

اثر پروتکل خستگی ایزوکینتیک عضلات چهارسر ران و همسترینگ بر برخی از متغیرهای پیش‌بینی کننده آسیب رباط صلیبی قدامی زانو

ندا بروشک
دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

چکیده

سابقه و هدف: خستگی عضلانی ممکن است باعث عدم تعادل بین عضلات موافق و مخالف مفصل زانو شود، سنجش عدم تعادل موجود بین عضلات نباید محدود به سنجش قدرت گردد چرا که این پارامتر به تنهایی نشان‌دهنده عملکرد عضله نیست. بنابراین هدف از اجرای پژوهش حاضر، بررسی اثر پروتکل خستگی ایزوکینتیک عضلات چهارسر ران و همسترینگ بر توان مکانیکی و زمان رسیدن به اوج گشتاور در دختران کاراته‌کار نخبه بود. **مواد و روش کار:** برای این مطالعه ۱۶ دختر کاراته‌کار انتخاب شدند. برای خستگی عضلات چهارسر ران و همسترینگ از دستگاه ایزوکینتیک بایودکس استفاده شد. توان مکانیکی عضلات و زمان رسیدن به اوج گشتاور بوسیله دستگاه ایزوکینتیک در سرعت‌های ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه قبل و بعد از خستگی اندازه‌گیری شد. از آزمون t همبسته جهت تحلیل داده‌ها، استفاده شد. **نتایج:** توان مکانیکی عضلات چهارسر ران ($P=0/004$) و همسترینگ ($P=0/000$) در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه، بعد از خستگی بطور معنی‌داری کاهش یافت؛ اما در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه تغییر معنی‌داری نکرد ($P>0/05$). زمان رسیدن به اوج گشتاور در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه برای همسترینگ ($P=0/04$) و چهارسر ران ($P=0/01$) کاهش معنی‌داری را نشان داد؛ اما در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه، فقط برای همسترینگ تفاوت معنی‌دار بود ($P=0/025$). **نتیجه‌گیری:** براساس نتایج پژوهش حاضر، خستگی می‌تواند سبب ایجاد عدم تعادل در توان مکانیکی و زمان رسیدن به اوج گشتاور بین

گروه های عضلانی در سرعت های بالا شود که احتمال آسیب دیدگی را در
مفصل زانو افزایش می دهد
واژه های کلیدی: خستگی عضلانی، توان مکانیکی، زمان رسیدن به اوج
گشتاور

Effect of isokinetic fatigue protocol of quadriceps and hamstring muscles on some of the predictive variables of knee anterior cruciate ligament injury

Abstract

Background and objectives: Muscle fatigue may lead to imbalance and dysfunction of muscles. On the other hand, measuring imbalances between muscles should not be limited to measuring strength as it is not only parameter indicative of muscle function. Thus, the purpose of this study was to examine the effect of isokinetic fatigue protocol of quadriceps and hamstring muscles on mechanical power and time to peak torque in elite karate girls. **subjects and Methods:** In this study, 16 karate girls participated. Biodex isokinetic device was used for the local fatigue of quadriceps and hamstring muscles. The muscles mechanical power and time to peak torque at speeds of 180 and 300 degrees per second were measured by isokinetic device before and after the fatigue protocol. Data analysis was made by paired t test. **Results:** Mechanical power of quadriceps ($P=0.004$) and hamstring ($P=0.000$) muscle groups in speed of 300 degrees per second, significantly decreased after fatigue. But in the speed of 180 degrees per second, not significantly changed ($P>0.05$). Time to peak torque in speed of 180 degrees per second, showed a significant decrease after fatigue for the hamstring ($P=0.04$) and quadriceps ($P=0.01$), but in speed of 300 degrees per second, the difference was significant only for the hamstring ($P=0.025$). **Conclusion:** According to current study results, fatigue can cause an imbalance in mechanical power and time to peak torque between muscle groups at high speeds; that increases the chance of injury in the knee joint.

