

اثر خستگی عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور مچ پا بر تعادل پویا در مردان سالمند فعال

حیدر صادقی*، حسین رستمخانی**، حمداله هادی***

* استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران

** دانشجوی دوره دکتری فیزیولوژی ورزش و عضو هیئت علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد ابهر

*** دانشجوی دوره دکتری فیزیولوژی ورزش دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی، تهران

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۰۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۰۶

چکیده

هدف از انجام تحقیق، مقایسه اثر خستگی عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور مچ پا بر تعادل پویا در مردان سالمند فعال بود. ۱۵ نفر از سالمندان بالای ۶۰ سال که هفته‌ای سه بار در فعالیت‌های آمادگی جسمانی شرکت داشتند، با میانگین و انحراف استاندارد سنی 72 ± 6.57 سال، قد 168.4 ± 4.8 سانتی‌متر و وزن 70.5 ± 7.4 کیلوگرم، بدون سابقه آسیب در اندام تحتانی، در این تحقیق شرکت کردند. برای برآورد تعادل پویای آزمودنی‌ها، پس از گرم‌کردن مختصر (۵-۱۰ دقیقه کشش و دوی نرم)، از تست تعادل ستاره (SEBT)^۱ در هشت جهت استفاده شد. برای ایجاد خستگی در عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور مچ پای آزمودنی‌ها حرکات بازشدن زانو و پلانتر فلکشن مچ پا در تکرارهای ۵۰ تایی و ست‌های نامحدود، با ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه و استراحت چهار دقیقه‌ای بین ست‌ها اجرا شد. فرض بر این بود که در هر کدام از تکرارها که آزمودنی قادر به ادامه حرکت نباشد خستگی اتفاق افتاده است. آزمون خستگی در دو گروه عضلانی مورد مطالعه، با فاصله ۷۲ ساعت و تا حد ممکن در شرایط مساوی اجرا شد. پس از اعمال برنامه خستگی پس‌آزمون SEBT به عمل آمد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آمار توصیفی، آزمون t همبسته و مستقل در سطح معنی‌داری $p \leq 0.05$ استفاده شد. یافته‌های تحقیق نشان داد که اعمال برنامه خستگی در عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور مچ پا باعث کاهش معنی‌دار فاصله دستیابی در آزمون SEBT می‌شود. ضمن اینکه اعمال برنامه خستگی در ناحیه زانو باعث کاهش بیشتر فاصله دستیابی آزمودنی‌ها شد. با توجه به یافته‌های این تحقیق می‌توان توصیه کرد که در طراحی برنامه‌های تمرینی، که با هدف افزایش تعادل پویا در گروه سالمندان طراحی می‌شود، افزایش استقامت عضلانی اندام تحتانی در ناحیه زانو مورد توجه قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی: خستگی، تعادل پویا، سالمندان فعال.

مقدمه

توجه به رعایت اصول بهداشتی و ایمنی، موجب افزایش میانگین طول عمر شده است، به طوری که ۱۷ درصد جمعیت جهان را در سال ۲۰۰۶ افراد سالمند تشکیل می‌دهند. پیش‌بینی می‌شود این رقم در سال ۲۰۳۰ به ۲۵ درصد افزایش یابد (SCB 2006). سالمندان به‌عنوان شهروندان ارشد جامعه بایستی از سلامت جسمانی، روانی و اجتماعی برخوردار باشند، بنابراین پیش‌گیری و غلبه بر ناتوانی‌های سالمندان و شناخت مشکلات آنان و نیز بررسی عوامل مؤثر در بهبود کیفیت زندگی آن‌ها موضوع مهمی است.

اجزای اصلی فعالیت‌های فیزیکی روزمره و حرکات ورزشی را می‌توان در دو بخش حفظ تعادل برای حفظ موقعیت بدن و جهت‌یابی فضایی، و تعامل بین اجزای آناتومیکی برای حرکت تقسیم کرد (۱). از آن‌جا که حفظ تعادل یکی از شاخص‌های تعیین استقلال افراد سالمند به شمار می‌رود، بررسی و تشخیص عوامل مؤثر بر تغییرات تعادل، برای افزایش زمینه‌های استقلال در حرکت و افزایش ایمنی اجرای فعالیت‌های فیزیکی روزمره و حرکات ورزشی و جلوگیری از آسیب‌های ناشی از سقوط مورد توجه محققان قرار گرفته است (۲ و ۳).

