

## Effect of Lower Limb Muscle Fatigue on Selected Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Gait in Active young men

Hydar Sadeghi<sup>1</sup>, Mohamadjavad Razi<sup>2\*</sup>, Esmail Ebrahimi Takamejani<sup>3</sup>, Mohamad Shariatzade<sup>4</sup>

1. Full Professor of Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Teheran, Iran

2. PhD student of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Teheran, Iran

3. Full professor of Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences and Health Services, Teheran, Iran

4. Assistant Professor of Sports Sciences Research Institute of Iran (SSRII), Tehran, Iran

Received: 2016. October.08

Revised: 2016. December.09

Accepted: 2017. February.26

### Abstract

**Background and Aim:** According to the previous studies regarding the role of fatigue on performance, the aim of the present study was to investigate the effect of lower limb muscle fatigue on spatio-temporal, ground reaction forces and selected muscle activity of the gait in active young men.

**Materials and Method:** A total of 15 healthy active male individuals, aged  $22.09 \pm 3.18$  years, height  $177 \pm 5.8$  cm, and weight  $71 \pm 7.72$  kg, participated in the present quasi-experimental study. Sit to stand fatigue protocol was used for lower limb fatigue and kinematic and kinetic and muscle activity were collected during normal gait before and after fatigue protocol, Shapiro-wilk test was used to ensure the normal distribution of data and paired t-test was run to compare variables at  $p \leq 0.05$  level.

**Results:** Changes in gait variables, such as increased step width ( $p=0.003$ ) and heel contact velocity ( $p<0.001$ ), reduced ankle dorsiflexion ( $p=0.005$ ), increased knee flexion ( $p<0.001$ ), and first peak vertical ground reaction force ( $p=0.004$ ) as well as a significant reduction in tibialis anterior, vastus medialis, vastus lateralis, rectus femoris, semitendinus, and biceps femoris muscle activity ( $p<0.05$ ) were observed after fatigue.

**Conclusion:** The results confirmed the effectiveness of muscle fatigue on gait variables. Increased step width and heel contact velocity and reduced activity of selected lower limb muscles may increase the need for dynamic balance during fatigue and increase the risk of injury. The results of the present study may have clinical values. Falls in the elderly and children may create physical and mental effects. Hence, in designing associated exercises with these groups, it is recommended that intensity of exercises be maintained at fatigue threshold.

**Keywords:** Lower Limb Muscle Fatigue; Gait, Kinematics; Kinetics; Muscle Activity Angle

**Cite this article as:** Hydar Sadeghi, Mohamadjavad Razi, Esmail Ebrahimi Takamejani, Mohamad Shariatzade. Effect of Lower Limb Muscle Fatigue on Selected Kinematics, Kinetics, and Muscle Activity of the Gait in Active young men. *J Rehab Med.* 2018; 7(1): 225-235.

\* **Corresponding Author:** Mohamadjavad Razi, PhD student of Sport Biomechanics, Kharazmi University, Teheran, Iran  
Email: mohamadjavadrizi@gmail.com

**DOI:** 10.22037/jrm.2018.110668.1444

## تأثیر خستگی عضلات اندام تحتانی بر برخی متغیرهای منتخب سینماتیک، سینتیک و فعالیت عضلات منتخب در راه رفتن مردان جوان فعال

حیدر صادقی<sup>۱</sup>، محمدجواد رضی<sup>۲\*</sup>، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی<sup>۳</sup>، محمد شریعت‌زاده<sup>۴</sup>

۱. استاد گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی ایران، تهران، ایران
۴. استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران

\* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۷/۱۷ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۹/۱۹ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۱۲/۰۸ \*

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

خستگی بر عملکردهای انسان اثرگذار است. برای حفظ عملکرد حرکتی در حضور خستگی تطابق در متغیرهای سینماتیک، سینتیک و فعالیت عضلات مورد نیاز است. هدف از انجام تحقیق حاضر بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر متغیرهای مذکور در راه رفتن افراد جوان فعال بود.

#### مواد و روش‌ها

در تحقیق نیمه‌تجربی حاضر ۱۵ مرد سالم فعال (۲۲/۰۹±۳/۱۸ سال) با میانگین قد (۱۷۷±۷/۵۸ سانتی‌متر) و وزن (۷۱±۷/۷۲ کیلوگرم) شرکت کردند. از پروتکل خستگی نشست و برخاست برای خستگی اندام تحتانی استفاده و متغیرهای سینماتیکی و سینتیکی و فعالیت عضلانی منتخب در حین راه رفتن طبیعی آزمودنی‌ها قبل و بعد از اعمال پروتکل خستگی جمع‌آوری شد. از آمار توصیفی برای تعیین شاخص‌های گرایش به مرکز و پراکندگی، از آزمون کولموگوروف-اسمیرنوف برای تعیین وضعیت نرمال بودن توزیع داده‌ها و از آزمون آماری t همبسته در سطح معناداری (p<۰/۰۵) برای مقایسه متغیرهای تحقیق استفاده شد.

#### یافته‌ها

تغییر در متغیرهای راه رفتن مانند افزایش عرض گام (p=۰/۰۰۳)، سرعت برخورد پاشنه (p<۰/۰۰۰۱) و کاهش دورسی فلکشن مچ پا (p=۰/۰۰۵) افزایش فلکشن زانو (p<۰/۰۰۰۱) و افزایش اوج اول نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (p=۰/۰۰۴) و کاهش معنادار در فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی (p=۰/۰۴۴)، پهن داخلی (p=۰/۰۰۱)، پهن خارجی (p=۰/۰۰۵)، راست‌رانی (p=۰/۰۰۷)، نیمه‌وتری (p=۰/۰۴۴) و دوسررانی (p=۰/۰۰۴) پس از خستگی مشاهده شد.

#### نتیجه‌گیری

یافته‌ها موید اثر خستگی عضلانی بر متغیرهای راه رفتن بود. افزایش عرض گام، افزایش سرعت برخورد پاشنه و کاهش فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی ممکن است با افزایش نیاز به تعادل پویا در حین خستگی و افزایش خطر آسیب و افتادن ناشی از سرخوردن در ارتباط باشد. افتادن در سالمندان و کودکان می‌تواند عوارض نامطلوب روحی و جسمی بر جای بگذارد؛ از این رو در طراحی تمرین‌های مرتبط با این گروه‌ها توصیه می‌شود شدت تمرین در آستانه خستگی حفظ شود.

#### واژگان کلیدی

خستگی اندام تحتانی؛ راه رفتن؛ متغیرهای کینماتیکی؛ متغیرهای کینتیکی؛ فعالیت عضلانی

نویسنده مسئول: محمدجواد رضی، تهران، میرداماد، رازان جنوبی، مجموعه ورزشی شهید کشوری، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی.

