Archive of SID

A Comparison of Time to Peak Torque and Acceleration Time in Elite Karate Athletes

Boroushak N[1], Anbarian M[2]

Abstract

Purpose: The purpose of the present study was to evaluate the differences between acceleration time and time to peak torque of the knee muscles of female elite karate athletes before and after muscular fatigue.

Methods: Thirteen female elite karate athletes (age: 15.5±1.3 years) were evaluated using the Biodex system 3 isokinetic dynamometer at 60◦/s, 180◦/s and 300◦/s before and after hamstring and quadriceps muscular fatigue.

Results: There were no significant differences in time to peak torque and acceleration time variables at the 60◦/s speed before and after fatigue ($p>0.05$). At the 180◦/s speed, the quadriceps and hamstring presented a lower time to peak torque after muscular fatigue ($p<0.05$). At the 300◦/s speed, only hamstring muscles showed a higher time to peak torque and acceleration time after muscular fatigue ($p =0.04$).

Conclusion: Results of the present study indicated that the functional demands of muscular fatigue among female elite karate athletes are not necessarily their muscular strength. This can be explained because the time to peak torque and acceleration time were changed after muscular fatigue. However, muscular fatigue could produce agonist-antagonist muscle asymmetries, particularly in high velocities that could influence the knee joint injuries.

Keywords: Muscular fatigue, Karate, Time to peak torque, Acceleration time

دریافت مقاله:۹۳/۰۲/۱۸ تایید مقاله:۹۳/۰۷/۱۰

مقایسه زمان رسیدن به اوج گشتاور و مدت زمان شتاب‌گیری در کاراته‌کاران حرفه‌ای

ندا بروشک[۱]، مهرداد عنبریان[۲]

هدف: هدف این تحقیق اندازه‌گیری تفاوت بین زمان شتاب‌گیری و مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور عضلات مفصل زانو قبل و بعد از خستگی عضلانی در کاراته‌کاران حرفه‌ای زن بود.

روش بررسی: ۱۳ زن ورزشکار کاراته‌کار نخبه (سن:۱/۳±۱۵/۵سال) با استفاده از دستگاه بایودکس ایزوکینتیک۳ در سرعت‌های ۶۰، ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه قبل و بعد از پروتکل خستگی عضلات چهارسران و همسترینگ مورد ارزیابی قرار گرفتند.

یافته‌ها: تفاوت معناداری در متغیرهای زمان رسیدن به اوج گشتاور و زمان شتاب‌گیری قبل و بعد از خستگی عضلانی در سرعت زاویه‌ای۶۰ درجه بر ثانیه مشاهده نشد ($p>۰/۰۵$). در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه هر دو گروه عضلات همسترینگ و چهارسران، زمان رسیدن به اوج گشتاور کمتری را بعد از خستگی نشان دادند ($p<۰/۰۵$). در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه فقط گروه عضلات همسترینگ، زمان رسیدن به اوج گشتاور و زمان شتاب‌گیری بالاتری را بعد از خستگی عضلانی نشان دادند ($p=۰/۰۴$).

نتیجه‌گیری: نتایج پژوهش حاضر نشان داد که نیازهای عملکردی عضلات خسته زنان کاراته‌کار حرفه‌ای لزوماً میزان قدرت آن‌ها نیست. زیرا زمان رسیدن به اوج گشتاور و همچنین زمان شتاب‌گیری نیز پس از خستگی عضلانی دچار تغییر گردید. با وجود این، خستگی عضلانی می‌تواند سبب ایجاد عدم تعادل در بین گروه‌های عضلانی به ویژه در سرعت‌های بالا شود که احتمال آسیب‌دیدگی در مفصل زانو را افزایش می‌دهد.

