Medical Journal
of
Tabriz University of Medical Sciences and Health Services

Original Article

The ground reaction force in jump-landing maneuver after soccer specific fatigue protocol (SAFT^{90}) in elite soccer players

Amin Parsa*, Hassan Daneshmandi, Ali Shamsi Majelan

Department of Corrective Exercise & Sport Injury, School of Physical Education and Sport Science, University of Guilan, Rasht, Iran
E-mail: parsa_amin1990@yahoo.com

Received: 12 October 2014 Accepted: 10 January 2015 First Published online: 10 April 2017
Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2017 June;39(2):19-32

Abstract

Background: The aim of this study was to investigate effect of fatigue protocol on vertical ground reaction forces absorption in soccer players and study injury mechanism emergent of it.

Methods: 12 health elite soccer players participated in this study. Subjects performed jump-landing at pre, mid and post soccer specific fatigue protocol (SAFT^{90}). Peak vertical ground reaction forces and rate of loading measured by one force plate.

Results: 12 healthy subjects (Age: 21.42 ± 2.05 years; Height: 174.91 ± 5.03 cm; Weight: 70.7 ± 5.27 kg) were studied. The significant difference had shown between pre-test and post-test fatigue protocol and between mid-test and post-test fatigue protocol in rate of loading ($p<0.05$) but between pre-test and mid-test were not significant ($p<0.05$). Also the difference of peak vertical ground reaction forces just between pre-test and post-test fatigue protocol were significant ($p<0. 05$) but between other groups were not significant ($p<0.05$).

Conclusions: After 90 minute simulated soccer activity seems decreases the player's ability to control forces incur on those. This decrease could because of fatigue in lower extremity muscles especially in quadriceps muscles that have an important role in forces absorption and the procedure could increase pressure on the other tissues and increase risk of injury, such as non-contact ACL injury, at the end of 90 minute of soccer match.

Keywords: Vertical Ground Reaction Forces, Rate of Loading, Soccer-Specific Aerobic Field Test (Saft90), Elite Soccer Player

How to cite this article: Parsa A, Daneshmandi H, Shamsi Majelan A. [The ground reaction force in jump-landing maneuver after soccer specific fatigue protocol (SAFT90) in elite soccer players]. Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2017 June; 39(2):19-32. Persian.

© 2017 The Author(s). This is an Open Access article published by Tabriz University of Medical Sciences under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Archive of SID

www.SID.ir

مقاله پژوهشی

نیروی عکس‌العمل زمین در الگوی پرش- فرود پس از اجرای پروتکل ویژه خستگی فوتبال ($SAFT^{90}$) درفوتبالیست‌های نخبه

امین پارسا[1*]، حسن دانشمندی[1]، علی شمسی ماجلان[1]

[1] گروه حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران
[*] نویسنده رابط؛ ایمیل: parsa_amin1990@yahoo.com

دریافت: ۱۳۹۳/۷/۲۰ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۰/۲۰ انتشار برخط: ۱۳۹۶/۱/۲۱
مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تبریز. خرداد و تیر ۱۳۹۶؛ ۳۹(۲): ۱۹-۲۶

چکیده

زمینه: هدف تحقیق حاضر بررسی اثر یک پروتکل خستگی بر بزرگی و میزان جذب نیروی عمودی عکس العمل زمین در فوتبالیست‌ها و مطالعه مکانیسم آسیب‌های ناشی از آن است.

روش کار: ۱۲ فوتبالیست حرفه‌ای سالم (میانگین و انحراف استاندارد سن ۲/۰۵ ± ۲۱/۴۲ سال، قد ۵/۰۳ ± ۱۷۴/۹۱ سانتی‌متر و وزن ۵/۲۷ ± ۷۰/۷ کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. افراد فعالیت پرش- فرود را قبل، وسط و بعد از اجرای پروتکل ویژه خستگی در فوتبال (SAFT90) انجام دادند. نیروی عکس العمل زمین و آهنگ اعمال بار، با استفاده از دستگاه Force Plate اندازه‌گیری شد. برای تجزیه و تحلیل آماری از آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر و t همبسته به روش تعدیل بونفرونی استفاده شد ($P<۰/۰۵$).

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری بین آهنگ اعمال بار قبل و بعد از اتمام کامل پروتکل خستگی و بین آهنگ اعمال بار بعد از نیمه پروتکل و اتمام کامل پروتکل مشاهده شد ($P<۰/۰۵$) اما بین قبل از پروتکل و بعد از نیمه پروتکل تفاوت معنی‌دار نبود ($P<۰/۰۵$). همچنین حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین فقط بعد از اتمام کل پروتکل با قبل از اجرای پروتکل تفاوت معنی‌دار داشت ($P<۰/۰۵$) اما حداکثر نیروی عکس العمل زمین بعد از نیمه پروتکل نسبت به قبل از پروتکل و بعد از اتمام کل پروتکل نسبت به بعد از نیمه پروتکل تفاوت معنی‌داری نداشت ($P<۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: پس از فعالیت ۹۰ دقیقه‌ای شبیه سازی شده در فوتبال به نظر می‌رسد توانایی فرد در کنترل نیروهای وارد شده هنگام فرود کاهش می‌یابد. این کاهش می‌تواند ناشی از بروز خستگی در عضلات اندام تحتانی به خصوص عضلات چهار سر ران باشد که بیشترین نقش را در جذب نیروها هنگام فرود دارند و همین امر می‌تواند باعث فشار بر سایر بافت‌ها و افزایش خطر بروز آسیب، از جمله آسیب ACL غیر برخوردی، در انتهای زمان یک مسابقه ۹۰ دقیقه‌ای فوتبال شود.

