مطالعات طب ورزشی شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۰، صص ۶۰-۴۹

تأثیر خستگی بر ثبات عملکردی بسکتبالیست‌های دارای ناپایداری عملکردی مچ پا

حمید خرم‌نژاد[۱]، منصور صاحب الزمانی[۲]، اسماعیل شریفیان[۳]، محمدرضا امیرسیف‌الدینی[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۷/۲۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

هدف این تحقیق بررسی اثر خستگی بر ثبات عملکردی بسکتبالیست‌های دارای ناپایداری عملکردی مچ پاست. آزمودنی‌های این تحقیق، ۲۸ نفر از بازیکنان بسکتبال ۱۶ تا ۲۱ سالهٔ شرکت-کننده در لیگ جوانان استان کرمان بودند که به‌صورت انتخابی، با توجه به پرسشنامهٔ ویژهٔ ناپایداری مچ پا و تأیید پزشکی به دو گروه دارای ناپایداری عملکردی مچ (۱۶مرد میانگین وزن ۱۰/۴۹±۷۱/۳۱ کیلوگرم، میانگین قد ۹/۱۶ ± ۱۸۱/۷۵سانتی‌متر، میانگین سن ۱/۷۰ ± ۱۸/۱۲ سال) و گروه سالم (۱۲مرد با میانگین وزن ۹/۸۹ ± ۷۳/۶۶ کیلوگرم، میانگین قد ۷/۰۸ ± ۱۸۳/۲۵سانتی‌متر، میانگین سن ۱/۸۳ ±۱۸/۴۱ سال) تقسیم شدند. برای اعمال خستگی از پروتکل خستگی ویژهٔ بسکتبال و برای کمی کردن کنترل قامت از آزمون Y استفاده شد. ابتدا و انتهای هر پروتکل آزمون Y گرفته می‌شد. برای اطمینان از خستگی آزمودنی‌ها، با استفاده از مقیاس بورگ در ابتدا و انتهای پروتکل از آزمودنی‌ها درخواست شد احساس واقعی خود را در مورد شدت فعالیت گزارش دهند. تجزیه و تحلیل داده‌ها، با استفاده از آزمون t همبسته و t مستقل (P< ۰/۰۵) انجام شد. نتایج تحقیق نشان داد کنترل قامت در هر دو گروه، بعد از اعمال خستگی دچار نقص شده است. به‌علاوه مشخص شد تأثیر خستگی در هر دو گروه یکسان بوده است؛ یعنی اینکه گروه تجربی توانسته سازوکارهای کنترل قامت را با خستگی هماهنگ کند؛ بنابراین هر دو گروه بازیکنان سالم و دارای ناپایداری عملکردی مچ پا، هنگام خستگی به‌دلیل نقص در کنترل قامت مستعد بروز اسپرین مچ پا هستند.

کلیدواژه‌های فارسی: خستگی ویژهٔ بسکتبال، کنترل قامت پویا، ناپایداری عملکردی مچ پا، آزمون تعادلی Y.

۱. کارشناس ارشد حرکات اصلاحی و آسیب شناسی دانشگاه شهید باهنر کرمان (نویسندهٔ مسئول)
Email: sport253@gmail.com

۲. دانشیار دانشگاه شهید باهنر کرمان

۳- ۴. استادیار دانشگاه شهید باهنر کرمان
Email: sahebozamani@yahoo.com

مقدمه

کنترل قامت در عملکرد رشته‌های ورزشی نقش مهمی ایفا می‌کند و در تمامی رشته‌ها از تیراندازی که کمترین جابه‌جایی را داراست تا رشته‌هایی مانند ژیمناستیک، کشتی و بسکتبال که به جابه‌جایی سریع همراه با بیشترین میزان تعادل نیاز دارد، نقش حیاتی و تعیین کننده‌ای در موفقیت ورزشکار دارد (۷). بسکتبال از محبوب‌ترین رشته‌های ورزشی در جهان است و ۱۱ درصد جمعیت جهان به‌طور منظم بسکتبال بازی می‌کنند. تعداد بسکتبالیست‌های مرد و زن جوان در حال افزایش است و با افزایش این تعداد، میزان آسیب‌دیدگی هم افزایش می‌یابد. به‌دلیل ماهیت این رشتهٔ ورزشی، درصد زیادی از آسیب‌های گزارش شده در اندام تحتانی و مچ پاست (۵). به گفتهٔ دامور[1] و همکاران (۲۰۰۳) بین ۳۵/۹ تا ۹۲ درصد آسیب‌های بسکتبالیست‌های جوان در اندام تحتانی بوده که بیشتر این آسیب‌ها در مچ پا روی داده است (۱).

از آنجاکه تلاش برای کاهش میزان آسیب در بازیکنان بسکتبال هنوز ادامه دارد، محققان بیشتر بر عوامل خطرزایی مثل توانایی حس عمقی، سطح توسعهٔ حرکتی، سطح رقابت و خستگی تمرکز کرده‌اند (۵). خستگی پدیده‌ای رایج است که طی فعالیت‌های ورزشی به‌وجود می‌آید و باعث اختلال در عملکرد حرکتی افراد می‌شود (۱۱). در دههٔ اخیر دانشمندان علوم ورزشی به مقولهٔ خستگی، به‌عنوان یکی از عوامل منفی اثرگذار بر عملکرد ورزشی و ارتباط آن با کنترل قامت توجه کرده‌اند؛ زیرا خستگی و کم شدن کنترل قامت می‌تواند از عوامل آسیب‌های اسکلتی- عضلانی در ورزشکاران باشد (۱۳). به‌منظور بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل قامت از تکنیک‌های مختلفی برای خسته کردن بدن و اندام‌ها، به‌ویژه برای اندام تحتانی استفاده شده است که شامل انقباضات ایزوکنتیک، حرکات تکراری، انقباضات ایزومتریک و فعالیت‌های عملکردی برای ایجاد خستگی عملکردی می‌باشد؛ به‌طور مثال ناردون[2] و همکارانش (۱۹۹۸) مسیر و محدودهٔ نوسان قامت را در هشت فرد سالم بررسی کردند. این افراد پس از ۲۵ دقیقه راه رفتن نوار گردان، در حالی که پاها را کنار هم قرار داده بودند، در دو حالت چشم باز و بسته روی صفحهٔ تعادل‌سنج ایستادند. محققان دریافتند خستگی باعث افزایش نوسان قامت به مدت ۱۵دقیقه پس از تمرین می‌شود (۱۲). روزی[3] و همکاران (۱۹۹۹)، تعادل ۳۵ دانشجوی ورزشکار را با استفاده از سیستم پایداری بایودکس[4] اندازه‌گیری کردند. از

1. Damore
2. Nardone
3. Rozzi
4. Biodex

آزمودنی‌ها خواسته شد در وضعیت صفحهٔ بی‌ثباتی، سیستم را تا حد امکان در وضعیت افقی نگه دارند. در این بررسی از پروتکل خستگی ایزوکینتیک برای اعمال خستگی بر عضلات فلکسور و اکستنسور زانو استفاده شد. ابتدا، حداکثر گشتاور کانسنتریک چهارسر رانی محاسبه شد. در این مطالعه از سه نوبت تمرین فلکشن و اکستنشن زانو با فاصلهٔ ۴۰ ثانیه میان نوبت‌ها استفاده شد. نوبت اول و دوم شامل ۴۰ انقباض حداکثر بود. در نوبت سوم حرکت تا جایی ادامه یافت که میزان گشتاور اکستنسور در سه تکرار متوالی کمتر از ۲۵ درصد گشتاور حداکثر اولیه شد. سپس، دوباره آزمون تعادل گرفته شد و نتایج نشان داد در اثر خستگی، شاخص پایداری کل تغییر معنی‌داری نداشت (۱۵). کاترین[1] و همکاران (۲۰۰۱) به بررسی اثر خستگی بر نیروهای عکس‌العمل زمین و حرکات مفصل مچ پا، حین دویدن با سرعت ۲/۹ متر بر ثانیه روی نوار گردان (در ۵۰ درصد ابتدایی فاز stance) در ۱۱ زن پرداختند. آن‌ها عضلات دورسی فلکسور و اینوتور پا را قبل و بلافاصله پس از خستگی ارزیابی و اعلام کردند خستگی موضعی این دو گروه عضله بر نیروهای عکس‌العمل زمین و حرکت مچ پا حین راه رفتن تأثیر معنی-داری دارد که می‌تواند نقش مهمی در ضایعات مچ پا در تمرین یا مسابقه بر عهده داشته باشد (۸). ویلکینز[2] و همکاران (۲۰۰۴) عملکرد آزمودنی‌ها را روی سیستم امتیازدهی خطای تعادل[3] و چگونگی کاهش آن را بعد از خستگی مطالعه کردند. آن‌ها در تحقیق خود از پروتکل خستگی هفت ایستگاهی برای شبیه‌سازی فعالیت در حین ورزش استفاده کردند و دریافتند که افزایش امتیازات BESS به‌سرعت بعد از خستگی نشان می‌دهد که در واقع تعادل تحت تأثیر خستگی قرار گرفته است (۱۹). هارکینز[4] و همکارانش (۲۰۰۵) اثر دو نوع خستگی را بر مدت اختلال ثبات قامتی بررسی کرده، به این یافته مهم رسیدند که هر چه مقدار خستگی بیشتر باشد، اختلال در سیستم کنترل قامت بیشتر خواهد بود (۶). مارکو[5] و همکارانش (۲۰۰۷) کنترل قامت را پس از یک دوره فعالیت وامانده‌ساز روی نوار گردان بررسی کردند. آزمودنی‌های تحقیق را ۲۰ نفر (۱۵ مرد و ۵ زن) با میانگین سنی۳/۶ ± ۲۳/۷ تشکیل می‌دادند. برای اندازه‌گیری تعادل آزمودنی‌ها از صفحهٔ نیرو استفاده شد و خستگی نیز با دویدن روی نوار گردان (در حالی که در هر دقیقه بر سرعت آن افزوده می‌شد) اعمال می‌شد. نتایج این تحقیق نشان داد پس از پروتکل خستگی، افزایش معنی‌داری در نوسان‌های بدن (کاهش تعادل) ایجاد شده است (۱۰).