Keywords: muscular fatigue, mechanical power, time to peak torque

مقدمه

در طی دو دهه اخیر بروز آسیب لیگامنت متقاطع قدامی زانو (ACL، Anterior cruciate ligament) مورد توجه خاص محققان قرار گرفته است که باعث انتشار بیش از ۱۰۰۰۰ مقاله علمی در این زمینه گردیده است (۱). این توجه فزاینده در نتیجه شیوع بالای آسیب به همراه ماهیت پرهزینه درمان و بازتوانی این لیگامنت می باشد. به دلیل ساختار و موقعیت پیچیده ACL، همچنین نقش اصلی آن در جلوگیری از جابجایی قدامی استخوان درشت نی نسبت به استخوان ران و در نتیجه نیروهای تحمیل شده به آن در حین فعالیت‌های پویا، این لیگامنت بسیار مستعد آسیب دیدگی می باشد (۱). پارگی کامل این رباط می‌تواند شرایط غیر طبیعی دیگری مثل بی‌ثباتی زانو، صدمه به مینیسکها و استئو آرتریت را به دنبال داشته باشد (۲).

آسیب ACL در بین آسیب‌های ورزشی دارای شیوع بالایی می‌باشد. با وجود آن که هم مردان و هم زنان در معرض این آسیب قرار می‌گیرند، اما میزان شیوع این آسیب در زنان بیشتر است (۳). Renestrom و همکاران ۲۰۰۸ گزارش کردند که زنان ورزشکار در ورزش‌های همراه با کاهش شتاب، فرود و چرخش‌های مکرر، ۲ تا ۸ برابر مردان از آسیب لیگامان مذکور رنج می‌برند (۴). همچنین Ireland و همکاران بیان کرده‌اند که زنان در ورزش‌های رزمی، ژیمناستیک و والیبال در معرض آسیب بیشتری نسبت به مردان قرار دارند (۵).

در رشته ورزشی کاراته، تکنیک‌ها پا با حداکثر سرعت و قدرت اعمال می‌شوند و قبل از تماس ضربه به صورت حریف با کاهش ناگهانی شتاب که از طریق مفصل زانو می‌باشد، متوقف می‌شوند. که این امر ممکن است منجر به آسیب زانو شود (۶). عوامل ساختاری، هورمونی، عصبی-عضلانی و بیومکانیکی از جمله عواملی هستند که بر بروز آسیب لیگامان صلیبی قدامی اثر می‌گذارند (۷). Kuo-ChinHuang و همکاران ۲۰۰۷ نشان دادند که آسیب ACL در کاراته، غیر تماسی می‌باشد و در اثر تغییرات فاکتورهای بیومکانیکی ممکن است اتفاق بیفتد (۸).

یکی از اصلی‌ترین عوامل ایجاد آسیب‌های ACL، ضعف عضلانی و عدم تعادل بین عمل گشتاوری و توانی عضلات مفصل زانو یعنی همسترینگ و چهارسر ران است (۹، ۳). عضلات به عنوان ثبات دهنده‌های دینامیک هر مفصل به شمار می‌روند و هر گونه اختلال در عملکرد

آنها می‌تواند باعث عدم ثبات در حمایت مفصل و ساختارهای آن شده و در نتیجه منجر به آسیب شود (۹). عضله همسترینگ علاوه بر حرکات مختلف در مفاصل ران و زانو، باعث تثبیت مفصل زانو و کمک به ACL در جلوگیری از حرکت قدامی درشتنی می‌شود (۱۰). از طرفی، عضله چهارسر ران نیز در تمامی عملکردهای حرکتی و ثباتی زانو موثر بوده و همچنین در جذب نیروهای وارده به زانو نقش مهمی ایفا می‌کند. بنابراین، تعادل عملکردی این دو گروه عضلانی، از اهمیت زیادی برخوردار است (۹).

توجه و تشخیص عدم تعادل موجود بین عضلات در برنامه‌های تمرینی و توانبخشی، از اهمیت بالایی برخوردار است. از طرفی، سنجش عدم تعادل موجود بین عضلات نباید محدود به سنجش قدرت گردد چرا که این پارامتر به تنهایی نشان‌دهنده عملکرد عضله نیست (۱۲، ۱۱). زمان اوج گشتاور در واقع فراخوانی واحدهای حرکتی عضله در تولید گشتاور را نشان می‌دهد اما متغیر اوج گشتاور، چنین اطلاعاتی را در اختیار قرار نمی‌دهد بنابراین انتظار میرود فراخوانی واحدهای حرکتی در پیش‌بینی آسیب ACL، متغیر به مراتب بهتری باشد. از طرفی، توان مکانیکی نیز از نقطه نظر بیومکانیکی متغیر بسیار مهمی است زیرا در محاسبات توان مکانیکی مفصل به کمک دینامیک معکوس نیاز به اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی می‌باشد و توان مکانیکی به نوعی دربرگیرنده تمامی این اطلاعات است (توان مکانیکی = گشتاور × سرعت زاویه‌ای). همچنین از لحاظ تشخیص، توان مکانیکی یکی از مهمترین شاخص‌های شناسایی و ارزیابی مهارت‌های ورزشی و حرکات مرتبط با اعمال حیاتی (از جمله راه رفتن) است. از این رو، بررسی پارامترهایی همچون توان مکانیکی عضله و زمان رسیدن به اوج گشتاور به درک بهتر چگونگی فراخوانی واحدهای حرکتی و طراحی برنامه‌های توانبخشی با هدف بازتوانی و کاهش آسیب‌های ورزشی در ورزشکاران، کمک می‌کند.

از سوی دیگر، از جمله مشکلاتی که یک ورزشکار در هنگام انجام تمرینات ورزشی با آن مکرراً مواجه است، مسئله خستگی عضلانی است. خستگی عضلانی یکی از فرایندهای عضلانی است که در نتیجه آن عملکرد سیستم‌های متابولیکی و عصبی-عضلانی برای استمرار فعالیت کاهش یافته و تولید نیروی عضلانی نمی‌تواند برای مدت طولانی حفظ گردد (۱۳). بنابراین، این احتمال وجود دارد که خستگی عضلانی، خصوصاً خستگی در عضلات اندام تحتانی مانند چهارسر ران و همسترینگ باعث ایجاد عدم تعادل در عملکرد این عضلات شده و زانو را مستعد آسیب کند.

بنابراین، با توجه به اینکه دو عامل بیومکانیکی، زمان رسیدن به اوج گشتاور و توان مکانیکی عضلات در بررسی نسبت عملکرد عضلات زانو می‌تواند شاخص مهمتری در پیش‌بینی بروز آسیب‌های

ACL باشد (۱۴) و نیز اینکه تاثیر خستگی بر این فاکتورها تاکنون بیان و مشخص نشده است، هدف از اجرای پژوهش حاضر، بررسی اثر پروتکل خستگی ایزوکینتیک عضلات چهارسر ران و همسترینگ بر توان مکانیکی و زمان رسیدن به اوج گشتاور در دختران کاراته‌کاه‌های-باشد.

مواد و روشها نوع تحقیق و آزمودنی‌ها

تحقیق حاضر، از نوع نیمه تجربی با طرح پیش آزمون و پس آزمون می‌باشد. جامعه آماری این مطالعه را دختران نوجوان کاراته‌کار استان البرز تشکیل دادند. از میان این کاراته‌کاران تعداد ۱۶ نفر (سن: ۱۵/۵±۱/۳ سال، قد: ۱۶۱±۷ سانتی‌متر، وزن: ۵۴±۱/۳۴) به صورت در دسترس (عضو تیم منتخب استان) و بر مبنای ارزیابی سلامت کامل جسمانی به عنوان نمونه تحقیق انتخاب شدند. تمامی این افراد در مسابقات سوپرلیگ کاراته حضور داشته و همچنین سابقه حضور در مسابقات بین‌المللی را دارا بودند. از طریق پرسشنامه و سوال‌های مربوط به آن، آزمودنی‌ها در مرحله لوتئال (Luteal phase) وارد تحقیق شدند تا تاثیرات هورمونی دوره‌های عادت ماهانه آزمودنی‌ها، بر قدرت به حداقل برسد. هیچکدام از آزمودنی‌ها سابقه آسیب رباط‌های صلیبی، آسیب منیسک زانو، پارگی عضلات زانو، پارگی رباطی، درد کشکی-رانی، بیماری آرتريت مفاصل زانو یا ران، شکستگی استخوانی و یا دررفتگی کشکک را دارا نبودند. آزمودنی‌ها رضایتنامه شرکت در پژوهش را مطالعه و به طور آگاهانه امضا کردند.

پروتکل خستگی ایزوکینتیک

خستگی موضعی عضلات همسترینگ و چهارسر ران با استفاده از پروتکل خستگی ایزوکینتیک صورت گرفت. کاراته‌کاران با تکرار حرکت جلو ران با دستگاه ایزوکینتیک به خستگی رسیدند. حین تست نیز افراد از نظر کلامی تشویق می‌شدند. پروتکل خستگی به صورت انقباض کانسنتریک بیشینه عضلات چهارسر ران و همسترینگ با سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه بود؛ ابتدا از طریق انجام سه انقباض کانسنتریک بیشینه متوالی در دامنه حرکتی ۰ تا ۹۰ درجه با سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه، حداکثر قدرت عضلات چهارسر ران و همسترینگ پای برتر برای هر فرد تعیین می‌شد، و متوسط حداکثر قدرت این عضلات بر روی نمودارهای آن‌ها روی صفحه مانیتور مشخص گردید و سپس از آزمودنی خواسته می‌شد تا انقباضات پشت سرهم را تا جایی ادامه دهند که

در حین انجام انقباض‌های پی‌درپی و به علت خستگی عضلانی، گشتاور عضلات همسترینگ و چهارسر ران 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 دارد (۱۵).

اندازه‌گیری متغیرها

از دستگاه دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس (Biodex Dynamometer) جهت سنجش توان مکانیکی و زمان رسیدن به اوج گشتاور گروه عضلات همسترینگ و چهارسر ران در سرعت‌های زاویه‌ای ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه (به دلیل رواج بالا) استفاده شد. قبل از انجام آزمون روش انجام کار برای تمام شرکت‌کنندگان توضیح داده شد و آزمودنی‌ها با روش آزمون دستگاه و همچنین روند انجام و هدف کار آشنا شدند. جهت جمع‌آوری اطلاعات، بعد از گرم کردن مختصر، آزمودنی روی صندلی مخصوص دستگاه ایزوکینتیک به طوری قرار گرفت که تنه-اش با ران زاویه ۱۲۰ درجه بسازد و دستها همانطور که در شکل مشخص است به صورت ضربدر بر روی شانه‌اش قرار گیرد (شکل ۱). با استفاده از نوارهای ویژه، تنه به پشتی صندلی و ران به نشیمنگاه بسته و ثابت شده و ساق پا کمی بالاتر از مچ به بازوی دینامومتر متصل گردید. مرکز دینامومتر، منطبق بر محور چرخش زانو تنظیم گردید. محور چرخش زانو منطبق بر انتهای ران در راستای دو کندیل دیستال آن در نظر گرفته شد. جهت اطمینان از اینکه تنها عضلات مورد آزمایش نیروی اعمال شده به میله را ایجاد می‌کنند، سایر نقاط ثابت شد تا از حرکات اضافی جلوگیری شود. مقادیر توان مکانیکی و زمان رسیدن به اوج گشتاور عضلات چهارسر ران و همسترینگ در سرعت‌های زاویه‌ای ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه و در دامنه حرکت ۰ تا ۹۰ درجه فلکشن و عکس آن، توسط دستگاه ایزوکینتیک قبل و بلافاصله پس از اعمال خستگی ثبت گردید. برای هر سرعت زاویه‌ای ۶۰ ثانیه استراحت در نظر گرفته می‌شد. هر حرکت توسط آزمودنی پنج بار در سرعت‌های زاویه‌ای ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه، انجام می‌گرفت و بیشترین مقدار ثبت شده از هر متغیر جهت اجرای تحلیل‌های آماری در نظر گرفته می‌شد.

شکل ۱) وضعیت قرارگیری آزمودنی بر روی دستگاه ایزوکینتیک

روش‌های آنالیز آماری

اطلاعات بدست آمده با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند. روش‌های آماری مورد استفاده در این مطالعه، شامل آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی نرمال بودن

توزیع داده‌ها و آزمون t همبسته جهت مقایسه داده‌های پیش آزمون با پس آزمون بود. سطح معناداری در این پژوهش ($P < 0/05$) در نظر گرفته شد.

نتایج

مقادیر توان مکانیکی قبل و بعد از خستگی در جدول شماره ۱ ارائه شده است. همانطور که مشاهده می‌شود، در سرعت زاویه‌ای ۳۰۰ درجه بر ثانیه، میزان توان مکانیکی عضلات همسترینگ ($P = 0/000$) و چهارسر ران ($P = 0/004$) بعد از خستگی در مقایسه با پیش از خستگی به طور معناداری کاهش پیدا کرده است، در حالی که مقادیر توان مکانیکی در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه در دو گروه عضلات همسترینگ و چهارسر ران تغییر معناداری را نشان نداده است ($P > 0/05$).

مقادیر زمان رسیدن به اوج گشتاور عضلانی در جدول شماره ۲ گزارش شده است. مطابق اطلاعات این جدول، در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه، زمان رسیدن به اوج گشتاور عضلات چهارسر ران ($P = 0/01$) و همسترینگ ($P = 0/04$) بعد از خستگی به طور معنی‌داری کاهش یافت؛ در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه، زمان رسیدن به اوج گشتاور عضله همسترینگ بطور معنی‌داری افزایش یافت ($P = 0/025$)، اما برای عضله چهارسر ران تغییر معنی‌داری را نشان نداد ($P > 0/05$).