کنترل وضعیت^۱ به‌عنوان یکی از مفاهیم بحث‌برانگیز سیستم حسی- حرکتی (۴)، ارتباطی متقابل و پیچیده میان درون‌دادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز به منظور حفظ یا تغییر وضعیت را مورد بررسی قرار می‌دهد (۵). برحسب هدف مطالعه، کنترل وضعیت از سه جنبه نوروفیزیولوژیکی، بیومکانیکی و عملکردی قابل بررسی است. جنبه نوروفیزیولوژیکی و بیومکانیکی به ترتیب سطوح مختلف سازوکارهای کنترل تعادل و توانایی حفظ یا برگشت مرکز ثقل در محدوده پایداری بدون افتادن را مد نظر قرار می‌دهند (۶). از منظر عملکردی، تعادل در سه حوزه پویا، نیمه‌پویا و ایستا تقسیم شده است (۶) که برای ارزیابی آن از روش‌های مختلفی چون آزمون‌های عملکردی تعادل ستاره (۷) (SEBT)، مقیاس تعادل برگ (۸) و مقیاس تینه تی (۹) و نیز دستگاه بایودکس (۱۰) و صفحه نیرو (۱۱) استفاده شده است.

خستگی از شایع‌ترین احساساتی است که در زندگی روزمره تجربه می‌کنیم. لیکن به‌دلیل معانی مختلف مرتبط با آن از جمله واماندگی، خستگی جسمانی (عضلانی) و خستگی روحی ارائه تعریف کاملی از آن مشکل است (۱۲). در میان انواع خستگی‌ها، خستگی عضلانی ناشی از فعالیت فیزیکی در قسمت‌های مختلف کنترل عصبی عضلانی از جمله سیستم عصبی مرکزی، کنترل عصبی عضله و خود عضله اتفاق می‌افتد که کاهش کارکرد و نقص کارایی عضلات و افزایش احتمال آسیب پس از وقوع خستگی را موجب می‌شود (۱۳). در مطالعات گذشته (۱۴ و ۱۵)، عوامل خستگی عضلانی به دو بخش محیطی و مرکزی تقسیم شده‌اند که از عوامل محیطی می‌توان به اختلال در هدایت تکانه در تارهای عضلانی و خود فرایند انقباض

اشاره کرد (۱۴) و مهم‌ترین عامل مرکزی خستگی نیز عدم فعال‌سازی نرون‌های حرکتی توسط مغز و شکست در زنجیره اطلاعات ارسالی از مغز به نرون‌های حرکتی و عضله است (۱۵).

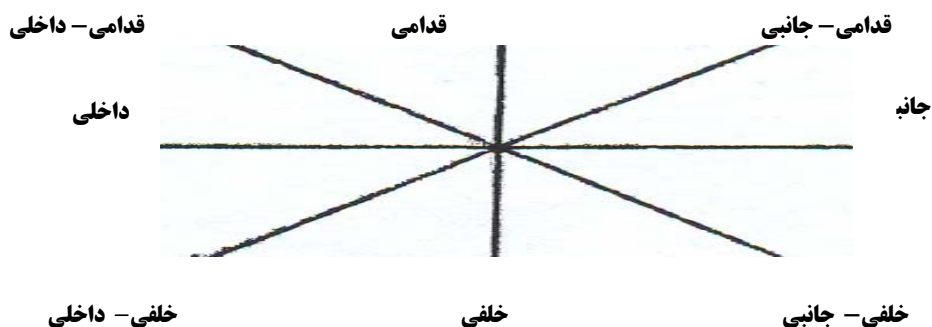
افزایش سن و کاهش فعالیت فیزیکی موجب اختلال در بسیاری از عملکردهای فیزیولوژیکی، از جمله عملکردهای حسی - حرکتی می‌شود و می‌تواند کاهش تعادل پویای افراد مسن و افزایش احتمال آسیب را در پی داشته باشد (۱۶). با کاهش توانایی کنترل تعادل، ایمنی افراد مسن حین فعالیت‌های روزمره و ورزشی کاهش می‌یابد که خود می‌تواند دلیلی برای کاهش فعالیت و اختلالات متعاقب آن در جامعه سالمندان باشد. همچنین با کاهش فعالیت فیزیکی همراه با افزایش سن، تغییرات نگران‌کننده‌ای در ظرفیت دستگاه‌های بدن، از جمله دستگاه قلبی عروقی، دستگاه تنفسی، سیستم عصبی و دستگاه عضلانی اسکلتی، که دارای بیشترین مهم‌ترین تغییرات است، به وجود می‌آید (۱۷ و ۱۸). تغییرات در سیستم عصبی و دستگاه عضلانی اسکلتی شامل کاهش چگالی استخوانی، آتروفی عضلانی و کاهش قدرت، و اختلال در کنترل عصبی عضلانی فعالیت‌های فیزیکی است. مهم‌ترین تغییرات دستگاه‌های قلبی عروقی و تنفسی نیز کاهش ظرفیت عملکردی این دستگاه‌ها است که در مجموع می‌تواند موجب خستگی زودرس افراد مسن حین فعالیت‌های فیزیکی روزمره و ورزش شود (۱۷ و ۱۸). با توجه به کاهش زمان رسیدن به خستگی در نتیجه کاهش ظرفیت دستگاه‌های فیزیولوژیکی بدن و کاهش توانایی حفظ تعادل در اثر اختلالات کنترل عصبی عضلانی حرکات، در بین افراد مسن، شیوع آسیب‌های ناشی از عدم تعادل مناسب و سقوط در اواخر فعالیت‌های عادی روزانه و رقابت‌های ورزشی، که احتمال وقوع خستگی در این موقع بسیار بالاست، بسیار گزارش شده است (۱۹).

لذا بررسی و تشخیص عوامل مؤثر بر کنترل پاسچر افراد مسن، از جمله خستگی، مورد توجه محققان قرار گرفته است (۲۰ و ۲۱). برای مثال، گریبل و همکاران (۲۰۰۴)، در مطالعه خود تحت عنوان اثرات خستگی و ناپایداری مزمج پا بر کنترل پاسچر، اثر معنی‌دار خستگی بر کاهش کنترل پاسچر افراد مسن را گزارش کردند (۲). در مطالعه دیگری که ویلروم و همکاران (۲۰۰۶)، با هدف بررسی اثر خستگی عضلات ساق بر تعادل پویا در بین سالمندان انجام دادند، نتایج به دست آمده مؤید کاهش کنترل پاسچر پس از اعمال برنامه خستگی بود (۳). به طور کلی، مرور مطالعات انجام‌گرفته در خصوص اثرات خستگی بر حفظ تعادل پویا، نشان‌دهنده تأثیر قطعی و معنی‌دار خستگی عضلانی بر تعادل پویا است (۱۱ و ۱۲ و ۱۳). با این حال، در اکثر مطالعات انجام‌گرفته در خصوص اثرات خستگی بر تعادل پویا، محققان به بررسی این مورد در آزمودنی‌های ورزشکار یا غیرورزشکار جوان پرداخته‌اند (۱۱ و ۱۲) و در اندک تحقیقاتی که آزمودنی‌های آن‌ها را افراد مسن تشکیل می‌دادند از پروتکل‌های خستگی ایزوکیتیک و ایزومتریک استفاده شده است (۲۰ و ۲۱). عدم تشابه این پروتکل‌ها با فعالیت‌های فیزیکی روزمره و ورزشی کاملاً مشهود است. همچنین در مطالعات انجام‌گرفته تاکنون، سهم نسبی اثر خستگی عضلات مختلف اندام تحتانی در کاهش کنترل پاسچر مشخص نشده است. با توجه به این موضوع و اهمیت حفظ سلامت سالمندان، هدف این مطالعه بررسی مقایسه‌ای اثر خستگی عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور مچ پا بر تعادل پویای سالمندان فعال است.

روش پژوهش

جامعه آماری این تحقیق را سالمندان فعال، که سه روز در هفته در فعالیتهای منظم ورزشی شرکت داشتند، تشکیل می دادند، که از بین آنها ۱۵ نفر، بدون سابقه آسیب در اندام تحتانی در ۵ سال گذشته یا آسیب‌هایی که منجر به ناتوانی آنها در اجرای آزمون SEBT شود، داوطلبانه، در این مطالعه شرکت کردند. موارد منع مشارکت افراد داوطلب در این تحقیق شامل داشتن آسیب در اندام تحتانی در ۵ سال گذشته، سابقه آسیب در ناحیه سر و گردن و نخاع در ۵ سال گذشته، داشتن بیماری‌های عصبی و هر گونه آسیب شدید دیگری بود که اجرای آزمون SEBT را تحت تأثیر قرار دهد که با استفاده از پرسش‌نامه مشخص می‌شد.

آزمون SEBT جهت ارزیابی تعادل پویا استفاده شد. در این آزمون ۸ جهت به صورت ستاره روی زمین رسم می‌شوند که با زاویه ۴۵ درجه نسبت به هم قرار می‌گیرند (شکل ۱). به منظور اجرای این آزمون و نرمالایز کردن داده‌ها طول پای یعنی از خار خاصره فوقانی قدامی تا قوزک داخلی اندازه‌گیری می‌شود (۲۰). پس از توضیحات لازم در خصوص نحوه اجرای تست توسط آزمونگر، هر آزمودنی ۶ بار این آزمون را اجرا می‌کند تا روش اجرا را یاد بگیرد. همچنین قبل از شروع آزمون پای برتر آزمودنی‌ها تعیین می‌شود تا در صورتی که پای راست اندام برتر باشد، آزمون در خلاف جهت عقربه‌های ساعت انجام شود و اگر پای چپ برتر بود آزمون در جهت عقربه‌های ساعت انجام شود (۲۰). آزمودنی در مرکز ستاره بر روی پای برتر قرار می‌گیرد و با پای دیگر عمل دستیابی را بدون خطا (خطاها: حرکت پا از مرکز ستاره، تکیه در نقطه تماس خط ستاره توسط پای دیگر و افتادن شخص)، در ۸ جهت ستاره، (جهت‌ها به صورت تصادفی توسط آزمونگر تعیین می‌شود) انجام می‌دهد. فاصله محل تماس پای آزاد تا مرکز ستاره، فاصله دستیابی می‌شود. هر آزمودنی هریک از جهت‌ها را سه بار انجام می‌دهد و در نهایت میانگین آنها محاسبه می‌شود، بر اندازه طول پا برحسب سانتی‌متر تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شود تا فاصله دستیابی برحسب درصدی از اندازه طول پا به دست آید (۲۰). به طور کلی استفاده از آزمون SEBT در برآورد تعادل پویا برای اولین بار توسط گری و همکاران (۱۹۸۶) برای ورزشکاران جوان پیشنهاد شد، سپس در سال ۲۰۰۷ ساساکی و همکاران اعتبار و روائی بالای این آزمون را برای ارزیابی تعادل ایستا و پویای سالمندان گزارش کردند (۲۱).



شکل ۱: آزمون SEBT (پای اتکا: راست)

برای ایجاد خستگی در عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور مچ پای آزمودنی‌ها، از آزمودنی‌ها خواسته شد که بر روی دستگاه تقویت عضلات اکستنسور زانو (برای ایجاد خستگی در ناحیه زانو) (شکل ۲) و دستگاه تقویت عضلات پلانتر فلکسور مچ (برای ایجاد خستگی در ناحیه مچ پا) (شکل ۳) حرکات اکستنشن زانو و پلانتر فلکشن مچ پا را در تکرارهای ۵۰ تایی و ست‌های نامحدود، با ۵۰ درصد یک تکرار بیشینه اجرا کنند. مقدار یک تکرار بیشینه با استفاده از فرمول (تکرار) $0.2 - 0.1$ / مقدار وزنه زده شده = 1RM محاسبه شد، در حالی که استراحت چهار دقیقه‌ای بین ست‌ها، اعمال گردید. فرض بر این بود که در هر کدام از تکرارها که آزمودنی قادر به ادامه حرکت نباشد خستگی اتفاق افتاده است (۱۴). چنانچه در خلال اجرای ست اول آزمودنی به واماندگی می‌رسید ست بعدی اجرا نمی‌شد و اگر آزمودنی ۵۰ حرکت کامل در ست اول اجرا می‌کرد، پس از استراحت ست دوم اجرا می‌شد (۲۲). در این تحقیق هیچ‌یک از آزمودنی‌ها ست اول را کامل اجرا نکردند. برای اعمال خستگی در دو موضع متفاوت (عضلات اکستنسور زانو و پلانتر فلکسور مچ پا)، آزمون با فاصله ۷۲ ساعت (زمان مورد نیاز برای از بین رفتن اثرات خستگی آزمون اول) و تاحد ممکن در شرایط مساوی اجرا شد. به طوری که در روز اول پس از اجرای پیش‌آزمون SEBT پروتکل خستگی بر اکستنسور زانو اعمال شد و روز دوم (۷۲ ساعت بعد)، پروتکل به طور مشابه در ناحیه مچ پا اعمال شد. پس از اجرای پروتکل خستگی پس‌آزمون SEBT به عمل آمد.



شکل ۳: دستگاه تقویت عضلات پلانتر فلکسور مچ پا

شکل ۲: دستگاه تقویت عضلات اکستنسور زانو

نتایج

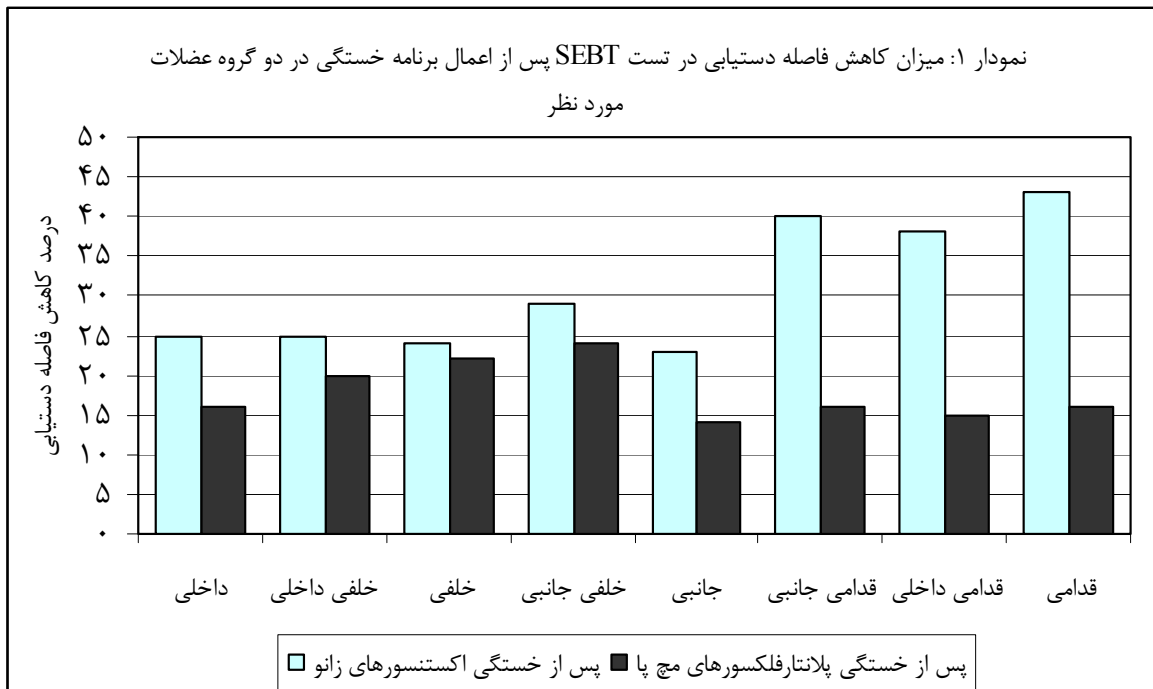
اطلاعات مربوط به فاصله دستیابی آزمودنی‌ها قبل و پس از خستگی نشان می‌دهد که ایجاد خستگی در عضلات اکستنسور زانو و پلاتنار فلکسور میچ پا، باعث کاهش فاصله دستیابی آزمودنی‌ها در هشت جهت آزمون SEBT شده است (جدول ۱). نمودار ۱ اطلاعات مربوط به فاصله دستیابی آزمودنی‌ها در آزمون SEBT پس از اعمال برنامه خستگی در دو ناحیه زانو و میچ پا را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، ایجاد خستگی در دو ناحیه مختلف اندام تحتانی (اکستنسورهای زانو و پلاتنار فلکسورهای میچ پا) اثرات متفاوتی در کاهش فاصله دستیابی در آزمون SEBT دارد، به طوری که ایجاد خستگی در ناحیه زانو بیشترین کاهش را در فاصله دستیابی، به ترتیب در جهت‌های قدامی؛ جانبی؛ قدامی - داخلی؛ خلفی - جانبی؛ خلفی - داخلی؛ داخلی؛ خلفی و جانبی، به وجود آورده است. در حالی که ایجاد خستگی در ناحیه میچ پا بیشترین کاهش را به ترتیب در جهت‌های خلفی - جانبی؛ خلفی، خلفی - داخلی، داخلی، قدامی، قدامی - جانبی، قدامی - داخلی و جانبی داشته است (نمودار ۱). ضمن اینکه در همه جهت‌های SEBT اعمال برنامه خستگی در ناحیه زانو در مقایسه با اعمال برنامه مشابه در ناحیه میچ پا کاهش بیشتر فاصله دستیابی آزمودنی‌ها را موجب شده است (نمودار ۱).

