تأثیر خستگی عملکردی ویژه فوتبال بر کینماتیک مفاصل ران و زانو درطول فرود بازیکنان حرفه‌ای

سعید ایمانی‌زاده[۱]، منصور صاحب‌الزمانی[۲]، محمدتقی امیری خراسانی [۳]

۱- کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی

۲- دانشیار دانشگاه شهید باهنر کرمان

۳- استادیار دانشگاه شهید باهنر کرمان

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۷/۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۱۰/۷

چکیده

هدف این تحقیق، بررسی اثر خستگی عملکردی ویژه فوتبال در هنگام فرود بر زوایای مفاصل ران و زانو در بین بازیکنان حرفه‌ای است. ۱۵ بازیکن فوتبال باشگاهی شهر کرمان با حداقل دو سال سابقه فعالیت باشگاهی به صورت تصادفی انتخاب شدند. جهت ارزیابی کینماتیک اندام تحتانی بعد از پرش و ضربه سر زدن ویژه فوتبال از سه دوربین ۵۰ هرتزی استفاده شد. به منظور ایجاد خستگی در آزمودنی‌ها از پروتکل عملکردی شبیه‌ساز ویژه فوتبال بنگسبو استفاده شد و تحلیل کینماتیکی فیلم‌های ثبت‌شده با استفاده از نرم‌افزار Quintic sport V21 انجام گرفت. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آماری توصیفی و آزمون تی زوجی در سطح معنی‌داری $\alpha=0/05$ استفاده شد. نتایج نشان داد که خستگی عملکردی بر زوایای ران و زانو در صفحات ساجیتال و فرونتال در طول مرحله فرود تأثیرگذار است؛ به‌طوری‌که باعث کاهش زوایای فلکشن ران و زانو و نیز افزایش زاویه واروس زانو در لحظه تماس پا با زمین شد. با توجه به نتایج، در هنگام خستگی، آزمودنی‌ها با کاهش زاویه فلکشن ران و زانو، با وضعیت صاف‌تری فرود آمدند. و خستگی به طور درخور توجهی سبب کاهش توانایی کنترل وضعیت اندام تحتانی در بازیکنان حرفه‌ای فوتبال در هنگام فرود شد.

واژه‌های کلیدی: کینماتیک ران و زانو، آسیب زانو، خستگی عملکردی، پرش و ضربه سر زدن ویژه فوتبال.

Effect of Soccer Specific Functional Fatigue On hip and knee Joints Kinematics In professional players during Landing

Imanizadeh. S.[1]., Sahebozamani. M.[2]., Amirikhorasani. M. T.[3]

1- (Ms.D.)
2- Sahebozamani. M., (Ph.D.) University Of Shahid Bahonar Kerman
3- Amirikhorasani. M. T., (Ph.D.) University Of Shahid Bahonar Kerman

Abstract

The purpose of this study was to investigate the effect of soccer specific functional fatigue on hip and knee joints angles during landing in professional players.15 soccer players with at least 2 years experience in Kerman soccer clubs were selected randomly. To evaluate the lower extremity kinematics following jumping and soccer specific- heading, three cameras (with50Hz) were used. To cause fatigue in subjects, specific functional protocol similar to specific bangsbo soccer was used and Quantic sport v21 soft ware was administrated for kinematic analysis of the recorded films. To statistical analyzing of data, descriptive statistical methods, and paired-t test were administrated at α=0.05.Finding revealed that hip and knee angles in sagittal and frontal plane in landing is influenced by functional fatigue. This results has been reducing knee and hip flexion angles and increased varus in knee joint. Results demonstrated a more erect landing posture due to a decrease in hip and knee flexion angles in the post fatigue condition. However, functional fatigue significantly decrease lower extremity control ability in male soccer player during landing.

Keyword: hip and knee kinematics, knee injury, functional fatigue, jumping and soccer specific- heading

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]

[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

مقدمه

فوتبال ورزشی رایج با علاقه‌مندان و بازیکنان بسیار در سراسر جهان است؛ به‌طوری‌که در حدود ۲۰۰ میلیون بازیکن فوتبال در سراسر جهان مشغول به بازی هستند (۱). همچنین فعالیت ورزشی شدید با شیوع آسیب نسبتاً زیاد همراه است. باهر و همکاران گزارش کردند بیشتر آسیب‌های حاد در ورزش در اندام تحتانی و به‌ویژه در زانو و مچ پا رخ می‌دهد (۲). مفصل زانو به دلیل کمبود لایه‌های حمایت کننده، عدم تعادل بین قدرت عضلات اطراف آن، و نیز ارتباط ضعیف استخوان‌های آن با هم و درگیری زیاد این مفصل در فوتبال معمولاً درمعرض آسیب‌های شدید است (۳). آسیب زانو می‌تواند پیامدهای منفی داشته باشد؛ ازجمله آرتروز، تخریب سطوح مفصلی، مینیسک و بی‌ثباتی عملکردی که درنهایت به کاهش سطح فعالیت افراد منجر می‌شود (۴). با توجه به مستندات موجود، بیشتر تحقیقات به دنبال تعیین ارتباط مستقیم بین عوامل خطرزا و الگوهای بیومکانیک حرکت بوده‌اند (۵).

مکانیک نادرست درحین مانورهای عملکردی در ورزش، همچون فرود و برش از عوامل افزایش نیرو و آسیب زانو به‌ویژه لیگامنت صلیبی قدامی گزارش شده است (۶) که هنگامی که با حرکات غیرمنتظره ترکیب شود، کنترل عصبی-عضلانی و پارامترهای حرکت را بیشتر دگرگون می‌کند (۷). پرش فرود نوعی فعالیت حرکتی رایج روزانه است و همچنین بسیاری از ورزشکاران این فعالیت را در طول مسابقه و تمرین اجرا می‌کنند (۸) که می‌تواند زانو را در موقعیت آسیب‌پذیری قرار دهد. اجرای فرود بد در فعالیت‌های ورزشی اغلب یکی از سازوکارهای رایج در آسیب اندام تحتانی است (۹). منظور از فرود بد کنترل ناکافی اندام تحتانی است که نتیجه آن چرخش زانو یا سقوط‌کردن است که ممکن است باعث کشیدگی ساختار بافت نرم و آسیب زانو شود که درنهایت به ازدست‌دادن مدت زمان زیادی از مشارکت در بازی منجر می‌شود (۱۰).

