پژوهش در علوم ورزشی شماره ۲۳، تابستان ۱۳۸۸، صص ۸۲- ۶۹

اثر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی بر تعادل پویا

حسین رستم خانی[۱]، دکتر فرهاد رحمانی نیا[۲]، حمداله‌هادی[۳]

۱. مربی دانشگاه آزاد اسلامی خدابنده
۲. استاد دانشگاه گیلان
۳. مربی دانشگاه آزاد اسلامی تبریز

تاریخ دریافت: ۸۷/۵/۷ تاریخ پذیرش: ۸۷/۱۲/۱۲

چکیده

هدف از انجام تحقیق، بررسی مقایسه‌ای اثر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی بر تعادل پویا بوده است. به این منظور ۱۵ دانشجو با میانگین و انحراف استاندارد سنی ۱/۵۷±۲۳ سال، قد ۵/۲±۱۷۲/۶ سانتی‌متر و وزن ۴/۸±۷۴/۵ کیلوگرم، بدون سابقهٔ آسیب در اندام تحتانی، در این تحقیق شرکت کردند. برای برآورد تعادل پویای آزمودنی‌ها، پس از گرم کردن مختصر(۱۰-۵ دقیقه کشش و دوی نرم)، از تست تعادل ستاره(SEBT) در هشت جهت و برای اعمال برنامهٔ خستگی در عضلات عمل کننده در ناحیهٔ مچ‌پا و زانو از دستگاه بیودکس استفاده شد. برای این منظور ابتدا حداکثر گشتاور عضلات پلانتارفلکسور و دورسی‌فلکسور مچ‌پا و عضلات فلکسور و اکستنسور زانو ثبت شد. سپس از هر آزمودنی خواسته شد که حرکات پلانتارفلکشن و دورسی‌فلکشن مچ‌پا(برای اعمال برنامه در ناحیهٔ مچ‌پا)، و حرکات فلکشن و اکستنشن زانو(برای اعمال برنامه در ناحیهٔ زانو) را روی دستگاه بیودکس در نوبت‌های نامحدود با ۵ تکرار، انجام دهد. فرض بر این بود که اگر گشتاور تولیدی آزمودنی طی سه حرکت متوالی زیر ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ثبت شده، طی اولین حرکت باشد، خستگی اتفاق افتاده است.

همچنین برای اجرای برنامه خستگی تا حد واماندگی از آزمون بروس استفاده شد. بین اعمال برنامه‌های مختلف خستگی ۷۲ ساعت استراحت، زمان لازم برای از بین رفتن اثـرات برنامـه

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

خستگی قبلی، در نظر گرفته شد. پس از اعمال هر یک از برنامه‌های خستگی، پس آزمون SEBT به عمل آمد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آمار توصیفی، آزمون t همبسته و t مستقل در سطح معنی‌داری $p\leq0.05$ استفاده شد. با توجه به نتایج به‌دست آمده مشاهده گردید که اختلاف اثر خستگی عضلات پروگزیمال (فلکسورها و اکستنسورهای زانو) و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی (آزمون بروس) با اعمال پروتکل خستگی در ناحیهٔ دیستال (پلانتارفلکسورها و دورسی فلکسورهای مچ پا) در سه جهت (قدامی، قدامی داخلی و قدامی‌جانبی) معنی‌دار بوده و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی و خستگی عضلات عمل‌کننده در ناحیهٔ زانو، باعث کاهش بیشتر فاصلهٔ دستیابی در این سه جهت شده است. همچنین مشاهده شد که ایجاد خستگی با پروتکل بروس در جهت‌های سخت آزمون SEBT (جانبی، قدامی- جانبی و قدامی) نسبت به پروتکل‌های خستگی موضعی کاهش بیشتری را در فاصله دستیابی به دنبال داشته است. یافته‌های این تحقیق، بیانگر تأثیر معنی‌دار خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی بر تعادل پویا است.

کلیدواژه‌های فارسی: عضلات پروگزیمال، عضلات دیستال، خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی، تعادل پویا.

مقدمه

تعادل پویا[1] به عنوان یکی از مفاهیم بحث بر انگیز سیستم حسی- حرکتی، ارتباط متقابل و پیچیده میان درون دادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز را به منظور حفظ و یا تغییر پاسچر، مورد بررسی قرار می‌دهد (۲۳). اهمیت تعادل در فعالیت‌های بدنی روزمره، مانند نشستن، ایستادن و راه رفتن، و فعالیت‌های ورزشی برای کسب امتیاز در مهارت‌های ورزشی چون ژیمناستیک و همچنین برای جلوگیری از آسیب در ورزش‌هایی چون بسکتبال بدیهی است؛ زیرا به عقیده بسیاری از محققان تمامی فعالیت‌های بدنی دارای دو جنبه مشتمل بر: حفظ تعادل (حفظ موقعیت مناسب بدن و جهت یابی فضائی) و اجزاء خاص حرکتی (عضلات و مفاصل درگیر در اجرای حرکت هدف) هستند (۲۵)، با این حال هنوز تعریف واحد و مشخصی از تعادل ارائه نشده است. برخی از مطالعات تعادل را توانائی حفظ مرکز ثقل در محدودهٔ سطح اتکا تعریف می‌کنند (۱۱) که به نظر می‌رسد این تعریف در توضیح تعادل پویا با محدودیت

