

اثر خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر برخی از متغیرهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب رباط صلیبی قدامی در مانور برش در ورزشکاران مرد دانشگاهی

مسعود صبیانی^۱، الهام شیرزاد^۲، هومن مینونژاد^۳

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران

۲. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه تهران*

۳. استادیار آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۱۰/۲۸ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۱/۲۷

چکیده

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر برخی از متغیرهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب لیگامان صلیبی قدامی (ACL) طی مانور برش بود. تعدادی از ورزشکاران دانشگاهی شامل ۲۴ نفر در دو گروه تجربی (۱۳ نفر) و کنترل (۱۱ نفر) در پژوهش حاضر شرکت کردند. حرکت برش با استفاده از سیستم تحلیل حرکت و دوربین‌های پرسرعت وایکان، با فرکانس ۲۴۰ هرتز ثبت شد و حرکات ثبت شده به وسیله نرم افزار نکسوس آنالیز شدند و زوایای مفصلی نمونه‌ها (فلکشن زانو، والگوس زانو، نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه برخورد پا با زمین و میزان حداکثر میزان فلکشن زانو، والگوس زانو و همچنین، نسبت چرخش تیبیا به فمور در ۵۰ درصد اولیه فاز سکون) استخراج شد و توسط آزمون آماری تی وابسته و تحلیل کوواریانس تک‌متغیره مقایسه شد. نتایج نشان داد که خستگی عضلات مرکزی بدن بر خطر آسیب ACL در طول مانور برش مؤثر است.

واژگان کلیدی: عضلات ناحیه مرکزی، خستگی عملکردی، کینماتیک، مانور برش، آسیب ACL

مقدمه

مفصل زانو به‌عنوان بزرگ‌ترین مفصل سینوویال بدن، به‌دلیل ساختار و موقعیت قرارگیری خاص آن در ورزش‌های دارای تحمل وزن، بیشتر در معرض فشارها و نیروهای خارجی است؛ بنابراین، در معرض خطر آسیب‌دیدگی قرار دارد (۱). آسیب لیگامان صلیبی قدامی (ACL) و به‌خصوص پارگی آن ازجمله شایع‌ترین آسیب‌دیدگی‌ها در بین ورزشکاران است که با مدت زمان بهبودی طولانی و هزینه‌های اقتصادی و اجتماعی زیادی همراه است (۲). حدود ۷۰ درصد از آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی مکانیسم غیربرخوردی دارند و در موقعیت‌هایی که ورزشکار هیچ‌گونه تماسی با شیء یا بازیکن دیگر ندارد، بروز می‌کنند (۲). بیشتر آسیب‌های غیربرخوردی ACL در ورزش‌های همراه با کاهش شتاب، فرود و چرخش‌های مکرر که باعث اعمال نیروهای اکستریک قابل توجه به عضله چهارسررانی می‌شوند، اتفاق می‌افتند (۳).

آنالیزهای ویدئویی دو مکانیسم برای آسیب ACL متصور شده‌اند که شامل والگوس زانو و جابه‌جایی قدامی درشت‌نی هستند (۴). ایرلند^۴ در مطالعه خود اصطلاح «نقطه بی بازگشت»^۳ را برای مکانیسم غالب آسیب ACL به کار می‌برد که شامل چرخش داخلی و نزدیک شدن ران، ولگوس زانو و چرخش خارجی درشت‌نی روی پای پرونیته شده می‌شود (۵).

تغییر جهت بدن در حرکات سریع ورزشی مانند حرکت برش؛^۴ از منظر ایجاد خطر بروز آسیب مورد توجه بوده است. حرکت برش حرکتی در زنجیره بسته است که در رشته‌های ورزشی متعددی مانند بسکتبال، والیبال، تنیس، اسکواش، فوتبال و هندبال توسط ورزشکاران با هدف تغییر راستای مسیر حرکت بسیار استفاده می‌شود (۶). در مطالعات کینماتیکی در افرادی که در حین ورزش دچار آسیب ACL شده‌اند، نشان داده شده است که حرکات برشی و فرود^۵ در مقایسه با حرکات‌های روبه‌جلو خطر بیشتری ایجاد می‌کنند (۶).

در پژوهش‌های اخیر، پژوهشگران معمولاً برای ارزیابی مکانیک مفصل آسیب‌دیده به بررسی مکانیک مفاصل بالایی و پایینی محل آسیب نیز می‌پردازند که دلیل این امر ماهیت فعالیت‌های ورزشی است که به‌صورت زنجیره بسته اجرا می‌شوند (۷). بویست^۶ در ابتدا فرض کرد که ثبات ناحیه لگن و تنه

-
1. Anterior Cruciate ligament
 2. Ireland
 3. Point of No Return
 4. Cutting
 5. Landing
 6. Bouisset

برای تمامی حرکات در اندام‌ها ضروری است (۸). هاجز و ریچاردسون^۱ بعد از مدتی بیان کردند که عضلات تنه قبل از حرکات اندام تحتانی و فوقانی برای ایجاد یک پایه محکم شروع به فعالیت می‌کنند (۹،۱۰). این گفته هاجز مبنایی برای این جمله شد که «ثبات پروگزیمال^۲ برای حرکات قسمت‌های دیستال^۳ لازم است» (۱۱). مفهوم اساسی این جمله این است که ثبات بیشتر در ناحیه مرکزی بدن باعث سازگاری بهتر و پیش‌بینی مناسب‌تر درمورد تغییر شرایط می‌شود که به عملکرد بهتر در اندام‌ها می‌انجامد و این مسئله باعث ارتقای عملکرد و کاهش خطر آسیب می‌شود (۱۱). پژوهشگران علت آسیب‌های اندام تحتانی را بررسی کرده‌اند و رابطه معناداری را بین خطر آسیب و نبود ثبات در ناحیه مرکزی بدن پیدا کردند (۷، ۱۲، ۱۳). نشان داده شده است که نقص در ثبات مرکزی به صورت ویژه خطر آسیب‌های غیربرخوردی مانند آسیب ACL را در ورزشکاران افزایش می‌دهد (۷، ۱۳، ۱۴)؛ برای مثال، در پژوهش ارل و هاج^۴ (۱۵) نشان داده شد که قدرت و استقامت ناکافی عضلات تنه و لگن و کنترل عصبی ناکافی این ناحیه موجب افزایش بار روی زانو می‌شود. عوامل مختلفی می‌توانند باعث اختلال در عملکرد عضلات و بروز نقص در الگوهای حرکتی شوند که «خستگی» یکی از آن‌ها است. خستگی را به صورت ناتوانی زودگذر در حفظ و استمرار نیروی لازم برای انجام فعالیت‌های فیزیکی تعریف می‌کنند (۱۶). خستگی سبب کاهش قدرت ارادی، ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال‌سازی هم‌زمان عضلات موافق و مخالف، تغییر در الگوی حرکت و درنهایت، کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی-عضلانی می‌شود که افزایش احتمال آسیب‌دیدگی را به همراه خواهد داشت (۱۶)؛ از این رو، در دهه اخیر پژوهشگران علوم ورزشی به مقوله خستگی به‌عنوان یکی از عوامل تأثیرگذار بر آسیب توجه زیادی داشته‌اند. در پژوهش‌های مختلف نشان داده شده است که خستگی موضعی در مفاصل، از جمله مفصل زانو باعث تغییر در الگوهای بیومکانیکی در مفصل موردنظر می‌شود (۱۷، ۱۸) و با توجه به اینکه عضلات مرکزی بدن برای ایجاد یک سطح اتکای باثبات برای انجام حرکات متناسب اندام‌ها ضروری هستند، خستگی این بخش ممکن است بر عملکرد افراد به‌خصوص ورزشکاران و افراد آسیب‌دیده اثرگذار باشد. در پژوهشی که مورفی^۵ و همکاران (۱۹) در آن به بررسی خستگی عضلات شکمی بر کینماتیک و فعالیت عضلات اطراف زانو پرداختند، متوجه شدند که خستگی عضلات شکمی باعث تغییر در

-
1. Hodges & Richardson
 2. Proximal
 3. Distal
 4. Earl & Hoch
 5. Murphy

کینماتیک و فعالیت عضلات اطراف مفصل زانو می‌شود و در نتیجه، خستگی عضلات شکمی می‌تواند به‌عنوان یک ریسک فاکتور برای آسیب ACL تلقی شود.

پژوهش‌هایی که به بررسی اثر خستگی عضلات مرکزی پرداخته‌اند، بیشتر یا به‌صورت تک‌عضله بوده‌اند، مانند خستگی عضلات شکم (۱۹) یا دورکننده ران (۲۰-۲۲) و چرخاننده ران (۲۳) بوده‌اند یا اینکه پروتکل‌های خستگی به‌صورت غیرعملکردی و آزمایشگاهی بوده‌اند (۲۰، ۲۲، ۲۳) که این چنین پروتکل‌هایی ما را در تعمیم نتیجه‌ها به محیط واقعی ورزش مردد می‌کنند؛ بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر خستگی عضلات مرکزی بدن بر کینماتیک مؤثر بر آسیب ACL است تا در آن مشخص شود که خستگی و ضعف عضلات مرکزی بدن بر خطر آسیب ACL در طی حرکت برش در لحظه برخورد و ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون لچه تأثیری دارد.

روش پژوهش

آزمودنی‌های این پژوهش نیمه‌تجربی شامل ۲۴ دانشجوی ورزشکار دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران بودند که مشخصات آن‌ها در جدول شماره یک ذکر شده است. با توجه به معیارهای ورود و خروج پژوهش، آزمودنی‌ها در دو گروه تجربی (۱۳ نفر) و کنترل (۱۱ نفر) به‌صورت در دسترس تصادفی قرار گرفتند.

قبل از اجرای پژوهش آزمودنی‌ها پرسش‌نامه اطلاعات پزشکی و فرم رضایت‌نامه را تکمیل کردند و برای آشنایی با تجهیزات، روش کار و اجرای آزمون‌ها به‌صورت صحیح، در یک جلسه توجیهی شرکت کردند. داشتن حداقل سه سال سابقه ورزشی، نداشتن تاریخچه‌ای از عمل جراحی در اندام تحتانی و تنه، کم‌درد مزمن و نبود ناهنجاری مشهود اندام تحتانی و همچنین، سلامت آزمودنی‌ها در زمان اجرای آزمون‌ها و نبود آسیب‌دیدگی از شرایط اصلی ورود به پژوهش بودند.

تمامی مراحل آزمایش‌ها در محل آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران انجام شدند. حرکت برش نمونه‌ها توسط شش عدد دوربین پرسرعت مادون‌قرمز آنالیز حرکت وایکان^۲، ساخت کشور انگلیس و با فرکانس ۲۴۰ هرتز ثبت شد و حرکات ثبت‌شده به‌وسیله نرم‌افزار نکسوس^۳ نسخه ۲/۵ ساخت شرکت وایکان آنالیز شدند. همچنین، برای شناسایی لندمارک‌های^۴

-
1. Stance Phase
 2. Vicon
 3. Nexus
 4. Landmarks

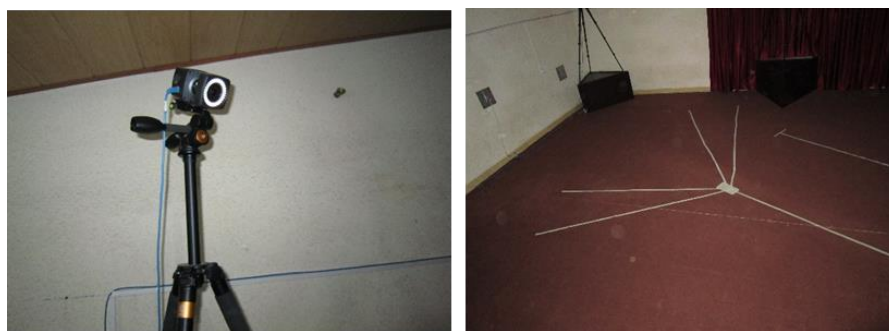
موردنظر از مارکرهای رفلکسی استفاده شد. همچنین، از سیستم مارکرگذاری پلاگین گیت^۲ برای اندام تحتانی که دارای ۱۶ مارکر برای هر فرد بود، استفاده شد. براساس مدل تعریف شده، نشانگرهای رفلکسی روی قوزک خارجی مچ پا، پشت پاشنه، اولین مفصل متاتارسال، جانب خارجی ساق، اپی‌کندیل خارجی زانو، جانب خارجی ران، خار خاصره‌ای قدامی فوقانی و خار خاصره‌ای فوقانی خلفی قرار داده شدند.

ابتدا ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها مانند سن، قد و وزن اندازه‌گیری و ثبت شدند. پایی که آزمودنی توپ را با آن شوت می‌کرد، به‌عنوان پای برتر وی درنظر گرفته شد (۲۵). فرد حرکت برش را روی پای برتر خود در محدوده اجرای حرکت برش (شکل شماره یک) انجام داد و به‌سمت مخالف تغییر مسیر داد. محدوده حرکت ابتدا از طریق زوایای ۳۵ درجه و ۵۵ درجه از مسیر اصلی روی زمین مشخص شد تا فرد حرکت برش را بین این خطوط و در زاویه ۴۵ درجه انجام دهد (۲۵). برای ارزیابی کینماتیکی سه‌بعدی سیستم آنالیز حرکت در این محدوده، دوربین‌ها قبل از اجرای پیش‌آزمون برای هر آزمودنی کالیبره شدند. شش دوربین پرسرعت در محلی قرار گرفتند که در لحظه اجرای حرکت برش توسط آزمودنی، حرکت از نماهای مختلف ثبت شود و همه مارکرها در هر لحظه حداقل توسط دو دوربین مشاهده شوند.

برای جلوگیری از آسیب‌دیدگی، آزمودنی‌ها قبل از اجرای پیش‌آزمون به‌مدت پنج دقیقه بدن خود را گرم کردند. برای اجرای پیش‌آزمون آزمودنی از فاصله هفت‌متری و با سرعت ۴/۵ تا هفت متر بر ثانیه به‌سمت محل انجام حرکت برش شروع به دویدن کرد و در لحظه رسیدن به محل انجام حرکت برش، پای برتر خود را در وسط محل تعیین‌شده قرار داد و براساس قرارگیری پای راست یا چپ خود به‌عنوان تکیه‌گاه، به‌ترتیب به‌سمت چپ یا راست در مسیر تعیین‌شده تغییر جهت داد. آزمودنی‌ها حرکت برش را با پای برتر سه بار اجرا کردند و برای ارزیابی آماری، میانگین نتایج به‌دست‌آمده از این تلاش‌ها به‌کار رفته شد. در پژوهش حاضر، زوایای مفصل زانو (فلکشن، والگوس و نسبت چرخش تیبیا به فمور) در حرکت برش در مرحله تماس اولیه پا با زمین و نیز حداکثر زوایای ذکرشده در طی ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون بررسی شد که پژوهشگران نشان داده‌اند، بیشترین میزان آسیب ACL در این دو لحظه اتفاق می‌افتد (۲۴). برای پیدا کردن داده‌های لحظه برخورد پا با زمین از داده‌های خط سیر^۳ (نوعی داده است که از نرم‌افزار نکسوس به‌دست می‌آید و مسیر حرکت

-
1. Reflective Markers
 2. Plug in Gait
 3. Trajectory

هر مارکر را نشان می‌دهد) به این صورت استفاده شد که کمترین میزان جابه‌جایی عمودی را در مارکر پاشنه (برای چپ پاها از پای چپ و برای راست پاها از پای راست) پیدا کردیم. زمان مشخص شده در فریم فیلم‌برداری (یعنی ۲۴۰) ضرب شد و لحظهٔ موردنظر به دست آمد. داده‌های حاصل با استفاده از فیلترینگ باتروورث^۱ (فرکانس شش هرتز) فیلتر شدند و داده‌های نهایی استخراج شدند.

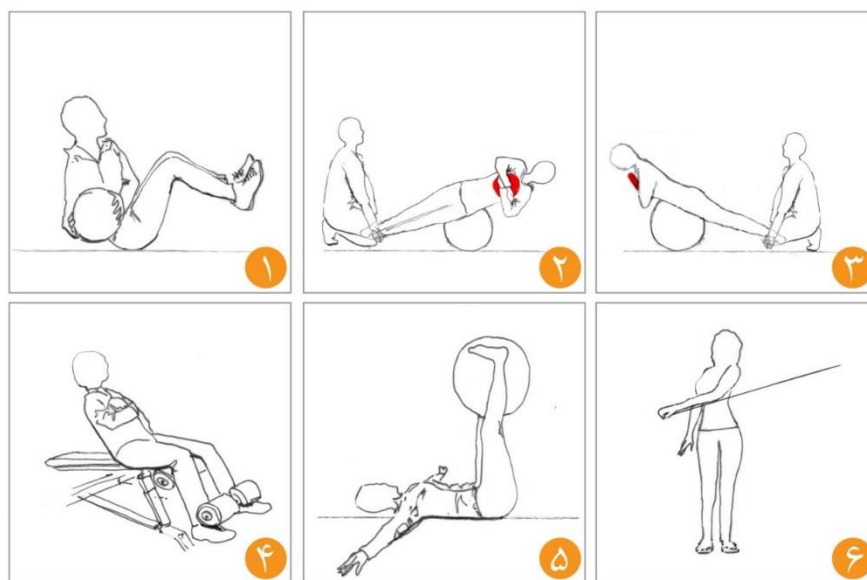


شکل ۱- محیط آزمایشگاه برای اجرای حرکت برش و دوربین پرسرعت

پس از اجرای پیش‌آزمون آزمودنی‌های گروه تجربی پروتکل خستگی عضلات مرکزی بدن را انجام دادند و گروه کنترل به استراحت غیرفعال پرداختند. در این مطالعه از پروتکل خستگی درنی همدانی و همکاران (۲۶) استفاده شد. این پروتکل تعدیل‌شدهٔ پروتکل آبت^۲ و همکاران (۲۷) است. اعتبار و توانایی این پروتکل در خسته‌کردن عضلات مرکزی از طریق دستگاه بیوفیدبک فشاری مشخص شد. پروتکل خستگی مورد استفاده شامل چهار ست متوالی از شش تمرین است که زمان انجام آن ۲۴ دقیقه است؛ به طوری که آزمودنی هر تمرین را در مدت ۴۰ ثانیه انجام می‌داد و ۲۰ ثانیه نیز بین هر دو تمرین مختلف استراحت می‌کرد. فاصلهٔ استراحت بین ست‌ها نیز برابر با ۲۰ ثانیه بود. در شکل شمارهٔ دو پروتکل نمایش داده شده است. تمرینات شامل ۱- چرخش قسمت بالایی تنه در حالت درازنشست به وسیلهٔ مدیسین بال دوکیلوگرمی؛ ۲- خم شدن به طرفین روی سوئیس بال همراه با وزنهٔ دوکیلوگرمی؛ ۳- اکستنشن تنه همراه با یک وزنه در وضعیت خوابیده به شکم روی سوئیس بال؛ ۴- درازنشست روی سطح شیب‌دار همراه با وزنهٔ دوکیلوگرمی؛ ۵- چرخش قسمت تحتانی تنه به طرفین در حالت خوابیده به پشت با سوئیس بال؛ ۶- چرخش تنه به طرفین

-
1. Butterworth
 2. Abt

در حالت ایستاده در برابر مقاومت کش تمرینی (شکل شماره دو). برای بررسی اینکه فرد خسته شده است نیز از مقیاس بورگ^۱ (RPE) استفاده شد. با توجه به مقیاس RPE، افرادی که نمره زیر ۱۶ در این مقیاس کسب کردند از پژوهش خارج می‌شدند؛ زیرا نشان‌دهنده این بود که نمونه‌ها خسته نشده‌اند (لازم است ذکر شود که تمامی نمونه‌ها نمره بالای ۱۶ را در این مقیاس کسب کردند).



شکل ۲- پروتکل خستگی استفاده شده در پژوهش

پس از اجرای پروتکل خستگی، مانند پیش‌آزمون مرحله جمع‌آوری داده‌های پس‌آزمون نیز اجرا شد. برای تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار آماری اس.پی.اس.اس.^۲ نسخه ۱۶ و نرم‌افزار اکسل^۳ نسخه ۲۰۱۰ استفاده شد. طبیعی بودن توزیع داده‌های پژوهش از طریق آزمون شاپیرو-ویلک^۴ بررسی شد و پس از تأیید، برای بررسی تفاوت‌های درون‌گروهی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون از آزمون تی وابسته استفاده گردید. همچنین، برای بررسی تفاوت‌های بین‌گروهی در متغیرهای پژوهش از آزمون تحلیل کوواریانس تک‌متغیره^۵ استفاده شد. سطح معناداری در این پژوهش $P \leq 0/05$ در نظر گرفته شد.

1. Rating of Perceived Exertion
2. SPSS
3. Excel
4. Shapiro-Wilk
5. ANCOVA

نتایج

در جدول شماره یک، خصوصیات مربوط به سن، قد و وزن نمونه‌های مورد آزمایش آورده شده است.

جدول ۱- میانگین و انحراف استاندارد مشخصات فردی آزمودنی‌ها

سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
۲۳/۲۳±۱/۹۹	۱۷۴/۸۵±۵/۴۶	۶۷±۴/۵۱
۲۲/۱۸±۲/۱۳	۱۷۶±۵/۷۴	۶۷/۷۲±۴/۹۸

در جدول شماره دو داده‌های توصیفی جمع‌آوری شده از اندازه‌گیری زوایای مفصل زانو در لحظه تماس پاشنه با زمین و نیز ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون در مرحله پیش‌آزمون در حرکت با پای برتر به تفکیک گروه نشان داده شده‌اند.