آدرس الکترونیکی: mohamadjavadrizi@gmail.com

## مقدمه و اهداف

از خستگی عضلانی به عنوان ناتوانی در حفظ نیروی مورد نیاز که منجر به کاهش عملکرد در یک وظیفه حرکتی معین می‌شود<sup>[1]</sup> و یا ناتوانی در ادامه فعالیت با شدت تمرینی معین یاد می‌شود.<sup>[2]</sup> خستگی به وسیله طیفی از فاکتورهای منفرد مانند وجود آسیب، سن، سطح فعالیت بدنی و نوع فعالیت انجام شده تعدیل می‌شود.<sup>[3]</sup> این پدیده ممکن است پیامد نارسایی کار دستگاه عصبی مرکزی و یا محیطی باشد. در خستگی مرکزی اختلال در سیستم عصبی مرکزی و در خستگی محیطی اختلال در اعصاب محیطی، اتصال عصبی-عضلانی و یا در بافت انقباضی عضله می‌باشد.<sup>[4]</sup>

راه رفتن نیازی اساسی برای زندگی روزانه و یکی از مهمترین و پیچیده‌ترین فعالیت‌های انسان شناخته می‌شود.<sup>[5]</sup> راه رفتن مهارت حرکتی پیچیده‌ای است که از اتصال چندین مسیر عصبی از قشر مغز به عضلات انجام می‌شود.<sup>[6]</sup> تعامل بالای بین سیستم عصبی مرکزی و عضلات مختلف به فرد اجازه می‌دهد وضعیت مستقیم بدن خود را در حین حرکت در یک وضعیت باثبات حفظ کند.<sup>[7]</sup> در این بین، اندام تحتانی با جذب نیروهای حاصل از برخورد پا با سطح زمین، حفظ تعادل و ایجاد نیروهای جلوبرنده در شکل‌گیری این الگوی یکپارچه و هماهنگ اصلی‌ترین نقش را دارد.<sup>[8]</sup> عوامل متعددی همچون بیماری‌های عصبی-عضلانی، ضایعات مغزی-نخاعی، آسیب‌دیدگی رباطی-مفصلی و خستگی بر بیومکانیک راه رفتن اثرگذار هستند و در الگوی بکارگیری عضلات و مصرف انرژی اختلال ایجاد می‌کنند.<sup>[9-12]</sup> مطالعات نشان می‌دهد برای حفظ عملکرد حرکتی با وجود خستگی تطابق در متغیرهای فضایی-زمانی راه رفتن<sup>[13]</sup> و نیروهای عکس‌العمل زمین<sup>[14]</sup> ضروری است.

شاخص‌های راه‌رفتن از سطح فعالیت بدنی نیز تاثیر می‌پذیرد، به طوری که افراد غیرفعال به شکل متفاوتی نسبت به افراد فعال در راه رفتن با سرعت دلخواه عمل می‌کنند که نشان‌دهنده شرایط ضعیف‌تر سیستم عصبی-عضلانی افراد غیرفعال است که کنترل تعادل و پیشروی را تحت تاثیر قرار می‌دهد.<sup>[15, 16]</sup> در راه رفتن تطابقی، افراد غیرفعال کاهش سرعت راه رفتن و افزایش فاصله افقی بین پاها را در مقایسه با افراد فعال نشان دادند.<sup>[17]</sup> همچنین سطح فعالیت بدنی افزایش خستگی را تعدیل می‌کند<sup>[18]</sup> به طوری که افراد غیرفعال خستگی‌پذیری بیشتری نسبت به افراد فعال دارند. در مطالعاتی که در مورد اثر خستگی بر راه رفتن افراد جوان و سالمند وجود دارد، بیشتر از پروتکل‌های خستگی ایزومتریک<sup>[14, 18]</sup> و یا از حرکاتی که در زندگی روزانه کاربرد کمتری دارند، استفاده شده است.<sup>[19]</sup> استفاده از پروتکل خستگی نشست و برخاست به دلیل عملکردی بودن و استفاده از زندگی روزانه تغییرات عملکردی را بهتر نشان می‌دهد.<sup>[20]</sup> تست نشست و برخاست عموماً در فعالیت‌های زندگی روزانه به صورت نشست و بلند شدن از صندلی تکرار می‌شود.<sup>[21]</sup> نشست و برخاست یکی از مهمترین شاخص‌های اندازه‌گیری توانایی‌های بدنی، یکی از مشکل‌ترین وظایف عملکردی و برای استقلال انسان ضروری است.<sup>[22]</sup> به این دلایل مطالعه به وسیله این تست در دهه‌های اخیر مورد توجه قرار گرفته است.<sup>[23]</sup>

اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین در حین راه رفتن به عنوان معیاری برای شناسایی و یا طبقه‌بندی افراد بر اساس الگوی استفاده آنها از نیروها، در طول زمان راه رفتن مد نظر قرار گرفته است.<sup>[24]</sup> این نیروها از آنجا دارای اهمیت ویژه‌ای هستند که مقدار آنها تکرار شونده نیز می‌باشد. افزایش و تکرار نیروهای ضربه‌ای و نرخ بارگذاری در فاز ابتدایی راه رفتن دارای اثرات آسیب‌رسان روی سیستم عضلانی-اسکلتی می‌باشد.<sup>[25]</sup> با وجود این که بدن دارای چندین ساختار درونی جذب شوک مانند غضروف مفصلی، مینیسک و دیسک‌های بین مهره‌ای برای محافظت در برابر این نیروها است، اما این ساختارها گاهی نمی‌توانند در برابر نیروهای راه رفتن مقاومت کنند و در اثر نیروهای زیاد و تکراری ممکن است دچار خستگی مکانیکی شده و مستعد آسیب‌های مفصلی شوند. از طرفی دیگر تغییر در شاخص‌های کینماتیکی راه رفتن مانند افزایش سرعت تماس پاشنه در یک دوره راه رفتن به عنوان ریسک فاکتورهای افتادن و سرخوردن در نظر گرفته می‌شود.<sup>[26]</sup> آسیب‌های مربوط به سرخوردن و افتادن هزینه‌های زیادی را بر صنعت و ورزش به خصوص بخش درمان وارد می‌کند. خستگی عضلانی به عنوان یکی از فاکتورهای مرتبط با حوادث افتادن و سرخوردن شناخته می‌شود.<sup>[27]</sup> بررسی فعالیت عضلات اندام تحتانی در مطالعات راه رفتن عموماً مورد استفاده قرار می‌گیرد، اما در مطالعات مربوط به خستگی کمتر مورد استفاده قرار گرفته است.<sup>[28]</sup> استفاده از داده‌های فعالیت عضلانی (EMG) به تفسیر بهتر پدیده‌های کینتیکی و کینماتیکی کمک می‌کند.

مطالعات از جنبه‌های متفاوتی به بحث خستگی در راه رفتن پرداخته‌اند، متغیرهای متفاوتی را مورد بحث قرار داده‌اند و در برخی موارد تناقض‌هایی مشاهده می‌شود. انتظار می‌رود کنترل حرکتی در راه رفتن تحت تاثیر خستگی قرار گیرد. در تحقیق حاضر متغیرهای فضایی-زمانی در راه رفتن که مربوط به خطر افتادن می‌باشد مانند طول گام، عرض گام، زمان گام، سرعت گام، زمان حمایت یک‌طرفه و دو طرفه، سرعت برخورد پاشنه<sup>۱</sup> و زاویه میچ پا، زانو و ران در لحظه تماس پاشنه و همچنین مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل عمودی و افقی زمین و شاخص فعالیت عضلات منتخب (RMS)<sup>۲</sup> در مرحله استقرار راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت. با فرض تاثیر خستگی بر مکانیک حرکت

1 Electromyography

2 Heel Contact Velocity

3 Root Mean Square

انسان، هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر خستگی بر متغیرهای فضایی-زمانی، نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت عضلات منتخب در راه رفتن مردان جوان فعال بود.

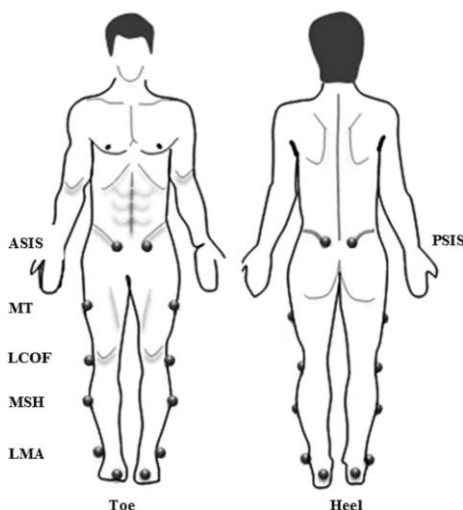
## مواد و روش‌ها

در تحقیق نیمه‌تجربی حاضر ۲۰ مرد سالم فعال با ویژگی‌های دموگرافیک مندرج در جدول ۱ به صورت نمونه‌گیری در دسترس شرکت کردند. تکمیل فرم رضایت آگاهانه شرکت در تحقیق، عدم ابتلا به هر گونه بیماری قلبی-تنفسی، ناهنجاری‌های ساختار قدامی و آسیب‌های اندام تحتانی در زمان اجرای آزمون و دارای فعالیت بدنی منظم در شش ماه گذشته، حداقل سه روز در هفته و حداقل یک ساعت در روز از معیارهای ورود آزمودنی‌ها به تحقیق بود.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای دموگرافیکی آزمودنی‌ها و مدت خستگی (n=۱۵)

مدت خستگی (دقیقه)	طول اندام تحتانی (سانتی‌متر)	قطر زانو (سانتی‌متر)	قطر مچ پا (سانتی‌متر)	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)
۱۵/۹۷	۹۲/۲۷	۱۰/۵	۶/۲	۲۲/۰۹	۷۱/۲۷	۱۷۸
۷/۳۵	۴/۷۸	۰/۱	۰/۱	۳/۱۸	۷/۷۲	۷/۵۸

از سیستم آنالیز حرکت MX شامل ۴ دوربین (۱۰۰ هرتز) و نرم‌افزار نکسوس<sup>۴</sup> ۱٫۸٫۲ برای کمی کردن داده‌های فضایی-زمانی استفاده شد. پس از کالیبراسیون سیستم و قبل از انجام تست ۱۶ مارکر با قطر ۱۵ میلی‌متر بر اساس مدل پلاگین‌گیت<sup>۵</sup> روی سرم‌تاتارسال خارجی، پاشنه، قوزک خارجی پا، میانه جانبی ساق پا، اپی‌کندیدل خارجی ران، میانه جانبی ران، خارخاصره‌ای قدامی فوقانی، خارخاصره‌ای خلفی به صورت دو طرفه برای شناسایی لگن، ران، ساق و پا برطبق نرم‌افزار نکسوس نصب شد (شکل ۱). از یک نیروسنج کیستلر<sup>۶</sup> با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. نیروسنج در مرکز فضای کالیبره‌شده در قسمت میانی مسیر راه رفتن ۱۸ متری قرار گرفته بود. از دستگاه ۱۶ کاناله FREE EMGBTS ساخت ایتالیا با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰۰ هرتز و الکترودهای دوقطبی سطحی برای ثبت فعالیت عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راست‌رانی، پهن خارجی، نیمه‌وتتری و دوسرانی از پای برتر آزمودنی‌ها استفاده شد. لازم به ذکر است که سیستم آنالیز حرکت، نیروسنج و دستگاه EMG همزمان‌سازی شده بود. از نرم‌افزارهای EMG Graphing و EMG Analyzer برای آنالیز داده‌های EMG استفاده شد. نرم‌افزار EMG Analyzer داده‌های EMG را با داده‌های سیستم آنالیز حرکت و نیروسنج ترکیب می‌کرد، به طوری که لحظه تماس پاشنه و جدا شدن پنجه پای برتر آزمودنی در نرم‌افزار EMG Graphing قابل مشاهده بود.



تصویر ۱: اتصال مارکرها روی برجستگی‌های استخوانی بر اساس مدل پلاگین‌گیت

4 Nexus Software

5 Plug-In-Gait Model

6 Force Plate (Kistler Ag, Winterthur, Swit- Zerland)

اطلاعات شخصی آزمودنی‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. آزمودنی‌ها از لحاظ سلامت ساختار قامت با استفاده از تست نیوپورک مورد ارزیابی قرار گرفتند و پس از تایید سلامت بدنی و ساختار قامتی، فرم رضایت‌نامه فردی را تکمیل نمودند. محل اتصال الکترودهای EMG بر پای برتر آزمودنی‌ها روی عضلات درشت‌نی قدامی، دوقلوی داخلی، پهن داخلی، راسترانی، پهن خارجی، نیمه‌وتری و دوسرانی تراشیده و به وسیله الکل تمیز شد. پای برتر آزمودنی پای بود که برای ضربه با پا معمولاً از آن استفاده می‌شد.<sup>[۲۸]</sup> محل قرارگیری الکترودها در حین حداکثر تلاش ایزومتریک عضلات شناسایی و الکترودهای EMG بر طبق پروتکل اروپایی سنیم به گونه‌ای نصب شد که فاصله بین مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر و در راستای تار عضلات بود. از آنها خواسته شد تا هنگام اجرای آزمون، حتی الامکان اجرای خود را در حالت طبیعی انجام داده و از نگاه کردن به صفحه‌های نیروسنج خودداری کنند. قبل از شروع فرآیند داده‌گیری آزمودنی‌ها با راه رفتن، نرم دویدن و حرکات کششی ساده عمل گرم کردن را انجام دادند. نقطه شروع راه رفتن بر اساس کوشش‌های تمرینی به گونه‌ای انتخاب شد که آزمودنی قبل از ورود به فضای کالیبره‌شده، بتواند حداقل هشت گام بردارد و پای راست خود را روی مرکز نیروسنج قرار دهد. سه کوشش راه رفتن بدون کفش قبل و سه کوشش بعد از انجام پروتکل خستگی انجام شد. پس از کوشش‌های راه رفتن، قبل و بعد از خستگی، حداکثر انقباض ارادی عضلات مذکور جهت نرمال-سازی داده‌های EMG و بررسی میانه فرکانس عضلات چهارسر برای اطمینان از اثرگذاری پروتکل خستگی طبق روش هوبلی-کوزی و همکاران (۲۰۰۸) گرفته شد.<sup>[۲۹]</sup> در حین اجرای تست، آزمودنی‌ها به صورت کلامی و دیداری با مشاهده طیف فرکانس در مانیتور (بیوفیدبک<sup>۷</sup>) برای تلاش بیشتر تشویق می‌شدند.