1. Dynamic Balance

مواجه شود. تعریف ارائه شده از سوی شاموی کوک و همکاران[1] (۲۰۰۰) که تعادل را کنترل موقعیت بدن در فضا برای پایداری و تعیین جهت بیان کرده‌اند، تعریف نسبتاً کامل تری می‌تواند به حساب آید (۲۵). از جنبهٔ تئوری پاناکالیو[2] (۲۰۰۵) تعادل را به دو صورت ایستا (توانایی حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا) و پویا(حرکت فعال مرکز فشار حین ایستادن، راه رفتن یا هر مهارت دیگر) تعریف می‌کند (۲۱). از نظر عملیاتی اولمستد[3] (۲۰۰۴) و گاسکوویچ[4] (۱۹۹۶) تعادل را به صورت ایستا (حفظ یک وضعیت با کمترین حرکت)، نیمه پویا(حفظ یک وضعیت درحالی که سطح اتکا جابه‌جا شود) و پویا (حفظ ثبات سطح اتکا در حالی که یک حرکت توصیف شده اجرا می‌شود) دسته‌بندی کرده‌اند (۱۹و۹). کنترل موقعیت بدن یا همان حفظ تعادل، نیازمند تقابل پیچیده‌ای میان سیستم‌های عضلانی- اسکلتی و عصبی است. اجزاء عصبی ضروری برای حفظ تعادل را فرآیندهای حرکتی (سینرژی‌های عصبی- عضلانی)، فرآیندهای حسی (سیستم‌های بینائی، دهلیزی، حسی پیکری) و فرآیندهای عصبی سطوح بالاتر تشکیل می‌دهند (۶) در حالت ایستادهٔ ساکن، هر سه سیستم مذکور در حفظ تعادل نقش دارند، لیکن به نظر می‌رسد در حین اجرای فعالیت حفظ تعادل بیشتر به فرآیندهای حسی پیکری وابسته باشد (۲۵). آزمون‌های ارزیابی تعادل به صورت عملکردی (مشابه با فعالیت‌ها و مهارت‌های پایه و ورزشی) یا غیرعملکردی (بدون مشابهت با فعالیت‌های روزانه و مهارت‌های ورزشی) می‌باشند (۲۱). آزمون‌های عملکردی تعادل عموماً آزمون‌های پویا هستند که توانایی فرد را در حفظ تعادل، زمانی که راه می‌رود، تکلیفی را که با حداکثر سرعت ممکن اجرا می‌کند و یا عمل دستیابی را با حداکثر فاصلهٔ ممکن انجام می‌دهد، ارزیابی می‌کنند (۲۴و۲۰و۱۰). نمونه‌ای از آزمون‌های عملکردی پویا، آزمون تعادلی گردش روی ستاره[5] (SEBT) است که توسط گری[6] (۱۹۹۵) جهت ارزیابی تعادل پویا معرفی شد (۷). در این آزمون فرد باید تعادل خود را روی یک پا بدون درگیر شدن سطح اتکا و به هم خوردن تعادل حفظ کند، در حالی که با پای دیگر عمل دستیابی را با کسب حداکثر فاصله در هشت جهت انجام دهد (۷). هدف از انجام عمل دستیابی در SEBT، حفظ تعادل هنگام ایجاد حداکثر اختلال در موازنه بدن و توانایی برگشت به حالت موازنهٔ (حرکت فعال[7] COP) می‌باشد (۱۹).

---

1 . Shumway Cook, A., et al
2 . Punakallio, A
3 . Olmsted, L., et al
4 . Guskiewicz, K., et al
5 . Star Excursion Balance Test
6 . Gary
7 . Center Of Pressure

اولمستد و همکارانش (۲۰۰۳) دریافتند که پای اتکا در SEBT نیاز به دورسی فلکشن مچ پا، فلکشن زانو و فلکشن ران دارد، بنابراین دامنهٔ حرکتی مناسب، قدرت و هم انقباضی عضلات احاطه‌کننده مفاصل، فعالیت گیرنده‌های عمقی و کنترل عصبی-عضلانی، نقش مهمی در تثبیت پای اتکا هنگام عمل دستیابی دارند (۱۸). ارال و هرتل[1] (۲۰۰۱) بیان کردند که انجام عمل دستیابی در جهت‌های مختلف SEBT نیازمند فعال‌سازی الگوهای مختلف عضلانی اندام تحتانی می‌باشد و به‌طور مستقیم به فعالیت عضلات اندام تحتانی به غیر از عضلهٔ دوقلو وابسته است (۷). تعادل دارای تعاریف و ابزارهای ارزیابی مختلفی است، با این وجود، تعریف جامع و روشنی که مورد تأیید همهٔ متخصصان باشد و معیار استانداردی که بتواند آن را ارزیابی کند، وجود ندارد.