جدول ۱. میانگین (انحراف استاندارد) فاصله دستیابی آزمودنی‌ها در آزمون SEBT برحسب سانتی‌متر تقسیم بر طول پا ضرب در ۱۰۰

پس از خستگی پلاتنار فلکسورهای میچ پا	پس از خستگی اکستنسورهای زانو	پیش آزمون	زمان آزمون جهت‌های SEBT
۶۳.۵۶(۱.۹۷) *	۴۳.۳۳(۱.۶۲) †	†۷۵.۴۲ (۱.۷۷) *	قدامی
۷۲.۸۱(۱.۷۹) *	۵۳.۴۲ (۱.۶۰) †	† ۸۵.۴۲(۲.۰۵) *	قدامی - داخلی
۵۹.۸۷(۵.۷۹) *	۴۳.۰۵ (۱.۵۷) †	† ۷۰.۶۶(۱.۶۵) *	قدامی - جانبی
۵۹.۱۰(۳.۴۰) *	۵۲.۴۸(۱.۵۳) †	† ۶۸.۲۵(۱.۶۴) *	جانبی
۶۳.۷۶(۱.۷۴) *	۶۰.۲۰(۱.۶۸) †	† ۸۳.۸۱(۲.۸۰) *	خلفی - جانبی
۶۷.۱۸(۲.۲۷) *	۶۵.۷۱(۱.۸۵) †	† ۸۵.۶۶(۱.۰۹) *	خلفی
۶۸.۵۷(۱.۶۸) *	۶۴.۳۰(۱.۹۳) †	† ۸۵.۶۲(۱.۷۵) *	خلفی - داخلی
۷۴.۳۱(۱.۹۱) *	۶۶.۳۲(۲.۰۱) †	† ۸۷.۴۸(۱.۸۱) *	داخلی

†: نشانه معنی‌داری اختلاف فاصله دستیابی قبل و پس از اعمال برنامه خستگی در گروه عضلانی اکستنسورهای زانو

*: نشانه معنی‌داری اختلاف فاصله دستیابی قبل و پس از اعمال برنامه خستگی در گروه عضلانی پلاتنار فلکسورهای میچ پا



بحث و نتیجه‌گیری

هدف این تحقیق بررسی مقایسه‌ای اثر خستگی عضلات اکستنسور زنان و پلانٹار فلکسور مرد بر تعادل پویا در مردان سالمند فعال، بالای ۶۰ سالگی بود که ۳ بار در هفته در برنامه‌های منظم ورزشی شرکت داشتند. نتایج نشان‌دهنده کاهش معنی‌دار فاصله دستیابی در آزمون SEBT و تعادل پویای آزمودنی‌ها پس از اعمال برنامه خستگی در هر دو موضع (زنان و مرد) بود. این بخش از یافته‌ها با نتایج مطالعه گریبل و همکاران (۲) ۲۰۰۴، که کاهش کنترل پاسچر پس از اعمال خستگی در ناحیه مردان مبتلا به ناپایداری مزمن مردان را گزارش کرده بودند، و یافته‌های ویلر و همکاران (۳) ۲۰۰۶، که کاهش کنترل پاسچر پس از ایجاد خستگی در عضلات ساق را در بین سالمندان را گزارش کرده بودند همخوان است. دلایل احتمالی کاهش تعادل پویا پس از ایجاد خستگی را می‌توان به کاهش عملکرد دقیق اعصاب آوران و وبران در ناحیه خسته شده نسبت داد، زیرا ایجاد خستگی باعث تغییر در درون‌داده‌های حسی آوران می‌شود، که نقش مهمی در ایجاد پیش‌خوراند و پس‌خوراند‌های حسی و حرکتی در کنترل تعادل ایفا می‌کنند، و در نتیجه باعث کاهش فاصله دستیابی در آزمون تعادل شد. همچنین ایجاد خستگی در یک ناحیه خاص از بدن باعث ارسال پیام‌های خاصی از ناحیه خسته‌شده به سیستم عصبی مرکزی می‌شود که این سیستم با ارسال پیام‌هایی مبنی بر کاهش فعالیت عضلات این ناحیه برای پیش‌گیری از آسیب گروه عضلات خسته شده، به پیام‌های رسیده پاسخ می‌دهد، و منجر به کاهش فعالیت عضلات عمل‌کننده در یک مفصل، و کاهش توانایی حفظ تعادل و دستیابی در آزمون تعادل گردش روی ستاره می‌شود.

همچنین مشاهده شد که اعمال برنامه خستگی در ناحیه زانو و مچ پا اثرات متفاوتی در کاهش فاصله دستیابی و کنترل تعادل دارند، به نحوی که در اکستنسورهای زانو کاهش بیشتر فاصله دستیابی نسبت به اعمال برنامه خستگی در ناحیه مچ پا مشاهده می‌شود. دلیل احتمالی این امر را نیز می‌توان به نقش متفاوت هریک از عضلات اندام تحتانی در اجرای آزمون تعادل ستاره نسبت داد، زیرا در تلاش برای بیشترین فاصله دستیابی در جهت‌های قدامی، قدامی-داخلی و قدامی-جانبی بدن به سمت عقب تکیه می‌کند که اجرای این حرکت نیازمند فعالیت برون‌گرای شدید عضلات اکستنسور زانو است. به طور مشابه در اجرای آزمون در جهت‌های خلفی-جانبی، خلفی-داخلی و خلفی-آمودنی برای کسب بیشترین فاصله نیازمند عمل پلاتار فلکشن مچ پا است که منجر به فعالیت شدید گروه عضلات خلفی ساق پا حین دستیابی به این جهت‌ها می‌شود. طبق یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان گفت که کاهش فاصله دستیابی در جهت‌های مختلف آزمون SEBT پس از ایجاد خستگی در عضلات مختلف اندام تحتانی به نقش این عضلات حین عمل دستیابی قبل از ایجاد خستگی وابسته است و بر خلاف یافته‌های تحقیق آلتون (۱۹۹۶) سازوکارهای جبرانی، که احتمال داده می‌شد پس از اعمال خستگی برای حفظ تعادل وارد عمل شوند، در کاهش نقش گروه عضلات خاص در کسب بیشترین فاصله دستیابی در جهت‌های مختلف آزمون SEBT وارد عمل نمی‌شوند. همچنین با توجه به نمودار ۱ مشخص شد که ایجاد خستگی در ناحیه پروگزیمال اندام تحتانی (اکستنسورهای زانو)، اثر بیشتری در کاهش فاصله دستیابی آزمودنی‌ها در آزمون SEBT داشته است که دلیل احتمالی این امر را نیز می‌توان چنین بیان کرد که ایجاد خستگی در ناحیه زانو فقط باعث تغییر و افت کارکرد عضلات و آوران‌های این ناحیه می‌شود. بالعکس، ایجاد خستگی در ناحیه دیستال اندام تحتانی (پلاتار فلکسورهای مچ پا) فقط باعث تغییر و افت کارکرد عضلات و آوران‌های ناحیه مچ پا می‌شود. لذا می‌توان کاهش بیشتر فاصله دستیابی در آزمون SEBT پس از اعمال برنامه خستگی در ناحیه زانو را به ارتباط بالای اجرای آزمون SEBT، تقریباً در همه جهات، با کارکرد مناسب عضلات اکستنسور زانو نسبت داد. همچنین دلیل دیگر این امر را نیز می‌توان به مقدم بودن نقش آوران‌های عصبی ناحیه زانو در کنترل تعادل، که در تحقیقات قبلی مورد توجه قرار نگرفته و با توجه به اینکه استراتژی‌های ران و مچ پا در حفظ تعادل به اثبات رسیده‌اند (محققان به این دو موضع در ایجاد خستگی و اعمال برنامه تمرینی توجه ویژه داشته‌اند) بر آوران‌های عصبی ناحیه مچ پا نسبت داد.

با توجه به یافته‌های این تحقیق می‌توان توصیه کرد که در طراحی برنامه‌های تمرینی برای سالمندان فعال، در کنار توجه به دیگر فاکتورهای آمادگی جسمانی، به افزایش قدرت و استقامت عضلانی در اندام تحتانی، به‌ویژه در ناحیه زانو و عضلات اکستنسور زانو برای افزایش توانایی کنترل تعادل پویا و ایمنی در حین اجرای حرکات ورزشی و فعالیت‌های روزانه و کاهش احتمال آسیب‌دیدگی، توجه شود.

منابع

1. Shumway-Cook, A., Woollacot, M. (2000). Motor control: Theory and practical applications, Lippincot Williams & Wilkins, Maryland, USA 125-28.
2. Gribble, P., Hertel, J., Denegar, C., Buckley W. (2004). The effects of fatigue and cronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train*; 39(4): 321-29.
3. Vuillerom, N., Dmetz, S. (2006). The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision epends on the eye- visual Target distance. *Gait & Posture* 24:166-72.
4. Riemann, BL., Myerse, JB., Lephart, SM. (2002). Sensorimototr system measurmen techniques. *J Athl Train*. 37(1): 85-98.
5. Sullivan, PE., Marcos, PC. (1995). *Clinical Decision Making in Theraputic Exercise*. Norwalk Appleton Lange. 1995: 20-21.
6. Guskiewicz, K., Perrin, D. (1996). Research and clinical applications of assessing balance. *Sport Rehabil*. 5:45-63.
7. Ochsendorf, DT., Mattacola, CG., Arnold, BL. (2000). Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. *J Athletic Train*. 35(1): 26-30.
8. Thorbhr, LD., Newton, RD., (1995). Use the berg balance test to predict falls in elderly persons. *Physic Thr*. 76(6): 576-82.
9. Whintaney, SL., People, JLC. Cass, SP.(1998). A review of balance instrument for older edolts. *J Occu The*. 32(6): 234-9.
10. Colby, S., Hintermeister, R., Torry, M., Steadman, R. (1999). lower limb stability with ACL impairment. *J Ortho Sport Phys Ther*. 29(2): 444-51.
11. Yaggie, J., McGregor, S. (2002). Effect of isokinetic fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil*. 83: 224-28.
12. Aaronsonal, LS. Teel, CS., Cassmeyer, V., Neuberger, GB., Palliccathayil, L., Pierce, J. (1999). Defining and measuring Fatigue. *J Nurs Scholar*. 31(1): 45-50.
13. David, J., Joan, R., Arnold, H. (2004). Skeletal muskele from molecules to movement. *Human kinetic*. 87-93.
14. McComas, A. (1996). *Skeletal Muscle: Form and Function*. Champaign, IL, Human Kinatics. 58-67.
15. Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., Toh, S. (2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy*. 20(4): 414-18.
16. Beers, M., Borkow, R. (2000). *The Merck Manual of Geriatrics*, Merck Research Laboratories, Whitehous Station, New Jersey. USA.
17. Frontera, W.R., Meredith, C.N., Reilly, K.P., Knuttgen, H.G., Evans, W.J. (1998). Strength conditioning in older Men: Skeletal muscle hypertrophy and improved function. *J Appl Physiol*. 64: 1038- 44.
18. Rogers, MA. Hagberg, JM., Martin, WH., Ehsani, AA., Holloszy, JO. (1990). Decline in Vo2max with aging in master Athletes and Sedentary Men. *J Appl Physiol*. 68: 2195- 99.
19. Balogun, JA., Akindele, KA., Nahinlola, J. (1994). Age-related changes in balance performance. *Diabil Rehabil*. 16: 58-62.
20. Gribble, P. (2003). The star excursion balance test as a measurement tool. *Athl Ther Today*. 8(2): 46-7.
21. Sasaki, R., Urabe, Y., Tanaka, K. (2007). Assesing balance with the Star Excursion Balance Test in elderly. *Physiotherapy*. 93(s1): s 443.
22. Karl, F., Ian, J. (2006). Effect of fatigue on single-leg hops landing biomechanics. *J Athl Train*. 22(4): 28-32.