---

1. Kathryn
2. Wilkins
3. Balance Error Scoring System (BESS)
4. Harkins
5. Marco

لطافت کار و همکاران (۲۰۰۹) تأثیر خستگی عضلانی حاصل از فعالیت درمانده ساز را بر ثبات عملکردی ورزشکاران حرفه‌ای ارزیابی کردند. آزمودنی‌های تحقیق را ۳۰ نفر مرد ورزشکار حرفه‌ای با میانگین سنی ۲/۱ ± ۲۳ تشکیل می‌دادند. برای ارزیابی تعادل از دستگاه Biodex و برای ایجاد خستگی از آزمون RAST [1] استفاده کردند. آن‌ها پیشنهاد کردند که خستگی عضلانی باعث کاهش ثبات عملکردی و ثبات جانبی می‌شود، اما احتمال دارد روی ثبات ناحیهٔ قدامی - خلفی تأثیری نداشته باشد؛ احتمالاً به این دلیل که وقتی فرد دچار خستگی می‌شود، CNS با حالتی پیش‌بین و جبران‌کننده به کمک اغتشاشات ایجاد شده در ثبات عملکردی بدن می‌آید و تا حدودی حرکات جبرانی را به‌وجود می‌آورد (۹).

بیشتر پژوهش‌ها برای بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل وضعیت قامت از پروتکل‌های غیرمرتبط با تمرینات ورزشی و مسابقات استفاده کرده‌اند. همچنین این پژوهش‌ها بیشتر سیستم کنترل وضعیت قامت ایستا را بررسی کرده‌اند و مطالعات کمتری در مورد کنترل وضعیت قامت پویا، با استفاده از آزمون‌های عملکردی انجام شده است؛ از این رو به نظر می‌رسد به‌دلیل موجود نبودن پژوهش‌هایی در مورد ارتباط بین کنترل وضعیت قامت پویا و خستگی حاصل از ورزش و مفاهیم رایج آن، ضروری است با استفاده از پروتکل خستگی عملکردی و مشابه تمرینات ورزشی و مسابقات و از طریق آزمون عملکردی ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا به رابطهٔ احتمالی و چگونگی تعامل خستگی کل بدن با کنترل وضعیت قامت پویا پرداخته شود؛ از این رو این تحقیق در نظر دارد تأثیر خستگی را بر ثبات عملکردی بسکتبالیست‌های دارای ناپایداری عملکردی مچ بررسی کند.

روش‌شناسی پژوهش

روش پژوهش از نوع نیمه تجربی است که در آن تأثیر متغیر مستقل خستگی حاصل از فعالیت بر متغیر وابستهٔ کنترل وضعیت قامت پویا از طریق پیش‌آزمون - پس‌آزمون اندازه‌گیری شد. آزمودنی‌های این تحقیق، ۲۸ نفر از بازیکنان بسکتبال ۱۶ تا ۲۱ سالهٔ شرکت‌کننده در لیگ جوانان استان کرمان بودند که به‌صورت انتخابی، با توجه به پرسشنامهٔ ویژهٔ ناپایداری مچ پا [2] و تأیید پزشکی به دو گروه دارای ناپایداری عملکردی مچ (۱۶مرد با میانگین وزن ۱۰/۴۹±۷۱/۳۱ کیلوگرم، میانگین قد ۹/۱۶ ± ۱۸۱/۷۵ سانتی‌متر، میانگین سن ۱/۷۰ ± ۱۸/۱۲ سال) و گروه سالم (۱۲مرد با میانگین وزن ۹/۸۹ ± ۷۳/۶۶ کیلوگرم، میانگین قد ۷/۰۸ ± ۱۸۳/۲۵ سانتی‌متر،

1. Running-based Anaerobic Sprint Test
2. Cumberland Ankle Instability Tools (CAIT)

میانگین سن ۱/۸۳ ±۱۸/۴۱ سال) تقسیم شدند. به‌منظور اطمینان از همگنی گروه‌ها بین متغیرهای سن، وزن، قد، حداکثر اکسیژن مصرفی، نمرهٔ بی‌ثباتی مچ و شاخص تودهٔ بدن از آزمون t مستقل استفاده شد تا مشخص شود تنها تفاوت دو گروه نمرهٔ بی‌ثباتی مچ پاست که نتایج آن در جدول ۱ نشان داده شده است.

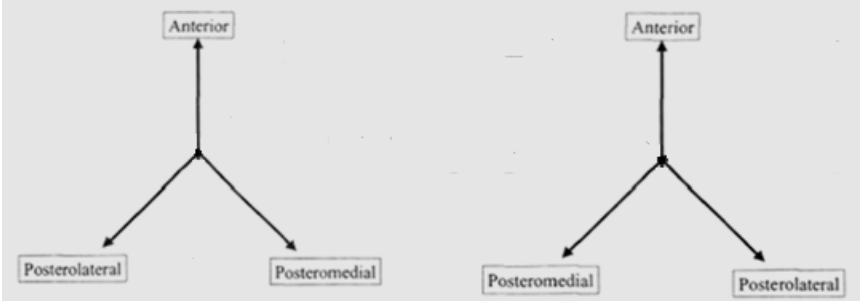
تصویر ۱. آزمودنی حین اجرای آزمون تعادلی Y

جدول ۱. نتایج آزمون t مستقل برای اطمینان از همگنی گروه‌ها

متغیر	شاخص آماره t	درجهٔ آزادی	سطح معنی‌داری
سن	-۰/۴۳	۲۶	۰/۶۶۸
وزن	-۰/۶۰	۲۶	۰/۵۵۳
قد	-۰/۴۷	۲۶	۰/۶۴۲
حداکثر اکسیژن مصرفی	۰/۱۸	۲۶	۰/۸۵۱
نمرهٔ بی‌ثباتی مچ	-۹/۷۶	۲۶	۰/۰۰۱ *
شاخص تودهٔ بدن	-۰/۴۱	۲۶	۰/۶۷۹

* نشان‌دهنده معنی‌داری متغیر بین دو گروه در حد ۰/۰۵ $\geq \alpha$ است

برای ارزیابی کنترل وضعیت قامت پویا از آزمون تعادلی Y استفاده شد. در این آزمون، سه جهت به‌صورت Y و با زوایای ۱۳۵، ۱۳۵ و ۹۰ درجه نسبت به هم قرار می‌گیرند (۱۴). در این آزمون، طول واقعی پا یعنی از خار خاصرهٔ فوقانی قدامی تا قوزک داخلی برای نرمال کردن اطلاعات اندازه‌گیری می‌شود (۴). پس از ارائهٔ توضیحات لازم در مورد آزمون توسط آزمونگر، هر آزمودنی شش بار این آزمون را تمرین می‌کرد تا روش اجرای آزمون را فرا گیرد. سپس، پای برتر آزمودنی تعیین می‌شد تا اگر پای راست اندام برتر باشد، آزمون خلاف جهت عقربه‌های ساعت انجام شود و اگر پای چپ برتر بود، آزمون در جهت عقربه‌های ساعت انجام می‌شد (۴).

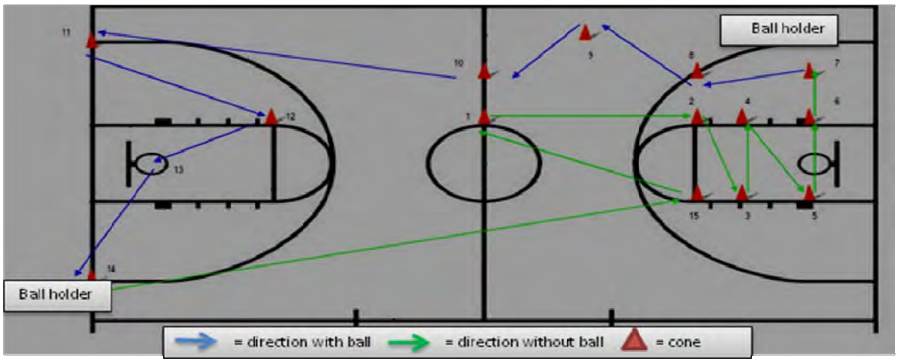


ایستادن روی پای راست ایستادن روی پای چپ

شکل ۱. نمای کلی آزمون تعادلی

برای اجرای این آزمون، آزمودنی در مرکز دستگاه می‌ایستد و سپس روی یک پا (گروه دارای ناپایداری عملکردی مچ روی پای ناپایدار و گروه سالم روی پای سالم) قرار می‌گیرد و با پای دیگر تا آنجا که خطا نکند (پا از مرکز دستگاه حرکت نکند، روی پایی که عمل دست‌یابی را انجام می‌دهد تکیه نکند یا شخص نیفتد) عمل دست‌یابی را انجام می‌دهد و به حالت طبیعی روی هر دو پا برمی‌گردد. فاصلهٔ محل تماس تا مرکز، فاصلهٔ دست‌یابی است. هر آزمودنی هر یک از جهت‌ها را سه بار به‌صورت دایره‌ای انجام می‌دهد و در نهایت، میانگین آن‌ها محاسبه می‌شود و بر اندازهٔ طول پا (بر حسب cm) تقسیم در ۱۰۰ ضرب می‌شود تا فاصلهٔ دست‌یابی بر حسب درصد اندازهٔ طول پا به‌دست آید.

به‌منظور اعمال خستگی، از پروتکل خستگی ویژهٔ بسکتبال (Basketball Movement Circuit Specific) استفاده شد(۱۶). این پروتکل از لحاظ مدت، شدت و الگوهای حرکتی شبیه به بازی بسکتبال است. این پروتکل در زمین بسکتبال قابل اجراست و شامل چهار مرحلهٔ چهار دقیقه‌ای با شدت ضربان ۹۰ تا ۹۵ درصد HR_{max} همراه با سه دقیقه استراحت فعال (Jogging) با شدت ۷۰ درصد HR_{max} بین هر مرحله است. در حین انجام این پروتکل ضربان قلب آزمودنی‌ها با استفاده دستگاه ضربان‌سنج پولار کنترل می‌شود. قبل از انجام پروتکل، نحوهٔ صحیح اجرای آن به آزمودنی‌ها آموزش داده شد.



شکل ۲. حرکات زنجیره‌ای ویژهٔ بسکتبال. ۲-۱ دویدن رو به جلو با تمام سرعت؛ ۲ گردش به چپ؛ ۳-۲ حرکت به پهلوی چپ با گام ریز؛ ۴-۳ حرکت به پهلوی راست با گام ریز؛ ۵-۴ حرکت به پهلوی چپ با گام ریز؛ ۶-۵ حرکت به پهلوی راست با گام ریز؛ ۷-۶ دویدن همراه با پرش‌های عمودی (در ایستگاه شمارهٔ ۷ توپ دریافت کرده)؛ ۱۰-۷ انجام عمل دریبل سریع بین مخروط‌ها؛ ۱۱-۱۰ دریبل سریع؛ ۱۲-۱۱ دریبل سریع؛ ۱۳-۱۲ انجام لای- آپ؛ ۱۳ ریباند لای- آپ؛ ۱۴-۱۳ دریبل سریع (رها کردن توپ در ایستگاه ۱۴) ؛ ۱۵- ۱۴ دویدن رو به جلو با تمام سرعت؛ ۱-۱۵ حرکت رو به عقب

برای تعیین میزان خستگی آزمودنی‌ها از مقیاس بورگ (RPE) استفاده شد. برای اندازه‌گیری RPE، از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد احساس واقعی خود را در مورد شدت فعالیتی که انجام داده‌اند، بیان کند و سپس، با استفاده از جدول طرح شده توسط بورگ مقیاس آن استخراج شد. از آزمودنی‌ها پس از گرم کردن (۱۰- ۵ دقیقه دویدن نرم و آهسته و کشش اندام تحتانی)، پیش‌آزمون Y و RPE به عمل آمد و بعد از اتمام پروتکل، پس‌آزمون Y و RPE تکرار شد.
به‌منظور مقایسهٔ میانگین‌های کنترل قامت و تعیین تفاوت RPE در دو زمان ذکر شده در هر گروه از آزمون t همبسته استفاده شد و از آزمون t مستقل نیز برای مقایسهٔ میانگین‌های کنترل قامت در بین گروه کنترل و تجربی در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ > α استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

با توجه به نتایج آزمون t همبسته در مورد میانگین فاصله‌های دست‌یابی در هر سه جهت در دو مرحلهٔ پیش‌آزمون و پس‌آزمون (جدول ۲) مشاهده شد که مقدار t محاسبه‌شده در سطح α=۰/۰۵ در همه جهت‌ها معنی‌دار است؛ به عبارت دیگر، می‌توان گفت تعادل پویای افراد دارای ناپایداری عملکردی مچ پا و افراد سالم بعد از اعمال پروتکل خستگی کاهش یافته است. همچنین نتایج آزمون t مستقل در مورد اختلاف میانگین بین دو گروه که در جدول ۳ ارائه

