مطالعات طب ورزشی شماره ۱۲، پاییز و زمستان ۱۳۹۱، صص ۱۱۴-۹۷

تأثیر خستگی ویژه فوتبال بر کنترل قامت پویای بازیکنان فوتبال دارای ناپایداری عملکردی مچ پا

منصور صاحب الزمانی[۱]، مهدی صداقت[۲]

چکیده

هدف از این تحقیق، بررسی اثر خستگی ویژه فوتبال برکنترل قامت پویای بازیکنان دارای ناپایداری‌عملکردی مچ پا است. آزمودنی‌های این تحقیق، ۳۸ نفر از بازیکنان فوتبال باشگاهی شهر کرمان در رده سنی امید و بزرگسال بودندکه بر اساس نتایج پرسشنامه ویژه ناپایداری مچ پا (CAIT) و تأیید پزشک متخصص به دو گروه دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (۱۸ نفر) و گروه سالم (۲۰ نفر) تقسیم شدند. برای مداخلهٔ خستگی ویژه فوتبال از تست بانگسبو و برای کمی‌سازی قابلیت کنترل‌قامت از سه جهت تست تعادلی ستاره استفاده شد. خستگی آزمودنی‌ها در هر ۱۵ دقیقه با استفاده از مقیاس بورگ (RPE) مشخص شد. نتایج تحلیل واریانس نشان داد کنترل قامت پویای بازیکنان دارای ناپایداری مچ پا در انتهای نیمه اول پروتکل بنگسبو ۹ درصد و در پایان پروتکل ۱۴ درصد کاهش و در مقابل کنترل قامت بازیکنان سالم در پایان پروتکل ۱۱ درصد کاهش یافته است. البته این میزان کاهش و نقص درکنترل قامت در هر دو گروه در پایان پروتکل به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری نداشت (۰۵/ P <). نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد خستگی ایجاد شده در دقایق انتهایی هر نیمه از بازی فوتبال می‌تواند با ایجاد نقص در کنترل قامت، بازیکنان دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا را در معرض آسیب های مجدد و جدی‌تری از قبیل اسپرین مچ پا قرار دهد.

کلمات کلیدی: کنترل‌قامت پویا، ناپایداری عملکردی مچ پا، خستگی ویژه فوتبال.

۱. دانشیار دانشگاه شهید باهنر کرمان sahebozamani@yahoo.com Email:
۲. کارشناس ارشد دانشگاه شهید باهنر کرمان Email: M.sedaghat2006@gmail.com

مقدمه

ورزش فوتبال دارای میزان و درصد بالایی از آسیب است و غالب این صدمات در اندام تحتانی و به‌ویژه مچ پا اتفاق می‌افتد به‌طوری‌که این آسیب را جزء رایج‌ترین صدمه در فوتبالیست‌ها می شناسند. این آسیب ها باعث کاهش سطح فعالیت ورزشکار و دوری وی ازشرایط تمرینی و مسابقه می‌شود؛ علاوه بر این هزینه‌های پزشکی بر بازیکن و باشگاه تحمیل می‌کند. گاهی اوقات وضعیت از این نیز فراتر می‌رود و ساده‌انگاری صدمات مچ پا و بازتوانی ناکافی و نادرست آن باعث بروز مجدد آسیب می‌شود و در نهایت منجر به ایجاد یک سیکل بازتوانی معیوب شده که نتیجه آن مشکلات مزمن در مچ پا مثل بی‌ثباتی مزمن مچ، ناپایداری مکانیکی و ناپایداری عملکردی است(۶). ناپایداری عملکردی مچ برای توصیف احساس ذهنی لقی درمچ، ضعف، درد و نیز کاهش عملکرد در طی فعالیت‌های ورزشی به کار می‌رود (۷).

کاهش وقوع آسیب‌های حاد و مزمن مچ پا وابسته به شناسایی عوامل خطرزای مرتبط با چنین صدماتی است. عوامل خطرزای بسیاری در بروز صدمات مچ در فوتبالیست‌ها گزارش شده‌است. یکی از این عوامل خستگی است. خستگی یکی از اجزای فیزیولوژیکی اجتناب‌ناپذیر در فوتبال است (۱۱،۱۲،۱۳،۱۵،۱۸).

بطور کلی مک آردل[1] (۱۹۹۸) خستگی را به عنوان کاهش در ظرفیت تولید نیرو تعریف می کند و از آن به عنوان پدیده‌ای که همچنان ابعادش به‌طورکامل شناخته نشده است نام می‌برد (۱۷) و بطور ویژه بنگسبو[2] (۱۹۹۴) خستگی در فوتبال را افت مقدار کار با نزدیک شدن به پایان بازی می‌داند (۱). در طول یک بازی فوتبال بویژه هنگامی که به انتهای بازی نزدیک می‌شویم خستگی عضلانی آشکار و واضح می‌شود و توانایی اجرای حداکثر فعالیت کاهش می‌یابد (۱). در فوتبالیست‌های حرفه‌ای اثر خستگی در نیمهٔ دوم مشهود است. این خستگی خود را به شکل افت میزان کار منعکس می‌کند (۲۳).

تحقیقات همه‌گیرشناسی الگوی زمانی وقوع آسیب‌ها را در فوتبال بررسی کرده‌اند. این تحقیقات نشان داده‌اند خطر وقوع آسیب در ۱۵ دقیقه انتهایی مسابقه بالاتر است. به طورمثال، وودز[3] و همکارانش (۲۰۰۳) گزارش کردند ۴۸ درصد از اسپرین‌های مچ در یک‌سوم انتهایی هر نیمه اتفاق می‌افتد (۳۶). رزی[4] و همکارانش (۲۰۰۰) دلیل بروز چنین صدمات را درحالت

1. Macardle
2. Bangsbo
3. Woods
4. Rozzi

خستگی، نقص و اختلال در ایجاد پاسخ‌های عضلانی مناسب که یک عملکرد حفاظتی در ثبات مفصل دارد بیان می‌کنند (۱۲،۱۱،۲۵،۴۰).

بدلیل ماهیت سرعتی فوتبال، در شرایط خستگی، کنترل حرکات سریع به کیفیت اطلاعات‌آوران از سیستم حسی پیکری وابسته است (۱۵،۴۰). اگر در طول چنین فعالیت‌هایی پایدارکننده‌های ایستا (لیگامنت‌ها) و پویای (عضلات) مفاصل نتوانند به‌درستی ثبات مفصل را برقرار کنند مفصل دچار صدمه خواهد شد (۴۰،۱۵).

از دیگر عوامل خطرزای مهم در بروز اسپرین مچ پا نقص در کنترل قامت است. لاکوت و شاموی‌کوک[1] (۲۰۰۱) کنترل قامت را به‌عنوان حفظ وضعیت بدن در فضا به‌منظور دست‌یابی به پایداری وجهت‌گیری بدن تعریف کرده‌اند (۲۸،۳۸). کنترل قامت پویا را می‌توان به عنوان حفظ ثبات قامتی در حالی‌که یک حرکت مشخص اجرا می‌گردد تعریف کرد. این فاکتور برای اجرای بهینه در فوتبال و جلوگیری از صدمات آن بسیار حیاتی است (۳۴،۳۹). اما مطالعات بر این گواه اند که این عامل مهم در بخش پیشگیری و بویژه بازتوانی صدمات مچ جدی گرفته نمی‌شود (۳۳).

درحین انجام مهارت‌های ورزشی کنترل قامت بهینه برای بدن بسیار ضروری است و اندازه‌گیری آن در محیط آزمایشگاهی و کلینیکی به‌عنوان ابزاری جهت ارزیابی پایداری وکنترل عصبی‌عضلانی در افراد سالم وآسیب‌دیده استفاده می‌شود (۲۱،۳۹).

در مطالعات گذشته جهت بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل قامت از تکنیک‌های مختلفی برای خسته کردن بدن و اندام‌ها بویژه اندام تحتانی استفاده شده است که شامل: انقباضات ایزوکنتیک، حرکات تکراری و انقباضات ایزومتریک است. اگرچه این روش‌ها، روش‌های استاندارد شده‌ای درزمینهٔ پروتکل‌های خستگی هستند، اما اینگونه پروتکل‌ها ویژه و عملکردی نیستند و هیچگونه مشابهتی با نوع ورزش ندارد. لذا تعمیم این مطالعات به تمرینات ورزشی و رقابت‌ها بحث‌برانگیز است (۲۶،۴۰). برای رفع این تردید در تحقیق حاضر از یک پروتکل خستگی شبیه‌سازی شده فوتبال (بنگسبو) استفاده شده است تا توانایی تعمیم نتایج مطالعه به شرایط واقعی ممکن باشد.

روش‌شناسی تحقیق

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی و کاربردی است که با طرح دو گروهی و سه مرحله‌ای انجام شد. جامعه آماری تحقیق شامل کلیه بازیکنان فوتبال باشگاه‌های شهر کرمان (تیم‌های صنعت

1. Shamway & Woollacott

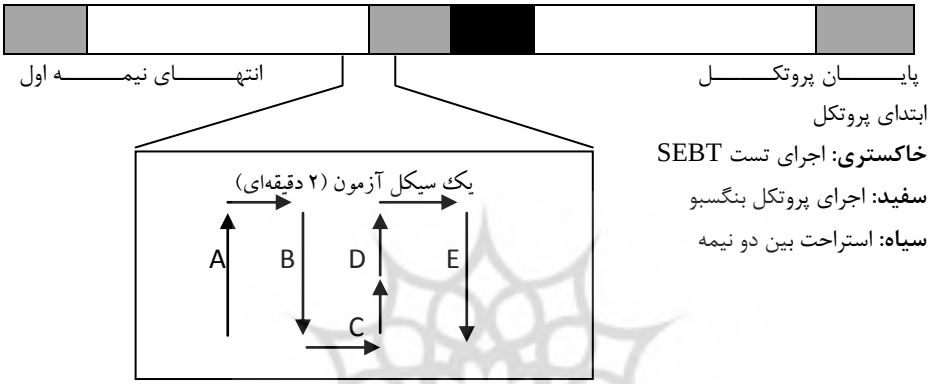
مس کرمان، شهرداری کرمان، زغال‌سنگ کرمان و مس نوین) بودند. آنها حداقل دو سال سابقه فعالیت باشگاهی در سطح لیگ‌های امید و بزرگسالان کشور را داشتند. بر اساس مطالعه مقدماتی تعداد نفرات جامعه آماری تحقیق حدود ۲۰۰ نفر تخمین زده شد. فرم اطلاعات شخصی و پزشکی در مورد بیماری‌ها و آسیب‌های وارده به بازیکنان در ماه‌های گذشته به همراه ۱۰۲ پرسشنامه کامبرلند[1] ویژه ناپایداری مچ پا به صورت تصادفی و به روش مستقیم در بین فوتبالیست‌های راست پا توزیع گردید. به صورت هدفمند براساس تحلیل نتایج پرسشنامه و تایید پزشک متخصص، ۱۸ نفر از بازیکنان که دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پای راست بودند به‌عنوان گروه تجربی و ۲۰ نفر از بازیکنان سالم به عنوان گروه کنترل برگزیده شدند.

پرسشنامه کامبرلند دارای ۹ سوال است که شدت بی‌ثباتی عملکردی مچ پای راست و چپ را مشخص می‌کند. دامنه نمره ثبات عملکردی مچ هر پا بین صفر تا ۳۰ است؛ به طوری‌که هرچه نمره فرد از ۲۷ به صفر کاهش یابد، شدت بی‌ثباتی مچ پا بیشتر می‌شود (۱۴). در این تحقیق دامنه نمره بی‌ثباتی مچ پای راست گروه تجربی بین ۱۵ تا ۲۳ و گروه کنترل بین ۲۷ تا ۳۰ بود. مچ پای چپ هر دو گروه سالم بود. از آنجا که لقی مچ پا از علایم بی‌ثباتی مکانیکی مچ پا است برای اطمینان از وجود بی‌ثباتی عملکردی مچ پای راست گروه تجربی، پزشک متخصص با دو تست چرخش قاپ و کشویی[2] آزمودنی‌های دارای لقی مچ پا را شناسایی و از تحقیق خارج کردند. لازم به ذکر است دروازه‌بانان، بازیکنان با سن کمتر از ۱۹ سال و بیشتر از ۲۷ سال، بازیکنان دارای آسیب‌های وارده به سر، ستون فقرات، لگن، ران، زانو و مچ پا نیز از تحقیق کنار گذاشته شدند.

برای اعمال خستگی شبه فوتبال از پروتکل بانگسبو[3] استفاده شد. این پروتکل توسط بانگسبو و همکارانش در سال ۱۹۹۱ طراحی شد و به لحاظ مدت، شدت و الگوهای حرکتی شبیه به یک بازی فوتبال است (۲،۳). پروتکل بانگسبو از ۴۲ سیکل دو دقیقه‌ای تشکیل شده است. در هر نیمه از پروتکل که ۴۵ دقیقه به طول می‌انجامد بازیکنان ۲۱ سیکل را انجام می‌دهند. هر سیکل دو دقیقه‌ای شامل ۵۰ متر دریبل با توپ در بین مخروط‌هایی است که ۵ متر از یکدیگر فاصله دارند، ۵۰ متر دویدن به سمت عقب، ۲۵ متر دویدن زیر بیشینه، ۲۵ متر دویدن با حداکثر سرعت و ۵۰ متر قدم‌زدن است. مقدار زمانی که در پایان هر سیکل آزمون دو دقیقه‌ای باقی می‌ماند به عنوان دوره استراحت تلقی می‌شود (شکل۱). شدت فعالیت در هر سیکل دو

1. Cumberland Ankle Instability Tools(CAIT)
2. anterior talar & talar tilt test
3. Bangsbo protocol

دقیقه‌ای با تغییر آهنگ سرعت از زیر بیشینه به حداکثر سرعت و سپس راه رفتن تغییر می‌یابد. در واقع بازیکن باید با شدتی این مدار را طی کند که در کمتر از دو دقیقه به پایان برسد. ملاک اصلی فشار در این پروتکل زمان و مسافت طی شده در کل پروتکل است (۲،۳).



A. ۵۰ متر دریبل با توپ از میان مخروطها
B. ۵۰ متر دویدن به سمت عقب
C. ۲۵ متر دویدن زیر بیشینه
D. ۲۵ متر دویدن با حداکثر سرعت
E. ۵۰ متر قدم زدن

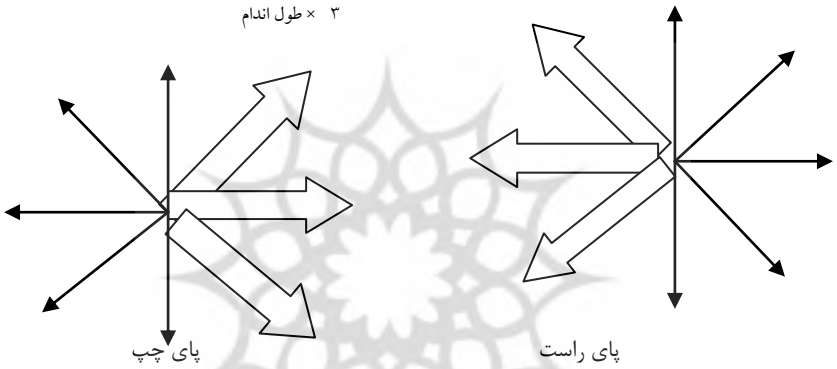
شکل۱. طرح تجربی پژوهش و نحوه اجرای پروتکل تناوبی ۹۰ دقیقه‌ای بانگسبو

در این تحقیق از تست تعادلی ستاره[1] برای ارزیابی قابلیت کنترل قامت پویا استفاده شد. این تست ابزاری معتبر و پایا جهت کمی‌سازی قابلیت کنترل قامت پویاست (۲۶،۳۸). تست تعادلی ستاره یک تست با هشت جهت است که جهات آن به صورت ستاره با زاویهٔ ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر قرار دارند. بر اساس مطالعه آزمایشی به دلیل این که زمان انجام تمامی هشت جهت تست ستاره بر روند صحیح اجرای پروتکل بنگسبو تاثیر منفی داشت تنها از سه جهت قدامی-داخلی، داخلی و خلفی‌داخلی بر اساس مطالعه گریبل و همکارانش که کمی سازی این سه جهت را برای دست‌یابی میزان کنترل قامت کافی دانستند استفاده شد (۹). هم چنین به منظور به حداقل رساندن اثر یادگیری، آزمودنی‌ها با انجام شش بار تست ستاره در جهات

1. Star excursion balance test (SEBT)

هشتگانه با روش اجرای آزمون آشنا شدند (۸). از آنجا که طول پای آنها در نمره تست تعادلی اثر دارد، پیش از اجرای تست تعادلی، طول پای راست یعنی حد فاصل خار خاصره قدامی-فوقانی تا قوزک داخلی به واحد سانتی‌متر با دقت ۰/۰۱ اندازه‌گیری شد. پس از این که هر یک از بازیکنان سه جهت تست تعادلی (شکل۲) را سه بار انجام دادند؛ میانگین سه تلاش برای محاسبه قابلیت کنترل قامت در فرمول ذیل قرار گرفت:

$$\text{امتیاز} = \frac{\text{قدامی‌داخلی + خلفی داخلی + داخلی}}{\text{۳ × طول اندام}} * ۱۰۰$$



شکل ۲. نحوه اجرای تست تعادلی ستاره و جهت‌های انتخاب‌شده

در طول اجرای پروتکل بنگسبو، تست ستاره در سه زمان (ابتدای نیمه اول، انتهای نیمه اول و انتهای نیمه دوم) انجام شد. نخست پس از ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی (نرم دویدن و کشش اندام تحتانی) و پنج دقیقه انجام الگوهای حرکتی شبه فوتبال، تست تعادلی مذکور اجرا شد. در ادامه از آزمودنی‌ها خواسته شد با انگیزه کافی ۲۱ سیکل پروتکل بنگسبو را اجرا کنند. سپس برای بار دوم تست ستاره انجام شد. در پایان نیز پس از ۱۵ دقیقه استراحت و انجام ۲۱ سیکل دو دقیقه‌ای، برای بار سوم تست مذکور انجام شد. برای اطمینان از رخداد خستگی از مقیاس بورگ[1] استفاده شد (۲۶). برای این منظور هر ۱۵ دقیقه از آزمودنی خواسته شد که احساس واقعی خود را نسبت به شدت فعالیت بیان کند. دامنهٔ امتیازات مقیاس بورگ حداقل ۶ (بسیار راحت) و حداکثر ۲۰ (بسیار سنگین) بود.

1. Borg Scale

در نهایت، جهت مقایسه میانگین‌های کنترل قامت در سه زمان ذکر شده در هر گروه از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و برای تعیین محل اختلافات از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. از آزمون تی مستقل نیز برای مقایسه میانگین‌های کنترل قامت در بین گروه کنترل و تجربی استفاده گردید. تمامی تجزیه و تحلیل‌های فوق با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه۱۶ و در سطح معناداری ۹۵ درصد انجام شد.

نتایج

جدول۱ نشان می‌دهد بین میانگین نمرات کنترل قامت در ابتدای پروتکل، انتهای نیمه اول و پایان پروتکل در پای برتر (راست) گروه سالم اختلاف معنی‌داری وجود دارد.

جدول۱. خلاصه تجزیه و تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در گروه کنترل

	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	مقدار F	معنی‌داری
بین مراحل	۱۷۹۷/۹۴۶	۲	۸۹۸/۹۷۳	۱۴۰/۶۴۷	۰/۰۰۰
درون مراحل	۱۷۷۰/۱۸۳	۱۹	۹۳/۱۶۸	۱۴/۵۷	
کنش متقابل	۲۴۲/۸۸۵	۳۸	۶/۳۹۲		
کل	۳۸۱۱/۰۱۴	۵۹			

آزمون تعقیبی بونفرونی مشخص کرد بین میانگین نمرات کنترل قامت مراحل، ابتدای پروتکل با انتهای نیمه اول، ابتدای پروتکل با انتهای پروتکل و انتهای نیمه اول با انتهای پروتکل تفاوت معناداری وجود دارد ($p<۰/۰۵$).

جدول ۲. خلاصه تجزیه و تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در گروه تجربی

	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	مقدار F	معنی‌داری
بین مراحل	۱۸۶۴/۳۵۳	۲	۹۳۲/۱۷۶	۲۶۲/۱۱۸	۰/۰۰۰
درون مراحل	۷۵۳/۰۶۲	۱۷	۴۴/۲۹۸	۱۲/۴۵	
کنش متقابل	۱۲۰/۹۱۵	۳۴	۳/۵۵۶		
کل	۲۷۳۸/۳۳	۵۳			

آزمون تعقیبی بونفرونی مشخص کرد بین میانگین نمرات کنترل قامت مراحل ابتدای پروتکل با انتهای نیمه اول، ابتدای پروتکل با انتهای پروتکل و انتهای نیمه اول با انتهای پروتکل تفاوت معناداری وجود دارد($p<۰/۰۵$).

جدول ۳. آزمون تی مستقل برای تفاوت بین میانگین‌های کنترل قامت با پای راست در گروه کنترل و تجربی در پایان پروتکل و ابتدای پروتکل

آزمون t مستقل		نمرهٔ کنترل قامت (سانتی‌متر)	اختلاف میانگین‌ها	خطای معیار میانگین	درجهٔ آزادی	سطح معناداری
پای برتر (کنترل)	ابتدای پروتکل	۱۱۳/۴۳	۱۲/۸۶	۱/۴۲۷	۳۶	۰/۲۱۰
	پایان پروتکل	۱۰۰/۵۷				
پای برتر (تجربی)	ابتدای پروتکل	۱۱۰/۷۳	۱۴/۲۹			
	پایان پروتکل	۹۶/۴۵				

جدول ۴. آزمون تی مستقل برای تفاوت بین میانگین‌های کنترل قامت با پای برتر در گروه کنترل و تجربی در پایان نیمه اول پروتکل و ابتدای پروتکل

آزمون t مستقل		نمرهٔ کنترل قامت (سانتی‌متر)	اختلاف میانگین‌ها	خطای معیار میانگین	درجهٔ آزادی	سطح معناداری
پای برتر (کنترل)	ابتدای پروتکل	۱۱۳/۴۳	۳/۱۳	۵/۵۱	۳۶	۰/۰۰۰
	پایان نیمه اول	۱۱۰/۳۰				
پای برتر (تجربی)	ابتدای پروتکل	۱۱۰/۷۳	۸/۶۶			
	پایان نیمه اول	۱۰۲/۰۷				

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد بین میانگین نمرات کنترل قامت ابتدای پروتکل، انتهای نیمه اول و پایان پروتکل در گروه کنترل (سالم) اختلاف معنی‌داری وجود دارد. به‌طوری‌که میانگین میزان دستیابی در تست تعادلی ستاره، از ۱۱۳ سانتیمتر در ابتدای پروتکل، به ۱۱۰ سانتیمتر در انتهای نیمه اول و ۱۰۰ سانتیمتر در انتهای نیمه دوم کاهش یافت. با دقت در نتایج ملاحظه می‌شود هرچه به پایان پروتکل نزدیک می‌شویم، میزان دستیابی کاهش بیشتری پیدا می‌کند؛ به‌طوری‌که درصد کاهش در انتهای پروتکل، ۸ درصد بیشتر از انتهای نیمه اول است. از این

نتایج می‌توان چنین برداشت کرد که کنترل قامت پویای گروه کنترل در انتهای پروتکل نسبت به انتهای نیمه اول دچار نقص بسیار بیشتری شده است.

چنین نتایجی به نوعی با تحقیق گریگ و جانسون[1] (۲۰۰۷) همخوانی دارد (۱۲). آنها در مطالعه‌شان چنین نتیجه گرفتند که در ۱۵ دقیقه انتهایی هر نیمه انحراف میانگین در نمرات تعادلی در صفحه نیرو به طور معنی‌داری به طرف جابجایی قدامی انتقال پیدا می‌کند و این تغییر در استراتژی تعادل در طول مراحل نهایی بازی خطر آسیب مچ‌پا را افزایش می‌دهد. از طرفی آنها به این نتیجه مهم دست یافتند که شاخص ثبات در طول مدت بازی شبیه‌سازی‌شده تغییر نمی‌کند. بدین‌معنی‌که اجرای تکلیف تعادلی در سرتاسر بازی حفظ می‌شود. این نتیجه با یافته تحقیق حاضر متناقض است. علت این تناقض می‌تواند به وجود تفاوت در نوع تکلیف تعادلی استفاده شده و نوع تکلیف اعمال شده برای ایجاد خستگی ویژه فوتبال مربوط باشد. آنها در مطالعه‌شان از پروتکل شبیه‌سازی‌شده ۹۰ دقیقه‌ای بر روی نوارگردان استفاده کردند؛ در حالی‌که در تحقیق حاضر از یک پروتکل شبیه‌سازی‌شده ۹۰ دقیقه‌ای که در آن الگوهای حرکتی فوتبال بر روی زمین چمن در نظر گرفته شده بود استفاده شد (۲). لذا پروتکل خستگی گریگ و جانسون قابل تعمیم به یک بازی واقعی فوتبال نیست در حالیکه پروتکل بانگسبو نیازهای حرکتی ویژه فوتبال را در خود گنجانده است. از سویی دیگر گریگ و جانسون برای کمیت‌سازی تعادل از شاخص ثبات و میزان انحراف از صفحه نیرو استفاده کردند؛ در حالیکه در تحقیق حاضر کنترل قامت پویا با استفاده از تست تعادلی ستاره مورد مطالعه قرار گرفت. تست تعادلی ستاره یک تست ثبات عملکردی مفصل است (۳۱) و می‌تواند میزان کنترل عصبی‌عضلانی اندام تحتانی را اندازه‌گیری کند. علت انتخاب این تست شباهت اجرای آن با برخی الگوهای حرکتی فوتبال است؛ چرا که اکثر حرکات اندام تحتانی در بازیکنان فوتبال در زنجیره حرکتی بسته انجام شده است و از این جهت اکثر آسیب‌های مچ در زنجیره حرکتی بسته و در حالت تحمل وزن اتفاق می‌افتد (۷،۴۲،۴۵).

در تحقیقی دیگر و در تضاد با یافته‌های تحقیق حاضر، گیوفسید[2] و همکارانش (۲۰۰۶) نشان دادند یک جلسه تمرین فوتبال توانایی تعادل بازیکنان را مختل نمی‌کند (۶). این نتیجه، فرضیه ارتباط بین بی‌ثباتی بدلیل خستگی و وقوع بالای صدمات در فوتبال را غیرمحتمل می‌داند. فقدان خستگی پس از جلسه تمرینی در مطالعه آنها حفظ توانایی تعادل را پس از یک جلسه تمرین توجیه می‌کند. آنها چنین نتیجه گرفتند که عملکرد سیستم‌های میانجیگری‌کننده

1. Greig & Johnson
2. Gioftsidou

کنترل قامت بر اثر یک جلسه تمرینی فوتبال به مخاطره نمی‌افتد. دلیل احتمالی این تناقض را می‌توان استفاده از دستگاه بایودکس در بررسی تعادل دانست. آنها توانایی کنترل قامت نیمه پویا را مورد مطالعه قرار دادند چون سطح زیر پا متحرک بود. در صورتی که فوتبال به کنترل قامت پویا وابسته است (۲۰).

این یافته تحقیق حاضر می‌تواند بیانگر این موضوع باشد که کنترل قامت پویا در بازیکنان سالم، در دقایق انتهایی بازی بر اثر خستگی ویژه فوتبال بسیار بیشتر از دقایق انتهایی نیمه اول دچار نقص می‌گردد. ساسکو[1] و همکاران (۲۰۰۴) و نیز ویلکینز[2] و همکارانش (۲۰۰۴) در توافق با نتایج حاضر بیان کردند که یک پروتکل خستگی ۲۰ دقیقه‌ای منجر به کاهش قابل‌توجهی در تکلیف کنترل قامت می‌شود. آنها مشاهده کردند که کنترل قامت در انتهای پروتکل تمرینی دچار نقص بسیاری می‌شود (۲۹،۳۱). در تحقیق دیگر نیز تیموتی و کلپا[3] (۲۰۰۶) به بررسی تاثیر یک پروتکل خستگی ۲۰ دقیقه‌ای بر روی اجرای تست تعادل پرداختند، نتایج مطالعه‌شان نشان داد کنترل قامت پویا تحت تاثیر خستگی مربوط به فعالیت، مختل می‌گردد (۳۰).

در مطالعه حاضر گروه کنترل شامل بازیکنانی بودند که هیچ‌گونه آسیبی نداشتند لذا تغییرات ایجاد شده در کنترل قامت را نمی‌توان به وجود آسیب خاصی نسبت داد. از این جهت هرگونه تغییر در متغیر وابسته تحقیق را می‌توان به تاثیر پروتکل ویژه فوتبال نسبت داد.

از سویی دیگر در این مطالعه بازیکنان در طول اجرای تست ستاره بر استفاده از مفاصل پروگزیمال اندام‌تحتانی متکی بودند. بدلیل اینکه اجرای پروتکل شبیه‌سازی‌شده فوتبال به فعالیت کل عضلات اندام تحتانی وابسته است در دقایق انتهایی بازی اوج گشتاور عضلات و در نهایت قدرت آن کاهش می‌یابد و کنترل مفاصل پروگزیمال دچار اختلال و اجرای تکلیف تعادلی محدود می‌شود (۲۲،۲۳،۴۰،۴۱،۴۲). ریمن[4] و همکاران (۲۰۰۳) نشان دادند در طول تکالیف کنترل قامت ایستا، اجرای مناسب این تکالیف تا اندازه زیادی به فعالیت عصبی‌عضلانی مچ وابسته است ولی در طول تکالیف قامتی پویا، کنترل عصبی‌عضلانی مفاصل پروگزیمال نیز مهم هستند (۲۴). میلر و بیرد[5] (۱۹۷۶) و نیز گریبل و هرتل[6] (۲۰۰۴) مشاهده کردند خستگی عضلات پروگزیمال بیشتر از خستگی عضلات دیستال بر کنترل قامت تاثیر منفی می‌گذارد

1. Susco
2. Wilkins
3. Timothy & Kulpa
4. Riemann
5. Miller & Bird
6. Gribble & Hertel

(۱۸،۸). از طرفی دیگر اجرای تست ستاره به هم‌انقباضی عضلات خم‌کننده و بازکننده زانو نیاز دارد. به علت کاهش نسبت قدرت خم‌کنندها به بازکننده‌های زانو در دقایق انتهایی هر دو نیمه، هم‌انقباضی این گروه از عضلات کاهش یافته و به این ترتیب خستگی دقایق انتهایی بازی بر کنترل قامت پویا تاثیر منفی می‌گذارد (۲۲،۴۱،۴۵).

از طرفی اجرای مناسب تست ستاره به کنترل مناسب عصبی‌عضلانی اندام تحتانی وابسته است. این تست کلیه مفاصل اندام تحتانی را تحت چالش قرار می‌دهد. هنگام اجرای بازی فوتبال هرچه به انتهای بازی نزدیک می‌شویم ظرفیت تولید نیروی بازکننده‌ها و خم‌کننده‌های زانو دچار نقص شده و اوج گشتاور عضله و در نهایت قدرت عضلانی کاهش می‌یابد. کاهش در قدرت، کنترل عصبی‌عضلانی اندام تحتانی را تحت تاثیر خود قرار می‌دهد و باعث اختلال در اجرای تکالیف کنترل قامت پویا می‌شود (۲۳،۴۳،۴۴،۴۰،۴۵). از آنجایی که نقص در کنترل قامت به عنوان یک عامل‌خطرزا در ایجاد آسیب شناخته شده است، این نکته برداشت می‌گردد که با نزدیک شدن به انتهای بازی احتمال بروز آسیب مچ‌پا افزایش پیدا می‌کند (۴۳،۴۴،۴۵،۱۷).

علاوه بر این در اثر خستگی تولید نیرو در عضلات اطراف مچ، اوج فعالیت حرکت‌دهنده‌های اصلی مچ و متوسط فرکانس شلیک عصبی‌عضلانی کاهش می‌یابد. در نتیجه هم‌انقباضی عضلات برای ثبات مفصل مچ دچار نقص می‌شود. این یافته‌ها توضیح‌دهنده این سوال است که چرا بیشتر اسپرین‌های مچ در انتهای بازی رخ می‌دهد (۱۳).

نتایج بدست آمده (جدول ۲) نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین میانگین نمرات کنترل قامت ابتدای پروتکل، انتهای نیمه اول و پایان پروتکل در گروه تجربی (ناسالم) وجود دارد. به‌طوری‌که میانگین میزان دستیابی در تست تعادلی ستاره، از ۱۱۱ سانتیمتر ابتدای بازی، به ۱۰۲ سانتیمتر در انتهای نیمه اول و ۹۶ سانتیمتر در انتهای نیمه دوم کاهش یافت. با دقت در نتایج می‌توان فهمید که با نزدیک شدن به پایان پروتکل، میزان دستیابی کاهش فراتری پیدا می‌کند به‌طوری‌که درصد کاهش در انتهای پروتکل به میزان ۶ درصد بیشتر از انتهای نیمه اول بود. اما با بررسی میزان کاهش کنترل قامت در انتهای هر نیمه، مشاهده می‌شود که میزان کاهش دستیابی در انتهای نیمه اول بیشتر از انتهای نیمه دوم پروتکل بوده است.

خستگی و بی‌ثباتی عملکردی مچ پا هر دو بر کنترل قامت تاثیر منفی می‌گذارند (۹،۱۰،۱۸). در تحقیقی مشابه گریبل و همکارانش (۲۰۰۴) به بررسی اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر کنترل قامت پویا پرداختند. آنها نتیجه گرفتند اجرای تست ستاره در اثر خستگی و بی‌ثباتی مچ دچار نقص می‌گردد (۹). آنها به این نتیجه رسیدند که همزمان با

کاهش فاصله دستیابی در تست ستاره، زاویه فلکشن زانو و ران درگروه بی‌ثباتی مچ نیز، کاهش یافته است. این موضوع نشان‌دهنده ارتباط بین اجرای تست ستاره و تغییر در کنترل عصبی-عضلانی در زانو، ران و لگن به واسطه آسیب مزمن مچ است. آسیبی مثل بی‌ثباتی مزمن مچ پا، ثبات عملکردی مفصل و نیز مسیرهای آورانی و وابرانی را که برای حفظ حس‌عمقی، حس-جنبشی و نهایتا کنترل عصبی‌عضلانی مناسب است دچار نقص می‌کند. اکثر محققانی که این پدیده را بررسی کرده‌اند تنها بر روی نقص عصبی‌عضلانی در یک مفصل تمرکز کرده‌اند. در صورتی‌که فعالیت‌های عملکردی اندام‌تحتانی، حرکت یک مفصل را به تنهایی شامل نمی‌شود؛ بلکه سرتاسر زنجیره حرکتی اندام تحتانی را در بر می‌گیرد. اختلال در یک مفصل فعالیت عصبی و الگوی بکارگیری جبرانی عضلات را در دیگر مفاصل تغییر می‌دهد و باعث اختلال در الگوهای حرکتی می‌شود. به‌عبارتی وجود بی‌ثباتی مزمن مچ پا موجب نقص در گشتاور خم-کننده‌ها و راست‌کننده‌های زانو در پای دارای بی‌ثباتی می‌شود. لذا بی‌ثباتی مفاصل دیستال (مچ پا) می‌تواند به سازگاری‌های عصبی‌عضلانی مفاصل پروگزیمال منجر شود (۸،۴۳،۴۴،۴۱). سدوری[1] و همکاران (۲۰۰۷) نیز در مطالعه‌شان به این نتیجه رسیدند که در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ‌پا تغییراتی در مفاصل پای دارای بی‌ثباتی، مثل کاهش قدرت بازکننده‌های مفصل ران، زانو و تغییرات در تکالیف تعادلی پویا رخ می‌دهد. همچنین در این افراد قابلیت تحریک استخر نرون حرکتی در عضلاتی که بر مفاصل پروگزیمال مچ عمل می‌کنند تغییر می‌یابد (۲۷،۴۰،۴۱،۴۲). در مطالعه‌ای گریگ[2] و همکارانش (۲۰۰۸) اثر خستگی ویژه فوتبال را بر اوج گشتاور خم‌کننده‌ها و بازکننده‌های ران بررسی نمودند و مشاهده کردند که قدرت اکسنتریکی خم‌کننده‌های ران در دقایق انتهایی نیمه اول و دوم بازی کاهش می‌یابد. از طرفی بدلیل اینکه اجرای تست ستاره به عملکرد عضلات چهارسر ران و همسترینگ وابسته است، لذا میزان کاهش عملکرد تعادل پویا تا اندازه‌ای می‌تواند به آن مربوط باشد (۷).

در تایید یافته‌های این مطالعه، محققان دانشگاه حرفه‌ای سلامتی در کانادا مشاهده کردند که بازیکنان بسکتبال دارای فواصل دستیابی غیرمتقارن در تست ستاره (۴سانتیمتر کمتر) نسبت به بازیکنان سالم، بیشتر در خطر آسیب اندام تحتانی قرار دارند (۴).

نتایج جدول ۳ بیانگر این است که اختلاف معنی‌داری بین میانگین نمرات کنترل قامت گروه سالم و ناسالم در پایان پروتکل و ابتدای پروتکل وجود ندارد. با مقایسه میانگین فواصل دستیابی در انتهای پروتکل در بین دو گروه، مشاهده می‌شود هر دو گروه از لحاظ افت اجرای

1. Sedory
2. Greig

تست ستاره تفاوت قابل ملاحظه‌ای با یکدیگر ندارند. به‌طوری‌که گروه کنترل ۱۳ سانتیمتر و گروه تجربی ۱۴ سانتیمتر کاهش را تجربه کرده‌اند. این میزان برابر با ۱۱ درصد کاهش برای گروه کنترل و ۱۴ درصد کاهش برای گروه تجربی نسبت به فواصل دستیابی ابتدای پروتکل است.

در تحقیق حاضر هر دو گروه در انتهای پروتکل دچار نقص در کنترل قامت شدند، اما این نقص در بین دو گروه تفاوت قابل ملاحظه‌ای نداشت. در پژوهش حاضر انتظار می‌رفت در انتهای پروتکل، گروه تجربی نقص بیشتری را تجربه کند. چون مشخص شده است که ناپایداری عملکردی مچ پا،کنترل قامت پویا را دچار اختلال و پیدایش خستگی نیز این نقص را مضاعف می‌کند. گریبل و همکاران (۲۰۰۴) در تحقیق‌شان به بررسی اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر کنترل قامت پویا پرداختند و به نتایجی متضاد یافته حاضر دست یافتند. آنها بیان کردند پای دارای بی‌ثباتی گروه ناسالم در مقایسه با پای گروه سالم پس از بروز خستگی فاصله دستیابی کمتری در اجرای تست ستاره دارد (۸). به عبارتی بی‌ثباتی مزمن مچ پا بروز نقص را در کنترل قامت پویا به همراه خستگی فزونی می‌بخشد. شاید یکی از علل تضاد یافته گریبل و همکارانش با مطالعه حاضر، استفاده از پروتکل خستگی تک مفصلی باشد. در حالی‌که در این تحقیق پروتکل خستگی ویژه فوتبال به‌کار برده شد. در پروتکل خستگی گریبل، مفاصل کل اندام تحتانی به‌عنوان یک زنجیره کامل حرکتی خسته نشدند و لذا اجرای تست ستاره پس از این نوع خستگی، قابل تعمیم به ورزش فوتبال نیست. ولی پروتکل استفاده شده در این تحقیق را می‌توان به فوتبال تعمیم داد و از این جهت هرگونه تاثیر کنترل قامت در طی دقایق این تست واقع‌گرایانه‌تر است.

چنین نتیجه‌ای در این فرضیه نمی‌تواند حاصل از اثر یادگیری تست ستاره در گروه تجربی باشد؛ زیرا هر دو گروه برای خنثی‌کردن این اثر، هر یک از جهات این تست را حداقل شش بار تمرین کرده‌اند (۸). همچنین فرضیه خستگی بیشتر در گروه کنترل در طول نیمه دوم حذف می‌شود؛ زیرا با تجزیه و تحلیل داده‌های آماری مربوط به میزان درک فشار (RPE) معلوم شد هر دو گروه به یک نسبت خسته شده‌اند.

اختلال کمتر در اجرای تست ستاره در گروه تجربی در انتهای نیمه دوم نسبت به گروه کنترل، چنین بنظر می‌رسد که افراد گروه تجربی توانسته‌اند مکانیسم‌های کنترل قامت را با خستگی هماهنگ کنند. این نتیجه را نمی‌توان به اثر یادگیری تکلیف کنترل قامت نسبت داد. به دلیل اینکه افراد قبل از شروع پروتکل با تست مذکور آشنا شده بودند. نقص بسیار زیاد کنترل قامت در انتهای نیمه اول و نقص کمتر در کنترل قامت در انتهای نیمه دوم در گروه تجربی نسبت به

گروه کنترل را می‌توان تا اندازه‌ای به ظرفیت عمل کشف سیستم عصبی‌عضلانی نسبت داد. همراه با خستگی، سرعت تحریک دوک‌های عضلانی و سلول‌های عصبی قشر حرکتی کاهش می‌یابد. علاوه بر این خستگی در پیام‌های آوران ایجاد پارازیت می‌کند. این تغییرات روی‌هم‌رفته منجر به نقص بیشتر کنترل قامت می‌شود. با وجود این در طول وهله‌های خستگی فیبرهای آوران Ia می‌تواند به تغییرات طول فیبرهای عضله حساس‌تر شود. بنابراین دوک‌های عضلانی میزان شلیک‌عصبی‌شان را افزایش می‌دهند (۲۴).

نتایج جدول شماره ۴، نشان می‌دهد اختلاف معنی‌داری بین شاخص کنترل قامت پای برتر گروه سالم و ناسالم در پایان نیمه اول پروتکل و ابتدای پروتکل وجود دارد. با مقایسه میانگین فواصل دستیابی در انتهای نیمه اول پروتکل در بین دو گروه، مشاهده می‌گردد که دو گروه از لحاظ افت اجرای تست ستاره اختلاف زیادی با یکدیگر دارند. به طوری که گروه کنترل ۳ سانتیمتر و گروه تجربی ۹ سانتیمتر کاهش را تجربه کردند. این میزان برابر با ۳ درصد کاهش برای گروه کنترل و ۹ درصد کاهش برای گروه تجربی نسبت به فواصل دستیابی ابتدای پروتکل است.

گریبل و همکاران (۲۰۰۴)، در تحقیق‌شان به بررسی اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر کنترل قامت پویا پرداختند که نتایج تحقیق حاضر با نتایج آنها همخوانی دارد. آنها بیان کردند پای دارای بی‌ثباتی گروه ناسالم در مقایسه با پای گروه سالم پس از بروز خستگی فاصله دستیابی کمتری در اجرای تست ستاره دارد. به عبارتی بی‌ثباتی مزمن مچ پا بروز نقص را در کنترل قامت پویا به همراه خستگی مضاعف می‌کند. اگرچه پروتکل خستگی گریبل ویژه فوتبال نبود ولی با این حال مشخص شد که در پای ناسالم افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا همراه با کاهش فاصله دستیابی هنگام اجرای تست ستاره، میزان فلکشن در مفاصل زانو و ران نیز کاهش پیدا کرد. این موضوع نشان‌دهنده ارتباط بین اجرای تست ستاره و تغییر در کنترل عصبی‌عضلانی در زانو، ران و لگن به واسطه آسیب مچ است (۹).

علاوه بر این، نقص بیشتر کنترل قامت در گروه تجربی نسبت به گروه کنترل در انتهای نیمه اول را می‌توان به تغییرات عصبی‌عضلانی در مفاصل پروگزیمال در حضور بی‌ثباتی مچ نسبت داد (۸،۴۳،۴۴).

نتیجه‌گیری کلی

یافته‌های این پژوهش بر محور تغییرات کنترل قامت در طی یک پروتکل شبیه‌سازی شده فوتبال استوار بود تا بتواند اثر خستگی ویژه فوتبال را بر کنترل قامت پویا در دقایقی که

احتمال بروز خستگی افزایش می‌یابد بررسی کند. این یافته‌ها با نتایج بسیاری از تحقیقات همخوانی و با یافته‌های برخی از تحقیقات مغایرت داشت.

به‌طورکلی نتایج این پژوهش نشان داد بازیکنان دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در دقایق انتهایی هر دو نیمه، به طور قابل‌توجهی دچار نقص در کنترل قامت می‌شوند و بازیکنان سالم این نقص را بیشتر در پایان پروتکل تجربه کردند. از سویی دیگر در مقایسه با گروه سالم، بازیکنان دارای بی‌ثباتی مچ پا در انتهای نیمه اول نقص بسیار بیشتری را در کنترل قامت شان تجربه کردند.

با توجه به نتایج کسب شده، چنین انتظار می رود که مربیان، پزشک‌یاران و فیزیوتراپ‌های تیم های فوتبال تاثیر عاملی همچون خستگی را در بروز آسیب‌های مجدد مچ پا درک کنند و مهم بدانند؛ چراکه خستگی دقایق انتهایی هر نیمه از بازی فوتبال می‌تواند منجر به نقص در کنترل قامت بویژه در بازیکنان دارای آسیب‌های مزمن مچ پا گردد.

منابع:

1. Bangsbo, J. (1994). *The physiology of soccer – with special reference to intense intermittent exercise*. Acta Physiologica Scandinavica, 8(2):46-2
2. .Bangsbo, J., Nørregaard, L. and Thorsøe, F. (1991). *Activity profile of competition soccer*. Canadian Journal of Sports Science, 16, 110˚116.
3. Bishop, N. banning Ak, robson PI. (1999). *The effects of carbohydrate supplementation on immune response to a soccer specific exercise protocol*. J of sport science; 17: 787-796.
4. Brumitt, J. (2008). *Assessing Athletic Balance with the Star Excursion Balance Test* nsca s performance training journal , 7(3):6-8.
5. Delahunt (2007). *Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint.* J of body works and movement therapies, 11: 203-213.
6. Gioftsidou, A Malliou P, Pafis G , Beneka A (2006). *The effect of soccer training and timing of balance training on balance ability.* Eur J Appl Physiol. 96: 659-664.
7. Giza E, Fuller C, Junge A, Dvorak j (2003). *Mechanisms of foot and ankle injuries in soccer*. Am J Sports Med; 31:550˚4.
8. Gribble PA, Hertel J (2003). *Predictors for performance of dynamic postural control using the Star Excursion Balance Task.* Measure Phys Ed Exerc Sci; 7:89˚100.
9. Grible P, Hertel J, Denegar CR (2004). *The effects of fatigue and chronic Ankle instability on Dynamic postural control*. J of Athletic training. 39 (4): 321-329.

10. Gribble, P (2003). *The star excursion balance test as a measurement tool*. Athl Ther Today;8(2):46-47.

11. Gregory, M, Jackson ND, Dorr KA (2007). *Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle*. J of sport rehabilitation. 16: 295-306.

12. Greig M. Johnson C (2007). *The influence of soccer specific fatigue on functional stability*. Physical Therapy in sport. Doi: 1016:356-363.

13. Gutierrez, G, Jackson ND, Dorr KA. (2007). *Effect of Fatigue on Neuromuscular Function at the Ankle*. J of Sport Rehabilitation; 16: 295-306.

14. Hiller, E Refshauge KM, Bundy AC (2006*). The cumberland Ankle instability tool*. Arch Phys Med Rehabil; 87:5-10.

15. Jakson ND, Gregory M. Gutierres, Thomas Kaminski. (2007). *The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature*. J EMG Kinesio, doi: 19(1):75-84.

16. Knapik JJ, Sharp MA, Canham-Chervak M,(2001).*Risk factors for training-related injuries among men and women in basic combat training*. Med Sci Sports Exerc 33:946-954.

17. McKeon, P. Hertel, J (2008). *Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing*?. Journal of Athletic Training:43(3):293˚304

18. Miller PK, Bird AM (1976). *Localized muscle fatigue and dynamic balance*. Percept Mot Skills; 42:135-8.

19. Mohammadi, F (2007). *Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversion sprain in male soccer players.* American J of Sport Medicine. 37; 922.

20. Paillard, TH, Noe F, Riviere T, Marion V (2006). *Postural Peformance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition*. J Athl Train; 41(2): 172-176.

21. Phillip PA, Tucker WS, White PA (2007). *Time of day influences on static and dynamic postural control*. J of Athletic Training. 42(!): 35-41.

22. Rahnama, N, Lees A, Reilly T. (2003). *Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer*. Journal of sport science, 21:11, 933-942.

23. Rahnama, N, Lees A, Reilly T (2006). *EMG of selected lower limb muscle fatigued by exercise at the intensity of soccer match* ˚ Play. J of EMG and Kinsiology. 16: 257-263.

24. Riemann BL, Lephart SM (2002). *The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability*. J Athl Train; 37(1):71-79.

25. Rozzi, S, Yuktanandana P, Pincivero D, Lephart SM (2000). Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. Human Kinetics Publications Pp. 375-383.

26. Sarshin, A , Sadeghi H, Abbasi A (2007). *The effect of activity related fatigue on dynamic postural control as measured by the SEBT test*. Posture and balance. 14: 10-15.

27. Sedory, E, McVey ED, Cross KM. (2007). *Arthrogenic Muscle Response of the Quadriceps and Hamstrings with Chronic Ankle Instability*. Journal of Athletic Training; 42(3):355˚360.

28. Shamway, C.A. Woollacott, M.H. (2001). Motor control theory and Practical applications, (Second Edition). A Wolters kluwer company. 614p.

29. Susco TM, Valovich McLeod TC, Gansneder BM, Shultz SJ (2004*). Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system.* J of Athl Train; 39(3):241-246.

30. Timothy A, Kulpa BS (2006). *The Effects of Activity related fatigue on Dynamic postural control as measured by SEBTs*. Journal of Athletic Training; 42(3):355˚ 360.

31. Thorpe, J. and Ebersole, K (2008). *Unilateral Balance Performance in Female collegiate Soccer Athletes*. Journal of Strength and Conditioning Research; 22(5):1429˚1433

32. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J (1984*). Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury*. Med Sci Sports Exerc; 16:64-66.

33. Wilkins JC, Valovich McLeod TC, Perrin DH, Gansneder BM (2004). *Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue*. J Athl Train; 39(2):156-161.

34. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D (2005). *Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study*. Am J Sports Med; 33:415˚23.

35. Wong,P & Hong, Y (2005). *Soccer injury in the lower exterimity*. Br j Sport Med.39: 473-482.

36. Woods, c, Hawkins RD, Maltby S, Hulse M (2003). *The football Association Medical Research Programme: An audit of injureis in professional football: an analysis of ankle sprains*. British journal of Sport Medicine, 37, 233-238.

37. Van Gool, D., Van Gerven, D. and Boutmans, J. (1988). The physiological load imposed on soccer players during real match-play. In Science and Football (edited by T. Reilly, A. Lees, K. Davids and W.J. Murphy), pp. 51˚59.London: E & FN Spon.

38. Patrick O. McKeon, Jay Hertel (2008). *Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing?* Journal of Athletic Training 2008; 43(3):293˚304.

39. Patrick O. McKeon, Jay Hertel (2008). *Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankl*e Instability, *Part II: Is Balance Training Clinically Effective*?. Journal of Athletic Training 2008; 43(3):305˚315.

40. Letafatkar KH, Alizadeh MH, Kordi MR (2009). *The Effect of Exhausting Exercise Induced Muscular Fatigue on Functional Stability*. Journal of Social Sciences 2009; 5(4): 445-51.

41. Letafatkar KH, Rostamkhani H (2010). The *Effect of Ankle Plantar Flexor and Knee Extensor Muscles Fatigue on Dynamic Balance of Elderly*. Harakat 2010; (2).

42. Bruno M (2011). *Effect of muscle fatigue on posture control in soccer players during the short-pass movement.* Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum 2011, 13(5):348-353.

43. Gioftsidou A, Malliou P, Pafis G, Beneka A, Godolias G (2011). *Effects of a soccer training session fatigue on balance ability*. Journal of human sport & exercise.3:521-527.

44. Small K, Mcnaughton L, Greig M, Lovell R (2010). *The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk.* Journal of Science and Medicine in Sport. 2010; 13:120-125.

45. *Thierry P* (2012*). Effects of general and local fatigue on postural control*: *A review*. Neuroscience & Biobehavioral Reviews: 36:162˚176.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی