Archive of SID

Effect of Fatigue on Some Indicators of Ground Reaction Force in Young Active Men During Drop-Landing task

Nasrabadi R [1], Sadeghi H [2], Yousefi M [3]

Abstract

Purpose: Drop-landing is one of the tasks performed in many sports skills. Lower limb injuries have the highest prevalence in sports where jump-landing is repeated frequently. In this condition, fatigue is one of the components that can be influential from biomechanical and pathomechanical points of view on different parameters of landing motion. Therefore, the purpose of this study was to investigate the effect of fatigue on some indicators of ground reaction force in healthy young active men during drop-landing task from a platform.

Methods: In this semi-experimental study, 20 healthy young active males were participated. Wingate test was used for fatigue protocol. The ground reaction force components information was collected during drop-landing from a 40 cm platform before and after fatigue. To collect data, a Kistler force plate was used, and the parameters of peak force, time to reach maximum peak force, loading velocity and time to reach stability were calculated. These data were analyzed using a series of Paired-sample T tests at a significant level of 0.05.

Results: According to the findings of this study, there was no significant difference between the pre and post fatigue states for peak force, peak time, and loading rates in vertical direction. However, the time to stabilization in post-fatigue mode was significantly higher than that before fatigue.

Conclusion: According to the findings of this study, it seems that after fatigue healthy young men reach a stable level later compared to the state of pre-fatigue.

Keywords: Fatigue, Drop-landing, Jump-landing, Ground reaction force, Stability

Received: 2019.06.12 Accepted: 2020.03.02

تاثیر خستگی بر برخی شاخص‌های نیروی عکس‌العمل زمین در مردان جوان سالم فعال حین انجام حرکت فرود

راحله نصرآبادی[۱]، حیدر صادقی [۲]، محمد یوسفی [۳]

هدف: فرود یکی از تکالیفی است که در بسیاری از مهارت های ورزشی اجرا می شود و بیشترین شیوع آسیب های اندام تحتانی در ورزش هایی است که در آن ها حرکت پرش- فرود به طور مکرر انجام می شود. در این شرایط خستگی یکی از مولفه هایی است که می تواند از دیدگاه بیومکانیکی و پاتومکانیکی بر پارامترهای مختلف حرکت فرود تاثیرگذار باشد. از این رو هدف از مطالعه نیمه تجربی حاضر تاثیر خستگی بر برخی شاخص های نیروی عکس العمل زمین در مردان جوان سالم فعال حین اجرای حرکت فرود از ارتفاع است.

روش بررسی: این مطالعه از نوع نیمه تجربی است. در این تحقیق نیمه آزمایشگاهی، ۲۰ آزمودنی مرد جوان سالم فعال به عنوان آزمودنی شرکت کردند. از آزمون دوچرخه ثابت برای پروتکل خستگی استفاده شد. اطلاعات نیروی عکس العمل زمین حین اجرای حرکت فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی متر قبل و بعد از خستگی جمع آوری شد. برای جمع آوری اطلاعات از دستگاه صفحه نیرو استفاده شد و پارامترهای نقطه اوج نیرو، زمان رسیدن تا نقطه اوج نیرو، نرخ بارگذاری و زمان رسیدن به پایداری محاسبه شد. داده‌ها با استفاده از آزمون تی زوجی در سطح معنی داری ۰/۰۵ تحلیل شدند.

یافته ها: بر اساس یافته های مطالعه حاضر، اختلاف معنی داری بین حالت قبل و بعد از خستگی برای پارامترهای اوج نیرو، زمان رسیدن به اوج نیرو و نرخ بارگذاری در راستای عمودی مشاهده نشد. اما زمان رسیدن به پایداری در حالت بعد از خستگی به طور معنی داری بیشتر از حالت قبل از خستگی بود ($p< ۰/۰۵$).

www.SID.ir

Archive of SID

نتیجه گیری: با توجه به یافته های این تحقیق چنین به نظر می رسد که مردان جوان سالم پس از بروز خستگی در مقایسه با حالت قبل از بروز خستگی دیرتر به پایداری می رسند.

کلمات کلیدی: خستگی، فرود، پرش- فرود، نیروی عکس‌العمل زمین، پایداری.

نویسنده مسئول: حیدر صادقی، sadeghih@yahoo.com، ORCID: 0000-0001-6563-9882
آدرس: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک ورزشی
۱- دکترای تخصصی بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد تهران مرکزی، تهران، ایران
۲- استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

مقدمه

خستگی یکی از عواملی است که می تواند الگوهای حرکات مختلف را تحت تاثیر قرار داده و ماهیت آن را از نظر بیومکانیکی تغییر دهد. خستگی ناشی از فعالیت های درمانده ساز، پدیده شایعی است که در طی فعالیت های مختلف به وجود آمده و در اغلب موارد باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد می شود (۱). در مطالعه ای خستگی به عنوان یک پدیده ناشناخته به کاهش در ظرفیت تولید نیرو بدون توجه به عمل انجام شده تعریف شده است و آن را به نتیجه قطع زنجیره رویدادها از سیستم عصبی مرکزی تا فیبرهای عضلانی مرتبط می دانند (۳). در حالت کلی خستگی به دو نوع موضعی (محیطی) یا عمومی (مرکزی) تقسیم بندی شده است (۱). خستگی موضعی در سطح عضلات پدیدار می شود و گروهی خاص از عضلات را در بر می‌گیرد که ممکن است موجب بروز اختلالات در محل اتصال عصبی- عضلانی، مکانیزم های تحریک- انقباض، انتشار تحریک توسط لوله‌های عرضی، آزاد شدن کلسیم و تحریک اجزای انقباضی شود که وظیفه تولید نیرو و توان را بر عهده دارند (۳). خستگی عمومی مربوط به رویدادهای درون‌داد عصبی به بخش های بالای مغز و فراخوانی نورون های حرکتی آلفا مربوط است و در واقع به کل بدن و خصوصا سیستم عصبی مرکزی ارتباط دارد (۳).

امروزه آسیب های اندام تحتانی در ورزشکاران بسیار رایج است و بیشترین میزان شیوع آن در ورزش های دارای حرکات پرشی و برشی از جمله والیبال، فوتبال و بسکتبال مشاهده می شود. پرش-فرود از تکالیفی است که در بسیاری از مهارت های ورزشی قابل مشاهده است و ورزشکاران آن را در فعالیت های ورزشی و رقابت ها اجرا می کنند. بیشترین شیوع آسیب های اندام تحتانی در ورزش هایی است که در آن ها فرود ناشی از پرش اتفاق می‌افتد (۴).

حرکات پرش- فرود در بسیاری از رشته های ورزشی انجام می شود مانند مهارت اسپک یا دفاع در والیبال. در این شرایط نتایج مطالعاتی نشان داده است که بسیاری از آسیب های ورزشی حین فرود آمدن اتفاق می افتد (۵،۶). در واقع نیروی عکس العمل زمین در حین فرود گاه تا پنج برابر وزن بدن فرد می رسد که می تواند به عنوان ریسک فاکتوری در این زمینه در نظر گرفته شود (۶). در مطالعه ای در این زمینه Zamporri و Aguinaldo (۷) گزارش کردند که ۶۳ درصد آسیب های اندام تحتانی در رقابت هایی مشاهده شده است که دارای پرش-فرود می باشند و در نهایت 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 آسیب های مختلف است (۷).

در این بین خستگی یکی از عواملی است که می تواند الگوهای حرکات مختلف را تحت تاثیر قرار داده و ماهیت آنرا از نظر بیومکانیکی تغییر دهد (۸). خستگی ناشی از فعالیت های درمانده‌ساز، پدیده شایعی است که در طی فعالیت های مختلف به وجود آمده و در اغلب موارد باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد می شود (۸). در حین فعالیت های ورزشی، ورزشکاران بارها خستگی را تجربه می کنند که این امر می‌تواند موجب کاهش پایداری مفاصل و افزایش خطر بروز آسیب شود. بر اساس مطالعات اپیدمیولوژیک انجام گرفته در این زمینه، بسیاری از آسیب ها به خصوص در اندام های تحتانی در انتهای مسابقه یا تمرین یعنی زمانی که خستگی حادث شده است، رخ می‌دهند (۱۰، ۹). در این زمینه مطالعات به بررسی تاثیر خستگی بر بیومکانیک حرکت های مختلف ورزشی پرداخته

www.SID.ir

Archive of SID

اند که از آن جمله می توان به پرش درجا (۱۱)، فرود از ارتفاع (۱۲،۱۳)، پرش- فرود (۱۴،۱۶)، حرکات برشی (۱۶)، دویدن (۱۷،۱۸) و فرود تک پا (۱۹) اشاره کرد.

یکی از نکات مهمی که این مطالعات به آن اشاره کرده- اند، احتمال بروز آسیب های اندام تحتانی حین انجام چنین حرکاتی به دنبال ایجاد خستگی است. برای مثال Tamura و همکاران (۱۴) با بررسی تاثیر خستگی اندام های تحتانی بر کینماتیک پرش- فرود زنان جوان سالم گزارش کردند که کینماتیک مفاصل اندام های تحتانی تحت تاثیر خستگی تغییر کرد که می‌تواند به عنوان ریسک فاکتوری برای بروز آسیب‌های شایع اندام تحتانی همچون آسیب های لیگامان صلیبی قدامی عمل کند(۱۴). اندازه گیری پارامترهایی همچون سرعت زاویه‌ای مفصلی مفاصل زانو و ران می تواند به عنوان پارامترهایی مفید در این زمینه مورد ارزیابی قرار گیرد. Boham و همکاران (۱۶) با بررسی پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی حرکات پرش، فرود و حرکات برشی در زنان فوتبالیست حرفه ای به دنبال خستگی عملکردی عمومی نشان دادند که خستگی تاثیر بالایی بر بیومکانیک پرش، فرود و حرکات برشی فارغ از جهت حرکت داشت (۱۶). با توجه به اهمیت بررسی تاثیر خستگی بر فاکتور بیومکانیکی حین انجام مختلف ورزشی که شامل فرود می شوند، تا جایی که می دانیم مطالعه ای به بررسی تاثیر خستگی بر شاخص های نیروی عکس العمل زمین در مردان جوان سالم نپرداخته است، در نتیجه هدف از مطاله حاضر بررسی تاثیر خستگی بر برخی شاخص های نیروی عکس العمل زمین در مردان جوان سالم فعال حین انجام حرکت فرود از ارتفاع بوده است.

روش بررسی

مطالعه حاضر از نوع نیمه تجربی است. آزمودنی های مطالعه حاضر شامل ۲۰ مرد جوان سالم فعال (سن: ۲۱/۸±۲/۵ سال، قد: ۱۷۹±۴/۵ سانتی‌متر و وزن: ۷۱/۴±۵/۱ کیلوگرم) بودند که دانشجوی رشته تربیت بدنی بوده و حداقل سه جلسه در هفته فعالیت بدنی منظم داشتند. این افراد به صورت داوطلبانه در این تحقیق حضور داشتند. روش نمونه گیری پژوهش حاضر از نوع نمونه گیری در دسترس بود. با استفاده از نرم افزار G*Power ، حجم نمونه حداقل ۱۹ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ و اندازه اثر برابر ۰/۶ در سطح معنی داری (۰/۰۵ برای آزمون تی زوجی) حاصل شود (۲۰). این افراد هیچ گونه سابقه و ناهنجاری اسکلتی- عضلانی و عصبی- عضلانی و همین طور جراحی تاثیرگذار بر الگوی حرکت نداشتند. طول پای آزمودنی ها مورد اندازه‌گیری قرار گرفت تا اطمینان حاصل شود تفاوت بیشتر از ۲ سانتی‌متر نباشد (۲۱). همچنین آزمودنی ها دارای اندام تحتانی راست برتر بودند که با استفاده از روش پای انتخابی برای ضربه زدن به توپ تعیین شد (۲۲).

پیش از انجام پروتکل خستگی آزمودنی- ها به مدت ۱۰ دقیقه به حرکات کششی و گرم کردن پرداختند و از آن ها خواسته شد تا ۳ تکرار حرکت پرش- فرود و همین طور فرود از سکوی ۴۰ سانتی متری را چند بار انجام دهند تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردند. آزمون فرود از ارتفاع ۴۰ سانتی متری روی دستگاه صفحه نیرو توسط آزمودنی‌ها قبل از انجام پروتکل خستگی انجام شد. در این شرایط آزمودنی از یک سکوی ۴۰ سانتی متری که در فاصله ۲۰ سانتی متری از فورس پلیت قرار داده شده بود با پای برهنه خود را رها کرده و در مرکز صفحه نیرو به صورت تک‌پا فرود آمد. به محض استقرار، دست ها را در ناحیه لگن قرار داد، سر را بالا نگه داشته و رو به رو را نگاه کرد و سعی کرد تعادلش را حفظ نماید. آزمودنی تا رسیدن به ثبات کامل و بی حرکت شدن بدن این حالت را نگه می داشت. برای اجرای پروتکل خستگی، از آزمون دوچرخه ثابت که شامل ۳۰ ثانیه تمرین فوق بیشینه روی یک دوچرخه کارسنج است استفاده شد که میزان بار اعمال شده بر اساس وزن آزمودنی (۷ درصد وزن بدن) تعیین شد. از این روش در مطالعات گوناگونی برای ایجاد خستگی استفاده شده است (۲۳،۲۵) پس از اینکه آزمودنی به واماندگی رسید بلافاصله حرکت فرود از ارتفاع را مانند پیش آزمون روی دستگاه صفحه نیرو انجام داد. در پیش آزمون و پس آزمون از هر آزمودنی سه حرکت فرود ثبت شد و ادامه مورد آنالیز قرار گرفت.

اطلاعات مولفه‌های نیروهای عکس العمل زمین و مرکز فشار(Center of Pressure; Cop) با استفاده از دستگاه صفحه نیرو (Force Plate) مارک Kistler مدل 9286AB ساخت کشور سوئیس با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز اندازه‌گیری شد. پس از جمع آوری اطلاعات، برای کاهش نویز داده ها از فیلتر باتروورث پایین‌گذر با

www.SID.ir

Archive of SID

اختلاف فاز صفر مرتبه چهار (Fourth order Zero-Phase Lag Butterworth Low-Pass Filter) با فرکانس قطع (Cut-off Frequency ۲۰ هرتز استفاده شد و اطلاعات نیرو نسبت به وزن آزمودنی نرمال سازی شدند. سپس پارامترهای نقطه اوج نیروی فرود در هر سه مولفه (داخلی- خارجی، قدامی- خلفی و عمودی)، زمان رسیدن تا نقطه اوج نیرو، نرخ بارگذاری (نیوتن بر وزن بدن بر ثانیه) و زمان رسیدن به پایداری (Time to Stabilization; TTS) محاسبه شدند (۲۶). به منظور محاسبه زمان رسیدن به پایداری با استفاده از نیروهای عکس‌العمل زمین پس از نرمال‌سازی اطلاعات نسبت به وزن بدن، و یک سویه کردن اطلاعات، در ابتدا فاصلهٔ زمانی ۷ تا ۱۰ ثانیه در نظر گرفته شد. در این بازه حرکتی تمامی آزمودنی ها به حالت پایداری و سیگنال های صفحه نیرو با حالت ثابتی رسیده بودند. پس از محاسبه تغییرات و میانگین نیروی عکس العمل زمین در این بازه زمانی، میانگین داده های این بازه زمانی معادل خط افقی در نظر گرفته شد که روی نیروهای عکس‌العمل قرار داده می شود. در واقع، این خط افقی نشان دهنده حالت پایدار آزمودنی بود. سپس، در فاصله زمانی مذکور نمودار چند جمله‌ای درجه ۳ بر مؤلفه‌ی نیروی عکس العمل زمین برازش شد. در این شرایط زمان رسیدن به پایداری در نیروی عکس العمل زمین نقطه ای است که نمودار چندجمله ای درجه ۳ خط افقی را قطع می کند. این روش در مطالعات متعددی که شرایطی مشابه مطالعه حاضر داشتند استفاده شده است (۲۹-۲۷).

برای تحلیل آماری، مقادیر به صورت انحراف معیار± میانگین ارائه شده است. نرمال بودن توزیع داده ها با استفاده از آزمون شاپیرویلک (Shapiro-Wilk Test) مورد بررسی قرار گرفت و داده ها در تمامی زیرگروه ها دارای توزیع نرمال بودند. برای مقایسه اطلاعات در پیش آزمون و پس آزمون از آزمون آماری تی زوجی برای بررسی تاثیر خستگی بر پارامترهای نیروی عکس العمل سطح استفاده شد. برای تحلیل آماری داده ها از نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ استفاده و در تمامی تحقیق سطح معنی‌داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

میانگین و انحراف معیار پارامترهای برآورد شده به دست آمده از اطلاعات فورس پلیت قبل و بعد از خستگی در جدول ۱ ارائه شده است. بر اساس یافته های مطالعه حاضر هیچ گونه اختلاف معنی داری بین حالت قبل و بعد از خستگی برای پارامترهای اوج نیرو، زمان رسیدن به اوج نیرو و سرعت بارگذاری مشاهده نشد. اما بر اساس یافته-های تحلیل زمان رسیدن به پایداری در حالت بعد از خستگی به طور معنی داری ($p<۰/۰۵$) بیشتر از حالت قبل از خستگی بود (جدول ۲).

بحث و نتیجه گیری

هدف از این پژوهش، بررسی تاثیر خستگی بر برخی شاخص های نیروی عکس العمل زمین در مردان جوان سالم فعال حین اجرای حرکت فرود از ارتفاع بود. بر اساس نتایج مطالعه حاضر در مورد پارامترهای به دست آمده از نیروی عکس العمل زمین همچون اوج نیرو، زمان رسیدن به اوج نیرو و نرخ بارگذاری تفاوتی بین شرایط قبل از اعمال خستگی و بعد از اعمال خستگی مشاهده نشد. در حالی که مولفه عمودی زمان رسیدن به پایداری در حالت بعد از خستگی بیشتر از حالت قبل از خستگی بود ($p<۰/۰۵$). برای مثال در مطالعه ای، Ondatje (۸) خستگی موضعی عضلات موافق و مخالف بر فعالیت عضلات ران و نیروی عکس العمل عمودی زمین در حین فرود تک پا را مورد بررسی قرار داده و مدعی شد، خستگی عضلات موافق منجر به کاهش نیروی عکس العمل زمین، افزایش فلکشن زانو در لحظه تماس، افزایش اوج زاویه فلکشن زانو و کاهش فعالیت عضله دوسررانی می شود. این محقق تغییری در فعالیت عضلات دوقلو و چهارسر گزارش نکرد (۸).

درحالی که McLean و همکاران (۹) اثر خستگی و جنسیت را در حرکت فرود مورد بررسی و کاهش فعالیت عضله دوقلو و همسترینگ را گزارش کردند. آن ها در متغیرهای نیروهای عکس العمل زمین و کینماتیک مفصل زانو اختلافی را گزارش نکردند (۹). Moir و همکاران (۳۰) اثر خستگی را بر جذب شوک ناشی از وزن بدن مورد بررسی و مدعی شدند با اعمال خستگی سرعت زاویه ای فلکشن زانو افزایش می یابد اما حداکثر زاویه خم کردن زانو و حداکثر زوایای دور کردن و نزدیک کردن ران تغییر

www.SID.ir

Archive of SID

جدول۱: بررسی نرمال بودن توزیع اختلاف پارامترها قبل و بعد از خستگی (n=۲۰)

پارامتر	مولفه	آماره شاپیرو ویلک	p - مقدار
اوج نیرو (نیوتن بر وزن بدن)	عمودی	۰/۹۰۵	۰/۸۲۶
	قدامی- خلفی	۰/۹۶۸	۰/۷۰۶
	داخلی- خارجی	۰/۹۷۵	۰/۸۶۰
زمان رسیدن به اوج نیرو (میلی ثانیه)	عمودی	۰/۹۵۲	۰/۴۰۶
	قدامی- خلفی	۰/۹۶۰	۰/۵۴۱
	داخلی- خارجی	۰/۹۷۴	۰/۸۳۲
نرخ بارگذاری (نیوتن بر وزن بدن بر ثانیه)	عمودی	۰/۹۳۵	۰/۱۹۷
زمان رسیدن به پایداری (ثانیه)	عمودی	۰/۹۱۱	۰/۶۷۰

سطح معناداری $p<۰/۰۵$

جدول ۲: یافته های تحلیل زمان رسیدن به پایداری

پارامتر	مولفه	قبل از خستگی انحراف معیار± میانگین	بعد از خستگی انحراف معیار± میانگین	آماره t	p- مقدار	اندازه اثر**
اوج نیرو (نیوتن بر وزن بدن)	عمودی	۳/۳۴ ± ۰/۲۷	۳/۴۳ ± ۰/۱۸	- ۱/۶۰	۰/۱۳	۰/۱۹۸
	قدامی- خلفی	۰/۵۷ ± ۰/۱۱	۰/۵۹ ۰± /۱۳	- ۰/۳۶	۰/۷۳	۰/۱۰۷
	داخلی- خارجی	۰/۱۶ ± ۰/۰۱	۰/۱۶ ± ۰/۰۱	- ۰/۸۳	۰/۴۲	۰/۲۴۰
زمان رسیدن به اوج نیرو (میلی ثانیه)	عمودی	۷۹/۸۷ ± ۱۴/۶۰	۸۶/۹۰ ± ۱۵/۴۵	- ۱/۶۴	۰/۱۲	۰/۲۸۲
	قدامی- خلفی	۶۵/۰۱ ± ۱۲/۸۸	۶۸/۷۴ ± ۱۳/۵۸	- ۱/۵۱	۰/۱۵	۰/۱۹۳
	داخلی- خارجی	۸۹/۱۱ ± ۱۱/۴۸	۹۱/۳۱ ± ۱۲/۳۷	- ۰/۷۸	۰/۴۴	۰/۳۶۸
نرخ بارگذاری (نیوتن بر وزن بدن بر ثانیه)	عمودی	۷۳/۵۹ ± ۱۶/۹۷	۷۷/۷۶ ± ۱۶/۶۸	- ۰/۹۵	۰/۳۵	۰/۲۴۸
زمان رسیدن به پایداری (ثانیه)	عمودی	۲/۲۸ ± ۰/۰۹	۲/۵۵ ± ۰/۰۵	- ۱۰/۱۶	* ۰/۰۰۱	۰/۶۳۳

* سطح معنی دار $p<۰/۰۵$، **: d کوهن

معنی داری پیدا نمی کنند. بر اساس یافته های این مطالعه به دنبال انجام فرود برخی پارامترهای مولفه های نیروی عکس العمل سطح همچون حداکثر نیرو دچار تغییر نمی شوند (۳۰). این یافته مشابه نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر است. با این وجود بر خلاف یافته های مطالعه حاضر در این مطالعه زمان رسیدن به اوج نیرو نیز مورد بررسی قرار گرفت و افزایش زمان رسیدن به اوج نیرو پس از خستگی نشان داده شد. دلایل ایجاد تناقض در نتایج مطالعات مختلف را می‌توان آزمودنی های متفاوت (مانند جنسیت، سطح فعالیت، میزان سن متفاوت و غیره)، روش های مختلف جهت ایجاد پروتکل خستگی و.. عنوان کرد. محققان نتیجه گرفتند که به نظر می رسد سیستم عصبی با افزایش فلکشن زانو و افزایش زمان برخورد تلاش می کند شوک ناشی از وزن بدن را کاهش دهد (۳۰) این استراتژی باعث افزایش زمان جذب ضربه و کاهش فشار بر مفاصل می شود (۳۰).

یکی از نکات مهمی که مطالعات مختلف به آن اشاره کرده اند، احتمال بروز آسیب های اندام تحتانی حین انجام حرکات فرود از ارتفاع یا پرش- فرود به دنبال ایجاد خستگی است (۳۰). در این زمینه خستگی به عنوان یک ریسک فاکتور برای بروز آسیب های اندام تحتانی همچون آسیب های لیگامان صلیبی قدامی گزارش شده است (۳۰) و دلیل اصلی آن را احتمالا تغییرات بیومکانیکی حرکت به دنبال خستگی یا مکانیزم های جبرانی سیستم عصبی مرکزی دانسته اند (۳۰، ۱۶، ۵، ۴). برای مثال در زمینه مکانیزم های جبرانی به دنبال خستگی Padua و همکاران (۳۱) اشاره کرده اند که در طول انقباض بیشینه عضله چهارسررانی، هم انقباضی عضلات همسترینگ برای حفظ

www.SID.ir

Archive of SID

ثبات دینامیک زانو و پیشگیری از نیروهای برشی وارد بر لیگامان صلیبی قدامی ضروری است و خستگی باعث فعال شدن زود هنگام عضله چهارسرانی و تاخیر در فعال شدن عضلات همسترینگ می شود و این تاخیر در فراخوانی عضلات همسترینگ باعث جابجایی قدامی درشت نی شده و در نتیجه باعث انتقال بار نامناسب و غیرقابل کنترل به مفصل زانو شده و فرد را در معرض بروز آسیب لیگامان صلیبی قدامی قرار می دهد (۳۱). در مطالعه ای دیگر نتایج نشان داد که هنگام انجام حرکت پرش- فرود افراد پس از خستگی بیشتر به راهبردهای مچ محور روی می آورند و به عضلات مچ پا بیشتر از عضلات زانو متکی می‌شوند و به نظر می‌رسد این امر پایداری زانو را کاهش و احتمال آسیب لیگامان صلیبی قدامی را افزایش می دهد (۵).

در این شرایط باید توجه داشت که در واقع خستگی عضلانی که از مهم ترین عوامل اختلال و کاهش عملکرد اجرای ورزشی محسوب می شود که سبب کاهش قدرت ارادی، ظرفیت عملکردی عضلات، اختلال در فعال سازی همزمان عضلات موافق و مخالف، تغییر در الگوی حرکت و در نهایت کاهش عملکرد و کارایی سیستم عصبی- عضلانی می گردد که در نهایت افزایش احتمال آسیب دیدگی ها را به همراه خواهد داشت (۳۲). نکته ای که باید به آن توجه شود این است که در زمینه فعالیت های ورزش معمولا خستگی در نتیجه فعالیت های عملکردی خاص رشته ورزشی مورد نظر بروز می کند که می تواند نسبت به خستگی که با انجام حرکات تکراری ایجاد می شود، از دیدگاه بیومکانیکی اثرات متفاوتی بر حرکت ورزشکار و احتمال بروز آسیب داشته باشد. با توجه به اینکه تاکنون مطالعه ای در این زمینه انجام نگرفته است، انجام مطالعات تکمیلی در این زمینه ضروری به نظر می رسد. به علاوه انجام تحقیق درباره ورزشکاران رشته هایی که در برگیرنده پرش و فرودهای مکرر همراه با نیازهای فیزیکی بالا هستند، همچون والیبال و بسکتبال کمک کننده است و می تواند موجب گسترش آگاهی ورزشکاران و مربیان از اهمیت آموزش مکانیک صحیح فرود، به ویژه به دنبال خستگی شود.

کنترل پاسچر، تعادل پویا و حفظ پایداری در حین فعالیت های ورزشی شامل حرکاتی که با پرش و فرودهای مکرر همراه است برای جلوگیری از آسیب های رایج اندام تحتانی و همین طور اجرای عملکرد بهینه ضروری است. با توجه به تقاضای قدرت، دامنهٔ حرکتی و تقاضای عصبی- عضلانی بر اندام های تحتانی در هنگام اجرای تکالیف عملکردی خاصی مانند فرود از ارتفاع، فاکتورهایی که پایداری را در اجرای این گونه تکالیف تغییر می دهند بر عملکرد تأثیر دارند یا تقاضاهای قرار گرفته بر مفصل در هنگام اجرای این گونه فعالیت ها را تغییر می دهند. با توجه به یافته های این تحقیق چنین به نظر می رسد که مردان جوان سالم پس از بروز خستگی در مقایسه با حالت قبل از بروز خستگی دیرتر به پایداری می رسند.

سپاسگزاری

بدین وسیله از تمام افرادی که ما را در انجام این تحقیق یاری رساندند، تشکر و قدردانی می نماییم. همچنین این مقاله برگرفته از رساله دکتری به نگارش راحله نصرآبادی با عنوان « تاثیر 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 مشاوره دکتر محمد یوسفی می‌باشد. (IR.IAU.TMU.REC.1399.070)

منابع

1. Santamaria LJ, Webster KE. The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. J Orthop Sports Phys Ther 2010; 40(8): 464-473

2. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking Gait Posture 1995: 193-214.

3. McKinely P, Pedotti A. Motor strategies in landing from a jump: The role of skill in task execution. Exp Brain Res 1992; 90(2): 427-440.

4. 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): 1480-1487.

5. 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

www.SID.ir

Archive of SID

Ligaments Tendons J 2019; 9(1): 14-20.

6. Mueske N, Katzel MJ, Chadwick KP, VandenBerg C, et al. Biomechanical Symmetry During Drop Jump And Single-Leg Hop Landing In Uninjured Adolescent Athletes. Orthop J Sports Med 2019; 7(3): 23-31.

7. 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 Sports Med 2018; 6(8): 77-84.

8. Ondatje W. The Biomechanical Effects of Fatigue on Drop Jump Performance in Recreational Basketball Athletes. California State University, Fullerton; 2018.

9. McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, et al. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Med Sci Sports Exerc 2007; 39(3): 502-514.

10. Gerlach KE, White SC, Burton HW, Dorn JM, et al. Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. Med Sci Sports Exerc 2005; 37(4): 657-663.

11. Cooper CN, Dabbs NC, Davis J, Sauls NM. Effects of Lower-Body Muscular Fatigue on Vertical Jump and Balance Performance. J Strength Cond Res 2018; 4(5): 100-110.

12. Carcia C, Eggen J, Shultz S. Hip-Abductor Fatigue, Frontal-Plane Landing Angle, and Excursion During a Drop Jump. J Sport Rehabil 2005; 14(1): 321-331.

13. Zhang X, Xia R, Dai B, Sun X, et al. Effects of Exercise-Induced Fatigue on Lower Extremity Joint Mechanics, Stiffness, and Energy Absorption during Landings. J Sports Sci Med 2018; 17(4): 640-649.

14. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T, Shiozawa J, et al. Fatigue influences lower extremity angular velocities during a single-leg drop vertical jump. J Phys Ther Sci 2017; 29(3): 498-504.

15. Chaubet V, Paillard T. Effects of unilateral knee extensor muscle fatigue induced by stimulated and voluntary contractions on postural control during bipedal stance. Neurophysiol Clin 2012; 42(6): 377-383.

16. Boham MD, Debeliso M, Harris C, Pfeiffer RP, et al. The Effects of Functional Fatigue on Ground Reaction Forces of a Jump , Land , and Cut Task. Int J Sci Eng Invest 2013; 2(21): 22-28.

17. Van Lent ME, Drost MR, vd Wildenberg FA. EMG profiles of ACL-deficient patients during walking: the influence of mild fatigue. Int J Sports Med 1994; 15(8): 508-514.

18. 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): 33-40.

19. Orishimo KF, Kremenic IJ. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. J Appl Biomech 2006; 22(4): 245-254.

20. Erdfelder E, Faul F, Buchner A. GPOWER: A general power analysis program. Behavior research methods, instruments, & computers 1996; 28(1): 1-11.

21. McCaw ST, Bates BT. Biomechanical implications of mild leg length inequality. Br J Sports Med 1991; 25(1): 10-13.

22. Peng HT. Changes in biomechanical properties during drop jumps of incremental height. J Strength Cond Res 2011; 25(9): 2510-8.

23. Fernandez-del-Olmo M, Rodriguez FA, Marquez G, Iglesias X, et al. Isometric knee extensor fatigue following a Wingate test: peripheral and central mechanisms. Scand J Med Sci Sports 2013; 23(1): 57-65.

24. Hoffman JR, Ratamess NA, Kang J, Rashti SL, Faigenbaum AD. Effect of betaine supplementation on power performance and fatigue. J Int Soc Sports Nutr 2009; 6(1):7.

25. Hoffman JR, Ratamess NA, Faigenbaum AD, Ross R, Kang J, et al. Short-duration beta-alanine supplementation increases training volume and reduces subjective feelings of fatigue in college football players. Nutr Res 2008; 28(1): 31-35.

www.SID.ir

Archive of SID

26. Wikstrom EA, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: the dynamic postural stability index. J Athl Train 2005; 40(4): 305-309.

27. Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR. Lower limb stability with ACL impairment. J Orthop Sports Phys Ther 1999; 29(8): 444-51; 52-54.

28. Troester JC, Duffield R. Monitoring residual 36 h post-match neuromuscular fatigue in rugby union; a role for postural control? Eur J Sport Sci 2019; 42(1): 1-8.

29. Botsis AE, Schwarz NA, Harper ME, Liu W, et al. Effect of Kinesio Taping on Ankle Complex Motion and Stiffness and Jump Landing Time to Stabilization in Female Ballet Dancers. J Funct Morphol Kinesiol 2019; 4(2): 19.

30. Moir G, Sanders R, Button C, Glaister M. The influence of familiarization on the reliability of force variables measured during unloaded and loaded vertical jumps. J Strength Cond Res 2005; 19(1): 140-5.

31. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, et al. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. J Athl Train 2006; 41(3): 294-304.

32. Boyas S, Guevel A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: underlying factors and adaptation mechanisms. Ann Phys Rehabil Med 2011; 54(2): 88-108.

www.SID.ir

Archive of SID

پیوست ۱

خروجی نرم افزار G * Power

t tests - Means: Difference between two dependent means (matched pairs)

Analysis:	A priori: Compute required sample size		
Input:	Tail(s)	=	One
	Effect size dz	=	0.6
	α err prob	=	0.05
	Power (1-β err prob)	=	0.8
Output:	Noncentrality parameter δ	=	2.6153394
	Critical t	=	1.7340636
	Df	=	18
	Total sample size	=	19
	Actual power	=	0.8079091

www.SID.ir