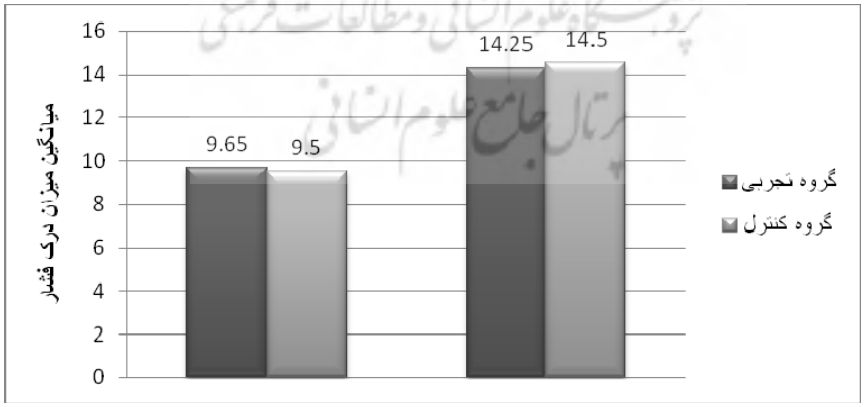
شده است، نشان داد مقدار t محاسبه‌شده در سطح α =۰/۰۵ معنی‌دار نیست؛ به عبارت دیگر، می‌توان گفت بین تعادل پویای افراد سالم و افراد داری ناپایداری عملکردی مچ پا بعد از اعمال پروتکل خستگی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

جدول ۲. ارتباط بین میانگین نمرات کنترل قامت پویا در گروه ناپایدار و گروه سالم

متغیرها	شاخص‌های آماری	فراوانی	میانگین	انحراف استاندارد	خطای استاندارد	t مشاهده شده	درجهٔ آزادی	ارزش P
تجربی	پیش‌آزمون	۱۶	۹۹/۹۳	۶/۲۷	۱/۵۶	۶/۴۸	۱۵	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۱۶	۹۲/۱۱	۷/۰۳	۱/۷۵			
کنترل	پیش‌آزمون	۱۲	۱۰۳/۲۰	۶/۳۸	۱/۸۴	۶/۸۴	۱۱	۰/۰۰۱
	پس‌آزمون	۱۲	۹۴/۶۲	۶/۱۸	۱/۷۸			

جدول ۳. مقایسهٔ بین اختلاف میانگین نمرات کنترل قامت پویا در گروه ناپایدار و گروه سالم

متغیرها	شاخص‌های آماری	فراوانی	میانگین	انحراف استاندارد	خطای استاندارد	t مشاهده شده	درجهٔ آزادی	ارزش P
اختلاف میانگین نمرات در گروه ناپایدار		۱۶	۷/۸۱	۴/۸۱	۱/۲۰	-۰/۴۴	۲۶	۰/۶۶
اختلاف میانگین نمرات در گروه سالم		۱۲	۸/۵۸	۴/۳۴	۱/۲۵			



نمودار۱. میانگین میزان تغییرات درک فشار در گروه کنترل و تجربی

بحث و نتیجه‌گیری

ناردون و همکاران (۱۹۹۸)، کاترین و همکاران (۲۰۰۱)، ویلکینز و همکاران (۲۰۰۴)، هارکینز و همکاران (۲۰۰۵)، مارکو و همکاران (۲۰۰۷) و لطافت‌کار و همکاران (۲۰۰۹) تا حدودی کاهش کنترل تعادل و افزایش نوسانات بدن را پس از اعمال برنامه‌های مختلف خستگی گزارش کرده‌اند. کارکرد نامناسب عضلات و اثرات حسی خستگی می‌توانند دلایل احتمالی کاهش مشاهده‌شده باشند (۱۸). اعمال برنامهٔ خستگی در ناحیه‌ای از بدن و روی عضلات عمل‌کننده در یک مفصل موجب می‌شود گیرنده‌های حسی پیام‌هایی به سیستم عصبی مرکزی ارسال کنند و این سیستم با ارسال پیامی مبنی بر کاهش فعالیت انقباضی عضلات مورد نظر، احتمالاً برای جلوگیری از آسیب عضله، به این پیام‌ها پاسخ می‌دهد؛ بنابراین اعمال برنامهٔ خستگی سبب می‌شود سرعت انتقال عصبی در راه‌های آوران و وابران منتج به گروه عضلاتی کاهش یابد که این عامل نیز می‌تواند در کاهش تعادل پویا و فاصلهٔدست‌یابی آزمودنی‌ها پس از اعمال برنامهٔ خستگی نقش داشته باشد (۱۷). در تضاد با یافته‌های تحقیق حاضر، روزی و همکاران (۱۹۹۹) که اثر خستگی را بر تعادل بررسی کرده بودند، به این نتیجه رسیدند که نوسان بدن پس از خستگی هیچ افزایشی نیافت. یکی از دلایل این تناقض می‌تواند وجود تفاوت در نوع تکلیف تعادلی استفاده‌شده و نوع تکلیف اعمال‌شده برای ایجاد خستگی باشد، آن‌ها در تحقیق‌شان برای ایجاد خستگی از پروتکل خستگی ایزوکنتیک استفاده کردند که حرکات انجام شده در این پروتکل جزء زنجیرهٔ حرکتی باز محسوب می‌شوند و در ضمن گروه‌های عضلانی و حرکت مفاصل در این نوع پروتکل به‌صورت مجزا اجرا می‌شوند؛ بنابراین تعمیم این نتایج به تمرینات ورزشی و رقابت‌ها بحث‌برانگیز است. از دلایل دیگر این تناقض را می‌توان استفاده روزی و همکاران از دستگاه تعادلی Biodex در بررسی تعادل دانست. از آنجا که سطح زیری این دستگاه متحرک است، می‌توان چنین بیان کرد که محققان به‌جای کنترل قامت پویا ،کنترل قامت نیمه‌پویا را مطالعه کرده‌اند، در حالی که در تحقیق حاضر کنترل قامت پویا با استفاده ازآزموت Y بررسی شد که نسخهٔ اصلاح شدهٔ آزمون SEBT است. آزمون Y از آزمون-های ثبات عملکردی مفصل است (۱۴) که می‌تواند میزان کنترل عصبی - عضلانی اندام تحتانی را اندازه‌گیری کند.

در تحقیق حاضر هر دو گروه در انتهای پروتکل دچار نقص در کنترل قامت شدند، اما این نقص در بین دو گروه تفاوت قابل‌ملاحظه‌ای نداشت. در این تحقیق انتظار می‌رفت گروه تجربی، نقص بیشتری در انتهای بازی تجربه کند؛ چون مشخص شده است ناپایداری عملکردی مچ پا کنترل قامت پویا را دچار اختلال می‌کند و پیدایش خستگی نیز این نقص را افزایش می‌دهد.گریبل و

همکاران (۲۰۰۴) اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا را بر کنترل قامت پویا بررسی کردند و به نتایجی متضاد یافتهٔ حاضر دست یافتند. آن‌ها بیان کردند که پای دارای بی‌ثباتی گروه ناسالم، در مقایسه با پای گروه سالم پس از بروز خستگی فاصلهٔ دست‌یابی کمتری در اجرای SEBT دارد (۳)؛ به عبارت دیگر، بی‌ثباتی مزمن مچ پا بروز نقص را در کنترل قامت پویا به همراه خستگی فزونی می‌بخشد. شاید یکی از علل تضاد یافتهٔ گریبل و همکارانش با تحقیق حاضر، استفاده از پروتکل خستگی تک مفصلی باشد، در حالی که در این تحقیق پروتکل خستگی ویژهٔ بسکتبال به‌کار برده شد. در پروتکل خستگی گریبل، مفاصل کل اندام تحتانی به‌عنوان زنجیرهٔ کامل حرکتی خسته نشدند؛ بنابراین اجرای آزمون SEBT پس از این نوع خستگی، به ورزش بسکتبال قابل تعمیم نیست، ولی پروتکل استفاده‌شده در این تحقیق را می‌توان به بسکتبال تعمیم داد. چنین نتیجه‌ای در این فرضیه نمی‌تواند حاصل اثر یادگیری آزمون Y در گروه تجربی باشد، زیرا هر دو گروه برای خنثی‌کردن این اثر، هر یک از جهت‌های این آزمون را دست‌کم شش بار تمرین کردند (۳). همچنین فرضیهٔ خستگی بیشتر در گروه کنترل حذف می‌شود؛ زیرا با تجزیه و تحلیل داده‌های آماری مربوط به میزان درک فشار (RPE) معلوم شد هر دو گروه به یک میزان خسته شده‌اند.

نمودار ۱ تغییرات ایجادشده در میزان درک فشار را در بین هر دو گروه نشان می‌دهد. اختلال کمتر در اجرای آزمون Y در گروه تجربی، در مقایسه با گروه کنترل، چنین پیشنهاد می‌کند که افراد گروه تجربی توانسته‌اند سازوکارهای کنترل قامت را با خستگی هماهنگ کنند. این نتیجه را نمی‌توان به اثر یادگیری تکلیف کنترل قامت نسبت داد؛ زیرا افراد قبل از شروع پروتکل با آزمون Y آشنا شده بودند. نقص زیاد کنترل قامت گروه کنترل را در مقایسه با گروه تجربی می‌توان تا اندازه‌ای به ظرفیت عمل کشف سیستم عصبی - عضلانی 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 به نقص بیشتر کنترل قامت منجر می‌شود. با وجود این، در طول وهله‌های خستگی، فیبرهای آوران Ia می‌توانند به تغییرات طول فیبرهای عضله حساس‌تر شود؛ بنابراین دوک‌های عضلانی میزان شلیک عصبی‌شان را افزایش می‌دهند (۱۸).

از دلایل دیگر برای قبول این فرضیه می‌توان به این موضوع اشاره کرد که بی‌ثباتی مزمن مچ پا اجرای عملکردی اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد (۲)؛ به عبارت دیگر اگر در اجرای آزمون SEBT در گروه تجربی در طول پروتکل نقصی ایجاد شده است، می‌تواند به‌علت خستگی باشد نه بی‌ثباتی عملکردی مچ پا؛ بنابراین خستگی توانسته است به یک میزان کنترل قامت

بازیکنان را در انتهای نیمهٔ دوم دچار نقص کند. در واقع، به‌دلیل ماهیت رقابتی بسکتبال، افراد باید بتوانند مهارت‌ها را با سطح بهینه‌ای اجرا کنند. یافته‌های این فرضیه چنین پیشنهاد می‌کند که اگرچه افراد بی‌ثباتی مچ پا دارند، اما نقص‌های حس عمقی‌شان باعث کاهش فعالیت‌های عملکردی مانند اجرای SEBT نمی‌شود.

با توجه به یافته‌های این تحقیق، خستگی عملکردی حاصل از ورزش می‌تواند کنترل وضعیت قامت پویا را تحت تأثیر قرار داده، احتمال بروز آسیب و کاهش عملکرد ورزشی ورزشکاران را در پی داشته باشد؛ بنابراین استفاده از دوره‌های تمرینی مناسب برای ارتقای آمادگی جسمانی ورزشکاران و کاهش تجربهٔ خستگی در یک فعالیت ویژه توصیه می‌شود.

منابع:

1. Damore, D.T., Metzl, J.D., Ramundo, M., Pan, S., Van Amerongen, R. (2003). Patterns in childhood sports injury. Pediatr Emerg Care, 19: 65–67.
2. Demeritt, K. M., Shultz, S. J., Docherty, C. L., Gansneder, B. M., Perrin, D. H. (2002). Chronic ankle instability does not affect lower extremity functional performance. Journal of Athletic Training, 37(4): 507-511.
3. Grible, P., et al (2004). The effects of fatigue and chronic Ankle instability on Dynamic postural control. J of Athletic training, 39 (4): 321-329.
4. Gribble, P., Hertel, J. (2003). Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test. Measurments Phys Educ Exer Sci, 7: 89-100.
5. Harmer P. A. (2005). Basketball injuries. Med Sport Sci. Basel, 49: 31–61
6. Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R., McCrory, J. L. (2005). Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. Journal of Athletic Training, 40(3): 191-196.
7. Huston, J.L., Sandrey, M.A., Lively, M.W., Kotsko, K. (2005). The effects of calf-muscle fatigue on sagittal-plane joint-position sense in the ankle. J Sport Rehabil, 14:168-184.
8. Kathryn A.2001. Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. Human movement science.20.257-276
9. Letafatkar, M.K., Alizadeh, M.H., Kordi, M.R. (2009). The Effect of Exhausting Exercise Induced Fatigue on the Double-Leg Balance of Elite Male Athletes. Journal of Social Sciences, 5 (4): 445-451.
10. Boue, M., Faelliandet, E., et al. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. J Neuroscience Letters, 276-281.

11. Millet, G.Y., Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. Sports Med., 34: 105-116.

12. Nardone, A. (1998). Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. Exp brain research, 69(3): 469-80

13. Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: Peak values. J Sports Sci and Med, 6: 77-84.

14. Plisky, P.J., Rauh, M.J., Kaminski, T.W., Underwood, F.B. (2006). Star excursion balance test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. J Orthop Sports Phys Ther, 36: 911-919.

15. 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 (2): 106–114.

16. Smith, M. (2004). Basketball skill test for the big men. FIBA Assist Magazine, 07: 59-60.

17. Taylor, J.L., Bulter, J.E., Gandevia, S.C. (2000). Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. European Journal of Applied Physiology, 83: 106-

18. Timothy, A., Kulpa, B.S. (2006). The Effects of Activity related fatigue on Dynamic postural control as measured by SEBT.115.

19. Wilkins, J.C., Valovich McLeod, T.C., Perrin, D.H., Gansneder, B.M. (2004). Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue. J Athl Train, 39(2): 156-161.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی