

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

چکیده

آمنه حسین‌زاده*^۱، حمیده خداویسی^۲

۱- گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج، البرز، ایران.

۲- گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.

دریافت: ۱۳۹۵/۳/۱۱ پذیرش: ۱۳۹۶/۵/۲۶

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

روش‌ها: ۱۵ نفر دانشجوی دختر با میانگین سن (۱۹/۶۷±۰/۶۲ سال)، وزن (۵۴/۶۰±۹/۴۴ kg) و قد (cm) ۱۶۳/۳۰±۵/۵۴ به صورت تصادفی به عنوان آزمودنی در این مطالعه شرکت کردند. ابتدا از آزمودنی‌ها، آزمون فرود از روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰cm روی صفحه نیرو به عمل آمد و اطلاعات مربوط به این آزمون ثبت شد. سپس پروتکل خستگی ایزوکینتیک مفاصل میچ 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 SPSS 18 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 تفاوتی 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 عکس‌العمل زمین، فرود، جذب شوک و میزان بار

* نویسنده مسئول: همدان، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان.

تلفن: ۰۹۱۸۸۱۵۶۷۸۷

E-mail: hossinzadehk@yahoo.com

مقدمه

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 طولانی‌مدت که با شدت ثابت انجام می‌شود، تغییراتی در سیستم عصبی-عضلانی به عنوان پیشرفت تمرین رخ می‌دهد که ممکن است اثر یا الگوی مکانیسم‌های انقباضی فعال را تحت تأثیر

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

قرار دهد [۵].

بسیاری از اختلالات فیزیولوژیکی که می‌توانند سبب خستگی عضله شوند شناخته شده‌اند [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 ایزوکتیک (Isokinetic Contraction)، انقباضات ایزومتریک (Isometric Contraction)، حرکات تکراری و پروتکل‌های عملکردی (Functional) می‌باشد [۴، ۱۰]. استفاده از آزمون‌های ایزوکتیک به منظور اندازه‌گیری قدرت عضلانی پویا، ارزیابی عملکرد عضلانی، هماهنگی و آسیب‌دیدگی، به‌طور چشمگیری افزایش پیدا کرده است [۱۱]. همچنین، با ارزیابی‌های ایزوکتیکی 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 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 به‌طور 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 میچ یا بیشتر از ۱۵ درصد در تمام رشته‌های ورزشی تخمین زده می‌شود [۲۲]. آسیب‌های میچ، 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 آبیگری 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. به‌عبارت‌دیگر جذب شوک در مفاصل زنان کمتر از جذب شوک در مفاصل مردان است که در نتیجه آن احتمال بروز صدمات مفاصل اندام تحتانی به‌ویژه 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. با توجه به مواردی که ذکر شد، آیا خستگی عضلات مفاصل اندام

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 به‌عنوان معیار خستگی در نظر گرفته شد. در کمتر از ۱۵ ثانیه اتصالات مربوطه از آزمودنی جدا شد و بلافاصله فرود را بر روی صفحه‌نیرو انجام دادند (شکل ۱).



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

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.

روش شناسی

پژوهش حاضر از نوع کاربردی و روش آن با توجه به ماهیت پژوهش از نوع نیمه تجربی و طرح تحقیق به‌صورت 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 $(54/60 \pm 9/kg44)$ و قد $(163/30 \pm 5/54)$ cm به‌طور 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 فراخوانده شدند. روز اول سن، قد و وزن آن‌ها ارزیابی شد. در روزهای بعد به‌منظور تعیین نیروی عکس‌العمل زمین و میزان بار، از آزمودنی‌ها پیش‌آزمون فرود داده 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 (Tri axial Force plate) به وسط صفحه نیرو سه محوره (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 (۳ system) 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

به طوری که دسته دینامومتر در راستای محور چرخش قرار گرفت (شکل ۳).



شکل ۳. اجرای پروتکل خستگی ایزوکینتیک مفصل ران

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 پوپلیتال قرار گرفت و پد مربوطه در قدام ران محکم بسته شد. پروتکل ایجاد خستگی ایزوکینتیک به این ترتیب بود که افراد، انقباضات کانستریک 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 صفحه نیرو 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 صفحه نیرو 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 صفحه نیرو 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 صفحه نیرو، نیروی عکس‌العمل زمین (Rate of Ground Reaction Force (GRFV) و میزان بار (Loading (ROL) 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 به عنوان حداکثر نیروی عمودی ثبت شده در حین فرود که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها نرمال شده بود، در نظر گرفتیم و به عنوان مضربی از وزن بیان کردیم. سپس زمان رسیدن به حداکثر نیرو را که فاصله زمانی بین اولین تماس پا با صفحه نیرو 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.

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

به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون‌های آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد) و آمار استنباطی شامل آزمون t همبسته (Dependent t-test) به منظور 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.

نتایج

اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها شامل قد، وزن و سن آزمودنی‌ها در جدول ۱ و اطلاعات مربوط به حداکثر گشتاور (P t) ((Peak torque) و نصف حداکثر گشتاور (۵۰ P t) در جدول ۲ آورده شده است. مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی می‌چ با تفاوت معنی‌داری را نشان نداد (P, ۰/۰۵ < ۰/۴۸۸ = ۱۴t) (p=۰/۶۳۳). نتایج نشان می‌دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی می‌چ با کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تأیید می‌گردد و فرض خلاف مبنی بر اینکه میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک می‌چ با متفاوت است رد می‌شود. (جدول ۳)

جدول ۱.

اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها

شاخص‌های آماری	قد (cm)	جرم (kg)	سن (y)
میانگین و انحراف استاندارد	۱۶۳/۳۰ ± ۵/۵۴	۵۴/۶۰ ± ۹/۴۴	۱۹/۶۷ ± ۰/۶۲

جدول ۲.

حداکثر گشتاور و ۵۰٪ حداکثر گشتاور مفاصل اندام تحتانی

مفصل			
متغیر	مچ پا	زانو	ران
حداکثر گشتاور P t	۶۹۳	۱۴۳۳	۷۱۶
۵۰٪ حداکثر گشتاور	۳۴۶/۵	۷۱۶/۵	۳۵۸/۲۵

جدول ۳.

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی مفصل مچ پا

Sig	t	d f	N	میانگین و انحراف استاندارد
				پیش‌آزمون ROL ۴۱۲/۹۰ ± ۱۳۹/۸۷
۰/۶۳۳	-۰/۴۸۸	۱۴	۱۵	پس‌آزمون ROL ۳۹۳/۷۲ ± ۱۲۵/۰۴

جدول ۴.

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی مفصل زانو

Sig	t	d f	N	میانگین و انحراف استاندارد
				پیش‌آزمون ROL ۴۱۲/۹۰ ± ۱۳۹/۸۷
۰/۸۹۷	-۰/۱۳۲	۱۴	۱۵	پس‌آزمون ROL ۴۰۸/۵۰ ± ۹۳/۵۹

جدول ۵.

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی مفصل ران

Sig	t	d f	N	میانگین و انحراف استاندارد
				پیش‌آزمون ROL ۴۱۲/۹۰ ± ۱۳۹/۸۷
۰/۳۱۹	-۱/۰۳۳	۱۴	۱۵	پس‌آزمون ROL ۳۷۸/۴۵ ± ۱۰۵/۰۵

اعمالی پس از خستگی ران کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تأیید می‌گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک ران متفاوت است رد می‌شود. (جدول ۵)

بحث

هدف از مطالعه حاضر، بررسی تأثیر خستگی ایزوکینتیک عضلات مچ پا، 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

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی زانو تفاوت معنی‌داری را نشان نداد.

($P = 0/05$, $t = 14 = 0/132 < P$) ($p = 0/897$). نتایج نشان می‌دهد که میزان بار اعمالی پس از خستگی زانو کاهش یافته است اما این کاهش از نظر آماری معنی‌دار نبوده است. بنابراین فرض صفر تأیید می‌گردد و فرض خلاف مبنی بر این که میزان بار حین فرود، قبل و بعد از خستگی ایزوکینتیک زانو متفاوت است رد می‌شود. (جدول ۴)

مقایسه میزان بار اعمالی هنگام فرود، قبل و بعد از خستگی ران تفاوت معنی‌داری را نشان نداد

($P = 0/05$, $t = 14 = 1/033 < P$) ($p = 0/319$). نتایج نشان می‌دهد که میزان بار

خستگی را در کاهش شتاب درشتانی بعد از دورسی فلکسور و پلاتنار فلکسور گزارش کردند. همچنین ضربه شوک، همراه با افزایش تضعیف شوک، به وسیله موقعیت بدن، در فرود اثر می گذارد [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]. به طور تقریبی اگر فلکشن زانو در تماس پا با زمین از ۶۰ بزرگتر باشد در حین آخرین چرخه راه رفتن، تقریباً ۰/۳ نیروی عکس العمل زمین کاهش می یابد. در حالی که موقعیت بدن در برخورد هنگام بازی در نقش توصیف انتقال شوک آشکار می شود [۳۹]. همچنین بعد از تماس پا با زمین، مکانیسم های مفصل، بارهای عضلات اسکلتی را تعدیل می کنند. با افزایش کار مفصل ران، باز پخش میزان بار در بخش دیستال نسبت به پروگزیمال، به طور 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 می شود. اگر چه آن ها مقدار کار مفصل را گزارش نکردند [۴۰]. در حقیقت، مطالعات نشان داده است که عضلات، لیگامنت ها، تاندون ها و تمام استخوان ها و قوع بالاتری از آسیب را با خستگی عصبی - عضلانی نشان دادند [۴۱]. بافت های رابط غیرفعال، به عنوان مثال، لیگامنت ها و تاندون ها، می توانند ساختارهای مخرب را تحمل کرده و یا با خستگی به طور عملکردی تطابق یابند [۴۲].

نتیجه گیری نهایی

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 علت هایی که احتمالاً بتوان برای توجیه کاهش میزان بار و جذب شوک بعد از ایجاد خستگی مفاصل اندام تحتانی آزمودنی ها ذکر کرد، این است که احتمالاً پروتکل خستگی با استفاده از دستگاه ایزوکتیتیک، به دلیل ایجاد تنش در همه زوایای مفصل با سرعت یکنواخت، قدرت عضلات را بالا برده و منجر به جبران فعالیت در مکانیسم های فعال و غیرفعال جذب شوک و پخش میزان بار در مفاصل اندام تحتانی می شود.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد دانشکده تربیت بدنی

معناداری ندارد و میزان بار بعد از خستگی در مفاصل اندام تحتانی کاهش می یابد. لیکن کاهش میزان بار معنادار نمی باشد. اگر چه، 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 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 برون گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل؛ همچنین، انقباض برون گرای عضلات پلاتنار فلکسور مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می شود [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 می تواند بر خطر تغییرات ضعف کشسانی بافت ها (لیگامنت و تاندون ها) از طریق بارهای مکرر تأکید کند [۳۲]. جنبه های دیگر تغییرات عملکرد عضلانی که با خستگی نشان داده می شود زمان عکس العمل عضله و توانایی های حس عمقی است که با خستگی سرعت انقباض و دامنه استراحت عضلانی کاهش می یابد [۱۳، ۳۳].

در تحقیقات گذشته فرضیه تغییر مکانیسم های مفاصل اندام تحتانی در موقع خستگی نشان داد که موقعیت بدن در حین فرود، تغییر می کند و در مفاصل ران و زانو انرژی جذب می شود. 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 تفاوت ها ممکن است ناشی از سطح و نوع پروتکل های خستگی در هر مطالعه باشد [۳۸]. Flynn و همکاران (۲۰۰۴)، اثر

کسانی که ما را در اجرای این تحقیق یاری نمودند تشکر و قدردانی می‌نماییم.

دانشگاه آزاد کرج می‌باشد. به این وسیله از جناب آقایان دکتر فتاح مرادی و دکتر کیوان عرضه و افراد شرکت‌کننده در مطالعه و تمام

References

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 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.

The Effect of Ankle, Knee and Hip Isokinetic Fatigue on Shock Absorption and Rate of Loading during Pair-leg Landing

Amene Hosseinzadeh^{1*},
Hamideh Khodaveisi²

1. Department of Physical
Education and Sport Sciences,
Islamic Azad University, Karaj,
Albaorz, Iran.

2. Department of Physical
Education and Sport Sci-
ences, Islamic Azad University
Hamedan, Hamedan, Iran.

* Corresponding author:
Department of Physical Education and
Sport Sciences, Islamic Azad University,
Karaj, Albaorz, Iran
Tel: 09183744903
Email: khodaveisi_hamideh@yahoo.com

Abstract

Received: May 31, 2016 Accepted: Aug, 17, 2017

Objective: This study aims at investigating 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. 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, SPSS version 18 was used and, Dependent samples T-test, at the significance level of $P < 0.05$, was used.

Results: The results of the dependent samples 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: OFindings 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

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 رشته‌های ورزشی شنا و آبدرمانی، بدمیتون، دو و



میدانی، تنیس روی میز، تیراندازی با کمان و قایقرانی می‌باشند