تاثیر تغییرات وزن اندام بر ثبت الکترومیوگرافی زمان واکنش ساده و افتراقی مردان مسن

رسول حمایت‌طلب[۱]، *احمد نیک‌روان[۲]، فضل‌الله باقرزاده[۱]، محمود شیخ[۱]

۱.دانشیار تربیت بدنی و علوم ورزشی (رفتار حرکتی)، دانشگاه تهران، ایران.
۲.استادیار تربیت بدنی و علوم ورزشی (رفتار حرکتی)، دانشگاه سمنان، ایران.

تاریخ دریافت: ۹۲/۲/۱۸
تاریخ پذیرش: ۹۳/۲/۲۴

چکیده

اهداف اثر تغییر نیروی انقباضی یکی از عوامل مهم سازماندهی و اجرای تکالیف زمان واکنش است که غالب افراد مسن با افزایش وزن خود با این متغیر درگیر هستند. هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر تغییرات وزن اندام بر ثبت الکترومیوگرافی زمان واکنش ساده و افتراقی حرکت فلکشن آرنج مردان مسن است.

مواد و روش‌ها از ۱۶ نفر با میانگین سنی ۵۹,۱۸ سال خواسته شد تا در پاسخ به محرک‌های شنیداری (ساده و افتراقی)، حرکت فلکشن ساعد به سمت نقطه هدف در فاصله ۶۰ سانتیمتری را انجام دهند. در ۵۰ درصد از کوشش‌های انجام گرفته وزن اندام درگیر این حرکت به مقدار ۱,۲ کیلوگرم افزایش می‌یافت و در همه کوشش‌های انجام گرفته تغییرات زمان واکنش و تنش عضلانی توسط دستگاه الکترومیوگرام ثبت می‌گردید.

یافته‌ها نتایج آزمون تحلیل واریانس عاملی با اندازه گیری‌های تکراری نشان داد که اثرات اصلی هر دو فاکتور افزایش وزن اندام (P=۰/۰۰۱) و تعداد محرک (P=۰/۰۰۱) بر روی بخش PMT معنادار بوده است. در حالی که اثر افزایش محرک از حالت ساده به افتراقی بر بخش MT معنادار نبوده است (P=۰/۱۸۹). هیچ تعاملی بین فاکتور افزایش وزن اندام و تعداد محرک بر روی بخش‌های PMT (P=۰/۸۸۸) و MT (P=۰/۰۹۱) وجود نداشت.

نتیجه‌گیری این یافته‌ها بیان می‌کنند، عواملی که موجب تغییر در اینرسی اندام و بطور کلی عوامل حرکتی می‌شوند، با درگیر کردن همزمان بخش حرکتی و پیش‌حرکتی زمان واکنش می‌توانند عملکرد افراد مسن را به شدت تحت تاثیر قرار دهند.

کلید واژه:
زمان واکنش، الکترومیوگرافی، مردان مسن، زمان واکنش ساده و افتراقی

مقدمه

با توجه به زوال عملکرد شناختی و حرکتی در افراد مسن، به ویژه آن دسته از افراد که در معرض خطر سقوط و زمین خوردن هستند، تمرکز بر زمان واکنش (RT) این افراد ضروری است. لرد و همکاران (۱۹۹۱) بیان می‌کنند تعادل ضعیف مسئله رایج در افراد پیر است که عامل اصلی سقوط آنها گزارش شده است [۱]. همچنین برائر و همکاران (۲۰۰۰) و سندرا و وانه (۲۰۰۲) بیان کرده‌اند تعادل جانبی ضعیف نیز بهترین پیش‌بینی‌کننده سقوط آنها به شمار می‌آید [۲,۳]. این فاکتور توجیه سقوط‌های مکرر گزارش شده در اجرای حرکات پایین‌تنه از قبیل گام‌برداری و راه رفتن است. برای تکمیل یک گام عضلات قامت می‌بایست در زمان مناسب و با نیروی مناسب فعال شوند. در صورتی که این عمل اتفاق نیفتد، سقوط در نتیجه تاخیر یک گام یا غیر موثر بودن آن انتظار می‌رود. تاخیر در واکنش عضلات تثبیت کننده قامت و تاخیر متعاقب اندام‌ها در بازیابی تعادل از دلایل اولیه سقوط محسوب می‌شوند [۳]. یکی از بهترین روش‌های بررسی رفتار انسان، مطالعه چگونگی پاسخ به محرکها است؛ این مطالعات نشان دهنده فرآیندهای پردازش اطلاعات و شروع اجرای پاسخ

*نویسنده مسئول:
دکتر احمد نیک‌روان
نشانی: سمنان، دانشکده علوم انسانی دانشگاه سمنان
تلفن: ۴۳۵۷۰۴۱ (۹۱۲) ۹۸+
پست الکترونیکی: ahmad_namnik@semnsn.ac.ir

است. زمان واکنش[۱] (RT) که به فاصله زمانی بین ظهور غیرمنتظره محرک و شروع پاسخ اطلاق می‌شود، یکی از معیارهای مهم اجرای انسان بوده و شاخصی مناسب برای تعیین سرعت و کارآیی تصمیم‌گیری است [۴].

پردازش اطلاعات در تحقیقات روانشناسی شناختی به صورت سه مرحله شناسایی محرک، گزینش پاسخ و برنامه‌ریزی پاسخ تقسیم شده‌است. هر چند RT در برخی از تحقیقات به این سه مرحله محدود شده است، با این وجود تحقیقات متعدد در طی دهه‌های اخیر نشان داده‌اند که تأثیر برخی از متغیرها با محدود کردن RT به این مراحل مغایرت دارد. تحقیقات دندرس (۱۹۶۹) از اولین مطالعات در تقسیم‌بندی فرایندهای زیربنایی RT است که تکالیف RT را به سه گروه ساده، افتراقی و انتخابی تقسیم کرده است [۵,۶]. طی دهه‌های اخیر مطالعه RT با استفاده از فعالیت الکترومیوگرافی[۲] (EMG) عضله فعال و تقسیم بندی آن به بخش‌های پیش‌حرکتی[۳] (PMT) و حرکتی[۴] (MT) یافته‌های جدیدی را مطرح کرده است. الکترومیوگرافی یک تکنیک تجربی است که در آن سیگنالهای الکتریکی عضله ثبت و برای تجزیه و تحلیل عملکرد آن استفاده می‌شود. ویس در اولین مطالعه EMG-RT، زمان ارائه محرک تا ظاهر شدن پتانسیل عمل را به عنوان زمان پیش‌حرکتی (PMT) تعریف کرده و مدت زمان شروع پتانسیل عمل عضله تا پاسخ حرکتی مشهود را به عنوان زمان حرکتی (MT) در نظر گرفت [۷].

در مطالعات EMG-RT فعالیت EMG عضله در بخش بزرگی از RT آرام است که نشان دهنده این است که فرمان حرکت هنوز به عضله نرسیده است. سپس عضله فعال می‌شود، اما برای مدت ۴۰ تا ۸۰ هزارم ثانیه باز هم هیچ حرکت قابل مشاهده‌ای صورت نمی‌گیرد. فاصله زمانی ارائه علامت محرک تا اولین تغییر در EMG را زمان واکنش پیش‌حرکتی (PMT) می‌نامند و تصور می‌شود که نشان‌دهنده فرآیندهای مرکزی درگیر در تولید پاسخ (مانند پیش‌بینی و تصمیم‌گیری) است. فاصله زمانی از اولین تغییر در EMG تا حرکت قابل مشاهده، زمان واکنش حرکتی (MT) نامیده می‌شود و نشان دهنده فرآیندهای مرتبط با فعالیت عضلانی است [۴]. ادبیات مطالعه RT با EMG بسیار محدود بوده و تحقیقات اولیه به بررسی اثر فواصل آماده‌سازی[۵] (PI) بر بخش‌های RT پرداخته‌اند [۹-۷]. ویس (۱۹۶۵)، در نتایج خود گزارش کرده است که PI صرفاً بر بخش PMT اثرگذار بوده و احتمالاً فقط با پردازش‌های مرکزی مرتبط است. بوتوینیک و تامپسون (۱۹۶۶) نیز با مطالعه اثر فواصل آماده سازی (۰/۵، ۳، ۶ و ۱۵ ثانیه به دو صورت ارائه منظم و تصادفی) گزارش کردند که این متغیر با فرآیندهای بخش پیش‌حرکتی مرتبط است. در این تحقیق همبستگی بین اجزاء RT، استقلال آنها را تایید کرد. ضریب همبستگی بین PMT و MT تقریباً برابر صفر بود، در حالی که تغییرات RT و PMT در هر دو حالت مسدود و تصادفی با یکدیگر هماهنگ و موازی بودند. یک نکته جالب توجه دیگر این بود که میانگین PMT در بلوک‌های تصادفی به طور معناداری طولانی‌تر از بلوک‌های مسدود بود. بالاتر بودن میانگین PMT در بلوک‌های تصادفی بازتابی از نیاز به توجه بیشتر در این کوشش‌ها و عدم توانایی فرد جهت پیش‌بینی وقوع محرک است. در نقطه مقابل علاوه بر این که اثر معناداری از تغییرات PI بر روی MT دیده نشد، میانگین نمرات بلوکهای PI مسدود و تصادفی نیز تفاوت معناداری نداشتند که تأئید دیگری بر استقلال MT از تغییرات PI بود [۹]. اکنون با توجه به اینکه اجزاء PMT و MT مستقل از یکدیگر هستند، سوال متعاقب این یافته‌ها این است که این اجزاء تحت تاثیر چه متغیرهایی قرار دارند و آیا فرضیه مطرح شده در رابطه با فرایندهای مرکزی (بخش PMT) و پیرامونی (بخش MT) صحیح است یا خیر؟

گروهی از تحقیقات به بررسی اثر فعالیت بدنی زیر بیشینه و گرم کردن بر روی بخش‌های RT پرداخته‌اند که اثرات متناقضی در تحقیقات مختلف گزارش شده است. در برخی تحقیقات فعالیت بدنی زیر بیشینه با MT کوتاه‌تر (برای مثال، داورانچه و همکاران، ۲۰۰۶) و گاهی با PMT کوتاهتر (ازدن و همکاران، ۲۰۰۷) گزارش شده است [۱۰,۱۱]. کریستینا و رز (۱۹۸۵) براساس تئوری طبله حافظه هنری و راجرز (۱۹۶۰) پیچیدگی تکلیف RT را دستکاری کردند. هنگامی که حرکت یک بخشی اندام فوقانی به دو بخش افزایش یافت به طور متوسط بخش PMT ۱۹ هزارم ثانیه افزایش یافت در حالی که بخش MT فقط ۳ هزارم ثانیه افزایش داشت. این یافته‌ها نشان می‌دهند که اثر افزایش پیچیدگی حرکت بیشتر با بخش PMT مرتبط است و تأثیر کمی بر بخش MT دارد [۱۲]. تحقیقات دیگری

۱. Reaction Time
۲. Electromyography
۳. Pre–motor Reaction Ttime
۴. Motor Reaction Time
۵. Preparatory Interval

اثـر فاصلـه حرکـت (گلنکـراس، ۱۹۷۲؛ کلـب و اروین، ۱۹۷۶)، جهـت حرکـت (اسـپیجگر، ۱۹۸۷)، تعـداد اعضـا و واحدهـای درگیـر (فیشـمن، ۱۹۸۴؛ کانیـک و فرانـک، ۱۹۸۹)، دقـت (کریسـتینا و همـکاران، ۱۹۸۵؛ کریسـتنا و رز، ۱۹۸۵) و محدودیـت زمان‌بنـدی و مـدت زمـان حرکـت (کوئیـن و همـکاران، ۱۹۸۰؛ سـیگل، ۱۹۸۶) را بـر بخش‌هـای RT بررسـی کرده‌انـد [۲۰-۱۲].

بـا توجـه بـه اثـرات تغییـر نیـروی انقباضـی کـه یکـی از عوامـل مهـم در تغییـرات RT اسـت، ناگازاکـی و همـکاران (۱۹۸۳) گـزارش کردنـد کـه RT بـا افزایـش نیـروی انقباضـی طولانی‌تـر شـد کـه ایـن تغییـرات هـر دو بخـش PMT و MT را شـامل می‌شـد. آنهـا در توجیه ایـن نتایـج بیـان کردنـد کـه حرکاتـی بـا نیـروی بیشـتر شـامل درگیـری واحدهـای حرکتـی بیشـتر و افزایـش تنـاوب فعالیـت الکتریکـی در ایـن واحدهـای حرکتـی می‌شـود. بنابرایـن انتظـار مـی‌رود حـرکات دارای نیـروی بیشـتر زمـان آماده‌سـازی طولانی‌تـری را نیـز بـه خـود اختصـاص دهنـد [۲۱]. کلمـر (۱۹۶۷) در تحقیـق خـود از انقبـاض ایزومتریـک اسـتفاده کـرد و اثـری از تغییـر نیـرو بـر RT مشـاهده نکـرد [۲۲]. گلنکـراس (۱۹۷۳) نیـز در تحقیـق دیگـری اثـری از تغییـر نیـرو بـر RT در حـرکات پویـا گـزارش نکـرد [۲۳]. بابـا و مارتینیـوک (۱۹۸۳) بـا بررسـی اثـر تغییـرات نیـروی انقباضـی و زمانبنـدی نیـرو گـزارش کردنـد کـه زمانبندی‌هـای مختلـف مـورد نیـاز در تکالیـف RT موجـب تغییـر در مقـدار زمـان پردازش‌هـای مرکـزی مـورد نیـاز می‌شـود [۲۳]. بـا ایـن توجیـه بـه نظـر می‌رسـد کـه زمانبنـدی نیـروی انقباضـی پارامتـری از حرکـت سـازماندهی شـده باشـد کـه قبـل از شـروع حرکـت تنظیـم مـی شـود. کاسـایی و کامیامـا (۱۹۹۰) اثـر افزایـش نیـروی انقباضـی را بـه صـورت کاهـش در بخـش PMT گـزارش کرده‌انـد. بـر خـلاف سـایر مطالعـات EMG–RT کـه اثـر افزایـش نیـروی انقباضـی را بـه صـورت طولانی‌تـر شـدن PMT و تأخیـر در شـروع EMG را بازتابـی از پردازش‌هـای مـورد نیـاز بـرای شـروع پاسـخ گـزارش کـرده بودنـد، نتایـج تحقیـق کاسـایی و کامیامـا نشـان داد کـه ایـن فاصلـه بـا افزایـش نیـروی انقباضـی کاهـش می‌یابـد. آنهـا در توجیـه اثـرات متناقـض دیـده شـده بیـان کردنـد کـه احتمـالاً «محـدود کـردن» آزمودنیهـا در اسـتفاده از نیـروی انقباضـی خـاص سـازماندهی پیچیده‌تـری را موجـب شـده کـه ایـن حـرکات نیازمنـد زمـان پردازش‌هـای مرکـزی طولانی‌تـری می‌باشـند. در واقـع بایـد بـه ایـن نکتـه توجـه شـود کـه احتمـالاً افزایـش PMT ارتباطـی بـه تغییـرات نیـرو نـدارد، بلکـه رویکـرد محـدود کـردن آزمودنـی بـا افزایـش دقـت در زمان‌بنـدی یـا دقـت در هدف‌گیـری (مبادلـه سـرعت ـ دقـت) مرتبـط اسـت [۲۴]. همانگونـه کـه نتایـج ایـن تحقیقات نشـان می‌دهـد، ایـن نتایـج و فرضیه‌هـای زیـر بنایـی آنهـا دارای تعـارض آشـکار هسـتند. علـت برخـی از ایـن تعارض‌هـا مسـائل روش‌شـناختی اسـت کـه اثـر انـدازه نیـرو را بـا پارامترهـای همزمـان دیگـر (بـرای مثـال سـرعت، دقـت و پیچیدگـی) ترکیـب می‌کنـد.

بـا توجـه بـه زوال عملکرد شـناختی و حرکتـی در افراد مسـن، بـه ویـژه آن دسـته از افـراد کـه در معـرض خطـر سـقوط و زمیـن خـوردن هسـتند، تمرکـز بـر RT ایـن افـراد ضـروری اسـت. تاخیـر در واکنـش عضـلات قامـت و اندام‌هـا منجـر بـه سـقوط در نتیجـه یـک گام غیـر موثـر خواهـد شـد. معمـولاً زوال شـناختی افـراد مسـن وابسـته بـه کاهـش سـرعت در فرآیندهـای پـردازش اطلاعـات شـناخته شـده اسـت؛ امـا نکتـه مهمـی کـه در تحقیقـات بایـد مـورد توجـه قـرار گیـرد، تمرکـز همزمـان بـر روی عملکـرد ادراکـی و حرکتـی اسـت کـه تحقیقـات انجـام گرفتـه از ایـن نظـر دارای ضعـف هسـتند. در واقـع تخصیـص منابـع توجـه بـر فعالیت‌هـای شـناختی و حرکتـی (تکلیـف دوگانـه[۶]) ممکـن اسـت اثـر نامطلوبـی بـر روی یکدیگـر داشـته باشـد [۱۱،۲۵]. بنابرایـن در تحقیـق حاضـر مـا در تـلاش هسـتیم تـا بـا در نظـر گرفتـن مسـائل و محدودیت‌هـای روش‌شـناختی ادبیـات تحقیـق، اثـر تغییـر وزن انـدام درگیـر را بـر بخش‌هـای PMT و MT زمـان واکنـش سـاده و افتراقـی مـردان مسـن بررسـی نمائیـم.

روش مطالعه

روش تحقیـق حاضـر نیمـه تجربـی و از نـوع دو عاملـی ترکیبـی بـا آزمون‌هـای تکـراری می‌باشـد. جامعـه آمـاری تحقیـق حاضـر را کلیـه مـردان بـالای ۵۰ سـال شـهر تهـران تشـکیل می‌دهنـد کـه نمونـه‌ای بـه حجـم ۱۶ نفـر بـا میانگیـن سـنی ۵۹،۱۸ سـال کـه واجـد شـرایط بودنـد، بـه صـورت داوطلبانـه در تحقیـق مشـارکت داده شـدند. از آزمودنیهـا بـرای شـرکت در تحقیـق رضایت‌نامـه گرفتـه شـده و همزمـان بـا آن بـه صـورت خودگزارشـی وضعیـت فعالیـت بدنـی، نرمـال بـودن شـنوایی، راسـت دسـت بـودن، عـدم ابتـلا بـه بیماری‌هـای عصبـی و عـدم مصـرف داروهایـی کـه سیسـتم حسـی-حرکتی را تحـت تأثیـر قـرار دهـد، کنتـرل شـد.

فعالیـت الکتریکـی عضلـه بـا اسـتفاده از دسـتگاه الکترومیوگرافـی مـدل Me۶۰۰۰ محصـول کشـور فنلانـد ثبـت می‌شـد. ایـن دسـتگاه دارای ۱۶ کانـال بـرای ثبـت همزمـان فعالیـت الکتریکـی عضـلات مختلـف می‌باشـد کـه برحسـب نیـاز محقـق مـورد اسـتفاده قـرار

۶. Dual task

می‌گیرند. برای ثبت فعالیت الکتریکی هر عضله سه الکترود روی آن نصب می‌شود که دو تا برای ثبت اختلاف پتانسیل در طول تارهای عضلانی و سومی برای رفع نویزها می‌باشد. در این تحقیق برای تعیین نقطه پایان RT از الکتروگونیامتر مدل SG۱۱۰ محصول کشور انگلستان استفاده شده است. این وسیله از نظر زمانی با دستگاه الکترومیوگرافی منطبق می‌باشد. الکتروگونیامتر قبل از استفاده کالیبره شده با استفاده از چسب دو طرفه بر روی پوست نصب می‌شود تا در حد امکان از حرکت آن جلوگیری شود. برای ثبت و آنالیز داده‌های الکترومیوگرافی از برنامه نرم‌افزاری مگاوین نسخه ۳ استفاده شده است. با استفاده از این نرم‌افزار است که ما می‌توانیم وضعیت فعالیت الکتریکی عضله یا عضلات درگیر و سایر امکانات مانند تغییر زاویه را بر روی نمودار زمانی بررسی نمائیم.

برای اجرای آزمون، آزمودنی بر روی صندلی نشسته و آرنج دست راست را به حالت راحتی روی عضله ران قرار می‌داد به نحوی که ساعد دست در وضعیت چرخش خارجی قرار داشته و کف دست رو به بالا بود. آزمودنی‌ها در این وضعیت می‌توانستند حرکات فلکشن آرنج را به راحتی و با سرعت اجرا کنند. موهای سطح پوست آزمودنی در ناحیه عضله دو سر بازویی و آرنج تراشیده، با الکل تمیز شده و الکترودها در طول تارهای عضلانی بر روی عضله قرار داده می‌شد. بازوان گونیامتر نیز با استفاده از چسب دو طرفه در دو طرف مفصل آرنج ثابت می‌شد. تکلیف RT شامل حرکت فلکشن بازو در پاسخ به محرک شنیداری به سمت نقطه هدف در ارتفاع ۶۰ سانتی‌متری بود. با توجه به این که تغییرات بالای پیش دوره یکی از متغیرهای تأثیرگذار بر RT بوده و کوتاه و طولانی بودن آن تأثیر زیادی بر بخش‌های RT داشت، فواصل آماده سازی بین علامت اخطار و ارائه محرک به ۲ تا ۵ ثانیه محدود شده و این فواصل نیز به صورت تصادفی ارائه شدند. در برخی کوشش‌ها دو محرک شنیداری دیگر نیز ارائه می‌شد و تکلیف آزمودنی‌ها نادیده گرفتن این محرک‌های مزاحم و اجرای تکلیف بعد از ارائه محرک اصلی بود. از این رو تکالیف RT به دو نوع ساده و افتراقی قابل تفکیک بودند. به علاوه با افزایش وزن اندام درگیر به مقدار ۱/۲ کیلوگرم در ۵۰ درصد از کوشش‌ها، در مجموع آزمون در چهار حالت ساده، افتراقی، ساده با افزایش وزن اندام و افتراقی با افزایش وزن اندام تکرار می‌شد که در نهایت میانگینی از ۱۶ کوشش در هر حالت برای تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفته است [۲۶،۲۴]. در جهت کاهش اثرات تمرین، خستگی و تکرار حالتهای تکلیف RT بر روی یکدیگر، تمام کوشش‌ها در یک جلسه و یک پروتکل آزمونی اجرا شدند. به علاوه برای اجرای همه حالتها یک بلوک تعریف شد که در آن سعی شد، تکرار هر حالت تا حد امکان پائین باشد (۴ تکرار از هر حالت در یک بلوک ۱۶ کوششی). در نهایت برای کاهش اثر تقدم و تأخر اجرای هر حالت، آزمودنی‌ها این بلوک را ۵ بار تکرار کردند که بلوک اول به عنوان تمرین حذف و چهار بلوک دیگر در تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفتند. جمع آوری اطلاعات برای هر آزمودنی در حدود ۳۰ الی ۴۰ دقیقه طول می‌کشید.

دستورالعمل‌های قبل از شروع آزمون بر سرعت اجرا تأکید داشته و به همه آزمودنی‌ها آموزش داده می‌شد تا آرنج خود را به موقعیت شروع بیاورند و کف دست خود را در حالت سوپینیشن قرار دهند تا برای کوشش بعدی حاضر باشند. آزمون توسط یک آزمونگر اجرا می‌شد و همزمان با آن سیگنال‌های EMG به صورت مداوم توسط فرد دیگری بر روی مانیتور کنترل می‌شدند. این رویکرد به دلایل روش‌شناختی تحقیق حاضر اتخاذ شده است. اول این که با این روش در مرحله اول از ایجاد سیگنال‌های اضافی به خصوص در حالتهای استراحت، قبل از ارائه محرک پیش‌گیری می‌شد. در صورت مشاهده سیگنالهای اضافی از آزمودنی خواسته می‌شد که اندام خود را به حالت راحتی تغییر دهد. با این ملاحظات زمان شروع ناگهانی EMG یا به عبارت دیگر نقطه جداسازی PMT و MT راحت‌تر تشخیص داده می‌شد. به علاوه تشخیص انسان نسبت به اشتباهات صورت گرفته در اجرای پروتکل آزمون بر ماشین‌های خودکار برتری دارد و آزمونگر بهتر از کامپیوتر می‌تواند اشتباهاتی که در حین اجرای آزمون اتفاق می‌افتد را مجزا نماید. زمان واکنش پس از اندازه گیری دقیق با دستگاه الکترومیوگرام به بخش‌های PMT و MT تقسیم شده و در تجزیه و تحلیل مورد استفاده قرار گرفته است. در تحقیق حاضر PMT به عنوان فاصله زمانی بین شروع محرک شنیداری و شروع ناگهانی فعالیت عضلانی مربوطه تعریف می‌شود و MT نیز فاصله زمانی بین شروع ناگهانی فعالیت عضلانی و شروع تغییر در زاویه آرنج را در بر می‌گیرد [۲۹-۹،۲۷].

تجزیه و تحلیل داده‌ها در دو سطح توصیفی و استنباطی انجام گرفته است. در سطح توصیفی از شاخص‌هایی نظیر میانگین و انحراف استاندارد به شکل جدول و نمودار استفاده شده است. در سطح آمار استنباطی نیز از آزمون‌های کولموگروف ـ اسمیرنوف، تحلیل واریانس دو عاملی با اندازه گیری‌های تکراری و آزمون مقایسه‌های زوجی

بنفرونی‌استفاده شده است. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم افزار آماری SPSS نسخه ۱۶ انجام گرفته و حداقل سطح معناداری در بخش آمار استنباطی ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است (P<۰/۰۵).

یافته‌ها

در این تحقیق اثر افزایش وزن اندام درگیر در تکالیف RT ساده و افتراقی بر بخش‌های PMT و MT مورد آزمون قرار گرفت. شکل ۱ نمودار ستونی میانگین عملکرد آزمودنیها را در چهار موقعیت متفاوت تکلیف RT نشان می‌دهد.

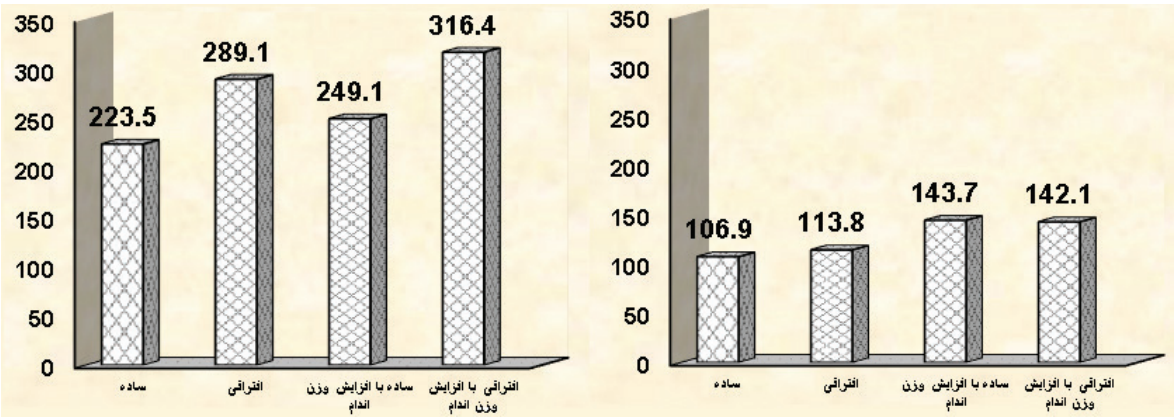
نتایج آزمون کولموگروف ـ اسمیرنوف نرمال بودن داده‌ها در متغیرهای مورد تجزیه و تحلیل را تأئید کرد. جدول شماره ۱ نتایج آزمون تحلیل واریانس عاملی با اندازه گیری‌های تکراری را نشان می‌دهد. این نتایج نشان دادند که اثر متغیر افزایش وزن اندام (P=۰/۰۰۱) و تعداد محرک (P=۰/۰۰۱) بر روی بخش PMT معنادار بوده است. در حالی که این نتایج برای بخش MT کمی متفاوت بوده است. اثر متغیر افزایش تعداد محرک از حالت ساده به افتراقی بر بخش MT معنادار نبوده است (P=۰/۱۸۹). هیچ تعاملی بین متغیرهای افزایش وزن اندام و تعداد محرک بر روی بخش PMT (P=۰/۸۸۸) و MT (P=۰/۰۹۱) وجود نداشت.

در ادامه جهت بررسی تفاوتهای دقیق بین حالتهای مختلف تکلیف RT از مقایسه‌های زوجی آزمون بنفرونی استفاده شده است که نتایج آن در جدول شماره ۲ ارائه شده است.

نتایج آزمون تعقیبی بنفرونی نیز در نوع خود جالب توجه است. این نتایج برای بخش PMT در یک مورد و برای بخش MT در دو مورد معنادار نبوده است که به ترتیب با افزایش تعداد محرک و افزایش وزن اندام در ارتباط بوده است به نحوی که در هر دو مورد از مقایسه‌های جفتی که در بخش MT معنادار نبوده‌اند، دو سمت مقایسه زوجی، هر دو از نظر افزایش وزن اندام (بدون افزایش وزن یا با افزایش وزن) یکسان بوده‌اند.

بحث

تحقیق حاضر با هدف بررسی اثر تغییرات وزن اندام بر ثبت الکترومیوگرافی زمان واکنش ساده و افتراقی حرکت فلکشن آرنج مردان مسن انجام گرفته است. نتایج تجزیه و تحلیل داده‌های بخش PMT نشان داد که اثرات اصلی متغیرهای افزایش



شکل ۱. عملکرد آزمودنیها در بخش‌های PMT (سمت چپ) و MT (سمت راست) چهار موقعیت مختلف تکلیف RT

جدول ۱. نتایج آزمون تحلیل واریانس عاملی با اندازه گیری‌های تکراری

منابع تغییرات	بخش پیش حرکتی (PMT)			بخش حرکتی (MT)		
	میانگین مربعات	DF	F	Sig.	میانگین مربعات	DF	F	Sig.
افزایش وزن اندام	۱۱۲۰۹/۵۱	۱	۱۶/۹۲	۰/۰۰۱*	۱۶۹۳۲/۵۱	۱	۲۱۳/۳۰	۰/۰۰۱*
افزایش محرک	۷۰۵۵۶/۶۴	۱	۱۳۸/۸۴	۰/۰۰۱*	۱۱۲/۸۹	۱	۱/۸۸	۰/۱۸۹
افزایش وزن اندام × افزایش محرک	۱۱/۳۹	۱	۰/۰۲	۰/۸۸۸	۲۹۳/۲۶	۱	۳/۲۶	۰/۰۹۱

*تفاوت‌های مشاهده شده در سطح α=۰/۰۵ معنادار است.

جدول ۲. مقایسه‌های زوجی که از آزمون بنفرونی برای تعدیل مقایسه‌های چندگانه استفاده شده است.

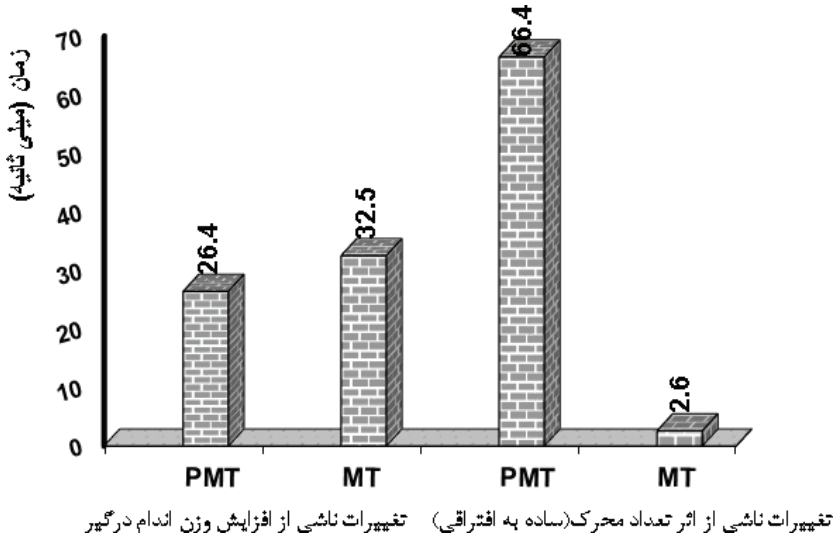
مقایسه زوجی	پیش حرکتی (PMT). میانگین تفاوتها	خطای استاندارد	Sig.	حرکتی (MT) میانگین تفاوتها	خطای استاندارد	Sig.
ساده ـ افتراقی	۶۵/۵۶*	۶/۹	۰/۰۰۱	۶/۹۳	۲/۷	۰/۱۴۴
ساده ـ ساده با افزایش وزن اندام	۲۵/۶۲	۱۰/۱	۰/۱۳۸	۳۶/۸۱*	۲/۹	۰/۰۰۱
ساده ـ افتراقی با افزایش وزن اندام	۹۲/۸۷*	۸/۴	۰/۰۰۱	۳۵/۱۸*	۳/۳	۰/۰۰۱
افتراقی ـ ساده با افزایش وزن اندام	۳۹/۹۳*	۸/۶	۰/۰۰۲	۲۹/۸۷*	۲/۴	۰/۰۰۱
افتراقی ـ افتراقی با افزایش وزن اندام	۲۷/۳۱*	۷/۰	۰/۰۰۹	۲۸/۲۵*	۳/۴	۰/۰۰۱
ساده با افزایش وزن اندام ـ افتراقی با افزایش وزن اندام	۶۷/۲۵*	۹/۱	۰/۰۰۱	۱/۶۲	۳/۳	۱/۰۰۰

*تفاوت‌های مشاهده شده در سطح α=۰/۰۵ معنادار است.

وزن اندام و تعداد محرک معنادار هستند، هر چند هیچ تعاملی بین آنها دیده نشد. این نتایج در بخش MT یک تفاوت عمده داشت؛ در این نتایج اثر نوع تکلیف RT از حالت ساده به افتراقی به روی بخش MT معنادار نبود (P=۰/۱۸۹). نتایج مقایسه‌های زوجی در چهار تکرار آزمون RT نشان داد که در چند مورد اختلاف معناداری وجود ندارد که عدم معناداری در بخش PMT با یکسان بودن نوع محرک در دو سمت مقایسه و عدم معناداری در بخش MT به یکسان بودن دو سمت مقایسه از نظر متغیر وزن ارتباط داشت.

نتایج اثر افزایش وزن اندام در این تحقیق با یافته‌های ناگازاکی و همکاران (۱۹۸۳) همخوانی دارد [۲۱]. آنها گزارش کردند که اثر افزایش نیروی انقباضی بر RT هر دو بخش PMT و MT را شامل می‌شود. نتایج به دست آمده تحقیق کلمر (۱۹۵۷) و گلنکراس (۱۹۷۳) از جمله مواردی هستند که در آنها اثری از تغییر نیرو بر روی بخش‌های PMT و MT گزارش نشده است [۲۲,۲۳]. احتمالا تناقض مشاهده شده در این دو تحقیق با روش‌شناسی آنها در ارتباط است. برای مثال کلمر در تحقیق خود از انقباض ایزومتریک برای بررسی تغییر نیرو استفاده کرده بود و واضح است که بررسی عوامل حرکتی مرتبط با غلبه بر اینرسی با انقباض ایزومتریک سازگاری چندانی ندارد و در این رویکرد صرفاً می‌توان تغییرات نیرو را به صورت ایستا بررسی نمود. احتمالاً استفاده از حرکات پویا در تحقیق گلنکراس نیز شامل پردازش‌هایی متفاوت از مباحث مربوط به تحقیق حاضر با انباض ایزوتونیک می‌باشند. کاسایی و کامیاما (۱۹۹۰) در نتایجی کاملاً متضاد با سایر تحقیقات مشابه، اثر افزایش نیروی انقباضی را به صورت کاهش بخش PMT گزارش کردند. آنها یافته‌های تحقیق خود را با قوانین سرعت ـ دقت توجیه کرده و بیان کردند که احتمالاً محدود کردن آزمودنی در جهت وارد کردن نیرویی خاص موجب پیچیدگی در تنظیم زمانبندی عضلات شتاب دهنده و کاهنده شده و منجر به طولانی‌تر شدن PMT می‌شود. در حالی که با توجه به قوانین سرعت ـ دقت با افزایش نیروی انقباضی تنظیم زمانبندی ذکر شده ساده‌تر و سریع‌تر خواهد بود [۲۴]. بابا و مارتینیوک (۱۹۸۳) در مباحث خود عنوان کردند که زمان‌بندی‌های مختلف مورد نیاز در تکالیف RT موجب تغییر در مقدار زمان پردازش‌های مرکزی مورد نیاز می‌شود، بنابراین به نظر می‌رسد زمان‌بندی نیروی انقباضی پارامتری از حرکت سازماندهی شده باشد که قبل از شروع حرکت تنظیم می‌شود [۲۳].

شکل ۲ نموداری از تغییرات بخش‌های RT در اثر متغیرهای تحقیق حاضر را نشان می‌دهد که در آن اثر افزایش تعداد محرک صرفاً بر بخش PMT اثرگذار بوده است، در حالی که افزایش وزن اندام درگیر موجب افزایش زمان هر دو بخش RT شده است. به نظر می‌رسد افزایش وزن علاوه بر افزایش اینرسی اندام موجب پیچیدگی پاسخ و پردازش‌های لازم برای به کارگیری واحدهای حرکتی بیشتر و احتمالاً استفاده از عضلات همکوش شده باشد. همه این موارد از نکات قابل توجهی هستند که ما باید هنگام بحث درباره بخش PMT و فرآیندهای پیش‌حرکتی شامل ارگانهای حسی پیرامونی، مسیرهای آوران، پردازش‌های مرکزی، مسیرهای وابران و حتی عملکرد اتصالات عصبی ـ عضلانی به آن توجه داشته باشیم. بر این اساس تفاوتهای زیادی بین سیستم پردازش اطلاعات (پردازش‌های مرکزی شامل شناسایی محرک، انتخاب پاسخ و برنامه ریزی پاسخ) و فرآیندهایی که ما اصطلاحا آن را در مطالعات EMG، فرایندهای پیش‌حرکتی می‌نامیم، وجود دارد. هنگام بحث درباره سیستم پردازش اطلاعات معمولاً سیستم عصبی مرکزی و به



شکل ۲. نمودار ستونی میزان افزایش بخش‌های RT بر اثر متغیرهای افزایش وزن اندام و افزایش تعداد محرک

طور ویژه مغز به عنوان مرکز کنترل این فرآیندها در نظر گرفته می‌شود، در حالی که فرایندهای پیش‌حرکتی ارگانهای حسی پیرامونی، مسیرهای آوران، پردازش‌های مرکزی و مسیرهای وابران تا عضلات را شامل می‌شود. با این وجه تمایز مشخص می‌شود که مراحل پردازش اطلاعات تنها بخش‌های تشکیل دهنده RT نیستند، بلکه خود این مراحل بخشی از پردازش‌های پیش‌حرکتی‌ای هستند که صرفاً یک بخش از RT را در مطالعات EMG-RT تشکیل می‌دهد. با وجود این گستردگی در فرایندهای پیش‌حرکتی است که مشخص می‌شود افزایش وزن اندام و مقدار نیروی انقباضی چگونه علاوه بر افزایش اینرسی و طولانی کردن بخش MT بر بخش PMT نیز اثرگذار است.

با بررسی تغییرات ایجاد شده در اثر متغیرهای مستقل مشخص شد که اثر افزایش تعداد محرک از حالت ساده به افتراقی فقط در بخش PMT معنادار بوده است در حالی که افزایش وزن اندام درگیر موجب افزایش هر دو بخش RT شده است. سندرا و وانه (۲۰۰۲) در تحقیق خود به صورتی مشابه اثر سه حالت آمادگی بالا (H)، متوسط (N) و پائین (L) آزمودنیها را بر اجرای تکلیف RT گام‌برداری سریع توسط افراد جوان و مسن بررسی کردند که در آن به ترتیب آزمودنی ۸۰، ۵۰ و ۲۰ درصد شانس داشت که بداند سیگنال محرکی که ارائه خواهد شد مرتبط با حرکت کدام یک از پاهای او خواهد بود. نتایج نشان داد که فعالیت EMG عضله در هر دو حالت متوسط و پائین طولانی‌تر از اجرای تکلیف با آمادگی بالا بود. این وضعیت در هر دو گروه جوان و مسن دیده شد، با این وجود میانگین گروه جوان کوتاه‌تر از گروه پیر بود. آنها بیان کردند که این نتایج اهمیت فعال‌سازی عضلات قامت در کنترل تعادل جانبی را نشان می‌دهد و تفاوتهای دیده شده بین دو گروه را می‌توان به تفاوت در مقدار زمان صرف شده جهت رفع عدم قطعیت و تصمیم‌گیری صحیح ارتباط داد. در نهایت نکته مهم این است که تأخیر در زمان فعالسازی عضلات و تکمیل پاسخ افراد پیر نسبت به افراد جوان در پاسخ به ازدست دادن تعادل ممکن است آن قدر طولانی باشد که برای پیشگیری از سقوط آنها موثر واقع نشود [۳]. اسکات (۲۰۱۰) در مقاله خود ذکر کرده است که افزایش PMT در افراد پیر موجب تأخیر در عملکرد صحیح عضلات تثبیت کننده شده و احتمال آسیب عضلانی در آنها را فزایش می‌دهد. زمانی که تأخیر ناشی از عدم اطلاع قبلی از بر هم خوردن تعادل و آمادگی ذهنی برای واکنش سریع و مناسب با تأخیر ناشی از کهولت سن جمع شود، احتمالاً موجب تأخیر بسیار بالایی در پیشگیری از سقوط می‌شود [۲۸]. تأخیر فعالیت عضلانی و طولانی بودن بخش PMT عضلات اطراف زانو، علت برخی حرکات زائد و آسیب زننده آن از جمله خارج شدن وزن از خط آبداکشن زانو در برخی افراد با آسیب‌های مفصل و لیگامنتی است. در نهایت عدم حمایت کامل عضلات تثبیت کننده، زمان مناسب برای تثبیت زانو و انتقال نیرو را فراهم نمی‌کند.

نتیجه‌گیری نهایی

در واقع همه افراد در هنگام سقوط که عموما

اتفاقی غیرمنتظره است، از قبل علامت آگاه‌کننده‌ای برای پیش‌بینی برهم‌خوردن تعادل و سازگاری‌های مورد نیاز قامت ندارند. از این رو فعال‌سازی عضلات مربوط ممکن است با تأخیر همراه باشد. علاوه بر در نظر گرفتن این واقعیت، افراد پیر تمایل دارند که تأخیر طولانی‌تری در فعالسازی عضلات قامت نسبت به افراد جوان، حتی در حرکات داوطلبانه و دارای هشدار نشان دهند. حال اگر این تأخیر وابسته به سن با تأخیر فعالسازی مرتبط با عدم هشدار در هنگام از دست رفتن تعادل و کمبود آمادگی حرکت ترکیب شود، ممکن است نتیجه آن اجرای حرکتی باشد که به اندازه کافی جهت حفظ تعادل، سریع نباشد. در مجموع عواملی مانند چاقی و ضعف عضلانی که موجب تغییر اینرسی اندام و بطور کلی عوامل حرکتی می‌شوند، با درگیر کردن همزمان بخش PMT و MT می‌توانند عملکرد افراد مسن را به شدت تحت تاثیر قرار دهند. بنابراین کاهش وزن توده چربی و تقویت عضلانی می‌تواند یک رویکرد مناسب برای افراد مسن در جهت جبران کاهش سرعت فرایندهای پردازش اطلاعات باشد. در این رویکرد کاهش اینرسی حرکت و حذف پردازش‌های اضافی مرتبط با نیروی انقباضی می‌تواند تا حدودی تاخیر در جبران تعادل و سقوط ناشی از آن را کاهش دهد.

تشکر و قدردانی

به این وسیله از تمام کسانی که ما را در انجام این پژوهش یاری نموده‌اند، بویژه اساتید و مسئولین محترم دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران و تمام آزمودنی‌های محترم این تحقیق تشکر و قدردانی به عمل می‌آید.

زمان و مکان اجرای رساله

این تحقیق از رساله دکتری رشته تربیت‌بدنی و علوم ورزشی گرایش رشد و تکامل و یادگیری حرکتی دانشگاه تهران اقتباس شده است. طرح رساله پس از شش ماه مطالعه و بررسی اولیه در اردیبهشت‌ماه سال ۱۳۹۱ به تصویب رسید. در ادامه پس از تکمیل مطالعه ادبیات تحقیق پروتکل آزمونی این تحقیق در مهر و آبان ماه ۱۳۹۱ در محل آزمایشگاه آسیب‌شناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران انجام گرفته و اطلاعات خام تحقیق جمع‌آوری شدند. در نهایت تجزیه و تحلیل اطلاعات و نگارش آن در اردیبهشت ماه سال ۱۳۹۲ به پایان رسیده است.

References

[1] Lord SR, Clark RD, Webster IW. Physiological factors associated with falls in an elderly population. Journal of the American Geriatrics Society. 1991;39(12):1194-200.

[2] Brauer SG, Burns YR, Galley P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences. 2000;55(8):M469-76.

[3] Brauer SG, Burns YR. The influence of preparedness on rapid stepping in young and older adults. Clinical Rehabilitation. 2002;16(7):741-8.

[4] Schmidt RA, Lee TD. Motor control and Learning: A behavioral emphasis. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2011.

[5] Donders FC. On the speed of mental processes. Acta Psychologica. 1969;30:412-31. doi:10.1016/0001-6918(69)90065-1.

[6] Salthouse TA, Hedden T. Interpreting reaction time measures in between-group comparisons. Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology. 2002;24(7):858-72.

[7] Weiss AD. The locus of reaction time change with set, motivation, and age. Journal of Gerontology. 1965;20:60-4.

[8] Tandonnet C, Burle B, Vidal F, Hasbroucq T. The influence of time preparation on motor processes assessed by surface Laplacian estimation. Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2003;114(12):2376-84.

[9] Botwinick J, Thompson LW. Premotor and motor components of reaction time. Journal of Experimental Psychology. 1966;71(1):9-15.

[10] Davranche K, Burle B, Audiffren M, Hasbroucq T. Physical exercise facilitates motor processes in simple reaction time performance: an electromyographic analysis. Neuroscience Letters. 2006;396(1):54 -6.

[11] Ozyemisci-Taskiran O, Gunendi Z, Bolukbasi N, Beyazova M. The effect of a single session submaximal aerobic exercise on premotor fraction of reaction time: an electromyographic study. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2008;23(2):231-5.

[12] Christina RW, Rose DJ. Premotor and Motor Reaction Time As a Function of Response Complexity. Research Quarterly for Exercise and Sport (RQES). 1985;56(4):306-15. doi:10.1080/02701367.1985.10605334.

[13] Glencross DJ. Response complexity and the latency of different movement patterns. Journal of Motor Behavior. 1973;5(2):95-104. doi: 10.1080/00222895.1973.10734954.

[14] Klapp ST, Erwin CI. Relation between programming time and duration of the response being programmed. Journal of Experimental Psychology. Human Perception and Performance. 1976;2(4):591-8.

[15] Spijkers WAC. Programming of direction and velocity of an aiming movement: The effect of

probability and response-specificity. Acta Psychologica. 1987;65(3):285-304.

[16] Fischman MG. Programming time as a function of number of movement parts and changes in movement direction. Journal of Motor Behavior. 1984;16(4):405- 23.

[17] Canic MJ, Franks IM. Response preparation and latency in patterns of tapping movements. Human Movement Science. 1989;8(2):123-39. doi:10.1016/0167-9457(89)90013-4.

[18] Christina RW, Fischman MG, Lambert AL, Moore JF. Simple Reaction Time as a Function of Response Complexity: Christina et al. (1982) Revisited. Research Quarterly for Exercise and Sport (RQES). 1985;56(4):316 - 22. doi:10.1080/02701367.1985.10605335.

[19] Quinn JT Jr, Schmidt RA, Zelaznik HN. Target-size influences on reaction time with movement time controlled. Journal of Motor Behavior. 1980;12(4):239-61.

[20] Siegel D. Movement Duration, Fractionated Reaction Time, and Response Programming. Research Quarterly for Exercise and Sport. 1986;57(2):128-131. doi:10.1080/02 701367.1986.10762187.

[21] Nagasaki H, Aoki F, Nakamura R. Premotor and motor reaction time as a function of force output. Perceptual and Motor Skills. 1983;57(3 Pt 1):859-67.

[22] Klemmer ET. Rate of force application in a simple reaction time test. Journal of Applied Psychology. 1957;41(5):329-32. doi:10.1037/h0045067.

[23] Baba DM, Marteniuk RG. Timing and torque involvement in the organisation of a rapid forearm flexion. The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A: Human Experimental Psychology. 1983;35(2):323-31. doi:10.1080/14640748308402137.

[24] Kasai T, Komiyama T. Effects of varying force components on EMG reaction times of isometric ankle dorsiflexion. Human Movement Science. 1990;9(2):133-47.

[25] Brisswalter J, Arcelin R, Audiffren M, Delignières D. Influence of physical exercise on simple reaction time: effect of physical fitness. Perceptual and Motor Skills. 1997;85(3 Pt 1):1019-27.

[26] Knudson DV, Morrison CS. Qualitative Analysis of Human Movement. Champaign, Illinois: Human Kinetics; 2002.

[27] Hurd WJ, Chmielewski TL, Snyder-Mackler L. Perturbation-enhanced neuromuscular training alters muscle activity in female athletes. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy : Official Journal of the ESSKA. 2006;14(1):60-9.

[28] McLean SG, Borotikar B, Lucey SM. Lower limb muscle pre-motor time measures during a choice reaction task associate with knee abduction loads during dynamic single leg landings. Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). 2010;25(6):563-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.02.013.

[29] Spehar B, Kolesarić V. The Effects of Stimulus Context on Components of Simple Reaction Time. Review of Psychology. 2010;17(1):59-67.

Research Paper: Research Paper: Limb weight varying effect on EMG record of simple and discriminative reaction time in elderly men

Rasoul Hemayattalab[1], Ahmad Nikravan[2]*, Fazlollah Bagherzadeh[1], Mahmood Sheikh[1]

1.PhD of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.
2.PhD of Physical Education and Sport Sciences, University of Semnan, Semnan, Iran.

Accepted: 8 May 2013
Accepted: 14 May 2014

Key words:
Reaction time, Electromyography, Elderly men, Simple and discriminative reaction time

ABSTRACT

Objectives The effect of variation in contraction force is one of the most important factors in the organization and execution of reaction time (RT) tasks that most elderly are involved in when they became obese. We aimed to test the effect of limb weight varying on pre-motor and motor components of simple and discriminative reaction time in elderly men.

Methods & Materials 16 men with a mean age of 59.18 years were asked to perform forearm flexion towards the target point in 60 cm distance in response to auditory stimulus. The weight of involved limb increased (1.2 kg) at 50% of trials and all trials were measured by electromyogram apparatus.

Results The results of two way repeated measure test showed that the main effects of weight and stimulus on PMT was significant, but the effect of stimulus increasing on MT was not significant (P=0.189). We found no significant interaction effects between limb weight and stimulus increasing on PMT (P=0.888) and MT (P=0.091).

Conclusions These results suggested that the variables that cause variation in limb inertia can affect RT movement of elderly people.

Corresponding Author:
Ahmad Nikravan, PhD
Address: Human Science Department, University of Semnan, Semnan, Iran.
Tel: +98 (912) 4357041
E-mail: ahmad_namnik@semnan.ac.ir