کلمات کلیدی: خستگی عضلانی، کاراته، زمان رسیدن به اوج گشتاور، زمان شتاب‌گیری

www.SID.ir

Archive of SID

نویسنده مسئول: مهرداد عنبریان، m_anbarian@yahoo.com
آدرس: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی
۱- کارشناس ارشد، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد بروجرد، بروجرد، ایران
۲- دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

مقدمه

کاراته یکی از ورزش‌های رزمی است که به دلیل ماهیت این ورزش احتمال وقوع آسیب در ورزشکاران این رشته بالا است (۱). پی‌تر در سال ۲۰۱۰ گزارش کرد که ۱۰ درصد آسیب‌های این رشته ورزشی در اندام تحتانی اتفاق می‌افتد که بخشی از این آسیب‌ها مربوط به لیگامان صلیبی قدامی (ACL)[1] است (۲). اغلب آسیب‌ها در ورزش، هنگام خستگی ورزشکار روی می‌دهد (۳). خستگی به عنوان پدیده‌ای قابل مشاهده و اندازه‌گیری است که اختلال در ادامه انجام کار، کاهش در تولید نیرو و ناتوانی در استمرار تولید نیرو برای ادامه فعالیت تعریف می‌شود. البته اطمینان از خستگی به وجود آمده در انسان مشکل بوده و به وسیله یک سری تغییرات فیزیولوژیکی ایجاد شده بیان می‌گردد (۳،۴).

پروتکل‌های خستگی اندام تحتانی شامل خستگی عمومی عضلانی و یا خستگی موضعی عضلانی است. خستگی عمومی عضلانی شامل چندین مفصل و تعداد بسیاری از گروه‌های عضلانی است ولی خستگی موضعی عضلانی عمدتاً شامل عضلات عمل کننده بر یک مفصل است. گروه عضلات چهار سران به عنوان بازکننده اصلی مفصل زانو، از جمله عضلاتی هستند که در فعالیت‌های حرکتی و اجرای مهارت‌های ورزشی شرکت دارند. خستگی این گروه عضلانی در اثر فعالیت‌های مکرر روزانه یا فعالیت‌های ورزشی مختلف، ممکن است بر عملکرد حرکتی تاثیر گذار باشد (۵). برای نمونه، خستگی موضعی عضلات چهار سر رانی باعث افزایش ریسک افتادن و سرخوردن می‌شود (۶). از سوی دیگر این احتمال وجود دارد که خستگی عضلانی منجر به عدم تعادل و نقص عملکرد عضلات گردد، عدم تعادل بین عضلات آگونیست و آنتاگونیست مفصل زانو با شیوع آسیب در این مفصل حین اجرای فعالیت‌های ورزشی مرتبط است (۷،۸). حتی ورزشکاران نخبه نیز ممکن است از عدم تقارن و تعادل در میزان قدرت عضلات آگونیست و آنتاگونیست باشند. علت این امر می‌تواند به دلیل تمرین‌های ورزشی تخصصی و در نتیجه تطابق و سازگاری عضلانی با حالت-های بدنی خاص در هر ورزش باشد که ممکن است این افراد را در معرض آسیب‌های ورزشی قرار دهد (۹-۱۱). بنابراین سنجش عملکرد عضلانی ورزشکاران نخبه (قبل و بعد از خستگی) به دلیل شناسایی عدم تعادل‌های عضلانی و طراحی برنامه‌های تمرینی جهت جلوگیری از آسیب‌های احتمالی ضروری است.

دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک به طور گسترده‌ای جهت سنجش عملکرد عضلات ورزشکاران (۱۹-۱۰) به منظور تشخیص وجود عدم تعادل موجود نیرو و گشتاور عضلات اطراف مفاصل برای پیشگیری از آسیب مورد استفاده قرار می‌گیرد. این نکته را باید در نظر داشت که سنجش عدم تعادل موجود بین عضلات اطراف مفاصل نباید محدود به سنجش متغیر اوج گشتاور باشد چرا که این پارامتر به تنهایی نشان‌دهنده عملکرد عضله نیست (۲۰). پارامترهایی همچون زمان رسیدن به اوج گشتاور[2] و زمان شتاب‌گیری[3] (طول زمانی که اندام مورد آزمایش از سرعت زاویه‌ای صفر به سرعت تعیین شده می‌رسد) نیز در پژوهش‌های پیشین به عنوان میزان آمادگی عصبی-عضلانی جهت تولید انقباض بیشینه معرفی شده‌اند (۲۳-۲۱). این پارامترها به درک بهتر چگونگی فراخوان عضلات و جزئیات بیشتر آن در طراحی برنامه‌های توانبخشی و تمرینات ورزشی کمک می‌کند (۲۴).