کلید واژه‌ها: نیروی عمودی عکس العمل زمین، آهنگ اعمال بار، پروتکل ویژه خستگی در فوتبال (SAFT90)، فوتبالیست حرفه‌ای

نحوه استناد به این مقاله: پارسایی ا، دانشمندی ح، شمسی ماجلان ع. نیروی عکس‌العمل زمین در الگوی پرش- فرود پس از اجرای پروتکل ویژه خستگی فوتبال (SAFT90) درفوتبالیست‌های نخبه. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تبریز. ۱۳۹۶؛ ۳۹(۲): ۱۹-۲۶

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است.
این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تبریز تحت مجوز کریتیو کامنز (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

خستگی عضلانی ناشی از فعالیت درمانده ساز پدیده شایعی است که در طی فعالیتهای ورزشی بوجود آمده و باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد می‌شود (۱). خستگی به عنوان یک پدیده ناشناخته به کاهش در ظرفیت تولید نیرو بدون توجه به عمل انجام شده تعریف شده است. Mcardle خستگی را به نتیجه قطع زنجیره رویدادها از سیستم عصبی مرکزی تا فیبرهای عضلانی مرتبط می‌داند (۲). براساس تعریف ارائه شده توسط Fitts 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 بر می‌گیرد که ممکن است موجب بروز اختلالات در محل اتصال عصبی–عضلانی، مکانیزم های تحریک–انقباض، انتشار تحریک توسط توبول‌های عرضی، آزاد شدن کلسیم و تحریک اجزاء انقباضی شود که مسئول تولید نیرو و توان می‌باشند (۳). خستگی عمومی مربوط به رویدادهای درون داد عصبی به بخش‌های بالای مغز و فراخوانی نرون‌های حرکتی آلفا می‌باشد و می‌توان گفت مربوط به کل بدن و خصوصا سیستم عصبی مرکزی می‌باشد (۳). زارعی و همکاران، Hawkins و همکاران، Yoon و همکاران در پژوهش‌هایی جداگانه گزارش کرده‌اند که میزان بروز آسیب در دقایق پایانی مسابقه فوتبال، به خصوص در ۱۵ دقیقه پایانی هر نیمه، بیشتر است (۴، ۵ و ۶). گزارشاتی وجود دارد که نشان می‌دهد خستگی یکی از ریسک فاکتورهای مهم بروز آسیب در فوتبالیست‌ها می‌باشد (۷). از طرف دیگر زنجیره‌ای از حرکات پایه و اجرای هدفمند آن مهارت در فوتبال را بوجود می‌آورند. دویدن‌ها، پرتاب‌ها، دریافت در پریدن‌ها و فرود آمدن از جمله این حرکات پایه هستند که اجرای الگوهای نامطلوب آن می‌تواند آسیب‌هایی را در برداشته باشد. این سبک فرود در فوتبال حرکت مهم و مکرری است (۵).

فوتبال ورزشی نیازمند اجرای مهارتهای فیزیکی، فیزیولوژیکی، تکنیکی و تاکتیکی است. به نحوی که بازیکنان باید فعالیتهای گوناگون مثل دویدنهای آرام و سریع، دویدنهای به جلو، عقب و طرفین، ضربه زدن با پا و سر در زمین و هوا، چرخیدن به اطراف، تکل زدن و پرتاب را اجرا کنند (۸). ترکیبی از عوامل بالا به همراه افزایش تعداد ورزشکاران این رشته و نیز گرایش روزافزون به رقابت و مسابقه، موجب افزایش شیوع آسیب در این رشتهٔ ورزشی شده است. این آسیبها علاوه بر اینکه سلامت بازیکنان را تهدید می‌کنند، سالانه موجب هدررفتن منابع مالی زیادی می‌شود (۸). فرود از جمله حرکات ورزشی متداول است که می‌تواند نیروی برخوردی به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نماید که اغلب مرتبط با آسیب‌های اندام تحتانی است (۹). این ضربه مکانیکی می‌بایست از طریق سیستم اسکلتی عضلانی کاهش یابد. افزایش نیروهای برخوردی در هنگام فرود و نیز بزرگی و تکرار این نیروها زمینه را برای آسیب‌های عضلانی–اسکلتی و بویژه مفصلی فراهم می‌سازد (۱۰). میزان کاربرد نیروهای وارده در فرود یا آهنگ اعمال بار (Rate of Loading) معیاری برای سنجش میزان فشار وارد بر بافت ها می‌باشد (۱۱). افزایش آهنگ اعمال بار بر جذب ضعیف شوک و وارد آمدن میزان بالای فشار بر اندام تحتانی در مدت زمان کوتاه دلالت دارد (۱۲). عواملی که در بزرگی آهنگ اعمال بار تاثیر می‌گذارد شامل: سرعت حرکت، ارتفاع فرود، نوع کفش، وزن بدن، موقعیت و سطح فرود و نیز استراتژی فرود می‌باشد (۱۱). به نظر می‌رسد در آهنگ اعمال بارهای زیاد و تکراری، کنترل آهنگ اعمال بار با آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط باشد (۱۳). نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین (vertical ground reaction force- VGRF) پارامترهایی هستند که نحوه فرود فرد را از لحاظ میزان شدت توصیف می‌کنند (۱۴).

Boozari و همکاران، Kellis و همکاران، زادپور و همکار و David و همکاران در مطالعات خود پروتکل‌های خستگی متفاوتی استفاده کرده‌اند و نتایج ضد و نقیضی را گزارش کرده‌اند (۱۵، ۱۶، ۱۷ و ۱۸). در این مطالعات این خلاء دیده می‌شود که اثرات خستگی در شرایط واقعی بازی چگونه است؟ اکنون با پیشرفت تکنولوژی امکان مطالعاتی که به آنالیز فوتبال متعاقب یک پروتکل ویژه خستگی نزدیک به شرایط واقعی مسابقه فوتبال باشد، وجود دارد. این پروتکل مربوطه SAFT90 (Soccer-Specific Aerobic Field Test) می‌باشد (۱۹). این پروتکل به علت ماهیت حرکات آن که شبیه به حرکات یک فوتبالیست حین بازی است، می‌تواند جایگزین ۹۰ دقیقه (یک بازی) فوتبال شود. به نظر می‌رسد این امر می‌تواند اختلاف اثر نیروهای مختلف وارد آمده به آزمودنی در مقایسه با خود ورزش فوتبال را نسبت به سایر پروتکل‌های خستگی به حداقل برساند. پروتکل پرش–فرود منتخب در این پژوهش، یکی از مکانیزم‌های آسیب ACL غیر برخوردی می‌باشد (۲۰). بنابراین با توجه به شیوع بالای آسیب دیدگی در فوتبال، از جمله آسیب ACL غیربرخوردی، و نیز ارتباط احتمالی خستگی با بروز آسیب و همچنین عدم تبیین ارتباط دقیق چگونگی جذب نیروهای عکس العمل زمین در هنگام فرود، محقق بر آن است تا به مطالعه این نیروها متعاقب یک برنامه خستگی در فوتبالیست‌ها بپردازد.

روش کار

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی می‌باشد. آزمودنی‌های این پژوهش با مراجعه به باشگاه داماش گیلان (تیم امید زیر۲۳ سال) و بررسی پرونده پزشکی بازیکنان به منظور نداشتن آسیب‌دیدگی، از بین بازیکنان سالم به شکل تصادفی انتخاب شدند. جامعه آماری

Archive of SID

www.SID.ir

این تحقیق را ۱۲ نفر فوتبالیست سالم (با میانگین و انحراف استاندارد سن ۲/۰۵ ± ۲۱/۴۲ سال، قد ۵/۰۳۵± ۱۷۴/۹۱سانتی‌متر و وزن ۵/۲۷ ± ۷۰/۷ کیلوگرم) که در سطح حرفه‌ای فوتبال کشور (لیگ امید) شرکت داشتند، شکل داده و قبل از انجام هرگونه اندازه‌گیری، رضایت آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آنها شامل: سن، سابقه ورزشی، تعداد جلسات ورزشی در هفته، سابقه بیماری و آسیب دیدگی جمع‌آوری شد. وزن آزمودنی‌ها توسط ترازوی دیجیتالی و قد آنها توسط دیوار مدرج اندازه‌گیری شد. عدم سابقه آسیب‌دیدگی و ابتلا به بیماری‌های مفصلی نظیر استئوآرتریت در اندام تحتانی به گونه‌ای که بیومکانیک فرود را تحت تاثیر قرار دهد و نیز ناهنجاری‌های پای پرانتزی، پای ضربدری، کف پای صاف و گود از ملاک‌های ورود آزمودنی‌ها به تحقیق بود. آزمودنی‌ها یک هفته قبل از انجام آزمون اصلی در طی یک جلسه ۳۰ دقیقه ای با ابزار پژوهش و نحوه‌ی انجام پروتکل آشنا شدند. ۴۸ ساعت قبل از انجام پروتکل خستگی آزمودنی‌ها هیچ گونه فعالیت بدنی شدیدی انجام ندادند. همچنین هیچگونه مواد کافئینی و الکل مصرف نکردند. ابتدا قبل از انجام پروتکل خستگی، آزمون فرود روی دستگاه Force Plate توسط آزمودنی‌ها انجام شد. سپس ۴۵ دقیقه از فعالیت پروتکل خستگی اجرا و بلافاصله آزمون فرود اجرا شد، سپس آزمودنی‌ها به مدت ۱۵ دقیقه استراحت کرده و نهایتا ۴۵ دقیقه دوم پروتکل خستگی اجرا و پس از ۹۰ دقیقه پروتکل خستگی به اتمام رسید و بلافاصله آزمون فرود اجرا شد. در هر مرحله از پروتکل خستگی ابتدا، میانه و انتهای پروتکل آزمون فرود در ۳ کوشش بعمل آمد. ارتفاع پرش در آزمون فرود به این صورت مشخص شد که ارتفاع قد فرد را با ۵۰ درصد از میزان پرش سارجنت او با هم جمع می شد (۲۰). این ارتفاع توسط یک سه پایه که شئ کاغذی به عنوان هدف به آن متصل بود، مشخص و آزمودنی‌ها باید با دورخیز و پرش مورد نیاز با سر به هدف زده و با پای تکیه گاه روی دستگاه Force Plate فرود می‌آمدند و آنگاه سعی در حفظ ثبات خود داشتند.

ساده سازی اطلاعات

اطلاعات فرود تک پا توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه برداری ۶۰۰ هرتز جمع‌آوری و روی کامپیوتر ذخیره و شد. داده-های Force Plate با مرتبه و فرکانس قطع مطلوب توسط نرم افزار متلب فیلتر شدند (۲۱). سپس میانگین داده‌های بدست آمده از چهار فرود موفق، برای محاسبه متغیرها مورد استفاده قرار گرفت. با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحه نیرو، حداکثر نیروهای عکس‌العمل عمودی ثبت شده در حین فرود آمدن مد نظر قرار گرفت که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها (N) نرمال شده و به صورت مضربی از وزن بدن (Body Weight) بیان می‌شدند. آهنگ اعمال بار به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو از لحظه تماس آغازین پا با زمین محاسبه شد (۱۴): فرمول (۱).

$$\text{Loading rate} = \left[\frac{\text{peak}F_z\,(N)\,/\,\text{body weight}\,(N)}{\text{Time to peak } F_z}\right] = \frac{BW}{ms}$$

فرمول (۱)

پروتکل خستگی ($SAFT^{90}$)

این پروتکل به علت ماهیت حرکات آن که شبیه به حرکات یک فوتبالیست حین انجام بازی انجام است، می‌تواند جایگزین ۹۰ دقیقه (یک بازی فوتبال) بازی فوتبال شود. این پروتکل در یک پیست ۲۰ متری انجام شد و شامل فعالیت‌های مثل افزایش شتاب، کاهش شتاب، حرکات برشی، دویدن به بغل و حرکت رو به عقب و جلو که با استفاده از سیگنال‌های صوتی که با یک CD پخش می‌شد، پروتکل قابل کنترل بود. مجموعه حرکاتی که در این پروتکل انجام می‌شدند شامل ایستادن (۰/۰۰ km/h)، راه رفتن (۴/۰۰ km/h)، جاگینگ (۱۰/۳ km/h)، دویدن نرم (۱۵/۰۰ km/h) و دوی سرعت (۲۰/۴ ≤km/h) بود که به صورت تصادفی انجام می‌شدند. در تحقیق حاضر شدت و سرعت اجرای پروتکل در زمانبندی‌های مختلف، سرعت‌های مختلفی توسط فایل صوتی ضبط شده، بیان می‌شد به طوری که آزمونگر بر طبق آن زمانبندی سرعت را تنظیم و مسافت مورد نظر را طی می‌کرد. سرعت‌های گزارش شده برای فعالیت‌ها طبق میانگین سرعت مورد نیاز برای کامل کردن فعالیت در یک زمان مشخص بود. در این پروتکل بازیکنان مسافت ۱۰/۷ کیلومتر را با ۱۲۹۶ تغییر در سرعت و ۱۳۵۰ تغییر در جهت حرکت در مدت ۹۰ دقیقه پیمودند. همچنین شدت و سرعت حرکت آزمودنی‌ها را می‌توان با معیارهای ضربان قلب (۱/۵±۸۲/۹ درصد حداکثر ضربان قلب) و حداکثر اکسیژن مصرفی (۱۱/۱± ۶۹/۱ درصد VO2max) کنترل کرد. این پروتکل ۹۰ دقیقه‌ای به دو قسمت ۴۵ دقیقه‌ای تقسیم شد که هر ۴۵ دقیقه شامل سه دوره ۱۵ دقیقه‌ای بود که ابتدا سه دوره ۱۵ دقیقه ای اول پشت سر هم انجام و سپس ۱۵ دقیقه استراحت و بلافاصله سه دوره ۱۵ دقیقه ای نیمه دوم اجرا شد (۱۹).

Archive of SID

www.SID.ir

جدول۱: میانگین و انحراف استاندارد حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین و آهنگ اعمال بار در سه مرحله قبل از پروتکل، بین دو نیمه پروتکل و بعد از پروتکل و نتایج آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر. (*معنی داری در سطح ۰/۰۵)

پارامتر	قبل از خستگی Mean ± S.D	میانه پروتکل خستگی Mean ± S.D	بعد از خستگی Mean ± S.D	F	Df	Sig
آهنگ اعمال بار (× وزن بدن N/s)	۱۵/۳۲۲ ± ۱/۸۰۲	۱۵/۲۶۳ ± ۱/۷۳۸	۱۶/۱۴۸ ± ۲/۳۴۲	۶/۸۱	۲/۲۲	۰/۰۰۵*
نیروی عمودی عکس العمل زمین ((٪) وزن بدن(N))	۲۳۹/۸۲ ± ۲۱/۰۳	۲۴۵/۹۰± ۱۹/۷۸	۲۴۷/۹۴ ± ۲۰/۵۲	۵/۷۳	۲/۲۲	۰/۰۱۰*

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و آهنگ اعمال بار در سه مرحله قبل از پروتکل، بین دو نیمه پروتکل و بعد از پروتکل و نتایج آزمون t همبسته. (*معنی‌داری در سطح ۰/۰۵)

پارامتر	گروه‌ها	Mean ± S.D	t	df	Sig
آهنگ اعمال بار (× وزن بدن N/s)	قبل از پروتکل	۱۵/۳۲۲ ± ۱/۸۰۲	۰/۲۲۱	۱۱	۰/۸۲۹
	بین دو نیمه پروتکل	۱۵/۲۶۳ ± ۱/۷۳۸			
	بین دو نیمه پروتکل	۱۵/۲۶۳ ± ۱/۷۳۸	۳/۳۸	۱۱	۰/۰۰۶*
	بعد از کل پروتکل	۱۶/۱۴۸ ± ۲/۳۴۲			
	قبل از پروتکل	۱۵/۳۲۲ ± ۱/۸۰۲	۲/۹۹۳	۱۱	۰/۰۱۲*
	بعد از کل پروتکل	۱۶/۱۴۸ ± ۲/۳۴۲			
حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین ((٪) وزن بدن(N))	قبل از پروتکل	۲۳۹/۸۲ ± ۲۱/۰۳	۱/۹۹۶	۱۱	۰/۰۷۱
	بین دو نیمه پروتکل	۲۴۵/۹۰± ۱۹/۷۸			
	قبل از پروتکل	۲۳۹/۸۲ ± ۲۱/۰۳	۷/۸۳۲	۱۱	۰/۰۰۱*
	بعد از کل پروتکل	۲۴۷/۹۴ ± ۲۰/۵۲			
	بین دو نیمه پروتکل	۲۴۵/۹۰± ۱۹/۷۸	۰/۷۰۹	۱۱	۰/۴۹۳
	بعد از کل پروتکل	۲۴۷/۹۴ ± ۲۰/۵۲			

روش تجزیه و تحلیل آماری

برای بررسی طبیعی بودن داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk و برای بررسی فرض تجانس واریانسها از آزمون ماخلی استفاده شد. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آماری اندازه‌گیری‌های مکرر تحلیل واریانس با تعیین سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده و در صورت معنی‌دار بودن این آزمون برای مقایسه بین جفت گروه‌های نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین آزمودنی‌ها و آهنگ اعمال بار قبل، میانه و بعد از پروتکل از آزمون t همبسته به روش تعدیل بونفرونی استفاده شد. تجزیه و تحلیل آماری توسط نرم افزار SPSS نسخه ۱۹ انجام شد.

یافته‌ها

به منظور توصیف آزمودنی‌ها از منظر متغیرهای سن، وزن و قد، ابتدا شاخص‌های توصیفی مربوط به این متغیرها در بازیکنان محاسبه گردید که میانگین و انحراف استاندارد وزن آزمودنی‌ها ۵/۲۷ ± ۷۰/۷ (کیلوگرم)، قد ۵/۰۳۵ ± ۱۷۴/۹۱ (سانتی‌متر) و سن ۲/۰۵ ± ۲۱/۴۲ (سال) بود. برای مقایسه حداکثر نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین و آهنگ اعمال بار قبل، نیمه پروتکل و بعد از اتمام کامل پروتکل خستگی از آزمون اندازه‌گیری های مکرر استفاده شد (جدول۱). به علت معنی‌دار شدن نتایج آزمون اندازه‌گیری‌های مکرر برای دستیابی به تفاوت بین گروه‌ها از آزمون t همبسته به روش تعدیل بونفرونی استفاده شد. بر اساس نتایج این آزمون تفاوت معنی‌داری بین آهنگ اعمال بار قبل و بعد از اتمام کامل پروتکل خستگی و بین آهنگ اعمال بار بعد از نیمه پروتکل و اتمام کامل پروتکل مشاهده شد (**P**<۰/۰۵) اما بین آهنگ اعمال بار قبل از پروتکل و بعد از نیمه پروتکل تفاوت معنی‌دار نبود (**P**<۰/۰۵). همچنین براساس نتایج این آزمون حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین فقط بعد از اتمام کل پروتکل با قبل از اجرای پروتکل تفاوت معنی‌دار داشت (**P**<۰/۰۵) اما حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین بعد از نیمه پروتکل نسبت به قبل از پروتکل و بعد از اتمام کل پروتکل نسبت به بعد از نیمه پروتکل تفاوت معنی‌داری نداشت (**P**<۰/۰۵). نتایج آزمون در جدول۲ مشاهده می‌شود.

بحث

هدف از پژوهش حاضر مطالعه‌ی نیروی عکس‌العمل در الگوی پرش–فرود پس از اجرای پروتکل ویژه خستگی فوتبال ($SAFT^{90}$) در فوتبالیست‌های نخبه بود. نتایج حاصل از این پژوهش نشان دادند که خستگی می‌تواند بر میزان نیرویی که در اثر فرود آمدن به اندام تحتانی فرد وارد می‌شود، تاثیر بگذارد. بر اساس

Archive of SID

www.SID.ir

این نتایج در بحث متغیر حداکثر نیروی عکس‌العمل فقط بین حداکثر نیروی عکس‌العمل قبل و بعد از اتمام کامل پروتکل تفاوت معنی‌داری وجود داشت به طوری که بعد از پروتکل خستگی نیروی عمودی عکس‌العمل بیشتری به فرد وارد می‌شد. همچنین بر اساس این نتایج تفاوت معنی‌داری بین آهنگ اعمال بار قبل و بعد از اتمام کامل پروتکل خستگی (۹۰ دقیقه) و بین آهنگ اعمال بار بعد از نیمه پروتکل (۴۵ دقیقه) و اتمام کامل پروتکل مشاهده شد اما بین آهنگ اعمال بار قبل از پروتکل و بعد از نیمه پروتکل تفاوت معنی‌دار نبود.