خستگی به عنوان عدم توانائی فرد برای تولید نیروی مورد نیاز یا ناتوانی در حفظ و استمرار نیروی تولید شده برای انجام فعالیت هدف تعریف می‌شود (۶). در مطالعات بیوشیمی، علل خستگی را به تجمع مواد زائد (فرآورده‌های فرعی واکنش‌های تولید انرژی) و کاهش ذخائر سلولی یا سوبستراها، نسبت می‌دهند (۶). از دیدگاه عصبی نیز خستگی به دو نوع مرکزی و محیطی تقسیم می‌شود که عدم فعال سازی و ارسال تکانه از سیستم عصبی مرکزی به عضلات و عدم توانائی عضله برای تولید تنش مناسب و پاسخ به تکانه دریافتی را به ترتیب به عنوان عوامل اصلی خستگی مرکزی و محیطی ذکر می‌کنند (۲). همچنین در برخی از مطالعات خستگی را به دو صورت خستگی موضعی، کاهش واکنش عضله به محرک‌های مکرر به دنبال انقباضات ایستا و پویا و در نتیجه اختلال در مکانیسم انقباض عضله و خستگی عمومی که به دنبال انجام تمریناتی که سیستم‌های مختلف و گروه‌های عضلانی بیشتری را درگیر کرده است و منجر به واماندگی کلی بدن می‌شود مانند: آزمون بروس، که برای برآورد توان هوازی مورد استفاده قرار می‌گیرد، تقسیم کرده‌اند (۵).

با توجه به ارتباط اجرای مهارت‌های ورزشی و حفظ تعادل و همچنین اثر کاهش تعادل پویا بر افزایش احتمال آسیب (۱۴و۴)، بررسی عوامل مؤثر بر تغییرات تعادل پویا، از جمله خستگی مورد توجه محققان قرار گرفته است (۲۶و۱۷و۱۵و۱). الیویر کارون[2] (۲۰۰۴) در تحقیق خود که اثرات تعامل بینائی و خستگی موضعی عضلات اندام تحتانی بر کنترل پاسچر را تحت بررسی قرار داده بود، به این نتیجه رسید که ایجاد خستگی موضعی در عضلات اندام تحتانی در دو حالت چشم باز و بسته باعث کاهش توانائی کنترل پاسچر می‌شود، لیکن این اثر در حالت

---

[1] . Eral, J.E., Hertel, J
[2] . Olivier, C

چشم باز بیشتر از حالت چشم بسته بود (۱۷). یاگی و همکاران[1] (۲۰۰۵) در مطالعه‌ای، اثر خستگی ایزوکنتیک عضلات مفصل مچ پا بر تعادل پویا را تحت بررسی قرار دادند که نتایج تحقیق آنها نشانگرکاهش توانائی تعادل پویا پس از اعمال خستگی در عضلات یاد شده بوده است (۲۷). در مطالعهٔ دیگری صادقی و همکاران (۱۳۸۶) کاهش تعادل پویا بعد از خستگی عملکردی را گزارش نمودند (۱). ویلروم و همکاران[2] (۲۰۰۶) نیز در مطالعهٔ خود با عنوان اثرات خستگی عضلات خلفی ساق پا بر تعادل پویا، تأثیر معنی‌دار خستگی عضلات ناحیهٔ ساق بر کاهش تعادل پویا را تأیید کردند (۲۶). نیکلاس ویلروم و همکاران[3] (۲۰۰۷)، به بررسی اثرات خستگی عضلات بازکنندهٔ ستون فقرات بر کنترل پاسچر پرداختند. نتایج به‌دست آمده از تحقیقات آنها نیز نشان‌دهندهٔ افزایش نوسانات COP پس از اعمال خستگی در دو صفحهٔ قدامی- خلفی و جانبی- داخلی بوده است (۱۵). با مروری بر مطالعات گذشته، تحقیقی که اثرات خستگی پروگزیمال اندام تحتانی بر تعادل پویا و مقایسه اثرات آن با اثرات خستگی عضلات دیستال اندام تحتانی و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی را مورد بررسی قرار داده باشد، مشاهده نشد. لذا مطالعهٔ حاضر با فرض اثرگذاری خستگی بر تعادل پویا، به بررسی مقایسه‌ای تأثیر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی بر تعادل پویا پرداخته است.

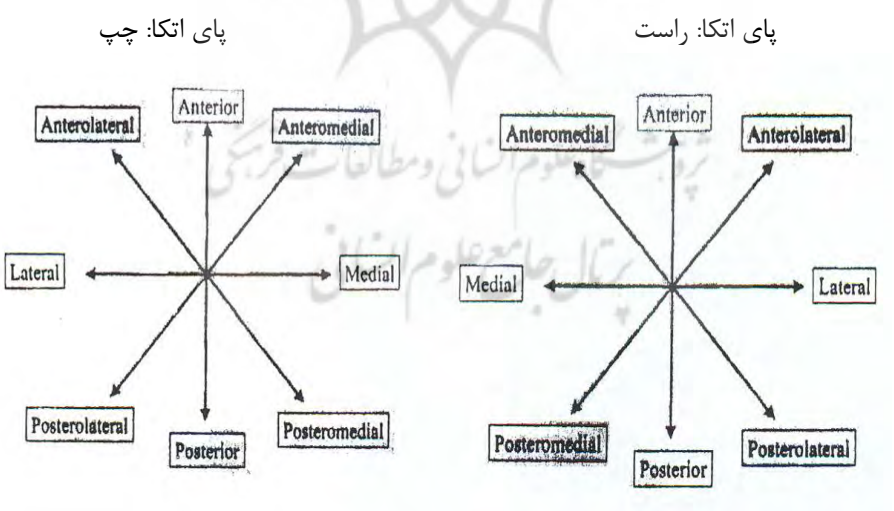
روش تحقیق

در این تحقیق، تعداد ۱۵ دانشجوی مرد با میانگین و انحراف استاندارد سنی ۱,۵۷±۲۳ سال، قد ۵,۲±۱۷۲,۶ سانتی متر و وزن ۴,۸±۷۴,۵ کیلو گرم، بدون سابقه آسیب در اندام تحتانی به گونه‌ای که اجرای تست تعادل ستاره را تحت تأثیر قرار دهد، از بین دانشجویان شاغل به تحصیل در سال تحصیلی ۸۷- ۸۶ به صورت داوطلبانه شرکت کردند. مواردی که مانع از مشارکت دانشجویان در این تحقیق می‌شد شامل: سابقهٔ شکستگی در استخوان‌های ران، درشت نی، نازک نی و استخوان‌های مچ و کف پا، استرین و اسپرین مچ پا، آسیب در مفصل زانو (آسیب مینیسک و رباط‌های صلیبی)، آسیب عضلات عمل کننده در مفاصل ران، زانو و مچ پا بود که این موارد با نظرخواهی از خود آزمودنی مشخص می‌شدند. پس از اخذ رضایت نامه از آزمودنی‌ها برای برآورد تعادل پویا، پس از گرم کردن مختصر (۱۰-۵ دقیقه کشش و دوی نرم)،

---

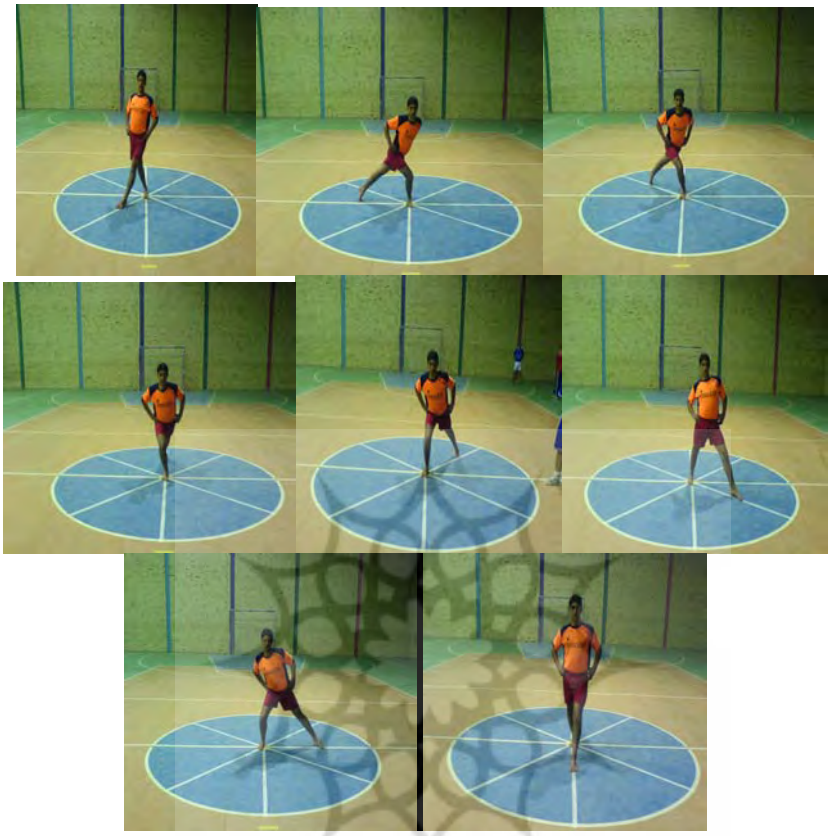
[1]. Yaggie, J., et al
[2] . Vuillerom, N., et al
[3]. Nicolas, V., et al

از SEBT[1] (۱)، در هشت جهت استفاده شد. SEBT یکی از آزمون‌های عملکردی ارزیابی تعادل پویاست که برای برآورد تعادل پویا و همچنین برای ارزیابی پیشرفت برنامه‌های بازتوانی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۳). در این آزمون، برای برآورد توانائی تعادل پویای آزمودنی‌ها از فاصله دستیابی در هشت جهت قدامی، قدامی جانبی، قدامی داخلی، جانبی، داخلی، خلفی، خلفی جانبی، و خلفی داخلی استفاده می‌شود (شکل۱). برای اجرای عمل دستیابی در این آزمون، پای برتر آزمودنی در مرکز ستاره ترسیم شده توسط محقق، هشت جهت به شکل ستاره با زاویه ۴۵ درجه قرار می‌گیرد و آزمودنی با پای غیر برتر عمل دستیابی را اجرا می‌کند. در ضمن، جهت چرخش روی ستاره در حین اجرای تست بسته به راست و یا چپ بودن پای برتر آزمودنی فرق می‌کند. اگر پای راست پای برتر آزمودنی باشد، تست در خلاف جهت عقربه‌های ساعت اجرا می‌شود و در صورتی که پای چپ پای برتر باشد، تست در جهت عقربه‌های ساعت اجرا می‌شود. ابتدا برای کاهش اثر یادگیری، پس از شرح چگونگی اجرای تست برای آزمودنی‌ها، شش عمل دستیابی به صورت آزمایشی توسط هر آزمودنی اجرا می‌شود و سپس هر آزمودنی سه تلاش در هر جهت، - جهت‌ها به صورت تصادفی توسط محقق تعیین می‌شود- انجام می‌دهد که میانگین آنها محاسبه و بر اندازه طول پا(فاصله خار خاصره قدامی فوقانی تا قوزک داخلی بر حسب سانتی‌متر) تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شود تا فاصله دستیابی بر حسب درصدی از اندازه طول پا به‌دست آید (۸) (شکل ۲).



شکل ۱. تصویر کامل هشت جهت آزمون SEBT (۱۸)

1. Star Excursion Balance Test



شکل ۲. عمل دستیابی در هشت جهت آزمون ستاره

برای اعمال برنامه خستگی در گروه عضلات مورد نظر، از دستگاه بیودکس استفاده شد. برای این منظور ابتدا حداکثر گشتاور عضلات اکستنسور و فلکسور زانو و عضلات پلانتارفلکسور و دورسی فلکسور مچ پا ثبت شد. برای اعمال برنامهٔ خستگی در ناحیهٔ مچ پا فرد روی صندلی سیستم بیودکس با زاویهٔ تنه ۱۱۰ درجه، فلکشن ران ۶۵ درجه و زانو ۳۵ درجه می‌نشست و برای اعمال برنامه خستگی در ناحیهٔ زانو، زاویهٔ تنه همان ۱۱۰ درجه، زاویهٔ ران ۴۵ درجه و زانو در حالت فلکشن ۹۰ درجه(در شروع حرکت) تعیین شد. برای جلوگیری از کمک گرفتن از سایر عضلات یا اندام‌ها، تنه، لگن و زانوی آزمودنی توسط کمربند به صندلی دستگاه بیودکس فیکس شد. در شروع اجرای برنامهٔ برای گرم کردن عضلات و آشنائی آزمودنی‌ها با نحوهٔ اجرای حرکات در دستگاه بیودکس، چند حرکت زیر بیشینه انجام شد. سپس برای ثبت حداکثر

گشتاور هر آزمودنی، سه حرکت پلانتار فلکشن و دورسی فلکشن(برای ثبت حداکثر گشتاور عضلات ناحیهٔ مچ پا) و سه حرکت فلکشن و اکستنشن زانو (برای ثبت حداکثر گشتاور عضلات ناحیهٔ زانو)، با حداکثر تلاش انجام گرفت و میانگین سه حرکت به عنوان حداکثر گشتاور تولیدی آزمودنی ثبت شد. طی اجرای برنامه در هر دو گروه عضلات(عضلات مفصل مچ پا و زانو) حالت انقباض انتخابی ایزوکینتیک و نوع انقباض کانسنتریک/ کانسنتریک و سرعت انقباض برای پلانتارفلکشن مچ پا ۶۰ درجه بر ثانیه، دورسی فلکشن ۱۲۰ درجه بر ثانیه و حرکات اکستنشن و فلکشن زانو ۳۶۰ درجه بر ثانیه بود. فرض بر این بود که اگر گشتاور تولیدی آزمودنی طی سه حرکت متوالی به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ثبت شده طی اولین حرکت تقلیل یابد، خستگی اتفاق افتاده است. برای اجرای برنامه در دو گروه عضلات مورد نظر برنامه با فاصله ۷۲ ساعت، مدت زمان لازم برای از بین رفتن اثرات خستگی برنامه قبلی اجرا شد (۲۲و۱۶و۱۲).

برای اعمال برنامه خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی، از آزمون بروس استفاده شد. برای اجرای این پروتکل از آزمودنی خواسته می‌شد تا روی دستگاه تردمیل که دارای برنامه اجرای آزمون بروس بود قرار گیرد و شروع به دویدن کند. برنامهٔ آزمون بروس موجود روی دستگاه تردمیل، شیب و سرعت دویدن آزمودنی را تنظیم می‌کرد و زمانی که آزمودنی قادر به دویدن با سرعت و شیب برنامهٔ موجود روی دستگاه نبود، با فرض وقوع خستگی برنامه متوقف می‌شد.

برای محاسبهٔ میانگین و انحراف استاندارد سن، قد، و وزن آزمودنی‌ها و نیز فاصله دستیابی آنها در هشت جهت SEBT، از آمار توصیفی و برای تعیین معنی دار بودن اختلاف فاصلهٔ دستیابی در هر موضع اندام تحتانی قبل و پس از اعمال خستگی و نیز بررسی معنی‌داری اختلاف در داده‌های قبل و پس از اعمال خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی، از آزمون t همبسته و تعیین اختلاف اثر بین اعمال برنامه خستگی در دو موضع متفاوت(عضلات مفصل زانو و مچ پا) و نیز اختلاف اثرات خستگی موضعی در دو گروه عضلات مورد نظر با خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی بر تعادل پویای آزمودنی‌ها، از آزمون t مستقل در سطح معنی‌داری $p\leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

نتایج

جدول (۱)، اطلاعات مربوط به آزمون SEBT قبل و پس از خستگی را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، پس از اعمال برنامهٔ خستگی در فلکسورها و اکستنسورهای زانو و پلانتارفلکسورها و دورسی فلکسورهای مچ پا، و نیز خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی،

فاصله دستیابی آزمودنی‌ها در همهٔ جهت‌های تست تعادل ستاره کاهش معنی‌داری داشته است. همچنین مشخص است که اختلاف اثر خستگی عضلات پروگزیمال (فلکسورها و اکستنسورهای زانو) و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی (آزمون بروس) با اعمال پروتکل خستگی در ناحیهٔ دیستال (پلانتارفلکسورها و دورسی فلکسورهای مچ پا) در سه جهت (قدامی، قدامی داخلی و قدامی جانبی) معنی‌دار بوده و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی و خستگی عضلات عمل کننده در ناحیهٔ زانو، باعث کاهش بیشتر فاصلهٔ دستیابی در این سه جهت شده است. همچنین مشاهده گردید که ایجاد خستگی با پروتکل بروس در جهت‌های سخت آزمون SEBT (جانبی، قدامی- جانبی و قدامی) نسبت به پروتکل‌های خستگی موضعی، کاهش بیشتری را در فاصله دستیابی به دنبال داشته است.

جدول ۱: میانگین(انحراف استاندارد) آزمون SEBT در هشت جهت(فاصلهٔ دستیابی به سانتی متر به نسبت طول پا ضربدر ۱۰۰) قبل و بعد از اجرای پروتکل خستگی

جهت‌ها زمان آزمون	خلفی- داخلی	خلفی	خلفی جانبی	جانبی	قدامی- جانبی	قدامی	قدامی- داخلی	داخلی
پیش آزمون SEBT	۹۶,۳۵ (۴,۲)	۹۶,۵۲ (۳,۳)	۹۴,۴۳ (۲,۹)	۸۷,۵۲ (۳,۱)	۹۲,۷۱ (۳,۸)	۹۶,۴ (۴,۶)	۹۵,۶ (۴,۱)	۹۷,۲ (۳,۵)
پس از خستگی عضلات مفصل زانو	۷۸,۳۲ (۴,۲)	۷۶,۱۴ † (۳,۵)	۷۵,۱۵ † (۲,۸)	۷۴,۲۱ † (۳,۷)	۶۳,۶ * (۲,۹)	۶۷,۷ * (۴,۲)	۶۸,۲۶ * (۲,۸)	۸۰,۲۴ (۳,۲)
پس ازخستگی عضلات مفصل مچ پا	۸۰,۲۱ (۴,۱)	۷۷,۴۲ † (۳,۷)	۷۴,۳۳ † (۳,۲)	۷۲,۴۲ † (۲,۷)	۷۸,۳۴ *(۴,۱)	۸۱,۲۴ * (۳,۹)	۸۰,۱۳ * (۲,۶)	۸۲,۶ (۳,۴)
پس از خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی	۷۵,۳۱ (۳,۵)	۷۲,۳۱ † (۲,۶)	۶۹,۳۱ † (۲,۸)	۵۷,۲۲ † (۳,۳)	۵۴,۲۴ * (۴,۳)	۵۸,۳۵ * (۵,۲)	۶۴,۲۳ * (۴,۳)	۸۰,۳۲ (۲,۸)

† نشانهٔ معنی‌داری اختلاف بین پروتکل خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی و پروتکل‌های خستگی موضعی است.

*نشانهٔ معنی‌داری اختلاف بین تأثیر پروتکل خستگی با آزمون بروس و خستگی فلکسورها و اکستنسورهای زانو با اثر خستگی اعمال شده در ناحیه مچ پا است.

همچنین اختلاف فاصله دستیابی در پیش آزمون با پس آزمون در نتیجه اجرای هر سه پروتکل خستگی معنی‌دار بوده است.

اعمال برنامه خستگی در عضلات فلکسور و اکستنسور زانو بیشترین تأثیر را به ترتیب: در جهت‌های قدامی جانبی، قدامی و قدامی داخلی داشته است. در حالی‌که اعمال برنامهٔ مشابه خستگی در پلانتارفلکسورها و دورسی فلکسورهای مچ پا، باعث بیشترین کاهش فاصلهٔ دستیابی در جهت‌های جانبی، خلفی جانبی، قدامی و قدامی داخلی آزمون SEBT شده است و بیشترین کاهش فاصله دستیابی در آزمون SEBT پس از اعمال برنامهٔ خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی به ترتیب: در جهت‌های قدامی، قدامی جانبی و جانبی مشاهده شده است (جدول ۱).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این تحقیق، بررسی مقایسه ای اثر خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال اندام تحتانی و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی بر تعادل پویا بوده است. نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد که اعمال برنامه خستگی موضعی در عضلات عمل کننده در مفصل مچ پا و مفصل زانو و نیز خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی باعث کاهش فاصلهٔ دستیابی آزمودنی‌ها در تست SEBT شده است که با یافته‌های تحقیقات قبلی یاگی و همکاران (۲۰۰۲) که اثر خستگی ایزوکینتیک بر کاهش تعادل پویا را گزارش کرده بودند (۲۷)؛ و صادقی و همکاران (۱۳۸۶) که اثر خستگی عملکردی بر کاهش تعادل پویا را گزارش کرده بودند (۱)؛ و ویلروم و همکاران (۲۰۰۶) که کاهش تعادل در نتیجهٔ اعمال برنامه خستگی در عضلات ساق پا را تائید کرده بودند (۱۶) و نیز یافته‌های ویلروم و همکاران (۲۰۰۷) که اثر خستگی موضعی بازکننده‌های ستون فقرات بر افزایش نوسانات COP را گزارش کرده بودند (۱۵) همخوانی دارد. با توجه به اینکه تغییر در درون دادهای حسی آوران از گیرنده‌های محیطی باعث تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی می‌شود و خستگی عضلات اندام تحتانی نیز درون داد آوران را از گیرنده‌های عضلانی تغییر می‌دهد، ترکیب این عوامل به کاهش توانایی بدن برای کنترل اندام تحتانی منجر می‌شود که این عامل را می‌توان یکی از دلایل احتمالی کاهش تعادل پویا پس از خستگی عضلات اندام تحتانی عنوان کرد. دلیل احتمالی اختلاف معنی‌دار اثرات اعمال سه برنامهٔ متفاوت خستگی (ناحیهٔ زانو و مچ پا و خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی) را نیز می‌توان به نقش متفاوت عضلات در حین اجرای تست SEBT در جهت‌های مختلف دانست. بنابراین علت احتمالی کاهش بیشتر فاصلهٔ دستیابی در سه جهت قدامی جانبی، قدامی و قدامی داخلی را می‌توان به فعالیت بالای این گروه عضلانی در اجرای تست در این سه جهت دانست زیرا برای انجام این جهت‌ها فرد باید به سمت عقب تکیه دهد و تنه در

حالت اکستنشن باشد تا بتواند تعادل خویش را حفظ کند، در این وضعیت، نیروی جاذبهٔ عمل کننده بر قسمت بالاتنه باعث گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید توسط گشتاور اکستنشن (انقباضات اکسنتریک) تولید شده توسط عضلهٔ چهارسرران کنترل شود. در مورد کاهش بیشتر فاصلهٔ دستیابی در جهت‌های جانبی، خلفی جانبی، قدامی و قدامی داخلی آزمون SEBT پس از اعمال برنامه خستگی در ناحیهٔ مچ پا نیز می‌توان گفت که برای اجرای تست SEBT در این جهت‌ها اجراگر متکی به فعالیت شدید این عضلات برای دستیابی حداکثر است و اگر جنبه حسی اثرات خستگی و اختلالات ناشی از وقوع خستگی را در نظر بگیریم دلیل احتمالی اختلاف اثر برنامه‌های مورد نظر در این تحقیق را می‌توان چنین توجیه کرد که تغییرات ایجاد شده در گیرنده‌های حسی یک مفصل در اثر خستگی فقط به عضلات اطراف آن مفصل محدود می‌شود، در نتیجه ایجاد خستگی در عضلات عمل کننده در یک مفصل منجر به اختلال مکانیزم‌های تعادلی همان ناحیه می‌شود و مکانیزم تعادلی در عضلات و مفاصل دیگر را تحت تأثیر قرار نمی‌دهد؛ بنابراین اعمال برنامهٔ خستگی در ناحیهٔ زانو آوران‌های حسی این ناحیه و متعاقب آن اصلاحات تعادلی منتج از ناحیهٔ زانو را دچار اختلال خواهد کرد و بالعکس. در نتیجهٔ اعمال برنامهٔ خستگی در ناحیهٔ مچ پا، گیرنده‌های حسی و اصلاحات تعادلی این ناحیه دچار اختلال خواهند شد. بنابر این اعمال برنامهٔ خستگی در ناحیهٔ زانو می‌تواند در به تأخیر انداختن اصلاحات تعادلی و در نتیجه کسب فاصله کمتر در حین اجرای عمل دستیابی در SEBT نسبت به اعمال خستگی در ناحیه مچ پا نقش بیشتری داشته باشد. همچنین، در خصوص اثرات واضح تر اعمال برنامهٔ خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی(با آزمون بروس) می‌توان به پیام‌های رسیده به مغز از گیرنده‌های حسی تمام نقاط بدن در نتیجه واماندگی اشاره کرد، زیرا که اعمال برنامهٔ خستگی ناشی از فعالیت تا حد واماندگی موجب ارسال پیام‌هایی از گیرنده‌های حسی تقریباً تمام عضلات به سیستم عصبی مرکزی مبنی بر کاهش فعالیت برای جلوگیری از آسیب می‌شود و در نتیجهٔ کاهش فعالیت عضلات اندام تحتانی منجر به کاهش فاصلهٔ دستیابی و تعادل پویا خواهد شد. زیرا در حین انجام عمل دستیابی، آزمودنی باید با تکیه بر کنترل عصبی عضلانی اطراف مفاصل اندام تحتانی برای کسب بیشترین فاصله تلاش کند که در صورت عدم شروع به موقع اصلاحات تعادلی در کنار عدم تولید نیروی کافی عضلات اطراف مفاصل در اجرای بهینه حرکت مورد نظر دچار مشکل خواهد شد. با توجه به یافته‌های این تحقیق، می‌توان نتیجه گیری کرد که برای حفظ تعادل پویای بهینه در حین اجرای فعالیت‌های ورزشی، کارکرد و اعمال نیروی مناسب عضلات عمل کننده در اطراف مفاصل اندام تحتانی به ویژه در ناحیهٔ پروگزیمال، از اهمیت زیادی برخوردار می‌باشد. لذا به

منظور افزایش تعادل پویا و کاهش اثرات خستگی و متعاقب آن کاهش احتمال آسیب دیدگی در اواخر فعالیت‌های جسمانی، به‌دلیل بالا بودن میزان خستگی و شمار بالای آسیب‌های گزارش شده در این زمان، به مربیان توصیه می‌شود در طراحی برنامه‌های ورزشی و آمادگی جسمانی، در کنار توجه به دیگر عوامل آمادگی جسمانی به تمرینات افزایش استقامت عضلانی بالاخص در اندام تحتانی و ناحیهٔ پروگزیمال، توجه ویژه داشته باشند.

منابع:

۱. صادقی، حیدر؛ سرشین، امیر و عباسی، علی (۱۳۸۶). اثر خستگی عملکردی بر تعادل پویا. مجموعهٔ مقالات اولین همایش پزشکی ورزشی ایران.

2. Aaronsonal, LS., Teel, CS., Cassmeyer, V., Neuberger, GB., Palliccathayil, L., Pierce, J. (1999). Defining and measuring Fatigue. J Nurs Scholar. 31(1): 45-50.

3. Bigland, RB., Jones, DA.(1987). Central & peripheral fatigue in sustained voluntary contractions of human quadriceps muscle. Clin Sci. 54: 609- 40.

4. Boden, BP., Dean, GS., Feaging, JA., Gorret, WE. (2000). Mechanism of Anterior Crusiate Ligament injury. Orthopedics. 23: 573- 78.

5. Chaffin, D. (1973). Localized muscle fatigue diffination measurement. Occuptional Med. 15: 346- 54.

6. Derare, W. (2002). Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. Int J Sport Med. 23(1): 44-9.

7. Earl, J.E., Hertel, J. (2001). Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. J Sport Rehabil. 10:93-104.

8. Gribble, P. (2003). The star excursion balance test as a measurement tool. Athl Ther Today. 8(2): 46-7.

9. Guskiewicz, K., Perrin, D. (1996). Research and clinical applications of assessing balance. Sport Rehabil. 5:45-63.

10. Hertel, J., Miller, S.J., Denegar, C.R. (2000). Intratester and intertester reliability during the star excursion balance tests. J Sport Rehabil. 9, 104-116.

11. Jonsson, E., Katro, H. (2005). Effects of healthy aging on balance: a quantitative analysis of clinical tests. J Athl Train. 21(4): 32-8.

12. Joyce, CJ., Perrin, DH., Arnold, BL. (2001). Dorsiflexor and plantarflexor muscle fatigue decreases postural control. J Athl Train. 36(2): 45-9.

13. Kimberly, MS. (2005). The Effects of a Five-Week Core Stabilization-Training Program on Dynamic Balance in Tennis Athletes. A MS thesis submitted to the

School of Physical Education at West Virginia University in partial fulfillment of the equirements for the degree of Master of Science in Athletic Training.

14. Mc Kinely, p., Pedotti, A. (1992). Motor syerategies in landing from a jump, The role of skill in task execution. Exp Brain Res. 90(2): 427- 40.

15. Nicolas, V., Baptiste, A., Patrice, R. (2007). Trunk extensor muscle fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. Gait & Posture. 24: 166- 72.

16. Ochsendorf, DT., Mattacola, CG., Arnold, BL. (2000). Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantarflexors and dorsiflexors. J Athl Train. 35(1): 26-30.

17. Olivier, C. (2004). Is there interaction between vision and local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in human posture? J Athl Train. 38(5): 123- 9.

18. Olmstead, LC., Carcia, CR., Hertel, J., Shultz, SJ. (2003). Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. J Athl Train. 37:501-506.

19. Olmsted, L., Hertel, J. (2004). Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. J Sport Rehabil. 13: 54-66.

20. Podsiadlo, D., Richardson, S. 1991. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatrics Society. 39, 142-148.

21. Punakallio, A. (2005). Balance abilities of workers in physically demanding jobs: With special reference to firefighters of different ages. J Sports Sci & Med. 4, 8, 7-14.

22. Ramsdell, KM., Mattacola, CG., Malone, TR. (2001). Effects of two ankle fatigue model on the duration of postural dysfunction. J Athl Train. 36(2): 32-8.

23. Riemann, BL., Myerse, JB., Lephart, SM. (2002). Sensorimototr system measurment techniques. J Athletic Train. 37(1): 85-98.

24. Rinne, MB., Pasanen, ME., Miilunpalo, S.I., Oja, P. (2001). Tes-tretest reproducibility and inter-rater reliability of a motor skill test battery for adults. International J Sports Med. 22, 192-200.

25. Shumway Cook, A., Woollacot, M. (2000). Motor control: Theory and practical applications, Lippincot Williams & Wilkins, Maryland, USA.

26. Vuillerom, N., Dmetz, S. (2006). The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye- visual Target distance. Gait & Posture. 24:166-72.

27. Yaggie, J., McGregor, S. (2002). Effect of isokinetic fatigue on the maintenance of balance and postural limits. Arch Phys Med Rehabil. 83: 24-228.