نتایج پژوهش‌های پیشین نشان می‌دهد که کاهش نسبت قدرت عضلات همسترینگ به چهارسر ران در مفصل زانو یکی از علل اصلی آسیب‌های ACL است (۷،۸،۱۶،۱۷). از سوی دیگر نقص در فراخوانی این دو گروه عضلانی نیز می‌تواند در میزان افزایش آسیب‌های ACL دخیل باشد به این صورت که درگیر شدن عضلات همسترینگ سبب کاهش بار وارده بر اجزای غیر فعال مفصل زانو همچون ACL شده (۲۵) و سبب پایداری مفصل زانو در برابر بارهای واروسی و والگوسی وارد بر

[1] Anterior cruciate ligament

[2] Time to peak torque
[3] Aacceleration time

www.SID.ir

Archive of SID

مفصل زانو می‌گردد (۲۶). از آنجاکه پارامترهای رسیدن به اوج گشتاور و زمان شتاب‌گیری اطلاعات دقیق‌تری را از عملکرد عضلانی در اختیار می‌گذارد، هدف پژوهش حاضر مقایسه زمان رسیدن به اوج گشتاور و مدت زمان شتاب‌گیری در کاراته‌کاران حرفه‌ای قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک گروه عضلات چهارسرران و همسترینگ بود.

روش بررسی

جامعه آماری این مطالعه را دختران کاراته‌کار (رده سنی جوانان) استان البرز تشکیل می‌دهند. از میان این کاراته کاران تعداد ۱۳نفر به صورت انتخابی و در دسترس (سن:۱/۳±۱۵/۵سال، قد: ۷±۱۶۱ سانتی‌متر، وزن: ۱/۳۴±۵۴) و بر مبنای ارزیابی سلامت کامل جسمانی به عنوان نمونه تحقیق انتخاب شدند. تمامی این افراد در مسابقات سوپرلیگ کاراته حضور داشتند و همچنین ۹ نفر از این افراد سابقه حضور در مسابقات بین‌المللی را دارا بودند. از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس۳ (Biodex Dynamometer) جهت سنجش مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور و مدت زمان شتاب‌گیری در سرعت‌های زاویه‌ای ۶۰ و۱۸۰و۳۰۰ درجه بر ثانیه استفاده شد (۱۰،۱۱،۱۵). قبل از انجام آزمون روش انجام کار برای تمام شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و آزمودنی‌ها با روش آزمون دستگاه بایودکس و همچنین روند انجام و هدف کار آشنا شدند. آزمودنی‌ها رضایت‌نامه شرکت در مطالعه را خوانده و امضا کردند.

جهت جمع‌آوری اطلاعات در ابتدا بعد از گرم کردن مختصر، آزمودنی روی صندلی مخصوص دستگاه ایزوکینتیک بایودکس قرار می‌گرفت (شکل ۱) و از بالای مفصل مورد نظر (در اینجا مفصل زانو)، توسط نوارهای مخصوص ثابت می‌شد به طوری که در هنگام اجرای حرکت از عضلات عمل‌کننده بر مفاصل دیگر استفاده نشود. آزمون حداکثر قدرت عضلات چهارسرران و همسترینگ در سرعت‌های زاویه‌ای ۶۰ ، ۱۸۰ و۳۰۰ درجه بر ثانیه توسط دستگاه ایزوکینتیک و در دامنه حرکت ۰ تا ۹۰ درجه فلکسیون و عکس آن انجام گرفت. برای هر سرعت زاویه‌ای۶۰ ثانیه استراحت در نظر گرفته می‌شد. اجرای هر حرکت سه بار توسط آزمودنی در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه و پنج بار در سرعت‌های زاویه‌ای ۱۸۰و۳۰۰ درجه بر ثانیه انجام می‌گرفت و بیشترین قدرت اعمال شده از بین تکرارهای اجرا به عنوان حداکثر قدرت عضله آزمودنی ثبت می شد. سپس کاراته کاران با تکرار حرکت جلو ران با دستگاه ایزوکینتیک به خستگی رسیدند. حین اجرای تست نیز افراد از نظر کلامی تشویق می‌شدند. پروتکل خستگی به صورت انقباض بیشینه ایزوکینتیک کانسنتریک عضله چهارسرران و همسترینگ با سرعت ۶۰ درجه برثانیه بود. ابتدا از طریق انجام سه انقباض کانسنتریک ایزوکینتیک بیشینه متوالی با سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه، حداکثر قدرت عضلات چهارسران و همسترینگ برای هر فرد تعیین می‌شد. سپس متوسط حداکثر قدرت این عضلات بر روی نمودارهای آن‌ها روی صفحه مانیتور مشخص می‌گردید. افراد انقباضات پشت سرهم را تا جایی ادامه می‌دادند که حین انجام انقباض‌های پی‌درپی و به علت خستگی عضلانی گشتاور عضلات همسترینگ و چهارسرران حداقل برای سه تکرار از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور خود پایین تر برود. جهت انجام آزمون خستگی، سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه در نظر گرفته شد، چرا که استفاده از سرعت‌های پایین، تکرارپذیری مناسبی جهت انجام پروتکل‌های خستگی دینامیک دارند (۲۷،۲۸). بلافاصله پس از اعمال خستگی، آزمون قدرت عضلات چهارسرران و همسترینگ مجددا به عمل آمد. اطلاعات مربوط به حداکثر قدرت عضلات چهارسرران و همسترینگ در سرعت‌های زاویه‌ای ۶۰ و۱۸۰و۳۰۰ درجه بر ثانیه ثبت شد.

شکل۱: نحوه قرارگیری ورزشکار بر روی دستگاه بایودکس ایزوکینتیک

اطلاعات بدست آمده با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند. روش-

www.SID.ir

Archive of SID

های آماری مورد استفاده در این مطالعه، شامل آزمون کولموگروف-اسمیرنوف برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و آزمون تست تی همبسته جهت بررسی اختلاف بین اطلاعات پیش‌آزمون با پس‌آزمون بود. سطح معناداری در این پژوهش برابر ۰/۰۵می‌باشد.

یافته ها

جدول۱ میانگین و انحراف استاندارد مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور قبل و بعد از خستگی در دو گروه عضلات همسترینگ و چهارسر ران نشان می‌دهد. با توجه به نتایج مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور در عضله چهارسر ران تنها در ۱۸۰ درجه بر ثانیه قبل و بعد از خستگی اختلاف معناداری را نشان داد که این گروه عضلات تمایل به کاهش زمان رسیدن به اوج گشتاور را در بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی نشان دادند (p=۰/۰۱). گروه عضلات چهارسرران در دو سرعت دیگر در قبل و بعد از خستگی اختلاف معناداری را نشان ندادند (p>۰/۰۵). عضلات همسترینگ در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه طی بعد از خستگی کاهش معناداری را در مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور در مقایسه با پیش از خستگی نشان دادند (p=۰/۰۴). عضلات همسترینگ در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه طی بعد از خستگی افزایش معناداری را در مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور در مقایسه با پیش از خستگی نشان دادند (p=۰/۰۴). همانگونه که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، مدت زمان شتاب‌گیری تنها در گروه عضلات همسترینگ و فقط در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه در بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن اختلاف معنادری را نشان داد که مدت زمان شتاب‌گیری در این گروه عضلات بعد از خستگی افزایش پیدا کرده است.

بحث و نتیجه‌گیری

پژوهش حاضر بدنبال مقایسه میزان زمان رسیدن به اوج گشتاور و مدت زمان شتاب‌گیری در سرعت‌های زاویه‌ای متفاوت کاراته‌کاران حرفه‌ای قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک گروه عضلات اطراف زانو با هدف ارائه اطلاعات احتمالاً مفید برای پیشگیری از آسیب زانو بود. با توجه به تحقیقات اندک که از متغیرهای مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور و شتاب‌گیری عضلات اطراف زانو به ویژه در تحلیل حرکات ورزشی، مقایسه نتایج این تحقیق را با تحقیقات موجود کمی مشکل می‌کند.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، تنها در میزان مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور در عضله چهارسر ران در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه قبل و بعد از خستگی اختلاف معناداری را نشان داد. به این معنی که این گروه عضلات تمایل به کاهش زمان رسیدن به اوج گشتاور را بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی نشان دادند. گروه عضلات چهارسرران در دو سرعت دیگر، قبل و بعد از خستگی اختلاف معناداری را نشان ندادند. همچنین عضلات همسترینگ در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی، کاهش معناداری در مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور در مقایسه با پیش از خستگی نشان دادند. مشابه تغییرات و مشخصه‌های گشتاور تولیدی در سرعت‌های زاویه‌ای بررسی شده در تحقیق ما، پیش از این نیز توسط محققین در جمعیت‌های فعال از نظر حرکتی گزارش شده است (۱۴،۱۶). مستندات موجود در تحقیقات بیان می-کند که خستگی سبب کاهش قدرت و ظرفیت عملکردی عضلات و اختلال در فعالسازی همزمان و گشتاور تولیدی عضلات آگونیست و آنتاگونیست شده و در نتیجه کاهش کارایی سیستم عصبی- عضلانی و افزایش ریسک آسیب ورزشی را همراه خواهد داشت (۸، ۷). هرچند مطالعات مرتبط با عملکرد عضلات و پیشگویی یا تخمین آسیب‌های ورزشی مرتبط با اندازه گیری‌های ایزوکینتیکی در ورزش‌های رزمی کمتر مورد توجه بوده اما برخی از آنها روی متغیرهای ایزوکینتیکی نظیر اوج گشتاور عضلات زانو متمرکز شده اند (۱۳،۱۵،۲۴). ماکادو و همکاران (۲۰۰۹) حداکثر گشتاور و نسبت عملکردی عضلات چهارسرران و همسترینگ زانو را در تکواندوکاران و ورزشکاران کیک بوگسینگ مقایسه و اختلاف معناداری در متغیرهای مورد بررسی بین دو گروه مشاهده نکردند. آنان نتیجه گرفتند که به علت کمتر بودن اوج گشتاور در هر دو گروه تکواندو و کیک بوگسینگ در مقایسه با سایر رشته‌های رزمی نظیر کاراته در مطالعات پیشین، کمتر در معرض مشکلات عضلانی-اسکلتی زانو قرار دارند (۱۳). چراکه پیش‌تر، پرابست و همکاران در سال ۲۰۰۷ مقادیر بیشتری از یافته‌های ماداکو و همکارانش را در کاراته کاران گزارش کردند (۱۵).

حسنی و همکاران در سال ۲۰۰۶ به بررسی الگوی فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست حین اجرای پروتکل‌های

www.SID.ir

Archive of SID

جدول۱: میانگین مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور (ms) قبل و بعد از خستگی

سرعت(درجه بر ثانیه)	عضلات	قبل از خستگی	بعد از خستگی	میزانT	سطح معناداری
۶۰					
	چهارسر ران	۵۵۱/۵±۹۲/۷	۵۴۴/۶±۱۴۲/۳	۰/۱۸۹	۰/۵۸
	همسترینگ	۵۶۵/۳±۲۵۴/۹	۴۱۳/۵±۲۱۷/۲	۱/۷۸۰	۰/۱۰
۱۸۰					
	چهارسر ران	۲۲۳/۰±۴۳/۰	۲۰۳/۸±۴۶/۱	۲/۷۷۵	*۰/۰۱
	همسترینگ	۲۶۳/۸±۷۰/۶	۲۱۵/۳±۶۰/۹	۲/۲۲۶	*۰/۰۴
۳۰۰					
	چهارسر ران	۱۳۵/۳±۲۲/۲	۱۲۸/۴±۱۸/۱	۱/۳۵۴	۰/۲۰۱
	همسترینگ	۱۹۰/۰±۴۷/۲	۲۲۳/۹±۵۸/۶	-۲/۱۸۷	*۰/۰۴

* معنی داری در سطح کمتر از ۰/۰۵.

جدول۲: میانگین مدت زمان شتاب‌گیری (ms) قبل و بعد از خستگی

سرعت (درجه بر ثانیه)	عضلات	قبل از خستگی	بعد از خستگی	t	سطح معناداری
۶۰					
	چهارسر ران	۵۰/۰±۵/۷	۶۴/۶±۵۱/۵	-۰/۹۹۴	۰/۳۴
	همسترینگ	۵۸/۴±۲۲/۳	۶۰/۰±۱۹/۱	-۰/۲۰۳	۰/۸۴
۱۸۰					
	چهارسر ران	۵۱/۵±۸/۰	۴۶/۱±۱۱/۹	۱/۶۲۰	۰/۱۳
	همسترینگ	۸۶/۹±۳۰/۱	۸۷/۶±۲۸/۹	-۰/۱۱۹	۰/۹۰
۳۰۰					
	چهارسر ران	۵۵/۳±۱۱/۲	۵۹/۲±۱۳/۸	-۱/۰۰۰	۰/۳۳
	همسترینگ	۹۶/۹±۳۹/۴	۱۱۷/۶±۴۷/۶	-۲/۱۸۵	*۰/۰۴

* معنی داری در سطح کمتر از ۰/۰۵.

خستگی بیشینه و زیر بیشینه ایزوکینتیک اکستنسورهای زانو پرداختند (۲۹). نتایج مطالعه آنان نشان داد که طی آزمون خستگی بیشینه، فعالیت عضلات پهن داخلی و پهن خارجی ابتدا افزایش و سپس کاهش می‌یابد. در حالی‌که در آزمون زیربیشینه، به طور مداوم فعالیت این دو عضله افزایش پیدا می‌کند. بعلاوه، فعالیت عضلات همسترینگ در آزمون بیشینه ثابت بود در حالی‌که در آزمون زیربیشینه ابتدا افزایش و سپس کاهش پیدا کرد. رتلینگ و همکاران نیز در دو مطالعه جداگانه نتایجی مشابه با یافته‌های حسنی و همکاران در الگوی فعالیت عضلات طی پروتکل خستگی زیربیشینه گزارش نمودند (۳۰،۳۱).

اینگونه بیان شده است که توانایی تولید گشتاور به طور سریع، یک مهارت و قابلیت مهم در اغلب فعالیت‌های ورزشی و همچنین سنجش الگوی فراخوانی عضلات در ورزشکاران بوده و ممکن است شاخص بهتری جهت معرفی عملکرد و گشتاور تولیدی عضلات در مقایسه با سنجش اوج گشتاور به تنهایی باشد (۲۱). اطلاع از چگونگی فراخوان عضلات کمک زیادی را جهت ارائه برنامه توانبخشی با هدف بازتوانی و کاهش آسیب‌های ورزشی در ورزشکاران فراهم می‌آورد (۲۴).

مطابق با تحقیقات اشاره شده، در پژوهش حاضر زمان رسیدن به اوج گشتاور در هر دو گروه عضلات همسترینگ و چهارسرران به طور همزمان، در سرعت ۱۸۰درجه بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی کاهش معناداری را داشته است، احتمال آسیب ACL و لیگامان صلیبی خلفی (PCL)[1] بعد از خستگی در این سرعت را کاهش می‌دهد. عضلات همسترینگ در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه بعد از خستگی افزایش معناداری را در مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور در مقایسه با پیش از خستگی نشان دادند. از آنجایی که در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه تنها زمان رسیدن به اوج گشتاور تنها در همسترینگ افزایش داشته و در گروه عضلات چهارسرران بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی تغییر معناداری را نداشته است، نتیجه اینکه در این سرعت احتمال آسیب

[1] Posterior cruciate ligament

www.SID.ir

Archive of SID

لیگامان صلیبی بعد از خستگی افزایش می‌یابد. علت این امر این است که با توجه به تاخیر افتادن اوج گشتاور همسترینگ، احتمال جابجایی قدامی ساق به ران افزایش می‌یابد که احتمال آسیب ACL را افزایش می‌دهد. مدت زمان شتاب‌گیری تنها در گروه عضلات همسترینگ و فقط در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه در بعد از خستگی در مقایسه با قبل از آن اختلاف معنادری را نشان داد که مدت زمان شتاب‌گیری در این گروه عضلات بعد از خستگی افزایش پیدا کرده است (جدول ۲).

نتایج ما نشان داد که پروتکل خستگی در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه زمان رسیدن به اوج گشتاور و زمان شتاب‌گیری را در گروه عضلات همسترینگ افزایش می‌دهد. در حالی‌که در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه در هر دو گروه عضلات همسترینگ و چهار سر ران زمان رسیدن به اوج گشتاور کاهش می یابد. هر چه مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور کمتر باشد، توانایی ورزشکار برای تولید نیرو در مدت زمان کوتاه، بیشتر خواهد بود.

Scattone – Silva و همکاران در سال ۲۰۱۲ به بررسی اوج گشتاور، مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور و زمان شتاب‌گیری با استفاده از دستگاه بایودکس ایزوکینتیک در کاراته‌کاران حرفه‌ای در دو پای برتر و غیربرتر پرداختند (۲۳). نتایج تحقیق آنان نشان داد که مدت زمان رسیدن به اوج گشتاور و زمان شتاب‌گیری در دو پای برتر و غیربرتر کاراته‌کاران حرفه‌ای اختلاف معناداری ندارند. آنان نتیجه گرفتند که نیاز عملکردی تمرینات در کاراته مستلزم برخورداری قدرت و تولید گشتاور عضلانی متفاوت در پای برتر نسبت به غیر برتر نیست.

در نتیجه‌گیری کلی، خستگی عضلانی می‌تواند سبب ایجاد عدم تعادل در بین گروه‌های عضلانی زانو به ویژه در سرعت‌های زاویه‌ای بالا در کاراته کاران شود که احتمال آسیب‌دیدگی در مفصل زانو را افزایش می‌دهد. هرچند برای بیان نتایج قطعی، نیاز به مطالعه بیشتر وجود دارد اما توصیه می‌شود که نتایج این تحقیق مورد توجه مربیان و ورزشکاران کاراته در طراحی برنامه بدنسازی قرار گیرد.

سپاسگزاری

نویسندگان مقاله کمال تشکرخویش را از دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی برای استفاده از از آزمایشگاه، خانم دکتر رغد معمار و کلیه شرکت کنندگان در این تحقیق اعلام می‌دارند.

منابع

1. Destombe C, Lejeune L, Guillodo Y, Roudaut A, Jousse S, Devauchelle V, Saraux A. Incidence and nature of karate injuries. Joint Bone Spine 2006; 73: 182–188.

2. Pieter W. Competition injury rates in young karate athletes. Science & Sports 2010; 25: 32-38.

3. Bigland-Ritchie B, Jones D, Hosking G, Edwards R. Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contractions of human Quadriceps muscle. Clin Sci and Mol Med 1987; 54(6): 609-614.

4. Bigland-Ritchie B, Woods J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. Muscle & Nerve 1984; 7(9): 691-699.

5. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. Neurosci Biobehav Rev 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. Submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science, Dalhousie University Halifax, Nova Scotia. 2009.

7. Safran MR, Seaber AV, Garrett WE. Warm-up and muscular injury prevention: an update. Sports Med 1989; 8: 239-49.

8. Knapik JJ, Bauman CL, Jones BH, Harris JM, Vaughan L. Preseason strength and flexibility imbalances associated with athletic injuries in female collegiate athletes. Am J Sports Med 1991; 19:76-81.

9. Calmels PM, Minaire P. A review of the role of the agonist/antagonist muscle pairs ratio in rehabilitation. Disabil Rehabil 1995; 17:265-76.

www.SID.ir

Archive of SID

10. Siqueira CM, Pelegrini FR, Fontana MF, Greve JM. Isokinetic dynamometry of knee flexors and extensors: comparative study among non-athletes, jumper's athletes and runner athletes. Rev Hosp Clin Fac Med So Paulo 2002; 57:19-24.