جدول ۲- داده‌های توصیفی در لحظه‌های تماس و ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون در پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه تجربی و کنترل

متغیر	زمان	گروه کنترل	گروه تجربی
زاویه فلکشن زانو در لحظه تماس با زمین (درجه)	پیش‌آزمون	۱۵/۸۴ ± ۲/۵۸	۱۵/۶۷ ± ۴/۴۷
	پس‌آزمون	۱۵/۳۱ ± ۲/۸۱	۱۱/۲۳ ± ۳/۶۸
حداکثر زاویه فلکشن زانو در ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون (درجه)	پیش‌آزمون	۴۴/۹۱ ± ۳	۴۴/۴۵ ± ۹/۱۳
	پس‌آزمون	۴۴/۲۲ ± ۲/۷۱	۴۴/۰۱ ± ۸/۸۵
زاویه والگوس زانو در لحظه تماس با زمین (درجه)	پیش‌آزمون	۳/۴۸ ± ۰/۹۸	۲/۹۸ ± ۴/۹۲
	پس‌آزمون	۴/۰۱ ± ۱/۵۸	۴/۶۵ ± ۳/۲۷
حداکثر زاویه والگوس زانو در ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون (درجه)	پیش‌آزمون	۱۵/۷۱ ± ۷/۹۱	۱۰/۶۵ ± ۱۰/۴۲
	پس‌آزمون	۱۵/۸۸ ± ۷/۹۹	۱۴/۶۴ ± ۹/۹۳
نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه تماس با زمین	پیش‌آزمون	۴/۲ ± ۸۶/۳۵	۴/۳ ± ۴۹/۷۶
	پس‌آزمون	۵/۲ ± ۵۶/۴۶	۸/۴ ± ۸۶/۰۶
حداکثر نسبت چرخش تیبیا به فمور در ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون	پیش‌آزمون	۱۸/۲ ± ۵۶/۳۸	۱۸/۴ ± ۵۶/۱۶
	پس‌آزمون	۱۸/۲ ± ۸۷/۷۹	۲۲/۴ ± ۷۸/۴۹

در ادامه پژوهش به بررسی تفاوت‌های درون‌گروهی در متغیرهای پژوهش پرداخته شد. در جدول شماره سه نتایج آزمون تی وابسته در گروه تجربی و کنترل از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون مشاهده می‌شود.

جدول ۳- نتایج آزمون تی وابسته در زوایای اندازه‌گیری شده در گروه تجربی و کنترل حین حرکت برش

سطح معناداری	مقدار تی	
* ۰/۰۰۱	۵/۳۷۹	زاویه خم شدن زانو در لحظه تماس گروه تجربی
* ۰/۰۰۱	-۴/۴۲۴	زاویه والگوس زانو در لحظه تماس گروه تجربی
* ۰/۰۰۱	-۵/۸۷	نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه تماس گروه تجربی
۰/۶۵۰	۰/۴۶۶	حداکثر زاویه خم شدن زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون تجربی
* ۰/۰۳۴	-۲/۲۵۷	حداکثر زاویه والگوس زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون تجربی
* ۰/۰۰۷	-۳/۲۳۳	حداکثر نسبت چرخش تیبیا به فمور در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون تجربی
۰/۱۲۴	۱/۶۸۰	زاویه خم شدن زانو در لحظه تماس گروه کنترل
۰/۱۳۵	-۰/۳۵۲	زاویه والگوس زانو در لحظه تماس گروه کنترل
۰/۰۵۹	-۲/۱۳	نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه تماس گروه کنترل
۰/۰۸۵	۱/۹۰۹	حداکثر زاویه خم شدن زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون کنترل
۰/۵۱۵	-۰/۶۷۵	حداکثر زاویه والگوس زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون کنترل
۰/۵۳۶	-۰/۶۴۲	حداکثر زاویه نسبت چرخش تیبیا به فمور در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون کنترل

* تفاوت بین میانگین‌ها معنادار است.

همان‌طور که در جدول نتایج آزمون تی وابسته نشان داده شده است، در لحظه تماس اولیه پا با زمین، زوایای خم شدن زانو، والگوس زانو و نسبت چرخش تیبیا به فمور و در ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون متغیرهای زاویه والگوس و زاویه نسبت چرخش تیبیا به فمور در پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی تفاوت معنادار دارند ($P \leq 0/05$)؛ ولی در زاویه حداکثر خم شدن فلکشن در ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد. همچنین، هیچ‌کدام از متغیرهای گروه کنترل و در بین مراحل پیش‌آزمون و پس‌آزمون معنادار نشدند ($P \geq 0/05$). برای بررسی تفاوت‌های بین گروهی از آزمون تحلیل کوواریانس تک‌متغیره استفاده شد که نتایج آن در جدول شماره چهار گزارش شده است.

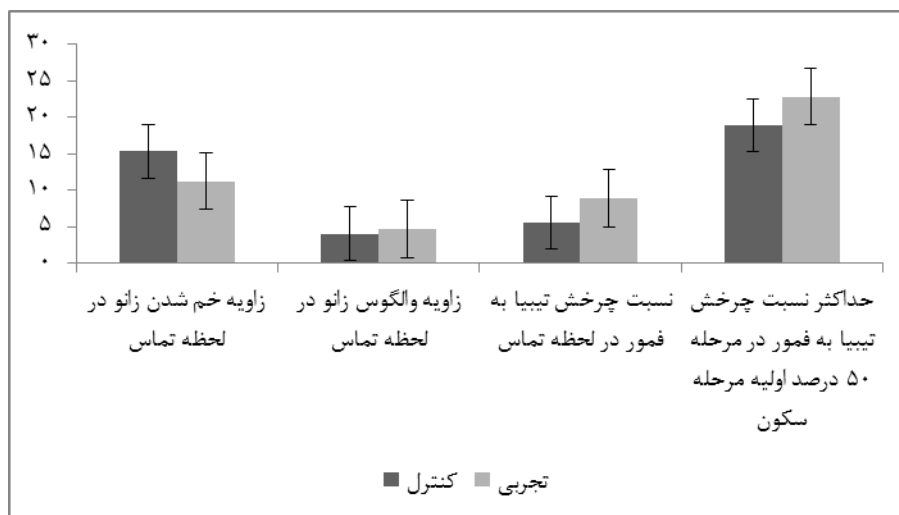
جدول ۴- نتایج آزمون تحلیل کوواریانس در متغیرهای پژوهش

متغیر وابسته	اثر	میانگین مجذورات	درجه آزادی	مقدار اف	سطح معناداری	اندازه اثر
زاویه خم شدن زانو در لحظه تماس	پیش آزمون	۱۵۱/۱۰	۱	۳۴/۷۶	*۰/۰۰۱	۰/۶۲۳
	گروه	۹۳/۵۰	۱	۲۱/۵۰	*۰/۰۰۱	۰/۵۰۶
زاویه والگوس زانو در لحظه تماس	پیش آزمون	۱۷۸/۱۹	۱	۶۰/۳۰	*۰/۰۰۱	۰/۷۴۲
	گروه	۹/۱۹	۱	۷/۶۲	*۰/۰۱۲	۰/۲۶۶
نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه تماس	پیش آزمون	۱۵۹/۹۳	۱	۳۴/۰۹	*۰/۰۰۱	۰/۶۱۹
	گروه	۸۰/۶۴	۱	۱۷/۱۹	*۰/۰۰۱	۰/۴۵۰
حداکثر زاویه خم شدن زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون	پیش آزمون	۸۷۵/۰۲	۱	۱۳۰/۹۰۰	*۰/۰۰۱	۰/۸۶۲
	گروه	۰/۲۲۷	۱	۰/۰۳۴	۰/۸۵۶	۰/۰۰۲
حداکثر زاویه والگوس زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون	پیش آزمون	۱۴۴۲/۳۵	۱	۷۰/۲۲	*۰/۰۰۱	۰/۷۷۰
	گروه	۵۹/۹۳	۱	۲/۹۱	۰/۱۰۲	۰/۱۲۲
حداکثر نسبت چرخش تیبیا به فمور در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون	پیش آزمون	۹۰/۰۸	۱	۸/۳۶	*۰/۰۰۹	۰/۲۵۸
	گروه	۶۹/۵۲	۱	۶/۴۵	*۰/۰۱۹	۰/۲۳۵

*تفاوت بین میانگین‌ها معنادار است.

همان‌طور که مشاهده می‌شود، بین دو گروه در نمرات پس‌آزمون زاویه خم شدن زانو در لحظه تماس ($P \leq 0/001$; $F = 21/50$)، زاویه والگوس زانو در لحظه تماس ($P \leq 0/012$; $F = 7/62$)، نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه تماس ($P \leq 0/001$; $F = 17/19$) و حداکثر نسبت چرخش تیبیا به فمور در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون ($P \leq 0/019$; $F = 6/45$) تفاوت معناداری وجود دارد؛ اما در دو متغیر حداکثر زاویه خم شدن زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون ($F = 0/034$)، حداکثر زاویه والگوس زانو در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون ($P \geq 0/856$) و تفاوت معناداری وجود ندارد ($P \geq 0/102$).

برای مشخص شدن اینکه بین گروه‌ها چه مقدار تفاوت وجود دارد از آزمون تعقیبی بنفرونی استفاده شده است که در شکل شماره یک نتایج آن مشاهده می‌شود.



شکل ۳- نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی

در شکل شماره سه، نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نشان می‌دهد که در متغیرهای زاویه خم شدن زانو، زاویه والگوس زانو و نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه برخورد و همچنین، حداکثر نسبت چرخش تیبیا به فمور در مرحله ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون، در پس‌آزمون تفاوت معناداری بین دو گروه کنترل و تجربی وجود دارد ($P \leq 0/05$) که ناشی از مداخله خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن است.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر ریسک فاکتورهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب ACL (فلکشن زانو، والگوس زانو، و نسبت چرخش تیبیا به فمور در لحظه برخورد و حداکثر این متغیرها در ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون) طی مانور برش است. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در هر دو مرحله تماس اولیه پا با زمین و ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون پس از خستگی، میزان والگوس زانو و نسبت چرخش تیبیا به فمور در ورزشکاران گروه تجربی به‌طور معناداری افزایش پیدا کرده است ($P \leq 0/05$) و میزان فلکشن زانو در گروه تجربی در هر دو مرحله کاهش یافته است؛ اما در ۵۰ درصد اولیه مرحله سکون معنادار نبود. همچنین، نتایج پژوهش نشان داد که در پس‌آزمون میزان نسبت چرخش تیبیا به فمور در هر دو مرحله و زاویه والگوس زانو در لحظه برخورد در گروه تجربی به‌طور معناداری از گروه کنترل بیشتر

بود ($P \leq 0/05$) و همچنین، میزان فلکشن زانو در مرحله تماس اولیه با زمین در گروه تجربی به طور معناداری کمتر از گروه کنترل است ($P \leq 0/05$).

از آنجایی که مطالعات ویدئویی نشان داده‌اند آسیب‌های ACL معمولاً در زوایای کم فلکشن زانو اتفاق می‌افتند، که در این حالت، عضلات چهارسر به اندازه‌ای نیروی برشی قدامی ایجاد می‌کنند که موجب پارگی ACL می‌شود (۲۸). هنگام حرکت زانو در صفحه ساجیتال، نیروی برشی در انتهای پروگزیمال تیبیا از طریق تاندون پاتلا توسط انقباضات کوادریسپس ایجاد می‌شود. برش قدامی انتهای پروگزیمال تیبیا نسبت به ران به طور مستقیم ACL را در معرض فشار قرار می‌دهد (۲۹). با توجه به چندصفحه‌ای بودن حرکات ورزشی به نظر نمی‌رسد که آسیب ACL فقط در یک صفحه روی دهد. والگوس، مکانیسم دیگر آسیب ACL است. والگوس در زانو به دو دلیل رخ می‌دهد: ۱- در نتیجه حرکت ابداکشن بخش دیستال تیبیا نسبت ران؛ ۲- در نتیجه چرخش داخلی و خارجی تیبیا و ران در صفحه عرضی. مکانیسم والگوس کلاپس نشان می‌دهد که نه تنها آسیب در صفحه فرونتال رخ می‌دهد، بلکه صفحات دیگر نیز در آن نقش دارند. به عقیده بسیاری از پژوهشگران، آسیب ACL در وضعیتی اتفاق می‌افتد که از آن به عنوان «نقطه بدون بازگشت» یاد می‌شود (۵). خصوصیات این موقعیت به صورت نزدیک شدن و چرخش داخلی ران، والگوس زانو، چرخش خارجی درشتنی و پرونیشن پا تعریف شده است (۳۰).

مرکز بدن به عنوان جعبه‌ای عضلانی در نظر گرفته می‌شود که به ثبات ستون فقرات، لگن و زنجیره حرکتی طی حرکات عملکردی کمک می‌کند. هنگامی که این سیستم به درستی کار کند، منجر به توزیع مناسب و تولید حداکثر نیرو با حداقل نیروهای فشارنده، انتقالی و برشی در مفاصل زنجیره حرکتی، کنترل بهینه حرکات و جذب مناسب نیروهای ضربه‌ای ناشی از نیروهای عکس‌العمل می‌شود (۳۱). عضلات تنه به صورت فیدفورواری عمل می‌کنند. این فعالیت فیدفورواری بخشی از برنامه حرکتی مرکزی است که برای پیشگیری از فروریختن مفاصل استفاده می‌شود. فعالیت فیدفورواری موقعیتی را برای عضله فراهم می‌کند که عضله بتواند در زمان کوتاهی حداکثر نیروهای خود را توسعه دهد (۱۰). ضعف این عضلات منجر به ازدست‌رفتن راستای صحیح لگن می‌شوند و در نتیجه عضلات اندام تحتانی که به این ناحیه متصل هستند، به علت برهم خوردن رابطه طول-تنش مناسب دچار کاهش کارایی و مستعد آسیب می‌شوند (۳۲).

مطالعات زیادی در زمینه خستگی عضلات مرکزی انجام نشده‌اند. بیشتر مطالعاتی که انجام شده‌اند، به صورت بررسی خستگی عضلات مرکزی به صورت تک‌عضله بوده‌اند و مطالعات کمی به بررسی

1. Valgus Collapse

خستگی ۲۹ جفت عضله مرکزی پرداخته‌اند. کارسیا^۱(۲۰) ، گیسر^۲(۲۱) و پاتریک^۳(۲۲) به بررسی اثر خستگی عضلات دورکننده ران بر کینماتیک زانو در فعالیت فرود پرداختند. نتایج مطالعه کارسیا و گیسر با پژوهش حاضر همسو بود. آن‌ها کینماتیک را فقط در صفحه فورونتال بررسی کردند. کارسیا علت تغییرات در کینماتیک را در ناتوانی عضلات اداکتور در کنترل والگوس، پس از اعمال خستگی بیان کردند و نشان دادند که خستگی عضلات دورکننده ران باعث تسهیل حرکت والگوس زانو می‌شود (۲۰). گیسر نیز بیان کرد با توجه به اینکه عضلات اداکتور ران اولین ثبات‌دهنده‌های حرکت اندام تحتانی در صفحه فورونتال هستند، خستگی این عضلات منجر به کنترل نامناسب حرکت در صفحه فورونتال می‌شود؛ در نتیجه، حرکات اندام تحتانی به‌خصوص والگوس زانو افزایش خواهد داشت و خطر آسیب ACL افزایش خواهد یافت (۲۱). نتایج پژوهش پاتریک نشان داد که خستگی عضلات دورکننده ران موجب افزایش اندک در چرخش داخلی ران می‌شود؛ اما این تأثیر به اندازه‌ای نبود که والگوس زانو را افزایش دهد و در دیگر متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی مانند فلکشن و والگوس زانو و همچنین، کینتیک ران و زانو هیچ تأثیری نداشت (۲۲). همچنین، نتایج این پژوهش نشان داد که خستگی عضلات چرخاننده ران باعث تأخیر در فعالیت عضله سیرینی میانی شد (۲۲). پاتریک علت معنادار نشدن داده‌های مربوط به کینماتیک صفحه فورونتال را این‌گونه توجیه کرد که نیاز حرکتی در حرکت فرود تک‌پا به میزانی نبوده است که موجب بروز حرکت قابل‌مشاهده و اندازه‌گیری در صفحه فورونتال شود (۲۲). نتایج پژوهش وی نیز با نتایج پژوهش حاضر ناهمسو بود. این تفاوت را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که عضلات سیرینی میانی بر حرکت اندام در صفحات فورونتال و افقی مؤثر هستند؛ بنابراین، منطقی به نظر می‌رسد که در صفحه ساجیتال تأثیری نداشته باشند. همچنین، نتایج مربوط به والگوس را می‌توان این‌گونه توجیه کرد که نیاز حرکتی در فعالیت فرود، حرکت در صفحه ساجیتال است. درحالی‌که حرکت مورد استفاده ما (برش) در ترکیبی از حرکت در تمامی صفحات است و به نظر می‌رسد که خستگی عضلات مرکزی در تمامی صفحات تأثیر داشته باشد. همچنین، تفاوت دیگر را همانند پژوهش هارت می‌توان به تفاوت ماهیت پروتکل خستگی ربط داد.

توماس^۴(۲۳) به بررسی اثر خستگی ایزوله‌شده عضلات چرخاننده ران بر کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی در حین تکلیف فرود و تأثیر آن بر خطر آسیب ACL پرداخت. نتایج خستگی عضلات

-
1. Carcia
 2. Geiser
 3. Patrek
 4. Thomas

چرخاننده ران نشان داد که خستگی عضلات چرخاننده ران موجب افزایش چرخش داخلی ران شد و همچنین، در میزان فلکشن کاهش داشت؛ اما معنادار نشد و در والگوس و چرخش زانو نیز هیچ‌گونه تغییری مشاهده نشد. طبق نتایج به‌دست‌آمده می‌توان بیان کرد که نتایج این پژوهش با پژوهش حاضر ناهمسو بود. آن‌ها علت مشاهده‌نکردن تفاوت را به پروتکل خستگی خود ربط دادند. توماس بیان کرد که پروتکل خستگی آن‌ها فقط فعالیت کانسنتریک عضلات را به چالش کشیده است؛ درحالی‌که عضلات مطالعه‌شده در پروتکل قبل از لحظه برخورد پا با زمین به‌صورت اکسنتریک عمل می‌کنند و این پروتکل خستگی توانایی آن‌ها را به چالش نکشیده است.

مطالعات مورفی و همکاران (۱۹) و آبت و همکاران (۳۳) نزدیک‌ترین پژوهش‌ها به پژوهش حاضر هستند. آبت و همکاران اثر خستگی عضلات ناحیه مرکزی بدن را بر مکانیک پدال‌زدن در دوچرخه‌سواران حرفه‌ای بررسی کردند (۳۳). نتایج نشان داد که حرکات زانو در صفحه فورونتا افزایش داشت؛ از این‌رو، نتایج پژوهش وی با نتایج پژوهش حاضر همسو بود؛ اما نتایج دیگر پژوهش آبت افزایش حرکت زانو را در صفحه ساجیتال نشان می‌داد که با نتایج مطالعه حاضر ناهمسو بود. آن‌ها دلیل این افزایش را واکنشی جبرانی به افزایش حرکت دورسی‌فلکشن در طی پدال‌زدن دانستند (۳۳). مورفی و همکاران (۱۹) نیز به بررسی اثر خستگی عضلات شکمی بر کینماتیک و فعالیت عضلانی مرتبط با آسیب ACL اندام تحتانی در طی تکلیف پرش- فرود دوپا پرداختند. در نتایج نشان داده شد که خستگی عضلات شکمی باعث افزایش فعالیت عضله راست رانی و کاهش فعالیت عضلات همسترینگ و همچنین، افزایش چرخش داخلی ران شد. همچنین، کاهش زاویه فلکشن زانو نیز مشاهده شد. آن‌ها تغییر در فعالیت عضلات اندام تحتانی در اثر خستگی عضلات شکمی را علت تغییر در کینماتیک زانو دانستند (۱۹). نتایج پژوهش حاضر با نتایج مطالعه مورفی همسو بود.

به‌نظر می‌رسد یکی از عواملی که باعث به‌دست‌آمدن نتایج حاضر شده است تغییر در عملکرد و کنترل نوروماسکولار تنه و اندام تحتانی به‌دنبال خستگی عضلات مرکزی باشد. کنترل نوروماسکولار برای جلوگیری از وضعیت‌های مفصلی خطرناک منجرشونده به آسیب ACL ضروری است. پژوهشگران کنترل نوروماسکولار را مؤثرترین و قابل‌تغییرپذیرترین عامل در آسیب‌های ACL معرفی کرده‌اند (۲).

نتایج مطالعات گذشته نشان داد که میزان تنش و برون‌ده عضلانی عضلات تنه به‌دنبال خستگی کاهش می‌یابد و در آغاز فعالیت عضلات تنه تأخیر ایجاد می‌شود (۳۴). این کاهش در پیش‌فعالیت عضلات ثبات‌دهنده تنه و ران‌ها منجر به تنه بی‌ثبات در امتداد لگن می‌شود که باعث حرکات اضافی در اندام تحتانی می‌شود (۳۵). همچنین، در این راستا جامسون نشان داد که تأخیر در فعالیت

عضلات مرکزی به خصوص مربع کمری باعث افزایش گشتاور والگوس در مفصل زانو می‌شود و به دنبال آن خطر آسیب افزایش خواهد یافت (۳۶).

پایداری پویای بدن یا هر مفصل خاصی مانند زانو مشروط به کنترل عصبی عضلانی جابه‌جایی تمام سگمنت‌های مشارکت‌کننده بدن طی حرکت است (۲)؛ از این رو، نبود تقارن در فعال‌سازی عضلات پروگزیمال ممکن است وضعیت زانو را طی مانور برش تغییر دهد و همچنین، کاهش فعال‌سازی ساختار عضلانی تنه و ران ممکن است پتانسیل الگوهای فعال‌سازی عضلانی مناسب را در پاسخ به بار مفصلی کاهش دهد (۳۷). به علاوه، کاهش در ثبات مرکزی و تعادل در عضلات ثبات‌دهنده تنه و ران‌ها بیومکانیک اندام‌های تحتانی را تغییر می‌دهد و می‌تواند منجر به ایجاد آسیب‌های غیربرخوردی به دلیل نبود کنترل مناسب شود (۳۵). اگر سیستم کنترل ثبات مرکزی در معرض خطر (رفلکس مهاری، آسیب، خستگی، شروع با تأخیر و نرخ فعال‌سازی عضلانی) باشد، منجر به کاهش یا کنترل ناکافی در فعالیت عضلات ران و تنه می‌شود که بیومکانیک اندام تحتانی را تغییر می‌دهد و آسیب اتفاق می‌افتد.

همچنین، از آنجایی که عضلات مرکز بدن بر فعال‌شدن عضلات اندام‌ها تأثیر دارند، تأخیر در فعالیت ناشی از خستگی این عضلات باعث تأخیر در فعال‌کردن عضلات اندام تحتانی هنگام وقوع آسیب‌ها می‌شود؛ به عنوان مثال، عضلات عرضی شکم و مولتی فیدوس‌ها، ۳۰ میلی‌ثانیه قبل از حرکات اندام فوقانی و ۱۱۰ میلی‌ثانیه قبل از حرکات اندام تحتانی در افراد سالم فعال می‌شوند تا ستون فقرات را ثبات بخشند (۹-۱۰)؛ بنابراین، به نظر می‌رسد که احتمالاً به دنبال تأخیر در انقباض عضلات مرکزی در اثر خستگی، فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی نیز با تأخیر روی دهد یا در انقباضات عضلانی اندام تحتانی نبود تقارن رخ دهد. همچنین، زمانی که خستگی ایجاد می‌شود، تغییرات جبرانی در سیستم عصبی - عضلانی روی می‌دهد که تغییرپذیری حرکتی را افزایش می‌دهد (۳۸). در این راستا، مورفی نشان داد که خستگی عضلات شکمی باعث افزایش فعالیت نسبت چهارسررانی به همسترینگ می‌شود (۱۹). افزایش نسبت فعالیت عضله چهارسر به همسترینگ موجب کاهش زاویه فلکشن می‌شود. نسبت فعالیت عضلات چهارسررانی به همسترینگ به عنوان شاخص آسیب مفصل زانو و به خصوص آسیب ACL شناخته شده است که هرچه این نسبت به یک نزدیک‌تر باشد، ثبات فعال زانو افزایش می‌یابد و زانو کمتر در معرض آسیب لیگامانی قرار می‌گیرد (۳۹).

ارتباط آناتومیکی عضلات مرکزی با اندام تحتانی می‌تواند دلیل دیگری بر علت اثرگذاری خستگی عضلات مرکزی بدن بر کینماتیک اندام تحتانی به خصوص در صفحات عرضی و افقی باشد. فاشیای تورا کولومبار به دلیل چسبندگی فوقانی (به پشتی بزرگ) و تحتانی (به عضلات سیرینی بزرگ) نقش

مهمی به‌عنوان یک ثبات‌دهنده برای حرکات اندام‌ها ایفا می‌کند (۳۱). همچنین، فاشیای توراکولومبار به عضلات مورب داخلی و عرضی شکمی که درحین حرکت ثبات تنه را حفظ می‌کنند، اتصال دارد (۳۱). از نظر آناتومی، تنه به‌عنوان پایه‌ای برای حرکات سگمنت‌های تحتانی عمل می‌کند؛ بنابراین، عضلات مرکزی از طریق عضلات سرینی به اندام تحتانی (استخوان فمور) اتصالاتی دارند. همان‌گونه که پژوهش‌های گذشته بیان کردند، حرکات استخوان فمور بر کینماتیک زانو دارای تأثیر مستقیم است (۴۰)؛ برای مثال، چرخش داخلی ران و نزدیک‌شدن ران ارتباط مستقیمی با حرکت والگوس در زانو دارد (۴۰). افزون‌براین، نشان داده شده است که خستگی عضلات متصل به ران مانند سرینی‌ها که جزئی از عضلات مرکزی هستند، بر کینماتیک اندام تحتانی به‌خصوص زانو در صفحه فرونتال مؤثر است (۲۲-۲۳). بنابر دلایل ذکر شده و با توجه به پروتکلی که در پژوهش حاضر استفاده شد که در آن عضلات سرینی (در واقع، ۲۹ جفت عضله مرکزی) درگیر بودند، می‌توان گفت به‌دنبال تغییر در کینماتیک ران در اثر خستگی عضلات مرکزی ممکن است بتوان تغییراتی را در کینماتیک زانو به‌خصوص والگوس و چرخش داخلی زانو نیز مشاهده کرد.

نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد که حداکثر فلکشن در مرحله ۵۰ درصد اولیه سکون نیز با اینکه در گروه تجربی از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون افزایش داشت ($P \geq 0/05$)، اما معنادار نشد. در این دو متغیر تغییرات ازلحاظ آماری معنادار نشده بود؛ اما از نظر کلینیکی تغییرات قابل‌ملاحظه‌ای وجود داشت. علت نتایج بالا را به‌نظر می‌رسد می‌توان در دو مورد دانست: کمبود تعداد نمونه‌ها و ناهمگن بودن آزمودنی‌ها. آزمودنی‌هایی که در این پژوهش شرکت کردند، در رشته‌های مختلف ورزشی تخصص داشتند. حرکت برش نیازمند آموزش و تمرین است و حرکت بسیار تغییرپذیری است و ممکن است از یک کوشش تا کوشش دیگر تفاوت داشته باشد. در ابتدا پژوهشگر تمام تلاش خود را برای آموزش افراد ناآشنا به‌کار برد و افراد در ابتدا چندین بار حرکت برش را انجام دادند؛ اما این احتمال وجود دارد در افرادی که تجربه کمتری در اجرای این حرکت داشتند، حرکتشان در تکرارهای بعدی و در اثر تمرین و یادگیری نسبت به تکرارهای قبلی تفاوت می‌کرد و شاید بتوان علت معنادارنشدن این متغیر را در این دانست که در بعضی از شرکت‌کنندگان اثر یادگیری رخ داده است و بعد از پروتکل خستگی حرکت برش را در اثر یادگیری بهتر انجام داده‌اند. در واقع، کیفیت حرکت برش آن‌ها از پیش‌آزمون تا پس‌آزمون به‌دلیل یادگیری بهتر شده است و اثر خستگی در اینجا کمتر مشهود است.

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان اظهار کرد که پروتکل خستگی عضلات ناحیه مرکزی بدن در برخی از پارامترهای کینماتیکی (کاهش فلکشن زانو، افزایش والگوس زانو و افزایش نسبت چرخش تیبیا به فمور) مرتبط با آسیب ACL طی مانور برش در ورزشکاران مرد سالم دانشگاهی تأثیر منفی

دارد؛ بنابراین، به نظر می‌رسد ضعف ناحیه مرکزی بدن بر خطر آسیب ACL در مردان نیز اثرگذار است و احتمال آسیب ACL را افزایش می‌دهد. از آنجایی که نتایج پژوهش حاضر نشان داد که خستگی عضلات ناحیه مرکزی بدن، کاهش معنادار زاویه فلکشن زانو، افزایش چرخش داخلی زانو و افزایش غیرمعنادار در والگوس در حین حرکت برش را به همراه دارد، به مربیان پیشنهاد می‌شود که در جلسات تمرینی خود تمریناتی را قرار دهند که باعث بهبود استقامت عضلات مرکزی و افزایش توانایی آن‌ها در مقابله با خستگی شوند. همچنین، پیشنهاد دیگری که می‌توان ارائه داد این است که زمان انجام تمرینات استقامتی شدید عضلات مرکزی بدن حتماً در انتهای تمرین و بعد از تمرینات اختصاصی باشد؛ زیرا، در صورت خستگی عضلات مرکزی بدن و به دنبال آن انجام تمرینات اختصاصی که در آن‌ها تغییر جهت‌های سرعتی وجود دارد (به عنوان مثال، دربیلینگ در فوتبال، هندبال و بسکتبال) احتمال افزایش خطر بروز آسیب ACL افزایش می‌یابد.

منابع

1. Cowling EJ, Steele JR. Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *J Electromyogr Kines.* 2001;11(4):263-8.
2. Hewett TE, Lindenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes a prospective study. *Am J Sport Med.* 1999;27(6):699-706.
3. Kessler M, Behrend H, Henz S, Stutz G, Rukavina A, Kuster M. Function, osteoarthritis and activity after ACL-rupture: 11 years follow-up results of conservative versus reconstructive treatment. *Knee Surg Sport Tr A.* 2008;16(5):442-8.
4. Quatman CE, Hewett TE. The anterior cruciate ligament injury controversy: Is "valgus collapse" a sex-specific mechanism? *Brit J Sport Med.* 2009;43(5):328-35.
5. Ireland ML. Anterior cruciate ligament injury in female athletes: Epidemiology. *J Athl Training.* 1999;34(2):150-4.
6. Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23(6):573-8.
7. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk a prospective biomechanical-epidemiologic study. *Am J Sport Med.* 2007;35(7):1123-30.
8. Bouisset S. Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach. *Arch Int Physiol Bio.* 1991;99(5):77-92.
9. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys Ther.* 1997;77(2):132-42.
10. Hodges P, Richardson C. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res.* 1997;114(2):362-70.
11. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sport Med.* 2006;36(3):189-98.

12. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg.* 2005;13(5):316-25.
13. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury a prospective biomechanical-epidemiological study. *Am J Sports Med.* 2007;35(3):368-73.
14. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(6):926-34.
15. Earl JE, Hoch AZ. A proximal strengthening program improves pain, function, and biomechanics in women with patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med.* 2011;39(1):154-63.
16. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews.* NEUROSCI BIOBEHAV R. 2012;36(1):162-76.
17. Daniusevičiūtė L, Brazaitis M, Linonis V. Sex differences in lower landing kinematics through neuromuscular fatigue. *Meccanica.* 2013;19(5):606-10.
18. Kim H, Son S, Seeley M, Hopkins J. Functional fatigue alters lower-extremity neuromechanics during a forward-side Jump. *Int J Sports Med.* 2015;36(14):1192-200.
19. Murphy EN, Lorrie R, David N. Abdominal fatigue and lower extremity kinematics during a drop landing in females. Western Washington University; 2015.
20. Carcia C, Eggen J, Shultz S. Hip-abductor fatigue, frontal-plane landing angle, and excursion during a drop jump. *J Sport Rehabil.* 2005;14(4):321-31.
21. Geiser C, O'Connor KM, Earl JE. Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics. *Med Sci Sports Exerc.* 2010.
22. Patrek MF, Kernozek TW, Willson JD, Wright GA, Doberstein ST. Hip-abductor fatigue and single-leg landing mechanics in women athletes. *J Athl Train.* 2011;46(1):31-42.
23. Thomas A, Palmieri R, Smith R, McLean S. Isolated hip and ankle fatigue are unlikely risk factors for anterior cruciate ligament injury. *Scand J Med Sci Sports.* 2011;21(3):359-68.
24. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes a prospective study. *Am J Sport Med.* 2005;33(4):492-501.
25. Greig M. The influence of soccer-specific activity on the kinematics of an agility sprint. *Eur J Sport Sci.* 2009;9(1):23-33.
26. Dorni hamedani P, Seidi F, Rajabi R. Effect of the core functional muscles fatigue on postural sway of Collegiate female athletes. Tehran: jsmmed; 2014. (In Persian).
27. Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, et al. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop jump. *J Orthop Res.* 2007;25(12):1589-97.
28. Yu B, Lin C-F, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech.* 2006;21(3):297-305.

29. Nilstad A, Andersen TE, Bahr R, Holme I, Steffen K. Risk factors for lower extremity injuries in elite female soccer players. *Am J Sports Med.* 2014;42(4): 940-8.
30. Blackburn JT, Padua DA. Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clin Biomech.* 2008;23(3):313-9.
31. Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85: 86-92.
32. Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop Clin North Am.* 2003;34(2):245-54.
33. Abt JP, Smoliga JM, Brick MJ, Jolly JT, Lephart SM, Fu FH. Relationship between cycling mechanics and core stability. *J Strength Cond Res.* 2007;21(4):1300-4.
34. Taimela S, Kankaanpää M, Luoto S. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position: a controlled study. *Spine J.* 1999;24(13):1322-7.
35. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):671-6.
36. Jamison ST, Pan X, Chaudhari AM. Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning. *J Biomech.* 2012;45(11):1881-5.
37. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med.* 2006;34(2):299-311.
38. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. *J Athl Train.* 2000;35(1):26-30.
39. Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *J Biomech.* 2001;34(10):1257-67.
40. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabi.* 2009;18(1):104-17.

استناد به مقاله

صبیانی مسعود، شیرزاد الهام، مینونژاد هومن. اثر خستگی عملکردی عضلات مرکزی بدن بر برخی از متغیرهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب رباط صلیبی قدامی طی مانور برش در ورزشکاران مرد دانشگاهی. *مطالعات طب ورزشی.* بهار و تابستان ۱۳۹۷؛ ۱۰(۲۳)، ۸۰-۶۱. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2018.3619.1199

Sebyani M, Shirzad E, Minoonejad H. Effect of Core Muscles Functional Fatigue on Some Kinematics Parameters Related to Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury During Cutting Maneuver in Mollegiate Male Athletes. *Sport Medicine Studies.* Spring & Summer 2018; 10 (23): 61-80. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2018.3619.1199

Effect of Core Muscles Functional Fatigue on Some Kinematics Parameters Related to Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury During Cutting Maneuver in Mollegiate Male Athletes

M. Sebyani¹, E. Shirzad², H. Minoonejad³

1. M.Sc. student of Sports Injuries and Corrective Exercises, University of Tehran
2. Assistant Professor of Sport Biomechanic, University of Tehran*
3. Associate Professor of Sports Injuries and Corrective Exercises, University of Tehran

Received: 2017/01/17

Accepted: 2017/04/16

Abstract

The aim of this study was to investigate the effect of core muscles functional fatigue on some of kinematics parameters related to ACL injury during cutting maneuver. A number of college student athletes' soccer athletes, including 24 persons in two experimental (n=13) and control (n=11) groups participated in the study. Cutting maneuvers were recorded by motion analysis system using six Vicon high-speed cameras, with a frequency of 240Hz. Movements were analyzed by Nexus software and joint angles (knee flexion, knee valgus and tibia rotation with respect to femur at the moment of heel contact and the maximum amount of knee flexion, knee valgus and tibia rotation with respect to femur at the first 50% stance phase) were collected. SPSS and paired T-Test and ANCOVA were used to comparing two groups. The results indicated that core muscles functional fatigue was affected on ACL injury risk factors during cutting maneuver.

Keywords: Core Muscles, Functional Fatigue, Kinematics, Cutting Maneuver, ACL Injury

* Corresponding Author

Email:eshirzad@ut.ac.ir