Published Online: 2020.January.16 **Research Article**

Archive of SID

Effects of Local and Global Fatigue on the Myoelectric Variables of Selected Lower Limb Muscles in Healthy Young Active Men in Single Jump-Landing Task

Raheleh Nasrabadi[1], Heydar Sadeghi[2,3*], Mohammad Yousefi[4]

1. PhD Candidate in Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Central branch of Azad University, Tehran, Iran
2. Professor, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Professor, Department of sports biomechanics, Institute of Motion Science, Kharazmi University, Tehran, Iran
4. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran

Received: 2019.November.18 **Revised: 2020.January.05** **Accepted: 2020. January.07**

ABSTRACT

Background and Aims: Since fatigue is known as a common phenomenon during exercise and it is hypothesized that it often impairs motor function and causes various injuries, the purpose of the present study was to determine the effects of local and global fatigue on the myoelectric variables of selected lower limb muscles in healthy young men active in single leg jump-landing task.

Materials and Methods: A total of 20 able-bodied healthy young males participated in the current quasi-experimental study. Wingate and Bruce tests were used to create local and global fatigue, respectively. Electrical activities of selected lower limb muscles (Gluteus Medius, Vastus lateralis, Tibialis Anterior, Peroneus Longus, Gastrocnemius and soleus muscles) were recorded using electromyography device, and Analysis of Variance (ANOVA) with repeated measures tests were used for data analysis. The significance level was set at $P \geq 0.05$.

Results: The results showed a significant difference between the effects of local and global fatigue on the mean normalized middle serine muscle activity ($P=0.046$) and medial Gastrocnemius muscle midline frequency ($P=0.019$). However, there was no significant difference between mean and maximum normalized activity and frequency of middle serine, Vastus lateralis, anterior tibia, fibular longus, and soleus ($P<0.05$).

Conclusion: According to the findings of the present study, it seems that the effects of the types of local and global fatigue on lower limb muscle performance during single jump-landing exercise are similar.

Keywords: Local fatigue; Global fatigue; Single jump-landing; Electromyography

Cite this article as: Raheleh Nasrabadi, Heydar Sadeghi, Mohammad Yousefi. Effects of Local and Global Fatigue on the Myoelectric Variables of Selected Lower Limb Muscles in Healthy Young Active Men in Single Jump-Landing Task. J Rehab Med. 2020; 9(1):1-10.

***Corresponding Author**: Heydar Sadeghi, Faculty of Sports Sciences and Physical Education, Kharazmi University, Tehran, Iran
Email address: sadeghih@yahoo.com

DOI: 10.22037/jrm.2020.112745.2247

www.SID.ir

Archive of SID

تأثیر خستگی موضعی و عمومی بر متغیرهای میوالکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی در مردان جوان سالم فعال در مهارت پرش–فرود تک‌پا

راحله نصرآبادی[۱]، حیدر صادقی*[۲و۳]، محمد یوسفی[۴]

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد تهران مرکزی، تهران، ایران
۲. استادتمام بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادتمام بیومکانیک ورزشی، پژوهشکده علوم حرکتی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۸/۰۸/۲۷ بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۱۰/۱۵ پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۱۰/۱۷ *

چکیده

مقدمه و اهداف

با توجه به اینکه خستگی به عنوان پدیده‌ای شایع در طی فعالیت‌های ورزشی و تمرینی شناخته می‌شود و فرض بر این است که این پدیده در اغلب موارد باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد و ایجاد آسیب‌های مختلف می‌شود، هدف پژوهش حاضر تعیین اثر خستگی موضعی و عمومی بر متغیرهای میوالکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی در مردان جوان سالم فعال در اجرای مهارت پرش–فرود تک‌پا از ارتفاع بود.

مواد و روش‌ها

۲۰ آزمودنی مرد جوان سالم فعال در دسترس در تحقیق نیمه‌تجربی حاضر شرکت کردند. برای ایجاد خستگی موضعی از تست وینگیت و برای ایجاد خستگی عمومی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی، از آزمون بروس استفاده شد. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی (سرینی میانی، پهن خارجی، درشت‌نی قدامی، نازکی‌نی طویل، دوقلوی داخلی و نعلی) از دستگاه الکترومایوگرافی و برای تحلیل آماری داده‌ها، از روش آنوا با اندازه‌های تکراری برای بررسی اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی بر متغیرهای وابسته در سطح معناداری $P\leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج تفاوت معناداری بین اثر خستگی موضعی و عمومی بر میانگین فعالیت نرمالیزه شدهٔ عضلهٔ سرینی میانی ($P=۰/۰۴۶$) و میزان فرکانس میانهٔ عضلهٔ دوقلوی داخلی ($P=۰/۰۱۹$) را نشان داد، در حالی که بین میانگین و حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شده و همچنین فرکانس میانهٔ عضلات سرینی میانی، پهن خارجی، درشت‌نی قدامی، نازکی‌نی طویل و نعلی تفاوت معناداری بین دو نوع خستگی موضعی و عمومی مشاهده نشد ($P>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، به نظر می‌رسد که میزان اثر نوع اعمال خستگی موضعی و عمومی بر عملکرد عضلات اندام تحتانی حین اجرای حرکت پرش–فرود تک‌پا یکسان است.

واژه‌های کلیدی

خستگی موضعی؛ خستگی عمومی؛ پرش–فرود تک‌پا؛ الکترومیوگرافی

نویسنده مسئول: حیدر صادقی، استادتمام بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی/پژوهشکده علوم حرکتی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

آدرس ایمیل: sadeghih@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

خستگی به عنوان ناتوانی در حفظ نیروی مورد نیاز که منجر به کاهش عملکرد در یک وظیفه حرکتی معین می‌شود و حالتی که در آن توانایی عضله برای تولید نیرو از بین می‌رود، تعریف شده است.[۱] در تعریفی دیگر، از خستگی به عنوان پدیده ناشناخته‌ای که کاهش در ظرفیت تولید نیرو بدون توجه به عمل انجام‌شده را موجب شده به نحوی که این پدیده (خستگی) را به نتیجه قطع زنجیره رویدادها از سیستم عصبی مرکزی تا فیبرهای عضلانی مرتبط می‌دانند، نام برده شده است.[۲] در حین فعالیت‌های ورزشی، ورزشکاران بارها خستگی را تجربه می‌کنند که این امر می‌تواند الگوهای حرکات مختلف را تحت تأثیر قرار داده و با تغییر ویژگی‌های بیومکانیکی حرکت، خطر بروز آسیب را افزایش دهد.[۳] در حالت کلی، خستگی به دو نوع موضعی (محیطی) یا عمومی (مرکزی) تقسیم‌بندی شده است.[۳] خستگی موضعی در سطح عضلات پدیدار می‌شود و گروهی خاص از عضلات را در برمی‌گیرد که ممکن است موجب بروز اختلالات در محل اتصال عصبی–عضلانی، مکانیسم‌های تحریک–انقباض، انتشار تحریک توسط توبول‌های عرضی، آزاد شدن کلسیم و تحریک اجزای انقباضی شود که وظیفه تولید نیرو و توان را بر عهده دارند.[۲] خستگی عمومی مربوط به رویدادهای درونداد عصبی به بخش‌های بالای مغز و فراخوانی نرون‌های حرکتی آلفا مربوط است و در واقع به کل بدن و خصوصاً سیستم عصبی مرکزی ارتباط دارد.[۲] برای ایجاد خستگی موضعی معمولاً از انقباض عضلات اطراف مفصل و برای ایجاد خستگی عمومی از فعالیت عمومی بدن مثل دویدن استفاده می‌شود. در مطالعات برای بررسی تأثیر خستگی بر متغیرهای بیومکانیکی حرکات مختلف انسان از روش‌های متفاوتی همچون انقباض ایزومتریک با درصدهای متفاوتی از انقباض ارادی بیشینه[۴]، تمرینات ایزوکینتیک[۵-۶]، نشست و برخاست تکراری[۷]، دویدن و پریدن[۸-۱۰] و آزمون وینگیت[۵] استفاده شده است. در این مطالعات، هنگام استفاده از انقباض‌های ایزومتریک و ایزوکینتیک دامنه بار مورداستفاده از ۵۰ درصد تا ۷۰ درصد متغیر بوده است.[۴-۱۱]

مطالعات نشان داده‌اند که بیشترین شیوع آسیب‌های اندام تحتانی در ورزش‌هایی است که در آن‌ها فرود متعاقب پرش اتفاق می‌افتد.[۷، ۹، ۱۰] این‌گونه آسیب‌ها معمولاً در ورزش‌های دارای حرکات پرشی و برشی از جمله والیبال، فوتبال و بسکتبال مشاهده می‌شود. در بسیاری از این رشته‌های ورزشی حرکت پرش–فرود از تکالیفی است که به طور معمول انجام می‌شود. این در حالی است که حرکات پرشی در رشته‌های ورزشی مختلف همچون اسپک یا دفاع در والیبال صرفاً شامل پرش نمی‌شود، بلکه حرکت فرود متعاقب آن مستلزم توزیع نیروی حرکتی تولیدشده در پرش و استفاده از الگوهای حرکتی مختلف به منظور جذب انرژی بدن در هنگام فرود می‌باشد.[۱۳] این فرودها به تولید نیروی عکس‌العمل زمین منجر می‌شود که گاهی پنج برابر وزن بدن فرد می‌باشد. مطالعات متعددی به بررسی تأثیر خستگی بر بیومکانیک حرکت‌های مختلف ورزشی پرداخته‌اند که از آن جمله می‌توان به پرش درجا[۱۲، ۱۴]، فرود از ارتفاع[۱۵]، پرش–فرود[۱۴، ۱۶]، حرکات برشی[۱۶] و دویدن[۱۷] اشاره کرد. در مطالعه‌ای در این زمینه، گزارش شد که ۶۳ درصد آسیب‌های اندام تحتانی در رقابت‌های دارای حرکات پرش–فرود وجود دارد؛ بنابراین محققان به این نتیجه رسیدند که فرود موفق پس از پرش به قدرت، پایداری و تعادل جهت محافظت اساسی در برابر آسیب مفصل نیاز دارد و توانایی رسیدن سریع به پایداری پس از فرود یکی از عوامل مهم در جلوگیری از آسیب‌های مختلف است.[۱۸] یکی از نکات مهمی که این مطالعات به آن اشاره کرده‌اند، احتمال بروز آسیب‌های اندام تحتانی حین انجام چنین حرکاتی به دنبال ایجاد خستگی است. بر اساس مطالعات همه‌گیرشناسی انجام‌گرفته در این زمینه، بسیاری از آسیب‌ها به خصوص در اندام‌های تحتانی در انتهای مسابقه یا تمرین یعنی زمانی که خستگی حادث شده است، رخ می‌دهد.[۱۹-۲۱] این امر بیانگر ارتباط نزدیک بین خستگی و بروز آسیب است که موضوع مطالعات بسیاری می‌باشد. برای مثال، Tamura و همکاران[۱۴] با بررسی تأثیر خستگی اندام‌های تحتانی بر کینماتیک پرش–فرود زنان جوان سالم گزارش کردند که کینماتیک مفاصل اندام‌های تحتانی تحت تأثیر خستگی تغییر کرد که می‌تواند به عنوان عاملی برای بروز آسیب‌های شایع اندام تحتانی همچون پارگی رباط صلیبی قدامی زانو[۱] (ACL) عمل کند.[۲۲] همچنین Boham و همکاران نشان دادند که خستگی تأثیر بالایی بر بیومکانیک حرکات پرش و فرود دارد و می‌تواند عاملی برای آسیب‌های اندام تحتانی از جمله پارگی ACL باشد.[۲۱] به هر حال، ذکر این نکته لازم است که در زمینه فعالیت‌های ورزشی معمولاً خستگی در نتیجه فعالیت‌های عملکردی خاص رشته ورزشی مورد نظر بروز می‌کند که می‌تواند نسبت به خستگی که با انجام حرکات تکراری ایجاد می‌شود، از دیدگاه بیومکانیکی اثرات متفاوتی بر حرکت ورزشکار و احتمال بروز آسیب داشته باشد.

با مرور مطالعات انجام‌شده، مطالعه‌ای که اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی را بر بیومکانیک حرکت فرود تک‌پا بررسی نموده باشد، یافت نشد؛ از این رو، به فرض تفاوت در میزان اثر خستگی موضعی و عمومی در عملکرد عضلات اندام تحتانی در اجرای حرکت پرش–فرود، هدف مطالعه حاضر بررسی تأثیر خستگی موضعی و عمومی بر متغیرهای میوالکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی در انجام حرکت پرش–فرود تک‌پای مردان جوان سالم فعال بود.

[1] Anterior Cruciate Ligament (ACL)

www.SID.ir

Archive of SID

مواد و روش‌ها

آزمودنی‌ها: ۲۰ مرد جوان سالم فعال (سن=۲/۵±۲۱/۸ سال، قد:۴/۵±۱۷۹ سانتی‌متر و وزن=۵/۱±۷۱/۴ کیلوگرم) به طور داوطلبانه در تحقیق حاضر شرکت کردند. با استفاده از نرم‌افزار جی پاور[1]، حجم نمونه در توان آماری ۰/۸، اندازه اثر ۰/۶ و سطح معناداری ۰/۰۵ برابر با ۱۹ نفر برآورد شد.[۲۳] در این پژوهش، تلاش شد تا گروه متجانسی از آزمودنی‌ها (شامل ۲۰ نفر) که از لحاظ سن، قد، وزن، سطح فعالیت مشابه یکدیگر هستند انتخاب و بررسی شوند تا اثرات این‌گونه متغیرهای مزاحم در حد توان کنترل شود. قبل از انجام هر گونه اندازه‌گیری، به آزمودنی‌ها دربارهٔ هدف و روش انجام آزمون توضیح داده شد. آزمودنی‌ها فرم رضایت برای شرکت در تحقیق را تکمیل کرده و سپس اطلاعات شخصی آن‌ها شامل سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب‌دیدگی جمع‌آوری شد. آزمودنی‌ها هیچ‌گونه سابقه و ناهنجاری اسکلتی–عضلانی و عصبی–عضلانی و همین‌طور جراحی تأثیرگذار بر الگوی حرکت نداشتند. تمامی آزمودنی ها راست‌پا بودند که با استفاده از روش پای انتخابی برای ضربه زدن به توپ تعیین شد.[۱۵]

روش انجام آزمون: قبل از ورود آزمودنی، آماده‌سازی وسایل و ابزارهای مورد استفاده در تحقیق انجام شد. دما و نور اتاق برای همه آزمودنی‌ها در طول آزمون ثابت باقی ماند. دستگاه صفحه نیروسنج در فرکانس ۵۰۰ هرتز تنظیم شد و عملیات کالیبره کردن آن توسط برنامه موجود در نرم‌افزار خود دستگاه انجام گرفت. فعالیت عضلات منتخب با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی شانزده کاناله مارک Myon با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد.

در طول انجام آزمون‌ها حداکثر تلاش انجام شد تا ناراحتی و یا خطر احتمالی در مورد آزمودنی‌ها وجود نداشته باشد. سپس آزمودنی‌ها برای نصب الکترود با تراشیدن موهای زائد و تمیز کردن با الکل آماده شدند. در مطالعه حاضر، الکترودها روی عضلات سرینی میانی، پهن خارجی، ساقی قدامی، نازک‌نی، نعلی و دوقلوی داخلی پای برتر افراد نصب شد. علت انتخاب این عضلات این بود که هر کدام نقش مهمی را در انجام حرکت پرش–فرود تک‌پا دارند و در الکترومیوگرافی سطحی قابل دسترس می‌باشند. برای جلوگیری از حرکات الکترودها در حین حرکت، یک باند استرچ دورتادور الکترودها کشیده شد. برای تعیین محل نصب الکترودها از پروتکل اروپایی سنیام[2] استفاده شد.[۲۴] تمامی الکترودها در حد فاصل مرکز عصب‌دهی عضله و تاندون انتهایی نصب شد.

آزمودنی‌ها در دو جلسهٔ مجزا (با ترتیب تصادفی) و در فاصلهٔ حداقل ۳ روز با یکدیگر به آزمایشگاه مراجعه نموده و در هر جلسه یک پروتکل خستگی اعمال شد. در هر جلسه، آزمودنی‌ها حرکت پرش–فرود تک‌پا را حداقل ۶ مرتبهٔ موفق قبل و بعد از اعمال خستگی انجام دادند (پیش‌آزمون و پس‌آزمون). در هر جلسه پیش از انجام پروتکل خستگی، آزمودنی‌ها به مدت ۱۰ دقیقه به حرکات کششی و گرم کردن پرداختند و سپس از آن‌ها خواسته شد تا چند بار حرکت پرش–فرود و همین‌طور پرش–فرود از سکوی ۴۰ سانتی‌متری که در فاصله ۲۰ سانتی‌متری از فورس پلیت قرار داده شده بود را با پای برهنه انجام دهند و در مرکز صفحه نیرو به صورت تک‌پا فرود آیند تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردند. در اجرای آزمون پرش–فرود تک‌پا، از آزمودنی خواسته شد در وضعیت استقرار روی سکوی ۴۰ سانتی‌متری دست‌ها را در ناحیه لگن قرار دهد، سر را بالا نگه دارد و روبه‌رو را نگاه کند و سعی کند بعد از فرود روی صفحه نیرو تعادلش را حفظ نماید. آزمودنی‌ها تا رسیدن به ثبات کامل و بی‌حرکت شدن بدن این حالت را نگه داشتند. برای اجرای پروتکل خستگی موضعی، از آزمون وینگیت که شامل ۳۰ ثانیه تمرین فوق بیشینه روی یک دوچرخه کارسنج بود، استفاده شد و میزان بار اعمال‌شده بر اساس وزن آزمودنی تعیین گردید.[۲۵] برای ایجاد خستگی عمومی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی، از آزمون بروس استفاده شد؛ بدین صورت که از آزمودنی خواسته شد تا روی دستگاه تردمیل که دارای برنامه اجرای آزمون بروس است، قرار گیرد و شروع به دویدن کند. در برنامه آزمون بروس روی دستگاه تردمیل، شیب و سرعت دویدن آزمودنی تنظیم شده و زمانی که آزمودنی دیگر قادر به دویدن با سرعت و شیب برنامه موجود روی دستگاه نباشد، پروتکل خستگی عمومی متوقف می‌شود.[۲۶، ۲۷] بلافاصله بعد از اعمال پروتکل خستگی (موضعی و یا عمومی)، آزمودنی حرکت پرش–فرود از سکوی ۴۰ سانتی‌متری را مانند پیش‌آزمون روی دستگاه فورس پلیت انجام داد. هم‌زمان با انجام آزمون پرش–فرود تک‌پا، از دستگاه الکترومایوگرافی برای جمع‌آوری و ثبت امواج الکتریکی مربوط به عضلات منتخب اندام تحتانی استفاده شد.

ابتدا سیگنال‌های خام فعالیت عضلات از لحظهٔ برخورد پا با زمین (تشخیص با استفاده از فوت سوئیچ) تا ۲۰ ثانیه بعد از آن استخراج شده و سپس با استفاده از یک فیلتر میانگذر ۴۵۰–۱۰ هرتز پردازش شد.[۳] سپس برای نرمالیزه کردن داده‌ها در حوزه دامنه، تمامی مقادیر بر حداکثر فعالیت همان عضله در آزمون حداکثر انقباض ارادی بیشینه[3] تقسیم شد. مقدار میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ هر عضله از روش میانگین انتگرال مقادیر و حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شده نیز با پیدا نمودن حداکثر مقدار محاسبه شد. همچنین، مقدار فرکانس میانهٔ هر عضله در این بازهٔ زمانی و با استفاده از روش تبدیل سریه فوریه[4] با پهنای فریم[1] ۱۲۸ هرتز محاسبه شد. در نهایت، متغیرهای وابسته شامل

[1] G*Power
[2] Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)
[3] Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC)
[4] Fast Fourier Transform (FFT)

www.SID.ir

Archive of SID

میانگین فعالیت نرمالیزه‌شده، حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شده و فرکانس میانه برای هر پیش‌آزمون و یا پس‌آزمون در ۶ تکرار حرکت پرش–فرود اندازه‌گیری شد.

برای تحلیل آماری از شاخص‌های میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف داده‌ها و آزمون ضریب پایایی درون کلاسی۲ برای محاسبهٔ میزان پایایی و روش طبقه‌بندی مانرو[3] برای تعیین شدت پایایی متغیرهای وابسته بین تکرارهای حرکت در وضعیت‌های مختلف ۲۰ آزمودنی استفاده شد؛ به طوری که نمرات در بازهٔ ۰/۲۵–۰ دارای پایایی اندک، نمرات در بازهٔ ۰/۴۹–۰/۲۶ دارای پایایی پایین، نمرات در بازهٔ ۰/۶۹–۰/۵ دارای پایایی متوسط، نمرات در بازهٔ ۰/۸۹–۰/۷ دارای پایایی بالا و نمرات در بازهٔ ۱–۰/۹ دارای پایایی بسیار بالا بودند.[۲۸] برای تحلیل استنباطی نیز با استفاده از نرم‌افزار SPSS، ابتدا از آزمون آماری شاپیرو–ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها و سپس آزمون آماری تجزیه‌وتحلیل مختلط آنوا با اندازه‌های تکراری[4] برای بررسی مقایسهٔ اثرات دو نوع خستگی موضعی و عمومی بر متغیرهای وابسته در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که با اعمال پروتکل خستگی موضعی و عمومی، میانگین و حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ تمامی عضلات منتخب اندام تحتانی افزایش و میزان فرکانس میانهٔ آن‌ها کاهش می‌یابد (جدول ۱). همچنین نتایج آزمون ضریب پایایی درون کلاسی نشان داد که میزان پایایی شاخص میانگین و حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شده و همچنین فرکانس میانه برای تمامی عضلات منتخب ناحیهٔ پایین‌تنه حین اجرای حرکت پرش–فرود در محدودهٔ ۰/۹–۰/۷ بود؛ بدین‌معنی که این شاخص‌ها دارای پایایی بالایی حین انجام این حرکت می‌باشند.

جدول ۱: نتایج آزمون ضریب پایایی درون کلاسی برای متغیرهای میوالکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی حین حرکت پرش-فرود تک‌پا

عضله	میانگین فعالیت نرمالیزه‌شده	حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شده	فرکانس میانه
سرینی میانی	۰/۷۲۹	۰/۷۰۴	۰/۷۸۲
پهن خارجی	۰/۷۳۴	۰/۷۲۱	۰/۸۷۴
درشت‌نی قدامی	۰/۷۵۳	۰/۷۷۹	۰/۷۶۴
نازک‌نی طویل	۰/۷۱۰	۰/۷۰۴	۰/۸۸۳
دوقلوی داخلی	۰/۷۱۶	۰/۷۲۰	۰/۸۳۷
نعلی	۰/۷۶۸	۰/۷۳۳	۰/۸۰۱

در خصوص بررسی اثر خستگی موضعی و عمومی بر میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی (جدول ۲)، نتایج آزمون تجزیه‌وتحلیل مختلط آنوا با اندازه‌های تکراری نشان داد که تفاوت معناداری بین اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی در میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلهٔ سرینی میانی وجود دارد (P=۰/۰۴۶)، اما برای میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ سایر عضلات تفاوت معناداری بین اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۲: مقایسهٔ اثرات تعاملی خستگی موضعی و عمومی بر مقادیر میانگین (انحراف استاندارد) میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی (برحسب درصد از مقدار حداکثر دامنهٔ آزمون MVIC) حین حرکت پرش-فرود

	نوع خستگی	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	F (تعاملی)	P (تعاملی)
سرینی میانی	موضعی	۵/۱۸±۰/۹۹	۶/۶۶±۰/۹۸	۴/۲۵۲	۰/۰۴۶*
	عمومی	۵/۲۷±۱/۰۱	۶/۰۸±۱/۰۱		
پهن خارجی	موضعی	۵/۳۴±۰/۹۵	۶/۲۸±۱/۱۵	۰/۰۱۳	۰/۹۱۱
	عمومی	۵/۴۹±۰/۹۶	۶/۴۷±۱/۱۳		
درشت‌نی قدامی	موضعی	۵/۸۳±۱/۶۵	۶/۸۷±۱/۳۶	۰/۱۰۷	۰/۷۴۶
	عمومی	۵/۷۰±۱/۲۹	۶/۶۴±۱/۵۳		
نازک‌نی طویل	موضعی	۶/۲۴±۰/۹۹	۷/۶۰±۱/۶۷	۰/۰۴۵	۰/۸۳۳
	عمومی	۶/۴۵±۱/۱۳	۷/۷۱±۱/۳۸		
دوقلوی داخلی	موضعی	۸/۹۶±۱/۲۵	۱۰/۱۶±۰/۹۴	۲/۱۴۱	۰/۱۵۲
	عمومی	۹/۲۳±۱/۱۴	۹/۸۹±۱/۳۶		
نعلی	موضعی	۶/۹۰±۱/۴۳	۸/۱۹±۱/۲۵	۱/۵۰۶	۰/۲۲۷
	عمومی	۶/۹۹±۱/۲۱	۸/۸۱±۱/۱۰		

*نشان‌دهندهٔ تفاوت معنادار بین اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی در سطح معناداری ۰/۰۵ می‌باشد.

[1] Frame Width
[2] Intraclass Correlation Coefficient (ICC)
[3] Munro's Classification
[4] Mixed Analysis of Variance with Repeated Measure Test

www.SID.ir

Archive of SID

در مقایسهٔ اثر خستگی موضعی و عمومی بر حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی (جدول ۳)، نتایج آزمون تجزیه‌وتحلیل مختلط آنوا با اندازه‌های تکراری نشان داد که هیچ‌گونه تفاوت معناداری بین اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی بر حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی وجود ندارد (P>۰/۰۵).

جدول ۳: مقایسهٔ اثرات تعاملی خستگی موضعی و عمومی بر مقادیر میانگین (انحراف استاندارد) حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی (برحسب درصد از مقدار حداکثر دامنهٔ آزمون MVIC) حین حرکت پرش-فرود

عضله	نوع خستگی	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	F (تعاملی)	P (تعاملی)
سرینی میانی	موضعی	۱۳۲/۷±۱۲/۷	۱۴۱/۳±۱۱/۴	۰/۴۹۶	۰/۴۸۶
	عمومی	۱۳۳/۱±۱۱/۵	۱۴۴/۹±۹/۳		
پهن خارجی	موضعی	۱۵۶/۲±۱۹/۵	۱۷۶/۷±۱۸/۷	۱/۸۸۵	۰/۱۷۸
	عمومی	۱۵۳/۱±۱۷/۱	۱۶۵/۸±۱۴/۳		
درشت‌نی قدامی	موضعی	۱۳۸/۱±۲۷/۵	۱۵۹/۲±۲۲/۹	۳/۶۶۲	۰/۰۶۳
	عمومی	۱۴۰/۲±۲۲/۵	۱۴۹/۴±۱۵/۹		
نازک‌نی طویل	موضعی	۱۵۰/۸±۱۵/۲	۱۶۳/۵±۱۸/۴	۰/۰۶۹	۰/۷۹۴
	عمومی	۱۵۴/۴±۲۲/۶	۱۶۵/۶±۱۷/۵		
دوقلوی داخلی	موضعی	۱۱۸/۴±۱۵/۱	۱۲۶/۹±۱۵/۵	۱/۱۴۵	۰/۲۹۱
	عمومی	۱۱۹/۹±۱۴/۶	۱۳۲/۷±۱۵/۱		
نعلی	موضعی	۱۳۰/۸±۱۶/۰	۱۴۳/۶±۱۷/۰	۰/۰۲۴	۰/۸۷۹
	عمومی	۱۲۷/۸±۱۶/۷	۱۴۱/۳±۱۵/۵		

در مقایسهٔ اثر خستگی موضعی و عمومی بر مقدار فرکانس میانهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی (جدول ۴)، نتایج آزمون تجزیه‌وتحلیل مختلط آنوا با اندازه‌های تکراری نشان داد که تفاوت معناداری بین اثرات دو نوع خستگی موضعی و عمومی بر میزان فرکانس میانهٔ عضلهٔ دوقلوی داخلی وجود دارد (P=۰/۰۱۹)، اما برای میزان فرکانس میانهٔ سایر عضلات تفاوت معناداری بین اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ٤: مقایسهٔ اثرات تعاملی خستگی موضعی و عمومی بر مقادیر میانگین (انحراف استاندارد) فرکانس میانهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی (برحسب هرتز) حین حرکت پرش-فرود

عضله	نوع خستگی	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	F (تعاملی)	P (تعاملی)
سرینی میانی	موضعی	۸۴/۸۷±۵/۴۲	۸۰/۷۸±۵/۵۶	۰/۰۶۰	۰/۸۰۷
	عمومی	۸۶/۰۷±۵/۶۹	۸۱/۶۳±۶/۲۵		
پهن خارجی	موضعی	۸۲/۴±۶/۴۶	۷۶/۶۸±۹/۹۲	۲/۵۱۴	۰/۱۲۱
	عمومی	۸۱/۹۸±۵/۸۷	۷۸/۷۳±۷/۲۷		
درشت‌نی قدامی	موضعی	۷۷/۱۸±۴/۵۲	۷۵/۴۷±۴/۴۳	۲/۰۸۳	۰/۱۵۷
	عمومی	۷۷/۳۳±۴/۵۰	۷۴/۳۳±۵/۳۹		
نازک‌نی طویل	موضعی	۱۰۰/۳±۹/۰۶	۹۶/۷۰±۹/۰۸	۱/۴۲۵	۰/۲۴۰
	عمومی	۱۰۰/۷±۸/۰۷	۹۸/۹۸±۹/۸۰		
دوقلوی داخلی	موضعی	۸۰/۲۰±۶/۹۶	۷۵/۹۸±۶/۶۳	۵/۹۹۴	۰/۰۱۹*
	عمومی	۷۸/۶±۶/۱۷	۷۷/۴۲±۷/۲۱		
نعلی	موضعی	۸۵/۱±۶/۴۴	۸۱/۴±۶/۴۶	۲/۸۱۷	۰/۱۰۱
	عمومی	۸۳/۹±۵/۹۴	۸۲/۴۰±۵/۴۰		

* نشان‌دهندهٔ تفاوت معنادار بین اثرات دو نوع خستگی موضعی و عمومی در سطح معناداری ۰/۰۵ می‌باشد.

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر، تأثیر خستگی موضعی و عمومی بر متغیرهای میوالکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی در مردان جوان سالم فعال حین انجام حرکت پرش-فرود بود. نتایج آزمون ضریب پایایی درون کلاسی نشان داد که تمامی متغیرهای میوالکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی از میزان پایایی بالا و قابل قبولی حین اجرای حرکت پرش-فرود تک‌پا برخوردار هستند. اگرچه در زمینهٔ

www.SID.ir

Archive of SID

بررسی پایایی شاخص‌های میوالکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی حین فرود، مطالعه‌ای توسط محققان حاضر یافت نشد، اما باید دقت نمود که روش‌های تجزیه‌وتحلیل مناسب می‌تواند باعث ایجاد پایایی بالا در متغیرهای میوالکتریکی عضلات (مخصوصاً متغیرهای میانگین و حداکثر فعالیت) شود (هاگ، ۲۰۱۱).

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که میانگین و حداکثر فعالیت عضلات منتخب اندام تحتانی حین اجرای حرکت پرش–فرود پس از اعمال هر دو نوع خستگی موضعی و عمومی افزایش می‌یابد. این یافته‌ها با نتایج مطالعات Mizrahi و همکاران (۲۰۰۱)، Proske و همکاران (۲۰۰۳)، Orishimo و Kremenic (۲۰۰۶)، Olson (۲۰۱۰)، Berger و همکاران (۲۰۱۰) و Hollman و همکاران (۲۰۱۲) در زمینهٔ اثرگذاری خستگی بر افزایش سطح فعالیت عضلات همسو است[۱۱، ۲۷، ۳۰، ۳۱، ۳۲، ۳۳] که مدعی شدند متعاقب ایجاد خستگی موضعی و یا عمومی، سطح فعالیت عضلات افزایش می‌یابد. در حالی که نتایج پژوهش حاضر با نتایج مطالعات Mizrahi و همکاران (۲۰۰۰)، Rahnama و همکاران (۲۰۰۶)، Hatfield (۲۰۰۹) و Pohl و همکاران (۲۰۱۰) که همگی نشان‌دهندهٔ عدم افزایش سطح فعالیت عضلات متعاقب ایجاد خستگی موضعی و یا عمومی بودند، ناهمسو است.[۲۶، ۳۴، ۳۵، ۳۶] به نظر می‌رسد که از دلایل احتمالی ایجاد این تناقض در نتایج بتوان به آزمودنی‌هایی با ویژگی‌های مختلف (مانند جنسیت، سطح فعالیت، میزان سن و غیره)، استفاده از روش‌های مختلف برای ایجاد پروتکل خستگی، تغییر در عضلات مورد بررسی و همچنین استفاده از روش‌های مختلف جهت تجزیه‌وتحلیل سیگنال الکترومیوگرافی عضلات اشاره نمود.

نتایج تحقیق حاضر همچنین نشان داد که میزان فرکانس میانهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی حین اجرای حرکت پرش–فرود پس از اعمال هر دو نوع خستگی موضعی و عمومی کاهش می‌یابد. این نتایج با نتایج مطالعات Mizrahi و همکاران (۲۰۰۰)، Dingwell و همکاران (۲۰۰۸)، Cifrek و همکاران (۲۰۰۹)، Gates و Dingwell (۲۰۱۰) و همچنین اظهارات بیان‌شده توسط Guyton و Hall (۲۰۱۱) و Robertson و همکاران (۲۰۱۴) در زمینهٔ اثرگذاری خستگی بر کاهش فرکانس میانهٔ عضلات همسو است.[۲۶، ۳۷، ۳۸، ۳۹، ۴۰، ۴۱] به طور کلی، کاهش فرکانس میانه به دلیل کاهش سرعت هدایت پتانسیل عمل فیبر عضلانی و همچنین افزایش مدت زمان پتانسیل عمل واحد حرکتی است؛ بنابراین احتمالا کاهش مقدار تخلیه واحدهای حرکتی، افزایش یون پتاسیم خارج سلولی و اختلال در کانال‌های سدیمی ممکن است سبب کاهش تحریک غشای فیبر عضلانی شود که در پی آن سرعت هدایت پتانسیل عمل فیبر عضلانی کاهش می‌یابد.[۳۸، ۴۱] در نتیجه، اعمال برنامه خستگی سبب کاهش سرعت انتقال عصبی در راه‌های آوران و وابران منتهی به گروه عضلات مورد نظر می‌شود که این عامل باعث کاهش فرکانس میانهٔ عضله پس از اعمال برنامه خستگی می‌شود.[۳۸، ۴۲] از آنجا که کاهش مقادیر فرکانس میانه عضلات اندام تحتانی نشانه بارز خستگی است، نتیجهٔ تحقیق حاضر مطابق با نتایج مطالعات قبلی انجام‌شده در این زمینه حاکی از کارایی پروتکل به‌کارگرفته‌شده برای ایجاد خستگی موضعی و عمومی می‌باشد.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تفاوت معناداری بین اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی بر میانگین فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ عضلهٔ سرینی میانی حین اجرای حرکت پرش–فرود تک‌پا وجود دارد، اما برای میانگین و حداکثر فعالیت نرمالیزه‌شدهٔ تمامی عضلات منتخب اندام تحتانی تفاوت معناداری بین دو نوع خستگی موضعی و عمومی مشاهده نشد. نتایج پژوهش حاضر با نتایج مطالعات Mizrahi و همکاران (۲۰۰۱)، Proske و همکاران (۲۰۰۳)، Orishimo و Kremenic (۲۰۰۶)، Olson (۲۰۱۰)، Berger و همکاران (۲۰۱۰) و Hollman و همکاران (۲۰۱۲) که همگی نشان‌دهندهٔ افزایش سطح فعالیت عضلات متعاقب ایجاد خستگی موضعی بودند [۱۱، ۲۷، ۳۰، ۳۱، ۳۲، ۳۳] و همچنین با نتایج مطالعهٔ Van Lent و همکاران (۱۹۹۴) که نشان‌دهندهٔ افزایش سطح فعالیت عضلات متعاقب ایجاد خستگی عمومی بود[۴۳]، همسو است. Hollman و همکاران (۲۰۱۲) مدعی شدند که خستگی موضعی عضلات بازکنندهٔ مفصل ران باعث تغییر در سازوکارهای کنترل عصبی–عضلانی متعاقب خستگی می‌شود.[۳۲] در حالی که نتایج پژوهش حاضر با نتایج مطالعات Hatfield و همکاران (۲۰۱۰) و Ferber و Pohl (۲۰۱۱) که همگی نشان‌دهندهٔ کاهش و یا عدم تغییر در سطح فعالیت عضلات متعاقب ایجاد خستگی موضعی بودند[۳۵، ۳۶، ۴۴] و همچنین با نتایج مطالعات Mizrahi و همکاران (۲۰۰۰) و Rahnama و همکاران (۲۰۰۶) که هر دو نشان‌دهندهٔ کاهش سطح فعالیت عضلات متعاقب ایجاد خستگی عمومی بودند[۲۶، ۳۴]، ناهمسو است. با مرور مطالعات گذشته در این زمینه، به نظر می‌رسد که از دلایل احتمالی ایجاد این تناقض در نتایج می‌توان به بررسی آزمودنی‌های با ویژگی‌های مختلف (مانند جنسیت، سطح فعالیت، میزان سن متفاوت و غیره)، استفاده از روش‌های مختلف جهت ایجاد پروتکل خستگی، تغییر در عضلات مورد بررسی و همچنین استفاده از روش‌های مختلف جهت تجزیه‌وتحلیل سیگنال الکترومیوگرافی عضلات اشاره نمود. به علاوه، روش-های تجزیه‌وتحلیل مختلف می‌تواند باعث تغییر در مقدار متغیرهای میوالکتریکی عضلات (مخصوصاً متغیرهای میانگین و حداکثر فعالیت) شود.[۲۹]

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تفاوت معناداری بین اثر دو نوع خستگی موضعی و عمومی بر میزان فرکانس میانهٔ عضلهٔ دوقلوی داخلی وجود دارد، اما برای فرکانس میانهٔ سایر عضلات منتخب اندام تحتانی تفاوت معناداری بین دو نوع خستگی موضعی و عمومی مشاهده نشد. در این زمینه، نتایج پژوهش حاضر با نتایج مطالعات Dingwell و همکاران (۲۰۰۸)، Cifrek و همکاران (۲۰۰۹)، Gates و

www.SID.ir

Archive of SID

Dingwell (۲۰۱۰) که همگی نشان‌دهندهٔ کاهش مقدار فرکانس سیگنال فعالیت عضلات متعاقب ایجاد خستگی موضعی بودند[۳۷، ۳۹، ۴۰] و همچنین با نتایج مطالعهٔ Mizrahi و همکاران (۲۰۰۰) که نشان‌دهندهٔ کاهش مقدار فرکانس سیگنال فعالیت عضلات متعاقب ایجاد خستگی عمومی بود[۲۶]، همسو است. برای مثال، Dingwell و همکاران (۲۰۰۸) نشان دادند که متعاقب خستگی ایجادشده با استفاده از دوچرخهٔ ارگومتر میزان فرکانس میانهٔ عضلات منتخب اندام تحتانی کاهش می‌یابد.[۳۷] همچنین، Mizrahi و همکاران (۲۰۰۰) نشان دادند که توان متوسط فرکانس عضلهٔ درشت‌نی قدامی از ابتدای زمان شروع دویدن تا انتهای آن کاهش می‌یابد. به طور کلی، اجرای پروتکل خستگی باعث کاهش سرعت انتقال عصبی در راه‌های آوران و وابران منتهی به گروه عضلات مورد نظر می‌شود که این عامل باعث کاهش فرکانس میانهٔ عضله پس از اعمال برنامه خستگی می‌شود[۳۸، ۴۰، ۴۱]؛ بنابراین، این انتظار وجود داشت که متعاقب ایجاد خستگی موضعی و عمومی میزان فرکانس میانهٔ عضلات کاهش یابد.

اگرچه مطالعات متعددی به بررسی اثرات خستگی موضعی و عمومی به صورت جداگانه پرداخته‌اند، اما متأسفانه در زمینهٔ مقایسهٔ اثرات خستگی موضعی و عمومی بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی مطالعات چندانی توسط محقق یافت نشد. بر اساس تعریف Fitss (۱۹۹۶)، خستگی موضعی (محیطی) در سطح عضلات پدیدار می‌شود و موجب بروز اختلالات مختلف در عوامل ایجادکننده نیرو و توان در عضله می‌شود؛ در مقابل، خستگی عمومی (مرکزی) مربوط به کل بدن و خصوصاً سیستم عصبی مرکزی می‌باشد.[۴۵] در این زمینه، Paillard (۲۰۱۲) در یک مطالعهٔ مروری و Ghram و همکاران (۲۰۱۴) نشان دادند که خستگی موضعی و عمومی هر دو اثرات مشابهی را بر وضعیت تعادل بدن دارند.[۴۶، ۴۷] در پژوهش دیگر، Khalkhali و همکاران (۲۰۱۲) مشاهده نمودند که خطای حس نیرو پس از هر دو خستگی موضعی و عمومی افزایش می‌یابد و بین این دو نوع خستگی تفاوت معناداری وجود ندارد؛ بنابراین خستگی موضعی و عمومی موجب افزایش حس تلاش می‌گردد و در نتیجه آزمودنی‌ها نیرویی بیشتر از نیروی مورد نظر را بازسازی می‌کنند.[۴۸] با اینکه نتایج پژوهش حاضر نشان داد که خستگی موضعی و عمومی بر متغیرهای الکتریکی عضلات منتخب اندام تحتانی اثرات تقریباً مشابهی دارد، به نظر می‌رسد که علت احتمالی ایجاد تفاوت در برخی از متغیرها به اتخاذ استراتژی‌های عصبی–عضلانی، سازوکارهای جبرانی عصبی و یا تغییرات بیومکانیکی مختلف (مانند تغییر در کینماتیک حرکت) حین ایجاد هر نوع خستگی مرتبط باشد. با توجه به عدم بررسی این دسته از متغیرها، مطالعات آتی در زمینهٔ شناسایی هرچه دقیق‌تر اثرات دو نوع خستگی موضعی و عمومی بر بیومکانیک حرکات مختلف ضروری می‌باشد.

به طور کلی، باید توجه نمود که به دنبال ایجاد خستگی خطر بروز آسیب‌های مختلف حین انجام حرکاتی همچون پرش–فرود افزایش می‌یابد که احتمالاً دلیل اصلی آن تغییرات بیومکانیکی حرکت یا سازوکارهای جبرانی سیستم عصبی مرکزی می‌باشد.[۱۳، ۱۴، ۱۷، ۴۵، ۴۷، ۴۹] در همین زمینه، Padua و همکاران (۲۰۰۶) نشان دادند که خستگی باعث فعالیت زودهنگام عضلات چهارسرران و فعالیت دیرهنگام عضلات همسترینگ می‌شود. این تأخیر در فراخوانی عضلات همسترینگ باعث جابه‌جایی قدامی استخوان درشت‌نی و در نتیجه باعث انتقال بار نامناسب و غیرقابل کنترل به مفصل زانو شده و فرد را در معرض بروز آسیب ACL قرار می‌دهد.[۱۷] همچنین، Noori و همکاران (۲۰۱۶) نیز بیان نمودند که خستگی باعث تأخیر در شروع فعالیت عضلات نیم وتری و پهن خارجی و در نتیجه تغییر در الگوهای عصبی–عضلانی حین اجرای حرکت پرش–فرود تک‌پا می‌شود و فرد را مستعد آسیب ACL می‌سازد[۴۹]؛ بنابراین تغییرات مشاهده‌شده در فعالیت الکتریکی عضلات متعاقب ایجاد خستگی (موضعی و عمومی) می‌تواند اثرات منفی بر عملکرد بگذارد. در نتیجه، در طراحی تمرینات ورزشی و یا حین انجام رقابت‌های ورزشی باید تا حد ممکن از ایجاد خستگی موضعی و عمومی جلوگیری شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، به نظر می‌رسد که میزان اثر نوع اعمال خستگی موضعی و عمومی بر عملکرد عضلات اندام تحتانی حین اجرای حرکت پرش–فرود یکسان است. آگاهی از اثرات دو نوع خستگی می‌تواند به مربیان جهت طراحی دقیق‌تر تمرینات ورزشی (مخصوصا تمرینات استقامتی) کمک نماید. مطالعات آتی در زمینه شناسایی سایر تفاوت‌های بیومکانیکی دو روش خستگی موضعی و عمومی مورد نیاز است.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر مستخرج از رساله دکتری به نگارش راحله نصرابادی با عنوان "تأثیر یک وهله خستگی موضعی و عمومی وامانده‌ساز بر متغیرهای منتخب کینتیکی و عملکرد عضلات در پرش–فرود مردان جوان سالم فعال" با راهنمایی دکتر حیدر صادقی و دکتر زهره برهانی کاخکی و مشاوره دکتر محمد یوسفی است. از آزمودنی‌هایی که در انجام این پژوهش شرکت نمودند، سپاسگزاریم.

www.SID.ir

Archive of SID

منابع

1. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture. 1995;3(4):193–214.
2. McKinley P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. Exp brain Res. 1992;90(2):427–40.
3. Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. J Orthop Sport Phys Ther. 2010;40(8):464–73.
4. Wilke J, Fleckenstein J, Krause F, Vogt L, Banzer W. Sport-specific functional movement can simulate aspects of neuromuscular fatigue occurring in team sports. Sport Biomech. 2016;15(2):151–61.
5. Parijat P, Lockhart TE. Effects of lower extremity muscle fatigue on the outcomes of slip-induced falls. Ergonomics. 2008;51(12):1873–84.
6. Solianik R, Satas A, Mickeviciene D, Cekanauskaite A, Valanciene D, Majauskiene D, et al. Task-relevant cognitive and motor functions are prioritized during prolonged speed–accuracy motor task performance. Exp brain Res. 2018;236(6):1665–78.
7. Hedayatpour N, Arendt-Nielsen L, Farina D. Non-uniform electromyographic activity during fatigue and recovery of the vastus medialis and lateralis muscles. J Electromyogr Kinesiol. 2008;18(3):390–6.
8. Bisiaux M, Moretto P. The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. Gait Posture. 2008;28(4):693–8.
9. Willems TM, De Ridder R, Roosen P. The effect of fatigue on plantar pressure distribution during running in view of running injuries. J Foot Ankle Res. 2012;5(1):P33.
10. Zhang X, Xia R, Dai B, Sun X, Fu W. Effects of Exercise-Induced Fatigue on Lower Extremity Joint Mechanics, Stiffness, and Energy Absorption during Landings. J Sports Sci Med. 2018;17(4):640–9.
11. Olson MW. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20(1):17–24.
12. Agres AN, Chrysanthou M, Raffalt PC. The Effect of Ankle Bracing on Kinematics in Simulated Sprain and Drop Landings: A Double-Blind, Placebo-Controlled Study. Am J Sports Med. 2019;47(6):1480–7.
13. Daoukas S, Malliaropoulos N, Maffulli N. ACL biomechanical risk factors on single-leg drop-jump: a cohort study comparing football players with and without history of lower limb injury. Muscles Ligaments Tendons J. 2019;9(1).
14. Ondatje WC, Noffal GJ, Costa PB, Coburn JW. The Biomechanical Effects of Fatigue on Drop-Jump Performance in Basketball Athletes. Fullerton: California State University; 2018.
15. Peng H-T. Changes in biomechanical properties during drop jumps of incremental height. J Strength Cond Res. 2011;25(9):2510–8.
16. 1Niu W, Zhang M, Fan Y, Zhao Q. Dynamic postural stability for double-leg drop landing. J Sports Sci. 2013;31(10):1074–81.
17. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. J Athl Train. 2006;41(3):294–304.
18. Zamporri J, Aguinaldo A. The Effects of a Compression Garment on Lower Body Kinematics and Kinetics During a Drop Vertical Jump in Female Collegiate Athletes. Orthop J Sport Med. 2018;6(8).
19. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, Leddy JJ, Horvath PJ. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. Med Sci Sports Exerc. 2005;37(4):657–63.
20. McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Med Sci Sports Exerc. 2007;39(3):502–14.
21. Boham M, DeBeliso M, Harris C, Pfeiffer R, McChesney J, Berning JM. The effects of functional fatigue on ground reaction forces of a jump, land, and cut task. Int J Sci Eng Investig. 2013;2(21):22–8.
22. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T, Shiozawa J, Toda Y, Yamada K. Fatigue influences lower extremity angular velocities during a single-leg drop vertical jump. J Phys Ther Sci. 2017;29(3):498–504.
23. Erdfelder E, Faul F, Buchner A. GPOWER: A general power analysis program. Behav Res methods, instruments, Comput. 1996;28(1):1–11.
24. Sommerich CM, Joines SMB, Hermans V, Moon SD. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. J Electromyogr Kinesiol. 2000;10(6):377–98.
25. Fernandez-del-Olmo M, Rodriguez FA, Marquez G, Iglesias X, Marina M, Benitez A, et al. Isometric knee extensor fatigue following a Wingate test: peripheral and central mechanisms. Scand J Med Sci Sports. 2013;23(1):57–65.
26. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. Ann Biomed Eng. 2000;28(4):463–9.
27. Orishimo KF, Kremenic IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. J Appl Biomech. 2006;22(4):245–54.
28. Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Test-retest reliabty of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. Gait

www.SID.ir

Archive of SID
Posture. 2009;29(3):460–4.
29. Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(1):1–12.
30. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. Clin Biomech. 2001;16(3):207–12.
31. Proske U, Weerakkody NS, Percival P, Morgan DL, Gregory JE, Canny BJ. Force-matching errors after eccentric exercise attributed to muscle soreness. Clin Exp Pharmacol Physiol. 2003;30(8):576–9.
32. Hollman JH, Hohl JM, Kraft JL, Strauss JD, Traver KJ. Effects of hip extensor fatigue on lower extremity kinematics during a jump-landing task in women: a controlled laboratory study. Clin Biomech. 2012;27(9):903–9.
33. Berger L, Regueme S, Forestier N. Unilateral lower limb muscle fatigue induces bilateral effects on undisturbed stance and muscle EMG activities. J Electromyogr Kinesiol. 2010;20(5):947–52.
34. Rahnama N, Lees A, Reilly T. Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. J Electromyogr Kinesiol. 2006;16(3):257–63.
35. Pohl MB, Rabbito M, Ferber R. The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. J Foot Ankle Res. 2010;3(1):1–8.
36. Hatfield G. The effects of quadriceps impairment on lower limb kinematics, kinetics and muscle activation during gait in young adults. Dalhousie University; 2009.
37. Dingwell JB, Joubert JE, Diefenthaeler F, Trinity JD. Changes in muscle activity and kinematics of highly trained cyclists during fatigue. IEEE Trans Biomed Eng. 2008;55(11):2666–74.
38. Guyton AC, Hall JE. textbook of medical physiology. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2011.
39. Gates DH, Dingwell JB. Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements. J Biomech. 2010;43(5):913–9.
40. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Clin Biomech. 2009;24(4):327–40.
41. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research Methods in Biomechanics. Human kinetics; 2013.
42. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athl Train. 2004;39(3):247–53.
43. Van Lent MET, Drost MR, van den Wildenberg F. EMG profiles of ACL-deficient patients during walking: the influence of mild fatigue. Int J Sports Med. 1994;15(8):508–14.
44. Ferber R, Pohl MB. Changes in joint coupling and variability during walking following tibialis posterior muscle fatigue. J Foot Ankle Res. 2011;4(1):6.
45. Fitts RH. Muscle fatigue: the cellular aspects. Am J Sports Med. 1996;24(6):9–13.
46. Ghram A, Jeribi S, Yahia A, Elleuch MH. Effect of general and local fatigue on postural control during unipedal quiet standing of athlete. Ann Phys Rehabil Med. 2014;57:192.
47. Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. Neurosci Biobehav Rev. 2012;36(1):162–76.
48. Khalkhali M, Bazrafkan M, Khademi Kalantari K, Rezasoltani A. A Comparative Study of the Effect of Local and General Fatigue on Sense of Force in Healthy Young Men. Sci J Rehabil Med. 2012;1(3):22–8.
49. Noori M, Minoonejad H, Seydi F. The effect of functional fatigue on timing of electromyography activity of quadriceps and hamstring muscles during single leg jump-landing task in female athletes. Sci J Kurdistan Univ Med Sci. 2016;21(4):73–82.

www.SID.ir