ارتباط بین مکانیک زانو و به‌هم‌فشردگی مفصل به‌علت نیروهای خارجی و تنش به‌واسطه بافت‌های نرم معیاری برای عملکرد طبیعی مفصل است (۱۱). بدون فشردگی[1] مفصل، حرکت نسبی سطوح مفصلی می‌تواند تنش شدیدی بر لیگامنت‌های حمایت‌کننده و نیروهای برشی روی مینیسک وارد کند (۱۲)؛ بنابراین، توانایی عضلات برای ایجاد تنش در پاسخ به ضربه ناشی از فرود اهمیت دارد و عواملی که این توانایی عضلات را کاهش می‌دهند ممکن است منجر به برهم‌خوردن عملکرد طبیعی زانو منجر شوند (۱۳).

خستگی از عواملی است که با کاهش عملکرد عصبی-عضلانی همچون ثبات مفصل و زمان واکنش، نقش ویژه‌ای در رفتار مکانیکی و فعالیت عصبی-عضلانی عضلات اطراف زانو در هنگام فرود دارد (۱۴،۱۵). به‌دلیل ماهیت سرعتی فوتبال، در هنگام خستگی کنترل حرکات سریع (پرش‌ها و فرود، حرکات چرخشی، دویدن سریع) به‌شدت به کیفیت اطلاعات آوران در سیستم حسی پیکری وابسته است (۱۶). اگر در طول چنین فعالیت‌هایی پایدارکننده‌های ایستا (لیگامنت) و پویای (عضلات) مفاصل نتوانند به‌درستی ثبات مفصل را برقرار کنند مفصل صدمه خواهد دید (۱۷).

1. Compression

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]

[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

به‌هرحال، خستگی با کاهش عملکرد عصبی‌ـعضلانی، ثبات مفصل و زمان واکنش نقش ویژه‌ای در رفتار مکانیکی و فعالیت عصبی‌ـعضلانی عضلات اطراف زانو در هنگام فرود دارد (۱۵،۱۴). در این میان، جهت بررسی اثر خستگی بر سازوکار فرود بعد از عمل پرش، از تکنیک‌های مختلفی برای خسته‌کردن بدن و اندام‌ها به‌ویژه اندام تحتانی استفاده شده است (۱۹) که شامل انقباضات ایزوکینتیک، تمرین مقاومتی (۲۱،۲۰)، تمرین با دوچرخه (۲۰)، دویدن آهسته روی تریدمیل است (۲۲). تأثیر این روش‌های خستگی را بر روی چندین فعالیت عملکردی همچون: فرود دوپا، فرود یک پا، پرش‌استپ دوپا، مورد ارزیابی قرار دادند. به طور کلی، در این پروتکل‌های خستگی ازجمله پروتکل ایزوکینتیک، حرکات انجام‌شده جزء زنجیره حرکتی باز محسوب می‌شوند. درضمن گروهای عضلانی و حرکت مفاصل در این پروتکل‌ها به صورت مجزا اجرا می‌شود. بنابراین توانایی تعمیم این مطالعات به تمرینات ورزشی و رقابت‌ها بحث‌برانگیز است. برخی محققان همچون جیمز و همکاران (۲۰۱۰)، ارتیز و همکاران (۲۰۱۰) از پروتکل خستگی با حرکات تکراری یا تکلیف‌های مکرر استفاده کرده‌اند (۲۰،۲۳). این روش‌ها روش‌های استانداردشده‌ای در زمینه پروتکل‌های خستگی به حساب می‌آیند، اما این‌گونه پروتکل‌ها عملکردی نیستند و شباهتی با نوع ورزش و مسابقات ندارند (۲۴).

با وجود اینکه اثر خستگی بر اندام تحتانی در هنگام فرود مستند شده است، بیشتر مطالعات از پروتکل‌های غیرمرتبط با تمرینات ورزشی و مسابقات جهت بررسی اثر خستگی بر وضعیت مفاصل اندام تحتانی استفاده کرده‌اند؛ مثلاً لوکی و همکاران (۲۰۱۱) از پروتکل خستگی اکسیداتیو خطی آهسته[1](SLO) روی تریدمیل و خستگی عملکردی کوتاه‌مدت چابکی و سانا و همکاران (۲۰۰۸) از پروتکل خستگی ۶۰ دقیقه دو رفت و برگشت استفاده کردند (۶،۲۵). سؤالی که مطرح می‌شود این است که آیا اعمال خستگی عملکردی ویژه فوتبال موجب تغییرات کینماتیکی مفصل ران و زانو در هنگام فرود به‌منزله عامل خطرزا در زانو بازیکنان فوتبال است؟ بنابراین هدف تحقیق حاضر، بررسی تأثیر خستگی عملکردی ویژه فوتبال بر کینماتیک اندام تحتانی در هنگام فرود است.

روش‌شناسی

روش انجام تحقیق از نوع نیمه‌تجربی و از نوع کاربردی بود. متغیر مستقل خستگی عملکردی ویژه فوتبال بود و تأثیر آن بر زاویه فلکشن ران و زانو در صفحه ساجیتال و تغییرات زانو (زوایای والگوس و واروس) در صفحه فرونتال در بازیکنان فوتبال تحت بررسی قرار گرفت. جامعه آماری پژوهش را کلیه بازیکنان امید و بزرگسال فوتبال باشگاهی شهر کرمان تشکیل دادند که حداقل دوسال سابقه فعالیت باشگاهی داشتند. از میان آنها تعداد ۱۵ نفر با میانگین سنی ۱/۰۶ ± ۲۲ به شیوه نمونه‌گیری تصادفی انتخاب شدند. مشارکت‌کنندگان فعالیت بدنی منظم داشتند و براساس تاریخچه پزشکی، هیچ‌گونه سابقه پزشکی در آسیب اندام تحتانی مانند

1. Slow Lianer Oxidative

آسیب لیگامنت صلیبی قدامی (ACL) و جراحی اندام تحتانی در سه‌سال گذشته، ناتوانی عصبی، آسیب مزمن و حاد اندام تحتانی، و نیاز به مراجعه پزشکی یا بستری‌شدن نداشتند (۲۶،۲۷).