جهت مقایسه تغییرات متغیرها بین قبل و پس از خستگی، درصد تغییرات توان مکانیکی و زمان رسیدن به اوج گشتاور عضلات همسترینگ و چهارسر ران در سرعت‌های ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه با استفاده از فرمول $(\text{post-pre/pre}) \times 100$ محاسبه شد. بر این اساس، پس از خستگی، توان مکانیکی عضله همسترینگ در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ درجه بر ثانیه، ۸ درصد افزایش و در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه، ۱۸/۵۶ درصد کاهش یافت. توان مکانیکی عضله چهارسر ران در دو سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه، به ترتیب ۴/۷۸ و ۷/۸۵ درصد کاهش یافت. همچنین، پس از خستگی، زمان رسیدن به اوج گشتاور عضله همسترینگ در سرعت زاویه‌ای ۱۸۰ درجه بر ثانیه، ۱۷/۸۴ درصد افزایش یافت. درحالی‌که زمان رسیدن به اوج گشتاور عضله چهارسر ران در دو سرعت ۱۸۰ و ۳۰۰ درجه بر ثانیه، به ترتیب ۸/۶۱ و ۵/۱ درصد کاهش یافت.

بحث

در پژوهش حاضر، بعد از خستگی در مقایسه با قبل از خستگی، زمان رسیدن به اوج گشتاور در هر دو گروه عضلات همسترینگ و چهارسر ران در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه، بطور مشابهی کاهش یافته است. از آنجایی که در رشته کاراته اجرای اصلی تکنیک در انتهای دامنه حرکتی صورت می‌گیرد و حرکات پرتاب گونه هست بنابراین زودتر رسیدن عضلات به اوج گشتاور خود، می‌تواند نقص در اجرای حرکت را به همراه داشته باشد اما چون در هر دو عضله زمان رسیدن به اوج گشتاور کاهش یافته، نقص در فراخوانی واحدهای حرکتی دیده نمی‌شود. بنابراین این احتمال وجود دارد که کاراته‌کها در این سرعت کمتر در معرض آسیب ACL قرار بگیرند. یکی از دلایل این امر می‌تواند آن باشد که سرعت ۱۸۰ یک سرعت متوسط است و بیشترین توان در این سرعت تولید می‌شود، بنابراین واضح است که این عضلات در برابر خستگی نسبت به سرعت ۳۰۰ درجه مقاومت بیشتری داشته باشند. از طرفی، نتایج این تحقیق، اختلاف معناداری را در توان مکانیکی عضلات همسترینگ و چهارسر ران بین قبل و بعد از خستگی در سرعت ۱۸۰ نشان نداد. لذا این احتمال وجود دارد که در این سرعت، بازوی گشتاور عضله در حالت بهینه خود قرار داشته باشد و با وجود کاهش نیروی عضله در اثر خستگی، مقدار گشتاور عضله نسبت به قبل از خستگی کاهش معناداری پیدا نکرده و در نتیجه توان عضله زیاد کاهش نیافته باشد.

با این حال، در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه، با وجود کاهش توان مکانیکی هر دو عضله بعد از خستگی در مقایسه با پیش از خستگی، زمان رسیدن به اوج گشتاور تنها در گروه همسترینگ (برخلاف گروه چهارسر ران که تغییر معناداری را نشان نداد) افزایش یافت که این تاخیر با نقص فراخوانی واحدهای حرکتی همراه می‌باشد، لذا در این سرعت احتمال آسیب ACL بعد از خستگی افزایش می‌یابد. به بیانی ساده‌تر در این سرعت، گروه همسترینگ برای رسیدن به اوج گشتاور به زمان بیشتری نیاز دارد اما گروه چهارسر ران در زمان مشابهی (نسبت به قبل از خستگی) به اوج گشتاور می‌رسد؛ بنابراین به علت تاخیر افتادن اوج گشتاور همسترینگ، احتمال جابجایی قدامی ساق نسبت به ران افزایش یافته و در نتیجه احتمال آسیب ACL افزایش می‌یابد.

با توجه به تغییرات مداوم میزان کار انجام شده در طی زمان، توانایی تولید گشتاور به طور سریع (توان مکانیکی بالاتر) یک مهارت مهم در اغلب فعالیت‌های ورزشی می‌باشد. هنگام خستگی عضلات در طی سرعت‌های بالا به دلیل افت توان تولیدی، رابطه بین گشتاور- سرعت و توان- سرعت تغییر می‌کند (۱۶). از آنجایی که در مورد رابطه توان- سرعت بیان شده است که بیشترین توان تولیدی در سرعت و بار متوسط می‌باشد (۳۰ درصد حداکثر سرعت و ۳۰ درصد حداکثر نیرو)، با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان بیان نمود

که در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه، عضله کمتر تحت تاثیر خستگی قرار می‌گیرد چرا که در این سرعت، توان عضلات همسترینگ و چهارسر ران بعد از خستگی در مقایسه با پیش از آن کاهش معناداری را نشان نداد. توجه به این نکته ضروری است که در طی انجام فعالیت، وجود توان کافی به دلیل نیاز به بکاربردن نیرو با حداکثر سرعت جهت اجرای عملکرد بهینه یا حذف حرکات نامطلوب ضروری می‌باشد (۱۷).

همانند تغییرات و مشخصه‌های گشتاور تولیدی در سرعت‌های زاویه‌ای بررسی شده در تحقیق حاضر، پیش از این نیز توسط محققین در جمعیت‌های فعال از نظر حرکتی گزارش شده است (۱۸، ۱۰). مستندات موجود در تحقیقات حاکی از این است که خستگی سبب کاهش قدرت و ظرفیت عملکردی عضلات و اختلال در فعالسازی همزمان و گشتاور تولیدی عضلات موافق و مخالف شده و در نتیجه کاهش کارایی سیستم عصبی-عضلانی و افزایش ریسک آسیب ورزشی را همراه خواهد داشت (۱۸، ۳). هر چند مطالعات مرتبط با عملکرد عضلات و پیشگویی یا تخمین آسیب‌های ورزشی مرتبط با اندازه‌گیری‌های ایزوکینتیکی در ورزش‌های رزمی کمتر مورد توجه بوده، اما برخی از آنها روی متغیرهای ایزوکینتیکی نظیر اوج گشتاور عضلات زانو متمرکز شده اند (۱۹، ۱۸، ۱۵). لی و همکاران (۱۹۹۹) در پژوهشی نتیجه گرفتند که ورزشکاران تکواندو و کیک بوکسینگ در مقایسه با کاراته‌کاران، به علت کمتر بودن اوج گشتاور، کمتر در معرض مشکلات عضلانی-اسکلتی زانو قرار می‌گیرند.

گزارش شده است که توانایی تولید گشتاور به طور سریع، یک مهارت و قابلیت مهم در اغلب فعالیت‌های ورزشی و همچنین معیار مناسب سنجش الگوی فراخوانی عضلات در ورزشکاران بوده و ممکن است شاخص بهتری جهت معرفی عملکرد عضلات در مقایسه با سنجش اوج گشتاور به تنهایی باشد. اطلاع از چگونگی فراخوانی عضلات، کمک زیادی را جهت ارائه برنامه توانبخشی با هدف بازتوانی و کاهش آسیب‌های ورزشی در ورزشکاران فراهم می‌آورد (۲۰).

بنابراین با توجه به دو متغیر توان و زمان رسیدن به اوج گشتاور که به نظر می‌رسد دو فاکتور مهم در ارزیابی عملکرد عضلات و پیش‌بینی آسیب‌های زانو باشند، می‌توان گفت که در سرعت‌های بالا (مثل سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه)، توانایی عضلات در تولید توان جهت انجام حرکت فلکشن-اکستنشن زانو، کاهش یافته و عضله همسترینگ طی اعمال خستگی نیاز به زمان بیشتری نسبت به عضله چهارسر ران جهت تولید بیشترین گشتاور را دارد. این امر سبب می‌شود عضله همسترینگ به عنوان مخالف عضله چهارسر ران، نقش خود را در مهار حرکت قدامی ساق به ران نتواند بخوبی ایفا کند و سبب درگیری ساختار غیرفعال مانند ACL (موافق عضله همسترینگ) شود. از دلایل ضعف عضله همسترینگ نسبت به عضله چهارسر ران

میتوان به سطح مقطع فیزیولوژیکی بزرگتر عضله چهارسر ران نسبت به همسترینگ اشاره کرد (۲۱). از طرفی با توجه به اینکه عضله همسترینگ نسبت به چهارسر ران دارای طول تارهای کوتاهتری می باشد، بنابراین نسبت به عضله چهارسر ران سرعتی تر می باشد. به همین دلیل می توان گفت عضلات تک پری شکل همسترینگ در مقایسه با عضلات دو پری چهارسر ران زودتر به خستگی می رسند. هنگام خستگی عضلانی، ابتدا واحدهای حرکتی تند انقباض غیرفعال می شوند یعنی فرکانس کاهش یافته و تولید نیرو توسط عضلات کاهش می یابد و عضله برای تولید حداکثر گشتاور نیاز به زمان بیشتری نسبت به قبل از خستگی دارد (۲۲). لذا، این احتمال وجود دارد که خستگی عضلانی باعث ایجاد عدم تعادل بین عضلات همسترینگ و چهارسر ران شود و در نتیجه، زانو را مستعد آسیب سازد. به بیانی روشن تر، نتایج حاصل از دو متغیر توان و زمان رسیدن به اوج گشتاور در پژوهش حاضر، عملکرد مناسب عضلات فوق را در تولید توان و رسیدن به زمان اوج گشتاور یکسانی در سرعت ۱۸۰ درجه بر ثانیه پس از خستگی نشان داد. بنابراین احتمال می رود عضلات همسترینگ و چهارسر ران در این سرعت زاویه ای با هم در تعادل باشند. بنابراین خستگی نتوانسته باعث کاهش معناداری در تولید توان و همچنین عدم تعادل عضلات چهارسر ران و همسترینگ در این سرعت شود. از این رو، رابطه سرعت- نیرو در انقباضات کانستریک، که به موجب آن، با افزایش سرعت انقباض عضله، میزان تولید نیرو کاهش می یابد (۲۳)، به نحوی نتایج پژوهش حاضر مبنی بر اینکه با افزایش سرعت زاویه ای، میزان احتمال آسیب زانو افزایش یافته است، را تصدیق می کند.

در پژوهش حاضر، با وجود نتایج قابل توجه بدست آمده، محدودیت هایی نیز وجود داشت که از آن جمله می توان به جنسیت آزمودنی ها که در این پژوهش فقط زن بودند اشاره نمود. از سوی دیگر پروتکل خستگی پژوهش حاضر با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک اعمال شد. به نظر می رسد که اگر از یک پروتکل عملکردی در طی اجرای مسابقه استفاده شود، نتایج مناسبتری فراهم گردد.

نتیجه گیری

بطور کلی، براساس نتایج پژوهش حاضر، خستگی می تواند سبب ایجاد عدم تعادل در توان مکانیکی و زمان رسیدن به اوج گشتاور بین گروه های عضلانی در سرعت های بالا شود که احتمال آسیب دیدگی را در مفصل زانو افزایش می دهد. از این رو، جهت بهبود عملکرد کاراته کاران و پیشگیری از وقوع آسیب، توجه به عدم تعادل های عضلانی در برنامه های تمرینی و توانبخشی این ورزشکاران ضرورت دارد.

تشکر و قدردانی

بدینوسیله از مسئولین محترم آزمایشگاه دانشکده علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی به جهت کمک‌های فنی و تجربی و نیز کلیه آزمودنی‌های شرکت کننده در این تحقیق، کمال تشکر و امتنان را داریم.

منابع

1. Sajovic, M., Zaloznik, S.P. Knee Objective Stability and Isokinetic Thigh Muscle Strength after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Randomized Six-Month Follow-Up Study. *J Sports Med Doping Stud.*2014; 4:147.
2. Lin, C.F., Liu, H., Gros, M.T., Weinhold, P., Garrett, W.E., Yu, B. Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. *Journal of Sport and Health Science.* 2012; 1(1): 36-42.
3. Lee, D.H., Lee, J.H., Jeong, H.J., Lee, S.J. Lack of Correlation between Dynamic Balance and Hamstring-to-Quadriceps Ratio in Patients with Chronic Anterior Cruciate Ligament Tears. *Knee Surg Relat Res.*2015; 27(2):101-107.
4. Renestrom P, et al. (2008). "Non-contact ACL injuries in female athletes: an international Olympic committee current concepts statement". *Br. J. Sport Med* 42. PP:394-412.
5. Ireland M. (1999). "Anterior cruciate injuries in female athletes : epidemiology, *Journal of Athletic Training* 43(2); PP:150-154.
6. Ziaee, V., Shobbar, M., Lotfian, S., Ahmadinejad, M. Sport Injuries of Karate during Training: An Epidemiologic Study in Iran. *Asian J Sports Med.*2015; 6(2): e26832.
7. Comeau MJ, Zebas C, Brown LE, Greenwood M, Greenwood L. The Hamstring/Quadricep Ratio of Male Endurance Runners Over A Velocity Spectrum. *Medicine & science in sports & exercise.* 2001;33(5):S333.
8. Kuo-Chin H, Wei-Hsiu H, Ting-Chung W. Acute injury of anterior cruciate ligament during karate training. *The knee.*2007; 14(3):245-248
9. Rosene, J.M., Fogarty, T.D., Mahaffey, B.L. (2001). Isokinetic hamstrings: quadriceps ratios in intercollegiate athletes. *Journal of Athletic Training.*2001; 36(4):378.
10. Kellis, E., Katis, A. Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *Journal of Athletic Training.*2007; 42(4): 477-485 .
11. Kobayashi, H., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T. Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: A twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *Journal of Sports Science and Medicine.*2010; 9(4): 669-675.

