روان‌شناسی ورزش

دانشگاه شهید بهشتی

دو فصلنامه روانشناسی ورزشی

پاییز و زمستان ۱۳۹۸، دوره۴، شماره ۲، صفحه‌های:۷۵-۶۱

تأثیر دشواری تکلیف تعادلی و بازخورد بینایی بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب زنان سالمند

علیرضا فارسی[۱]، نصور احمدی[۲]، حدیث کاویانی پور[۱*]

۱. دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.

۲. دکتری رفتار حرکتی.

دریافت مقاله: ۹۴/۲/۲۹ اصلاح مقاله: ۹۵/۱/۲۷ پذیرش مقاله: ۹۵/۲/۱۱

هدف: هدف از انجام پژوهش حاضر تعیین تأثیر سطوح مختلف دشواری تکلیف تعادلی و بازخورد بینایی بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب زنان سالمند بود.

روش‌ها: در این پژوهش نیمه تجربی ۱۴ زن سالمند سالم با سن ۳/۰۵±۶۵/۵۷ سال به صورت داوطلبانه و در دسترس انتخاب و مطالعه شدند. تکلیف شامل حفظ تعادل بر روی دستگاه تعادل سنج بایودکس بود. از هر کدام از آزمودنی‌ها خواسته شد در ۲ شرایط (با بازخورد بینایی و بدون بازخورد بینایی) روی ۳ سطح صفحه تعادل با ناپایداری متفاوت (سطوح ۱۰، ۸ و ۶) بایستند. از دستگاه الکترومایوگرافی مگاوین ۶۰۰۰ برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلانی در عضلات دوقلوی خارجی، نازك نئی بلند، راست رانی و دو سر رانی استفاده شد و شاخص جذر میانگین مربعات از سیگنال ثبت شده عضلات استخراج شد. مدت زمان هر آزمون و زمان استراحت بین آزمون‌ها ۲۰ ثانیه بود.

نتایج: آزمون آنالیز واریانس درون‌گروهی با اندازه‌های تکراری نشان داد که با افزایش دشواری تکلیف تعادلی فعالیت الکتریکی عضلات دوقلو (P= ۰/۰۱)، راست رانی (P<۰/۰۰۱)، دوسر ران (P=۰/۰۲۸) و نازک نئی بلند (P=۰/۰۰۱) افزایش معنی‌دار داشت و در شرایط با بازخورد بینایی در مقایسه با شرایط بدون بازخورد بینایی، فعالیت الکتریکی عضلات راست رانی (P<۰/۰۰۱)، نازک نئی بلند (P= ۰/۰۱) و دو سر ران (P< ۰/۰۰۱) افزایش معنی‌دار داشت.

نتیجه‌گیری: با افزایش دشواری تکلیف تعادلی و در شرایط ارائه بازخورد بینایی، سالمندان بین دو استراتژی بازیابی تعادل انتخاب نمی‌کنند اما تمایل دارند حرکات را در رفتاری پیوسته ترکیب کنند. هم‌چنین سالمندان از استراتژی افزایش سفتی بدن، علاوه بر استراتژی هیپ و مچ پا، به منظور بازیابی تعادل استفاده می‌کنند.

واژه‌های کلیدی: فعالیت الکتریکی، بازخورد بینایی، سالمندان، دشواری تکلیف، استراتژی تعادل

*نویسنده مسئول: حدیث کاویانی‌پور، شماره تماس: ۰۹۱۶۶۵۹۲۴۱۶ و ایمیل: h_kavianipoor@sbu.ac.ir

مقدمه

سالمندان یکی از اقشار آسیب‌پذیر هر جامعه‌ای را تشکیل می‌دهند که حفظ سلامتی در آن‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و پیش‌گیری از بروز ناتوانی و معلولیت و حفظ استقلال این قشر ویژه جزء اهداف اساسی و اصلی نظام بهداشتی و درمانی کشور است. از آن‌جائی‌که درمان این گروه آسیب‌پذیر پرهزینه‌تر و مستلزم صرف زمانی طولانی‌تر نسبت به امر پیش‌گیری است، لذا ضرورت توجه به برخی مشکلات و بیماری‌های خاص آن‌ها نمایان می‌شود. از جمله مشکلات شایع در سالمندان که به‌صورت عارضه‌ای متعاقب برخی بیماری‌ها یا در اثر خود فرآیند سالمندی رخ می‌دهد، کاهش تعادل و کنترل قامت است. زیرا با افزایش سن، نوسانات بدنی افزایش می‌یابد و در نتیجه احتمال وقوع زمین خوردن افزایش می‌یابد (۱).

توانایی کنترل قامت افراد، همواره از طریق مکانیزم‌های حسی دقیق و سریعی به دست می‌آید که می‌توانند پاسخ‌های اصلاحی را بر اساس اطلاعات ادغام شده از سیستم‌های بینایی، وستیبولار و حس عمقی تولید کنند (۲). تعادل و کنترل قامت، مهارت و توانایی برای دستگاه عصبی مرکزی (CNS) محسوب می‌شود. در واقع CNS با پردازش داده‌های سیستم‌های حسی بینایی، وستیبولار و حس عمقی و با در نظر گرفتن الگوهای حرکتی آموخته شده قبلی موجب فعال شدن الگوهای عضلانی سینرژیک از قبل برنامه‌ریزی شده در اندام‌ها می‌شود. این الگوهای عضلانی باعث به وجود آمدن استراتژی‌های حرکتی می‌گردد که متعاقب آن فرد می‌تواند تعادل خود را حفظ کند (۳). دو نوع اصلی استراتژی‌های قامتی استراتژی مچ پا و استراتژی هیپ[1] می‌باشند (۴). انتخاب هر یک از این استراتژی‌ها به عوامل مختلفی از جمله: میزان اطلاعات حسی موجود، ترس از افتادن، خستگی، محدوده سطح اتکا، شاخص‌های عضلانی-اسکلتی و هم‌چنین محدودیت‌های تکلیف بستگی دارد (۵، ۶). استراتژی مچ پا توسط گروه‌های عضلانی دورسی فلکسورها و پلانتار فلکسورها، حول محور مفصل مچ پا انجام می‌گیرد. این استراتژی به طور معمول هنگامی که نیروهای برهم زننده تعادل کوچک و سطح اتکاء سفت باشد، از سوی فرد برای کنترل وضعیت بدن اتخاذ می‌شود (۷). در استراتژی هیپ حرکات مرکز ثقل بدن، با فلکشن و اکستنشن مفاصل ران و در نتیجه فعالیت عضلانی ناحیه پروگزیمال ران و عضلات تنه کنترل می‌شود (۸). زمانی که آشفتگی خارجی تحمیل می‌شود سالمندان با به کار بردن استراتژی هیپ که به فعال‌سازی عضلات اطراف ران نیازمند است پاسخ می‌دهند. این رفتار به اختلال ظرفیت عضلات اطراف مچ پا برای تولید نیروی گشتاور کافی برای مقابله با اختلال وضعیت قامت و به تعویق انداختن در شروع تأخیر[2] این عضلات در پاسخ به نوسان رو به جلو یا رو به عقب بدن نسبت داده می‌شود (۹). هم‌چنین سالمندان در تلاش برای بازگرداندن تعادل ممکن است به صورت هم‌زمان گروه عضلات موافق (مانند بازکننده‌های زانو) و گروه عضلات مخالف (مانند تاکننده‌های زانو) را فعال نمایند و یا از استراتژی افزایش سفتی بدن استفاده کنند (۱۰، ۱۱). تصور می‌شود که افراد سالمند این استراتژی پیش خوراند[3] را برای جبران اثرات پیری اتخاذ می‌کنند (۱۲). در این زمینه مطالعه وانگ و همکاران (۱۳) نشان داد با اعمال اغتشاشات در سطح اتکا، سالمندان در مقایسه با جوانان افزایش هم انقباضی عضلات و جابجایی بیش‌تر مرکز فشار را نشان می‌دهند (۱۳). هم‌چنین هالیکا و همکاران (۱۴)، آبراهاموا و همکاران (۱۵)، آلام و همکاران (۱۶)، با بررسی تغییرات وابسته به سن در پاسخ‌های قامتی به اختلال تعادل، نشان دادند که سالمندان به منظور کاهش نوسان بدن و حفظ تعادل از استراتژی افزایش سفتی بدن استفاده می‌کنند (۱۴، ۱۵، ۱۶).

با توجه به این‌که استفاده از استراتژی هیپ و هم انقباضی عضلات در سالمندان می‌تواند موجب زمین خوردن این افراد شود (۵،۱۲) به نظر می‌رسد طراحی برنامه‌های تمرین با تأکید بر استراتژی مچ پا بتواند توانایی سالمندان را در بازیابی تعادل افزایش دهد (۱۲). از آن‌جا که طراحی و اجرای این برنامه‌های تمرینی نیازمند شناخت مناسب سیستم‌های درگیر در استراتژی‌های کنترل قامت است،

انجام مطالعات مختلف در این زمینه می‌تواند کمک شایانی به پیش‌گیری از افتادن سالمندان داشته باشد. در این بین، سیستم بینایی به عنوان یک عامل اساسی تأثیرگذار بر تعادل ایستا و پویا، شناخته شده است (۱۷). بینایی نقش تعیین‌کننده‌ای در پردازش و یکپارچه سازی دیگر ورودی‌های حسی به منظور انتخاب استراتژی برای حفظ تعادل دارد (۱۸). بر اساس نظر گالاهو (۱۹) بینایی یکی از درونداده‌ایی است که میتواند کمبود حس‌های دیگر را جبران کند (۱۹). اندرسون و همکاران (۲۰) با انجام مطالعه‌های به این نتیجه رسیدند که در افراد بیمار و به عنوان مثال افراد دارای مشکلات بینایی و گوش داخلی، میزان توجه لازم برای کنترل تعادل در مقایسه با افراد سالم، بیش‌تر تحت تأثیر قرار می‌گیرد. وابستگی انسان به بینایی به اندازه‌ای قوی است که اطلاعات دیگر گیرنده‌های حسی حتی با وجود توجه به آن، ممکن است نادیده گرفته شود (۲۰). زمانی که اغتشاشات ناگهانی به بدن اعمال می‌شود، بازخورد بینایی نقش مهمی در تثبیت سر و تنه و کنترل جابجایی مرکز جرم[۴] دارد (۱۷). پترکا (۲۱) مدل بازخورد چند حسی که به طور مداوم موقعیت واقعی و هدف را به منظور تشخیص و تطبیق تفاوت‌ها مقایسه می‌کند، توصیف کرد. این مکانیسم‌های بازخورد، موضوع تحقیقات گوناگونی بوده است که گزارش کرده اند کنترل بینایی نوسان بدن توانایی نگه داشتن ثبات قامتی را بهبود می‌بخشد (۲۲). در همین راستا نتایج مطالعه لیو و همکاران (۲۳) و منگرلی و همکاران (۱۷) نشان داد که میزان نوسانات قامت افراد در شرایطی که اطلاعات بینایی آن‌ها حذف شده باشد نسبت به زمانی‌که چشم‌ها باز هستند از ۲۲ به ۵۶ درصد افزایش می‌یابد (۱۷- ۲۳). هم‌چنین مطالعه تیمن و همکاران (۲۴) نشان داد با عدم حضور و یا تناقض درون دادهای بینایی و با حرکات آهسته سطح اتکا، نوسان بدن افزایش می‌یابد (۱۴). مطابق نتایج ادوارد (۲۵) در دسترس بودن اطلاعات بینایی می‌تواند بیثباتی قامت را تا ۵۰ درصد کاهش دهد و سیستم بینایی نقش بسیار مهمی در بازیابی تعادل تحت شرایط چالش برانگیزتر دارد (۲۵). مطالعه رویگر (۲۶) که نقش بازخورد بینایی در مکانیسم‌های کنترل تعادل ایستادن ساکن در افراد سالم با دامنه سنی ۴۱-۲۲ سال را در شرایط با بازخورد بینایی و بدون بازخورد بینایی مورد بررسی قرار داد، نشان داد ارائه بازخورد بینایی منجر به کاهش حرکات مرکز فشار[۵] و در نتیجه بهبود تعادل شد (۲۶). از طرفی گلیدیس و همکاران (۲۷) بیان کردند که سالمندی با افزایش جابه‌جایی مرکز فشار در طول ایستادن همراه است (۲۷). در چند سال اخیر برخی مطالعات به بررسی نقش بازخورد بینایی مرکز فشار بر تعادل پرداخته اند. نتایج مطالعه شاموی- کوک و همکاران (۲۸) نشان داد که بازخورد بینایی موقعیت مرکز فشار نسبت به درمان‌های طراحی شده با ارائه نشانه‌های کلامی و لامسه‌ای با توجه به تقارن وضعیتی به طور مؤثرتری ایستادن نامتقارن در سالمندان را کاهش می‌دهد (۲۸). دالت و همکاران (۲۹) که تأثیر بازخورد بینایی مرکز فشار را بر کنترل قامتی در افراد جوان، سالمندان سالم و بیماران سکته مغزی بررسی کردند. نشان دادند که در طول کوشش‌های ایستادن ساکن فقط جوانان توانستند نوسان را کاهش دهند و حذف بازخورد بینایی مرکز فشار به بی‌ثباتی در صفحه ساجیتال در هر دو گروه سالمندان سالم و بیماران سکته مغزی منجر شد. در مطالعه‌های که توسط بودراهم و رویگر (۳۰) انجام شد جابجایی مرکز فشار ۶۵ فرد با دامنه سنی ۴۱ تا ۷۲ سال در دو وضعیت چشم باز (بدون بازخورد بینایی) و چشم باز (با بازخورد بینایی مرکز فشار) مورد بررسی قرار گرفت. نتایج به دست آمده نشان داد که ۶۰ درصد افراد به بازخورد بینایی مرکز فشار وابسته بودند یعنی جابجایی مرکز فشار در شرایط بازخورد بینایی نسبت به شرایط چشم باز کم‌تر بود. این نتایج بیانگر این موضوع است که بیش‌تر افراد به بازخورد بینایی مرکز فشار وابسته هستند. فارسی و کاویانی‌پور (۳۱) که به بررسی نقش بازخورد بینایی مرکز فشار و اغتشاشات سطح اتکا بر شاخص‌های تعادل زنان سالمند پرداخته بودند، نشان دادند که در شرایط ارائه بازخورد بینایی مرکز فشار نسبت به عدم ارائه بازخورد بینایی، جابجایی مرکز فشار و نوسان

قامتی سالمندان در هر دو جهت قدامی- خلفی و میانی- جانبی کاهش می‌یابد.

به طورکلی با بررسی مطالعات پیشین مشاهده می‌شود که با وجود گزارشات متعددی که تاکنون در خصوص نقش سیستم بینایی و بازخورد بینایی مرکز فشار در توانایی کنترل قامت افراد صورت گرفته است (۱۶)، ولی در هیچ یک از این گزارشات به بررسی نقش بازخورد بینایی مرکز فشار در فعالیت الکتریکی عضلات و استراتژی‌های کنترل قامت سالمندان پرداخته نشده است. لذا تحقیق حاضر با دست‌کاری دشواری تکلیف تعادلی در شرایط تغییر بازخورد بینایی درصدد است تا به این سؤال پاسخ دهد که آیا شرایط مختلف دشواری تکلیف در وجود و عدم وجود بازخورد بینایی مرکز فشار می‌تواند بر فعالیت الکتریکی عضلات و استراتژی‌های مورد استفاده جهت بازیابی تعادل سالمندان تأثیرگذار باشد؟ به نظر می‌رسد پاسخ به سؤال مذکور بتواند برای درمانگران حوزه توانبخشی سالمندان و نیز تمرین دهندگان ورزشی راهنمایی‌هایی را جهت برنامه‌ریزی تمرینات ارائه دهد.

روش پژوهش

نمونه‌های پژوهش

شرکت‌کنندگان در این تحقیق ۱۴ نفر از سالمندان زن با دامنه سنی ۶۰ تا ۷۵ سال (میانگین ۳/۰۵±۶۵/۵۷) بودند که به صورت داوطلبانه و در دسترس از میان سالمندان زن استان تهران انتخاب شدند. جهت انتخاب شرکت‌کنندگان معیارهایی از قبیل سن (بین ۶۰ تا ۷۵)، توانایی ایستادن به مدت حداقل یک دقیقه، دید طبیعی یا اصلاح شده با عینک، توانایی اجرای دستورات ساده، فقدان هرگونه بیماری نورولوژیکی قلبی عروقی، روماتیسمی، سابقه اختلال و سرگیجه مکرر، فقدان درد در مفاصل تحتانی، مشکلات بینایی و شنوایی شدید مد نظر قرار گرفت. لازم به ذکر است حجم نمونه در مطالعه حاضر با توجه به در دسترس بودن شرکت‌کنندگان و با استناد به پیشینه تحقیق از جمله مطالعه فریتس و همکاران ۲۰۱۲، رویگر ۲۰۰۳، داولت و همکاران ۲۰۰۳، مدنظر قرار گرفت (۳۲، ۲۶و ۲۹) و طرح تحقیق نیز با توجه به مطالعات قبلی (موریلو وهمکاران ۲۰۱۲، بودراهم و رویگر ۲۰۰۹) که از گروه کنترل استفاده نشده بود، انتخاب شد (۱۶، ۳۰).

روش اجرای پژوهش

پس از توضیحات اولیه در خصوص نحوه اجرا آزمون‌ها، آزمودنی‌ها فرم اطلاعات فردی شامل (سن، جنس، تحصیلات، نوع سکونت، سابقه زمین خوردن در طول یک سال اخیر و احتمال بستری شدن در سه ماه گذشته در بیمارستان) و رضایت نامه را به دقت مطالعه و تکمیل کردند. سپس از هر کدام از آزمودنی‌ها خواسته شد در دو شرایط با بازخورد بینایی و بدون بازخورد بینایی روی سه سطح دستگاه تعادل سنج بایودکس با ناپایداری متفاوت (سطوح ۱۰، هشت و شش) آزمون پایداری قامتی[۶] (سینکو- آویریانو و همکاران ۲۰۱۸) را اجرا کنند (۳۳). نحوه اجرای آزمون پایداری قامتی به این صورت است که قبل از شروع آزمون از هر فرد خواسته می‌شود بدون کفش و جوراب روی صفحه متحرك دستگاه بایودکس قرار گرفته به طوری که بهترین ثبات خود را داشته باشد و مارکر متحرك مانیتور دستگاه بر روی نقطه مرکزی دایره تعادل قرار گیرد. سپس مختصات پای فرد بر روی سطح متحرك دستگاه یادداشت می‌شود تا در همه مراحل آزمون تعادل، فرد پایش را دقیقاً روی همین نقاط قرار دهد. لذا محل منطبق بر نقطه مرکزی پاشنه در خلف و نوك انگشت دوم هر دو پا بر روی سطح یادداشت می‌شود. سپس از آزمودنی خواسته می‌شود تا وضعیت خود را به صورتی که ذکر گردید حفظ نموده و دسته‌های دو طرف دستگاه را برای حفظ تعادل بگیرد. با اعلام شروع آزمون دسته‌ها را رها می‌کند و کف دو دست را به دو سمت لگن می‌چسباند. هم‌زمان با هر آزمون فعالیت عضلانی عضلات دوقلو خارجی[۷]، نازک نئی بلند[۸]، راست رانی[۹] و دو سر رانی[۱۰] ثبت شد. در شرایط با بازخورد بینایی از شرکت‌کنندگان

خواسته شد به مکان نمای روی صفحه بایودکس نگاه کنند و تاجایی که ممکن است مکان نما را در مرکز صفحه نگه دارند. در شرایط بدون بازخورد بینایی صفحه بایودکس پوشیده شد و از شرکت‌کنندگان خواسته شد که به یک نقطه‌ی مشخص بر روی صفحه بایودکس نگاه کنند و تعادل خود را حفظ نمایند. هر آزمون به مدت ۲۰ ثانیه اجرا شد. و زمان استراحت بین کوشش‌ها ۲۰ ثانیه بود. به منظور حذف اثر آشنایی با آزمون و انتقال و توالی از روش هم‌سان سازی متقابل استفاده شد. مکان الکترودگذاری در عضله نازک نی بلند در نقطه‌ی یک سوم ابتدایی طول استخوان نازک نی تا زیر قوزک خارجی، از بالا به پایین درست در مرکز طول استخوان، در عضله دوقلوی خارجی یك سوم بالایی استخوان نازك نی و پاشنه در جهت همان خط بین نازك نی و پاشنه، در عضله راست رانی مرکز خطی که از خار خاصرهای قدامی- خلفی به بخش خلفی استخوان کشکک امتداد دارد و در عضله دوسر رانی در مرکز خط بین برجستگی ورکی و اپی کندیل جانبی درشت نی است (۳۴). به منظور هنجار کردن سیگنال الکترومیوگرافی آزمودنی‌ها دو انقباض ارادی بیشینه را انجام دادند. اعمال نیروی بیشینه با رسیدن به نیروی حداکثر و سه تا چهار ثانیه نگه داشتن انقباض، انجام شد. در طول اعمال نیرو آزمودنی‌ها زبانی تشویق می‌شدند و برای جلوگیری از خستگی بعد از هر انقباض ارادی بیشینه دو دقیقه استراحت می‌کردند. میانگین دو کوشش اعمال انقباض ارادی بیشینه به عنوان انقباض ارادی بیشینه ثبت شد (۲۱). میانگین ریشه دوم مجذور[11] ارزش‌های الکترومایوگرافی به دست آمده در مراحل مختلف بر میانگین ریشه دوم مجذور ارزش‌های الکترومایوگرافی به دست آمده از حداکثر انقباض ارادی[12]،تقسیم و فعالیت نسبی عضلات محاسبه شد و برای تحلیل‌های بعدی مورد استفاده قرار گرفت.

ابزار اندازه گیری

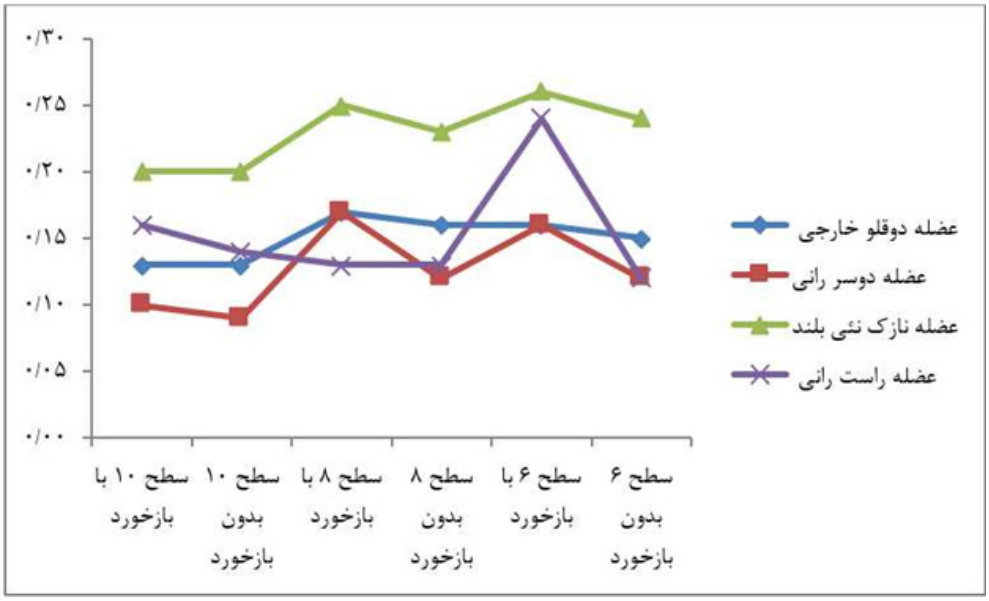
به منظور ثبت داده‌های الکترومایوگرافی از دستگاه مگاوین[13] استفاده شد. دستگاه Megawin ۶۰۰۰ مدل MT-M۶T۱۶ دارای ۱۶ کانال است که قادر به اندازهگیری فعالیت الکتریکی چهار تا هشت عضله به طور هم‌زمان است. برای تجزیه و تحلیل نتایج آن از نرم افزار MEGAWIN SOFTWARE VERSION ۲٫۲ استفاده شد. هم‌چنین از دستگاه اندازه‌گیری پایداری قامت ساخت کمپانی بایودکس آمریکا برای سنجش کنترل قامت استفاده شد، این دستگاه قابلیت تنظیم پایداری از سطح یک تا ۱۲ و ۲۰ درجه تغییر زاویه نسبت به سطح افقی در تمام جهات را دارا است. روایی و پایایی[14] دستگاه تعادل سنج بایودکس در مطالعات مختلف تأیید شده است (۳۵، ۳۶).

تحلیل آماری

به منظور تحلیل داده‌ها از نرم افزار SPSS نسخه ۱۸، با سطح معنی‌داری P<۰/۰۵ استفاده شد. در بخش آمار توصیفی از شاخص‌های گرایش مرکزی نظیر میانگین و شاخص‌های پراکندگی نظیر انحراف معیار و هم‌چنین از آمار استنباطی برای تجزیه و تحلیل فرضیه‌های تحقیق استفاده شده است. برای کسب اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده گردید. برابری ماتریس واریانس- کوواریانس درون گروهی با استفاده از آزمون کرویت موچلی ارزیابی شد. آزمون آماری آنالیز واریانس درون گروهی با اندازه‌های تکراری مورد استفاده قرار گرفت و از آزمون بونفرونی برای مقایسه‌های زوجی استفاده شد.

نتایج

نمودار۱ مقادیر شاخص‌های توصیفی شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضلات منتخب پا در حالت‌های مختلف آزمون را نشان می‌دهد.



شکل ۱. مقایسه میانگین نمرات در شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضلات راست رانی، دو سر ران، نازک نئی بلند و دوقلو خارجی در حالت‌های مختلف آزمون

به منظور بررسی فرضیه‌های آماری از آزمون تحلیل واریانس درون گروهی(۳×۲) استفاده شد (جداول شماره۱، ۲، ۳ و ۴). نتایج نشان داد :

۱. در شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله دو سر رانی در حالت‌های مختلف آزمون: اثر تعامل سطح و نوع بازخورد بینایی معنی‌دار نبود. اثر اصلی سطح معنی‌دار بود. ولی نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که بین سطوح مختلف تفاوت معنی‌دار نبود (P >۰/۰۵). اثر اصلی نوع بازخورد بینایی معنی‌دار بود. مقایسه میانگین‌های شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله دو سر رانی در شرایط با بازخورد بینایی (۰/۱۵ =میانگین) و بدون بازخورد بینایی (۰/۱۱= میانگین) نشان داد که در شرایط با بازخورد بینایی شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله دو سر رانی بیش‌تر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی بیش‌تر عضله دو سر رانی بود (جدول ۱).

جدول ۱. شاخص‌های آماری مربوط به بررسی اثرات اصلی و تعاملی سطح و بازخورد بینایی بر شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله دو سر ران

منبع تغییرات	آماره ها		
	f	p	?
اثر اصلی سطح[a]	۵/۰۵	* ۰/۰۲۸	۰/۲۸
اثر اصلی نوع بازخورد بینایی[b]	۱۳/۶۴	*<۰/۰۰۱	۰/۵۱
اثر تعامل سطح و نوع بازخورد بینایی[a]	۱/۳۰	۰/۲۸	۰/۰۹

۲. در شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله راست رانی در حالت‌های مختلف آزمون: اثر تعامل سطح و نوع بازخورد بینایی معنی‌دار بود. با توجه به معنی‌دار بودن اثر متقابل سطح و بازخورد بینایی به منظور مقایسه هرکدام از سطوح در شرایط با بازخورد بینایی با شرایط بدون بازخورد بینایی از آزمون t وابسته (در سطح معنی‌داری ۰/۰۱) استفاده شد و به منظور مقایسه سه سطح با یکدیگر در شرایط با بازخورد بینایی و مقایسه سه سطح با یکدیگر درشرایط بدون بازخورد بینایی از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر (در سطح معنی‌داری ۰/۰۱) استفاده شد، به منظور جلوگیری از خطای نوع اول در این آزمون‌ها سطح معناداری کاهش داده شد. نتایج نشان داد که در مقایسه سطح۱۰در شرایط با بازخورد بینایی با سطح ۱۰ در شرایط بدون بازخورد بینایی تفاوت معنی‌دار بود ($t_{(۱۳)}$=۰/۱۳۵ ،P=۰/۰۱) و مقایسه میانگین‌ها نشان داد که در شرایط با بازخورد بینایی (۰/۱۶=میانگین) به نسبت شرایط بدون بازخورد بینایی (۰/۱۴=میانگین) شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله راست رانی پا بالاتر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی بیشتر عضله راست رانی بود. در مقایسه سطح هشت در شرایط با بازخورد بینایی با سطح ۸ در شرایط بدون بازخورد بینایی تفاوت معنی‌دار نبود($t_{(۱۳)}$=-۰/۰۵ ،P=۰/۰۹۵) و در مقایسه سطح شش در شرایط با بازخورد بینایی با سطح شش در شرایط بدون بازخورد بینایی تفاوت معنی‌دار بود ($t_{(۱۳)}$=۱۰/۰۷ ،P=۰/۰۰۱) و مقایسه میانگین‌ها نشان داد که در شرایط با بازخورد بینایی (۰/۵۱=میانگین) به نسبت شرایط بدون بازخورد بینایی (۰/۱۲=میانگین) شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله راست رانی پا بالاتر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی بیشتر عضله راست رانی بود. در مقایسه سه سطح با یکدیگر در شرایط با بازخورد بینایی تفاوت معنی‌دار بود (η^2=۰/۰۰۱۸۶ ،P<۰/۰، $f_{(۲,۲۶)}$=۸۱/۳۳). نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که بین سطح ۱۰ و هشت (P=۰/۰۵) تفاوت معنی‌دار نبود و بین سطح ۱۰ و شش (P<۰/۰۰۱) و سطح هشت و شش (P<۰/۰۰۱) تفاوت معنی‌دار بود، مقایسه میانگین‌ها در سطح۱۰ (۰/۱۶=میانگین) و سطح شش (۰/۵۱=میانگین) نشان داد که در سطح ۱۰ شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله راست‌رانی پایین‌تر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی کمتر عضله راست‌رانی بود و هم‌چنین مقایسه میانگین‌ها در سطح هشت (۰/۱۳=میانگین) و سطح شش (۰/۵۱=میانگین)نشان داد که در سطح هشت شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله راست رانی پایین‌تر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی کم‌تر عضله راست رانی بود. در مقایسه سه سطح با یکدیگر در شرایط بدون بازخورد بینایی تفاوت بین سه سطح معنی‌دار نبود (η^2=۰/۶۰ ،P=۰/۰۳، $f_{(۲,۲۶)}$=۵/۱۳) اثر اصلی سطح و اثر اصلی نوع بازخورد بینایی معنی‌دار بود (جدول۲)

جدول ۲. شاخص‌های آماری مربوط به بررسی اثرات اصلی و تعاملی سطح و بازخورد بینایی بر شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله راست رانی

منبع تغییرات	آماره ها		
	f	p	?
اثر اصلی سطح[a]	۵۸/۲۸	۰/۰۰۱>*	۰/۸۱
اثر اصلی نوع بازخورد بینایی[b]	۸۸/۸۰	۰/۰۰۱>*	۰/۸۷
اثر تعامل سطح و نوع بازخورد بینایی[a]	۹۲/۴۳	۰/۰۰۱>*	۰/۸۷

۳. در شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله نازک نئی بلند در حالت‌های مختلف آزمون: اثر تعامل سطح و نوع بازخورد بینایی معنی‌دار نبود. اثر اصلی سطح معنی‌دار بود. (P=۰/۰۰۱). نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که بین سطح ۸ و ۶ (P =۰/۷۶) تفاوت معنی‌دار نبود ولی بین سطح ۱۰ و شش (P <۰/۰۰۱) و هم‌چنین سطح ۱۰ و هشت (P <۰/۰۰۱) تفاوت معنی‌دار بود، مقایسه میانگین‌ها در سطح ۱۰(۰/۲۰ = میانگین) و سطح شش (۰/۲۵ = میانگین) نشان داد که در سطح ۱۰ شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله نازک نئی بلند پایین‌تر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی کم‌تر عضله نازک نئی بلند بود و مقایسه میانگین‌ها در سطح ۱۰ (۰/۲۰ = میانگین) و سطح ۸ (۰/۲۴ = میانگین) نشان داد که در سطح هشت شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله نازک نئی بلند پایین‌تر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی کم‌تر عضله نازک نئی بلند بود. اثر اصلی نوع بازخورد بینایی معنی‌دار بود (۰/۰۱ =P). مقایسه میانگین‌های شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله نازک نئی بلند در شرایط با بازخورد بینایی (۰/۲۴ = میانگین) و بدون بازخورد بینایی (۰/۲۱ = میانگین) نشان داد که در شرایط با بازخورد بینایی شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله نازک نئی بلند بیش‌تر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی بیش‌تر عضله نازک نئی بود (جدول ۳).

جدول ۳. شاخص‌های آماری مربوط به بررسی اثرات اصلی و تعاملی سطح و بازخورد بینایی بر شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله نازک نئی

منبع تغییرات	آماره ها		
	F	P	
اثر اصلی سطح[a]	۲۴/۱۵	۰/۰۰۱*	۰/۴۷
اثر اصلی نوع بازخورد بینایی[b]	۸/۴۰	۰/۰۱*	۰/۳۸
اثر تعامل سطح و نوع بازخورد بینایی[a]	۱	۰/۳۵	۰/۰۷۲

[a]df=۲,۲۶ [b]df= **۱, ۱۳**

*** در سطح P<۰/۰۵ معنادار است.**

۴. در شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله دوقلو خارجی در حالت‌های مختلف آزمون: اثر متقابل سطح و بازخورد معنی‌دار نبود. اثر اصلی سطح معنی‌دار بود. نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که بین سطح ۱۰ و شش (P= ۰/۰۶) و هم‌چنین سطح ۸ و شش (P= ۱/۰۰) تفاوت معنی‌دار نبود ولی بین سطح ۱۰ و هشت (P =۰/۰۴) تفاوت معنی‌دار بود، مقایسه میانگین‌ها در سطح ۱۰(۰/۱۳ = میانگین) و سطح ۸ (۰/۱۷ = میانگین) نشان داد که در سطح ۱۰ شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله دوقلو خارجی پایین‌تر بود که نشان دهنده فعالیت عضلانی کم‌تر عضله دوقلو خارجی بود. اثر اصلی بازخورد معنی‌دار نبود (جدول ۴).

جدول ۴. شاخص‌های آماری مربوط به بررسی اثرات اصلی و تعاملی سطح و بازخورد بینایی بر شاخص الکترومایوگرافی RMSAVERAGE عضله دوقلو خارجی

منبع تغییرات	آماره ها		
	F	P	
اثر اصلی سطح[a]	۵/۱۳	۰/۰۱	۰/۲۸
اثر اصلی نوع بازخورد بینایی[b]	۱/۴۰	۰/۲۵	۰/۰۹
اثر تعامل سطح و نوع بازخورد بینایی[a]	۰/۶۲	۰/۵۴	۰/۰۴

[a]df=۲,۲۶ [b]df= ۱, ۱۳

*** در سطح P<۰/۰۵ معنادار است.**

بحث و نتیجه‌گیری

پژوهش حاضر با هدف مقایسه اثر دشواری تکلیف تعادلی و بازخورد بینایی بر فعالیت الکتریکی عضلات منتخب زنان سالمند انجام شد. در بررسی فعالیت عضلات با افزایش دشواری تکلیف یافته‌های این پژوهش نشان داد که به طور کلی کاهش ثبات سطح اتکا موجب افزایش فعالیت عضلات دوقلو خارجی، راست رانی، دو سر ران و نازک نئی بلند شد. نتایج پژوهش حاضر با تحقیق لافتون و همکاران (۳۷) و فرانسون و همکاران (۳۸) که اذعان نمودند افزایش دشواری تکلیف تعادلی و تغییرات وابسته به سن در سیستم کنترل قامتی موجب افزایش فعالیت عضلات می‌شود، هم‌خوانی داشت (۳۸، ۳۷). لافتون و همکاران (۳۷) داده‌های الکترومایوگرافی از عضلات ساقی قدامی، نعلی و دوسررانی به طور هم‌زمان در حین ایستادن ایستا از سالمندان با سابقه افتادن و بدون سابقه افتادن و افراد جوان سالم جمع‌آوری کردند. سالمندان با سابقه افتادن مقدار بیش‌تر نوسان در جهت قدامی- خلفی و فعالیت عضلانی بیش‌تر در حین ایستادن ساکن در مقایسه با افراد جوان سالم نشان دادند. این محققین بیان کردند که انحطاط وابسته به سن مکانیسم‌های کنترل حسی و عصبی عضلانی ممکن است مسئول فعالیت بیش‌تر عضلات در سالمندان باشد. افزایش سطح فعالیت عضلات به بالا بردن حس عمقی مفصل، از طریق افزایش نرخ آتش کردن و به کارگیری اعصاب آوران اولیه، و در نتیجه افزایش رفتار عملکردی همراه با کنترل حلقه بسته قامت، کمک می‌کند. افزایش وابسته به سن در فعالیت عضلانی ممکن است هم‌چنین به علت تغییر در مکانیسم مهارکننده عضلات باشد. به عنوان مثال، با افزایش سن زوال سلول‌های هرمی بزرگ در قشر حرکتی که عضلات بازکننده را مهار می‌کنند و تون ضد جاذبه را کاهش می‌دهند، اتفاق می‌افتد. مطالعات هم‌چنین نشان داده است که در افراد جوان برون داد حرکتی با تنظیم مهار پیش سیناپسی حفظ می‌شود در حالی که، در سالمندان، مهار پیش سیناپسی کم‌تر مؤثر است و برون داد حرکتی از طریق فعال سازی مستقیم حفظ می‌شود (۳۷).

بخش دیگری از نتایج مطالعه حاضر نشان داد که اثر نوع بازخورد بینایی بر فعالیت الکتریکی عضلات معنی‌دار بود. مقایسه فعالیت عضلانی در شرایط با و بدون بازخورد بینایی نشان داد که در شرایط با بازخورد بینایی فعالیت عضلات راست رانی، دو سر ران و نازک نئی بلند بیش‌تر از شرایط بدون بازخورد بینایی بود. این افزایش فعالیت عضلانی در شرایط با بازخورد بینایی می‌تواند به این دلیل باشد که زمانی که سالمندان درمورد نوسان بدنشان بازخورد دریافت می‌کنند به منظور کاهش نوسان بدن‌شان و عملکرد بهتر در تکلیف تعادلی فعالیت الکتریکی عضلات

درگیر در تعادل را افزایش می‌دهند (۲۶). افزایش فعالیت الکتریکی عضلانی در پاسخ به افزایش دشواری تکلیف تعادلی و در شرایط با بازخورد بینایی می‌تواند نشان‌دهنده استفاده از استراتژی افزایش سفتی بدن به منظور کنترل بهتر تعادل در سالمندان باشد، همان‌طور که در تحقیقات پیشین هالیکا و همکاران (۱۴)، آبراهاموا و همکاران (۱۵)، آلام و همکاران (۱۶)، با بررسی تغییرات وابسته به سن در پاسخ‌های قامتی به اختلال تعادل، افزایش سفتی بدن در سالمندان را به منظور کاهش نوسان بدن و حفظ تعادل تأکید کرده‌اند (۱۶-۱۵-۱۴). مکی و همکاران (۱۴) بیان کردند یک دلیل ممکن برای افزایش سفتی بدن می‌تواند ترس از افتادن در پیش بینی اختلال در تعادل باشد (۱۴). هم‌چنین رویگر (۲۶) پیشنهاد نمود که افزایش فعالیت عضلانی در شرایط بازخورد بینایی می‌تواند توسط ترتیب انقباض واحدهای حرکتی، مطابق با اصل اندازه، توضیح داده شود. بر اساس اصل اندازه واحدهای حرکتی سریع‌تر موجب افزایش نیروی عضلانی می‌شوند، کاهش زمان انقباض این واحدهای حرکتی سریع موجب افزایش جابجایی مرکز فشار می‌شود (۲۶).

یکی از نتایج قابل توجه در این پژوهش فعالیت بیش‌تر عضله نازک نئی بلند نسبت به عضله راست رانی و دو سر ران، در همه آزمون‌ها، بود. یافته‌های ما با یافته‌های رونگ و همکاران (۲۷) و پارک و همکاران (۲۸) موافق و با یافته‌های ناشنر و مک کلوم (۲۸) مخالف است (۲۸-۲۷). ناشنر و مک کلوم (۲۸) بیان کردند که استراتژی‌های مچ و هیپ مجزا هستند و به طور جداگانه کنترل می‌شوند در حالی که رونگ و همکاران یافتند همان‌طور که سرعت پلت فرم به تدریج افزایش می‌یابد افراد به سادگی بین استفاده از نیرو عمدتاً در مچ پا در سرعت پایین و نیرو عمدتاً در هیپ در سرعت‌های بالا تغییر نشان نمی‌دهند. در عوض، آن‌ها به افزایش نیروی به کار رفته در مچ پا ادامه می‌دهند و سپس در آستانه بحرانی معین اضافه کردن نیرو در هیپ را آغاز می‌کنند. استراتژی هیپ که قبلاً با استفاده از الگوهای الکترومیوگرافی مشخص شده است، زمانی که افراد بر روی سطح اتکا کم عرض می‌ایستند و به آشفتگی قامتی پاسخ می‌دهند، هرگز در آشفتگی افراد در حالی‌که بر روی سطح صاف می‌ایستادند، صرف نظر از اندازه یا سرعت آشفتگی، مشاهده نشد. تحقیق رونگ (۳۹) از این موضوع که، استراتژی‌های مچ و هیپ مجزا هستند و به طور جداگانه کنترل می‌شوند، حمایت نمی‌کند، همان‌طور که مقدار آشفتگی در حال افزایش پلت فرم نشان داد که افراد بین دو استراتژی مجزا انتخاب نمی‌کنند اما تمایل دارند حرکات را در رفتاری پیوسته ترکیب کنند. پارک و همکاران (۴۰)، نتایج رونگ و همکاران (۳۹) را تأیید کردند و اظهار کردند که این سنجش تدریجی فعالیت عضلات قامتی در پاسخ به افزایش مقدار آشفتگی، نه یک فرآیند کنترل پاسخ‌های برنامه‌ریزی شده انتخاب شده بلکه یک مدل از کنترل قامت را که به بهترین شکل توسط سیستم کنترل بازخورد ارائه می‌شود، را نشان می‌دهد (۴۰).

به طور کلی یافته‌های این مطالعه حاکی از آن هستند که با افزایش دشواری تکلیف تعادلی و در شرایط ارائه بازخورد بینایی فعالیت الکتریکی عضلانی عضلات درگیر در تعادل افزایش می‌یابد و سالمندان در این شرایط بین استراتژی‌های کنترل تعادل انتخاب نمی‌کنند بلکه با به کارگیری ترکیبی از استراتژی هیپ و مچ پا به صورت همزمان، تعادل خود را بهبود می‌بخشند و در شرایط ارائه بازخورد بینایی و افزایش دشواری تکلیف تعادلی، علاوه بر استراتژی هیپ و مچ پا، از استراتژی افزایش سفتی بدن به منظور بازیابی تعادل استفاده می‌کنند. با توجه به کمبود تحقیقات در زمینه بررسی فعالیت عضلانی و استفاده از استراتژی‌های کنترل تعادل در شرایط با بازخورد بینایی اظهار نظر قطعی در این زمینه نیازمند انجام تحقیقات بیش‌تر است. با توجه به این‌که افراد مورد مطالعه در تحقیق حاضر سالمندان بدون سابقه افتادن بودند پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آتی مقایسه بین افراد با سابقه افتادن و بدون سابقه افتادن مدنظر قرار گیرد. از مهم‌ترین محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به: حجم نمونه اندک

و عدم امکان بررسی هم زمان تغییرات کینماتیك در پاسخ به عوامل چالش‌زای ثباتی اشاره نمود که در صورت وجود می‌توانست اطلاعات جامع‌تری در رابطه با استراتژی‌های کنترل تعادل در اختیار قرار دهد.

تشکر و قدردانی

با تشکر از معاونت پژوهشی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی تهران که در تمامی مراحل محققین را در انجام هر چه بهتر تحقیق مورد حمایت قرار دادند.

پی‌نوشت‌ها

[1] hip

[2] Delayed onset latancy

[3] Feedforward

[4] Center of Mass

[5] Center of Pressure

[6] Postural Stability

[7] gastrocnemius

[8] Preroneus Longus

[9] Rectus Femoris

[10] Biceps Femoris

[11] RMSAVERAGE

[12] Maximal voluntary contraction

[13] Megawin

[14] Validity

منابع

1. khosravi J. Four-year health status for older workers employed in the field of urban services and green spaces Tehran Municipality in 1384-1381. J health aging 88-67:(2) ;2007.

2. Mixco A, Reynolds M, Tracy B, Reiser RF. Aging-related cocontraction effects during ankle strategy balance recovery following tether release in women. J Mot Behav 11-1 :44 ;2012.

3. Stevens A. Falls among older adults—risk factors and prevention strategies. J Safety Res 409:(36) ;2005.

4. Jeong S, Mun A, Lee S, Kim M, Lee H, Baek K, Cho K. Changes of postural stability according to ankle fixation in healthy subjects. Phys Ther Rehabil Sci 8 ;2019 44-40:(1)

5. Amiridis G, Hatzitaki V, Arabatzi F. Age-induced modifications of static postural control in humans. Neurosci Lett ;2003 40-137 :350.

6. Boyas S, R. Medd E, Beaulieu S, Boileau A, Lajoie Y, Bilodeau M. Older and young adults adopt different postural strategies during quiet bipedal stance after ankle plantarflexor fatigue. Neurosci Lett ;2019 212 -208 :701.

7. Najafi M, Shojaedin S, Haddadnejad M, Barati A. Effect of Eight-Week Corrective Exercises on the activity of Involved Muscles in Ankle Balance Strategies in Girls with Lower Limb Pronation Syndrome. J Rehab Med. 87-77 :(1)7 ;2018. (In Persian)

8. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movement: adaptation to altered support surface configurations. Journal of Neurophysiology. 1381-1369 :35 ;1986.

9. Shumway – Cook A,Gruber W. The Effect

of multimensional exercise on balance, mobility and fall risk in Community–Dwelling older adults. Phys Ther ;1997 57-46:(1)77.

10. Gallahue DL, Ozmun JC. Understanding Motor Development: Infants: Children, Adolescents, Adults. 6th ed. New York: McGraw-Hill; 2006.

11. Tokuno C, ndrew G, Cresswell B, Thorstensson A, Carpenter MG. Age-related changes in postural responses revealed by support-surface translations with a long acceleration–deceleration interval. Clin Neurophysiol :(121) ;2010 117-109.

12. Acuña S, Francis C, Franz J, Thelen D. The effects of cognitive load and optical flow on antagonist leg muscle coactivation during walking for young and older adults. Journal of Electromyography and Kinesiology 14-44:8 ;2019.

13. Wang Y, Watanabe K, Asaka T. Aging effect on muscle synergies in stepping forth during
a forward perturbation. Eur J Appl Physiol 211-201 :(117) ;2017.

14. Halicka Z, Lobotkova J, Bzduskova D, Hlavacka F. Age-Related Changes in Postural Responses to Backward Platform Tanslation. J Physiol 335-331 :(61) :2012.

15. Abrahamova D, Manchini M, Hlavacka F, Chiari L. The age-related changes of trunk responses to Achilles tendon vibration. Neurosci Lett 224-220 :(467) ;2009.

16. Allum JH, Carpenter MG, Honegger F, Adkin A, Bloem B. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance correction and compensatory arm movements in man. J Physiol :(542) ;2002 663-643.

17. Mengarelli A. Cardarelli S; Fiorett S; Strazza A; Tigrini A; Di Nardo F; Burattini L; Verdini F. Role of the Visual Feedback on Balance Responses to Upright Stance Perturbations. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018 pp 689-685.

18. Sahebozamani M, Salari A, Daneshjoo A, Karimi Afshar F. Assessment of Balance Recovery Strategies during Manipulation of Somatosensory, Vision, and Vestibular System in Healthy and Blind Women. JRSR. 129-123:(3)6 ;2019.

19. Gallahue DL. Understanding motor development: infants, children, adolescents. New York, NY: McGraw-Hill Higher Education; 1989.

20. Andersson G, Hagman J, Talianzadeh R, Svedberg A, Larsen HC. Dual-task study of cognitive and postural interference in patients with vestibular disorders. Otol Neurotol 93-289 :(2)24 ;2003.

21. Murillo DB, Solana RS, Vera-Garcia FJ, Gusi Fuertes N, Moreno FJ. Effect of increasing difficulty in standing balance tasks with visual feedback on postural sway and EMG: Complexity and performance. Hum Mov Sci 1237-1224:(5)31 ;2012.

22. Palm H, G, Strobel J & Achatz G. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. Gait Posture 333–328 :(3) 30 ;2009.

23. Liu B, Kong W, Zou Y. The sensory organization in the posture stability with interruption induced by standing foam in normal subjects. Lin Chuang Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi J Clin Otorhinolaryngol Head Neck Surg ;2007 5–162:(4)21.

24. Timmann, D., Belting, C., Schwarz, M., & Diener H, C. Influence of visual and soatosensory input on legEMG responses in dynamic posturography in normal. Electroencephalography and clinical Neurophysiology 14-7 :93 ;1993.

25..Anand, V, Buckley , G., Scally A, & Elliott DB. (2003). Postural Stability in the Elderly during Sensory Perturbations and Dual Tasking: The Influence of Refractive Blur. Invest Ophthalmol Vis Sci. ;2003 91-2885:(7)44.

26. Rougier P. Visual feedback induces opposite effects on elementary centre of gravity and centre of pressure minus centre of gravity motions in undisturbed upright stance. Clin Biomech :(18) ;2003 349-341.

27. Gladys O ,Narici Marco L, Rejc Enrico V, & Maganaris Constantinos , N. Contribution of calf muscle–tendon properties to single-leg stance ability in the absence of visual feedback in relation to ageing. Gait & Posture 348–343 :26 ;2006.

28. Walker C., Brouwer Brenda, J., & Culham Elsie, G. Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following Acute Stroke. journal of the American Physical Therapy Association 2000.

29. Dault, C., Haart M, de, Geurts A , C. H., & Arts Ils. Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. Human Movement Science ;2003 236-221 :22.

30. Boudrahem, R., & Rougier P. (2009). Relation between postural control assessment with eyes open and centre of pressure visual feedback effects in healthy individuals, : Exp Brain Res. 152–145 :195.

31. Freitas S, Duarte M. Joint coordination in young and older adults during quiet stance:
Effect of visual feedback of the center of pressure. Gait & Posture 87–83 :35 ;2012.

32. Farsi A, Kavianipoor H. The Effect of Balance Task Difficulty and Visual Feedback on Blance in Elderly Women. Journal of development an motor learning 7 ;2016 472-457 :(4). (in Persian)

33. Sienko- Awierianow E, Lubkowska A, Kolano P, Chudecka M. Postural stability and risk of falls per decade of adult life – a pilot study. AnthropologicAl review ;2018 109–102 :(1)81.

34. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C,RauG.Developmentofrecommendations

for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol ;2000 374–361 :(10).
35. Salsabili H, Bahrpeyma F, Forogh B, Rajabali S. Dynamic stability training improves standing balance control in neuropathic patients with type 2 diabetes. J Rehabil Res Dev 786-775 :(7)48 ;2011.
36. Bagheri R, Sarmadi A , Dadashi Arani L. [Learning effects of the biodex balance system during assessment of postural task with in test-retest measurements] Persian. Koomesh 361 -354 :(3)13 ;2012.
37. Laughton CA, Slavin M, Katdare K, Nolan L, Bean JF, Kerrigan DC, Phillips E, Lipsitz LA, Collins JJ. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. Gait and Posture 108-101 :(18) :2002.
38. Fransson PA, Gomez S, Patel M, Johansson L. Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces. Eur J of Appl Physiol :(101) ;2007 89-81.
39. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. Gait Posture 170-161 :(10) ;1999.
40. Shumway- cook A, Woollacott MH. Motor control theory and practical application. 2nd ed. Philadelphia: LWW; 2001.

روان‌شناسی ورزش

Shahid Beheshti University

Sport Psychology

Autumn & Winter 2020/ No.2/ Vol. 4/ Pages: 61-75

The Effect of Balance Task Difficulty and Visual Feedback on EMG Activity of Selected Muscles in Elderly Women

Alireza Farsi[1], Nassour Ahmadi [2], Hadis Kavianipoor[1*]

1. Faculty of Sport Sciences and Health, Shahid Beheshti University, Teheran, Iran.

2.Ph.D in Motor Behavior

Received: 19/05/2015 Revised: 15/04/2016 Accepted: 30/04/2016

Purpose: The purpose of present study was to determine the effect of different levels of balance task difficulty and visual feedback on EMG activity of selected muscles in elderly women.

Methods: Fourteen healthy elderly women (mean age 57/65 yr) were voluntarily selected. The task consisted of performing balance task on Biodex Balance System. Participants were asked to stand still on a stability platform under two conditions (with and without visual feedback) in three levels of difficulty (6, 8 &10). Megawin EMG system was used for recording electromyography of rectus femoris, gastrocnemius, preroneus longus and biceps femoris muscles and RMS of EMG signals was obtained. Duration of each test was 20 seconds and rest times were 20 seconds.

Results: Results showed that with increasing task difficulty, preroneus longus (p= 0/01), biceps femoris (p= 0/028), rectus femoris (p< 0/001) and gastrocnemius (p= 0/01) EMG activity increased significantly. In addition, there was a significant increase in preroneus longus (p= 0/01), biceps femoris (p< 0/001) and rectus femoris (p< 0/001) EMG activity in visual feedback condition compared with without feedback condition.

Conclusion: As task difficulty increased and with visual feedback, the elderly did not choose between two postural strategies but tend to combine movements in continuous behavior and they use the body stiffness strategy to improve balance.

Keywords: EMG, elderly, visual feedback, task difficulty, postural strategy

*Corresponding Author :Hadis Kavianipoor. Tel: 09166592416. E-mail: h_kavianipoor@sbu.ac.ir