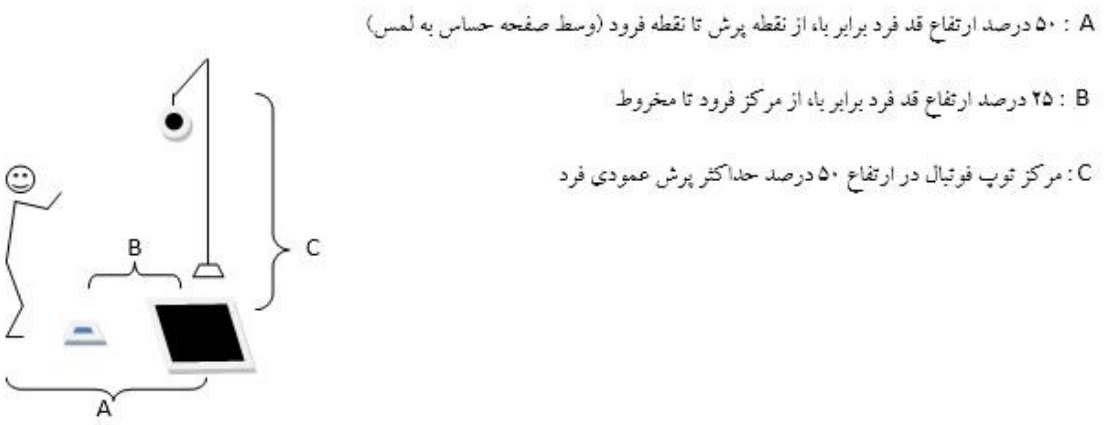
ابتدا اندازه‌گیری‌های قد، وزن، حداکثر پرش عمودی و طول اندام تحتانی صورت گرفت. حداکثر پرش عمودی جهت قراردادن ارتفاع توپ برای هر آزمودنی صورت گرفت. جهت بررسی زاویه‌های مفاصل ران و زانو در صفحه ساجیتال و زاویه زانو در صفحه فرونتال، هنگام فرود درمجموع ۱۴ نشانگر روی نقاط آناتومیکی هر فرد گذاشته شد و جهت حداقل جابه‌جایی نشانگرها، آزمودنی‌ها شورت استرچ پوشیدند. محل قرارگیری نشانگرها به این ترتیب است: برای ثبت زاویه فلکشن ران و زانو در صفحه ساجیتال در لحظه تماس پا با زمین از چهار نشانگر در نقاط قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، برجستگی بزرگ ران و تاج خاصره هر دو پا استفاده شد؛ برای ثبت زاویه زانو در صفحه فرونتال در لحظه تماس پا با زمین از سه نشانگر بالای خط مچ، روی برجستگی درشت نی و وسط استخوان ران بر محور طولی پا استفاده شد (۲۸).

همچنین جهت ثبت فرود در این پژوهش از سه دوربین فیلم‌برداری (Panasonic Nv_60 mini Dv) ساخت کشور ژاپن استفاده شد؛ به این صورت که زاویه‌های مفاصل زانو و ران در صفحات ساجیتال و فرونتال، فقط در دوره‌های اجرای عمل فرود بعد از پرش توسط سه دوربین دیجیتال (Panasonic Nv_60 mini Dv) با سرعت ۵۰ هرتز ثبت شد: دو دوربین در نمای جانبی در فاصله ۳ متری تا مرکز فرود حرکاتی همچون فلکشن و اکستنشن ران و زانو را که در صفحه ساجیتال رخ می‌دهد ثبت کرد و یک دوربین دیگر در نمای قدامی در فاصله ۴/۵ متری برای ثبت جابه‌جایی والگوس ـ واروس زانو در صفحه فرونتال هنگام فرود در لحظه تماس پا با زمین کار گذاشته شد (۲۹). برای به‌دست‌آوردن زوایا از نرم‌افزار (Quintic Sports v21) استفاده شد. فیلم‌های ضبط‌شده به‌وسیله دوربین‌ها در کامپیوتر ذخیره شد و ازطریق برنامه نرم‌افزار تجزیه و تحلیل گردید. زاویه‌های فلکشن ران و زانو در صفحه ساجیتال و فرونتال ازطریق شناسایی نشانگرهای قرار داده شده روی نقاط آناتومیکی، از طریق نرم‌افزار به‌دست آمد؛ به این صورت که زاویه اصلی از میانگین ۳ تا زاویه‌ای که هر بازیکن بعد از ۳ بار تلاش به‌دست آورد محاسبه شد.

در پژوهش حاضر از عمل پرش و ضربه سر زدن ویژه فوتبال استفاده شد و فرود بعد از این عمل به وسیله دوربین‌ها ثبت شد. در این باره از فرد خواسته شد که در نقطه شروع، که به اندازه نصف قد فرد تا محل فرود است، قرار بگیرد (شکل۱). بعد از قرارگرفتن در نقطه شروع، آزمودنی باید از مخروطی به ارتفاع ۷/۵ سانتی‌متر (در وسط فاصله بین نقطه شروع و مرکز صفحه حساس به لمس) با پرش عبور کند و با سر توپ را، که به طور ثابت و در نقطه ۵۰ درصدی حداکثر ارتفاع هر فرد قرار داده شده، را لمس کند و جفت پا روی صفحه حساس به لمس فرود بیاید و بلافاصله دست‌هایش را بالاتر از خط لگن قرار دهد (۲۶). عمل پرش ـ فرود برای هر آزمودنی به طور کامل نشان داده شد و همچنین به هر آزمودنی اجازه داده شد تا عمل پرش ـ فرود را چندبار تمرین کند. حین اجرای عمل پرش‌ـفرود هیچ محدودیتی برای اندام فوقانی یا تنه

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

وجود نداشت و آزمودنی‌ها تشویق شدند که حتی‌الامکان این عمل را به طور طبیعی اجرا کنند (هر آزمودنی مانور پرش ـ فرود را سه مرتبه اجرا کرد).