12. Adams, D., Logerstedt, D., Hunter-Giordano, A., Axe, M.J., Snyder-Mackler, L. Current Concepts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Criterion-Based Rehabilitation Progression. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*.2012; 42(7), 601–614.
13. Hunter, S.K., Duchateau, J., Enoka, R.M. Muscle Fatigue and the Mechanisms of Task Failure. *Exercise & Sport Sciences Reviews*.2004; 32(2): 44-49
14. Kuenze, C.M., Foot, N., Saliba, S.A., Hart, J.M. Drop-Landing Performance and Knee-Extension Strength after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Athletic Training*.2015; 50(6):596–602.
15. Orishimo, K.F., Kremenec, I.J., Mullaney, M.J., McHugh, M.P., Nicholas, S.J. Adaptations in single-leg hop biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.2010; 18: 1587–1593.
16. Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I., Richard, J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*.2003; 18(7):662-669.
17. Tillman, M.D., Criss, R.M., Brunt, D., Hass, C.J. Landing constraints influence ground reaction forces and lower extremity EMG in female volleyball players. *Journal of Applied Biomechanics*.2004; 20(1):38-50.
18. Portes, E.M., Portes, L.A., Botelho, V.G., Pinto, S.S. Isokinetic torque peak and hamstrings/quadriceps ratios in endurance athletes with anterior cruciate ligament laxity. *Clinics*.2007; 62(2):127-32.
19. Ghena, D.R., Kurth, A.L., Thomas, M., Mayhew, J. Torque Characteristics of the Quadriceps and Hamstring Muscles during Concentric and Eccentric Loading. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*.2007; 14(4):149-154.
20. Scattone-Silva, R., Lessi, G.C., Lobato, D., Serrao, F. Acceleration time, peak torque and time to peak torque in elite karate athletes. *Science & Sports*, 2012; 27:e31-e37.
21. Oatis, C.A. Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movements.2009; 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
22. Hamill, J., Kathleen, M. Biomechanical basis of human movement. 2009; 3rd ed. Williams & Wilkins.



شکل (۱) وضعیت قرارگیری آزمودنی بر روی دستگاه ایزوکینتیک

جدول (۱) میانگین و انحراف استاندارد توان مکانیکی (وات) قبل و بعد از خستگی

سرعت	عضلات	قبل از خستگی	بعد از خستگی	t	سطح معناداری
۱۸۰	چهارسر ران	۱۳۱/۸±۴۴/۹	۱۲۵/۵±۲۹/۲	۰/۷۸۳	۰/۴۴۹
	همسترینگ ران	۶۰/۰±۳۳/۳	۶۴/۸±۱۸/۷	-۰/۴۹۶	۰/۶۲۹
۳۰۰	چهارسر ران	۱۴۱/۳±۳۲/۱	۱۳۰/۲±۲۹/۲	۲/۳۰۰	*۰/۰۰۴
	همسترینگ ران	۷۲/۲±۲۸/۳	۵۸/۸±۲۷/۴	۴/۸۰۹	*۰/۰۰۰

جدول (۲) میانگین و انحراف استاندارد زمان رسیدن به اوج گشتاور (ثانیه) قبل و بعد از خستگی

سرعت	عضلات	قبل از خستگی	بعد از خستگی	t	سطح معناداری
۱۸۰	چهارسر ران	۲۲۳/۰±۴۳/۰	۲۰۳/۸±۴۶/۱	۲/۷۷۵	*۰/۰۱
	همسترینگ ران	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 ران	۱۹۰/۰±۴۷/۲	۲۲۳/۹±۵۸/۶	-۲/۱۸۷	*۰/۰۲۵