برای اعمال خستگی، آزمودنی‌ها وظیفه حرکتی نشست و برخاست را در حالی که دست‌ها روی سینه قرار داشت، از روی صندلی انجام دادند.<sup>[۱۳]</sup> سرعت حرکت به وسیله یک مترونوم کنترل شد (۳۰ تکرار در دقیقه). بنابراین یک چرخه نشست و برخاست (نشستن به برخاست و بازگشت به نشستن) در دو ثانیه انجام می‌شد. یک صندلی استاندارد (۴۳ سانتی‌متر ارتفاع، ۴۱ سانتی‌متر عرض و ۴۲ سانتی‌متر عمق) برای تمام آزمودنی‌ها استفاده شد. دستورالعمل اجرای تست که به آزمودنی‌ها شرح داده می‌شد شامل بلند شدن و رسیدن به وضعیت ایستاده در حالی که زانوها کاملاً صاف باشد و سپس بازگشت به نشستن و تکرار حرکت همراه با صدای مترونوم تا زمانی که قادر به ادامه حرکت نباشند. زمان قابل قبول بین پروتکل خستگی و انجام کوشش‌ها کمتر از سه دقیقه بود.<sup>[۱۸]</sup> در صورت عدم اجرای تست در زمان مورد نظر پروتکل خستگی دوباره اجرا می‌شد. درک میزان فشار (RPE)<sup>۸</sup> و ضربان قلب در حین اجرای تست برای درک شدت تمرین کنترل می‌شد. آزمودنی‌ها زمانی خسته در نظر گرفته می‌شدند که میانه طیف فرکانس<sup>۹</sup> عضله چهارسر پس از خستگی حداقل در یکی از عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و یا راسترانی کاهش پیدا کند.

برای پردازش داده‌ها، اطلاعات مربوط به داده‌های نیرو با استفاده از وزن بدن نرمال شد. به منظور فیلتر کردن داده‌ها از فیلتر باتروث پایین‌گذر مرتبه چهار با فرکانس قطع شش هرتز برای داده‌های فضای-زمانی و از فیلتر باتروث پایین‌گذر مرتبه چهار با فرکانس قطع ۳۰ هرتز برای داده‌های کینتیک استفاده شد. داده‌های EMG با استفاده از فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر شدند. همچنین برای کاهش نویز ناشی از فرکانس برق شهری از فیلتر ناتچ<sup>۱۰</sup> برای حذف فرکانس ۶۰ هرتز استفاده شد.

طول گام (فاصله طولی بین برخورد پاشنه پای راست تا برخورد دوباره پاشنه همان پا)، عرض قدم (فاصله عرضی بین دو پا در مرحله حمایت دو طرفه)، زمان گام (فاصله زمانی در یک طول گام)، زمان مرحله استقرار (فاصله زمانی بین برخورد پاشنه پای راست تا جدا شدن پنجه همان پا) و زمان حمایت دو طرفه (فاصله زمانی بین برخورد پاشنه پای راست تا جدا شدن پنجه پای چپ)، سرعت گام‌برداری (طول گام بر زمان گام) محاسبه شد. اجزای GRF<sup>۱۱</sup> در محور Z شامل اوج اول، اوج دوم (نیروی عمیق) و نیروی پیشران (اوج دوم)، زمان رسیدن به اوج اول (فاصله زمانی برخورد پاشنه تا رسیدن به اوج اول نیرو در محور عمودی) و اجزای GRF در محور Y شامل اوج اول (مرحله تماس پاشنه) و اوج دوم (مرحله پوش آف<sup>۱۲</sup>) گزارش شد. زوایای مفصلی در لحظه تماس پاشنه در صفحه ساجیتال با استفاده از نرم‌افزار نکسوس گزارش شد. از نرم‌افزار EMG Graphing برای محاسبه RMS و میانه فرکانس عضلات مورد نظر استفاده شد. برای محاسبه فعالیت عضلات در فاز استقرار راه رفتن لحظه برخورد پاشنه تا جدا شدن پنجه پای برتر انتخاب و میانگین RMS داده‌ها در این بازه محاسبه شد. برای محاسبه درصد فعالیت عضلات، میانگین RMS داده‌ها در فاز استقرار بر میانگین RMS داده‌های MVIC تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد. با توجه به اینکه میانه فرکانس شاخص قابل قبولی برای تشخیص خستگی می‌باشد<sup>[۳۰]</sup>، سیگنال ۵ ثانیه-ای حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC)<sup>۱۳</sup> قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی گرفته شد. یک ثانیه از این سیگنال برای محاسبه

7 Biofeedback

8 Rate Of Perceive Effort

9 Median Power Frequency

3 Notch Filter

11 Ground Reaction Force

12 Push-Off

13 Maximum Voluntary Isometric Contraction

میانۀ فرکانس سیگنال انتخاب و با استفاده از روش آنالیز طیف به وسیله نرم افزار دستگاه محاسبه شد. برای تحلیل آماری داده‌ها از آمار توصیفی برای تعیین شاخص‌های گرایش به مرکز و پراکندگی، از آزمون کولموگروف-اسمیرونوف برای تعیین وضعیت نرمال بودن توزیع داده‌ها و از تست  $t$  زوجی برای مقایسه اثر خستگی بین شاخص‌های اصلی استخراج شده در سطح معناداری  $P \leq 0.05$  استفاده شد.

## یافته‌ها

میانۀ طیف فرکانس در جدول ۲ گزارش شده است. پروتکل خستگی منجر به کاهش میانۀ فرکانس در عضلات چهارسر شد. این کاهش در عضله راست‌رانی ۱۵/۲۷ درصد، در عضله پهن داخلی ۱۰/۹۵ درصد و در عضله پهن خارجی ۱۰/۸۱ درصد است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، کاهش معنادار میانۀ فرکانس در انقباض ایزومتریک ارادی بیشینه (MVIC) عضله پهن داخلی ( $P=0.04$ )، عضله راست‌رانی ( $P=0.009$ ) و عضله پهن خارجی ( $P=0.02$ ) رخ داده است.

جدول ۲: نتایج آزمون  $t$  همبسته برای مقایسه میانۀ فرکانس عضلات چهارسر قبل و بعد از خستگی ( $n=15$ )

عضلات	خستگی	میانۀ فرکانس (HZ)	آماره $t$
پهن داخلی	قبل	۸۰/۹۸*	۲/۲۳ (۰/۰۴)
	بعد	۷۲/۱۱	
راست‌رانی	قبل	۹۶/۲۸*	۳/۲۴ (۰/۰۰۹)
	بعد	۸۱/۵۸	
پهن خارجی	قبل	۸۲/۸۲*	۲/۷۳ (۰/۰۲)
	بعد	۷۳/۸۷	

علامت \* نشان‌دهنده معنادار بودن تفاوت قبل و بعد از خستگی می‌باشد.

جدول ۳ متغیرهای راه رفتن قبل و بعد از خستگی و نتایج آزمون آماری را نشان می‌دهد. تست شاپیروویلیک نشان داد به جز متغیرهای زمان نوسان و نیروی عکس‌العمل زمین در صفحه فرونتال، تمامی متغیرها نرمال می‌باشند. برای متغیرهای نرمال از آزمون آماری  $T$  زوجی و برای متغیرهای غیرنرمال از آزمون آماری ناپارامتریک ویلکاکسون استفاده شد. همان‌طور که مشاهده می‌شود از متغیرهای فضایی و زمانی افزایش عرض گام ( $P=0.039$ )، سرعت افقی برخورد پاشنه ( $P=0.00$ )، زاویه زانو در لحظه تماس پاشنه ( $P=0.007$ ) به طور معناداری اختلاف داشتند. از متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین، نیروی عمودی زمین در لحظه تماس پاشنه (اوج اول) ( $P=0.017$ )، مدت زمان رسیدن به اوج اول ( $P=0.000$ ) و فعالیت عضله دوقلوی داخلی ( $P=0.013$ ) معنادار بود.

جدول ۳: نتایج آزمون  $t$  همبسته برای مقایسه متغیرهای فضایی-زمانی، نیروی عکس‌العمل زمین و درصد فعالیت عضلانی ( $n=15$ )

متغیرها	قبل خستگی	بعد از خستگی	معناداری (آماره)
طول گام (cm)	۱۳۶/۱۸±۱۲/۵۰	۱۲۷/۴۷±۱۵/۴۶	۲/۲۳۱ (۰/۰۳۹)
عرض گام (cm)	۷/۹۶۷±۳/۳۷*	۱۰/۳۷±۴/۳۶	-۲/۸۷۱ (۰/۰۰۹)
زمان نوسان (s)	۰/۴۳±۰/۰۵	۰/۴۵±۰/۰۴	-۰/۹۷ (۰/۳۴)
زمان حمایت دوطرفه (s)	۰/۱۲±۰/۰۱	۰/۱۳±۰/۰۲	-۲/۲۷ (۰/۰۳۴)
سرعت گام (cm/s)	۱۲۶/۴۸±۱۹/۴۰*	۱۱۵/۸۹±۲۲/۸۴	۲/۱۲ (۰/۰۴۷)
سرعت افقی برخورد پاشنه (cm/s)	۷۰/۶۵±۳۸/۷۱*	۱۱۲/۰۳±۵۷/۲۷	-۵/۴۰ (۰/۰۰۰)
زاویه مچ پا در لحظه تماس پاشنه (degree)	۷/۵۱±۶/۱۹	۶/۵۴±۶/۱۴	-۰/۹۸ (۰/۳۴)
زاویه زانو در لحظه تماس پاشنه (degree)	۹/۱۶±۲/۱۸*	۱۱/۱۸±۲/۴۴	-۳/۱۴ (۰/۰۰۷)
زاویه ران در لحظه تماس پاشنه (degree)	۳۶/۹۷±۵/۳۵	۳۵/۷۲±۵/۵۰	۱/۵۳ (۰/۱۵)
حداکثر نیروی عمودی در مرحله تماس پاشنه (BW)	۱/۰۷±۰/۱۳*	۱/۱۳±۰/۱۶	-۲/۵۱۸ (۰/۰۱۷)

فضایی-زمانی

عکس-العمل

-۵/۴۱ (۰/۰۰)	-۰/۲۳±۰/۰۶	-۰/۱۷±۰/۰۳*	مدت زمان رسیدن به اوج اول نیروی عمودی (ms)
-۱/۸۴ (۰/۰۷۵)	-۰/۸۳±۰/۱۵	-۰/۸±۰/۱۱	حداکثر افت نیرو (BW)
۱/۰۵ (۰/۰۳)	۱/۱۲±۰/۰۹	۱/۱۴±۰/۰۹	حداکثر نیروی عمودی در مرحله پیشروی (BW)
-۰/۲۹ (۰/۰۷۷)	-۰/۲۹±۰/۱۱	-۰/۳۰±۰/۰۷	حداکثر نیروی در صفحه قدامی خلفی در مرحله تماس (BW)
-۰/۴۲۵ (۰/۰۶۷)	-۰/۳۹±۰/۱۲	-۰/۴۰±۰/۰۷	حداکثر نیرو در صفحه قدامی خلفی در مرحله پیشروی (BW)
۱/۳۳ (۰/۱۹)	۱۵/۹۴±۵/۱۲	۱۷/۲۳±۲/۲۷	عضله درشت‌نی قدامی (%)
-۲/۶۷ (۰/۰۱۳)	۴۱/۷۰±۲۲/۰۴	۲۶/۱۴±۱۴/۲۰*	عضله دوقلوی داخلی (%)
-۰/۹۷ (۰/۰۳۴)	۹/۳۷±۹/۰۱	۱۱/۹۱±۴/۷۳	عضله پهن داخلی (%)
۲/۰۱۳ (۰/۰۵۵)	۶/۶۶±۱۱/۵۶	۱۱/۶۲±۲/۵۴	عضله پهن خارجی (%)
۲/۶۸ (۰/۱۵)	۴/۳۸±۲/۲۳	۶/۱۴±۲/۷۳	عضله راست‌رانی (%)
۱/۳۴ (۰/۱۹)	۴/۶۶±۲/۲۱	۶/۱۹±۲/۲۱	عضله نیمه‌وتری (%)
۱/۹۶ (۰/۰۶۴)	۴/۷۵±۳/۱۵	۶/۲۸±۳/۰۰	عضله دوسررانی (%)
-۷/۸۱ (۰/۰۰۰)	۱۹/۶۵±۵/۲۸	۱۳/۵۶±۴/۹۷*	عضله سرینی میانی (%)
-۰/۹۴ (۰/۰۳۶)	۱/۲۹±۰/۵۴	۱/۵۲±۰/۵۶	هم‌انقباضی عضلات زانو
۱/۴۱ (۰/۱۶)	-۰/۶۷±۰/۶۷	-۰/۹۳±۰/۵۸	هم‌انقباضی عضلات مچ پا

درصد فعالیت عضلانی %MVIC

علامت \* نشان‌دهنده اختلاف معنادار متغیر مورد نظر می‌باشد.

## بحث و نتیجه گیری

هدف از مطالعه حاضر، بررسی اثر خستگی اندام تحتانی بر متغیرهای فضایی-زمانی، نیروی عکس‌العمل زمین و فعالیت عضلات منتخب در راه رفتن مردان جوان فعال بود. کاهش معنادار MPF در عضله چهارسر (جدول ۲) اثرگذاری پروتکل خستگی مورد استفاده در این تحقیق را تایید می‌کند. در مطالعه حاضر از تست تکراری نشست و برخاست استفاده شد که معرف زندگی روزانه است.<sup>[۳۱]</sup> این حرکت چندین ویژگی دارد که بازگشت به حالت اولیه پس از خستگی را به تاخیر می‌اندازد. نشست و برخاست شامل یک بخش اکستنژیک است که ممکن است به آسیب‌های کوچک و درد منجر شود.<sup>[۳۱، ۳۲]</sup> همچنین این پروتکل هر دو پا را درگیر می‌کند و نه تنها عضله چهارسر بلکه تمامی عضلات اندام تحتانی برای انجام حرکت فعالیت می‌کنند، خستگی تعداد عضلات بیشتر نسبت به یک عضله بازگشت به حالت اولیه را طولانی‌تر می‌کند. در اعمال خستگی تحت شرایط دینامیک مانند تست نشست و برخاست، برای تولید نیرو از حداکثر ظرفیت تولید نیروی عضله استفاده نمی‌شود، بنابراین اعمال نیرو در زمان طولانی‌تری امکان‌پذیر است. زمان بازگشت به حالت اولیه طولانی‌تر پس از خستگی در فعالیت‌های زیربیشینه در نتیجه درگیری بیشتر فاکتورهای محیطی نسبت به اعمال خستگی با حداکثر انقباض عضله گزارش شده است.<sup>[۳۳]</sup> Pincivero و همکاران مدعی شدند خستگی عضلات چهارسر با کاهش فعالیت این عضلات همراه است.<sup>[۳۴]</sup> خستگی عضلات چهارسر اثر معکوسی روی حس عمق<sup>[۳۴]</sup> و کنترل پاسچر در فاز استقرار<sup>[۳۵]</sup> و مرتبط با افزایش سرخوردن و افتادن<sup>[۱۸، ۱۴]</sup> می‌باشد. به نظر می‌رسد خستگی عضلانی با کاهش تعادل پویا در راه رفتن در ارتباط باشد، به طوری که با توجه به نتایج، آزمودنی‌ها پس از خستگی به دنبال پایداری بیشتری در راه رفتن پس از خستگی بودند. آنها عرض گام را افزایش دادند این نتایج با یافته‌های Barbieri و همکاران (۲۰۱۳) در راه رفتن آزاد و همراه با مانع در افراد جوان سالم در حین خستگی مطابقت داشت.<sup>[۱۳]</sup> افزایش عرض گام حاشیه امنیت بیشتری را در کنترل حرکات داخلی-خارجی مرکز جرم ایجاد می‌کند.<sup>[۳۷]</sup> اگرچه در این مطالعه کاهش زمان گام و متغیرهای مرتبط با آن مانند زمان استقرار و زمان حمایت دوطرفه مشاهده شد، ولی این تغییرات از نظر آماری معنادار نبود. کاهش زمان گام، کنترل مرکز جرم بدن را در راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی تسهیل می‌کند<sup>[۳۸، ۳۷]</sup> و به نظر می‌رسد که استراتژی برتر در ارتباط با کنترل تعادل باشد<sup>[۳۹]</sup> حتی اگر با افزایش سرعت همراه باشد.<sup>[۴۰]</sup>

پس از خستگی آزمودنی‌ها تمایل به کاهش سرعت راه رفتن را نشان دادند. کاهش تولید نیرو در مرحله پیشروی در فاز استانس ممکن است با کاهش سرعت راه رفتن در حین خستگی ارتباط داشته باشد. کاهش سرعت راه رفتن نشان‌دهنده استراتژی جبرانی برای تقویت ثبات دینامیکی در حین راه رفتن به منظور جلوگیری از افتادن باشد. افزایش سرعت راه رفتن در حین خستگی در افراد سالمند<sup>[۴۱]</sup> و افراد فعال و غیرفعال<sup>[۱۳]</sup> در مطالعات قبل مشاهده شد. آنها افزایش سرعت راه رفتن در حین خستگی را نتیجه مستقیم کاهش زمان گام توصیف کردند، از طرفی آزمودنی‌ها تلاش می‌کنند تا وظیفه حرکتی را هر چه سریع‌تر انجام دهند.<sup>[۴۱]</sup> در این صورت افزایش سرعت یک استراتژی پرخطر می‌باشد، بنابراین سیستم عصبی با افزایش عرض گام عدم تعادل احتمالی را جبران می‌کند.<sup>[۱۳]</sup> به نظر می‌رسد اختلاف در نتایج، به وجود تفاوت‌های فردی زیاد در سازگاری با سرعت راه رفتن پس از خستگی مربوط باشد.<sup>[۱۸]</sup>

نتایج نشان داد سرعت برخورد پاشنه پس از خستگی افزایش می‌یابد. سرعت برخورد پاشنه بر شاخص اصطکاک<sup>۱۴</sup> به وسیله تغییر نسبت نیروهای افقی به عمودی در حین راه رفتن تاثیر می‌گذارد.<sup>[۲۷]</sup> افزایش سرعت برخورد پاشنه در حین دوره‌های بحرانی انتقال وزن ممکن است منجر به سرخوردن و افتادن شود. این افزایش با نتایج پیشین که اثر خستگی اندام تحتانی را بررسی و مدعی شدند سرعت افقی پاشنه در حین خستگی افزایش می‌یابد<sup>[۴۳، ۱۸]</sup>، همسو می‌باشد. یک فاکتور احتمالی تاثیرگذار در افزایش سرعت برخورد پاشنه، تغییر در میزان هم-انقباضی عضلات همسترینگ به چهارسر می‌باشد. هم‌انقباضی عضلات چهارسر به همسترینگ در مرحله تماس پاشنه اهمیت دارد. خستگی عضله چهارسر ممکن است در این روند اختلال ایجاد کرده و منجر به افزایش سرعت برخورد پاشنه شود.<sup>[۱۴]</sup> با این وجود در مطالعه حاضر کاهش در زمان رسیدن به اوج نیرو در مرحله تماس پاشنه که معرف کاهش انتقال ایمن وزن به پای استانس می‌باشد، مشاهده نشد.<sup>[۱۳]</sup>

آزمودنی‌ها پس از خستگی با کاهش دورسی فلکشن میچ پا و افزایش فلکشن زانو در لحظه تماس پاشنه راه می‌رفتند. این نتایج با نتایج Parijat و همکاران همسو بود. پاريجت و همکاران (۲۰۰۸) اثر خستگی عضله چهارسر را بر بیومکانیک راه رفتن مورد بررسی و مدعی شدند پس از خستگی عضله چهارسر، آزمودنی‌ها فلکشن زانوی بیشتری را در لحظه تماس پاشنه و اکستنشن زانوی کمتری را در مرحله پایانی استقرار داشتند. پروتکل خستگی مورد استفاده در این پژوهش مجموعه عضلات اندام تحتانی را تحت تاثیر قرار می‌دهد و خستگی عضلات اکستنسور زانو و دورسی فلکسورهای میچ پا موجب تاثیرگذاری بیشتر نیروی جاذبه روی مفاصل زانو و میچ پا شده و موجب افزایش فلکشن زانو و کاهش دورسی فلکشن در میچ پا می‌شود.

نمودار تولید نیروی عکس‌العمل زمین در راه رفتن، دارای دو نقطه اوج و یک نقطه عمق که بین دو اوج قرار دارد، می‌باشد. اوج اول بخشی از نیروی عکس‌العمل زمین می‌باشد که به عنوان جزء ترمزکننده در مرحله تماس اولیه پا با زمین نیز نامیده می‌شود و همزمان با تماس اندام با سطح ایجاد و تا ابتدای مرحله تماس پا با زمین که اندام، وزن بدن را دریافت می‌کند، ادامه دارد، این نیرو باعث به جلو راندن درشتنی می‌شود که توسط انقباض کانستریک عضله همسترینگ خنثی و متعادل می‌شود. نیروی عمق همزمان با تماس کامل کف پا با زمین که با فلکشن مفاصل اندام تحتانی به خصوص زانو همراه است، ایجاد می‌شود و در نهایت نیروی اوج دوم با فشار پنجه‌های پا با زمین برای تولید نیروی جلوبرنده، تولید می‌شود.<sup>[۴۰]</sup> در این مطالعه افزایش معنادار جزء اول نیروی عمودی مشاهده شد. هارت و همکاران (۲۰۱۰) افزایش GRF را در ارتباط با کاهش فعالیت عضلات چهارسر نشان دادند<sup>[۴۴]</sup> و به نقش فعالیت این عضله در جذب انرژی در حین تماس پاشنه برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین اشاره نمودند. در مقابل Barbieri و همکاران (۲۰۱۳) کاهش معنادار جزء اول نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در راه رفتن پس از خستگی را گزارش کردند. آنها مدعی شدند کاهش ظرفیت تولید نیروی عضله چهارسر و کاهش سفتی زانو در مرحله تحمل وزن، دلیل کاهش اوج اول نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌باشد. در متغیرهای دیگر نیروی عکس‌العمل اختلاف معناداری مشاهده نشد که با مطالعه پیشین همخوانی دارد.

ایجاد خستگی منجر به کاهش معنادار در تمامی عضلات مورد بررسی به جز در عضله دوقلوی داخلی شد. تغییر در فعالیت عضله چهارسر مورد انتظار بود. کاهش فعالیت عضله چهارسر در حین گام برداشتن به سمت پایین همراه با خستگی عضلانی مشاهده شد.<sup>[۴۵]</sup> افزایش فلکشن زانو در این مطالعه ممکن است در نتیجه کاهش فعالیت عضله چهارسر باشد. کاهش فعالیت عضله همسترینگ پس از خستگی عضله چهارسر برای وظیفه حرکتی پرش نیز گزارش شده است.<sup>[۴۶]</sup> همچنین کاهش فعالیت عضله دوسر رانی در حین گام برداشتن به سمت پایین نیز گزارش شد.<sup>[۴۵]</sup> این استراتژی به عنوان استراتژی ممانعت آنتاگونیست<sup>۱۵</sup> شناخته می‌شود.<sup>[۴۶]</sup> این استراتژی به صورت جبرانی باعث افزایش کارایی مکانیکی زانو می‌شود. همسو با نتایج مطالعه حاضر، Sturnieks و همکاران<sup>[۴۷]</sup> افزایش گشتاور اداکتور زانو را در افراد با کاهش قدرت عضله چهارسر، و Murdock و همکاران (۲۰۱۲) کاهش گشتاور فلکسوری را پس از خستگی شدید عضله

<sup>14</sup> Friction Demand Characteristics

<sup>15</sup> Antagonist Inhibition



چهارسر در راه رفتن افراد سالم گزارش کردند.<sup>[۲۸]</sup> در این تحقیق کاهش فعالیت عضله درشت‌نی قدامی مشاهده شد. در پروتکل خستگی نشست و برخاست، علاوه بر عضلات زانو، عضلات ساق پا نیز به شدت فعالیت می‌کنند؛ به طوری که احتمال خستگی مچ پا نیز در این پروتکل خستگی وجود دارد.<sup>[۴۸]</sup> کاهش فعالیت عضله درشت‌نی قدامی با یافته‌های کینماتیکی این مطالعه نیز همسو می‌باشد. کاهش دورسی فلکشن مچ پا ممکن است در نتیجه کاهش فعالیت عضله درشت‌نی قدامی باشد. در مرحله تماس پاشنه در راه رفتن این عضله با انقباض اکستنریکی سبب کنترل برخورد کف پا با زمین می‌شود و کاهش فعالیت این عضله ممکن است با کاهش دورسی فلکشن در لحظه تماس پاشنه همراه باشد.

در مطالعه حاضر تعدادی از متغیرهای فضایی-زمانی و کینتیکی و فعالیت عضلانی تحت تاثیر خستگی قرار نگرفت. این عدم معناداری همسو با مطالعات دیگری است که در این زمینه انجام شده است.<sup>[۳۱، ۳۲، ۳۳، ۳۴، ۳۵، ۳۶، ۳۷، ۳۸، ۳۹، ۴۰]</sup> به طور کلی راه رفتن یک وظیفه حرکتی زیربیشینه و در برابر خستگی مقاوم است.<sup>[۴۹]</sup> مطالعه حاضر نشان داد که برخی از متغیرهای منتخب فضایی-زمانی، نیروهای عکس‌العمل زمین و فعالیت عضلات منتخب راه رفتن از خستگی عضلانی تاثیر می‌پذیرد. در این تحقیق افزایش عرض گام، افزایش سرعت برخورد پاشنه، تغییر در زوایای مفاصل اندام تحتانی در لحظه تماس پاشنه، افزایش جزء اول نیروی عکس‌العمل عمودی و کاهش فعالیت عضلات منتخب مشاهده شد که می‌تواند نشان از کاهش تعادل دینامیک در راه رفتن، کاهش ثبات مفاصل اندام تحتانی و افزایش خطر افتادن باشد. افتادن در سالمندان و کودکان می‌تواند عوارض نامطلوب روحی و جسمی بر جای بگذارد؛ از این رو در طراحی تمرین‌های مرتبط با این گروه‌ها توصیه می‌شود شدت تمرین در آستانه خستگی حفظ شود.

### تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از رساله دکتری تربیت بدنی و علوم ورزشی محمدجواد رضی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمامی عزیزانی که در انجام تحقیق حاضر ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

### منابع

- Gandevia SC, Allen GM, McKenzie DK. Central fatigue. *In*Fatigue 1995; 281-294.
- Booth FW, Thomason DB. Molecular and cellular adaptation of muscle in response to exercise: Perspectives of various models. *Physiological Review*. 1991; 71, 541-585.
- Barbieri FA, Santos PCR, Lirani-Silvia E, Vitória R, Gobbi LTB, van Dieën JH. Systematic review of the effects of fatigue on spatiotemporal gait parameters. *Journal of Back & Musculoskeletal Rehabilitation*. 2013; 26(2), 125-131.
- Sahlin, K. Metabolic factors in fatigue. *Sports Medicine*. 1992; 13 (2), 99-107.
- Pratt DJ. Some aspects of modern orthotics. *Physiological Measurement*. 1994; 15(1), 1.
- Joffe J. Gait disturbance *Australian Family Physician*. 1992; 21(10):1437-40.
- Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*. 2000; 12(1), 34-45.
- Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons. 2009.
- Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 2012; 36 (1), 162.
- Qu X, Yeo JC. Effects of load carriage and fatigue on gait characteristics. *Journal of Biomechanics*. 2011; 44(7), 1259 – 1263.
- Winter DA. Review: human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995; 3(0), 193-214.
- Yoshino K, Motoshige T, Araki T, Matsuoka K. Effect of prolonged free walking fatigue on gait and physiological rhythm. *Journal of Biomechanics*. 2004; 37 (8), 1271-1280.
- Barbieri FA, Santos PCR, Vitória R, van Dieën JH., Gobbi, L. T. B. Effect of muscle fatigue and physical activity level in motor control of the gait of young adults. *Gait & Posture*. 2013; 38(4), 702-707.
- Parijat P, Lockhart TE. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. *Ergonomics*. 2008; 51(12), 1873-1884.
- Katsiaras A, Newman AB, Kriska A, Brach J, Krishnaswami S, Feingold E Goodpaster BH. Skeletal muscle fatigue, strength, and quality in the elderly: the Health ABC Study. *Journal of Applied Physiology*. 2005; 99(1), 210-216.
- Connor CM, Thorpe SK, Malley MJ, Vaughan CL. Automatic detection of gait events using kinematic data. *Gait & Posture*. 2007; 25(3), 469-474.
- Niang AE, McFadyen BJ. Effects of physical activity level on unobstructed and obstructed walking in young male adults. *Gait & Posture*. 2005; 22(1), 75-81.
- Parijat P, Lockhart TE. Effects of quadriceps fatigue on the Biomechanics of gait and slip propensity. *Gait & Posture*. 2008; 28, 568-573.
- Dodd K J, Taylor NF, Shields N, Prasad D, McDonald E, Gillon A. Progressive resistance training did not improve walking but can improve muscle performance, quality of life and fatigue in adults with multiple

- sclerosis: a randomized controlled trial. *Multiple Sclerosis Journal*. 2011; 17(11), 1362-1374.
20. Pereira M, Gonçalves M. Effects of fatigue induced by prolonged gait when walking on the elderly. *Human Movement*. 2011; 12(3), 242-247.
  21. Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, Hodge WA. Mechanics of a constrained chair-rise. *Journal of Biomechanics*. 1991; 24(1), 77-85.
  22. Ploutz-Snyder LL, Manini T, Ploutz-Snyder RJ, Wolf DA. Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2002; 57(4), 144-152.
  23. Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan RAB. Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait & Posture*. 1994; 2(3), 182-190.
  24. Jenkins J, Ellis C. Using ground reaction forces from gait analysis: body mass as a weak biometric. In *International Conference on Pervasive Computing*. 2007; 13, 251-267. Springer Berlin Heidelberg.
  25. Creaby MW, May K, Bennell KL. Insole effects on impact loading during walking. *Ergonomics*. 2011; 54(7), 665-671.
  26. Helbostad JL, Leirfall S, Moe-Nilssen R, Sletvold O. Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2007; 62(9), 1010-1015.
  27. Lockhart TE, Woldstad J, Smith JL. Effects of age-related gait changes on biomechanics of slips and falls. *Ergonomics* 2003; 46, 1136-1140.
  28. Murdock GH, Hubley-Kozey CL. Effect of a high intensity quadriceps fatigue protocol on knee joint mechanics and muscle activation during gait in young adults. *European Journal of Applied Physiology*. 2012; 112(2), 439-449.
  29. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2008; 23(1), 71-80.
  30. Hedayatpour N, Arendt-Nielsen L, Farina D. Non-uniform electromyographic activity during fatigue and recovery of the vastus medialis and lateralis muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008; 18(3), 390-396.
  31. Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *The Journal of Physiology*. 2001; 537(2), 333-345.
  32. Millet GY, Lepers R. Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine*. 2004; 34(2), 105-116.
  33. Linnamo V, Häkkinen K, Komi PV. Neuromuscular fatigue and recovery in maximal compared to explosive strength loading. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1997; 77(1-2), 176-181.
  34. Pincivero DM, Gandhi V, Immons MK, Coelho AJ. Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of Biomechanics* 2006; 39 (2), 246-254.
  35. Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait & Posture*. 2007; 26(2), 214-218.
  36. Thomas AC, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. *Journal of Apply Biomechanics*. 2010, 26(2), 159-170.
  37. Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*. 2005; 38, 1-8.
  38. Hof AL, Van Bockel RM, Schoppen T, Postema K. Control of lateral balance in walking, experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & Posture*. 2007; 25:250-258.
  39. Hak L, Houdijk H, Steenbrink F, Mert A, Van der Wurff P, Beek PJ, et al. Speeding up or slowing down? Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait & Posture*. 2012; 36(2), 260-264.
  40. Bruijn SM, Van Dieen JH, Meijer OG, Beek PJ. Is slow walking more stable? *Journal of Biomechanics*. 2009; 42, 1506-1512.
  41. Granacher U, Wolf I, Wehrle A, Bridenbaugh S, Kressig RW. Effects of muscle fatigue on gait characteristics under single and dual-task conditions in young and older adults. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 2010; 7, 56-65.
  42. Saggini R, Pizzigallo E, Vecchiet J. Alteration of spatial-temporal parameters of gait in chronic fatigue syndrome patients. *Journal of Neuroscience*. 1998; 154, 18-25.
  43. Winby CR, Lloyd DG, Besier TF, Kirk TB. Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait. *Journal of Biomechanics*. 2009; 42(14), 2294-2300.
  44. Hart, J.M., Weltman, A., Ingersoll, C.D. Quadriceps activation following aerobic exercise in person's with low back pain and healthy controls. *Clinical Biomechanics*. 2010; 25(8), 847-851.

45. Barbieri FA, Lee YJ, Gobbi LTB, Pijnappels M, Van Dieën JH. The effect of muscle fatigue on the last stride before stepping down a curb. *Gait & Posture*. 2013; 37(4), 542-546.
46. Kellis E, Kouvelioti V. Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009; 19(1), 55-64.
47. Sturnieks DL, Besier TF, Hamer PW, Ackland TR, Mills PM, Stachowiak GW, Podsiadlo P, Lloyd DG. Knee strength and knee adduction moments following arthroscopic partial meniscectomy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2008; 40, 991–997.
48. Barbieri FA, Beretta S, Pereira VA, Simieli L, Orcioli-Silva D, dos Santos PCR, Gobbi LT B. Recovery of gait after quadriceps muscle fatigue. *Gait & Posture*. 2016; 43, 270-274.
49. Barbieri FA, Gobbi LTB, Lee YJ, Pijnappels M, van Dieën JH. Effect of triceps surae and quadriceps muscle fatigue on the mechanics of landing in stepping down in ongoing gait. *Ergonomics*. 2014; 57(6), 934-942.