11. Magalhes J, Oliveira J, Ascensمo A, Soares J. Concentric quadriceps and hamstrings isokinetic Strength in volleyball and soccer players. J Sports Med Phys Fitness 2004; 44: 119-25.

12. Aagaard P, Simonsen E, Magnusson S, Larsson B, Dyhre-Poulsen P. A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. Am J Sports Med 1998; 26: 231-7.

13. Agopyan A, Tekin D, Unal M, Kurtel H, Turan G, Ersoz A. Isokinetic strength profiles of thigh muscles of modern dancers in relation to their experience level. Med Probl Perform Art 2013; 28(3): 137-44.

14. Probst MM, Fletcher R, Seelig DS. A comparison of lower body flexibility, strength, and knee stability between karate athletes and active controls. J Strength Cond Res 2007; 21: 451-5.

15. Wei JP, Evans ShA, Housh ML. The effect of extraneous movements on peak torque and constant joint angle torque velocity curves. J Sport Phy Therap 1996; 23(5): 302-308.

16. Myer GD, Ford KR, Foss KD, Liu C, Nick TG, Hewett TE. The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. Clin J Sports Med 2009; 19: 3-8.

17. Mendonc¸a LM, Bittencourt NF, Anjos MT, Silva AA, Fonseca ST. Isokinetic muscular assessment of the shoulder joint in athletes from the male under-19 and under-21 Brazilian volleyball teams. Rev Bras Med Esporte 2010; 16: 107-11.

18. Sbriccoli P, Camomilla V, DiMario A, Quinzi F, Figura F, Felici F. Neuromuscular control adaptations in elite athletes: the case of top level karateka. Eur J Appl Physiol 2010; 108: 1269-80.

19. Schlumberger A, Laube W, Bruhn S, Herbeck B, Dahlinger M, Fenkart G, et al. Muscle imbalance: fact or fiction? Isok Exerc Sci 2006; 14: 3-11.

20. Miller LE, Pierson LM, Nickols-Richardson SM, Wootten DF, Selmon SE, Ramp WK, et al. Knee extensor and flexor torque development with concentric and eccentric isokinetic training. Res Q Exerc Sport 2006; 77: 58-63.

21. Chen WL, Su FC, Chou YL. Significance of acceleration period in a dynamic strength testing study. J Orthop Sports Phys Ther 1994; 19: 324-30.

22. Van Cingel RE, Kleinrensink G, Uitterlinden EJ, Rooijens PP, Mulder PG, Aufdemkampe G, et al. Repeated ankle sprains and delayed neuromuscular response: acceleration time parameters. J Orthop Sports Phys Ther 2006; 36: 72-9.

23. Scattone-Silva R, Lessi GC, Lobato D, Serrao F. Acceleration time, peak torque and time to peak torque in elite karate athletes. Science & Sports 2012; 27: e31-e37.

24. MacWilliams BA, Wilson DR, Desjardins JD, Romero J, Chao EY. Hamstrings co-contraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weightbearing flexion. J Orthop Res 1999; 17: 817-22.

25. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varum and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech 2001; 34: 1257-67.

26. Wojtys EM, Wylie BB, Huston LF. The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. The American Journal of Sports Medicine 1996; 24(5): 615-621.

27. Devir Z. Isokinetic testing and clinical applications. Churchill Livingston, 2004.

28. Hassani A, Patikas D, Bassa E, Hatzikotoulas K, Kellis E, Kotzamanidis C. Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. Journal of Electromyography and Kinesiology 2006; 16: 661-668.

29. Wretling ML, Henriksson-Larsen K. Mechanical output and electromyographic parameters in men and females during fatigue in kneeextensions. Int J Sports Med 1998; 19(6): 401-7.

30. Wretling ML, Henriksson-Larsen K, Gerdle B. Interrelationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females. Eur J Appl Physiol 1997; 76: 483-90.

www.SID.ir