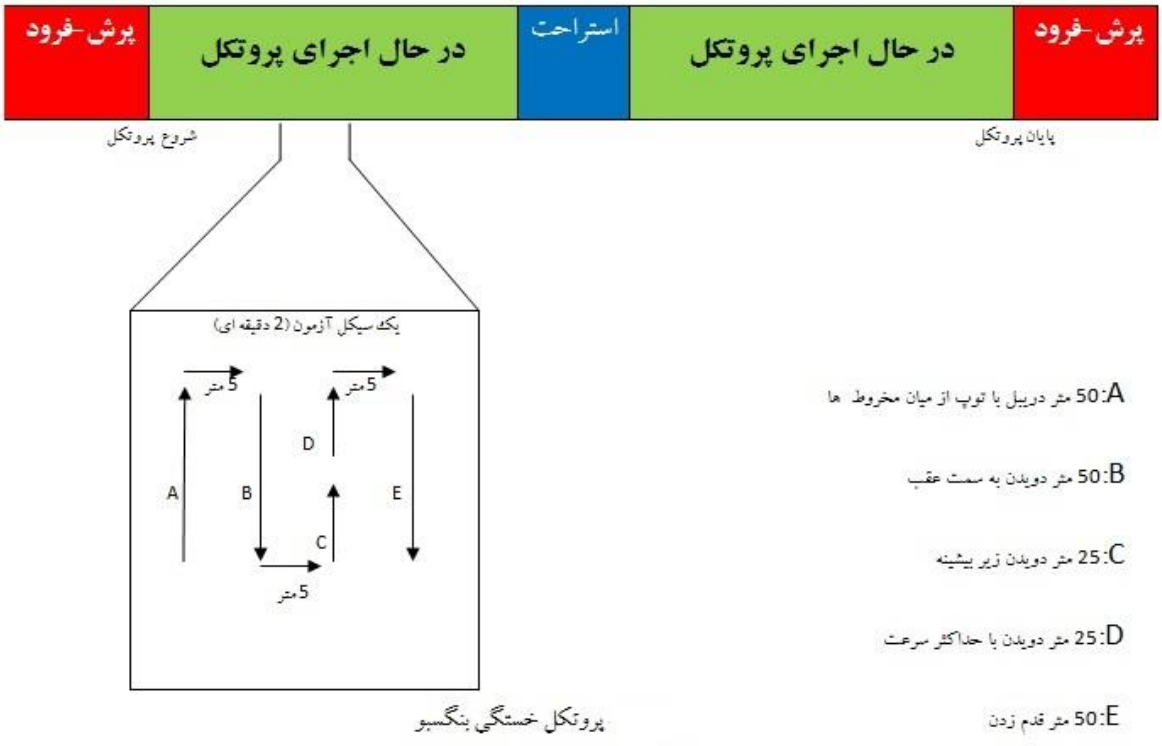


شکل ۱. عمل پرش و ضربه سر زدن ویژه فوتبال (بوتلر و همکاران، ۲۰۱۲)

برای خسته‌کردن آزمودنی‌ها نیز از پروتکل شبیه‌ساز ویژه فوتبال بنگسبو[1] استفاده شد. این پروتکل را بنگسبو و همکارانش در سال ۱۹۹۱ طراحی کردند که ازلحاظ مدت، شدت و الگوهای حرکتی شبیه به یک بازی فوتبال است. پروتکل بنگسبو از ۴۴ سیکل ۲ دقیقه‌ای تشکیل شده است. در هر نیمه از پروتکل که ۴۵ دقیقه به طول می‌انجامد آزمودنی ۲۲ سیکل را انجام می‌دهد. هر سیکل که ۲ دقیقه به طول می انجامد عبارت است از: ۵۰ متر دریبل با توپ در بین مخروط‌هایی که ۵ متر از یکدیگر فاصله دارند، ۵۰ متر دویدن به سمت عقب، ۲۵ متر دویدن زیربیشینه، ۲۵ متر دویدن با حداکثر سرعت و ۵۰ متر قدم‌زدن. مقدار زمانی که در پایان هر دور آزمون ۲ دقیقه‌ای باقی می‌ماند دوره استراحت در نظر گرفته می‌شود (شکل ۲). شدت فعالیت در هر سیکل پروتکل ۲ دقیقه‌ای با تغییر آهنگ سرعت از زیربیشینه به حداکثر سرعت و سپس راه‌رفتن کنترل می‌شود. درواقع آزمودنی باید با شدتی این مدار را طی کند که در کمتر از ۲ دقیقه به پایان برسد. ملاک اصلی فشار این پروتکل زمان و مسافت طی‌شده در کل پروتکل است (۳۰).

1. Bangsbo

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]



شکل ۲. پروتکل خستگی بنگسبو

برای اطمینان از حصول خستگی، از مقیاس بورگ (RPE) و عامل تأثیر خستگی بر افت عملکرد استفاده شد. هر ۱۵ دقیقه از آزمودنی خواسته شد که احساس واقعی خود را درباب شدت فعالیت بیان کند. دامنه امتیازات این مقیاس حداقل ۶ (بسیار راحت) و حداکثر ۲۰ (بسیار سنگین) بوده است (۳۱). ازآنجایی‌که فعالیت شدید عضلات (خستگی) باعث کاهش عملکرد می‌شود (۳۲)، قبل‌از اجرای پروتکل خستگی از آزمودنی‌ها آزمون دو ۶۰ متر گرفته و رکورد آنها ثبت شد و دوباره بعد از پایان پروتکل رکورد دو ۶۰ متر گرفته شد.

پس‌از اتمام پروتکل خستگی همه آزمودنی‌ها به صورت پس‌آزمون مجدد عمل پرش و ضربه سر زدن ویژه فوتبال را اجرا کردند و عمل فرود به‌وسیله دوربین‌ها ثبت شد. پس‌از تحلیل بیومکانیکی زوایا توسط نرم افزار، داده‌های به‌دست‌آمده تحت تجزیه و تحلیل قرار گرفت. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون تی زوجی و spss نسخه ۲۰ استفاده شد.

یافته‌های تحقیق

به منظور ارائه آمار توصیفی متغیرهای تحت مطالعه، شاخص‌های تمایل مرکزی و پراکندگی (میانگین و انحراف استاندارد) محاسبه شد. میانگین سنی نمونه ۱/۰۶± ۲۲ سال بود که بر این اساس همگی در رده‌های سنی امید و بزرگسال قرار داشتند. آمار توصیفی این گروه شامل شاخص توده بدنی و سابقه فعالیت ورزشی بود (جدول ۱). نتایج آزمون تی زوجی نشان‌دهنده تغییرات معنی‌دار متغیرهای زوایای مفاصل ران و زانو بعد

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

از خستگی در صفحات ساجیتال و فرونتال بود. مقایسه مقادیر هریک از زوایای مفاصل قبل و بعد از خستگی عملکردی در جدول‌های ۲ تا ۴ ارائه شده است.

