

مقاله در دست چاپ

اثر خستگی ایزوکینتیک عضلات میچ پا، زانو و ران بر جذب شوک و میزان بار در حرکت فرود
جفت پا

آمنه حسین زاده^{۱*}، حمیده خداویسی^۲

۱. * گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، البرز، ایران.
ایمیل (نویسنده مسئول): hossinzadehk@yahoo.com، آدرس: آذربایجان غربی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد بوکان. تلفن: ۰۹۱۸۳۷۴۴۹۰۳
۲. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
ایمیل: khodaveisi_hamideh@yahoo.com، آدرس: همدان، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان.
تلفن: ۰۹۱۸۸۱۵۶۷۸۷

Hosseinzadeh Amene^{* 1} , Khodaveisi Hamideh²

1. * Department of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, Karaj, Alborz, Iran
Address: Islamic Azad University Bokan Branch, Azarbayjan gharbi, Iran.
E-mail (Corresponding author): hossinzadehk@yahoo.com
2. Department of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University Hamedan, Hamedan, Iran
Address: Islamic Azad University Hamdan Branch, Hamedan,
E-mail: khodaveisi_hamideh@yahoo.com

مقاله در دست چاپ

چکیده

هدف: هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر خستگی ایزوکینتیک عضلات مچ پا، زانو و ران بر جذب شوک و میزان بار در حرکت فرود جفت پا بود.

روش‌ها: ۱۵ نفر دانشجوی دختر با میانگین سن ($19/67 \pm 0/62$ سال)، وزن ($54/60 \pm 9/44$ kg) و قد (cm) $163/30 \pm 5/54$ به صورت تصادفی به عنوان آزمودنی در این مطالعه شرکت کردند. ابتدا از آزمودنی‌ها، آزمون فرود از روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰ cm روی صفحه نیرو به عمل آمد و اطلاعات مربوط به این آزمون ثبت شد. سپس پروتکل خستگی ایزوکینتیک مفاصل مچ پا، زانو و ران هر فرد توسط دستگاه ایزوکینتیک به عمل آمده و اطلاعات مربوطه ثبت شد. بلافاصله دومین آزمون فرود بر روی صفحه نیرو به عمل آمد. برای تجزیه و تحلیل آماری از برنامه آماری SPSS18 و آزمون t همبسته در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج آزمون t همبسته برای مقایسه میزان بار اعمالی حین فرود، قبل و بعد از خستگی هر یک از مفاصل اندام تحتانی تفاوت معنی‌داری را نشان نداد.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان نتیجه‌گیری کرد که احتمالاً پروتکل خستگی با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک، به دلیل ایجاد تنش در همه زوایای مفصل با سرعت یکنواخت، قدرت عضلات را بالا برده و منجر به جبران فعالیت در مکانیسم‌های فعال و غیرفعال جذب شوک و پخش میزان بار در مفاصل اندام تحتانی می‌شود.

کلید واژگان: خستگی اندام تحتانی، خستگی ایزوکینتیک، نیروی عکس العمل زمین، فرود، جذب شوک و

میزان بار

Abstract

Objective: This study aims to determine the effects of ankle, knee, and hip ISO fatigue on shock absorption and rate of loading during paired-leg landing.

Methods: Fifteen female students with an average age of 19.67 ± 0.62 years, weight of 54.60 ± 9.44 kg, and height of 163.30 ± 5.54 cm were selected randomly as subjects in this study. First, the participants were tested by jumping from a box with the height of 30cm, to land on a force plate and information relevant to this test was recorded. Then, the Isokinetic fatigue protocol of the ankles, knees, and hips muscles' was implemented for everyone by an Isokinetic System, and related information was recorded. The second test of paired- leg landing with fatigue muscles, was carried out on a force plate immediately. For statistical analysis, SPSS18 software, Dependent T-test, at the significance level of $P < 0.05$, were used.

Results: Dependent T- test results showed no significant difference in comparing the rate of load throughout landing before and after fatigue in the joints of the lower extremities.

Conclusion: Findings of this study indicate that the fatigue protocol using Isokinetic devices with uniform speed, increases muscle strength due to generating stress at all the joints, thereby, compensating the active and passive joints for shock absorption, and load distribution on the lower extremities.

Keywords: lower extremity fatigue, Isokinetic fatigue, Shock absorption, Rate of Loading

مقاله در دست چاپ

مقدمه

خستگی ناشی از تمرین سبب می‌شود که محدودیت در عضلات اسکلتی یا سیستم عصبی یا هر دو ایجاد شود [۱]. معمولاً مطالعات خستگی بر پایه اندازه‌گیری‌های قدرت و نیروی عضلانی در هنگام تمرین‌های با شدت بالا بنا شده است و ممکن است اثرات خستگی روی قدرت و نیروی عضلانی و توانایی فعالیت عضلات اسکلتی مهم باشد [۲]. خستگی عضلانی را می‌توان به خستگی محیطی و خستگی مرکزی (عصبی-عضلانی) تفکیک نمود [۳]. بنابراین احتمالاً یکی از عواملی که بر کنترل مفاصل اندام تحتانی و خطر آسیب‌دیدگی اثرگذار است، خستگی عصبی-عضلانی است [۴]. در طول ورزش طولانی مدت که با شدت ثابت انجام می‌شود، تغییراتی در سیستم عصبی-عضلانی به‌عنوان پیشرفت تمرین رخ می‌دهد که ممکن است اثر یا الگوی مکانیسم‌های انقباضی فعال را تحت تأثیر قرار دهد [۵].

بسیاری از اختلالات فیزیولوژیکی که می‌توانند سبب خستگی عضله شوند شناخته‌شده‌اند [۶]. در واقع، خستگی به وقوع نقطه پایانی متابولیک نسبت داده شده است [۷، ۸]. بعلاوه سازوکارهای متفاوتی اعم از تجمع متابولیت‌ها درون فیبرهای عضلانی با کاهش فرمان حرکتی در قشر حرکتی، منجر به خستگی می‌شوند [۶]. و ظرفیت تولید نیروی عضلانی - اسکلتی در هر بخش از روند برانگیختن - انقباض (تحریک) تغییر می‌یابد [۹].

پروتکل‌های ایجاد خستگی عضلانی، شامل انقباضات ایزوکنتریک (Isokinetic Contraction)، انقباضات ایزومتریک (Isometric Contraction)، حرکات تکراری و پروتکل‌های عملکردی (Functional) می‌باشد [۴، ۱۰]. استفاده از آزمون‌های ایزوکنتریک به‌منظور اندازه‌گیری قدرت عضلانی پویا، ارزیابی عملکرد عضلانی، هماهنگی و آسیب‌دیدگی، به‌طور چشمگیری افزایش پیدا کرده است [۱۱]. همچنین، با ارزیابی‌های ایزوکنتریکی می‌توان ضعف عضلانی محدوده خاصی از بدن را مشخص کرد [۱۲].

مکانیسم‌های خستگی شامل سطح انگیزش آزمودنی‌ها، استراتژی عصبی (الگوهای فعالیت عضلانی و فرمان حرکتی)، شدت و مدت فعالیت، سرعت انقباض و دامنه فعالیت‌ها با تأثیر بر سیستم عصبی مرکزی (Central Nervous System) (CNS)، تحریک اعصاب حرکتی، واحدهای 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 [۱۳، ۱۴].

امواج شوک از طریق بدن پراکنده می‌شود [۱۵]. خوشبختانه در بدن چندین ساختار ذاتی برای کمک و حفاظت از تماس اولیه پا با زمین و ضعیف شدن امواج شوک وجود دارد [۱۶]؛ این ساختارها

مقاله در دست چاپ

شامل استخوان، مایع سینوویال، غضروف، بافت نرم، کینماتیک مفاصل و فعالیت عضلانی [۱۷] غضروف مفصلی، مینیسک و دیسک‌های بین مهره‌ای به‌عنوان جاذب شوک می‌باشند [۱۶].

تولید هر نیرو، نیروی دیگری را خلق می‌کند که با نیروی نخست مخالف و برابر است؛ نیروی عضلانی در جهت مخالف زمین؛ به طرف پایین اثر می‌کند تا بر لختی زمین غلبه کند و نیروی مخالف زمین، فشار را به طرف بالا برای کارایی ورزشکار برگشت می‌دهد [۱۸]. نیروی عکس‌العمل زمین، که در حین فعالیت‌های ورزشی بر اندام تحتانی وارد می‌شود، به بزرگی ۱۵ برابر وزن بدن می‌رسد [۱۹]. برخی افراد قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش داده یا آن را متوقف می‌کنند درحالی‌که به نظر می‌رسد بعضی دیگر اجازه می‌دهند زمین پای آن‌ها را متوقف کند [۲۰]. در فرود آمدن از ارتفاع و راه رفتن، اگر بدن از حرکات یا موقعیت‌های اندام آگاه نباشد، ممکن است قادر نباشد به طور مؤثر برای پذیرش ضربه و بار در تماس اولیه آماده شود [۲۱]. گرچه مکانیسم‌های دقیق آسیب هنوز مشخص نیست؛ لیکن، کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی در حین مانورهای ورزشی فرود و برش که به‌طور فزاینده‌ای به‌عنوان عامل خطر اولیه دخیل هستند؛ تغییر می‌کند [۲۱].

آسیب‌های مچ پا بیشتر از ۱۵٪ در تمام رشته‌های ورزشی تخمین زده می‌شود [۲۲]. آسیب‌های مچ، به‌طور نمونه به‌عنوان آسیب‌های کاربرد بیشینه و آسیب‌های ضربه‌ای طبقه‌بندی می‌شوند. آسیب‌های کاربرد بیشینه زانو در دوندگان معمول‌تر است [۲۳]. آسیب‌های مفصل ران می‌تواند به‌عنوان فعالیت‌های تکراری یا ضربه‌های کامل طبقه‌بندی شود. آسیب‌های فعالیت تکراری به‌وسیله دویدن به عوامل داخلی (ذاتی) و خارجی تقسیم می‌شوند؛ عوامل داخلی شامل لیگامنت‌های مفاصل اندام تحتانی، عدم تعادل عضلانی، ضعف عضلانی، عدم انعطاف‌پذیری مفصل و عضله و جنسیت، اندازه بدن و اختلاف طول پا است. عوامل خارجی شامل: تکنیک‌های دویدن نامناسب، خستگی یا کفش‌های نامناسب، سطوح دویدن نامرغوب، تغییرات ناگهانی در روتین‌های دویدن، تغذیه و آبرگیری ناکافی یا دویدن مسابقه‌ای در مایل‌های زیاد (۴۰ مایل در هفته) می‌باشد [۲۴، ۲۵].

محققان در تحقیقات مقایسه‌ای بین زنان و مردان به این نتیجه رسیده‌اند که میزان بار در مفاصل زنان بیشتر از مفاصل مردان است. به عبارت دیگر جذب شوک در مفاصل زنان کمتر از جذب شوک در مفاصل مردان است که در نتیجه آن احتمال بروز صدمات مفاصل اندام تحتانی به ویژه لیگامنت متقاطع قدامی زانو در آنان افزایش می‌یابد. یکی از کاربردهای کمکی مهم برای کاهش اختلالات زنجیره‌های حرکتی، اصلاح الگوی فرود آمدن زنان و تقویت کنترل عصبی-عضلانی آنان عنوان شده است. همچنین محققان در صدد بررسی میزان بار و جذب شوک در مفاصل اندام تحتانی در هنگام فرود از پرش با وجود خستگی موضعی هستند تا در صورت وجود اثر مشخص، پیشنهادات لازم جهت رفع این متغیر را ارائه دهند.

مقاله در دست چاپ

با توجه به مواردی که ذکر شد، آیا خستگی عضلات مفاصل اندام تحتانی بر جذب شوک در هنگام فرود از پرش مؤثر است؟ بنابراین هدف اصلی این پژوهش بررسی اثر خستگی ایزوکینتیک مفاصل مچ پا، زانو و ران بر جذب شوک در حرکت فرود جفت پا است.

روش‌شناسی

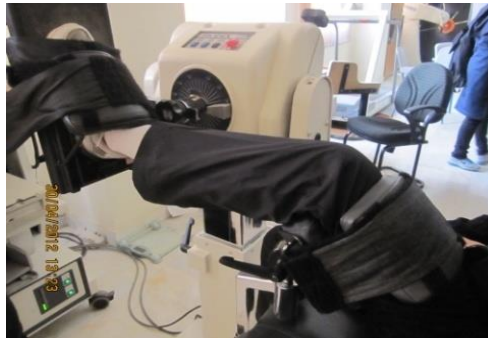
پژوهش حاضر از نوع کاربردی و روش آن با توجه به ماهیت پژوهش از نوع نیمه تجربی و طرح تحقیق به صورت بررسی پیش‌آزمون- پس‌آزمون با یک گروه انجام شد.

آزمودنی‌های این پژوهش شامل ۱۵ نفر از دانشجویان دختر دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه خوارزمی بودند، با میانگین سن ($19/67 \pm 0/62$ سال)، وزن ($54/60 \pm 9/44$ kg) و قد ($163/30 \pm 5/54$ cm) به طور تصادفی انتخاب شدند.

دو روز قبل از آزمون و جمع‌آوری داده‌ها، آزمودنی‌ها با آزمون‌های تحقیق حاضر آشنا شدند. پس از دریافت رضایت‌نامه و فرم‌های تکمیل‌شده اطلاعات شخصی و سابقه آسیب، آزمودنی‌ها از نظر سلامتی ارزیابی و افرادی که سابقه آسیب و حضور در تیم‌های ورزشی را داشتند حذف شدند. آزمودنی‌ها به آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه خوارزمی کرج فرا خوانده شدند. روز اول سن، قد و وزن آن‌ها ارزیابی شد. در روزهای بعد به منظور تعیین نیروی عکس‌العمل زمین و میزان بار، از آزمودنی‌ها پیش‌آزمون فرود به عمل آمد. قبل از انجام تست، آزمودنی‌ها چند بار فرود را انجام دادند و با شرایط و نحوه فرود آشنا شدند. آزمودنی‌ها به حالت استراحت، تحمل وزن کامل، ایستاده روی هر دو پا و با دست‌های به لگن تکیه داده قرار گرفتند. عمل فرود از روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰ Cm به وسط صفحه نیرو سه محوره (Tri axial Force plate)، مدل MIE، ساخت انگلیس با فرکانس ۵۰۰ هرتز جهت ارزیابی میزان بار اعمالی انجام گرفت و اطلاعات مربوط به آن ثبت شد. سپس حداکثر گشتاور عضلات مچ پا، زانو و ران با ایجاد خستگی در این عضلات توسط دستگاه ایزوکینتیک بایودکس (system 3) در سرعت زاویه‌ای ۶۰ درجه بر ثانیه محاسبه شد. جهت اندازه‌گیری حداکثر گشتاور عضلات مفاصل مچ پا، زانو و ایجاد خستگی، آزمودنی‌ها بر روی صندلی مخصوص دستگاه قرار گرفتند. اتصالات ویژه هر مفصل و حرکت مرتبط با آن به پای آزمودنی‌ها متصل شد.

برای به دست آوردن حداکثر گشتاور عضلات پلانتر فلکسور و دورسی فلکشن مچ پا، آزمودنی‌ها با زانوی ۱۸۰ درجه از اکستنشن، عمل پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن را با حداکثر توان انجام دادند؛ و حداکثر گشتاور ثبت شد و ۵۰ درصد حداکثر گشتاور به عنوان معیار خستگی در نظر گرفته شد. در کمتر از ۱۵ ثانیه اتصالات مربوطه از آزمودنی جدا شد و بلافاصله فرود را بر روی صفحه نیرو انجام دادند (شکل ۱).

مقاله در دست چاپ



شکل ۱. اجرای پروتکل خستگی ایزوکینتیک مچ پا

برای به دست آوردن حداکثر گشتاور زانو، اتصال مخصوص حرکت زانو به محل مناسب در بالای زانوی آزمودنی متصل شد. زانو در فلکشن ۹۰ درجه قرار گرفت. آزمودنی‌ها حرکت فلکشن و اکستنشن زانو را با حداکثر قدرت انجام دادند. سپس فرود بر روی صفحه‌نیرو انجام گرفت (شکل ۲).



شکل ۲. اجرای پروتکل خستگی ایزوکینتیک مفصل زانو

به‌منظور ایجاد خستگی در عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل ران، آزمودنی در حالت ایستاده و به پهلو در مقابل دینامومتر قرار گرفت به‌طوری‌که دسته دینامومتر در راستای محور چرخش قرار گرفت (شکل ۳).



شکل ۳. اجرای پروتکل خستگی ایزوکینتیک مفصل ران

مقاله در دست چاپ

محور چرخش ران در این الگو، اندکی بالاتر و جلوتر از تروکانتر بزرگ قرار داشت. طول اتصال مربوط به ران طوری تنظیم گردید که حمایت‌کننده‌های ران درست بالاتر از حفره پوپلیتئال قرار گرفت و پد مربوطه در قدام ران محکم بسته شد. پروتکل ایجاد خستگی ایزوکینتیک به این ترتیب بود که افراد، انقباضات کانسنتریک ارادی با حداکثر تلاش را بدون استراحت تا زمانی تکرار کردند که حداقل برای سه تکرار متوالی، گشتاور تولید شده در هر حرکت، به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ارادی مربوط به همان حرکت برسد. در این حالت دستور توقف توسط آزمونگر داده شد و با توقف حرکت بلافاصله اتصالات از فرد جدا شده و در مدت کمتر از ۱۵ ثانیه آزمون فرود از روی جعبه بر روی صفحه‌نیرو انجام گرفت. جهت اعمال حداکثر قدرت از سوی آزمودنی، از تشویق کلامی استفاده شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد بعد از فرود آمدن سعی نمایند تعادل خودشان را بعد از تماس با صفحه‌نیرو حفظ کنند و دو فرود قابل قبول آن‌ها ثبت شد. فرود قابل قبول شامل تماس با سینه پا در ابتدا، حفظ تعادل و فرود بدون جهش کوتاه و زاویه فلکشن زانو کمتر از ۹۰° بود. اطلاعات فرود جفت پا توسط دستگاه صفحه‌نیرو و با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ Hz جمع‌آوری شد [۲۶]. بررسی و تجزیه و تحلیل بر اساس داده‌های استخراج شده از نرم‌افزار دستگاه صفحه‌نیرو انجام گرفت. سپس نرمال‌سازی بر روی داده‌ها انجام شد.

نقطه اوج حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در حرکت فرود جفت پا، یک نقطه کلیدی جهت محاسبه میزان بار می‌باشد که اطلاعات مربوط به آن پس از جمع‌آوری مورد ارزیابی قرار گرفت. با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحه‌نیرو، نیروی عکس‌العمل زمین (Ground Reaction Force) (GRFV) و میزان بار (ROL) Rate of Loading) تحلیل شد. سپس از میانگین تکرارها استفاده کردیم تا حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در حین فرود آمدن را به دست آوریم. حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را به‌عنوان حداکثر نیروی عمودی ثبت شده در حین فرود که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها نرمال شده بود، در نظر گرفتیم و به‌عنوان مضربی از وزن بیان کردیم. سپس زمان رسیدن به حداکثر نیرو را که فاصله زمانی بین اولین تماس پا با صفحه‌نیرو و رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در حین فرود آمدن بود، محاسبه و ROL نام‌گذاری نمودیم [۲۷]. حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو محاسبه شد.

$$ROL = \left[\frac{\text{peakFz(N)}/BW(N)}{t} \right]$$

به‌منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون‌های آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) و آمار استنباطی شامل آزمون t همبسته (Dependent t-test) به‌منظور آزمون فرضیه‌ها و تغییرات پیش و پس از خستگی استفاده شد. تمام مراحل تجزیه و تحلیل آماری توسط برنامه آماری SPSS 18 در سطح (a=۰/۰۵) صورت گرفت.

مقاله در دست چاپ

نتایج

اطلاعات توصیفی آزمودنی ها شامل قد، وزن و سن آزمودنیها در جدول ۱ و اطلاعات مربوط به حداکثر گشتاور (Peek torque) (P t) و نصف حداکثر گشتاور (۵۰ P t) در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۱. اطلاعات توصیفی آزمودنی ها			
سن (y)	جرم (kg)	قد (cm)	شاخص های آماری
۱۹/۶۷ ± ۰/۶۲	۵۴/۶۰ ± ۹/۴۴	۱۶۳/۳۰ ± ۵/۵۴	میانگین و انحراف استاندارد

جدول ۲. حداکثر گشتاور و ۵۰٪ حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی			
ران	زانو	مچ پا	
۷۱۶	۱۴۳۳	۶۹۳	حداکثر گشتاور P t
۳۵۸/۲۵	۷۱۶/۵	۳۴۶/۵	۵۰٪ حداکثر گشتاور

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی مچ پا تفاوت معنی داری را نشان نداد ($p = ۰/۶۳۳$) ($t_{14} = ۰/۴۸۸$, $P > ۰/۰۵$). نتایج نشان می دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی مچ پا کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تایید می گردد و فرض خلاف مبنی بر اینکه میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک مچ پا متفاوت است رد می شود. (جدول ۳)

Sig	t	df	N	جدول ۳ آزمون مچ پا	
				میانگین و انحراف استاندارد	
				۴۱۲/۹۰ ± ۱۳۹/۸۷	پیش آزمون ROL
۰/۶۳۳	-۰/۴۸۸	۱۴	۱۵	۳۹۳/۷۲ ± ۱۲۵/۰۴	پس آزمون ROL

مقاله در دست چاپ

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی زانو تفاوت معنی داری را نشان نداد. ($t_{14} = 0/132$, $P > 0/05$) ($p = 0/897$). نتایج نشان می دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی زانو کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تایید می گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک زانو متفاوت است رد می شود. (جدول ۴)

Sig	t	d f	N	میانگین و انحراف استاندارد	
				پیش آزمون ROL	پس آزمون ROL
0/897	-0/132	14	15	412/90 ± 139/87	408/50 ± 93/59

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی ران تفاوت معنی داری را نشان نداد. ($t_{14} = 1/033$, $P > 0/05$) ($p = 0/319$). نتایج نشان می دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی ران کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تایید می گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک ران متفاوت است رد می شود. (جدول ۵)

Sig	t	d f	N	میانگین و انحراف استاندارد	
				پیش آزمون ROL	پس آزمون ROL
0/319	-1/033	14	15	412/90 ± 139/87	378/45 ± 105/05

بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر خستگی ایزوکینتیک عضلات مچ، زانو و ران بر جذب شوک در حرکت فرود جفت پا بود. نتایج نشان داد که میزان بار در هر یک از مفاصل اندام تحتانی تفاوت معناداری ندارد و میزان بار بعد از خستگی در مفاصل اندام تحتانی کاهش می یابد. لیکن کاهش میزان بار معنادار نمی باشد. اگرچه، درجه معینی از خستگی در عضلات بخصوصی نمی تواند تعیین شود. لیکن فرض می شود که خستگی اندام تحتانی سبب افزایش میزان بار در مفصل مچ، زانو و ران در فرود می شود [۲۸]. Self و همکاران اظهار داشتند که وضعیت اندام تحتانی در تماس با زمین

مقاله در دست چاپ

ممکن است نشان دهد زانو آمادگی بیشتری برای انتقال انرژی بالا، از زنجیره حرکتی به عضلات بالاتر و بزرگتر (اکستنسورهای هیپ) دارد [۲۹]. بعلاوه، Decker (۲۰۰۳) و Zhang (۲۰۰۰) گزارش کردند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض برون‌گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل؛ همچنین، انقباض برون‌گرای عضلات پلانتر فلکسور مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می‌شود [۳۰، ۳۱]. همچنین، ممکن است تغییرات در عملکرد عضلانی همراه با خستگی، توانایی بدن را محدود کند، و هر آشفتگی در بار، وضعیت مفصل، یا هر تغییر غیرمترقبه دیگر در فعالیت مورد نیاز را جبران کند. این فرایند می‌تواند بر خطر تغییرات ضعف کشسانی بافت‌ها (لیگامنت و تاندون‌ها) از طریق بارهای مکرر تأکید کند [۳۲]. جنبه‌های دیگر تغییرات عملکرد عضلانی که با خستگی نشان داده می‌شود زمان عکس‌العمل عضله و توانایی‌های حس عمقی است که با خستگی سرعت انقباض و دامنه استراحت عضلانی کاهش می‌یابد [۱۳، ۳۳].

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 کینماتیک و کینتیک مشاهده شد [۳۴]. محققان بسیاری گزارش کردند که بعد از ۳۰ دقیقه خستگی ناشی از دویدن، شتاب پا در برخورد بزرگتر است [۳۵-۳۷]. اگر چه، Mercer و همکاران (۲۰۰۳) گزارش کردند که شوک ناشی از ضربه پا، بعد از پروتکل تمرینات مدرج، مشاهده نشد. همچنین، آنها گزارش کردند که تغییرات بالای تضعیف شوک زنجیره حرکتی با خستگی متناقض بود. در واقع جذب شوک کمتری با خستگی گزارش کردند [۳۸]. لیکن، Derrick و همکاران (۲۰۰۲)، افزایش در تضعیف شوک را در انتهای خستگی دویدن گزارش کردند [۳۵]. Mercer و همکاران (۲۰۰۳) فرض کردند که این تفاوت‌ها ممکن است ناشی از سطح و نوع پروتکل‌های خستگی در هر مطالعه باشد [۳۸]. Flynn و همکاران (۲۰۰۴)، اثر خستگی را در کاهش شتاب درشت‌نی بعد از دورسی فلکسور و پلانتر فلکسور گزارش کردند. همچنین ضربه شوک، همراه با افزایش تضعیف شوک، به‌وسیله موقعیت بدن، در فرود اثر می‌گذارد [۱۷]. افزایش ۴۰ در فلکشن زانو در حین فرود بعد از خستگی و افزایش در تضعیف شوک ممکن است، ناشی از فلکشن بزرگتر باشد [۳۵]. به‌طور تقریبی اگر فلکشن زانو در تماس پا با زمین از ۶۰ بزرگتر باشد در حین آخرین چرخه راه رفتن، تقریباً ۰/۳ نیروی عکس‌العمل زمین کاهش می‌یابد. درحالی‌که موقعیت بدن در برخورد هنگام بازی در نقش توصیف انتقال شوک آشکار می‌شود [۳۹]. همچنین بعد از تماس پا با زمین، مکانیسم‌های مفصل، بارهای عضلات اسکلتی را تعدیل می‌کنند. با افزایش کار مفصل ران، باز پخش میزان بار در بخش دیستال نسبت به پروگزیمال، به‌طور تقریبی برابر با کاهش در کار مفصل مچ پا بود. همچنین Madigan و همکاران (۲۰۰۳) گزارش کردند که خستگی سبب باز پخش بار در اکستنسورهای دیستال به پروگزیمال می‌شود. اگر چه آن‌ها مقدار کار مفصل را گزارش

مقاله در دست چاپ

نکردند [۴۰]. در حقیقت، مطالعات نشان داده است که عضلات، لیگامنت‌ها، تاندون‌ها و تمام استخوان‌ها وقوع بالاتری از آسیب را با خستگی عصبی-عضلانی نشان دادند [۴۱]. بافت‌های رابط غیرفعال، به‌عنوان مثال، لیگامنت‌ها و تاندون‌ها، می‌توانند ساختارهای مخرب را تحمل کرده و یا با خستگی به طور عملکردی تطابق یابند [۴۲].

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج حاصل از تحقیق حاضر که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی تفاوت معناداری را نشان نداد؛ یکی از علت‌هایی که احتمالاً بتوان برای توجیه کاهش میزان بار و جذب شوک بعد از ایجاد خستگی مفاصل اندام تحتانی آزمودنی‌ها ذکر کرد، این است که احتمالاً پروتکل خستگی با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک، به‌دلیل ایجاد تنش در همه زوایای مفصل با سرعت یکنواخت، قدرت عضلات را بالا برده و منجر به جبران فعالیت در مکانیسم‌های فعال و غیرفعال جذب شوک و پخش میزان بار در مفاصل اندام تحتانی می‌شود.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌های مطالعه حاضر، حوادث غیرقابل پیش‌بینی در طول برنامه برای آزمودنی‌ها (بیماری) و داشتن حجم نمونه کم با وجود نرمال بودن توزیع بود که ممکن است بر نتایج اثرگذار باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه آزاد کرج می‌باشد. به این وسیله از جناب آقایان دکتر فتاح مرادی و دکتر کیوان عرضه و افراد شرکت‌کننده در مطالعه و تمام کسانی که ما را در اجرای این تحقیق یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌نماییم.

Reference:

1. Bigland-Ritchie B, Furbush F, Woods J. *Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors*. J Appl Physiol. 1986; 61(2): 421-9.
2. Behm D & et al. *Intermuscle differences in activation*. Muscle & nerve 2002; 25(2): 236-43.
3. Kent-Braun JA. *Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort*. Europ J Appl physiol and occupational physiol 1999; 80(1): 57-63.
4. Cairns SP & et al., *Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue*. Exercise and sport sciences reviews. 2005; 33(1): 9-16.

5. Lepers R & et al. *Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise*. Medicine and science in sports and exercise. 2000; 32(11): 1880-6.
6. Enoka RM, Duchateau J. *Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function*. J physiol. 2008; 586(1): 11-23.
7. Meeusen R, Piacentini MF. *Exercise, fatigue, neurotransmission and the influence of the neuroendocrine axis*, in *Developments in Tryptophan and Serotonin Metabolism* 2003; Springer. 521-5.
8. Nybo L, Secher NH. *Cerebral perturbations provoked by prolonged exercise*. Progress in neurobiology 2004; 72(4): 223-61.
9. Coyle EF & et al. *Muscle glycogen utilization during prolonged strenuous exercise when fed carbohydrate*. J Appl physiol 1986; 61(1): 165-72.
10. Sanna G, O'Connor KM. *Fatigue-related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers*. Clinical biomechanics. 2008; 23(7): 946-54.
11. 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.
12. Jones K, Barker K. *Human Movement Explained* 1996.
13. Bigland-Ritchie B & et al., *Contractile speed and EMG changes during fatigue of sustained maximal voluntary contractions*. J Neurophysiol 1983; 50(1): 313-24.
14. Bigland-Ritchie B & et al., *The absence of neuromuscular transmission failure in sustained maximal voluntary contractions*. J physiol 1982; 330: 265.
15. Folman Y & et al., *Cyclic impacts on heel strike: a possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system*. Archives of orthopaedic and traumatic surgery. 1986; 104(6): 363-5.
16. Collins J, Whittle M. *Impulsive forces during walking and their clinical implications*. Clinical Biomechanics. 1989; 4(3): 179-87.
17. Lafortune MA, Lake MJ, Hennig EM. *Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture*. Journal of biomechanics 1996; 29(12): 1531-7.
18. Jensen CR. *Applied kinesiology and biomechanics* 1983; McGraw-Hill College.
19. Dufek JS, Bates BT. *The evaluation and prediction of impact forces during landings*. Medicine and Science in Sports and Exercise 1990; 22(3): 370-7.
20. Riskowski J & et al. *Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related?* J Musculoskeletal and neuronal interaction. 2005; 5(4): 379.
21. Hewett TE & 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*. The American journal of sports medicine 2005; 33(4): 492-501.
22. Barr KP, Harrast MA. *Evidence-based treatment of foot and ankle injuries in runners*. Physical medicine and rehabilitation clinics of North America 2005; 16(3): 779-99.
23. Moore KL. *Clinically Oriented Anatomy* 1992; Williams & Wilkins.
24. Ballas M, Tytko J, Cookson D. *Common overuse running injuries: diagnosis and management*. American family physician 1997; 55(7): 2473-84.
25. Browning KH, Donley BG. *Evaluation and management of common running injuries*. Cleveland Clinic journal of medicine. 2000; 67(7): 511-20.
26. Ross S, Guskiewicz KM. *DIGEST Time to Stabilization: A Method for Analyzing Dynamic Postural Stability*. I J A T T. 2010; 8(3).
27. Hargrave MD & et al. *Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing*. J Athletic training. 2003; 38(1): 18.
28. Coventry E & et al. *The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing*. Clinical Biomechanics. 2006; 21(10): 1090-7.

29. Self BP, Paine D. *Ankle biomechanics during four landing techniques*. Medicine and science in sports and exercise. 2001; 33(8): 1338-44.
30. Decker MJ & et al. *Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing*. Clinical biomechanics 2003; 18(7): 662-9.
31. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. *Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings*. Medicine and Science in Sports and Exercise 2000; 32(4). 812-19.
32. Parnianpour M, Nordin M. *Volvo award in biomechanics. The triaxial coupling of torque generation of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns*. Spine 1988; 13(9). 982-92.
33. HÄkkinen K, Komi PV. *Effects of fatigue and recovery on electromyographic and isometric force-and relaxation-time characteristics of human skeletal muscle*. Europ J Applied physiol and occupational physiology 1986; 55(6): 588-96.
34. 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.
35. Derrick TR, Dereu D, McLean SP. *Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run*. Medicine and science in sports and exercise. 2002; 34(6): 998-1002.
36. Verbitsky O & et al. *Shock transmission and fatigue in human running*. J Appl Biomechanics. 1998; 14: 300-11.
37. Voloshin AS & et al. *Dynamic loading on the human musculoskeletal system-effect of fatigue*. Clinical Biomechanics 1998; 13(7): 515-20.
38. Mercer J & et al. *Characteristics of shock attenuation during fatigued running*. J Sports Science 2003; 21(11): 911-19.
39. Gerritsen KG, van den Bogert AJ, Nigg BM. *Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running*. J Biomechanics 1995; 28(6): 661-8.
40. Madigan ML, Pidcoe PE. *Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity*. J Electromyography and Kinesiology 2003; 13(5): 491- 8.
41. Asmussen E. *Muscle fatigue*. Medicine and science in sports. 1979; 11(4): 313.
42. Nyland JA & et al. *Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation*. J Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1994; 20(3): 132-7.

بیوگرافی نویسنده مسئول:

آمنه حسین زاده دارای مدرک کارشناسی ارشد از دانشگاه آزاد کرج، دارای ۱ مقاله علمی پژوهشی، مدرس گروه تربیت بدنی دانشگاه آزاد واحد بوکان، مدرس نجات غریق و آمادگی جسمانی و همچنین مربی رشته های ورزشی شنا و آب درمانی، بدمینتون، دو و میدانی، تنیس روی میز، تیراندازی با کمان و قایقرانی می



باشند.