بر اساس روابط فرمول (۱)، افزایش در نیروی عکس‌العمل باعث افزایش در آهنگ اعمال بار می‌شود. در نتیجه این دو عامل رابطه مستقیمی با یکدیگر دارند که نتایج این پژوهش هم صحت این موضوع را تایید می‌کند. ۵۰ میلی ثانیه بعد از تماس آغازین پا با زمین، موج شوک ناشی از ضربه به بدن منتقل می‌شود. این موج می‌تواند منجر به شلی مفصلی، استرس فراکچر، التهاب تاندونی، سردرد و بیماری‌های تخریب کننده مفصلی نظیر استئوآرتریت شود (۲۲). براساس یافته‌های محققان جذب شوک در بدن توسط دو مکانیسم فعال و غیرفعال صورت می‌گیرد که در مکانیسم فعال اجزای انقباضی (عضلات اسکلتی) جذب کننده شوک وارده از طرف اشیاء یا زمین، هستند و در مکانیسم غیرفعال جذب شوک توسط بافت‌های نرم غیرانقباضی (کپسول مفصلی، مینیسک، دیسک بین مهره‌ای و لیگامنت) و سیستم اسکلتی (استخوان‌ها) صورت می‌گیرد (۲۳). در زمینه جذب و کاهش نیروهای عکس العمل و نرخ بارگزاری فرض بر این است که حرکت اندام قبل از تماس پا با زمین می‌تواند بر این دو متغیر تاثیر بگذارد. برخی از افراد قبل از برخورد پا با زمین، سرعت پا را کاهش می‌دهند و یا آنرا متوقف می‌کنند در حالی‌که به نظر می‌رسد بعضی دیگر اجازه می‌دهند زمین پای آنها را متوقف کند. همچنین فرض است که وضعیت مناسب زانو قبل از تماس پا با زمین و انقباض اکستریک عضلات رانی در لحظه تماس پا با زمین به پخش کردن بار و کاهش فشار روی مفصل کمک می‌کند. هر دو مکانیسم بالا به یک سیستم عضلانی سالم برای کنترل نیاز دارند (۲۴).

نشان داده شده که در شرایط فرود آمدن‌های مختلف اکستنسورهای مفصل زانو در جذب انرژی به طور متناوب شرکت دارند (۱۴). Decker و همکاران، Zhang و همکاران گزارش کردند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض برون‌گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل، هم چنین انقباض برون‌گرای عضلات پلنتار فلکسور مفصل مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل، تعدیل می‌شوند. این محققان گزارش کردند که در حین فرود آمدن از ارتفاع، ابتدا اکستنسورهای مفصل زانو فعال می شوند و عمل برون‌گرای این عضلات نیروهای فرودی را تعدیل می‌کنند. سپس، انقباض اکستنسورهای ران و پلنتارفلکسورهای مچ پا به کاهش شتاب بدن در حین فرود آمدن کمک می‌کنند. از این رو عضلات اکستنسور زانو جذب کننده اولیه شوک و عضلات اکستنسور ران و پلنتارفلکسور مچ پا جذب کننده ثانویه شوک توصیف شده‌اند (۱۴و ۲۵). که به نظر می‌رسد خستگی عضلانی از طریق تاثیر بر فرایندهای فیزیولوژیکی باعث تضعیف عملکرد حرکتی مفاصل اندام تحتانی، به خصوص مفصل زانو، می‌شود.

محققان زیادی اثر خستگی را بر عملکرد کنترل وضعیت بررسی کرده‌اند که از آن جمله Wilkins و همکاران (۲۶)، صادقی و همکاران (۲۷) و Gribble و همکاران (۲۸) بودند. فقط بخش عملکرد عضلانی در اثر خستگی این پژوهش‌ها با پژوهش حاضر قابل مقایسه است که در همه‌ی این پژوهش‌ها عملکرد عضلانی در اثر خستگی کاهش پیدا کرده که با نتایج این پژوهش همخوانی دارد. این محققان در کاهش عملکرد عضلانی دلایل خود را اینگونه بیان می‌کنند که درون دادهای گیرنده‌ی زیر جلدی کف پا در اثر خستگی کاهش می‌یابد که می‌تواند کنترل عصبی عضلانی کل زنجیره حرکتی را تحت تاثیر قرار دهد. همینطور خستگی کاهش ظرفیت تولید نیروی عضلانی را در پی دارد و هماهنگی عصبی عضلانی فرد را کاهش می‌دهد. خستگی در سطح محیطی مکانیزم پیش-پس سیناپسی و جایگاه‌های پتانسیل عمل را تحت تاثیر قرار می‌دهد که شامل ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی یا ناتوانی در پاسخ عضله به تحریک عصبی می‌باشد (۲۹). خستگی در سطح مرکزی ممکن است با تاثیر بر سیستم عصبی منجر به ناتوانی تحریک نرون‌های حرکتی شود و نهایتا سبب کاهش در ظرفیت تولید نیرو توسط عضله می‌شود (۲۹). پروتکل‌های خستگی بافت‌های عضلانی را بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تاثیر قرار می‌دهند و فعالیت گیرنده‌های حسی-عمقی خصوصا دوک‌های عضلانی و اندام‌های وتری گلژی را کاهش می‌دهند (۳۰). به نظر می‌رسد در این پژوهش نیز خستگی چنین تاثیری بر عضلات گذاشته و توانایی عضلات در جذب نیروی عکس‌العمل زمین پس از خستگی را کاهش داده است. همینطور به نظر می‌رسد پروتکل خستگی‌ای که در این مطالعه بکار رفته است دو تفاوت عمده و اساسی با دیگر پروتکل‌های خستگی دارد، اول اینکه تنوع حرکاتی که در این پروتکل اجرا می‌شود بسیار شبیه به حرکاتی هستند که یک فوتبالیست حین بازی انجام می‌دهد و دومین تفاوت بحث روانی است چرا که مدت زمان این پروتکل ۹۰ دقیقه بوده و نسبت به دیگر پروتکل‌ها که مدت زمان کمتری به طول می‌انجامد بار روانی بیشتری را بر ورزشکار وارد می‌آورد که همین امر باعث افت عملکرد و به تبع آن افزایش احتمال بروز آسیب می‌شود. پس با توجه به این نتایج به نظر می‌رسد عوامل اساسی دخیل در افزایش نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (VGRF) و آهنگ اعمال بار (ROL) در زمان خستگی، کاهش

Archive of SID

www.SID.ir

عملکرد انقباضی عضلات به علت سازوکارهای فیزیولوژیکی و کاهش هماهنگی عصبی–عضلانی به علت سازوکارهای روانی و عصبی بودند، که در این شرایط کنترل حرکتی این اندام کاهش یافته و مفاصل آن در معرض حرکات ناخواسته‌ای قرار گرفته که احتمال بروز آسیب در این مفاصل، از جمله آسیب ACL، افزایش می‌یابد.

پروتکل خستگی این مطالعه حاصل تجزیه و تحلیل ۹۰ دقیقه فوتبال توسط Lovell و همکاران می‌باشد (۱۹). آنها با استفاده از تصاویر ویدئویی، متغیرهای فیزیولوژیکی و کینماتیکی این پروتکل را طراحی و شبیه سازی کرده‌اند و مجموعه حرکاتی که در این پروتکل انجام می‌شود شامل انواع فعالیتهای برشی، افزایش و کاهش شتاب و حرکت به جلو و عقب با سرعت‌های مختلف است که اجرای این حرکات می‌تواند تقریبا تمامی عضلات اندام تحتانی بخصوص عضلات چهار سر ران و عضلات دیستال اندام تحتانی را دچار خستگی کند و توانایی فرد را در اجرای فرود ملایم و کنترل نیروها کاهش دهد. بنابراین در هنگام خستگی از لحظه‌ی تماس پا تا لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین، آهنگ اعمال باری معادل ۱ تا ۱/۵ برابر وزن بدن فرد (نیوتن) در هر ثانیه بیشتر از زمان قبل از خستگی وارد می‌شود. برای مثال این میزان برای فردی که ۶۰ کیلوگرم وزن دارد آهنگ اعمال باری معادل ۶۰۰ تا ۹۰۰ نیوتن می‌شود. بنابراین می‌توان گفت در اثر خستگی توانایی انقباض عضلات فرد کاهش یافته و تاثیر این نیرو بر بافت‌های غیرانقباضی، از جمله لیگامنت‌ها، مینیسک‌ها و استخوان‌ها، بیشتر می‌شود و زمانی که این نیرو از آستانه تحمل این بافت‌ها فراتر رود منجر به آسیب دیدگی آنها می شود. پس با این تفاصیل به نظر می‌رسد مهمترین و عملی‌ترین راه پیشگیری از این آسیب‌ها بهبود سطح آمادگی جسمانی بازیکنان و بالا بردن کیفیت آماده‌سازی بازیکنان از طریق بالا بردن سطح آگاهی مربیان می‌باشد.

نتیجه‌گیری

پس از فعالیت ۹۰ دقیقه‌ای شبیه‌سازی شده در فوتبال، که یک پروتکل استقامتی است، به نظر می‌رسد توانایی فرد در کنترل نیروهای وارد شده هنگام فرود کاهش می‌یابد. این کاهش می‌تواند ناشی از بروز خستگی در عضلات اندام تحتانی به خصوص عضلات چهار سر ران باشد که بیشترین نقش را در جذب نیروها هنگام فرود دارند و همین امر می‌تواند باعث فشار بر سایر بافت‌ها و افزایش خطر بروز آسیب، از جمله آسیب ACL غیر برخوردی، در انتهای زمان یک مسابقه ۹۰ دقیقه‌ای فوتبال شود. در همین راستا به نظر می‌رسد مهمترین عامل برای پیشگیری از این اتفاقات بالا بردن آستانه خستگی فرد است که مهمترین و عملی‌ترین راه بهبود سطح آمادگی جسمانی بازیکنان و بالا بردن کیفیت آماده-سازی بازیکنان از طریق بالا بردن سطح آگاهی مربیان می باشد.

References

1. Girard O, Lattier G, Micallef JP, Millet GP. Changes in exercise characteristics, maximal voluntary contraction, and explosive strength during prolonged tennis playing. *Br J Sports Med* 2006; **40**(6): 521. doi: 10.1136/bjsm.2005.023754
2. Mcardle W, Katch V. *Exercise physiology*. 15th ed. New york, Lippincott Willians. 1998: 400-402.
3. Fitts R. Selectd from the there IOC world congress on sport sciences. Muscle fatigue: The cellular aspects. *Am J Sports Med* 1996; **24**(6): 32-38.
4. Zareii M, Rahnama N, Rajabi R. [The Influence of a Positional Role of Soccer Players in Iranian Premier League on the Sport Injuries Rates]. *Harakat* 2009; 65-78. (Persian).
5. Hawkins, Richard D, Colin W. "Risk assessment in professional football: an examination of accidents and incidents in the 1994 World Cup finals." *British journal of sports medicine* 1996; **30**(2): 165-170. doi: 10.1136/bjsm.30.2.165
6. Yoon Young S, Michelle Chai, Dong Won Shin. "Football injuries at Asian tournaments." *The American journal of sports medicine* 2004; **32** suppl 1: 36S-42S.
7. Caron O. Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? *Neuroscience letters* 2004; **363**(1): 18-21. doi: 10.1016/j.neulet.2004.03.038
8. Aghabeigi F, Halabchi F, Rajabi R. Cheshomi S. [The Comparison of the Incidence of Sport Injuries between Premier and First Divisions of Student Soccer Players]. *Sport medicine* 2011; **7**: 5-18. (Persian).
9. Hadadnezhad M, Letafatkar A. [The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers]. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences* 2011; **39**(2): 17-25.
10. Hong-Wen Wu. "Biomechanics of ankle joint during landing in counter movement jump and straddle jump." Bioengineering Conference, 2009 IEEE. 35th ed. Annual Northeast. IEEE, 2009. **doi:** 10.1109/NEBC.2009.4967733
11. De Wit B, De Clercq D, Lenoir M. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *Journal of Applied Biomechanics* 1995; **5**: 406-411. doi: 10.1123/jab.11.4.395
12. Hargrave MD, Carcia CR, Gansneder BM, Shultz SJ. Subtalar pronation does not influence impact forces or

Archive of SID

www.SID.ir

rate of loading during a single-leg landing. *Journal of athletic training* 2003; **38**(1): 18.
13. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. *Journal of orthopedic research* 1996; **14**(2): 289-295. doi: 10.1002/jor.1100140218
14. Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2000; **32**(4): 812.
15. Boozari S, Jamshidi A, Sanjari M, Jafari H. Effect of functional fatigue on vertical ground reaction force among individuals with flat feet. *Journal of Foot and Ankle Research* 2012; **5**Suppl1: 5. doi: 10.1123/jsr.22.3.177
16. Kellis E, Katis A, Vrabas I. "Effects of an intermittent exercise fatigue protocol on biomechanics of soccer kick performance." *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2006; **16**(5): 334-344. doi: 10.1111/j.1600-0838.2005.00496.x
17. Zadpoor A A, Nikooyan A A. The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force a meta-analysis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H. *Journal of Engineering in Medicine* 2012; **39**(7): 58-70.
18. Quammen D. "Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task." *Journal of athletic training* 2012; **47**(1): 32.
19. Lovell R, Knapper B, Small K. Physiological responses to SAFT90: a newsoccer-specific matches simulation. In: Verona-Ghirada Team Sports Conference Proceedings. 2008.
20. Gribble Phillip A, Robinson R H. "Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability." *Journal of athletic training* 2009; **44**(4): 350.
21. Yu B, Gabriel D, Noble L, An K. Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low pass digital filter. *J Appl Biomech* 1999; **15**: 318–329. doi: 10.1123/jab.15.3.318
22. Wakeling JM, Liphardt AM, Nigg BM. Muscle activity reduces soft-tissue resonance at heel-strike during walking. *Journal of biomechanics* 2003; **36**(12): 1761-1769. doi: 10.1016/S0021-9290(03)00216-1
23. Coventry E, O'Connor KM, Hart BA, Earl JE, Ebersole KT. The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics* 2006; **21**(10): 1090-1097. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004
24. Yakovenko S, Gritsenko V, Prochazka A. Contribution of stretch reflexes to locomotor control: a modeling study. *Biological cybernetics* 2004; **90**(2): 146-155. doi: 10.1007/s00422-003-0449-z
25. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics* 2003; **18**(7): 662-669. doi: 10.1016/S0268-0033(03)00090-1
26. Susco Thomas M. "Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the Balance Error Scoring System." *Journal of athletic training* 2004; **39**(3): 241.
27. Sadeghi H, Sarshin A, Abasi A. [the effect of fatigue on dynamic postural control]. *Research in sport science* 2009; **18**: 79-94. (Persian). doi: 10.1016/S0021-9290(07)70694-2
28. Gribble Phillip A. "The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control." *Journal of Athletic Training* 2004; **39**(4): 321.
29. Vuillerme N, Vincent N, Jean-Michel P. "Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans." *Neuroscience letters* 2001; **308**(2): 103-106. doi: 10.1016/S0304-3940(01)01987-5
30. Hiemstra Laurie A, Ian KY Lo, Peter J. "Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2001; **31**(10): 598-605. doi: 10.2519/jospt.2001.31.10.598

Archive of SID

www.SID.ir