جدول ۱. آماره‌های مرکزی و پراکندگی

شاخص	تعداد	میانگین	انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
شاخص توده بدن (کیلوگرم /متر مربع)	۱۵	۲۳/۶۷	۰/۳۸	۲۲/۸۶	۲۴/۱۱
سابقه بازی (سال)	۱۵	۱۲/۳۳	۱/۶۳	۱۰	۱۵

جدول ۲. نتایج آزمونt زوجی زاویه فلکشن زانو در هنگام فرود قبل و بعد از خستگی

متغیر		میانگین (درجه)	انحراف استاندارد	T	سطح معناداری
پای برتر	قبل از خستگی	۱۴۶/۰۶	۴/۷۵	-۱۳/ ۷۱	۰/۰۰۱
	بعد از خستگی	۱۶۰/۴۰	۴/۷۹		
پای غیربرتر	قبل از خستگی	۱۴۸/۵۳	۴/۷۹	-۶/ ۲۲	۰/۰۰۱
	بعد از خستگی	۱۵۹/۶۶	۴/۵۱		

جدول ۳. نتایج آزمون t زوجی زاویه فلکشن ران در هنگام فرود قبل و بعد از خستگی

متغیر		میانگین (درجه)	انحراف استاندارد	T	سطح معناداری
پای برتر	قبل از خستگی	۱۱۳/۳۳	۲/۲۲	-۳/۳۸	۰/۰۰۴
	بعد از خستگی	۱۱۹/۰۰	۶/۰۹		
پای غیربرتر	قبل از خستگی	۱۱۴/۸۶	۲/۵۸	-۴/۱۵	۰/۰۰۱
	بعد از خستگی	۱۱۸/۵۳۶	۲/۷۷		

جدول ۴. نتایج آزمون tزوجی زاویه زانو در صفحه فرونتال در هنگام فرود قبل و بعد از خستگی

متغیر		میانگین (درجه)	انحراف استاندارد	T	سطح معناداری
پای برتر	قبل از خستگی	-۲/۹۳	۱/۳۸	۶/۹۴	۰/۰۰۱
	بعد از خستگی	-۶/۰۰	۱/۴۶		
پای غیربرتر	قبل از خستگی	-۲/۴۰	۱/۱۸	۴/۰۷	۰/۰۰۱
	بعد از خستگی	-۳/۹۳	۱/۱۶		

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]

[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

بحث و نتیجه‌گیری

هدف تحقیق حاضر بررسی اثر خستگی عملکردی ویژه فوتبال بر زوایای مفاصل ران و زانو در هنگام فرود در بازیکنان فوتبال مرد بود. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که پس‌از اعمال خستگی عملکردی، میزان فلکشن زانو و ران در لحظه تماس پا با زمین درحین فرود به طور معناداری کاهش پیدا کرده است ($p<۰/۰۵$)؛ به‌طوری‌که درمجموع میانگین زاویه ران و زانو در هنگام فرود در ابتدای بازی به ترتیب در لحظه تماس پا با زمین از ۱۱۴ و ۱۴۷ درجه (قبل‌از اعمال خستگی)، به ۱۱۸ و ۱۵۹ درجه در انتهای بازی (بعد از اعمال خستگی) افزایش یافت. به عبارتی، در انتهای نیمه دوم میزان زاویه ران و زانو در لحظه تماس پا با زمین به ترتیب ۴ و ۱۲ درجه افزایش پیدا کرد. برخی تحقیقات (ارتیز و همکاران؛ کرنوزک و همکاران، اسمیت و همکاران، توماس‌و همکاران، آبی و همکاران، جیمز و همکاران، شاون لوکی و همکاران) به بررسی اثر خستگی بر کینماتیک ران و زانو در صفحه ساجیتال پرداختند (۲۳،۳۳-۳۵،۲۱،۲۰،۲۵).

نتایج تحقیق حاضر با نتایج شاون لوکی و همکاران، توماس و همکاران، جیمز و همکاران، چپل و همکاران همخوانی دارد، اما با نتایج گریک ملنیک و همکاران، کرنوزک و همکاران و آبی و همکاران همخوانی ندارد (۲۵، ۲۱، ۲۰، ۳۵-۳۷، ۳۳).

نتایج تحقیق حاضر به نوعی با تحقیق شاون لوکی و همکاران (۲۰۱۱) همخوانی دارد (۲۵): آنها در تحقیقی با عنوان «تغییرات زانو و ران در صفحات ساجیتال و عرضی بعد از دو پروتکل خستگی (خستگی زیر سطح اکسیداتیو و خستگی عملکردی کوتاه‌مدت چابکی) درباره ۵۰ زن فوتبالیست» به این نتیجه رسیدند که مکانیک‌های زانو و ران بعد از هر دو پروتکل خستگی بسیار دچار تغییر شده است، اما میزان این تغییرات زاویه در لحظه فرود نسبت به زوایای به‌دست‌آمده در تحقیق حاضر تفاوت کمتر بود. علت این کم‌بودن میزان تغییرات زاویه می‌تواند به وجود تفاوت در نوع تکلیف ارائه‌شده پرش-فرود و نوع تکلیف اعمال‌شده برای ایجاد خستگی ویژه فوتبال مربوط باشد. آنها در مطالعه‌شان از خستگی عملکردی کوتاه‌مدت ویژه فوتبال و خستگی زیر سطح اکسیداتیو استفاده کردند، درحالی‌که در تحقیق حاضر از یک پروتکل شبیه‌سازی‌شده ۹۰ دقیقه‌ای استفاده شد که در آن الگوهای حرکتی فوتبال روی زمین چمن گنجانده شد، (۳۰).

کرنوزک و همکاران (۲۰۰۸) نشان دادند که اعمال خستگی به افزایش در فلکشن ران و زانو در حین فرود منجر می‌شود (۳۳) این نتیجه برخلاف نتایج تحقیق حاضر است و فرضیه تحقیق حاضر مبنی بر اینکه خستگی به کاهش زاویه فلکشن ران و زانو در صفحه ساجیتال در هنگام فرود می‌انجامد، رد می‌کند. کرنوزک و همکاران در تحقیقشان برای اعمال خستگی از حرکت اسکات پارالل (۶۰درصد یک تکرار بیشینه) استفاده کردند و آزمودنی‌ها از ارتفاع ۵۰ سانتی‌متر به‌صورت دراپ با یک پا فرود آمدند. آنها چنین نتیجه گرفتند که خستگی عصبی-عضلانی به تغییرات معنی‌دار در کینماتیک اندام تحتانی زنان منجر می‌شود و ممکن است که سازوکاری برای آسیب لیگامنت صلیبی قدامی شود. دلیل این تناقض می‌تواند احتمالاً در انتخاب نوع آزمودنی‌ها (سطح تمرین بدنی و کنترل عصبی عضلانی) و سازگاری بهتر آزمودنی‌ها با خستگی باشد.

در تحقیقی که آبی و همکاران (۲۰۱۰) با هدف بررسی تأثیر خستگی موضعی عضلات چهارسر و همسترینگ بر کینماتیک ران و زانو درباره ۴۲ نفر مرد و زن انجام دادند (۳۵)، درنهایت به این نتیجه رسیدند که خستگی عضلات همسترینگ و چهارسر به تغییرات معنی‌دار زانو در صفحه ساجیتال و عرضی می‌انجامد، اما تأثیری بر زاویه مفصل ران در صفحه ساجیتال ندارد. آنها علت این امر را ۱) نوع پروتکل خستگی اعمال‌شده (موضعی بود و با رقابت نزدیکی کمتری داشت) و ۲) تأثیر کم عضلاتی که با اعمال پروتکل خسته شده‌اند بر کنترل ران اعلام کردند.

خستگی عملکردی ویژه فوتبال بر میزان تغییرات زاویه زانو افراد در صفحه فرونتال تأثیر دارد ($p<۰/۰۵$). نتایج تحقیق حاضر نشان داد که پس‌از اعمال خستگی عملکردی، میزان تغییرات زاویه زانو در صفحه فرونتال (به سمت واروس) در لحظه تماس پا با زمین دچار تغییرات معنی‌داری شد؛ به‌طوری‌که بعد از اعمال خستگی میانگین تغییرات زاویه زانوی پای برتر در صفحه فرونتال (۳/۰۷- درجه) و پای غیربرتر (۱/۵۳- درجه) بیشتر شد. در این زمینه تحقیق موافق یافت نشد، اما با نتایج مایکل و همکاران، جیمز و همکاران، کارکیا و همکاران چپل و همکاران و کرنوزک و همکاران، مخالف بود (۳۳، ۳۶، ۳۸، ۲۰، ۳۹).

نتایج تحقیق حاضر به نوعی با تحقیق کارکیا و همکاران (۲۰۰۵) همخوانی ندارد (۳۸)؛ آنها گزارش کردند که خستگی ابداکتورهای ران، زاویه ابداکشن (والگوس) زانو را در صفحه فرونتال افزایش داده است. آنها برای ایجاد خستگی از ترکیب حرکات ابداکشن ران ایزومتریک زنجیره باز و بسته و برای آزمودنی‌ها از عمل پرش-فرود جفت استفاده کردند و همچنین وسیله اندازه‌گیری آنها الکتروگونیامتر بود. اما تحقیق حاضر یافته‌های آنها را حمایت نمی‌کند؛ زیرا در تحقیق حاضر در لحظه تماس پا با زمین زاویه واروس در صفحه فرونتال بعد از خستگی بیشتر شد.

نتایج تحقیق حاضر در صفحه فرونتال با نتایج تحقیق مایکل و همکاران (۲۰۰۹) نیز همخوانی ندارد (۳۹). آنها در تحقیق خود مبنی بر تأثیر خستگی و جنسیت بر حرکت زانو در صفحه فرونتال، هیچ تفاوتی بین خانم‌ها و مردان در همه متغیرها پیدا نکردند و دریافتند خستگی منجر به تغییر زاویه زانو در صفحه فرونتال به سمت والگوس شد، که با نتایج تحقیق حاضر تناقض دارد. تضاد بین نتایج حاضر با نتایج مایکل و همکاران احتمالاً می‌تواند به‌علت تکنولوژی مورد استفاده برای ثبت حرکات زانو در صفحه فرونتال، تفاوت در نوع آزمودنی‌ها یا تفاوت در نوع فعالیت مورد استفاده باشد. در تحقیق حاضر زاویه زانو در صفحه فرونتال، ازطریق شناسایی نشانگرهایی که در نقاط آناتومیکی روی اندام آزمودنی قرار گذاشته شد، محاسبه شد، اما این نرم‌افزار توانایی محاسبه چرخش ران روی درشت‌نی را ندارد. دوم، آزمودنی‌های تحقیق حاضر ورزشکاران حرفه‌ای فوتبالیست بودند که آمادگی بدنی بالایی داشتند و پروتکل خستگی و نوع پرش فرود آنها ویژه فوتبال بود که از همین طریق تمام عضلات اندام تحتانی آنها درگیر شده بود.

خستگی، قدرت عضلانی (۴۱،۴۰)، شلیک عصبی- عضلانی و زمان عکس‌العمل عضلات را کاهش می‌دهد و پاسخ‌های عصبی-عضلانی را به تأخیر می‌اندازد (۱۴). از طرفی، اجرای مناسب عمل پرش و ضربه سر زدن

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]

[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

ویژه فوتبال و فرودآمدن به کنترل مناسب اندام تحتانی وابسته است. این عمل کلیه مفاصل اندام تحتانی را به چالش می‌کشد. هنگام اجرای بازی فوتبال، هرچه به انتهای بازی نزدیک‌تر می‌شویم، ظرفیت تولید نیروی بازکننده‌ها و خم‌کننده‌های زانو دچار نقص می‌شود و اوج گشتاور عضلات و درنهایت قدرت عضلانی کاهش می‌یابد. کاهش در قدرت، کنترل عصبی–عضلانی اندام تحتانی را تحت تأثیر خود قرار می‌دهد (۳۷). ازآنجاکه اختلال در کینماتیک اندام تحتانی در حین فرود عامل خطری برای آسیب زانو و به‌ویژه لیگامنت صلیبی قدامی ازطریق افزایش نیروی برشی قدامی شناخته شده است (۴۲)، این نکته برداشت می‌شود که با نزدیک‌شدن به انتهای بازی، احتمال آسیب زانو و استرین لیگامنت صلیبی قدامی افزایش پیدا می‌کند.

کینماتیک زانو و ران درحین فاز فرود عامل مهم تأثیرگذاری بر نیروی عکس‌العمل زمین به طور عمودی است. افزایش نیروی عکس‌العمل زمین حین فرود می‌تواند به دلایلی از جمله، ۱) کاهش زاویه‌های فلکشن ران و زانو در لحظه تماس پا با زمین ۲) کاهش حداکثر فلکشن ران و زانو در حین فرود باشد (۴). یو و همکاران مشاهده کردند که در فرود با وضعیت صاف، احتمالاً نیاز انقباضی وارد به عضلات چهارسر افزایش می‌یابد و متعاقب آن میزان فلکشن اندام تحتانی کاهش می‌یابد، که درنتیجه به افزایش نیروی برشی قدامی بخش فوقانی درشت‌نی منجر می‌شود که باعث افزایش بار روی زانو و به‌ویژه لیگامنت صلیبی قدامی می‌شود (۴).

خستگی همچنین کنترل عصبی–عضلانی را تغییر می‌دهد و ازطریق تغییر در فعالیت الکترومایوگرافی (EMG)، کینماتیک مفصل و نیروی عکس‌العمل زمین نمایان می‌شود که ممکن است سفتی مفصل زانو را حین فرود تغییر دهد (۲۰). افزایش حرکت مشاهده‌شده در زانو (حرکت والگوس و واروس) نشان‌دهنده تغییر و دگرگونی کنترل عضلانی اندام تحتانی در صفحه فرونتال است. این تغییرات بازتابی از تغییر در الگوهای انقباضی عضلات اطراف زانو است.

کاهش کنترل عصبی–عضلانی مفصل زانو، استحکام مفصل را کاهش و خطر آسیب لیگامنت صلیبی قدامی را افزایش می‌دهد. انقباض عضلانی می‌تواند شلی واروس و والگوس را تا سه برابر کاهش دهد. چپل و همکاران مشاهده کردند، زمانی که عضلات چهارسر رانی به صورت استریک منقبض شود و با نیروی واروس یا والگوس زانو ترکیب شود احتمال کشیدگی لیگامنت صلیبی قدامی افزایش می‌یابد (۴۳). این ترکیب نیروها در افرادی که عمل فرود بعد از پرش ضعیفی دارند به وجود می‌آید. افرادی که حین فرود با حرکت و زاویه فرونتال بیشتری همراه هستند با کشیدگی بیشتری روی لیگامنت صلیبی قدامی خود متحمل می‌شوند. کنترل عصبی–عضلانی مناسب ورزشکاران، منجر به کاهش بروز آسیب لیگامنت‌صلیبی‌قدامی می‌انجامد.

اگر بتوان اختلال در کینماتیک اندام تحتانی را حین فرود عامل خطری برای آسیب زانو و به‌فویژه لیگامنت فصلیبی قدامی ازطریق افزایش نیروی برشی قدامی در نظر گرفت (۴۲)، و نیز اثر پیش‌بینی‌کنندگی عمل پرش و ضربه سر زدن ویژه فوتبال را درنظر قرار دهیم، به نتایج درخور ملاحظه‌ای در این تحقیق نائل می‌شویم. در

مطالعه حاضر، گروه آزمودنی شامل بازیکنانی بودند که هیچ‌گونه آسیبی ندیده بودند، بنابراین تغییرات ایجادشده در کینماتیک اندام تحتانی (ران و زانو) حین فرود را نمی‌توان به وجود آسیب خاصی نسبت داد؛ از این جهت هرگونه تغییری را می‌توان به پروتکل ویژه فوتبال نسبت داد. نتایج آماری نشان داد که فلکشن اندام تحتانی در حین فرود بعد از اجرای پرش و ضربه سر زدن ویژه فوتبال، در انتهای بازی کاهش و میزان واروس زانو افزایش یافت. که این موضوع دلیل بر اثر خستگی احتمالی ویژه فوتبال در دقایق پایانی بازی بر اندام تحتانی است.

نتیجه‌گیری

به طور کلی، نتایج تحقیق نشان داد که خستگی عملکردی بر کینماتیک ران و زانو در طول مرحله فرود و بر تکنیک صحیح فرود تأثیرگذار است. این یافته باتوجه به اثر خستگی بر فعالیت‌هایی مانند فرود از پرش، در ارائه راهکارهایی جهت جلوگیری از آسیب‌های وارد شده به مفصل زانو می‌تواند مفید باشد. بدین ترتیب مربیان می‌توانند با بهبود استقامت عضلانی و به‌ویژه عضلات اندام تحتانی ورزشکاران، ازجمله ناحیه زانو و ران، زمان رسیدن به خستگی را افزایش دهند و متعاقباً از اختلال در سیستم عصبی ـ عضلانی جلوگیری کنند و از آسیب‌های بالقوه احتمالی حین فرود پیشگیری به عمل آورند.

قدردانی

از مسئولان محترم مجموعه ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان که در اجرای این مطالعه ما را یاری کردند، همچنین کسانی که در اجرا و تجزیه و تحلیل داده‌های آماری راهنمای ما بودند و کلیه ورزشکاران محترم مشارکت‌کننده در این مطالعه که با حضور خود ما را در اجرای این مطالعه یاری کردند، سپاسگزاریم.

منابع

۱. علیزاده. محمدحسین.، طهماسبی، فرشید.، عباسی. حامد. (۱۳۹۲). طب فوتبال. انتشارات پژوهشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، صفحه ۹۷.

2. Bahr, R. Reeser, J.C.(2003). Injuries among word-class professional beach volleyball players. The American Journal of Sport Medicine. 32: 69-79.

۳. رهنما، نادر.، بمبئی‌چی، عفت.، دانشجو، عبدالحمید. (۲۰۰۷). شیوع و علل آسیب‌های حاد در دانشجویان فوتبالیست. فصلنامه المپیک، ۳۸: ۴۷- ۳۹.

4. Yu, B., Garrett, W.E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. British Journal of Sports Medicine. 41(1): 47–51.

5. Pollard, C.D., Davis, I.M., Hamill, J. (2004). Influence of Gender on hip and knee mechanics during a randomly cued cutting maneuver. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 19(10): 1022–31.

6. Sanna, G., Oconnor, K.M. (2008). The effect of activity related changes in stance leg mechanics during sidestep cutting maneuvers. Clinical Biomechanics. 23 : 946-54.

7. Borotikar B.S., Newcomer, R., Koppes, R. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures, central and peripheral contributions to ACL injury risk. clinical biomechanics (Bristol, Avon). 23(1): 81-92.

8. Giguere, D., Marchand, D. (2005). Perceived safety and biomechanical strss to the lower limbs when stepping down from fire fighting vehicles. Applied Ergonomics. 36(1): 107-19.

