

فعالیت عضلانی سالمندان دارای ضعف تعادلی در راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه

چکیده

الهه آزادیان^۱، حمیدرضا طاهری^{۲*}،
علیرضا صابری کاخکی^۲

دریافت: ۱۳۹۴/۷/۲۶ پذیرش: ۱۳۹۴/۹/۲۵

هدف: این پژوهش به منظور بررسی اثر تکلیف دوگانه شناختی بر الگوی فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام راه رفتن در سالمندان دارای ضعف تعادلی اجرا شد.

روش‌ها: در این پژوهش ۳۰ فرد سالمند دارای ضعف تعادلی بر اساس آزمون تعادلی برگ شرکت کردند. با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی BTS Free EMG ۳۰۰ و الکترودهای سطحی، فعالیت عضلات اندام تحتانی شرکت‌کنندگان در راه رفتن نرمال و راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه شناختی اندازه‌گیری شد. برای تعیین لحظات مرتبط با مراحل گام‌برداری و اندازه‌گیری پارامترهای فضایی-زمانی راه رفتن از دستگاه آنالیز حرکت Vicon استفاده شد. تجزیه و تحلیل اطلاعات با روش Repeated measure و با سطح معنی‌داری $p < 0/05$ انجام شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که راه رفتن همراه با اجرای تکلیف دوگانه موجب کاهش سرعت گام‌برداری و افزایش زمان استقرار و زمان گام شد ($p < 0/05$). همچنین شدت فعالیت عضلات در مرحله استقرار در شرایط راه رفتن با تکلیف دوگانه، در دو عضله ساقی‌قدامی و پهن خارجی نسبت به راه رفتن عادی به‌طور معنی‌داری کمتر بود ($p < 0/05$). اما زمان‌بندی فعالیت عضلات در هر سه عضله منتخب تحت تأثیر تکلیف دوگانه تغییر نکرد ($p < 0/05$).

نتیجه‌گیری: راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه موجب تغییر الگوی گام‌برداری در متغیرهای فضایی-زمانی و فعالیت عضلانی سالمندان دارای ضعف تعادلی می‌گردد. کاهش شدت فعالیت عضلات در مرحله استقرار بر اثر اجرای تکلیف دوگانه نشان‌دهنده حساسیت این مرحله نسبت به اجرای تکلیف دوگانه و نیز کاهش کنترل سیستم عصبی مرکزی به دلیل پرداختن به مسائل شناختی تکلیف دوگانه می‌باشد.

کلید واژگان: گام‌برداری، تکلیف دوگانه، سالمند، فعالیت عضلانی، زمان‌بندی

۱. گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، واحد پردیس بین‌الملل، مشهد، ایران.
۲. گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.

* نویسنده مسئول: گروه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.

تلفن: ۰۹۱۵۳۱۷۹۳۳۱
E-mail: hamidtaheri@um.ac.ir

مقدمه

تکلیف شناختی هم‌زمان مثل صحبت کردن از فعالیت‌های معمول روزمره می‌باشد، در موقعیت‌هایی که تقاضاهای توجهی کمی مورد نیاز است (مثل راه رفتن بر سطوح هموار) هیچ مشکلی در اجرای هم‌زمان این دو تکلیف در سالمندان سالم وجود ندارند. اما هنگامی که تکالیف دشوار باشند طوری که نیاز به تقسیم توجه باشد، مثل راه رفتن بر سطوح ناهموار و یا تکلیف بالا رفتن از پله (۳)، فرد در

گام‌برداری فرایندی حرکتی - شناختی می‌باشد که نیاز به منابع توجهی دارد (۱، ۲). در دوران سالمندی به دلیل کاهش اطلاعات حسی - حرکتی، کنترل راه رفتن سخت‌تر شده و برای جلوگیری از بی‌ثباتی حین راه رفتن، نیاز به توجه افزایش می‌یابد. راه رفتن و اجرای یک

معرض خطر سقوط قرار می‌گیرد (۴).

تحقیقات زیادی با استفاده از روش تکلیف دوگانه، ارتباط بین توانایی‌های شناختی با تعادل و گام‌برداری را در گذر سن بررسی کرده‌اند. در این روش، اجرای دو تکلیف به صورت هم‌زمان و منفرد (برای عملکرد پایه) ارزیابی می‌شود. روش تکلیف دوگانه در مطالعات تعادلی و گام‌برداری کاربرد موفقی داشته است (۵، ۶). الگوی مشاهده شده در تحقیقات گام‌برداری همراه با تکلیف دوگانه، شامل کاهش در اجرای تکلیف شناختی نسبت به اجرای تکلیف حرکتی به ویژه در سالمندان می‌باشد. رقابت در منابع توجهی و اولویت تکلیف پوسچری، بر پایه تئوری منابع توجهی Kahneman توجیه می‌گردد (۷). اولویت‌دهی به تکلیف پوسچری در سالمندان دارای ضعف تعادلی (۸) و یا هنگامی که پوسچر با آشفتگی خارجی روبرو می‌گردد، افزایش می‌یابد (۹، ۱۰). استراتژی اولویت‌دهی به تکلیف حرکتی، موجب برتری حفظ تعادل و ریتم گام‌برداری نسبت به تکلیف شناختی در موقعیت تکلیف دوگانه می‌گردد؛ این موضوع تفسیری در حرکات جبرانی مرتبط با سن ارائه می‌دهد که اولویت در راه رفتن ایمن‌تر را مورد حمایت قرار داده است و نیز نشان می‌دهد که اولویت به تکلیف پوسچری با گذر سن افزایش می‌یابد (۱۱، ۱۲). همچنین محققان مشاهده کرده‌اند که هزینه تکلیف دوگانه در حین گام‌برداری با گذر سن افزایش می‌یابد، به ویژه زمانی که به طور ناگهانی در مسیر گام‌برداری مانع به وجود می‌آید (۱۳) و یا تکلیف شناختی دارای چالش می‌باشد (۱۴). Hausdorff و همکاران گزارش کردند، تغییرپذیری کمتر در زمان گام با کارآمد بودن عملکرد شناختی در سالمندان سالم ارتباط دارد (۱۵). همچنین Oh-Park و همکاران نیز نشان دادند که با اجرای هم‌زمان راه رفتن و یک تکلیف دوگانه، سرعت گام‌برداری کاهش می‌یابد و تغییرپذیری یک گام نسبت به گام دیگر افزایش می‌یابد (۱۶). نتایج پژوهش Beauchet و همکاران نیز نشان داد که در سالمندان، میانگین زمان گام، در راه رفتن همراه با تکلیف شمارشی هم‌زمان افزایش می‌یابد. بنابراین تغییرپذیری در زمان گام با عملکرد شناختی مرتبط می‌باشد (۱۷). نتایج Hollman و همکاران نشان داد، راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه موجب کاهش سرعت و تغییرپذیری سرعت گام‌برداری از یک گام به گام دیگر می‌شود. با توجه به این نتایج، هر دو عملکرد جسمانی و ظرفیت شناختی نقش مهمی در اجرای تکلیف دوگانه دارند (۱۸). مطالعاتی نیز بیان کرده‌اند که هر دو عملکرد حرکتی و

شناختی سالمندان هنگام اجرای تکلیف دوگانه ضعیف‌تر از جوانان است، و میزان این تغییرات به درجه سختی تکلیف دوگانه بستگی دارد (۱۹، ۲۰). Fraser و همکاران نشان دادند که سالمندان دارای ضعف تعادلی نسبت به سالمندان سالم، در اجرای تکلیف دوگانه ضعیف‌تر می‌باشند؛ همچنین کاهش فعالیت عضلانی در گام‌برداری با تکلیف دوگانه نسبت به تکلیف منفرد مشاهده گردید (۲۱).

اکثر مطالعات بر تأثیر تکلیف دوگانه در متغیرهای فضایی - زمانی گام‌برداری تمرکز داشته‌اند. گزارش این نتایج نشان می‌دهد که راه رفتن در سالمندان هم‌زمان با تکلیف دوگانه موجب کاهش طول گام‌ها و سرعت گام‌برداری نسبت به راه رفتن معمولی می‌شود (۲۲). بررسی تغییرات مرتبط با تکلیف دوگانه در گام‌برداری، به علت ارتباط آنها با سقوط مورد توجه می‌باشد. با توجه به پیشینه تحقیقات تاکنون مطالعات کمی در مورد تأثیر تکلیف دوگانه بر الگوی انقباض عضلات و زمان‌بندی فعالیت عضلانی انجام گردیده است. بنابراین هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر تکلیف دوگانه بر شدت فعالیت عضلانی و زمان‌بندی فعالیت عضلات منتخب (Timing of muscles activity) بود. همچنین برخی پارامترهای فضایی - زمانی مورد نیاز در تفسیر اطلاعات نیز مورد مطالعه واقع گردید. فرضیه‌های این تحقیق عبارت بودند از: الف) متغیرهای فضایی - زمانی راه رفتن، هنگامی که فرد همراه با تکلیف دوگانه راه می‌رود نسبت به وضعیت نرمال تغییر می‌یابد. ب) اجرای تکلیف دوگانه موجب تغییر در شدت فعالیت عضلات می‌گردد. ج) زمان‌بندی فعالیت عضلانی در هر دو شرایط با و بدون تکلیف دوگانه ثابت باقی می‌ماند.

روش شناسی

این مطالعه از نوع توصیفی می‌باشد. جامعه آماری این پژوهش شامل سالمندان ساکن شهر همدان بود. با استفاده از نرم‌افزار G*Power با $\alpha=0/05$ و توان آماری ۸۰ درصد (۲۳) حداقل ۲۷ آزمودنی برای این مطالعه لازم بود، که تعداد ۳۰ سالمند مرد با استفاده از نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. ملاک ورود افراد در این مطالعه شامل، سن بالای ۷۰ سال، سرعت راه رفتن انتخابی کمتر از ۱/۱ متر بر ثانیه، نمره تست تعادلی برگ (Berg Balance Scale) بین ۲۴ تا ۵۲ بود، و افرادی که نمره آزمون خلاصه معاینه روانی MMSE (Min Mental State Examinati) در آنها پایین‌تر از

کردن می باشد (۲۶). حداکثر نمره در این تست ۳۰ می باشد که پایایی (به روش دونیمه کردن)، ویژگی و حساسیت این تست به ترتیب ۷۱، ۸۴ و ۹۰ درصد گزارش شده است (۲۷).

برای اندازه گیری متغیرهای کینماتیکی راه رفتن، چهار دوربین *Vicon T20s motion capture system* با فرکانس ۱۰۰ هرتز استفاده شد. دوربین ها در گوشه های یک فضای ۱۰×۱۲ متری و ارتفاع ۳ متری از زمین قرار داده شده بودند. یک فضای ۱/۵×۲×۳ متری برای کالیبره کردن دوربین ها در نظر گرفته شده بود و دوربین ها به وسیله حرکت دادن *Vand* در داخل این فضا کالیبره شدند. سپس تعداد ۱۶ مارکر کروی منعکس کننده نور به قطر ۱۴ میلی متر به نقاط آناتومیکی (*land mark*) در هر دو پای شرکت کنندگان، طبق مدل مارکرگذاری (*Plug-In Gait Marker Set, Vicon Peak, Oxford, UK*) متصل شد. این نقاط شامل خارخاصه قدامی فوقانی و خلفی فوقانی، اپی کندیل خارجی ران، یک سوم پایینی ران، یک سوم پایینی ساق، قوزک خارجی، سر متاتارسال دوم و پشت استخوان پاشنه بود. همچنین به خاطر طول فضای کالیبره (۳ متر) آزمودنی می توانست دو استراید کامل چپ و راست در داخل فضای کالیبره داشته باشد. آزمودنی ها به دو شیوه در مسیر تعیین شده راه رفتند و اطلاعات کینماتیکی ثبت گردید: (۱) راه رفتن نرمال به صورت پابرهنه و با سرعت عادی و (۲) راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه شناختی که شامل تکلیف شمارش معکوس سه تایی بود که از عدد ۹۰ آغاز می شد (۲۸).

اطلاعات به دست آمده از سیستم تحلیل حرکات با استفاده از نرم افزار *NexusVicon ۱.۸.۲* پردازش شدند. داده های کینماتیکی به دست آمده با استفاده از فیلتر *Butterworth* سطح چهارم بدون اختلاف فازی با فرکانس برش ۶ Hz هموار شدند. سپس با استفاده از نرم افزار *Polygon ۳.۵.۱* متغیرهای سرعت راه رفتن، زمان گام و زمان اتکا، استخراج شدند.

طبق جدول ۲ الکترودها روی عضلات دوقلوی داخلی، ساقی قدامی و پهن خارجی (۲۹) به صورت دو طرفه چسبانده شدند. برای چسباندن الکترودها کلیه توصیه های انجمن بین المللی الکترومیوگرافی رعایت شد (۳۰). برای این منظور ابتدا در محل های مورد نظر برای نصب الکترودها سطوح تراشیده شد و پوست با پنبه آغشته به الکل ایزوپروپیل ۵ درصد تمیز گردید. جهت قرارگیری الکترودها به موازات تارهای عضلات بود.

جدول ۱.

ویژگی آزمودنی ها

ویژگی	Mean ±SD
تعداد	۳۰
سن (سال)	۷۳/۸۰ ± ۴/۴۸
قد (m)	۱/۶۶ ± ۰/۰۵
جرم (Kg)	۶۹/۱۶ ± ۱۳/۲۹
MMSE	۲۴/۶۰ ± ۱/۸۵
BBS	۴۵/۲۰ ± ۴/۹۰

اختصارات: m: متر. Kg: کیلوگرم. MMSE: خلاصه معاینه روانی. BBS: تست تعادلی برگ.

۲۳ بود، از مطالعه کنار گذاشته شدند (۲۴). آزمودنی ها هیچ بیماری عضلانی - اسکلتی یا نورولوژیکی مانند سکته، آسیب های مغزی و اورتوپدیکی طوری که بر تعادل و شیوه راه رفتن تأثیرگذار باشد، نداشتند. همچنین آزمودنی ها رضایت نامه جهت شرکت در آزمون را تکمیل و سپس مراحل انجام آزمون ها و چگونگی اندازه گیری متغیرها و شیوه کار به طور کامل برای آزمودنی ها تشریح شد.

تست تعادلی برگ برای اندازه گیری تعادل کارکردی در سالمندان طراحی شده است که دارای ۱۴ آیتم می باشد. نمره هر آیتم بین صفر تا ۴ می باشد و بنابراین امتیازات از ۵۶ تا صفر متغیر است. آیتم ها شامل: (۱) بلند شدن از حالت نشسته، (۲) ایستادن بدون حمایت، (۳) نشستن روی یک صندلی بدون پشتی، (۴) نشستن از حالت ایستاده، (۵) انتقال از یک چهار پایه به صندلی، (۶) ایستادن بدون حمایت با چشمان بسته، (۷) ایستادن بدون حمایت با پاهای جفت شده، (۸) کشش دست ها به جلو در حالت ایستاده، (۹) برداشتن یک شیء از زمین از حالت ایستاده، (۱۰) چرخش به سمت شانه چپ و راست برای دیدن پشت سر در حالت ایستاده، (۱۱) چرخش ۳۶۰ درجه، (۱۲) قرار دادن متناوب پاها بر روی یک چهارپایه در حالی که فرد بدون حمایت ایستاده است، (۱۳) ایستادن بدون حمایت وقتی یک پا جلوی پای دیگر قرار دارد، (۱۴) ایستادن روی یک پا. ملاک ورود به این پژوهش کسب نمره کمتر از ۵۲ در تست تعادلی برگ بود. طبق تحقیقات انجام شده، نقطه برش در این تست ۴۵ می باشد که در آن افراد برای تحرک نیاز به کمک و حمایت دارند (۲۵).

تست MMSE پرسشنامه کوتاهی است که به دلیل روایی و پایایی عالی آن، پرکاربردترین ابزار بالینی می باشد. این تست شامل ۱۱ مقوله: آگاهی به زمان، آگاهی به مکان، محفوظات، توجه و محاسبه، یادآوری، نام گذاری، تکرار، درک مطلب، خواندن، نوشتن و ترسیم

پاشنه ((Heel contact(HC))، لحظه جدا شدن انگشت پا از زمین ((Toe off(TO)) تا لحظه تماس مجدد پاشنه با زمین برای هر یک از اندام‌های چپ و راست ثبت شد. سپس اطلاعات لحظه‌های مربوط به یک گام کامل در هر پا جدا شدند و با استفاده از روش Interpolation طول همه گام‌ها به ۱۰۰ درصد تبدیل گردید. به منظور تخمین آغاز و پایان فعالیت عضلات، سیگنال‌های یک‌سویه (Full wave rectification) گردیدند و دامنه آن‌ها با اوج فعالیت عضلانی طی سه تلاش راه رفتن طبیعی هر آزمودنی نرمالایز شد. شروع و پایان فعالیت عضله برابر ۱۰ درصد دامنه همسان‌سازی شده برای هر عضله قرار داده شد (۳۲). برای این منظور از روش تحلیل دامنه Linear envelope با فیلتر پایین‌گذر ۱۲ هرتز استفاده گردید. در این روش داده‌های الکترومیوگرافی بر اساس زمان به ۱۰۰ درصد یک گام کامل نرمالایز گردیدند. برای محاسبه نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک و برای مقایسه و تحلیل دو شیوه راه رفتن و مقایسه هم‌زمان فعالیت عضلانی در هر پا، از روش آماری Repeated measure استفاده شد و سطح معناداری $p < 0/05$ در نظر گرفته شد.

نتایج

میانگین و انحراف معیار پارامترهای فضایی-زمانی، همچنین نتایج تحلیل عاملی در جدول ۳ نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، هر سه پارامتر سرعت گام‌برداری، زمان گام و زمان استقرار اختلاف معنی‌داری را در راه رفتن همراه با اجرای هم‌زمان تکلیف دوگانه نسبت به راه رفتن نرمال نشان داده‌اند ($p < 0/05$). در این پژوهش فعالیت سه عضله ساقی‌قدامی، پهن خارجی و دوقلوی داخلی به صورت دوطرفه و در فاز استقرار و نوسان برحسب میکروولت اندازه‌گیری گردید. همان‌طور که شکل ۱ نشان می‌دهد تکلیف دوگانه موجب کاهش معنی‌داری در میزان فعالیت عضله ساقی‌قدامی در فاز استقرار می‌گردد ($p = 0/004$, $F = 9/75$, $\text{Eta} = 0/26$). نتایج نشان دادند شدت فعالیت عضله ساقی‌قدامی در پای راست و چپ متقارن می‌باشد و اضافه شدن تکلیف دوگانه موجب تغییرات یکسان در عملکرد هر دو پا می‌گردد. نتایج در مورد شدت فعالیت عضله پهن خارجی نیز نشان داد که تکلیف دوگانه موجب کاهش معنی‌داری (حدود ۱۲ درصد) در

فرکانس ثبت سیگنال‌های EMG ۱۰۰۰ هرتز، فیلتر میان‌گذر ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز و الکترودهای مورد استفاده از نوع الکترودهای چسبیده یک‌بار مصرف Ag-AgCl بودند. همچنین برای حذف نویز ناشی از فرکانس برق شهری از فیلتر ناچ (Notch filter) با فرکانس ۵۰ هرتز استفاده شد. نسبت CMRR (Common mode rejection ratio) برابر ۱۰۰ دسی‌بل، Gain دستگاه برابر ۱۰۰۰ و فاصله بین مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود.

پس از کالیبراسیون دوربین‌ها و نصب مارکرها و الکترودها ابتدا آزمودنی با مراحل کار آشنا می‌شد و تکالیف حرکتی را چند بار تمرین می‌نمود. برای هر آزمودنی، ۶ تکرار راه رفتن انجام شد و از این میان، میانگین ۳ تکرار برای محاسبات بعدی استفاده شد. تصاویر مارکرها در حافظه کامپیوتر ذخیره و سپس با استفاده از این مختصات لحظات مختلف از مراحل گام‌برداری شامل لحظه تماس

جدول ۲.

عضلات منتخب و محل نصب الکترودها (۳۱)

عضله	محل نصب الکترودها
ساقی‌قدامی	بر حجیم‌ترین قسمت عضله، موازی و به فاصله ۲ سانتی‌متر خارج از لبه خارجی استخوان درشت‌نی، در فاصله یک سوم تا یک چهارم مسافت بین زانو و مچ پا
دوقلوی داخلی	حجیم‌ترین بخش عضله دوقلوی داخلی و در یک سوم فوقانی فاصله بین مفصل زانو تا مفصل مچ پا
پهن خارجی	۳ تا ۵ سانتی‌متر بالای کشکک، در یک زاویه اریب از خارج به سمت داخل

جدول ۳.

میانگین و انحراف معیار (SE) پارامترهای گام برداری در دو وضعیت راه رفتن نرمال و راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه

ضریب تأثیر Eta	F	Sig	با تکلیف دوگانه	نرمال	پارامترهای گام برداری
۰/۲۳	۸/۴۶	۰/۰۰۷	۱/۴۹ ± ۰/۰۴	۱/۳۷ ± ۰/۰۳	زمان گام (s)
۰/۱۹	۶/۸۸	۰/۰۱۴	۰/۷۷ ± ۰/۰۲	۰/۸۳ ± ۰/۰۳	سرعت گام برداری (m/s)
۰/۲۱	۷/۷۴	۰/۰۰۹	۰/۹۲ ± ۰/۰۳	۰/۸۵ ± ۰/۰۲	زمان استقرار (s)

نکته: اختصارات: (s): ثانیه، (m): متر، (m/s): متر بر ثانیه.

شدت فعالیت این عضله در فاز استقرار گردیده است ($\eta = 0.16$) همان‌طور که شکل ۱ نیز نشان می‌دهد این کاهش در پای راست نسبت به پای چپ حدود ۹ درصد بیشتر می‌باشد.

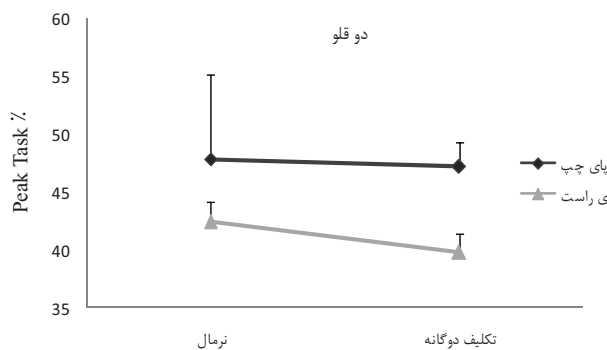
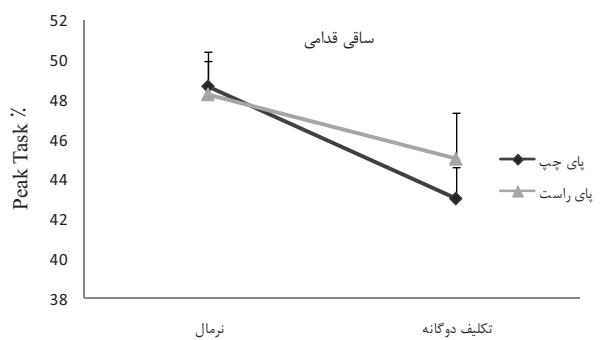
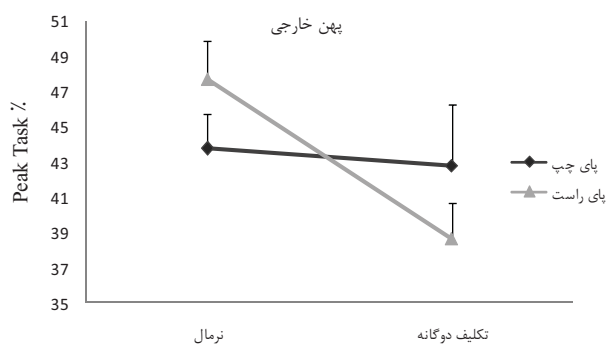
نتایج در مورد عضله دوقلو نشان داد، شدت انقباض این عضله در فاز استقرار در هر دو شرایط راه رفتن با تکلیف دوگانه و منفرد یکسان می‌باشد ($p = 0.079$, $F = 0.07$, $\eta = 0.03$). همچنین شدت فعالیت این عضله در دو طرف چپ و راست متقارن بود.

در مورد فاز نوسان نتایج نشان دادند شدت انقباض هر سه عضله، در شرایط راه رفتن با تکلیف دوگانه و منفرد اختلاف معنی‌داری ندارند ($p > 0.05$)؛ اما مقایسه شدت فعالیت عضلات در دو فاز استقرار و نوسان نشان داد که شدت فعالیت هر سه عضله در فاز استقرار نسبت به فاز نوسان بیشتر است، ولی این اختلاف فقط در عضله ساقی‌قدامی معنی‌دار بود ($p = 0.006$, $F = 8.77$, $\eta = 0.25$). نتایج تحلیل عاملی نشان داد که در عضله ساقی‌قدامی عامل فاز و نوع تکلیف

راه رفتن، دارای تعامل معنی‌داری می‌باشند ($F = 8.21$, $\eta = 0.23$). به بیان دیگر راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه موجب کاهش ۱۰/۵ درصدی در شدت فعالیت عضله ساقی‌قدامی در فاز استقرار گردیده، درحالی‌که در فاز نوسان تغییری ایجاد نکرده است.

نتایج در مورد زمان‌بندی فعالیت عضلات نشان داد اجرای تکلیف شناختی در حین راه رفتن تأثیر معنی‌داری بر زمان‌بندی فعالیت عضلات ندارد ($p > 0.05$). در این مطالعه به‌طور کلی در هر سیکل گام‌برداری دو مرحله فعالیت برای هر عضله ثبت گردید. نتایج نشان دادند که در عضله ساقی‌قدامی، مدت فعالیت در مرحله اول به‌طور معنی‌داری کمتر از مرحله دوم بود ($F = 24.3/9$, $\eta = 0.9$).

به بیان دیگر با توجه به شکل ۲ فعالیت این عضله از ابتدای تماس پاشنه تا ۲۲ درصدی و سپس از ۵۰ درصدی سیکل گام‌برداری آغاز می‌شود و تا پایان سیکل ادامه می‌یابد. بنابراین مدت زمان فعالیت این عضله در نیمه دوم سیکل گام‌برداری بیشتر می‌باشد.



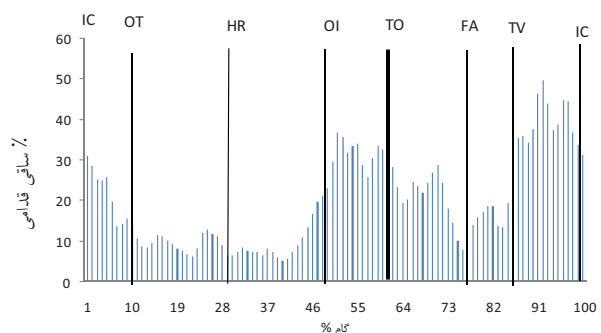
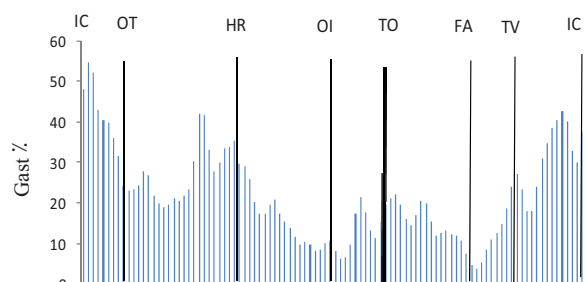
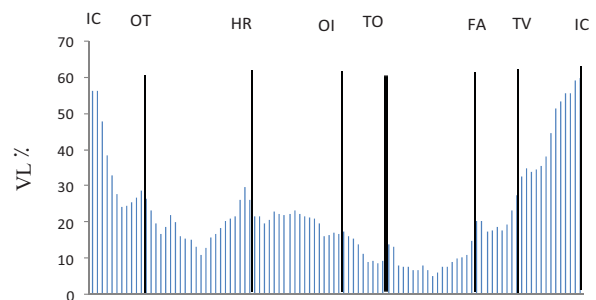
شکل ۱. شدت فعالیت عضلانی در راه رفتن منفرد و راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه شناختی در عضلات ساقی‌قدامی، پهن خارجی و دوقلو در فاز استقرار

هم‌زمان تکلیف شناختی تأثیر معنی‌داری بر زمان‌بندی این عضله نداشتند است ($p > 0/05$). بیشترین شدت فعالیت این عضله در ابتدا و انتهای سیکل گام‌برداری ثبت گردیده بود. نتایج نشان دادند عضله دوقلو از لحظه تماس پاشنه تا ۳۱ درصدی و سپس ۲۰ درصدی انتهای سیکل گام‌برداری فعال بوده است، که مدت زمان انقباض در ابتدای سیکل به‌طور معنی‌داری طولانی‌تر از مرحله دوم بوده است ($p = 0/001$, $F = 14/8$, $Eta = 0/35$).

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی الگوی فعالیت عضلانی در گام‌برداری و تقاضاهای توجهی مربوط به آن در سالمندان دارای ضعف تعادلی بود. در این مطالعه علاوه بر مشاهده تأثیر تکلیف دوگانه بر برخی پارامترهای گام‌برداری، شدت فعالیت عضلات منتخب و همچنین زمان‌بندی شروع و پایان فعالیت عضلات نیز مورد توجه قرار گرفته است. نتایج این پژوهش همسو با یافته‌های قبلی (۱۸، ۳۳-۳۷) نشان داد که با اجرای تکلیف دوگانه همراه با راه رفتن، میانگین پارامتر سرعت گام‌برداری کاهش و زمان استقرار و زمان گام افزایش می‌یابد. همچنین مطالعه Verghese و همکاران نشان داد که کاهش سرعت گام‌برداری، افزایش در زمان استقرار و تغییرپذیری گام به گام یکی از علائم افزایش در ریسک سقوط می‌باشد (۳۸). بنابراین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که راه رفتن در سالمندان دارای ضعف تعادلی نیاز به عملکرد شناختی دارد و انجام تکلیف هم‌زمان شناختی، موجب تداخل در منابع توجهی و در نتیجه تغییر در عملکرد حرکتی فرد می‌شود. بعلاوه کاهش در سرعت گام‌برداری و افزایش زمان استقرار نوعی واکنش و انطباق‌پذیری است که موجب کاهش چالش تعادلی در گام‌برداری و کاهش ریسک سقوط می‌گردد.

نتایج این مطالعه نشان داد اجرای تکلیف شناختی هم‌زمان با راه رفتن موجب کاهش معنی‌داری در فعالیت عضلات ساقی‌قدامی و پهن خارجی در مرحله استقرار می‌گردد، در حالی که تأثیر معنی‌داری بر میزان فعالیت عضله دوقلو نداشت. به‌طور مشابه، Rankin و همکاران بیان کردند هنگام تقسیم توجه در یک تکلیف تعادلی، شدت فعالیت در یک گروه عضلانی هم‌زمان با افزایش سن، کاهش می‌یابد (۳۹). Fraser و همکاران همسو با مطالعه حاضر نشان دادند پنج عضله از هشت عضله مورد بررسی، در راه رفتن با تکلیف



شکل ۲. زمان‌بندی فعالیت عضلانی در راه رفتن، برحسب درصد چرخه گام‌برداری. برای هر عضله فعالیت عضلانی به‌صورت درصدی از یک گام محاسبه شده است. IC = آغاز تماس پاشنه، OT = بلند شدن پنجه پای مخالف، HR = بلند شدن پاشنه پای موافق، OI = آغاز تماس پای مخالف، TO = بلند شدن پنجه پای موافق، FA = مجاورت پاها، TV = عمودی شدن ساق پا در مرحله میانه نوسان

همچنین اجرای تکلیف دوگانه تأثیر معنی‌داری بر زمان‌بندی عضله پهن خارجی نداشت ($p > 0/05$). همان‌طور که شکل ۲ نشان می‌دهد، این عضله در فاز اول از ابتدای تماس پاشنه تا ۳۲ درصدی و سپس در فاز دوم از ۷۴ درصدی تا پایان سیکل گام‌برداری فعال می‌باشد. بنابراین این عضله در ابتدا و انتهای سیکل گام‌برداری فعال می‌باشد. نتایج نشان دادند مدت زمان فعالیت عضله در فاز اول به‌طور معنی‌داری بیشتر از فاز دوم می‌باشد ($p = 0/04$, $F = 4/53$, $Eta = 0/14$). نتایج در مورد زمان‌بندی انقباض عضله دوقلو نیز نشان دادند اجرای

دوگانه تغییر می‌یابد (۲۱)، اما یافته‌های این مطالعه برای اولین بار نشان داد که الگوی زمانی انقباض عضلات تحت تأثیر تکلیف دوگانه نمی‌باشد و دو شیوه گام‌برداری دارای زمان‌بندی مشابهی می‌باشند. طبق نظریه برنامه حرکتی تعمیم‌یافته، زمان‌بندی نسبی بین اجزای یک تکلیف در شرایط مختلف تقریباً ثابت باقی می‌ماند (۴۱). نتایج این پژوهش همسو با این نظریه بود و نشان داد که اجرای تکلیف دوگانه هم‌زمان با راه رفتن، تغییر معنی‌داری در زمان‌بندی انقباض عضلات ایجاد نکرد. بنابراین فرضیه ما در این مورد صحیح بود و می‌توان نتیجه‌گیری کرد که تکلیف دوگانه موجب ایجاد تغییر در زمان‌بندی گام‌برداری نمی‌شود و فقط پارامترهای آن را تغییر می‌دهد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد در سالمندان دارای ضعف تعادلی، علی‌رغم تطابق در پارامترهای فضایی-زمانی مثل کاهش سرعت گام‌برداری و افزایش زمان اتکا که منجر به بهبود تعادل در راه رفتن همراه با تکلیف دوگانه می‌گردد، در شدت فعالیت عضلات نیز کاهش صورت می‌پذیرد. تغییر در شدت انقباض عضلات در مرحله استقرار بیشتر از مرحله نوسان بود که نشان می‌دهد حساسیت به تقسیم توجه در این مرحله بیشتر می‌باشد. این موضوع نشان‌دهنده استراتژی اولویت‌دهی به تکلیف حرکتی در زمان گام‌برداری و اجرای تکلیف دوگانه می‌باشد. کاهش در سرعت راه رفتن موجب بهبود وضعیت تعادلی و در نتیجه کاهش خطر سقوط در سالمندان دارای ضعف تعادلی می‌گردد. همچنین انتقال توجه به تکلیف شناختی می‌تواند موجب انتقال کنترل راه رفتن از سطح هوشیارانه به سطح ناهوشیار گردد.

دوگانه نسبت به راه رفتن نرمال دارای شدت انقباض کمتری در مرحله استقرار بودند. یافته‌های Hausdorff و همکاران نشان دادند راه رفتن با سرعت دلخواه و متوسط نیاز به کنترل شناختی دارد و نیازهای توجهی در بخش‌های مختلف راه رفتن متفاوت می‌باشد. بنابراین یافته‌های مطالعه حاضر همسو با نتایج ذکر شده نشان می‌دهد که در سالمندان، مرحله استقرار در چرخه گام‌برداری به تقسیم توجه ناشی از تکلیف دوگانه حساس‌تر می‌باشد. درحالی‌که شدت فعالیت عضلات در مرحله نوسان در راه رفتن با تکلیف دوگانه نسبت به راه رفتن نرمال، تغییر معنی‌داری نشان نداده بود. همچنین با اجرای تکلیف دوگانه سرعت گام‌برداری نیز کاهش می‌یابد و در نتیجه کاهش در شدت فعالیت عضلات قابل توجه می‌باشد. همسو با این نتایج Wulf و همکاران نشان دادند با انتقال توجه از تکلیف حرکتی به تکلیف شناختی (انتقال از توجه درونی به توجه بیرونی) کارایی حرکت افزایش می‌یابد و در نتیجه شدت فعالیت عضلات کاهش نشان می‌دهد (۴۰). کاهش شدت فعالیت عضلات در نتیجه انتقال توجه از تکلیف حرکتی به تکلیف شناختی می‌باشد که نشان‌دهنده بهبود اقتصاد حرکت و به دلیل کاهش درگیری سیستم عصبی مرکزی برای کنترل هوشیارانه راه رفتن می‌باشد.

همچنین نتایج این مطالعه نشان داد زمان‌بندی فعالیت عضلات در راه رفتن نرمال و راه رفتن با تکلیف دوگانه تفاوت معنی‌داری ندارد. در عضله ساقی‌قدمی بر خلاف دو عضله دیگر (پهن خارجی و دوقلو) فعالیت عضلانی در مراحل اولیه استقرار کمتر بود و فعالیت این عضله از اواسط چرخه گام‌برداری آغاز می‌گردد. درحالی‌که عضله پهن خارجی و دوقلو در مراحل اولیه فاز استقرار مدت زمان بیشتری را فعال بودند. این زمان‌بندی در دو حالت راه رفتن نرمال و راه رفتن با تکلیف دوگانه ثابت بود. بنابراین ممکن است مطابق با مطالعات قبلی نتیجه‌گیری کرد که شدت انقباض عضلات تحت تأثیر تکلیف

References

1. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & posture*. 2002;16(1):1-14.
2. Yogev-Seligmann G HJ, Giladi N. The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord*. 2008;23:329-42.
3. Hamel KA, Okita N, Bus SA, Cavanagh PR. A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. *Ergonomics*. 2005;48(8):1047-56.
4. Sparrow W, Bradshaw EJ, Lamoureux E, Tirosh O. Ageing effects on the attention demands of walking. *Human movement science*. 2002;21(5):961-72.
5. Brown LA, Shumway-Cook A, Woollacott MH. Attentional demands and postural recovery: the effects of aging. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical*

- Sciences. 1999;54(4):M165-M71.
6. Yardley L GM, Bronstein A, Davies R, Buckwell D, Luxon L. Interference between postural control and mental task performance in patients with vestibular disorders and healthy controls. . J Neurol Neurosurg Psychiatry. 2001;71:48-52.
 7. Kahneman D. Attention and effort: Citeseer; 1973.
 8. Brown S, Bennett E. The role of practice and automaticity in temporal and nontemporal dual-task performance. Psychological Research. 2002;66(1):80-9.
 9. Bloem BR, Grimbergen YA, van Dijk JG, Munneke M. The "posture second" strategy: a review of wrong priorities in Parkinson's disease. Journal of the neurological sciences. 2006;248(1):196-204.
 10. Doumas M, Smolders C, Krampe RT. Task prioritization in aging: effects of sensory information on concurrent posture and memory performance. Experimental Brain Research. 2008;187(2):275-81.
 11. Lajoie Y TN, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. Exp Brain Res. 1993;97:139-44.
 12. Shumway-Cook A WM. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. J Gerontol Biol Sci. 2000;55A:M10-6.
 13. Chen H-C, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Giordani B, Alexander NB, Guire KE. Stepping over obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young adults. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences. 1996;51(3):M116-M22.
 14. Lindenberger U, Marsiske M, Baltes PB. Memorizing while walking: increase in dual-task costs from young adulthood to old age. Psychology and aging. 2000;15(3):417.
 15. Hausdorff JM, Yogev G, Springer S, Simon ES, Giladi N. Walking is more like catching than tapping: Gait in the elderly as a complex cognitive task. Experimental Brain Research. 2005;164(4):541-8.
 16. Oh-Park M, Holtzer R, Mahoney J, Wang C, Raghavan P, Verghese J. Motor dual-task effect on gait and task of upper limbs in older adults under specific task prioritization: pilot study. Aging clinical and experimental research. 2013;25(1):99-106.
 17. Beauchet O, Dubost V, Gonthier R, Kressig RW. Dual-task related gait changes in transitionally frail older adults: The type of the walking-associated cognitive task matters. Gerontology. 2005;51:48-52.
 18. Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. Gait & posture. 2007;26(1):113-9.
 19. Wollesen B, Voelcker-Rehage C. Training effects on motor-cognitive dual-task performance in older adults. European Review of Aging and Physical Activity. 2014;11(1):5-24.
 20. Hausdorff JM, Schweiger A, Herman T, Yogev-Seligmann G, Giladi N. Dual-task decrements in gait: Contributing factors among healthy older adults. Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences. 2008;63(12):1335-43.
 21. Fraser SA, Li KZ, DeMont RG, Penhune VB. Effects of balance status and age on muscle activation while walking under divided attention. The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences. 2007;62(3):P171-P8.
 22. Andrade LP, Stella F, Barbieri FA, Rinaldi NM, Hamanaka AYY, Gobbi LTB. Effects of the cognitive tasks in the postural control of elderly: A systematic revision. Efeitos de tarefas cognitivas no controle postural de idosos: Uma revisão sistemática. 2011;7(3):19-28.
 23. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007;39(2):175-91.
 24. Silsupadol P, Shumway-Cook A, Lugade V, van Donkelaar P, Chou L-S, Mayr U, et al. Effects of Single-Task Versus Dual-Task Training on Balance Performance in Older Adults: A Double-Blind, Randomized Controlled Trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2009;90(3):381-7.
 25. Berg K. Measuring Balance in the Elderly: Development and Validation of an Instrument 1992.
 26. Behdarvandi M. Mini-Mental State Examination. Institute of Behavioural and Cognitive Sciences, Sina. 2012.
 27. Salari S, Shaeiri MR, Asghari-Moghaddam MA. Psychometric Characteristics of the Rowland Universal Dementia Assessment Scale (RUDAS) in a Sample of Iranian Elderly. Iranian Journal of Psychiatry and Clinical Psychology. 2014;20(1):74-84.
 28. Silsupadol P, Siu K-C, Shumway-Cook A, Woollacott MH. Training of balance under single-and dual-task conditions in older adults with balance impairment. Physical therapy. 2006;86(2):269-81.
 29. Hallal CZ, Marques NR, Vieira ER, Brunt D, Spinoso DH, Castro A, et al. Lower limb muscle coactivation levels in healthy younger and older adults during functional dual-task gait. Motriz: Revista de Educação Física. 2013;19(3):620-6.
 30. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and Kinesiology. 2000;10(5):361-74.

31. Criswell E. Cram's introduction to surface electromyography: Jones & Bartlett Publishers; 2010.
32. O'Connor KM, Price TB, Hamill J. Examination of extrinsic foot muscles during running using mfMRI and EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(5):522-30.
33. Ebersbach G, Dimitrijevic MR, Poewe W. Influence of concurrent tasks on gait: a dual-task approach. *Perceptual and motor skills*. 1995;81(1):107-13.
34. O'Shea S, Morris ME, Iansek R. Dual task interference during gait in people with Parkinson disease: effects of motor versus cognitive secondary tasks. *Physical therapy*. 2002;82(9):888-97.
35. Springer S, Giladi N, Peretz C, Yogev G, Simon ES, Hausdorff JM. Dual-tasking effects on gait variability: The role of aging, falls, and executive function. *Movement Disorders*. 2006;21(7):950-7.
36. Montero-Odasso M, Muir SW, Speechley M. Dual-task complexity affects gait in people with mild cognitive impairment: the interplay between gait variability, dual tasking, and risk of falls. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2012;93(2):293-9.
37. Taylor ME, Delbaere K, Mikolaizak AS, Lord SR, Close JCT. Gait parameter risk factors for falls under simple and dual task conditions in cognitively impaired older people. *Gait & posture*. 2013;37(1):126-30.
38. Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences*. 2009;64(8):896-901.
39. Rankin JK, Woollacott MH, Shumway-Cook A, Brown LA. Cognitive Influence on Postural Stability A Neuromuscular Analysis in Young and Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2000;55(3):M112-M9.
40. Wulf G, Dufek JS, Lozano L, Pettigrew C. Increased jump height and reduced EMG activity with an external focus. *Human Movement Science*. 2010;29(3):440-8.
41. Shapiro DC, Zernicke RF, Gregor RJ, Diestel JD. Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. *Journal of motor behavior*. 1981;13(1):33-47.

Muscles Activity in the Elderly with Balance Impairments in Walking Under Dual Tasks

Elaheh Azadian¹,
Hamid Reza Taheri Torbati^{2*},
Ali Reza Saberi Kakhki²

1. Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Ferdowsi University of Mashhad- International Campus, Mashhad, Iran.

2. Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran.

* Corresponding author:
Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran.
Tel: 0915 317 9331
Email: hamidtaheri@um.ac.ir

Abstract

Received: Oct. 8, 2015 Accepted: Dec. 16, 2015

Objective: Each step during gait requires different attention demands that will affect muscles activity. The study of changes in the timing and intensity of the muscles activity in walking with dual task has received less attention from researchers. The purpose of this study was to evaluate changes in electromyography patterns of gait with cognitive dual tasks in balance impaired elderly.

Methods: Thirty older adults were recruited for this study. People were selected through berg balance test. Subjects walked 12-meters in two conditions, normal walking and walking with a cognitive dual task. Spatial-temporal kinematic parameters were recorded through the motion analysis and muscles activities were recorded through electromyography system. The data obtained was analyzed using repeated measures ANOVA at a significant level of $p < 0.05$.

Results: The results showed that walking under dual tasks would decrease gait speed and increase stride time and stance time. Also muscle activity in Tibialis anterior and Vastus lateralis in stance-phase would decrease significantly in dual tasks as compared with single task ($p < 0.05$), but timing of muscle activity would not change in dual task conditions.

Conclusion: Based on the results, it can be argued that walking under a dual task can change spatial-temporal parameters and muscle activity in gait pattern in the elderly with balance impairment. One explanation could be that the decreased control of the central nervous system on muscle activity in stance phase due to the performing of a dual task.

Keywords: Gait, Dual task, Elderly, Muscle activity, Timing

دکتر حمیدرضا طاهری، در سال ۱۳۸۴ درجه دکتری خود را در رشته رفتار حرکتی از دانشگاه خوارزمی (تربیت معلم تهران) دریافت کرد. وی اکنون با مرتبه دانشیاری به عنوان عضو هیئت علمی گروه رفتار حرکتی دانشکده علوم ورزشی دانشگاه فردوسی



مشهد مشغول به خدمت می باشد. زمینه تحقیقاتی ایشان در حوزه بازخورد، توجه و نقش فرایندهای حسی بر عملکرد و یادگیری حرکتی در افراد سالم، دارای اختلال و توانمندسازی حرکتی سالمندان می باشد.

دکتر الهه آزادیان، در سال ۱۳۹۴ درجه دکتری خود را در رشته رفتار حرکتی از دانشگاه فردوسی مشهد دریافت نموده و از سال ۱۳۹۳ به عنوان عضو هیئت علمی در گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان در حال تدریس می باشد. زمینه



تحقیقاتی مورد علاقه ایشان سالمندی و کنترل حرکتی می باشد. ایشان دارای ۱۱ مقاله علمی- پژوهشی داخلی و خارجی و ۲ مقاله ISI چاپ شده در مجلات معتبر خارجی می باشد.

دکتر علیرضا صابری کاخکی، در سال ۱۳۸۲ درجه دکتری خود را در رشته رفتار حرکتی از دانشگاه خوارزمی (تربیت معلم تهران) دریافت کرد. وی از سال ۱۳۷۱ در دانشگاه شهید باهنر کرمان به عنوان عضو هیئت علمی آغاز به کار نمود و از سال ۱۳۹۱ به دانشگاه فردوسی



مشهد منتقل گردید. وی هم اکنون در گروه رفتار حرکتی دانشکده علوم ورزشی مشغول به خدمت می باشد. زمینه تحقیقاتی ایشان در حوزه تصمیم گیری، توجه و نقش فرایندهای حسی بر عملکرد و یادگیری حرکتی در افراد سالم و دارای اختلال می باشد. ایشان مترجم یک کتاب در حوزه آناتومی حرکتی و همکار در سه کتاب ترجمه شده دیگر در حوزه رفتار حرکتی بوده است و از وی بالغ بر ۱۸ مقاله به زبان فارسی و لاتین در مجلات علمی پژوهشی به چاپ رسیده است. وی هم اکنون مدیر گروه رفتار حرکتی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد می باشد.