9. Louw, Q., Grimmer, K.,Vaughan, K. (2003). Knee injury patterns among young South African basketball players. South African Journal of Sports Medicine.

10. Jones, D., Louw, Q., Grimmer, K. (2000). Recreational and sporting injury to the adolescent knee and ankle: Prevalence and causes.Australian Journal of Physiotherapy. 46:179-88.

11. Dye, S.F. (1996). The knee as a biological transmission with an envelope of function. Clinical Orthopaedics and Related Research. 325:10-8.

12. Markolf, K.L, Graff-Radford, A., Amstutz, H.C. (1987). In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. The Journal of Bone & Joint Surgery. 60: 664-74.

13. Mclean, S.G, Fellin, R.E, Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A., Joy, S. (2007). Impact 0f fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Medicine & Science in Sports & Exercise. 39(3): 502-14.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]

14. Rozzi, S.l., Lephart, S.M., Fu, F.H. (1999). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. Journal of Athletic Training. 34:106–14.
15. Wojtys, E.M., Wylie, B.B., Huston, l.J. (1996). The effect of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. The American Journal of Sport Medicine. 24(5): 615-21.
16. Rahnama, N., Lees, A., Reilly, T. (2006). EMG of selected lower limb muscle fatigued by exercise at the intensity of soccer match- play. Journal of Electromyography and Kinesiology . 16: 257-63.
17. Jakson, N.D., Gutierres, G.M., Kaminski, T. (2007). The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature. Journal of Electromyography and Kinesiology. 19: 75–84.
18. Stergiou, N., Scoot, M.M. (2005). Baseline measures are altered in biomechanical studies. Journal of Biomechanics. 38(1):175-8.
19. Chavez , A. (2011). The effect 0f fatigue on acl injury risk in the athletic population. San Marcos, Texas August.
20. James, C.R., Scheuermann, B.W., Smith, M.P. (2009). Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. Journal of Electromyography and Kinesiology. 20(4): 667-75.
21. Thomas, A.C., Mclean, S.G., Palmieri-Smith, R.M. (2010). Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. Journal Of Applied Biomechanics. 2: 159-70.
22. Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T.C. (2007). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stopjump task. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy. 16(4): 400-7.
23. Ortiz, A., Olson, S.L., Etnyre, B., Trudelle-Jackson, E.E., Bartlett, W., Venegas-Rios, H.L. (2010). Fatigue effects on knee joint stability two jump tasks in women. Journal of Strength and Conditioning Research. 24: 1019-27.
۲۴. سرشین. امیر.، صادقی. حیدر.، عباسی. علی. (۱۳۸۷). اثر خستگی عملکردی بر کنترل قامت پویا. پژوهش در علوم ورزشی، (۲۰): ۷۹–۹۴.
25. Lucci, Sh., Cortes, N., Van Lunen, B., Ringleb, S., Onate. J. (2011). Knee and hip sagittal and transverse plane changes after two fatigue protocols. Journal of Science and Medicine in Sport. 14(5): 453–9.
26. Butler, R.J., Russell, M.E., Queen, R. (2012). Effect of soccer footwear on landing mechanics. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 24(1):129-35 .doi:10.1111/j.16000838. 01468.
۲۷. هوانلو، فریبرز.، صادقی، حیدر.، منتظر، محمدرضا.، نوروزی، حمیدرضا. (۱۳۸۹). تاثیر خستگی عملکردی هوازی و بی‌هوازی بر پایداری پاسچر پویا در فوتبالیست‌های جوان غیر نخبه. نشریه علوم حرکتی، دوره ۸ شماره ۱۶: ۱۸۰–۱۶۵.
28. Yeow, C.H., Lee, P.V., Goh, J.C. (2009). Sagittal knee joint kinematics and nergetic in response to different landing heights and techniques. The Knee. 17: 127-31.
29. Silje Stensrud, Grethe Myklebust, Eirik Kristianslund, Roald Bahr, R., Krosshaug, T. (2010). Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in valuating knee control among elite female team handball players. British Journal of Sports Medicine. doi:10.1136/bjsm. 078287.
30.Bangsbo, J., Norregaard, L., Thorsoe, F. (1991). Activity profile of competition soccer. Canadian Journal of Sports Science. 16: 110-6.
۳۱. گائینی. عباسعلی.، رجبی. حمید. (۱۳۸۲). آمادگی جسمانی. انتشارات سمت.
32. Allen, D.G., Westerblad, H. (2001). Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue. The Journal of physiology. 536(3): 657-65.
33. Kernozek, T.W, Torry, M.R., Iwasaki, M. (2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. The American Journal of Sports Medicine. 36(3): 554-65.
34. Smith, M.P., Sizer, P.S., James, C.R. (2009). Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. Journal of Sports Science and Medicine. 8: 419-27.
35. Thomas, A.C., Mclean, S.G., Palmieri-Smith, R.M. (2010). Quadriceps and hamstrings fatigue alters hip and knee mechanics. Journal of Applied Biomechanics. 26(2): 159-70.
36. Chappell, J.D., Herman, D.C., Knight, B.S., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. American Journal of Sports Medicine. 33(7) 1022-9.
37. Greig, M., Waker-Johnson, C. (2007). The influence of soccer- specific fatigue on functional stability . Phyical Therapy in Sport. 8: 185-90.
38. Carcia, C., Eggen, J., Shultz, S. (2005). Hip-Abductor fatigue, frontal-plane landing angle, and excursion during a drop jump. Journal of Sport Rehabilitation. 14(4):321-31.
39. Smith, M.P., Sizer, P.S., Roger James, C. (2009). Effects of fatigue on frontal plane knee motion, muscle activity, and ground reaction forces in men and women during landing. Journal of Sports Science and Medicine. 8: 419-27.
40. Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., Graham-Smith, P. (2003). Muscule fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soocer. Journal of Sport Science. 21:(11) 933-42.
41. Mercer, T.H., Gleeson, N.P., Wren, K. (2003). Influence of prolonged intermittent high-intensity exercise on knee flexor strength in male and female soccer players. European Journal of Applied Physiology. 89(5): 506-8.
42. Wang, L.I., Gu, C.Y., Chen, W.L., Chang, M.S. (2010). Potential for non-contact ACL injury between step-close-jump and hop-jump tasks. Journal of Sports Science and Medicine. 9(1): 134-9.
43. Chappell, J.D., Yu, B., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. American Journal of Sports Medicine. 30(2): 261-7.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-03-29]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1394.13.10.3.1]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.13.10.35]