بسم الله الرحمن الرحیم

دانشکده تربیت بدنی

پایان نامه کارشناسی ارشد فعالیت بدنی و تندرستی

تأثیر ۶ هفته تمرین راه رفتن همراه با بازخوردهای ریتمیک بر RMS عضلات اندام تحتانی سالمندان

نگارنده: فاطمه صالحیانی

استاد راهنما:

دکتر علی حسنی

آبان ۱۴۰۰

سپاسگزاری

خدای را سپاس که بر من منت نهاد تا از محضر پر فیض تدریس اساتید فاضل و ارجمند **جناب دکتر حسنی** استاد راهنما و اساتید گرانقدر جنابان **دکتر یونسیان**، **دکتر دنیایی**، **دکتر غلامی**، **دکتر رضوانی** و **خانم دکتر وسدی** کسب دانش نموده و از شما سروران مهارت های زندگی را نیز فرا گیرم، باشد که بتوانم آن ها را در مراحل مختلف کار و زندگی به کار بندم. بخاطر تمام زحمات و تلاش های بی دریغتان در این مسیر، صمیمانه از شما اساتید عزیز تشکر و سپاسگزاری می نمایم.

از سرکار **خانم دکتر رزیتا فتحی** ریاست محترم دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران بی نهایت سپاسگزارم که با بزرگواری و محبت مثال زدنی، مرا در اجرای کامل پژوهش یاری نمودند و اجازه استفاده از تجهیزات آزمایشگاه تندرستی را به من دادند.

در انتها از زحمات بی چشمداشت همکار خوبم **جناب آقای دکتر امین گندمکار** تشکر می کنم که در تمام مراحل پژوهش مرا یاری

نموده اند.

از خداوند متعال برایتان سلامتی و بهروزی آرزومندم.

تقدیم به پدر و مادر عزیزم که دعای خیرشان همیشه راهگشای سختی ها بوده است.

همسر بزرگوارم که یاری، همراهی و تشویق هایش در تمام مراحل تحصیل و پژوهش، اعتماد به نفسم را افزایش می داد.

و تقدیم به دو گل باغ زندگیمان یاسمن و سارا که تمام تلاشمان؛

آینده ای فروزان برای آن هاست.

خدایا توفیقم ده که قدردان فداکاری ها و حمایتشان در طول زندگی باشم

تعهدنامه

اینجانب فاطمه صالحیانی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد فعالیت بدنی و تندرستی دانشکده تربیت بدنی دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان‌نامه تأثیر ۶ هفته تمرین راه رفتن همراه با بازخوردهای ریتمیک بر RMS عضلات اندام تحتانی سالمندان تحت راهنمایی دکتر علی حسنی متعهد می‌شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های آن‌ها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .

در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

امضاء: تاریخ:

مالکیت نتایج و حق نشر

کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می‌باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .

استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان‌نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی‌باشد.

چکیده

راه رفتن یکی از اساسی ترین حرکات انسان است. با افـزایش سـن دچـار تغییـرات مـی شـود و مـی توانـد اختلالات حرکتی در سالمندان را پیش بینی کند. سالمندی اشاره به فرایندهای بیولوژیکی و مرتبط با زمان دارد، این تغییرات تحت تاثیر مکانیسم های حسی- حرکتی و شناختی می باشند . توجه کردن به اندام هـا حین فعالیت های روزانه و عادی مانند راه رفتن، یکی از نتایج تغییرات سالمندی است. لذا هدف از تحقیق حاضر تاثیر یک دوره تمرین راه رفتن همراه با پالس های ریتمیک شنیداری و دیداری به عنوان یک توجـه بیرونی بر عضلات اندام تحتانی در سالمند می باشد، تا بررسی کنیم که توجه بیرونی چقد می تواند راه رفتن فرد را خودکار کند و بدون توجه به اندامهایش به فعالیت های روزمره بپردازد. روش پژوهش: ۴۸ زن و مـرد سالمند بین سنین (۶۰ تا ۷۵ سال) بدون مشکلات در اندام تحتانی و عـدم اخـتلال در راه رفـتن در ایـن تحقیق به صورت داوطلبانه شرکت کردند. بطـور تصـادفی بـه۴گـروه: ۱- تمـرین + بـازخورد شـنیداری ۲- تمرین+ بازخورد دیداری ۳- تمرین بدون هیچگونه بازخورد ۴- گروه کنترل(بدون تمرین و بدون بـازخورد) تقسیم شدند. برای ارزیابی اولیه، عضلات: ساقی قدامی،نعلی، دو سر رانی، پهن داخلی و پهن خـارجی، طـی ۹۰ ثانیه راه رفتن عادی در پیش آزمون و پس آزمون مورد بررسی قرار گرفت. تمرینات به مدت ۶ هفته، ۳ جلسه در هفته، هر هفته ۲۰ دقیقه انجام شد. تحلیل داده ها توسط آنـالیز کوواریـانس در سـطح معنـادار ۰/۰۵ انجام شد. یافته ها : نتایج نشان داد که ۶ هفته راه رفتن با تحریکات ریتمیک شنیداری و دیداری بـه طور معناداریRMS عضلات ساقی قدامی و نعلی در سالمندان را به ترتیب کاهش و افزایش داد. با وجـود این هر دو تحریکات ریتمیک و شنیداری تاثیر معناداری بر RMS عضلات پهن خارجی و داخلی و همچنین دو سر رانی نداشت. لذا می توان گفت؛ ۶ هفته تمرین راه رفتن با تحریکات ریتمیک شنیداری و دیداری بر RMS برخی از عضلات اندام تحتانی اثر معناداری داشته است.و بهبود فعالیت عضلات دیستال اندام تحتانی از جمله نعلی و ساقی قدامی حاکی از تعاملات شنیداری و دیداری با سیستم کنترل حرکتی می باشد و عدم تاثیر پذیری عضلات بزرگ پروگزیمال در ارائه این محرک بیرونی می تواند بیـانگر ایـن باشـد کـه نیـاز بـه محرک های قوی تر و ویژه تری برای بهبود فعالیت الکترومایوگرافی برای این عضلات باشد.

کلید واژه ها: الکترومایو گرافی، RMS ، سالمندی، تحریکات ریتمیک، توجه بیرونی

فهرست مطالب

فصل اول : مقدمه و طرح پژوهش ۱
۱-۱- مقدمه ۲
۱-۲- بیان مسئله ۳
۱-۳- ضرورت اجرای پژوهش ۷
۱-۴- اهداف پژوهش ۹
۱-۴-۱- هدف کلی پژوهش ۹
۱-۴-۲- اهداف جزئی ۹
۱-۵- فرضیه ها ۹
۱-۶- محدودیت های پژوهش ۹
۱-۷- تعاریف نظری و عملیاتی واژه ها ۱۰
۱-۷-۱- تعاریف نظری واژه ها ۱۰
۱-۷-۲- تعاریف عملیاتی واژه ها ۱۱
فصل دوم: مبانی نظری ۱۳
۲-۱- مبانی نظری ۱۴
۲-۲- مفهوم سالمندی ۱۴
۲-۲-۱- تغییرات عضلات اسکلتی و بروز سارکوپنی در سالمندی ۱۶
۲-۲-۲- تغییرات سیستم عصبی در سالمندی ۱۹
۲-۲-۳- تغییرات سیستم های حسی در سالمندی ۲۰
۲-۲-۳-۱- دستگاه بینایی ۲۰
۲-۲-۳-۲- سیستم دهلیزی و تعادل ۲۱
۲-۲-۳-۳- دستگاه حس پیکری ۲۲
۲-۳- مکانیسم راه رفتن ۲۳
۲-۳-۱- اختلالات راه رفتن و خطر سقوط در سالمندی ۲۵
۲-۴- الکترومایو گرافی (EMG) ۲۶
۲-۵- تغییر الگوهای راه رفتن ۲۷
۲-۶- پیشرفت تدریجی و مداوم روند عصبی و شناختی در حرکت ۲۸
۲-۶-۱- اثر مداخلات جسمی و شناختی در پیری ۳۰
۲-۷- مداخلات (تحریکات) موزون ۳۱
۲-۷- ۱- عامل توجه و عمل راه رفتن ۳۱
۲-۷- ۲- مداخلات موزون دیداری ۳۲
۲- ۷- ۳- مداخلات موزون شنیداری ۳۳
۲-۸- پیشینه پژوهش ۳۴
۲-۸-۱- پژوهش های صورت گرفته در مورد تحریکات شنیداری ۳۴
۲-۸-۲- پژوهش های انجام شده در رابطه با تحریکات دیداری ۳۸

۲-۹- نتیجه گیری پیشینه تحقیق ۳۹
فصل سوم: اجرای پژوهش ۴۱
۳-۱- طرح پژوهش ۴۲
۳-۱-۱- جامعه و نمونه آماری ۴۲
۳-۲- متغیرهای پژوهش ۴۳
۳- ۲-۱- متغیر مستقل ۴۳
۳ -۲-۲ متغیر وابسته ۴۴
۳-۳- ابزارهای جمع آوری اطلاعات و نحوه اجرای ارزیابی ۴۴
۳-۳-۱- تعیین آهنگ ترجیحی و کرنومتر دستی ۴۴
۳-۳-۲- ترازو و قد سنج ۴۵
۳-۳-۳- دستگاه الکترو مایو گرافی ۴۵
۳-۳-۴- نحوه ارزیابی فعالیت الکترومیوگرافی ۴۸
۳-۳- ۵- مترونوم، دستگاه تحریک شنیداری، دستگاه تحریک دیداری ۴۹
۳-۳-۶- پروتکل تمرینی ۵۰
فصل چهارم: یافته ها ۵۳
۴-۱- مقدمه ۵۴
۴-۲- یافتههای توصیفی پژوهش ۵۴
۴-۲-۱- جدول ویژگی های دموگرافیک افراد ۵۵
۴-۲-۲- نتایج توصیفی متغیرهای RMS عضلات منتخب ۵۵
۴-۳- محاسبات آزمون فرضیه RMS عضلات اندام تحتانی ۵۸
۴-۳-۱- آزمون فرضیه اول ۵۸
۴-۳-۲- آزمون فرضیه دوم ۶۴
فصل پنجم: بحث و نتیجه گیری ۶۹
۵-۱- خلاصهای از پژوهش ۷۰
۵-۲- یافته ها ۷۱
۵-۳- بحث و بررسی ۷۲
۵-۳-۱- بحث پیرامون تحریکات بیرونی بر عضلات اندام تحتانی به ترتیب یافته ها ۷۲
۵-۳-۱-۱- عضله نعلی و اثر تحریکات شنیداری و دیداری ۷۲
۵-۳-۱-۲- عضله ساقی قدامی و اثر تحریکات شنیداری و دیداری ۷۴
۵-۳-۱-۳- عضله پهن داخلی-خارجی و دوسررانی و اثر تحریکات شنیداری و دیداری ۷۵
۵-۴- نتیجه گیری ۷۶
۵-۵- پیشنهادهای پژوهشی برگرفته از پژوهش ۷۷
۵- ۶- پیشنهادات کاربردی حاصل از پژوهش ۷۷
فهرست منابع و مأخذ ۷۸
پیوست ها ۹۴
پیوست ب ۹۵

فهرست اشکال

شکل۳-۱ .دستگاه قدسنج سکا و ترازوی وینترثور ۴۵
شکل ۳-۲ .دستگاه الکترومایوگرافی بایویژن ۴۷
شکل ۳-۳ .نمونه ای از نصب الکترود ۴۷
شکل ۳-۴ .انقباض ارادی مرجع عضله پهن داخلی و پهن خارجی ۴۸
شکل ۳-۵- دستگاه تحریک شنیداری ۴۹
شکل ۳-۶- دستگاه تحریک دیداری ۵۰
شکل ۴-۱ . عضله ساقی قدامی ۵۹
شکل ۴-۲ . عضله نعلی ۶۰
شکل۴-۳ . عضله پهن داخلی و پهن خارجی ۶۱
شکل ۴-۴ . عضله دو سر رانی ۶۳

فهرست جداول

جدول۴-۲-۱ مشخصات دموگرافیک آزمودنیها در چهار گروه تحقیق..... ۵۵
جدول ۴-۲-۲. ویژگیهای توصیفی میانگین فعالیت الکتریکی عضلات منتخب بر حسب درصدی از انقباض ارادی مرجع (RVC) در پیش آزمون و پس آزمون (میکروولت).....۵۶
جدول ۴-۲-۳ . ویژگی های توصیفی متغیر RMS عضلات منتخب بر حسب درصدی از انقباض ارادی مرجع (RVC) در پیش و پس آزمون (میکروولت)..... ۵۷
جدول ۴-۳. نتایج میانگین±انحراف استاندارد شاخص سرعت ترجیحی در چهار گروه تحقیق در پیش و پس آزمون..... ۵۸
جدول ۴-۴. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله ساقی قدامی..... ۵۹
جدول ۴-۵. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله نعلی..... ۶۰
جدول ۴-۶. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن داخلی..... ۶۱
جدول ۴-۷. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن خارجی..... ۶۲
جدول ۴-۸. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله دوسر رانی..... ۶۳
جدول ۴-۹. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله ساقی قدامی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و گروه تمرین راه رفتن..... ۶۴
جدول ۴-۱۰. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله نعلی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و تمرین راه رفتن..... ۶۵
جدول ۴-۱۱. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن داخلی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل ۶۶
جدول ۴-۱۲. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله دوسررانی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و تمرین راه رفتن..... ۶۶
جدول ۴-۱۳. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن خارجی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و تمرین راه رفتن..... ۶۷

فصل اول : مقدمه و طرح پژوهش

۱-۱- مقدمه

شروع پیری[1] از ۶۰ سالگی و برابر است با تغییرات فیزیولوژیک طبیعی پیشرونده و غیر قابل برگشت که در آن قوای جسمی و روحی هر دو به نحوه قابل توجهی رو به نقصان می گذارد و به مرور فرد را ضعیف می کند. یکی از عوامل مهمی که در سالمندی دچار تغییرات نزولی می شود سیستم حسی حرکتی است و راه رفتن مهمترین فعالیت سیستم حسی حرکتی انسان می باشد که با افزایش سن دچار نوسانات عصبی عضلانی و شناختی می شود.این عواقب منفی برمصرف انرژی و عملکرد حرکتی فرد تاثیر می گذارد. (۱)

توسعه درک گسترده ای از بسیاری از عوامل موثر بر عملکرد عضلات اسکلتی افراد مسن پیامدهای عمده ای برای دانشمندان، پزشکان و متخصصان بهداشت دارد که در حال انجام اقدامات درمانی با هدف تقویت عملکرد عضلات و یا جلوگیری از تحرک و محدودیت های جسمی هستند و به همین ترتیب از پیری سالم حمایت می کنند. (۲)

مطابق با تعریف سازمان بهداشت جهانی[2] در تعریف سلامت و سالمندی: سالمندی سالم "فرایند رشد و حفظ توانایی عملکردی است که بهتر زیستن را در سالمندان فعال توانمند می کند". پیش بینی شده است تا سال ۲۰۵۰ تعداد سالمند به ۲ میلیارد نفر می رسد. طبق گزارش مرکز آمار ایران در استان های مازندران، گیلان، اصفهان، تهران از سایر استان ها سالمندتر هستند. (مرکز آمار ایران)

سالمندی سبب تحلیل سیستم عصبی و نقص در کارکردهای شناختی اعم از حافظه، یادگیری و توجه می شود و از آنجایی که راه رفتن در دوران سالمندی تحت تاثیر مستقیم چالش های شناختی است ، راههای درمانی مختلفی تا به امروز در این مورد صورت گرفته است که یکی از این

---

[1] - Aging
[2] - World h ealth organization

موارد مهم، تمرین همراه با مداخلات ریتمیک است. این مداخلات باعث توجه فرد به پالس های ریتمیک و عدم توجه به اندام های بدن می شود (۳).

هدف از طرح این پژوهش، اجرای تمریناتی سبک و ساده جهت تغییر الگوهای راه رفتن افراد سالمند است که بتواند فعالیت های ساده روزانه مانند راه رفتن را بصورت خودکار با صرف انرژی کمتری اجرا کند.

۱-۲- بیان مسئله

یکی از مسایل مهم و مورد توجه در حوزه سلامت جسمی، توجه به دوره ی سالمندی و محدودیت های حرکتی در اندام های تحتانی و فوقانی است. جمعیت جهان به سرعت پیر می شود. با پیر شدن جامعه، بروز محدودیت های جسمی به طرز چشمگیری افزایش می یابد که کیفیت زندگی را کاهش می دهد (۱). افزایش سن باعث وقوع بیشتر فرایندهای تخریبی نسبت به فرآیندهای تولیدی می شود (۲). با توجه به این روند، پیش بینی می شود بعد از پنجاه سال جمعیت سالخورده ایرانی تقریبا ۱۱٪ افزایش یابد (۳).

پیری طبیعی به طور کلی با زوال عملکرد بدنی همراه است (۴). برآوردهای سازمان ملل و سازمان بهداشت جهانی حاکی از آن است که تا سال ۲۰۳۰ میلادی جمعیت سالمندان در دنیا از ۹ درصد به ۱۶ درصد و در ایران از ۶/۵ درصد به ۱۷/۵درصد افزایش خواهد یافت. تعداد سالمندان ایران کمتر از ۱/۲ میلیون نفر در سال ۱۳۳۵ با بیش از ۶ برابر شدن در سال ۱۳۹۵به بالای ۷/۴ میلیون نفر رسیده است. این در حالی است که جمعیت کشور در طی این مدت بیشتر از ۴ برابر شده است. این نشان می دهد سرعت افزایش سالمندان در ۶۰ سال گذشته حدود دو برابر جمعیت کشور افزایش یافته است(مرکز آمار ایران). بنابراین بیشتر مربیان و پزشکان در حال بررسی تمرینات و برنامه های توانبخشی هستند که از سقوط، جلوگیری می کند (۵). زمین خوردن، دومین علت اصلی آسیب سالمندان در سراسر جهان است (۶). تضعیف قدرت عضلانی به دلیل افزایش سن بر وضعیت

و نحوه راه رفتن تاثیر دارد و می تواند باعث افتادن شود (۷). اپیدمیولوژی عدم تعادل، نشان می دهد که بیش از ۵۰٪ از افتادن ها در طی نوعی جابجایی رخ می دهد (۸).

پیاده روی به عنوان یک مهارت پایه یکی از اساسی ترین حرکات انسان محسوب می شود. سرعت راه رفتن ساده، حساس و قابل اعتماد، شاخص مهمی جهت ارزیابی توانایی راه رفتن است (۹) که با افزایش سن دچار تغییرات می شود و می تواند اختلالات حرکتی در سالمندان را پیش بینی کند (۱۰). عواملی چون کاهش سرعت و افزایش تغییر در دامنه حرکتی اندام تحتانی، باعث نوسان الگویی راه رفتن در افراد سالمند می شود (۱۱). راه رفتن افراد مسن ناپایدار و ریتم راه رفتن آنها بی نظم است، که در اثر غضروفی شدن مفصل، می تواند با افزایش خطر زمین خوردن همراه شود (۱۲). زمانی که سیستم های حسی(مانند سیستم های بینایی) دچار اختلال شود، بدن انسان توانایی دریافت پاسخ های عضلانی صحیح را برای حفظ تعادل نخواهد داشت (۱۳)، این امر باعث افزایش توجه به اندام ها می شود. زمانی که فرد نتواند بطور خودکار تعادل خود را کنترل کند احتمال آسیب دیدن و ضعیف شدن اندامها افزایش می یابد (۱۴). در این زمان بدن با آبشاری از واکنش های نزولی روبرو خواهد شد. یکی از بارزترین این چالش‌ها تغییر در ساختار سیستم عصبی-عضلانی است که در نهایت به تضعیف عملکرد عضلات و کنترل حرکتی منجر خواهد شد. کاهش عملکرد سیستم عصبی منجر به تغییر توانایی انقباضی عضلات اسکلتی می شود (۱).

عملکرد یادگیری مهارت های حرکتی نشان داده است که یک تمرکز خارجی توجه(تمرکز بر اثر حرکت) در مقایسه با تمرکز داخلی(تمرکز بر خود حرکات)، عملکرد جهت دهی به تاثیرات حرکتی را افزایش می دهد. این نشان می دهد که تمرکز خارجی توجه، باعث افزایش اقتصاد حرکتی می شود. تمرکز توجه بیرونی(افزایش دقت حرکتی)، توجه به عملکرد بهتر(خطای مطلق کمتر)و بهبود اقتصاد حرکتی(توجه بیرونی) را به همراه دارد (۱۵). شواهد علمی پیشنهاد می کند که تمرکز داخلی (تمرکز روی حرکات خود)، سیستم حرکتی را محدود می کند و منجر به حرکاتی می شود

که نه تنها نیاز به دقت کمتری دارند، بلکه در سطح عصبی-عضلانی از کارایی کمتری بر خوردارند (۱۴). توجه بیرونی باعث استفاده بیشتر از فرایندهای کنترل خودکار می باشد (۱۵).

نشانه های شنیداری هم بر رفتار حرکتی و هم بر قدرت احساسی تاثیر می گذارد (۱۶). از طریق مداخلات هدفمند در مسیرهای کلیدی، سلول های عضلانی را می توان تغییر داد تا بر روند رشد و انتخاب نوع فیبر عضلانی تاثیر بگذارد (۱۷). مطالعات زیادی در این مورد صورت گرفته است که هدف هر پژوهش تمرکز بر بهبود راه رفتن سالمندان است. بطور مثال تمرینات قدرتی (۱۸)، تمرینات استقامتی (۱۹)، یا آب درمانی (۲۰) انجام شده و پژوهش هایی کمتری به بررسی فرایندهای حسی و شناختی که عامل مهمی در دوران سالمندی محسوب می شود، پرداخته اند. نشانه های شنیداری موزون[1] و نشانه های دیداری موزون[2] یکی از تکنیک های پذیرفته شده برای توان بخشی و بهبود کنترل حرکتی در افراد مسن سالم و مبتلایان به اختلالات حرکتی است (۳). یکی از دلایل مهمی که باعث می شود در دوران سالمندی حرکات به صورت خودکار و غیر هوشیارانه انجام شود، استفاده از تحریکات ریتمیک است که باعث می شود توجه فرد سالمند به بیرون از بدن جلب شود (۱۳). علاوه بر این، تحریکات موزون باعث پاسخ های حرکتی و علائم موزونِ همزمان می گردند (۲۱) و افزایش پاسخ، هم منجر به تغییر سرعت و هم موجب ایجاد مسیرهای حرکتی هموارتر و فراخوانی واحدهای حرکتی عضله می گردد (۲۲).

تاثیری که ریتم صوتی به عنوان محرّکِ بازخورد در راه رفتن ایجاد می کند با افزایش تحریک در هسته های زیر قشری که تعادل را تنظیم می کند، باعث هماهنگی حرکتی واکنشی توسط محرّک بازخورد می شود. راه رفتن افراد مسن، ناپایدار و ریتم راه رفتن آنها بی نظم است، در حالی که رویکرد رشد عصبی باعث بهبود ثبات در هنگام راه رفتن و پیشگیری از افتادن می شود که با افزایش زمانِ گام آشکار می شود (۲۳).

---

1 - Rhythmic Auditory Stimulation (RAS)
2 - Rhythmic visual Stimulation (RVS)

زمان بندی ریتمیک در بزرگسالان منجر به یکپارچگی ساختار مغز و از طرفی باعث یکپارچگی نرون های حرکتی می شود. اختلال در زمان بندی سیستم شناختی مغز در ادامه کنترل حرکتی، عملکرد سیستم عصبی-عضلانی را به چالش می کشد بنابراین ضرب آهنگ ریتمیک باعث همگام سازی مغز و عضله خواهد شد.

تحقیقات نشان می دهد که افراد مسن هنگام انجام یک کار شناختی به طور همزمان در هنگام بهبود تعادل، به چالش کشیدن بازیابی تعادل، را در اولویت قرار می دهند (۲۵) .

با استفاده از زمانبندی های ریتمیک توسط دستگاه های پژوهشی و دانش مکانیکی در عضلات فعال، راه رفتن عادی سالمندان به چالش کشیده شد و نیروی عضلانی به کمک دستگاه EMG[1] ارزیابی شد (۲۶).

یکی از نشانگرهای قابل اعتماد فعالیت عضلات در دوران سالمندی، الکترومیوگرافی سطحی است که به دلیل عدم تهاجم و زمان واقعی در ارزیابی فعالیت الکتریکی عضلات، بسیار کاربردی می باشد (۲۷). در برخی از تحقیقات، EMG سطحی در زمینه های بالینی و سالمندی از شاخص های بسیاری از جمله میانه فرکانس سیگنال، شاخص وزن نسبی عضله و RMS استفاده شده است (۲۸، ۲۹،۳۰).

الکترومیوگرافی در خصوص حرکات خودآگاه و رفلکسی عضلات اطلاعات مناسبی را فراهم می کند، در حقیقت دستگاه الکترومایوگرافی پتانسیل عمل عضلات را اندازه گیری می کند (۳۰). مطابق با اطلاعات پیشین یکی از شاخص‌های تایید شده در میزان فعالیت الکتریکی عضلات در سالمندی ارزیابی میانگین فعالیت الکتریکی عضله از طریق (RMS)[2] است (۳۱) که با یک مقدار ریاضی تعیین شده توان سیگنال را در یک دوره زمانی مشخص به ما نشان می دهد (۲۹). حداکثر مقدار بدست آمده از سیگنال پردازش شده در تمام تکرارها به عنوان مقدار مرجع برای نرمال سازی

1 - Electromyography
2- Root mean square

سیگنال های EMG استفاده می شود (۲۸). نرمال سازی به روش های متفاوتی صورت می گیرد. یک روش نرمال سازی، حداکثر RMS حین حرکت دینامیکی است که در این روش هر نقطه از فعالیت به مقدار اوج ثبت شده تقسیم می شود یا ممکن است در آن هر نقطه به میانگینRMS ثبت شده تقسیم شود (۳۱). RMS به طور مکرر در تحقیقات تجزیه و تحلیل راه رفتن دیده می شود. بسیاری از مطالعات گزارش کرده اند که مقدار RMS مربوط به سرعت راه رفتن است (۲۸). به همین منظور در این مطالعه برای دستیابی به بهتر شدن کنترل عصبی عضلانی و نهایتا خروجی آن، که فعالیت الکتریکی مناسب است، محاسبات را از طریق RMS انجام می دهیم و در نتیجه به اختلالات راه رفتن در رابطه با اختلالات حاصل از سیستم شناختی و عصبی-عضلانی پرداخت (۲۵)

لذا هدف از تحقیق حاضر، بررسی اثر ۶ هفته تمرین راه رفتن همراه با بازخوردهای ریتمیک بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی سالمندان است.

۱-۳- ضرورت اجرای پژوهش

جامعه شناسان در تعریف ملاک های توسعه در کشورهای پیشرفته و یا در حال پیشرفت، معتقدند که؛ میزان سطح سواد و میزان سطح رفاه، باعث بالا رفتن میزان امید به زندگی می شود و میزان امید به زندگی در واقع ارتقاء سطح سلامت و انجام فعالیت های اجتماعی در حیطه های مختلف جامعه از جمله برای سالمندان است. جمعیت جهان به سرعت پیر می شود. از سال ۱۹۸۰ تعداد افراد ۶۰ ساله و بالاتر دو برابر شده و تقریبا به ۸۱۰ میلیون نفر رسیده است. با افزایش سن جامعه، میزان محدودیت عملکرد بدنی نیز افزایش می یابد (۱). با توجه به افزایش جمعیت سالمندی و هزینه های درمانی بالا و نگرانی از محدودیت های حرکتی که در این قشر بوجود می آید، مراقبت های پیشگیرانه اهمیت و ضرورت خاصی می یابد.

افزایش سن با کاهش چشمگیر قدرت عضلات و کنترل حرکتی همراه است و بسیاری از این تغییرات وابسته به سن در عملکرد عضلات ناشی از سازگاری در سیستم عصبی مرکزی است. ضعف عضلانی مرتبط با پیری تا حدی به دلیل اختلال و محدودیت در توانایی سیستم عصبی در فعال

سازی کامل سلول های عصبی-حرکتی است (۴۲). بنابراین پیری با تغییرات کمی و کیفی قشر حرکتی همراه است که منجر به آتروفی و کاهش تحریک پذیری قشر مغز، کاهش انعطاف پذیری قشر و ناهنجاری عصبی-شیمیایی می شود.

اثرات عملکردی مرتبط با این تغییرات جنبه های مانند قدرت عضلات و کنترل حرکت را تحت تاثیر قرار می دهد (۴۳). در واقع فرآیند سالمندی با زوال سیستم شناختی و انتقال از سیستم خودکار به سمت سیستم توجهی است. پیشگیری بهتر از درمان است زیرا افراد می توانند سالهای بیشتری عمر کنند و نگرانی از دوران سالمندی نداشته باشند (۴۴). بهتر است در حوزه سالمندی پژوهش های بیشتری انجام پذیرد تا ادامه زندگی در سالمندان با انگیزه ی بیشتری صورت گیرد (۴۵).

از میان عوامل مختلف، راه رفتن به عنوان یک فاکتور و علامت مشخصی برای شناسایی وضعیت یک سالمند محسوب می گردد (۴۶). در این مطالعه سعی شده است از جدیدترین روش برای بهبود در راه رفتن بکار گرفته شود. تحریکات ریتمیک با روشی نوین و ساده به خودکاری شدن فعالیت پایه ای و روزمرّه‌ای مانند پیاده‌روی کمک نموده و از مزیت های این روش این است که می توان از طریق ارائه یک روش کاربردی و کم هزینه، در پیشگیری و کاهش این محدودیت ها گامی تأثیر گذار برداشت. این نوع مداخلات می توانند به عنوان یک عامل توانبخشی موثر در همه جا و در جهت ارتقای سلامت سالمندان باشند (۴۵). هدف از پژوهش حاضر اهمیت دادن به دوران سالمندی در انجام فعالیت های روزانه و ساده مانند راه رفتن و اثبات فواید این تحریکات در حوزه سالمندی است.

۱-۴- اهداف پژوهش

۱-۴-۱- هدف کلی پژوهش

- تأثیر ۶ هفته راه رفتن همراه با بازخوردهای ریتمیک (شنیداری و دیداری) بر فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی سالمندان

۱-۴-۲- اهداف جزئی

- تأثیر ۶ هفته راه رفتن همراه با بازخوردهای بیرونی شنیداری بر تغییرات RMS عضلات اندام تحتانی سالمندان
- تأثیر ۶ هفته راه رفتن همراه با بازخوردهای بیرونی دیداری بر تغییرات RMS عضلات اندام تحتانی سالمندان

۱-۵- فرضیه ها

- ۶ هفته پیاده روی همراه با پالس های موزون دیداری بر میانگین فعالیت عضله (RMS) درحین راه رفتن سالمندان تاثیری معنادار دارد.
- ۶ هفته پیاده روی همراه با پالس های موزون شنیداری بر میانگین فعالیت عضله (RMS) درحین راه رفتن سالمندان تاثیری معنادار ی دارد.

۱-۶- محدودیت های پژوهش

- شرایط روحی آزمودنی ها در مراحل مختلف تمرینی قابل کنترل نبود.
- بطور کامل کنترل آزمودنی ها درشرایطی غیر ازشرایط تمرین (مصرف سیگار و الکل) غیر ممکن بود.
- حذف کامل نویزهای دستگاه های محیطی در شرایط مختلف امکانپذیر نبود.

۱-۷- تعاریف نظری و عملیاتی واژه ها

۱-۷-۱- تعاریف نظری واژه ها

سالمندی: شروع سالمندی از سن شصت سالگی است.همراه با تغییرات فیزیولوژیکی طبیعی پیشرونده و غیر قابل برگشت که در آن قوای جسمانی و روحی هر دو به طرز قابل توجهی رو به تقصان می گذارد. در اثر افزایش سن بوجود می آید و نیاز به مراقبت، بهداشت و توان بخشی دارد. (سازمان بهداشت جهانی)

تحریک شنیداری: روشی غیر تهاجمی و ریتمیک است که صدای ریتم از پایین ترین ضربه تا بالاترین ضربه توجه فرد را به خود جلب می کند و گام ها به مرور زمان خودکار و هماهنگ می شود (۴۱).

تحریک دیداری: روشی برای بهبود سیستم خودکاری راه رفتن است که با علا مت گذاری نوری توسط ال ای دی نوری انجام می شود (۱۷).

الکترومایوگرافی (EMG): سیگنال الکتریکی در ارتباط با انقباض عضله (مطالعه فعالیت الکتریکی درون عضله)، در واقع حالات عضلات بدن را در موقع انقباض و انبساط ضبط و محاسبه می کند (۳۰).

RMS (Root mean square): یکی از شاخص های تایید شده در میزان فعالیت الکتریکی عضلات در سالمندی، ارزیابی میانگین فعالیت الکتریکی عضله از طریق RMS می باشد (۳۱).

RMS در واقع با یک مقدار ریاضی تعیین شده توان سیگنال را در یک دوره زمانی مشخص به ما نشان می دهد و حداکثر مقدار بدست آمده از سیگنال در تمام تکرارها به عنوان مقدار مرجع برای نرمال سازی سیگنال های EMG استفاده می شود.

۱-۷-۲- تعاریف عملیاتی واژه ها:

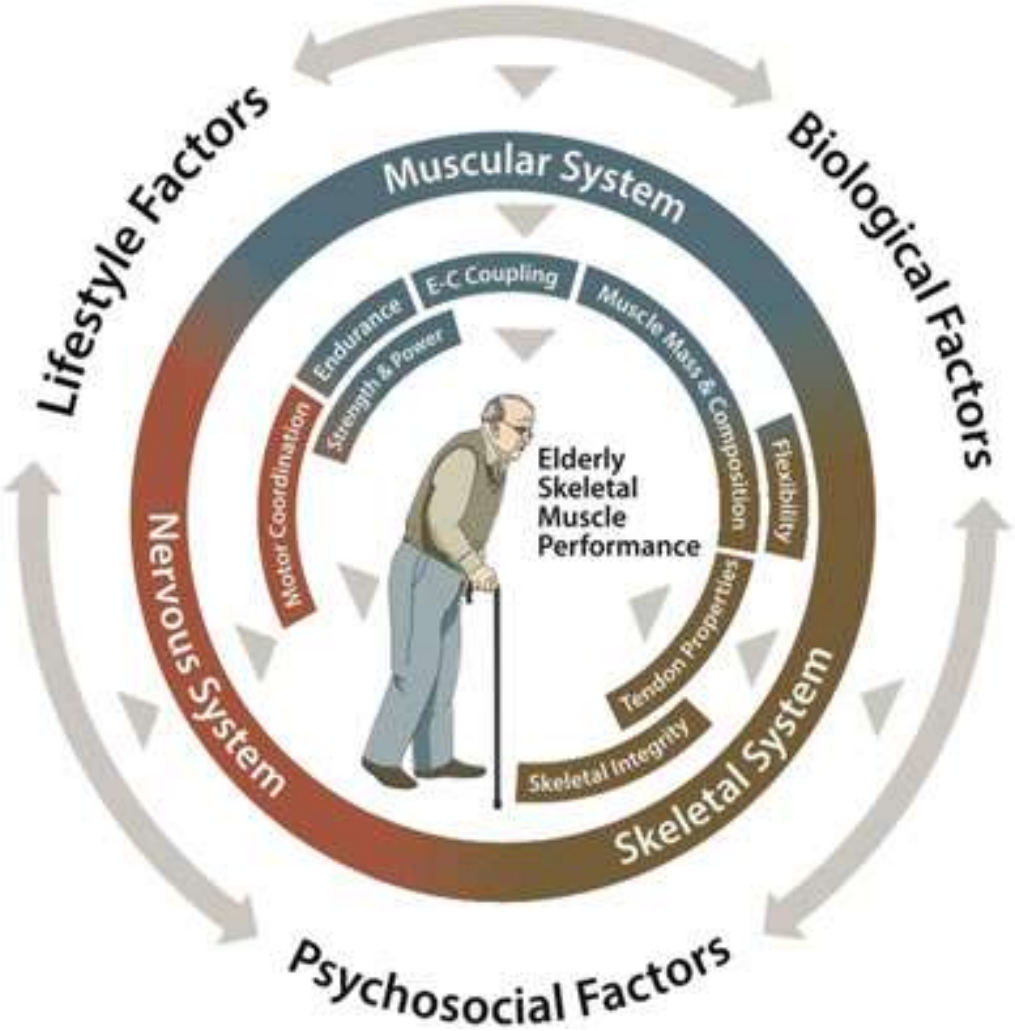
سالمندی: سالمندان سالم مرد و زن ۶۰ تا ۷۵ سال از مرکز سرای مهر شهرستان بابلسر شرکت داشتند.

تحریک شنیداری: با استفاده از مترونوم و از طریق هدفون در حین راه رفتن بازخورد بیرونی به سالمند داده می شود که این ضرب آهنگ تحریک شنیداری با مترونوم تنظیم می شود (۴۱).

تحریک دیداری: ال ای دی نوری در فاصله ده سانتی متری از لبه کلاه آفتاب گیر قرار می گیرد، توسط مترونوم این فاصله زمان بندی شده علائم برای دادن بازخورد به افراد تنظیم می شود (۱۷).

الکترومایوگرافی (EMG): ضبط فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی شامل: عضله نعلی، عضله ساقی قدامی، دو سر رانی، پهن داخلی و پهن خارجی با دستگاه الکترو مایوگرافی بایویژن ۱۶ کاناله (۳۰)

RMS (Root mean square): ارزیابی میانگین فعالیت الکتریکی ۵ عضله اندام تحتانی از طریق RMS که یکی از شاخص های تایید شده در میزان فعالیت الکتریکی عضلات در سالمندی، می باشد (۳۱).


Lifestyle Factors
Biological Factors
Psychosocial Factors
Muscular System
Nervous System
Skeletal System
E-C Coupling
Endurance
Strength & Power
Motor Coordination
Muscle Mass & Composition
Flexibility
Tendon Properties
Skeletal Integrity
Elderly
Skeletal
Muscle
Performance

فصل دوم: مبانی نظری

۲-۱- مبانی نظری

در این فصل ابتدا، در رابطه با مفاهیم پایه و اساسی حوزه پژوهش بحث شده است. سپس سعی شده به ادبیات پیشینه مرتبط با هدف مطالعه و متغیرهای مستقل و وابسته پرداخته شود و با توجه به موضوع پژوهش به بررسی مکانیسم تغییرات فیزیولوژیکی همراه با تغییرات رفتاری که در تعامل با هم هستند، می پردازد.

۲-۲- مفهوم سالمندی

سالمندی یک روند زیست شناسی و طبیعی و فرآیندی پیچیده با چالش های بسیار است که از مراحل اصلی زندگی انسان محسوب می شود.و همه آن را تجربه می کنند . این پدیده به مرور زمان با تغییرات فیزیولوژیکی همراه است (۴۷). روند تغییر در افراد مختلف یکسان است ولی سرعت انجام آن متفاوت است، سبک زندگی درچگونه رسیدن به زمان پیری یک اصل مهم محسوب می شود. سالمندی که به دلایل مختلف دیرتر قدرت عضلانی را از دست می دهد، قطعا زمان کمتری صرف انجام امور روزمره می کند (۴۸).

سالمند به فردی اطلاق می شود که بیش از ۶۰ سال سن داشته باشد و به علت پیامدها و عوارض ناشی از کهولت سن و تغییرات فیزیولوژیکی که در بدن وی در اثر افزایش سن بوجود وی آید نیاز به مراقبت و توان بخشی دارد. برحسب رده سنی می توان این دوران را به چند دسته تقسیم کرد. از ابتدای ۲۰ سالگی تا ۴۰ سالگی (بزرگسالی اولیه). از ۴۰ سالگی تا ۶۰ سالگی (بزرگسالی ثانویه)، بزرگسالی پایانی یا شروع سالمندی اولیه[1] از ۶۰ سالگی و تا ۷۵ سالگی سالمند جوان محسوب می شود. از سن ۷۵ تا ۸۵ پیر و از سن ۸۵ به بعد جز دسته ی خیلی پیر به حساب می آیند (۴۹).

[1]-Early againg

سالخوردگی جمعیت پدیده ای است که در حال حاضر برخی جوامع با آن روبرو هستند و برخی دیگر در آینده ای نزدیک با آن روبرو خواهند شد. پیری یک پیشرفت تدریجی و مدام است که در ساختمان و ارگانیسم بدن، به مرور زمان پیش می آید و شامل تغییرات فیزیولوژیکی و رفتاری فرد می باشد. در هر صورت این تغییرات سیر نزولی را طی می کنند. یکی از اساسی ترین این تغییرات، تحلیل سیتم حسی- حرکتی می باشد که می توان گفت هم بر فیزیولوژی بدن و هم بر رفتار فرد تاثیر گذار است (۵۰). ممکن است شیوه های زیستی که فرد در سال های پیشین داشته است را محدود نماید. که این امر باعث نگرانی و اضطراب، به علاوه باعث بروز هزینه های سنگین در همه سطوح می شود (۵۱،۵۰).

در واقع پیری کاهش قوای جسمی و روانی است که باعث تخریب ساختاری و عملکردی در سیستم های فیزیولوژیکی بدن می شود. این تغییرات فیزیولوژیکی بر سطح وسیعی از بافت ها، هورمون ها، سیستم های مختلف بدن و عملکرد آنها تاثیر گذار است (۵۲).

به گفته سازمان جهانی بهداشت، پیری وابسته به ارگانیسم فرد است و به سرعت رو به افزایش می یابد. باید جهت رفاه سالمندان، مراقبت های بهداشتی، آموزشی، و یک محیط مناسب در نظر گرفته شود. این سازمان در حال حاضر پیش بینی کرده طی ۳۰ سال آینده، جمعیت سالمندان جهان از حدود ۶۰۰ میلیون به دو میلیارد نفر افزایش خواهد یافت. به ازای هر پنج نفر، یک فرد سالمند وجود خواهد داشت و تا سال ۲۰۵۰ میلادی این نسبت به یک سالمند در هر ۳ روز خواهد رسید. در ایران نیز طبق سرشماری سال۱۳۹۰، تعداد ۶ میلیون و ۲۰۵ هزار و ۹۹۸ نفر از جمعیت را افراد ۶۰ ساله و بالاتر تشکیل می دهند. آمار بیانگر تسریع روند سالمند شدن جمعیت کشور است. (مرکز آمار ایران)

با توجه به موضوع پژوهش در این فصل به بررسی این تغییرات پرداخته شد.

۲-۲-۱- تغییرات عضلات اسکلتی و بروز سارکوپنی در سالمندی

ساختار و اسکلت بدن را استخوان ها تشکیل می دهند که نقش آنها محافظت از اندام ها است. با افزایش سن تراکم و حجم استخوان در هر دو جنس کاهش می یابد. بخشی از آن به دلیل از بین رفتن بافت های عضلانی (آتروفی) ایجاد می شود (۵۳). استئوبلاست [۱] (افزایش دهنده) و استئو کلاست[۲] (کاهش دهنده) دو نوع یاخته استخوانی به استخوان ها شکل می دهند. با تعادل میان این دو سلول توده استخوانی ثابت می ماند، وقتی این تعادل بهم می خورد، توده استخوانی دچار اختلال می شود.

با ورود به دوره ی سالمندی استحکام و حجم استخوان کاهش و باعث بروز بیماری هایی نظیر پوکی استخوان[۳] می شود (۵۴). تحقیقات نشان می دهد به ازای هر سال پس از ۲۵ سالگی یک درصد از قدرت افراد کاسته می شود. راید و همکاران[۴]، نقصان قدرت را در سه جامعه مورد بررسی قرار داد؛ بزرگسالان میانسال سالم (۴۷ سال)، بزرگسالان سالم (۷۴ سال) و افراد مسن با تحرک (۷۸ سال). بزرگسالان محدود تحرک در مقایسه با افراد میانسال سالم (-٪۹۵) و افراد پیر سالم (-٪۶۵) کاهش قدرت در اندام تحتانی داشته اند (۵۵). بیش از ۵۰۰ عضله اسکلتی در بدن تشکیل شده که توسط سیستم عصبی کنترل می شوند و سیستم اسکلتی را به هم متصل و پشتیبانی می کنند. عضلات اسکلتی از رشته های عضلانی تشکیل شده است که هر کدام حاوی سارکومر(کوچک ترین واحدهای عملکردی در عضله، که مسئول انقباض و شل شدن عضلات) هستند. عضلات اسکلتی که عامل تعیین کننده ی حرکت انسان می باشد با افزایش سن دچار تغییرات مورفولوژیکی می شوند که این امر باعث کاهش قدرت می شود (۵۳).

---

[1] - Osteoblast
[2] - Osteoclast
[3] - Osteoporosis
[4] - Reid KF ,etal

هاپیرتروفی عضلات زمانی اتفاق می افتد که سنتز پروتئین عضله بیش از حد تخریب پروتئین عضله در طول زمان باشد (۵۶). قدرت عضلانی یکی از مواردی است که برای انجام روزمرگی های زندگی سالمند حائز اهمیت است. کاهش قدرت نتیجه مجموعه تغییرات ساختاری است که در طول دوران سالمندی رخ می دهد (۵۷) که منجر به سستی، شکنندگی و آسیب سالمند می شود (۵۷). با پیر شدن بدن انسان، به تدریج توده عضلانی کاهش می یابد. این کاهش توده عضلانی وابسته به سن، سارکوپنی[۱] نامیده می شود (۵۸). سالمندان مستعد بیشترین شیوع اختلال سیستم اسکلتی عضلانی از جمله سارکوپنی هستند. پیری یک مشکل مهم بالینی محسوب می شود که باعث ضعف عضلانی، کاهش تدریجی توده عضلانی و قدرت، با خطر عواقب نامطلوب مانند، ناتوانی، کیفیت پایین زندگی و اختلال در عملکرد سالمند می شود (۵۹،۵۷).

با توجه به تعریف کارگروه سارکوپنی سالمندان در اروپا[۲] (EWGSOP)

تشخیص سارکوپنی با حضور دو فاکتور کاهش حجم عضلانی و ضعف عملکرد عضلات مشخص می شود (۶۰). این تعریف از سارکوپنی با مجموعه ای از مشکلات اقتصادی و اجتماعی شامل، ناتوانی، بستری شدن و مرگ مرتبط است. به طور کلی سارکوپنی تنها اختصاص به تغییرات عضلات اسکلتی ندارد، بلکه سن افراد، جنسیت و عملکرد سیستم عصبی به مرور بر میزان آتروفی عضلات تاثیر می گذارد (۵۸).

انستیتوهای ملی بهداشت ایالات متحده[۳] (NIOH, USA,2004) اکنون این تعریف گسترده را به رسمیت می شناسند. طی مطالعات پیشین تشخیص سارکوپنی، نیاز به " توده عضلانی کم "، همراه با " قدرت عضلانی کم" یا " عملکرد بدنی پایین" پیشنهاد شده است (۶۱).

---

[1] - Sarcopenia

[2] - European working group on Sarcopenia in older people

[3] - National Institutes of Health, USA, 2004

براون و همکارانش[1] تشخیص تغییرات سارکوپنی ناشی از کهولت سن نسبت به کاهش فعالیت بدنی در مدت زمان طولانی دشوار است (۵۷). سارکوپنی و کاهش قدرت عضلانی بعد از پنجاه سالگی به ۱۵ درصد، بعد از هفتاد سالگی به ۳۰ درصد می رسد. این نسبت در خانم ها و آقایان متفاوت است. از هفتاد سالگی به بعد ۴/۷ درصد در آقایان و ۳/۷ درصد در زنان کاهش توده عضلانی مشاهده شده است. البته در زنان به علت کم بودن توده عضلانی، سارکوپنی بیشتر گزارش شده است. در سن ۶۰ سالگی کاهش قدرت عضلانی به ۱۰ الی ۱۵ درصد می رسد و از آن پس شتاب می گیرد (۵۹). بدن انسان از ۳۰ سالگی، سالانه حدود (۱٪ تا ۵٪ توده عضلانی اسکلتی را از دست می هد که پس از ۶۵ سالگی شتاب می گیرد و تا ۸۰ سالگی ۳۰٪ عضله را از دست می دهد (۵۷). عوامل متعدد دیگری مثل: کاهش میزان سنتز پروتئین، عدم بازسازی عضلات طی فرآیند پیری، تغییر آنزیم ها، اختلالات هورمونی، کم کاری تیروئید و استرس با افزایش سن بر فرآیند سارکوپنی تاثیر گذار است. در مقابل عواملی مثل عدم تحرک، مصرف مواد مخدر، نداشتن رژیم غذایی متعادل و اضطراب می تواند این روند را تسریع بخشد (۶۲). از دیگر تغییرات در روند سالمندی، تغییر در اندازه و تعداد تارهای عضلانی است. در عضلات اسکلتی فیبرهای متفاوتی وجود دارد، که به دو دسته، تارهای نوع اول کند تنش (I) و تارهای نوع دوم تند تنش(II) تقسیم می شوند (۵۷،۶۲). طبق مطالعات اخیر در دوران سالمندی نسبت تارهای کند انقباض بیش از تارهای تند انقباض می باشد. در اکثر مواقع تغییر در سطح مقطع و تعداد تارهای عضلانی منجر به سارکوپنی می شود. البته برخی مطالعات نشان می دهد در یکسری عضلات حجم تارها کاهش می یابد که ممکن است به خاطر جایگزینی بافت چربی باشد. اساسا این جایگزینی در بافت عضلانی باعث کاهش نیروی عضلانی در افراد مسن می شود (۶۲).

[1] - Bra on M, etal

بررسی کمی اخیر نشان داد که کاهش متوسط توده عضلانی در طول عمر، ۳۷٪ در سال در زنان و ۴۷٪ در سال در مردان است. بر اساس مطالعات طولی در افراد ۷۵ سال و بالاتر توده عضلانی ، ۶۴ تا ۷۰ درصد در سال در زنان و ۸۰ تا ۹۸ درصد در سال در مردان از بین می رود (۶۳).

۲-۲-۲- تغییرات سیستم عصبی در سالمندی

ساختار سیستم عصبی با شروع پیری تغییر می کند. با افزایش سن و از نظر فیزیولوژیکی عوامل مختلفی مانند عصب زدایی و کاهش واحدهای حرکتی تند انقباض در بدن رخ می دهد. تعداد تارهای عصبی کارکردی و تارهای عضلانی که عصب رسانی می کنند کاهش می یابد. این عوامل باعث کند شدن عملکرد حرکتی می شوند. تعداد نورون های حرکتی مربوط به تارهای تند تنش کاهش می یابد در نتیجه عصب گیری این تارها دچار مشکل شده و حذف می گردند. با توجه به طول عمرشان ارتباط مستقیمی با سن و بیماری دارند (۶۴).

دامنه وسیعی از حرکات و نیروهایی که انسان می تواند بدست آورد ناشی از فعالیت بیش از ۶۰۰ عضله اسکلتی است که تحت کنترل سیستم عصبی هستند. پس از پردازش حسی در مورد بدن، مراکز حرکتی مغز و نخاع دستورات عصبی ایجاد می کنند که حرکات هماهنگ و هدفمند را انجام می دهند (۵۳). در اثر کاهش نورون های حرکتی، تارهای عضلانی نیز کاهش می یابد که می تواند باعث آتروفی[1] عضلات در افراد مسن باشد (۶۵). این روند پیچیده است، زیرا سیستم عصبی یک شبکه سلولی متشکل از ۱۰ میلیارد نورون و ۶۰ تریلیون سیناپس است که با هم ارتباط بر قرار می کنند (۵۳). تغییر واحدهای حرکتی در سالمندی اولیه آهسته ، ولی بعد از آن این فرآیند شتاب می گیرد و در سن هفتاد سالگی به نصف تعداد واحد های حرکتی می رسد (۶۵). با افزایش سن به طور مداوم از تعداد نورون های مغز کاسته شده و جایگزینی صورت نمی گیرد. این روند کاهش توده عضلات و نهایتا مرگ فیبرهای عضلانی را به همراه دارد (۵۷،۶۶).

---

[1] - Atrophy

از دست دادن تدریجی ساختار یا عملکرد نورون ها از جمله مرگ نورون ها و روند سارکوپنی(کاهش توده عضلانی) که به تدریج و با افزایش سن بوجود می اید، باعث اختلال در سیستم های حسی(دهلیزی، بینایی، حس عمقی) می شوند (۶۸،۶۷).

۲-۲-۳- تغییرات سیستم های حسی در سالمندی

اطلاعات محیطی از طریق دستگاه های حسی مختلف دریافت می شود. سیستم بینایی، دهلیزی(شنوایی) و حسی حرکتی، نقش مهمی در انجام عملکرد حرکتی دارند.

۲-۲-۳-۱- دستگاه بینایی

با رسیدن به دوره سالمندی، به طور طبیعی تغییراتی در سیستم بینایی رخ می دهد که بر کیفیت اطلاعات بصری در سیستم عصبی مرکزی تاثیر می گذارد. از آنجایی که اطلاعات بصری بر رفتار حرکتی اثر گذار است، تقویت آن برای راه رفتن مفید است (۶۹). افزایش سن با تغییرات ساختاری کره چشم همراه است. وزن و سطح مقطع لنز در چشم در طول عمر تغییر می کند. مقاومت لنز در برابر نیروهای خارجی با افزایش سن به طور تصاعدی افزایش می یابد (۷۰). تغییر در سیستم بینایی[1] البته تغییرات آناتومیکی به دلیل روند پیری باعث کاهش کیفیت ورودی های بینایی به سیستم عصبی مرکزی می شود و به کاهش عملکرد بینایی کمک می کند. این روند در اوایل بزرگسالی آغاز و به تدریج در اواخر بزرگسالی و ابتدای سالمندی بارزتر و تاثیر آن بر زندگی فرد بیشتر خواهد شد.

هم از نظر بروز پیری و هم از جهت پاتولوژیک، افت بارز سیستم بینایی باعث کاهش حفظ سطوح فعالیت بدنی می شود. از آنجاییکه در چنین شرایطی اطلاعات حسی غیر دقیقی از مرکز ثقل

[1] - Visual system

بدن ارسال می شود، باعث تولید پاسخ عضلانی نامناسبی برای حفظ تعادل و کنترل راه رفتن خواهد شد. (۷۱،۶۹).

۲-۲-۳-۲- سیستم دهلیزی و تعادل

وجود سیستم شنوایی یک عملکرد حیاتی است که باعث ارتباط با دیگران و شناسایی افراد می گردد. بررسی این سیستم به عنوان یک عامل مهم و کنترل کننده در راه رفتن ضروری است. در واقع این کنترل کردن با اختلالات سیستم دهلیزی گوش هم خوانی دارد (۷۲). سیستم دهلیزی، از بین سیستم های حسی،[1] یکی از مسیرهای اصلی دریافت اطلاعات حسی است و در برقراری ارتباط انسان با محیط نقش مهمی ایفا می کند (۷۳). سیستم دهلیزی در ناحیه خلفی گوش داخلی واقع شده و عامل اصلی حس تعادل و حرکت است. اختلال در آن باعث اختلال در تعادل از جمله راه رفتن می شود (۷۴). عصب دهلیزی حلزونی به عبارتی (عصب زوج هشتم) دارای دو قسمت شنوایی حلزونی و دهلیزی تعادلی است و در ارتباط با گوش ها هستند. این عصب مهم یکی از اعصاب مغزمی باشد، که نقش مهمی در تعادل و هماهنگی چشم در ارتباط با حرکات سر نقش ایفا می کند، (۷۵،۷۲).

سیستم دهلیزی ارتباط مهمی با عضلات گردن و عضلات چشم جهت حفظ تعادل دارد. البته زمانی که سیستم های بینایی و حسی عمقی اطلاعات درستی فراهم می کنند، سیستم شنوایی نقش کمتری در حفظ تعادل دارد. قبل از آن که تغییرات سیستم حسی دهلیزی در ساختار سلول ایجاد شود، این تغییرات در تعداد آن ها بوجود می آید. در مطالعه ای که به همین منظور صورت گرفت، بیان شد که در تعداد سلول های وستیبولار در سنین مختلف تا قبل از چهل سالگی تغییرات چندانی مشاهده نشده، اما با افزایش سن به خصوص بعد از ۷۰ سالگی تغییرات سلول های دهلیزی به بیش از ۴۰٪ می رسد (۷۶).

---

[1] - Vestibular system

۲-۲-۳-۳- دستگاه حس پیکری

حس های پیکری[1] مکانیسم های عصبی هستند که اطلاعات حسی را از کل بدن دریافت می کنند این حس ها باعث آگاهی از اثرات محرک ها در پوست و اندام های داخلی می شوند، ولی دقت آنها به اندازه حواس ویژه (شامل : حس بینایی، شنوایی، چشایی، بویایی، تعادل) نیست. دستگاه حس پیکری بخشی از دستگاه حسی است. مجموعه ای پیچیده از نورون های حسی و مسیرهای عصبی است که به تغییرات در سطح یا داخل بدن واکنش نشان می دهند (۷۷).

سیستم عصبی مرکزی[2] (C.N.S) شامل مغز و نخاع است و وظیفه آن اداره کردن کل سیستم اعصاب می باشد. سیگنال های حسی را جمع آوری و دستور حرکت را صادر می کند. این مکانیسم ها توسط سیستم حواس ویژه و حواس پیکری صورت می گیرد. پیام ها را دریافت و ارسال می کنند. از مهمترین حواس پیکری، حس عمقی است که در ثبات مفصل نقش بسیاری دارد (۷۷).

حس عمقی[3] درک آکاهانه و نا آگاهانه از وضعیت اندام در فضا، که شامل آگاهی از وضعیت مفصل و حرکت مفصل می باشد. فعالیت های عضلانی اطراف مفصل که سبب ایجاد ثبات در مفصل می شود تحت تاثیر سیستم عصبی مرکزی بوده و وابسته به داده های ناشی از سیستم حسی – حرکتی(شامل داده های حس عمقی)، سیستم وستیبولار و سیستم بینایی می باشد (۷۸).

حس عمقی در ثبات مکانیکی مفصل نقش اساسی دارد. یک جزء مهم از سیستم حسی _ پیکری است که مسئول فراهم کردن اطلاعات آوران برای سیستم عصبی مرکزی است. سیستم عصبی، با استفاده از آن، قادر است به اطلاعات حسی وارده شده پاسخ سریع به شکل انقباض عضلانی دهد. در صورت بروز اختلال در سیستم بینایی، حس عمقی می تواند اطلاعات ویژه ای از مفاصل و

---

[1] - Somato sensory
[2] - Central nervous system
[3] - Proprioception

حرکات بدن را به سیستم عصبی ارسال کند و باعث اصلاح وضعیت لیگامنت ها و مفاصل می گرد د (۷۷). حس عمقی، بخش مهمی از فیزیولوژوی عصبی- عضلانی می باشد. شامل گیرنده های مکانیکی است، که از میان این گیرنده ها اندام وتر گلژی و دوک های عضلانی به علت ارسال اطلاعات اهمیت بیشتری دارند (۷۸).

در شرایط دینامیک، حس عمقی برای حفظ ثبات مفصلی نقش حیاتی بر عهده دارد. در شرایطی مثل راه رفتن معمولی، ورودی سیستم های حسی از جمله حس عمقی، دهلیزی و بینایی، ضروری است. سیستم آوران از طریق انشعابات نخاعی و کورتیکال، داده هایی را فراهم می کند که برای کنترل حرکت و ثبات مفصل از طریق فعالیت رفلکسی و ارادی عضله بسیار ضروری است. دستگاه عصبی- مرکزی با دریافت اطلاعات این سیستم ها وضعیت فرد را در فضا و حرکات را درک و توسط عضلات به آن پاسخ می دهد. تا زمانی که داده ها از این سه سیستم بطور هماهنگ به سیستم عصبی منتقل شود وضعیت فرد حفظ شده و دارای تعادل می باشد. چنانچه در دریافت داده ها تناقضی باشد، درک وضعیت فضایی فرد دچار مشکل می شود (۷۲،۷۸). اولین اصلی که جهت انجام فعالیت های بدنی و روزمرگی تحت تاثیر تمامی تغییرات سالمندی ذکر شده قرار می گیرد، راه رفتن است.

۲-۳- مکانیسم راه رفتن

راه رفتن اصلی ترین حرکت انسان برای جابجایی و فعالیت بدنی است و در طول روز یک انسان بطور متوسط ۵۰۰۰ تا ۱۵۰۰۰ گام بر می دارد (۷۹). در اغلب موارد راه رفتن بدون تلاش و نا خودآگاه انجام می شود، به همین دلیل درک پیچیدگی های آن بسیار دشوار است. توانایی راه رفتن از طریق ارسال سیگنال های عصبی در نتیجه فرآیندهای مرتبط حسی، تنفسی، گردش خون، شناختی، عصبی - عضلانی، اسکلتی – عضلانی و سیستم های بیومکانیکی از طریق نخاع و

اعصاب محیطی به عضلات انجام می شود که آن ها به نوبه خود مفاصل و اندام ها را بـه حرکـت در می آورند (۸۰).

در راه رفتن بطور معمول یک پا تعادل خود را از دست خواهد داد و در پی آن پای دیگر سطح اتکای جدیدی را بوجود می آورد. در واقع از بین رفتن تعادل در هر دو پا بصورت متناوب صورت می گیرد (۸۱). به عنوان روشی برای جابجایی با استفاده متناوب هر دو پا برای دستیابی به حمایت(تکیه گاه) و پیشروی(دانش) به طوری که در تمامی مراحل یک یا دو پا در تماس با زمین باشد، است (۸۰). راه رفتن با سرعت نرمال عمدتا عضلات اندام تحتانی را درگیر می کند مشروط بر اینکه بازوها و تنه بر تعادل و ثبات فرد کمک می کنند. در راه رفتن طبیعی ابتدا سیستم عصب مرکزی به اعصاب محیطی فرمان می دهد سپس نیرو به مایع سینوویال و مفاصل منتقل می شود، پس از آن عضلات منقبض و نیرو جهت حرکت تولید و در انتها ی این رویداد نیروی جاذبه زمین اثر گذار است (۸۱).

هماهنگی عصبی عضلانی، مفاصل و ایجاد حرکت پاندولی و در ادامه با وجود نیروی جاذبه این مهارت پیچیده به همراه یک کار گروهی بسیار ظریف و دقیق انجام می شود. اندام تحتانی به خصوص پاها بیشترین فعالیت را انجام می دهند، زیرا مفاصل اندام تحتانی دارای دامنه حرکتی وسیعتر و بازخورد عضلانی بیشتری است. بطور کلی راه رفتن پیوسته بر حسب مفاصل درگیر شده، نحوه فعالیت عضلات، قدرت اندام های پایین تنه در برابر فشار و وزن بالا، نتیجه یکپارچه سازی تمامی اطلاعات بی شمار دریافتی برای کنترل مرکز جرم در رابطه با تغییر مداوم سطح اتکا و دستیابی به ثبات انجام می شود (۸۲).

۲-۳-۱- اختلالات راه رفتن و خطر سقوط در سالمندی

سقوط[1] مربوط به راه رفتن غیر عادی و تعادل نامناسب است. ترس ناشی از سقوط یک نگرانی پایدار برای سالمندی تعریف شده که علت اصلی آن علائم پیری و کاهش توانایی تعادل و قدرت عضلانی است و باعث بروز آسیب های مختلفی می شود. یافته ها حاکی از آن است که اکثر سقوط ها در پی اختلال حرکتی رخ می دهد (۸۳،۸۱). کنترل وضعیت، روند پیچیده ای است که شامل تعادل، عملکرد حسی و قدرت عضلانی و توانایی حرکت است که ذاتا با زمین خوردن ارتباط دارد. از دست دادن عملکرد کنترل وضعیتی، که به دلیل کاهش انعطاف پذیری انجام می شود و از دست دادن توانایی حفظ تعادل وضعیتی در هنگام راه رفتن، که به دلیل کاهش قدرت اندام تحتانی است نیز به سقوط کمک می کند (۸۴). ثبات در حفظ ایستادن بدون سقوط جزء کارهای مهم روزمره است، گرچه کاری ساده به نظر می رسد اما به دلیل بی ثباتی ذاتی و عدم تعادل، امری کاملا پیچیده است و به نوبه خود باعث اختلالات حرکتی و راه رفتن می شود. افراد بالای ۶۰ سال بیشتر در معرض خطر سقوط می باشند، که اغلب منجر به صدمات جدی می شود (۸۵). گزارش شده که زنان نسبت به مردان در طول عمر به علت توده عضلانی و قدرت بدنی کمتر، بیشتر در معرض عوارض سقوط قرار می گیرند. در سنین بالای هفتاد سال حدود ۳۵٪ و بیش از هشتاد سال حدود ۶۱٪ افراد سقوط را تجربه می کنند (۸۳). به گزارش سازمان بهداشت جهانی، سالانه حدود ۳۷ میلیون از سالمندان درگیر این نوع صدمات می شوند. عوامل متعددی مثل، شیوه و سبک زندگی و نحوه فعالیت و تحرک می توانند تاثیرگذار باشند (۸۷،۸۶).

توانایی راه رفتن از طریق ارسال سیگنال های عصبی در نتیجه فرآیندهای مرتبط حسی، تنفسی، شناختی، عصبی – عضلانی، اسکلتی – عضلانی و سیستم های بیومکانیکی از طریق نخاع و اعصاب محیطی، به عضلات انجام می شود، که آنها به نوبه خود مفاصل و اندام ها را به حرکت در می آورند

[1] - Falling

(۸۰). کاهش توانایی راه رفتن صحیح، ممکن است دلیل مهمی جهت سقوط در سالخوردگان سالم باشد، زیرا این امر بر توانایی انجام وظایف روزمره و استقلال تاثیر می گذارد (۸۸). تغییر در راه رفتن به خصوص در شرایط چالش برانگیز با افزایش سن، نقش بحرانی در محدودیت عملکردی زندگی روزانه بازی می کند (۸۴). چه در شرایط سالم و چه در شرایط پاتولوژیک، برای آنالیز فعالیت عضلات راه رفتن انسان، از ازریابی کمی استفاده می شود. یک ابزار تجربی برای ارزیابی میزان فعالیت عضلانی، الکترومایوگرافی است.

۲-۴- الکترومایو گرافی (EMG)

الکترومایوگرافی[1] روشی شبیه الکتروکاردیوگرافی[2] (ECG، نوار قلب) است که عملکرد عضله را از طریق سیگنال های الکتریکی، حین انقباضات عضلانی، مورد بررسی قرار می دهد. EMG اندازه گیری سیگنال الکتریکی همراه با تحریک عضله است که می تواند شامل عضلات ارادی و غیر ارادی شود. هنگام انقباض ماهیچه یا انتقال پیام عصبی در بدن، از جابجایی یون ها در بافت های مربوطه، سیگنال های الکتریک ایجاد می شود (۶۲). با بروز اختلاف پتانسیل در سلول های عضلانی، یعنی زمان بهم خوردن تعادل یونی در داخل و خارج سلول ها، سیگنال های الکتریکی بر پایه این تغییرات فیزیولوژیکی شکل می گیرند. ثبت اطلاعات به دو صورت ممکن است: ۱. الکترومایوگرافی سطحی (برای عضلات سطحی و قابل دسترسی) ۲. الکترومایوگرافی داخل عضلانی (برای عضلات عمقی). ثبت سیگنال های الکتریکی ناشی از فعالیت عصبی و ماهیچه ای به صورت غیر تهاجمی (از طریق نصب الکترود سطحی بر روی بدن) یا بصورت تهاجمی (از طریق وارد کردن الکترود سوزنی) به بافت مورد نظر صورت می گیرد (۶۲). الکترومایوگرافی سطحی، اطلاعاتی از فعالیت عضلات سطحی در طول راه رفتن آماده می کند. البته ثبت این فعالیت ها بسته به تفاوت های فردی و گام برداشتن، متفاوت است (۸۹).

---

[1] - Electromyography
[2] - Electrocardiography

عضلات مورد بررسی در پژوهش حاضر شامل، ساقی قدامی، نعلی، پهن داخلی، پهن خارجی و دو سر رانی است.

۲-۵- تغییر الگوهای راه رفتن

پیری به طور معمول با ناهنجاری ها برابر می شود و این ارتباط در راه رفتن صدق می کند (۸۷). راه رفتن از یک گام تا گام بعدی تغییر می کند، حتی اگر شرایط و محیط ثابت باشد. بنابراین اندازه گیری آن مانند بسیاری از سیگنال های فیزیولوژیکی امری ثابت نیست. عملکرد حرکتی در بزرگسالان از نگاه کینماتیک در هر ده سال زندگی بیشتر می شود (۹۰). بررسی های متعدد در زمینه راه رفتن سالمندان نشان می دهد که در مقایسه با افراد جوان، تغییر پذیری مفاصل در طول راه رفتن در افراد مسن بیشتر است (۸۸). همچنین با افزایش سن حتی در نبود بیماری و عدم خطر سقوط، موجب تغییر در الگوهای راه رفتن می شود (۹۲،۹۱). الگوهای تغییر پذیری راه رفتن شامل: طول گام، عرض گام، تعداد گام، زمان ایستادن و آهنگ گام برداری در دقیقه می باشد (۹۱).

طول گام با توجه به نتایج ارزیابی پارامترهای راه رفتن طی روند پیری، در سالمندی کاهش معناداری دارد. متوسط طول گام در افراد جوان ۱۵۱ الی ۱۷۰ سانتی متر است این در حالی است که در افراد سالخورده ی سالم به ۱۳۵ الی ۱۵۳ می رسد. تغییر طول گام در زنان ۴۰٪ و در مردان۴۲٪ بیان شده است (۸۷).

آهنگ راه رفتن برای حفظ تعادل، نیز در سالمندی تغییر می کند به ۱۰۳ الی ۱۱۲ گام در سالمندی می رسددر حالیکه در جوانی، ۱۱۵ الی ۱۲۰ گام در دقیقه می باشد (۸۷). مطالعات نشان می دهد تغییر پذیری عملکرد حرکتی حین راه رفتن تاثیر مستقیم بر سرعت گام برداری در سالمندان دارد. قدرت عضله در افراد مسن حین راه رفتن با سرعت بالا بیشتر در معرض تهدید قرار دارد، زیرا با کاهش قدرت عضله، سرعت گام برداری نیز کاهش پیدا می کند (۶۲).

طبق پژوهش ها ی پیشین، سرعت راه رفتن در سالمندان سالم متغیر است و باعث تغییر الگوهای حرکتی در راه رفتن می شود و تقریبا سالانه حدود ۱/۲٪ کاهش می یابد (۹۳). یکی از راههای تشخیص سلامت مغز در سالمندی تغییر الگوهای راه رفتن است، اخیرا یافته های متعددی عوامل شناختی و عضلانی را جهت بررسی یک الگوی حرکتی بی نقص به چالش می کشند. مطالعات نشان می دهد که عوامل شناختی هم در دوران پیری با توجه به مسائل مختلف بر عملکرد حرکتی تاثیر گذار است (۹۱).

۲-۶- پیشرفت تدریجی و مداوم روند عصبی و شناختی در حرکت

رسیدن به دوران سالخوردگی و بروز تغییرات مختلف فیزیولوژیکی، رفتارهای ما را تحت تاثیر قرار می دهد. با افزایش سن رابطه محرک و پاسخ نیز تحت تاثیر تغییرات عاطفی و شناختی قرار می گیرد. در این دوران، فرد سالمند از تجربه های مختلف شناختی پیرامون محیط اطراف خود، جهت انجام تکالیف روزانه، استفاده می کند (۷۱).

در دوران کودکی نواحی خاص مغز از نظر آناتومیکی با کمبود عملکرد موضعی مغز مشخص شده و در طول عمر مهارت های انسانی توسط مراکز منطقه ای کنترل می شود تا راهی برای تاثیر بهتر و بهینه سازی عملکرد شناختی و حرکتی باشد (۹۴). در این دوران الگوهای حرکتی به صورت مرکزی کنترل می شود و به مرور زمان خودکار شده، تا رسیدن به بزرگسالی انجام حرکات بصورت خودکاراست. ولی در سالمندی نیاز به تلاش هوشیارانه دارد. ازجمله عواملی که می تواند باعث کاهش نیرو و تحلیل قامت و تغییر در سیستم تعادلی شود بروز تغییرات فیزیولوژیکی در سالمندی است (۹۵).

به طور فزاینده ای شناخته می شود که راه رفتن نه تنها با مکانیسم های اسکلتی عضلانی بلکه با سیستم عصبی مرکزی (CNS) نیز ارتباط دارد. اگر سرعت راه رفتن با تغییرات (CNS) در اوایل

زندگی جلو بیفتد، این امر به امکان شناسایی زود هنگام آسیب پذیری در ظرفیت عملکردی قبل از اواخر عمر اشاره می کند و اهداف بالقوه را برای مداخله زود هنگام نشان می دهد (۹۶).

عملکرد شناختی و حرکتی توسط نواحی مغز مانند لوب های پیشانی، مخچه و گانگلیون های پایه کنترل می شود که بطور جمعی برای اعمال حاکمیت و کنترل عملکرد اجرایی و عمدی حرکاتی که نیاز به پیش بینی و پیش بینی حرکت دیگران دارند، تعامل دارند (۹۴). پیاده روی یکی از کارهای حسی و حرکتی است که در زندگی روزمره بیشتر انجام می شود. این امر به یک تعامل پیچیده و همزمان سیستم حرکتی، کنترل حسی و عملکرد های شناختی متکی است. کاهش عملکرد حسی و ضعف اندام تحتانی در اثر فرآیند پیری منجر به تغییر در الگوهای راه رفتن افراد سالمند می شود (۹۷).

اختلالات راه رفتن در جمعیت مسن شایع است و شیوع آن با افزایش سن بیشتر می شود. در ۶۰ سالگی، ۸۵٪ از افراد دارای راه رفتن طبیعی هستند، اما در سن ۸۵ سالگی یا بالاتر این نسبت به ۱۸٪ کاهش می یابد (۸۷). آتروفی وابسته به سن در مناطق قشر حرکتی، جسم پینه ای (۹۸)، کاهش حجم خاکستری و سفید (۹۹)، ممکن است باعث افت حرکتی مانند تعادل و نقص راه رفتن همزمان باشد (۹۸).

بعضی تغییراتی که درنواحی مغز و سیستم عصبی رخ می دهد، مربوط به پروتئین سلول های عصبی در برخی مناطق مغز است. مانند تغییر در ساختار های پروتئینی کروی و رشته ای شکل بنام آمیلوئید بتا[1] می باشد همچنین، فرآیند نوروژنز[2] کاهش می یابد و باعث عدم تولید مسیرهای عصبی جدید خواهد شد به خصوص در ناحیه هیپوکمپ که مربوط به حافظه و یادگیری است (۹۱).

---

[1] - ß amyloid
[2] - Neurogenisis

مطالعه توسط کالی سایا و همکاران (۲۰۱۳)، نشان داد آتروفی ماده سفید[1] و آتروفی هیپوکمپ با کاهش سرعت راه رفتن، طول گام و سرعت حرکت همراه است. آتروفی هیپوکمپ با کاهش سرعت راه رفتن و طول گام و آتروفی کل ماده خاکستری[2] با کاهش ردیابی همراه بود (۱۰۰). طبیعتا در دوران پیری با کاهش هزاران هزار نرون مشکلات شناختی بوجود می آید و قطعا رفتار را تحت تاثیر قرار می دهد (۹۱).

تجمع آمیلوئید بتا که بر سرعت راه رفتن سالمندان تاثیر گذار است و ارتباط مستقیم با تغییرات سیستم عصب مرکزی بر راه رفتن را دارد، در صورت عدم تحرک به عنوان یکی از عوامل خطرناک در دوران پیری محسوب می شود. (۱۰۱). بنابراین تغییر الگوهای حرکتی راه رفتن یک سالمند با بروز سارکوپنی شروع و با افزایش سن و بروز اختلال در وضعیت شناختی ادامه خواهد یافت. این الگوها نقش بالینی در رابطه با اختلالات شناختی در افراد سالخورده را ایفا می کنند (۱۰۲).

۲-۶-۱- اثر مداخلات جسمی و شناختی در پیری

حفظ مغز سالم یک عامل حیاتی برای کیفیت زندگی افراد مسن و حفظ استقلال آنها است. به چالش کشیدن مغز پیری از طریق آموزش شناختی و تمرینات بدنی نشان داده است که در برابر شناخت و کاهش بیماری شناختی مرتبط با سن موثر است (۱۰۳). یافته های اخیر بر این عقیده اند که تحرک بدنی به همراه مداخلات جسمی – شناختی، توانایی افراد سالمند را تا حدودی می تواند تقویت و بر بسیاری از مشکلات آنها غلبه کند (۱۰۴).

پژوهش های بسیاری در این زمینه صورت گرفته ، که هر کدام به نوبه خود می تواند مداخله ای مناسب برای بازسازی و حفظ الگوهای راه رفتن در افراد مسن همراه با عامل توجه باشد (۱۰۵،۹۵) موسیقی درمانی، روشی غیر دارویی است که موجب تغییر در سطوح هورمون های استروئیدی می

---

[1] - White matter
[2] - Gray matter

گرددد. این مداخله سبب افزایش تعداد سلول ها و پاسخ مثبت نرونی می شود. (۱۰۷،۱۰۶). در پژوهش های اخیر بطور گسترده ای از مداخلات (تحریکات) ریتمیک دیداری و شنیداری تحت عنوان توجه بیرونی در بهبود راه رفتن استفاده می شود (۱۱۰،۱۰۹،۱۰۸).

۲-۷- مداخلات (تحریکات) موزون

این مداخلات شامل توجه کردن در راه رفتن، تحریکات دیداری و تحریکات شنیداری می باشد.

۲-۷- ۱- عامل توجه و عمل راه رفتن

تمرکز صحیح توجه در هنگام یادگیری و در حین عملکرد بسیار مهم است. به ویژه زمانی که فشار برای انجام کار افزایش می یابد (۱۱۱). معنا و مفهوم توجه شامل، فعالیت های هوشیارانه و با تمرکز و فعالیت های ناهوشیار می باشد. در شرایطی که کانون توجه به فیدبک بیرون از بدن باشد (نسبت به کانون توجه به خود بدن) تعادل بهتر و نیاز به فعالیت عضلانی کمتر خواهد شد (۱۱۲). کانون توجه می تواند درونی (تمرکز بر حرکات بدن) یا بیرونی (تمرکز بر اثرات حرکت در محیط یا پیامدهای آن) باشد (۱۱۳). بدین معناست که توجه درونی زمانی بوجود می آید که دقت فرد معطوف به آماده سازی مهارت می شود. و زمانی که فرد بر شرایط محیط تمرکز می کند توجه بیرونی رخ می دهد. توجه بیرونی زمانی اتفاق می افتد که فعالیت بدون نیاز به ظرفیت های هوشیارانه توجه اجرا گردد. درگیری همزمان منابع ادارکی، شناختی و حرکتی در اجرای یک تکلیف مثل راه رفتن، همان توجه بیرونی است (۱۱۱).

شواهد علمی پیشنهاد می کنند که تمرکز روی حرکات خود ، سیستم حرکتی را محدود می کند و منجر به حرکاتی می شود که نه تنها کم دقت ترند، بلکه در سطح عصبی عضلانی از کارایی کمتری برخوردارند. با بالا رفتن سن، شناسایی عوامل جزئی تر و موثر بر عملکرد راه رفتن اهمیت بیشتری پیدا می کند یکی از این عوامل، کانون توجه در حین اجرا است (۱۱۴،۱۱۲) که با دستورالعمل ها و بازخوردهایی که به اجراکننده داده می شود جهت دهی می شود. در سالمندی فعالیتی مثل راه

رفتن از مرحله خودکار(توجه بیرونی) به هوشیارانه(توجه درونی) باز می گردد. بنابراین استفاده از مداخلاتی که باعث می شود توجه فرد از راه رفتن هوشیار به راه رفتن ناهوشیار و خودکار برگردد بسیار مفید است. در واقع هدف از این مداخلات (شنیداری و دیداری) در عملی مثل راه رفتن جلب توجه شخص به محیط بیرون از بدن می باشد که بتواند این حرکت را بدون فکر انجام دهد (۹۵، ۱۱۵).

۲-۷- ۲- مداخلات موزون دیداری

یکی از اهداف مهم علم پیرشناسی، کاهش فاصله بین امید به زندگی و امید به زندگی بدون معلولیت است (۷۰). عملکردهای طبیعی سیستم های مختلف مغزی، مسئول حفظ و استواری و جنبش پذیری در فرد می باشد و به تناسب افزایش سن و تحلیل عناصر دخیل در این سیستم شیوع مشکلات کنترل قامت نیز بیشتر می شود (۱۱۷). از دیدگاهی متفاوت، مطالعات متعددی گزارش کرده اند که افراد با ناهنجاری های عصبی شناختی راه رفتن، با خطر افزایش آسیب های شناختی مواجه می شوند بدین صورت که مشکلات گام برداری می تواند به عنوان یک شاخص زیستی برای افت شناختی در آینده عمل کند (۱۱۸). راه رفتن به منظور حفظ و توانایی تعادل، نیاز به هماهنگی دستگاه حسی حرکتی دارد که با بروز مداخله های حسی (تحریکات دیداری) می تواند با بهبود سیستم های حسی درگیر به اختلالات راه رفتن کمک کند (۱۱۹).

در مطالعه ای نشان داده شد که سالمندان در دوران پیری بیشتر متکی به اطلاعات دیداری جهت تنظیم و هماهنگی حرکات هستند. برای کاهش دید قسمت پایینی عینک را مسدود کردند. با کاهش میدان دید دریافتند که اطلاعات بینایی می تواند بر سرعت راه رفتن تاثیر گذار باشد. در واقع آنان تمرکز کمتری بر سیستم بینایی داشتند و متغیرهای راه رفتن از جمله سرعت راه رفتن، طول و تعداد گام با افزایش سن نیز افزایش می یابد (۱۲۰). می توان نتیجه گرفت شناخت و گام برداری به علت های مختلفی مانند اشتراک گذاری شبکه های عصبی مشابه، ارتباط مستقیمی با هم

دارند و مداخله هایی که موجب بهبود در یکی از این عوامل شود می تواند به ارتقای دیگری نیز کمک کند. بنابراین هر چه تمرکز کمتری روی اندام ها باشد فرد کمتر دچار کاهش عملکرد می شود (۱۱۸).

۲- ۷- ۳- مداخلات موزون شنیداری

در این روش فرد همزمان با شنیدن محرک شنوایی موزون، گام هایی هماهنگ با محرک ریتمیک برمی دارد. روشی غیر تهاجمی محسوب می شود و امروزه در مراکز توانبخشی مورد استفاده قرار می گیرد (۱۲۱). این محرکات در طول فعالیت فیزیکی بر مکانیزم مغز تاثیر گذار هستند (۱۰۶).

آموزش راه رفتن در توانبخشی اختلالات حرکتی مختلف، رویکردهای درمانی متعددی داشته است. یکی از رایج ترین اثرگذاری برای تسهیل کننده در راه رفتن عملکردی، سیگنال های موزون شنوایی، نشانه گیری ریتمیک صوتی یا تحریک ریتمیک شنوایی است. که در آن ریتم های صوتی تولید شده توسط مترونوم یا موسیقی از قبل انتخاب شده، ردیابی حین راه رفتن علامت گذاری می شود تا بیمار قدم های خود را با ریتم یا محرک شنیده شده هماهنگ کند. توانایی پیاده روی عملکردی را که با افزایش سرعت راه رفتن نمایان می شود، بهبود می بخشد و بنابراین راه رفتن سریع تر و گام های طولانی تر تولید می کند (۱۲۲) .

استفاده از انجام تحریکات موزون در افراد با ناهنجاریهای بالینی از جمله بیماری ام اس (۱۲۳)، پارکینسون(۸۶،۱۲۴)، سکته مغزی(۱۲۵) اثرات مثبتی را به دنبال داشته است. این تحریکات باعث تقویت سیستم حسی حرکتی افراد و عدم تغییر پذیری فعالیت عصبی عضلانی می شود (۱۰۷). تحریکات ریتمیک باعث هماهنگ سازی حس و حرکت می شود. حتی سالمندان سالم نیز می توانند با این محرکات ، هماهنگ شوند. ریتم مترونوم می تواند تاثیر منظم و هماهنگ تری بر بخش های مختلف سیستم عصبی عضلانی داشته باشد. راه رفتن معمولی شاید تاثیر چندانی در سالمندی نداشته باشد، در واقع استفاده از تحریکات، باعث تغییر آهنگ سیستم عصبی عضلانی می شود

(۱۲۶). به نظر می رسد آموزش مداخلات شنوایی می تواند روشی موثر در بهبود الگوهای راه رفتن باشد (۱۲۷).

در مطالعه ای گزارش شد که راه رفتن عادی ممکن است برای سالمند مضر باشد و نمی توان از آن به عنوان یک برنامه توانبخشی استفاده کرد. اما پیاده روی آرام در کنار دیگر برنامه های تمرینی مزایای سودمندی خواهند داشت (۱۲۸). با توجه به ویژگی تمرین و اختصاصی بودن آن و نصب ال ای دی های نوری بر کلاه در تحریک دیداری، و ریتم مترونوم در تحریک شنیداری همراه با بروز بازخورد بیرونی، از آنجاییکه توجه فرد را به ارگان های بیرونی کم می کند. به نظر می رسد استفاده از مداخلات می تواند بر تغییر الگوی راه رفتن در سالمندی مثمر ثمر باشد.

۲-۸- پیشینه پژوهش

در مورد تاثیر مداخلات حسی بر راه رفتن سالمندان، هرچند که یافته های محدودی، انجام داده اند ولی سعی شد مقالاتی که در این زمینه ارائه شده، بیان گردد.

۲-۸-۱- پژوهش های صورت گرفته در مورد تحریکات شنیداری

با توجه به اینکه تاثیر بالینی محرکات شنوایی در راه رفتن و رفتار حرکتی بیماران اثبات شده است، با این حال هنوز پایه و منشاء درمانی تا حدود ی نامشخص است. از این رو در مطالعه ای توسط روبگا و همکارانش (۲۰۲۱) جهت بررسی و فعال سازی ارتباطات قشر مغزی و عضلانی تعادل ایستا و پویا در ۹ سالمند سالم و ۸ شرکت کننده سالم سالمند در طی یک وظیفه ایستادن (تعادل) در شرایط استاتیک و پویا بود، صورت گرفت. نتایج نشان داده است که تحریکات شنیداری ریتمیک در راه رفتن، شامل ریتم دلتا الکتروانسفالوگرافی[1] (EEG) بالای قشر قدامی در افراد مسن و ریتم سریع (به عنوان مثال، آلفا، بتا، باند گاما) در شرکت کنندگان جوان بود. در طی

[1] - Electroencephalography

تعادل پویا، با هماهنگ شدن شبکه های فعال مغزی در افراد مسن، مناطق حسی- حرکتی را بکـار گرفته و باعث افزایش انقباض عضلانی می شود .که یک اسـتراتژی حرکتـی ترجیحـی بـرای حفـظ وضعیت بدن پیشنهاد می کند (۱۲۹).

موریس و همکارانش (۲۰۲۰) در مطالعه ای بر ۱۱ بیمار AD (۳ زن و ۸ مرد) با میانگین سن ۷۷ سال، اثر آموزش راه رفتن در منزل با استفاده از نشانه های ریتمیک شنوایی مورد بررسی قرار دادند. هدف تعیین امکان اجرای یک برنامه ی آموزشی در منزل بود. مداخله شامل ۸ جلسه آموزش پیاده روی ۴۵ دقیقه ای تدریجی اصلاح شده بود که طی ۴ هفته انجام شد. شرکت کنندگان در غیاب فیزیوتراپ به طور مستقل یک فعالیت را همراه با شنیدن تحریک ریتمیک انجام می دادند. از نظر آماری افزایش معناداری در سرعت راه رفتن وجود دارد، (پایه= ۱۱۷/۵ سانتی متر بر ثانیه، پس از مداخله = ۱۲۹/۹ سانی متر بر ثانیه) و طول گام نیز بهبود یافت، (پایه =۱۲۱/۸ سانتی متر پس از مداخله = ۹/ ۱۳۵ سانتی متر). مشخص شد این برنامه بدون هیچگونه فرسایشی، با استفاده از نشانه های شنوایی موزون ارائه شده در خانه، عملی و ایمن و لذت بخش بود (۱۳۰).

چوی و همکارانش (۲۰۲۰) در این مطالعه با انجام کارهای شناختی همزمان هنگام راه رفتن با استفاده از محرک های شنوایی، دقت راه رفتن افراد مسن و بزرگسالان را مقایسه می کند و در واقع خطای زمانی بین ریتم شنوایی و تماس پاشنه، به عنوان شاخصی برای ارزیابی ثبات راه رفتن، تعیین می شود. علاوه بر این تغیرات خاص سن در دقت رویداد راه رفتن با توجه به سایر وظایف شناختی همزمان مورد بررسی قرار گرفت. نتیجه نشان داد هر دو گروه با توجه به وظیفه شناختی اضافی، در دقت زمان راه رفتن تفاوت نشان دادند و تفاوت در افراد مسن بیشتر از بزرگسالان جوان بود. خطای زمانی در بزرگسالان جوان کمتر از افراد مسن است. البته دقت زمان فرود پا پس از ضربات مترونوم با کار شناختی همزمان ممکن است این پنانسیل را داشته باشد که به عنوان ابزاری برای عملکرد راه رفتن در افراد مسن مورد استفاده قرار گیرد (۱۳۱).

صداها و ریتم تکراری در تحریک شنیداری می تواند باعث همگام سازی شبکه های فعال مغز شود. در این پژوهش که ۴ جلسه در هفته به طول انجامید، جهت بررسی تاثیر تحریکات شنیداری موزون از تصویر برداری مغناطیسی بر بیماران پارکینسون استفاده شد. نتایج نشان داد راه رفتن همراه با تحریکات در بیماران پارکینسون باعث فعال شدن شبکه های دهلیزی و مغزی می شود و تحریکات به همراه راه رفتن تاثیر معناداری بر متغیرهای راه رفتن دارد (۱۰۹).

یوگیو - سلیگمان (۲۰۱۸) تاثیر دو نوع تمرین، کانون توجه خارجی و داخلی را بر پارامترهای فضایی- زمانی که شامل طول گام، سرعت، زمان نوسان در یک گام می باشد را در ۲۰ سالمند سالم ۹۰-۷۰ سال در یک جلسه مورد بررسی قرار داد. در گروه توجه داخلی نحوه صحیح راه رفتن با توجه و تمرکز آموزش داده شد و در گروه توجه خارجی از هر فرد خواسته شد تا هماهنگ با ضربات مترونوم راه بروند. بررسی نشان داد نه تنها هیچ تاثیر مثبتی بر متغیرهای راه رفتن ندارد، بلکه تغییر پذیری را نیز بر افراد بیشتر می کند (۱۰۸) البته با یک جلسه تمرین تغییر پذیری بوجود نخواهد آمد.

اسکات و همکاران (۲۰۱۸) تغییرات سرعت راه رفتن و نسبت راه رفتن را با تحریکات موزون شنیداری با استفاده از ضرب آهنگ مترونوم طراحی کردند. این مطالعه روی ۱۶ نفر سالم انجام شد. مداخله شنیداری از ۸۰ ضربه به ۱۴۰ ضربه در دقیقه افزایش یافت. نتایج نشان داد که سرعت راه رفتن از ۸۸/۶ تا ۱۷۱/۸ سانتی متر در ثانیه بر حسب افزایش ریتم مترونوم یک افزایش خطی داشت. همچنین با افزایش ریتم مترونوم آهنگ راه رفتن نیز از ۸۰/۲ تا ۶/ ۱۳۸ افزایش داشت (۱۲۷).

در این مطالعه ۱۷ آزمودنی با دامنه سنی ۳۷ سال و سالم شرکت کردند. هدف این مطالعه ازریابی کامل ویژگی های کینماتیک راه رفتن بود. از افراد خواسته شد مطابق با ضربات مترونوم حرکت کنند. نتایج نشان داد مداخلات همراه با فعالیت در افراد سالم جوان، اثری بر متغیر های راه رفتن

ندارد و موجب کاهش سرعت می شود. با توجه به سطوح مختلف سیگنال ها اثر معنا داری برای افراد سالم جوان دیده نشد (۱۱۰).

در مطالعه ای دیگر اثر تحریکات شنیداری و دیداری را بر راه رفتن در ۲۲ زن و ۱۸ مرد سالم حدود ۳۳ سال بررسی کردند. آنها به دو گروه تجربی (تحریکات شنیداری و تحریکات دیداری) و یک گروه کنترل بدون بازخورد تقسیم شدند. نتیجه نشان داد تغییرپذیری راه رفتن با تحریکات دیداری بیشتر می باشد که می تواند اثر مضری ایجاد کند. البته استفاده از تحریک بینایی جهت توان بخشی افراد بیمار نیاز به مطالعات بیشتر است (۱۲۱).

در بررسی روی ۱۸ بیمار ام اس ، تاثیر تحریکات شنیداری را با مترونوم بر متغیر های راه رفتن مورد پژوهش قرار دادند. این مطالعه به مدت ۳ هفته و هر هفته ۳ جلسه با زمان ۳۰ دقیقه تنظیم شد. نتیجه نشان داد تحریک شنیداری اثر معناداری بر پارامترهای کینماتیک راه رفتن مثل طول گام و زمان گام برداری بر بیماران ام اس دارد (۱۲۳).

طی یک بررسی دقیق توسط غای و همکارانش (۲۰۱۸)، نشان داد تحریکات ریتمیک شنیداری در دوره ریکاوری بعد از سکته مغزی مفید است. حداقل ۳ الی ۵ جلسه در هفته با زمان ۳۰ دقیقه تا یک ساعت راه رفتن همراه با تحریکات ریتمیک می تواند در بازیابی قسمتهای مختلف مغز از جمله تالاموس، قشر حرکتی و پیش حرکتی، تعدیا الگوی نوسان دار هماهنگی عصبی عضلانی، افزایش فعالیت مخچه و اعصاب حرکتی وابران، پس از سکته مغزی مورد استفاده قرار گیرد. که تمام این واکنش ها برای پاسخ اندام تحتانی حین حرکت و راه رفتن ضروری است (۱۳۲).

یولی زانگ (۲۰۱۶) در مطالعه ای فرکانس های مختلف تحریک شنیداری را بر طول گام، سرعت حرکت و سرعت راه رفتن زنان جوان سالم بررسی کرد. آنان در یک مسیر ۱۰ متری با سرعت دلخواه راه می روند. آهنگ راه رفتن در سه مرحله افزایش یافت. نتایج نشان داد طول گام نسبت به شرایط عادی راه رفتن افزایش داشته است. بخصوص در آخرین مرحله تغییرات بارزتری دیده شده

است. در این مطالعه بر خلاف مطالعه قبلی تحریکات شنیداری را توصیه کرده و از آن به عنوان یک روش توان بخشی نام برده است (۱۳۳).

این بررسی توسط ویاتور و همکارانش در سال ۲۰۱۳ انجام شد. ویاتور معتقد بود راه رفتن و صوت، ارتباط مستقیم با هم دارند. وی تاثیر تحریکات شنیداری بر راه رفتن ۱۹ سالمند سالم بین سنین ۶۵ تا ۷۹ سال را بررسی کرد. نتیجه نشان داد تحریکات شنیداری بر متغییر های راه رفتن در سالمندی اثر معنادار مثبتی دارد (۳۹).

۲-۸-۲- پژوهش های انجام شده در رابطه با تحریکات دیداری

جووا و همکاران در سال (۲۰۲۰) طی مطالعه ای با هدف بررسی تغییرات راه رفتن با یک محرک خارجی بصری گزارش کرده است که چون بینایی حس غالب در طول راه رفتن است در مقایسه با دیگر سیستم ها ی حسی اطلاعات موقعیتی منحصر به فرد را در طول راه رفتن فراهم می کند. در این مطالعه ۱۶ سالمند ۷۲ سال با پیاده روی ۱۶ دقیقه ای هماهنگ با محرک بصری در یک مسیر (۸/۱) مایلی صورت گرفت. نتایج نشان داد که همزمان سازی با یک محرک فراکتال بصری، پیچیدگی راه رفتن را در سالمندان نسبت به مقادیری که به طور معمول در جوانان سالم مشاهده می شود، تغییر می دهد (۱۳۴).

در این بررسی که در سال (۲۰۱۲) انجام شد، نشان داد که مداخلات ریتمیک بصری به عنوان پدیده ای مهم در زمینه توان بخشی مثمر ثمر است. در یک جلسه راه رفتن با تحریکات بصری گزارش کرد راه رفتن وظیفه پیچیده ای که با بازخوردهای حسی کنترل می شود و مداخلات حسی ریتمیک می تواند تاثیر زیادی بر توان بخشی عصب داشته باشد (۱۲۶).

بر خلاف مطالعه قبلی، تری ار و همکاران در پژوهشی که با حضور ۳۳ فرد سالم انجام دادند اظهار داشتند به علت افزایش تغییر پذیری راه رفتن و کاهش تعادل، آن را زیانبار دانسته اند (۱۲۱).

مطالعه ای توسط پالم و همکاران در سال (۲۰۰۹) بیان کرده است حفظ تعادل مستلزم تلفیق اطلاعات دهلیزی، تصوری و تصویری به پاسخ های حرکتی مناسب است. ۲۳ فرد سالم در سه حالت بصری و دو شرایط شنوایی قرار گرفتند. نتایج این بررسی نشان داد پایداری وضعیت نه تنها به اینکه افراد با چشمان باز یا بسته آزمایش شدند بلکه به وجود یا عدم وجود بازخورد دیداری بستگی دارد. از آنجایی که ثبات وضعیتی توسط چندین حس از قبیل سیستم دهلیزی و تصورات منظمی تنظیم می شود. در صورت اختلال در یکی از سیستم های درگیر، محرک های شنوایی ممکن است نقش فزاینده ای داشته باشند (۱۳۵).

در مطالعه ای دیگر بیان شده است که این مداخلات چه روی افراد سالم چه بیمار هیچ تاثیری برتغییرپذیری راه رفتن ندارد (۱۳۶). اما در بررسی یک جلسه تحریکات دیداری بر بیماران پارکینسون که در سال ۲۰۰۵ صورت گرفت، بیان کردند که می تواند اثر معناداری بر سرعت راه رفتن در این افراد داشته باشد (۱۳۷).

بطور کلی شکل گیری ریتم می تواند سطوح اساسی ادراک حسی- حرکتی را در فرایندهای شناختی پیچیده و سازگاری حرکتی ادغام کند. ما می توانیم تعداد زیادی از ریتم ها را تشخیص، تبعیض، تولید و حفظ کنیم و حرکات را با یک نشانه ریتمی خارجی هماهنگ کنیم. زمان یا فرکانس حرکات، ثبات هماهنگی را تعیین می کند (۱۳۸). در مجموع مطالعات محدودی در رابطه با تاثیر مداخلات بینایی بر فعالیت عضلانی صورت گرفته است که آنها در حوزه کینماتیک (۳۹) و پاتولوژی انجام شده است (۱۳۹-۱۱۹).

۲-۹- نتیجه گیری پیشینه تحقیق

با توجه به بررسی های صورت گرفته از قبل تا به امروز به نظر می رسد نسخه تمرینی اندکی برای تغییرپذیری پارامترهای راه رفتن هم در حوزه عصبی – عضلانی و هم در حوزه کینماتیک سالمندان صورت گرفته است.البته بیشتر این تحقیقات روی متغیرهای کینماتیک راه رفتن انجام

شده است (۳۹)، که آن هم تاثیر طولانی مدت مورد بررسی قرار نگرفته است. این مداخلات کوتاه مدت و تک جلسه ای گزارش شده است. نکته حائز اهمیت در تحقیقات پیشین، عدم توجه به داشتن گروه کنترل راه رفتن بدون دریافت مداخلات شنیداری و دیداری بود، چون ممکن است این اثر مثبت ناشی از انجام تمرینات منظم(بطور مثال پیاده روی) و نه حاصل مداخلات تحقیق باشد. لذا با توجه به پژوهش های متناقض و محدودیت های موجود در ادبیات تحقیقی، نیاز به بررسی متغیرهای راه رفتن از هر دو بعد(عصبی- عضلانی و شناختی) است تا با اطمینان بیشتری در مورد تمرینات در سالمندی صحبت کرد و نظر داد.

فصل سوم: اجرای پژوهش

۳-۱- طرح پژوهش

مطالعه حاضر از نوع نیمه تجربی و به لحاظ هدف کاربردی و از نوع پیش آزمون و پس آزمون می باشد.

۳-۱-۱- جامعه و نمونه آماری

جامعه آماری این مطالعه را سالمندان ۶۰ تا ۷۵ ساله (سالمندی اولیه) سرای سالمندان مهر شهرستان بابلسر تشکیل دادند. با توجه به ماهیت این تحقیق که مداخله ای می باشد، ۴۸ زن و مرد سالمند واجد شرایط به طور داوطلبانه انتخاب شدند.

معیارهای پذیرش افراد به عنوان نمونه آماری ورود به این مطالعه عبارتند از :

نداشتن شکستگی در اندام تحتانی در یک سال گذشته، توانایی در ایستادن یا راه رفتن بدون کمک، نداشتن مشکلات ارتوپد درچند ماه اخیر، عدم وجود آسیب های عصبی-عضلانی، نداشتن هیچ سابقه جراحی در ناحیه ران و زانو، نداشتن مشکلات بینایی، شنوایی و عملکرد وستیبولار (هر چند عملکرد حفظ تعادل، شناخته شده ترین عملکرد این سیستم است اما به دلیل ارتباطات عصبی، این سیستم نقش های مهمی در حفظ پوسچر، توده عضلانی، هماهنگی حرکتی، بینایی و ... دارد)، عدم استفاده از وسیله کمکی، نداشتن سابقه آسیب حاد، مبتلا نبودن به سایر اختلالات حاد یا مزمن جسمی شدید. جهت رعایت اخلاق تحقیق، ضمن اخذ رضایت از تمام آزمودنی ها، در ابتدا به افراد توضیح داده شد که نتایج مطالعه صرفا برای مقاصد تحقیقی است و به صورت گروهی و بدون ذکر نام افراد منتشر خواهد شد. همچنین شرکت در مطالعه کاملا اختیاری بود و آن ها می توانستند در هر مرحله که بخواهند از مطالعه خارج شوند.

محرمانه بودن نتایج و بی ضرر بودن برنامه ی تمرین در روند پژوهش رعایت شد.

در این پژوهش از پرسش نامه ای که توسط پژوهشگر تهیه شد، به منظور ارزیابی وضعیت دموگرافیک افراد شرکت کننده استفاده شد. برای اندازه گیری قد آزمودنی ها از قدسنج SECA

ساخت کشور آلمان و برای اندازه گیری وزن آزمودنی ها از دستگاه تخته نیروسنج (kistler) نوع Winter thurساخت کشور سوئیس استفاده شد.

شرکت کنندگان پس از تکمیل فرم رضایت برای شرکت در فرآیند پژوهش، طی یک جلسه در آزمایشگاه تندرستی دانشگاه مازندران حضور یافتند و بعداز تکمیل فرم مشخصات فردی و سطح فعالیت بدنی و آشنایی با محیط آزمایشگاه و ابزارهای مورد استفاده در پژوهش در شاخص های قد و وزن اندازه گیری شدند.

سپس فرایند EMG با توجه به اهداف پژوهش انجام شد و به شرکت کنندگان اجازه داده شد تا چندین مرتبه عمل راه رفتن را در محیط آزمایشگاه انجام دهند. پس از آن، برای همگن سازی افراد، از آزمون زمان بر خاستن و برگشتن (T.G.U.G)[1] استفاده شد و برای تعیین آهنگ ترجیحی از افراد خواسته شد تا در یک مسیر ۱۰ متری ۳ بار با سرعت ترجیحی راه بروند و میانگین ۲ مرتبه بعدی به عنوان آهنگ ترجیحی انتخاب شد. سپس اهداف مراحل انجام کار و نحوه ی اجرای تحقیق برای آزمودنی ها تشریح شد.

افراد واجد شرایط و داوطلب پس از امضای رضایت نامه وارد تحقیق شده به طور تصادفی به ۴ گروه شامل: سه گروه تجربی، ۱۲ نفر در گروه تحریک شنیداری، ۱۲ نفر در گروه تحریک دیداری، و ۱۲ نفر در گروه راه رفتن بدون مداخله، ۱۲ نفر در گروه کنترل (بدون فعالیت و بدون تحریکات)، تقسیم شدند . گروه های تجربی به مدت ۶ هفته، ۳ جلسه در هفته و هر جلسه ۲۰ دقیقه تمرینات خود را انجام دادند (۱۴۰).

۳-۲- متغیرهای پژوهش

۳- ۲-۱- متغیر مستقل

- بازخورد بیرونی شنیداری و بازخورد دیداری

[1]- Timed to Get Up and Go Test

۳ -۲-۲ متغیر وابسته

فعالیت الکتریکی عضلات اندام تحتانی سالمندان (RMS)

۳-۳- ابزارهای جمع آوری اطلاعات و نحوه اجرای ارزیابی

پس از انتخاب آزمودنی ها، تمامی مراحل ارزیابی پیش آزمون و پس آزمون در آزمایشگاه به همراه پروتکل تمرینی به صورت شفاف توضیح داده شد. اطلاعات فردی شرکت کنندگان توسط پرسشنامه های که به همین منظور ساخته شد، جمع آوری و به ثبت رسید. پس از آن، برای همگن سازی افراد از آزمون برخاستن و برگشتن استفاده شد. که در این آزمون (فرد روی صندلی دسته دار استاندارد می نشیند، در حالیکه به پشتی صندلی تکیه داده و ساعدهایش روی دسته صندلی قرار دارد و کفش های معمولی اش را که در راه رفتن می پوشد به پا دارد، با شنیدن کلمه " برو " که توسط آزمونگر اعلام می شود از روی صندلی بلند شده و مسیر ۱۰ متری را مستقیم روی کف زمین راه رفته، سپس بدون مکث چرخیده و به سمت صندلی بازگشته و مجددا روی صندلی می نشیند. مدت زمان بر حسب ثانیه با کرونومتر اندازه گیری و ثبت می شود). (۱۴۱) افرادی که زمان رفت و برگشتشان زیر ۳۰ ثانیه بود، انتخاب شدند. این آزمون در مورد تست تعادل در سالمندی کاربرد دارد. و در آخر شرکت کنندگان فرم رضایت نامه را آگاهانه پر کردند.

۳-۳-۱- تعیین آهنگ ترجیحی و کرنومتر دستی

به منظور تعیین آهنگ راه رفتن ترجیحی و همگن سازی افراد، از هر نفر خواسته شد که در یک مسیر ۱۰ متری ۳ بار با سرعت ترجیحی راه برود، مدت زمان راه رفتن توسط کرنومتر ثبت شد. مرتبه اول برای آشنا شدن با مسیر و سپس میانگین ۲ مرتبه بعدی تحت عنوان آهنگ ترجیحی انتخاب شد. تعداد قدم ها و زمان طی کردن مسافت مذکور ثبت و تعداد قدم ها در مدت زمان یک دقیقه به عنوان آهنگ ترجیحی برای هر نفر ثبت شد (۳۹).

۳-۳-۲- ترازو و قد سنج

دستگاه مورد استفاده، ساخت کشور آلمان بوده و دقت آن در اندازه گیری جرم و قد به ترتیب ۰۱ /۰ ، ۱ /. می باشد. قد آزمودنیها با استفاده از قدسنج SECA ساخت کشور آلمان اندازه گیری شد و برای اندازه گیری وزن آزمودنی ها از دستگاه تخته نیروسنج (kistler) نوع Winter thur ساخت کشور سوئیس با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. اعداد به دست آمده بر ۹/۸ تقسیم شد و وزن دقیق آزمودنی ها به دست آمد.

شکل۳-۱ .دستگاه قدسنج سکا و ترازوی وینترثور

۳-۳-۳- دستگاه الکترو مایو گرافی

در این مطالعه، برای ارزیابی عضلات اندام تحتانی فعالیت ۵ عضله (عضله نعلی، عضله ساقی قدامی، دوسر رانی، پهن داخلی، پهن خارجی) در نظر گرفته شد و اندازه گیری ها از پای راست صورت گرفت (۱۲). ضبط تمامی فعالیت این عضلات توسط دستگاه الکترومایوگرافی بایویژن ۱۶ کاناله مطابق (۳-۲) شکل و با استفاده از الکترودهای ژل مرطوب انجام شد. به دلیل هدایت بهتر و آمپدانس پایین تر از الکترودهای ژل مرطوب استفاده می شود.

ابتدا نقطه موردنظر بر اساس راهنمای پروتکل (SENIAM) شناسایی شد و سپس موهای زاید در محلّ نصب الکترود سطحی، با استفاده از ژیلت، تمیز و با الکل سفید شستشو داده شد. ، یک جفت الکترود سطحی دو قطبی به قطر ۱ سانتی متر و با فاصله۲ سانتی متر از مرکز یکدیگر روی محل های تعیین شده قرار گرفت فاصله مرکز تا مرکز الکترودها، ۲ سانتیمتر بود و گراند، روی استخوان درشت نی نصب شد. برای نصب الکترودهای خنثی، از استخوان درشت نی و قوزک پا و برای نصب الکترود ها روی پوست، از روش ثبت دو قطبی بر اساس استانداردهای تعیین شده مطابق دستورالعمل در سنیام SENIAM (الکترومیوگرافی سطحی برای ارزیابی غیر تهاجمی ماهیچه ها) انجام شد. تمرینات به مدت ۶ هفته، هر هفته سه جلسه، هرجلسه ۲۰ دقیقه برای هر آزمودنی اجرا شد. فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز در نظر گرفته شد. فعالیت عضلانی در طی یک مرحله گام برداری از مرحله تماس پاشنه تا جدا شدن انگشتان از زمین توسط دستگاه EMG - (Biovision) ساخت کشور آلمان ثبت شد. جهت نرمال سازی فعالیت عضلانی ثبت شده از Voluntary RVC (Reference Contractio) استفاده شد.

سیگنال ها ی الکترومایو گرافی در نرم افزار (Dasy lab) روی فرکانس ۲۰۰۰ داده در ثانیه بدون فیلتر نمونه گیری و استخراج شد. پس از استخراج داده های خام با استفاده از نرم افزار) MATLABنسخه 2018) فیلتر پایین گذر ۵۰۰ و فیلتر بالاگذر ۱۰ هرتز اعمال شد. سپس این مقدار بر ۳ ثانیه وسط RVC که اوج انقباض ارادی است، نرمال سازی شد. مقدار به دست آمده در عدد ۱۰۰ ضرب شد و درصدی از فعالیت عضلات به دست آمد. سپس اوج و میانگین فعالیت عضلات به دست آمد.

شکل ۳-۲ .دستگاه الکترومایوگرافی بایویژن

شکل ۳-۳ .نمونه ای از نصب الکترود

۳-۳-۴- نحوه ارزیابی فعالیت الکترومیوگرافی

در این مطالعه به کمک زمانبندی های ریتمیک توسط دستگاه های پژوهشی حاضر و علم مکانیک در عضلات فعال نیروی عضلانی را به کمک دستگاه EMG محاسبه شد. پس از انتخاب و آماده شدن آزمودنی ها، ابتدا داده های انقباض ارادی مرجع عضلات مورد نظر به مدت ۵ ثانیه ثبت شد. از آنجایی که یک سالمند قادر به نشان دادن MVC (حداکثر انقباض عضلات) نیست، قبل از تحلیل سیگنال های الکترومیوگرافی، ما از RVC به عنوان انقباض ارادی مرجع استفاده کردیم. توسط RVC با یک وزنه ۲/۵ کیلویی برای هر یک از عضلات هدف، انقباض ارادی افراد ثبت شد (۱۳۳). عضله نعلی در حالت ایستاده و عضله ساقی قدامی در حالت دورسی فلکشن مچ پا (۹۰ درجه) همراه با یک وزنه ۲/۵ کیلویی انجام شد و به ثبت رسید (۱۳۳). در عضله دو سر رانی با زانوی خمیده (۳۰ درجه) به همراه وزنه ۲/۵ کیلویی، که به قسمت دیستال ساق پا آویزان بود به ثبت رسید. عضلات پهن داخلی و پهن خارجی در حالت ران خم شده و وزنه ای به میزان قبلی به ساق پا آویزان شد. در مدت ۵ ثانیه اجرا و به ثبت رسید (۱۴۲). بعد از ثبت ۹۰ ثانیه سیگنال راه رفتن افراد، از RVC برای نرمال سازی سیگنال عضلات هدف استفاده شد (۱۴۱).

شکل ۳-۴ .انقباض ارادی مرجع عضله پهن داخلی و پهن خارجی

در هر جلسه تمرین چنانچه آزمودنی به هر دلیلی نمی توانست ۲۰ دقیقه راه رفتن متوالی را بطور کامل اجرا کند، تمرین به بازه های زمانی کوچکتری تقسیم می شد. برای صحت اجرای تمرین و مراقبت از آزمودنی های گروه راه رفتن بدون تحریک نیز تمرینات مشابه گروه تجربی را بدون تحریک انجام می دادند. (۱۴۳) و گروه تمرینات بدون تمرین، تمرینات خاصی را انجام نمی دادند).

قبل از شروع و بعد از پایان شش هفته پروتکل برنامه با الکترومایوگرافی فعالیت الکتریکی عضلات اندازه گیری شد و از طریق سیگنال های بدست آمده در پیش آزمون و پس آزمون (RMS) مورد بررسی قرار گرفت. . برای اندازه گیری RMS عضلات، پس از ۹۰ ثانیه راه رفتن، متغیرهای مورد نظر اندازه گیری شد. فعالیت الکترومیوگرافی آزمودنی ها به مدت ۹۰ ثانیه راه رفتن در فضای خالی آزمایشگاه صورت گرفت و میزان فعالیت RMS عضلات به عنوان شاخص معتبر سطح فعالیت عضله اندازه گیری شد و از RVC برای نرمال سازی سیگنال عضلات هدف استفاده کردیم. اطلاعات نرمال سازی شد و بعد از تبدیل داده ها به اکسل، با نرم افزار متلب (Matlab) نسخه ۲۰۱۸ به صورت درصدی از میانگین فعالیت بدست آمد.

۳-۳- ۵- مترونوم، دستگاه تحریک شنیداری، دستگاه تحریک دیداری

شکل (۳-۵) مربوط به تحریک شنیداری می باشد. (یک عدد مترونوم مارک سیدو (ام-تی ۱۰۰) برای تنظیم پالس های صوتی)، که توسط یک هدفون پخش می شد.

شکل ۳-۵- دستگاه تحریک شنیداری

شکل (۳-۶) مربوط به تحریک دیداری است. یک عدد مترونوم مارک سیدو و ال ای دی نوری متصل به مترونوم با یک قطع سیم که ۱۰ سانتی متر جلوتر از لبه داخلی سمت راست یک کلاه آفتاب گیر تعبیه شده، استفاده شد.

شکل ۳-۶- دستگاه تحریک دیداری

۳-۳-۶- پروتکل تمرینی

آزمودنی ها پس از مرحله پیش آزمون، همگن شدند و بطور تصادفی در گروه های خود قرار گرفتند. تمرینات به مدت ۶ هفته، ۳ جلسه در هفته و هر جلسه ۲۰ دقیقه برای هر آزمودنی صورت گرفت. در اولین جلسه تمرین، در مورد روش اجرای تمرینات، مدت زمان تحقیق توضیحاتی به آزمودنی ها داده شد و جهت آشنایی با روش کار یکبار به طور عملی برای شرکت کنندگان اجرا شد. مترونوم مورد استفاده در تحریکات شنیداری و دیداری، با افزایش ۱۰ درصد بیشتر از ضرب آهنگ راه رفتن ترجیحی آزمودنی ها تنظیم شد. آن ها باید مسیر ۱۰ متری را راه بروند و گام خود را با این ضرب آهنگ سازگار کنند. در پایان هر هفته برای شرکت کننده آهنگ ترجیحی راه رفتن ثبت و به منظور ایجاد اضافه بار، ۱۰٪ به آن افزوده می شد (۱۴۲). از گروه راه رفتن بدون تحریکات، جهت جداسازی تاثیر محرکات از تمرینات راه رفتن نیز بهره گرفته شد. البته این گروه تمرینات

مشابه گروه تحریکات را داشتند ولی بدون استفاده از تحریکاتی که در گروه تجربی بود، تمرینات را انجام دادند. گروه بعدی در این پژوهش، گروه کنترل بدون تمرین بود که در این دوره تمرینات خاصی را انجام نمی دادند. در انتها پس از اتمام پروتکل تمرین، مجددا اندازه گیری ها در پیش آزمون تکرار شد. لازم به ذکر است که تمام این اندازه گیری ها در آزمایشگاه مرکز تندرستی در دانشگاه مازندران صورت گرفت.

پس از پایان یافتن مراحل تحقیق، به دلایل خاصی مثل انجام تمرینات نامنظم و یا انصراف از ادامه تحقیق، در گروه تجربی با تحریک شنیداری ۹ نفر، (با میانگین سنی ۶۴ / ۲ ± ۸۷ / ۶۸ سال)، در گروه تحریک دیداری ۸ نفر(با میانگین سنی ۴۵ / ۴ ± ۶۸ سال)، و ۹ نفر در گروه راه رفتن (با میانگین سنی ۲۳ / ۲ ± ۶۸ سال) و ۹ نفر در گروه کنترل بدون فعالیت (با میانگین سنی ۰۸ / ۳ ± ۶۹ سال) به ثبات رسیدند.

جهت انجام تجزیه و تحلیل آماری از نرم افزار اس پی اس نسخه ۲۲ و در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده گردید. به منظور داده های پژوهش از شاخص های آماری توصیفی، برای گزارش میانگین و انحراف استاندارد، جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون شاپیرو – ویلک، جهت بررسی همگنی داده ها از آزمون لوین و جهت تحلیل برنامه تمرینی بر متغیرها از آزمون پارامتریک کوواریانس و آزمون ناپارامتریک بوت استرپ استفاده شد. برای تعقیب معنادار بودن در هر گروه، بعد از بررسی آزمون کوواریانس از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده گردید.

فصل چهارم: یافته ها

۴-۱- مقدمه

در این فصل اطلاعات جمع آوری شده با استفاده از روش های آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته و اطلاعات در قالب جدول ها و نمودارها ارائه شده است. جهت بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای بررسی تغییرات بین گروه‌ها در صورت نرمال بودن داده‌ها از آزمون آنالیز واریانس یک‌سویه (ANOVA) و جهت تعیین تفاوت بین گروه‌ها از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. در این بررسی‌ها مقدار معنی‌داری در سطح $p\leq ۰/۰۵$ به معنای رد فرض صفر در نظر گرفته شد. کلیه محاسبات آماری از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ و هم‌چنین برای رسم نمودارها از نرم‌افزار اکسل ۲۰۱۳ استفاده شد.

برای محاسبه فرضیه‌های تحقیق از آزمون پارامتریک کوواریانس استفاده شد. ابتدا پیش‌فرض‌های آن مورد بررسی قرار گرفت. پیش‌فرض اول نرمال بودن داده‌ها، توسط آزمون شاپیرو-ویلک[1] در چهار گروه تحقیق بررسی شد، سپس برای بررسی همگنی واریانس‌ها از آزمون لون[2] استفاده گردید، نتایج نشان داد توزیع داده‌ها نرمال و شرط تساوی واریانس‌ها نیز برقرار است ($P\geq ۰/۰۵$). در ادامه پیش‌فرض همگنی شیب رگرسیون در گروه تحریک شنیداری نسبت به گروه‌های کنترل مورد بررسی قرار گرفت و نتایج نشان داد شرط استفاده از آزمون کوواریانس مبنی بر همگن بودن شیب رگرسیون برقرار است ($P\geq ۰/۰۵$). در ادامه نتایج آزمون کوواریانس فرض پژوهش از جدول ۴-۴ تا ۴-۹ گزارش شده است.

۴-۲- یافته‌های توصیفی پژوهش

در جدول ۴-۲-۱ ویژگی‌های دموگرافیک متغیرهای کمی در پژوهش حاضر، در تمامی گروه‌ها و مراحل مختلف اندازه‌گیری به صورت مجزا ذکر شده‌اند.

---

[1]- Shapiro-Wilk test
[2]- Leven

۴-۲-۱- جدول ویژگی های دموگرافیک افراد

جدول ۴-۲-۱- مقادیر دموگرافی آزمودنی ها را به تفکیک گروه های مورد بررسی نشان می دهد.

جدول۴-۱ مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها در چهار گروه تحقیق

آمارتوصیفی / گروه‌ها	میانگین سن (سال)	میانگین قد (متر)	میانگین وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم به مترمربع)
کنترل (بدون فعالیت)	۶۹/۸۷±۲/۶۴	۱۶۷/۵±۱/۷۷	۷۳/۵±۴/۰۲	۲۷/۱۰±۱/۴۹
راه رفتن (بدون تحریک)	۷۰±۲/۲۳	۱۶۸±۳/۰۸	۷۶±۵/۷۶	۲۶/۵۰±۲/۱۱
تحریک شنیداری	۶۹±۳/۰۸	۱۶۸/۸۸±۳/۰۱	۷۸/۱۱±۵/۸۶	۲۶/۳۹±۲/۹۸
تحریک دیداری	۶۹/۸۶±۴/۲	۱۶۹±۲/۴۵	۷۵/۵±۴/۳۳	۲۷/۰۷±۱/۷۵

۴-۲-۲- نتایج توصیفی متغیرهای RMS عضلات منتخب

در جدول شماره (۴-۲-۲) میانگین فعالیت الکتریکی هر یک از عضلات منتخب بطور جداگانه نسبت به انقباض ارادی مرجع خود در پیش و پس آزمون آورده شد. مطابق با اطلاعات جدول شماره یک، در گروه کنترل (راه رفتن) و گروه تجربی تحریک شنیداری و دیداری، فعالیت الکتریکی هر یک از عضلات به تنهایی در پس آزمون افزایش داشته است، ، اما برای درک تغییرات میزان فعالیت RMS عضلات در دوره سالمندی در جدول شماره (۴-۳) اطلاعات توصیفی مربوط به متغیر RMS پس از نرمال سازی شدن سیگنال‌ها گزارش شد.

جدول ۴-۲. ویژگی‌های توصیفی میانگین فعالیت الکتریکی عضلات منتخب بر حسب درصدی از انقباض ارادی مرجع (RVC) در پیش‌آزمون و پس آزمون (میکروولت). برای نرمال سازی فعالیت الکتریکی عضلات لازم است از افراد انقباض ارادی بیشینه گرفته شود و فعالیت الکتریکی ثبت شده توسط الکترومیوگرافی در نرم افزار متلب بر اساس انقباض ارادی بیشینه سنحیده شود و تفاوت در پیش و پس ازمون ارزیابی شود، از آنجاییکه افراد پژوهش حاضر سالمند بوده و امکان نشان دادن انقباض ارادی بیشینه با خطا مواجه می شود مطابق با پیشینه رفرنس داده شده ما از انقباض ارادی مرجع استفاده کردیم بدین صورت که یک وزنه 2/5 کیلوگرمی به عنوان وزن مرجع انتخاب شد با توجه مقداری از فعالیت الکتریکی که فرد در نگه داشتن ۵ ثانیه ای وزنه ثبت می شود فعالیت الکتریکی عضلات مورد بررسی این مطالعه در حین راه رفتن نرمال سازی شد و برحسب درصدی از RVC بیان شد لازم به ذکر است انقباض ارادی مرجع برای هر عضله جداگانه بر اساس دستورالعمل سنیام ثبت گردید.

متغیر		میانگین±انحراف استاندارد			
		کنترل (بدون تمرین)	کنترل (راه‌رفتن)	تحریک شنیداری	تحریک دیداری
عضله نعلی میکروولت	پیش آزمون	۸۲/۴۴±۱۶/۴۳	۹۲/۹۸±۱۴/۳۰	۹۰/۴۷±۱۷/۷۱	۸۴/۵۱±۲۰/۳۷
	پس آزمون	۸۸/۶۶±۱۲/۲۴	۱۰۸/۶۶±۱۴/۹۰	۱۳۳/۹۲±۱۲/۳۶	۱۰۳/۲۵±۵۱/۴۴
عضله ساقی قدامی میکروولت	پیش آزمون	۹۸/۷۸±۱۹/۴۳	۱۰۲/۶۲±۱۶/۳۸	۱۰۷/۸۵±۱۷/۲۳	۱۱۱/۹۰±۱۴/۴۶
	پس آزمون	۷۰/۲۲±۹/۷۱	۱۰۶/۶۷±۱۴/۹۰	۳۵۷/۹۰±۱۶/۷۶	۱۴۹/۸۰±۲۱/۴۴
عضله پهن داخلی میکروولت	پیش آزمون	۸۶/۵۷±۱۳/۴۹	۱۰۱/۹۴±۱۹/۲۹	۹۴/۱۵±۱۳/۲۲	۸۵/۹۷±۱۲/۳۵
	پس آزمون	۹۰/۷۶±۱۱/۰۳	۱۲۰/۶۹±۱۲/۴۵	۱۳۳/۸۸±۱۱/۲۸	۱۰۹±۱۵/۴۹
عضله پهن خارجی میکروولت	پیش آزمون	۶۵/۲۸±۱۶/۱۲	۷۰/۸۰±۱۰/۲۱	۶۸/۴۸±۱۸/۹۵	۵۹/۵۳±۱۶/۵۵
	پس آزمون	۵۱/۳۷±۱۸/۰۹	۸۱/۷۳±۱۶/۳۳	۹۸/۷۹±۱۱/۴۴	۷۶/۷۳±۱۷/۶۹
دوسر رانی (میکروولت)	پیش آزمون	۱۹۸/۵۹±۱۲/۵۵	۱۳۳/۶۲±۱۲/۲۴	۱۲۳/۸۷±۱۳/۳۵	۱۸۸±۲۳/۸۵
	پس آزمون	۲۰۴/۴۵±۱۹/۵۱	۱۶۱/۳۹±۱۰/۲۵	۱۹۷/۶۹±۱۶/۸۲	۲۲۸/۲۱±۱۹/۹۳

جدول ۴-۳ . ویژگی‌های توصیفی متغیر RMS عضلات منتخب بر حسب درصدی از انقباض ارادی مرجع (RVC) در پیش و پس آزمون (میکروولت)

متغیر		میانگین±انحراف استاندارد			
		کنترل (بدون تمرین)	کنترل (راه‌رفتن)	تحریک شنیداری	تحریک دیداری
عضله نعلی (میکروولت)	پیش آزمون	۹۶/۷۳±۳۴/۸۲	۹۹/۷۱±۲۴/۳۲	۹۶/۰۱±۳۷/۰۳	۸۸/۵۸±۲۱/۱۱
	پس آزمون	۸۶/۵۳±۱۸/۳۰	۱۰۳/۸۳±۳۲/۴۷	۱۵۱/۱۶±۶۱/۷۱	۱۱۱/۵۶±۱۴/۳۸
عضله ساقی قدامی (میکروولت)	پیش آزمون	۷۹/۲۳±۱۱/۷۶	۹۷/۶۸±۲۲/۰۷	۸۴/۶۰±۲۲/۷۸	۸۱/۶۷±۱۵/۰۹
	پس آزمون	۱۲۲/۶۵±۶۱/۵۱	۹۰/۵۶±۲۰/۶۹	۶۷/۷۱±۱۱/۰۵	۸۶/۱۴±۱۸/۶۳
عضله پهن داخلی (میکروولت)	پیش آزمون	۷۷/۹۶±۲۶/۶۹	۷۴/۸۵±۱۹//۶۵	۶۳/۷۸±۳۱/۲۷	۶۴/۲۷±۲۴/۵۴
	پس آزمون	۷۱/۵۸±۲۴/۹۰	۸۱/۰۷±۲۱/۰۸	۷۵/۷۸±۱۵/۸۶	۶۴/۹۷±۲۰/۲۰
عضله پهن خارجی (میکروولت)	پیش آزمون	۵۹/۳۵±۲۴/۰۸	۶۴/۳۲±۱۷/۴۲	۸۲/۲۶±۲۱/۹۱	۶۰/۷۹±۱۳/۰۰
	پس آزمون	۶۵/۹۱±۲۸/۸۵	۶۸/۷۵±۲۹/۱۸	۶۲/۳۴±۱۵/۲۹	۶۸/۹۶±۱۹/۴۴
دوسر رانی (میکروولت)	پیش آزمون	۹۹/۳۶±۲۸/۸۰	۸۷/۶۳±۲۶/۳۶	۸۹/۲۴±۲۱/۸۸	۸۷/۷۷±۲۳/۱۵
	پس آزمون	۱۱۲/۳۴±۳۵/۱۰	۸۶/۶۰±۲۴/۸۵	۷۷/۱۳±۲۵/۵۴	۸۹/۵۳±۱۳/۰۳

جدول ۴-۳. نتایج میانگین±انحراف استاندارد شاخص سرعت ترجیحی در چهار گروه تحقیق در پیش و پس آزمون

متغیر / گروه‌ها		میانگین± انحراف استاندارد			
		کنترل (بدون تمرین)	کنترل (راه‌رفتن)	تحریک شنیداری	تحریک دیداری
سرعت راه‌رفتن (متر بر ثانیه)	پیش آزمون	۰/۷۷±۰/۰۸	۰/۷۹±۰/۱۱	۰/۸۶±۰/۰۹	۰/۸۸±۰/۲۲
	پس آزمون	۰/۸۰±۰/۰۹	۰/۸۳±۰/۱۴	۱/۰۷±۰/۱۳	۰/۹۹±۰/۱۹

۴-۳- محاسبات آزمون فرضیه RMS عضلات اندام تحتانی

اطلاعات جداول ۴-۴ الی ۴-۸ نتایج فرض پژوهش اثر راه رفتن با تحریک شنیداری نسبت به راه رفتن بدون توجه بیرونی و گروه بدون فعالیت است، در گزارش‌های بالا پنج عضله اندام تحتانی بصورت جداگانه مورد بررسی قرار گرفت،

۴-۳-۱- آزمون فرضیه اول

فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضلات اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد.

الف. فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله ساقی قدامی اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد.

شکل ۴-۱ . عضله ساقی قدامی

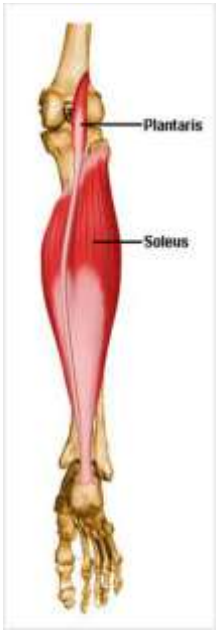
جدول ۴-۴. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله ساقی قدامی

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	مقدار معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله ساقی قدامی	۲۵۴۶۱/۷۳	۱۲۷۳/۸۸	۸/۳۶۰	۰/۰۰۲	٪۴۲	۰/۹۳
	۳۵/۰۲۳	۱۵۲۲/۷۵				

جدول ۴-۴ تفاوت آماره‌ی آزمون در گروه راه رفتن با تحریک شنیداری در مقایسه با گروه راه رفتن بدون توجه بیرونی و گروه بدون فعالیت را در عضله‌ی ساقی قدامی نشان می‌دهد. نتایج نشان داده است که تحریک شنیداری اثر معناداری بر RMS عضله ساقی قدامی در سالمندان با اندازه اثر۰/۴۲ داشته است، پس از اجرای ازمون کوواریانس از آزمون تعقیبی برای دنبال کردن اثر تحریک نسبت به دو گروه دیگر استفاده شد و نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که تحریک شنیداری نسبت به گروه بدون فعالیت و گروه پیاده روی به ترتیب با مقدار معناداری P=۰/۰۰۲ و P=۰/۰۴۱ اثر معنادار

داشته است. در نتیجه فرض آماری مطابق با اطلاعات بدست آمده رد شده و فرض پژوهشی مطالعه حاضر مبنی بر اثر معنادار تحریک بر RMS عضله ساقی قدامی پذیرفته شد.

ب. فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله نعلی اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد.



شکل ۴-۲ . عضله نعلی

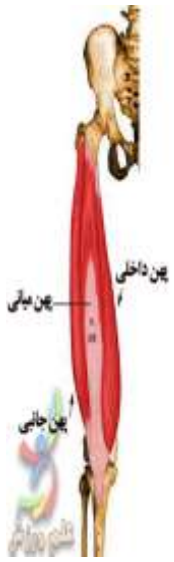
جدول ۴-۵. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله نعلی

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	مقدار معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله نعلی	۲۹۱۰۸/۹۱	۱۲/۴۵	۱۲/۴۵	<۰/۰۰۱	٪۵۲	۰/۹۹
	۲۵۸۸۴/۱۸	۱۱۶۸/۷۸				

جدول ۴-۵ تفاوت آماره‌ی آزمون در گروه راه رفتن با تحریک شنیداری در مقایسه با گروه راه رفتن بدون توجه بیرونی و گروه بدون فعالیت را در عضله‌ی نعلی نشان می‌دهد. نتایج نشان داده است که تحریک شنیداری اثر معناداری بر RMS عضله نعلی در سالمندان با اندازه اثر۰/۵۲ داشته است، پس

از اجرای ازمون کوواریانس از آزمون تعقیبی برای دنبال کردن اثر تحریک نسبت به دو گروه دیگر استفاده شد و نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که تحریک شنیداری نسبت به گروه بدون فعالیت و گروه پیاده روی به ترتیب با مقدار معناداری ۰/۰۵۳ =P و۰/۰۶=P اثر معنادار داشته است. در نتیجه فرض آماری مطابق با اطلاعات بدست آمده رد شده و فرض پژوهشی مطالعه حاضر مبنی بر اثر معنادار تحریک بر RMS عضله نعلی پذیرفته شد.

ج. فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله پهن داخلی اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد



شکل۴-۳ . عضله پهن داخلی و پهن خارجی

جدول ۴-۶. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن داخلی

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	مقدار معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله پهن داخلی	۶۳۲/۷۳	۳۱۶/۳۶	۰/۸۸۶	۰/۴۲۶	۷۲٪	۰/۹۶
	۸۲۰۸/۷۴	۳۵۶/۹۰				

جدول ۴-۶ تفاوت آماره‌ی آزمون در گروه راه رفتن با تحریک شنیداری در مقایسه با گروه راه رفتن بدون توجه بیرونی و گروه بدون فعالیت را در عضله‌ی پهن داخلی نشان می‌دهد. نتایج نشان داده است که تحریک شنیداری اثر معناداری بر RMS عضله پهن داخلی در سالمندان با اندازه اثر۰/۷۲ نداشته است. در نتیجه فرض آماری مطابق با اطلاعات بدست آمده پذیرفته شده و فرض پژوهشی مطالعه حاضر مبنی بر اثر معنادار تحریک بر RMS عضله پهن داخلی رد شد.

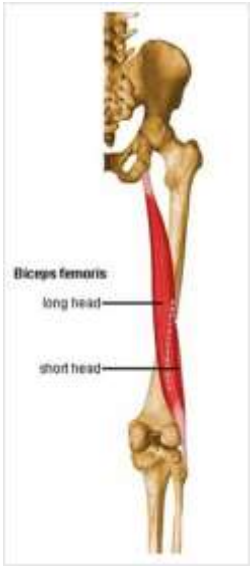
د. فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله پهن خارجی اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد

جدول ۴-۷. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن خارجی

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	مقدار معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله پهن خارجی	۷۰۴/۶۷	۳۵۲/۳۳	۰/۵۸۷	۰/۵۶۹	٪۷۵	۰/۸۹
	۲۴۵۲۷/۰۸	۶۰۹/۵۸				

جدول ۴-۷ تفاوت آماره‌ی آزمون در گروه راه رفتن با تحریک شنیداری در مقایسه با گروه راه رفتن بدون توجه بیرونی و گروه بدون فعالیت را در عضله‌ی پهن خارجی نشان می‌دهد. نتایج نشان داده است که تحریک شنیداری با اندازه اثر۰/۴۲ اثر معناداری بر RMS عضله ساقی قدامی در سالمندان نداشته است. در نتیجه فرض آماری مطابق با اطلاعات بدست آمده پذیرفته شده و فرض پژوهشی مطالعه حاضر مبنی بر اثر معنادار تحریک بر RMS عضله پهن خارجی رد شد.

ه. فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله دوسر رانی اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد



شکل ۴-۴ . عضله دو سر رانی

جدول ۴-۸. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله دوسر رانی

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	مقدار معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله دو سررانی	۴۴۴۱/۴۱	۲۲۲۰/۷۰	۲/۳۶۲	۰/۱۱۷	٪۶۳	۰/۹۹
	۲۸۶۲۵/۴۱	۹۴۰/۲۳				

جدول ۴-۸ تفاوت آماره‌ی آزمون در گروه راه رفتن با تحریک شنیداری در مقایسه با گروه راه رفتن بدون توجه بیرونی و گروه بدون فعالیت را در عضله‌ی دو سر رانی نشان می‌دهد. نتایج نشان داده است که تحریک شنیداری با اندازه اثر۰/۴۲ اثر معناداری بر RMS عضله دو سر رانی در سالمندان نداشته است. در نتیجه فرض آماری مطابق با اطلاعات بدست آمده پذیرفته شده و فرض پژوهشی مطالعه حاضر مبنی بر اثر معنادار تحریک بر RMS عضله دو سر رانی رد شد.

۴-۳-۲- آزمون فرضیه دوم

فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون دیداری بر RMS عضلات اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد.

الف. فرض صفر (H_0): ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون دیداری بر RMS عضله ساقی قدامی اندام تحتانی سالمندان سالم تأثیر معنادار ندارد.

در بررسی کلیه‌ی پیش‌فرض‌ها، آنالیزکوواریانس مورد بررسی قرار گرفت. نرمال بودن داده‌ها، توسط آزمون شاپیرو-ویلک[1] در بررسی و تایید شد ($P>0.05$)، سپس همگنی واریانس‌ها با آزمون لون[2] تایید شد ($P>0.05$)، در ادامه پیش‌فرض همگنی شیب رگرسیون در گروه تحریک دیداری نسبت به گروه‌های کنترل و گروه تمرین راه رفتن مورد بررسی قرار گرفت و نتایج نشان داد شرط استفاده از آزمون کوواریانس مبنی بر همگن بودن شیب رگرسیون برقرار است، در ادامه از جدول های زیر گزارش آزمون کوواریانس متغیر تحریک دیداری نسبت به دو گروه در عضلات مورد بررسی سالمندان به ترتیب قابل مشاهده است.

جدول ۴-۹. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله ساقی قدامی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و گروه تمرین راه رفتن

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	مقدار معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله ساقی قدامی	۱۶۲۲۰/۴۲	۸۱۱۰/۲۱	۵/۹۱۷	۰/۰۰۸	٪۳۴	۰/۸۲
	۳۱۱۵۲/۳۱	۱۳۷۰/۶۲				

[1]- Shapiro-Wilk test
[2]- Leven

جدول ۴-۹ نشان می‌دهد که استفاده از تحریک دیداری بر RMS عضله ساقی قدامی اثر معنادار داشته است با دنبال کردن میانگین ها توسط آزمون بونفرونی نشان داده شد تحریک دیداری نسبت به گروه پیاده روی بدون تحریک با مقدار معناداری (P=۰/۰۲۰) و نسبت به گروه بدون فعالیت (P= ۰/۰۲۵) اثر معنادار داشته است. بنابراین فرض آماری رد و فرض پژوهش مبنی بر موثر بودن تحریک بر فعالیت عضله ساقی قدامی پذیرفته می‌شود.

جدول ۴-۱۰. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله نعلی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و تمرین راه رفتن

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	سطح معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله نعلی	۳۶۲۴/۱۰	۱۸۱۲/۰۵	۴/۰۸۸	۰/۰۳۰	٪۳۶	۰/۷۷
	۱۰۱۹۶/۰۴	۴۴۳/۳۰				

همچنین داده های جدول ۴-۱۰ نشان داده است تحریک دیداری بر فعالیت الکتریکی عضله نعلی با مقدار معناداری۰/۰۳۰=P موثر بوده است. پس از بررسی ازمون بونفرونی نتایج نشان داد که تحریک دیداری نسبت به گروه بدون فعالیت اثر معنادار (P=۰/۰۲۸) و نسبت به گروه پیاده روی بدون تحریک اثر معنادار نداشته است (P=۰/۰۵۷)**.** در ادامه با توجه به عدم مقدار معناداری اثر تحریک دیداری بر RMS عضله پهن داخلی، پهن خارجی، دوسررانی فرض آماری پذیرفته و فرض پژوهش مبنی بر اثر معنادار تحریکات دیداری همراه راه رفتن بر فعالیت الکتریکی RMS عضلات نام برده رد می شود.

جدول ۴-۱۱. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن داخلی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	مقدار معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله پهن داخلی	۶۳۳/۸۵	۳۱۶/۹۲	۱/۳۴۴	۰/۲۸۱	۶۴٪	۰/۸۹
	۵۴۲۴/۵۹	۲۳۵/۸۵				

جدول ۹-۴ نشان می‌دهد که استفاده از تحریک دیداری بر RMS عضله پهن داخلی اثر معنادار نداشته است (P=۰/۲۸۱). بنابراین فرض آماری پذیرفته و فرض پژوهش مبنی بر اثر معنادار تحریکات دیداری همراه راه رفتن بر فعالیت الکتریکی RMS عضله پهن داخلی رد می شود.

جدول ۴-۱۲. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله دوسررانی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و تمرین راه رفتن

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	سطح معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله دوسررانی	۲۱۲۲/۸۶	۱۰۶۱/۴۳	۱/۳۵۷	۰/۲۷۷	٪۵۳	۰/۹۶
	۱۷۹۹۶/۳۸	۷۸۲/۴۵				

جدول ۱۲-۴ نشان می‌دهد که استفاده از تحریک دیداری بر RMS عضله دوسر رانی اثر معنادار نداشته است (P=۰/۷۷۸۱). بنابراین فرض آماری پذیرفته و فرض پژوهش مبنی بر اثر معنادار تحریکات دیداری همراه راه رفتن بر فعالیت الکتریکی RMS عضله دوسر رانی رد می شود.

جدول ۴-۱۳. نتایج تحلیل کوواریانس متغیر RMS عضله پهن خارجی در گروه دیداری نسبت به گروه کنترل و تمرین راه رفتن

متغیر	مجموع مجذورات	میانگین مجذورات	مقدار F	سطح معناداری	اندازه اثر (ضریب اتا)	توان آزمون
عضله پهن خارجی	۲۹/۴۱	۱۴/۷۰	۰/۰۲۷	۰/۹۷۴	٪۹۱	۰/۹۹
	۱۲۷۳۰/۱۸	۵۵۳/۴۸				

جدول ۴-۱۳ نشان می‌دهد که استفاده از تحریک دیداری بر RMS عضله پهن خارجی اثر معنادار نداشته است (P=۰/۹۷۴). بنابراین فرض آماری پذیرفته و فرض پژوهش مبنی بر اثر معنادار تحریکات دیداری همراه راه رفتن بر فعالیت الکتریکی RMS عضله پهن خارجی رد می شود.

فصل پنجم: بحث و نتیجه گیری

۵-۱- خلاصه‌ای از پژوهش

تغییرات نزولی سیستم عصبی-شناختی حاصل از روند پیری منجر به اختلال در اصلی‌ترین حرکت انسان یعنی راه رفتن شده است، کاهش فعالیت عضلانی حاصل از ورودی‌های ضعیف از جمله تضعیف سیستم عصبی و سیستم شناختی از ابتدای سالمندی شروع می‌شود از این رو هدف از پژوهش حاضر اثر یک دوره ۶ هفته‌ای راه رفتن با تحریکات شنیداری و دیداری بیرونی بر فعالیت RMS عضلات اندام تحتانی سالمند در دوره سالمندی اولیه (۶۰تا ۷۵ سال) با انتظار افزایش سیستم خودکاری و کمتر شدن توجه به اندام‌ها و ریتمیک شدن فراخوانی واحدهای حرکتی و درنتیجه بهبود RMS عضلات اندام تحتانی است.

بدین منظور از بین افراد واجد شرایط ۴۸ نفر مرد و زن به طور داوطلبانه از سالمندان شرکت کردند. لازم به ذکر است که تمامی مراحل آزمون و پروتکل تمرینی برای آن‌ها به‌طور شفاف تشریح شد و از افراد داوطلب رضایت‌نامه آگاهانه گرفته شد. اطلاعات فردی افراد توسط پرسشنامه محرمانه جمع‌آوری شد. پس از آن برای همگن‌سازی افراد در گروه‌ها در شروع پیش‌آزمون از هر یک، آهنگ ترجیحی گرفته شد. برای ارزیابی فعالیت RMS عضلات، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات اندام تحتانی شامل: ساقی قدامی، نعلی، پهن داخلی، پهن خارجی و دوسر رانی طی ۹۰ ثانیه راه‌رفتن در محیط خالی آزمایشگاه ثبت شد، برای نرمال‌سازی اطلاعات الکترومیوگرافی ثبت شده از عضلات منتخب تست انقباض ارادی مرجع گرفته شد.

پس از اجرای مرحله پیش‌آزمون، آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی و بر اساس رتبه آهنگ ترجیحی، بطور تصادفی به۴گروه: ۱- تمرین + بازخورد شنیداری ۲- تمرین+ بازخورد دیداری ۳- تمرین بدون هیچگونه بازخورد ۴- گروه کنترل(بدون تمرین) تقسیم شدند و تمرینات خود را آغاز نمودند. تمرینات به مدت ۶ هفته، ۳ جلسه در هفته و هر جلسه ۲۰ دقیقه برای هر آزمودنی انجام گردید. در هفته اول ریتم پالس مترونوم با ۱۰٪ بالای اهنگ ترجیحی تنظیم شد و پس از آن بدلیل سازگاری

با ریتم برای افزایش اضافه بار یک بار در هفته اهنگ ترجیحی گرفته و سپس ۱۰٪ به آهنگ ترجیحی راه رفتن سالمندان گروه تجربی اضافه می‌شد. پس از پایان دوره تمرین، ارزیابی پیش-آزمون مجددا با همان روند انجام شد.

در پایان مراحل تحقیق به دلیل تمرینات نامنظم و یا انصراف از ادامه تحقیق، مراحل پژوهشی به صورت:

گروه کنترل ۹ نفر، گروه تمرین راه رفتن ۹ نفر، گروه تحریک شنیداری ۹ نفر و در گروه تحریک دیداری ۸ نفر (مجموعاً ۳۵ نفر) ادامه یافت. به‌منظور تحلیل داده‌های پژوهش از شاخص‌های آمار توصیفی و برای تحلیل اثربخشی برنامه تمرینی بر متغیرهای تحقیق در صورت برقراری پیش فرض های لازم از آزمون کوواریانس استفاده شد.

۵-۲- یافته ها

- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله نعلی سالمندان سالم تاثیر معنادار داشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله ساقی قدامی سالمندان سالم تاثیر معنادار داشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله پهن داخلی سالمندان سالم تاثیر معنادار نداشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله پهن خارجی سالمندان سالم تاثیر معنادار نداشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون شنیداری بر RMS عضله دوسررانی سالمندان سالم تاثیر معنادار نداشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون دیداری بر RMS عضله نعلی سالمندان سالم تاثیر معنادار داشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون دیداری بر RMS عضله ساقی قدامی سالمندان سالم تاثیر معنادار داشت

- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون دیداری بر RMS عضله پهن داخلی سالمندان سالم تاثیر معنادار نداشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون دیداری بر RMS عضله پهن خارجی سالمندان سالم تاثیر معنادار نداشت
- ۶ هفته تمرین راه‌رفتن با تحریک موزون دیداری بر RMS عضله دوسررانی سالمندان سالم تاثیر معنادار نداشت

۵-۳- بحث و بررسی

۵-۳-۱- بحث پیرامون تحریکات بیرونی بر عضلات اندام تحتانی به ترتیب یافته ها

۵-۳-۱-۱- عضله نعلی و اثر تحریکات شنیداری و دیداری

RMS در سالمندان بر اثر تمرین تحریکات شنیداری و دیداری بیشتر خواهد شد، الگوی انقباض عضلات اندام تحتانی متفاوت از جوان ترها عمل می‌کند. افزایش فعالیت RMS عضله نعلی پس از دوره تمرینی در گروه تحریک شنیداری و دیداری حاصل از افزایش پالس ریتمیک نتیجه افزایش سرعت شلیک عصبی و فراخوانی واحدهای حرکتی است، چرا که سالمندان به فراخوانی بیشتر و فرکانس بیشتری از عصب و عضله برای حفظ تعادل نیاز دارند که البته با مطالعات پیشین هم سو است (۱۴۶،۱۴۵،۱۴۴). از طرفی دیگر مطالعه ای نشان داده است تغییرات RMS حاصل از پیری ممکن است به دلیل افزایش واحدهای حرکتی نباشد چرا که نرون a-حرکتی تا بیش از ۶۰ سالگی دچار آتروفی نخواهد شد که با پاسخ عضلانی مطالعه حاضر ناهمسو است (۱۴۷). از جمله دلایل این ناهمسویی را می توان در نوع وظیفه ی مورد بررسی در دو نوع پژوهش تبیین کرد. در مطالعه حاضر فعالیت عضلانی در وظیفه راه رفتن بررسی شده است. این در حالی است که در مطالعه ذکر شده فعالیت عضلانی حین ایستادن بررسی شده و علاوه بر این اثر تحریک ویبریشن بررسی شده است. عضله نعلی یک عضله عمل کننده اصلی در ایستادن بوده و به عنوان اصلی ترین عضله تونیک حفظ پاسچر عمل میکند. این در حالی است که در عمل راه رفتن این عضله به طور همکار و کمکی با

عضله دوقلو فعالیت داشته و در تولید نیروی پیشروی و پیشرانی عمل موثر دارد. این ناهمسویی را می توان در نوع وظیفه و کار عضله در دو نوع تکلیف جستجو کرد.

در افراد مسن نسبت به جوان برای رسیدن به یک سطح نیروی نسبی عضله نیاز است سطح بالاتری از انقباض را به طور قابل توجه نشان دهد. تعداد واحدهای حرکتی در انقباضات پویا مانند راه رفتن از ابتدای پیری به جهت کاهش پیش می‌رود که نسبت به افراد جوان ۲ تا ۹ برابر کمتر است و MVC افراد مسن تا ۲۹/۳ درصد کاهش می‌یابد، همچنین تسریع و کنترل سرعت کشش مچ پا امری چندان آسان نیست، کاهش حداکثر نیرو و تولید نیرو بخش اجتناب ناپذیر پیری است حتی اگر تا حد بسیار کمی فعالیت‌های روزانه در سالمندی اولیه تغییر کند باید مورد سوال قرار بگیرد، فراخوانی بیشتر واحدهای حرکتی در طول هفته های تمرینی همراه با افزایش پالس‌های ریتیمیک منجربه سازگاری در عضلات دیستال اندام تحتانی و ضعف کاهش عملکرد نسبت به پیش آزمون جبران شده است (۱۴۴).

از دلایل دیگر افزایش فعالیت میانگین مربع سیگنال عضله نعلی می‌توان به تغییر حساسیت دوک های عضلانی و پردازش نخاع و فرآیندهای نزولی عصبی اشاره کرد، مطالعات پیشین (۱۵۰،۱۴۹،۱۴۸) افزایش ریتمیک بیرونی منجر به افزایش فعالیت عضله نعلی گزارش کرده است، اغتشاشات حاصل از فرایند پیری را کمتر نموده و هم راستا با افزایش تحریک، تغییر فعالیت دوک‌های عضلانی دانسته است چرا که در توجیه استراتژی عصبی برای کنترل حرکت و تعادل ساختارهای فوق نخاعی و شناختی از اهمیت ویژه ای برخوردار است (۱۴۸)، در همین راستا علاوه بر اثر افزایش ریتم تحریکات حین راه رفتن بر واحدهای حرکتی، از آنجایی که در دوره سالمندی مغز شروع به تغییر مسیر شناختی می‌کند و فعالیت های پویای ساده مانند راه رفتن در طول زمان از سیستم توجهی به جای سیستم خودکار استفاده می‌کند و فرد برای انجام حرکت نیاز به توجه به اندام‌های بدن دارد استفاده از یک عامل بیرون و جلب توجه فرد به بیرون از اندام‌ها می‌تواند مسیر سیستم توجهی را به جهت سیستم خودکاری تغییر داده و حرکت ساده ای همچون راه رفتن را

خودکار کند تا از صرف انرژی اضافه جلوگیری شود و ریتم واحدهای حرکتی فعال با ریتم مترونوم بدون عدم تعادل حفظ شود از این رو برای کاهش صرف انرژی بیشتر با افزایش فعالیت RMS عضله نعلی بایستی فعالیت RMS ساقی قدامی متعادل باشد (۱۴۶).

۵-۳-۱-۲- عضله ساقی قدامی و اثر تحریکات شنیداری و دیداری

مطالعات در رابطه با هم‌انقباضی عضلات موافق و عضلات موافق-مخالف نشان می‌دهد، کاهش هم-انقباضی عضلات اطراف مچ پا بخصوص ساقی قدامی-نعلی موجب افزایش کارایی حرکتی در راه-رفتن می‌شود طبق نتایج مطالعه حاضر در برابر فعالیت بیشتر عضله نعلی، RMS عضله ساقی قدامی پس از دوره تمرینی کاهش داشته است که با مطالعه کائتانو[1] در سال ۲۰۱۸ هم سو است (۱۵۱). با توجه به نتایج جدول آماری توصیفی فصل چهارم و افزایش متغیر سرعت راه رفتن افراد سالمند پس از دوره تمرینی می‌توان نتیجه گرفت تعادل فعالیت عضلانی بین نعلی و ساقی قدامی برای افزایش کارایی حرکت لازم است همانطور که گای و همکاران، جاستین لو و همکاران در مطالعات خود گزارش کردند (۱۲،۱۴۶)، افزایش هم انقباضی یک استراتژی جبرانی برای پوشش ضعف کنترل حرکت است که توسط سیستم عصبی و شناختی ظاهر می‌شود، افزایش فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست علاوه بر افزایش هزینه انرژی منجر به افزایش نیرو در اطراف مفصل باعث غضروفی شدن و از بین رفتن مفصل می‌گردد که می‌تواند با افزایش خطر افتادن و بی‌تحرکی همراه شود. افول سیستم‌های حسی (مانند سیستم‌های بینایی، دهلیزی) و عصبی از جمله کاهش تعداد و قطر دوک های عضلانی موجب ارسال اطلاعات حسی غیردقیق به فرد می‌شود و بدن قادر به شناسایی انحرافات از مرکز ثقل و تولید پاسخ‌های عضلانی صحیح برای حفظ قامت نخواهد بود، دریافت اطلاعات ورودی نادرست موجب می‌شود، فرد برای انجام فعالیت ساده‌ای مانند راه‌رفتن به دقت بیشتری نیاز داشته باشد. نورون‌های عصبی مسیر طولانی‌تری را تا قشر حرکتی طی کرده و در ادامه

1. Caetano et al, 2018

نمود آن در افزایش درصد هم‌انقباضی و تغییر رفتار کینماتیک از جمله کاهش سرعت گام برداری برای حفظ تعادل می شود. فعالیت راه رفتن با عامل بیرونی شنیداری و دیداری ریتمیک به منظم شدن مسیرهای عصبی و کاهش هم انقباضی کمک نموده در نتیجه میزان فعالیت RMS عضله نعلی بیشتر و فعالیت RMS عضله ساقی قدامی کاهش یافته و در مقابل سرعت راه رفتن با کیفیت بیشتر بهبود یافته است. با توجه به شاخص‌های الکترومیوگرافی و کینماتیک بهبود یافته می توان نتیجه مثبتی را از تمرین با تحریکات بیرونی استخراج کرد (۱۲، ۱۴۶ و ۱۵۱).

۵-۳-۱-۳- عضله پهن داخلی-خارجی و دوسررانی و اثر تحریکات شنیداری و دیداری

زمان بندی ریتمیک تحریکات بیرونی شنیداری و دیداری در عضلات پروگزیمال اندام تحتانی با تغییرات ناچیزی همراه بوده است و در همه عضلات منجربه سازگاری مثبت نشده است (۱۵۲). از آنجاییکه زمان بندی مترونوم به تشکیلات ریتمیک و فراخوانی درست‌تر واحدهای حرکتی کمک می‌کند، ممکن است در طول سالمندی اولیه کاهش واحدهای حرکتی و زوال عصبی تا عضلات بالاتر نرسیده باشد. چرا که هم راستا با مطالعه حاضر در مطالعات اخیر گزارش شده است از دست دادن توده عضلانی با افزایش سن در برخی عضلات و نواحی بسیار معنادار و برخی دیگر پراکنده و با شیب کمتری است (۱۵۴،۱۵۳).

در مطالعه لتوکارت[1] ۲۰۲۱، از تمرینات قدرت با شدت های متوسط بر میزان حجم عضلانی توسط اسکن استفاده شد و اثر چندانی بر عضلات پهن داخلی و خارجی نداشته و فقط منجر به بهبود معنادار عضله دوقلو شد(۱۵۲)، از طرفی دیگر در مطالعات گزارش شده است شروع پاسخ عضلانی به آتروفی عصبی عضلانی در افراد دیابتی و سالمندی از جهت دیستال به پروگزیمال اتفاق می افتد و

1 .Létocart et al, 2021

چون سالمندان در دوره اولیه انتخاب شدند زوال عصبی عضلانی و شدت تمرین به گونه‌ای نبوده که بر عضلات پروگزیمال افراد اثر معناداری داشته باشد (۱۵۵،۱۵۳).

۵-۴- نتیجه گیری

نتایج این بررسی نشان می‌دهد که ۶ هفته تمرین راه‌رفتن، ۳ جلسه در هفته، به مدت ۲۰ دقیقه، با تحریکات ریتمیک شنیداری و دیداری بر RMS تعدادی از عضلات اندام تحتانی اثر معنادار داشته است، افزایش سرعت راه رفتن سالمندی نسبت به پیش آزمون و بهبود فعالیت عضلات دیستال اندام تحتانی از جمله نعلی و ساقی قدامی حاکی از تعاملات شنیداری و دیداری با شبکه‌های مغزی و سیستم حرکتی می‌باشد، چرا که افزایش فرکانس پالس‌های ریتمیک طی دوره تمرین کیفیت گام‌برداری را بهبود بخشید. با توجه به اثربخشی این دسته از پروتکل های تمرینی میتوان به عنوان روش توانبخشی نوین برای سالمندان و همینطور افراد با مشکلات بالینی عصبی‌عضلانی، دیابت و نوروپاتی حاصل از آن تجویز کرد و از آنجایی که پروتکل تعریف شده بر روی افراد با مشکلات بالینی بررسی شده است و مطالعات محدودی اثر آن را بر تغییرات فیزیولوژی سالمندان بررسی کرده اند برای تفهیم اثرات مداخله ی حاضر از مداخلات بالینی استفاده شده است. این روش با هزینه بسیار کم قابل دسترسی است به عنوان یک شیوه تمرینی با اضافه بار برنامه ریزی شده قابل استفاده است و می تواند به صورت دستگاه مترونوم یا اپلیکشن مترونوم در زندگی رومزره گنجانده شود، همچنین با توجه به اینکه در شرایط اپیدمیک کرونا فعالیت در باشگاه های ورزشی برای افراد مسن این گونه از پروتکل های تمرین می تواند در فعالیت ورزشی مناسب با این گونه افراد بسیار کمک کننده باشد. با این حال با توجه به پیشینه محدود این بررسی، نیاز به تحقیقات بیشتری در این زمینه می‌باشد

۵-۵- پیشنهادهای پژوهشی برگرفته از پژوهش

در تحقیق حاضر تمامی سالمندان در دوران سالمندی اولیه بودند که به نظر می‌رسد کمتر دچار افول سیستم‌های حسی-حرکتی و شناختی شده‌اند لذا به محققین آینده پیشنهاد می‌شود برای دنبال کردن این پژوهش بر سالمندی ثانویه با تغییرات شناختی بیشتر تمرکز کنند.

برای تاثیر قوی تر مداخلات بیرونی بر سازگاری عصبی – عضلانی، بهتر است از دوره های تمرینی طولانی مدت استفاده شود و به عنوان یک شیوه توان بخشی نوین توصیه می شود، این نوع پژوهش در جامعه آماری سالمندان در سالمندی ثانویه انجام شود.

۵- ۶- پیشنهادات کاربردی حاصل از پژوهش

نتایج حاصل از این پژوهش پیشنهاد برای پیشگیری از زوال بیش از حد سیستم عصبی عضلانی، بهبود کیفیت راه رفتن به عنوان امری پویا در طول روزمره و شیوه تمرینی با هزینه کم برای افراد سالمندی است که محدودیت در رفتن به باشگاه های ورزشی دارند است.

کسانی که دچار اختلالات شنوایی هستندو نمی توانند از مداخلات شنیداری موزون استفاده کنند، این امکان برای این افراد وجود دارد که از تحریکات دیداری موزون بتوانند به عنوان جایگزین مناسبی برای کنترل حرکتی مناسب استفاده کنند. و برای پیشنهاد به جامعه سالمندان ثانویه لازم است در نمونه های بیشتر تاثیر پذیری اینگونه از تمرینات بر سالمندی ثانویه بررسی شود.

فهرست منابع و مأخذ

1. Tieland M, Trouwborst I, Clark BC. Skeletal muscle performance and ageing. *Journal of cachexia, sarcopenia and muscle.* 2018 Feb;9(1):3-19.
2. Gallahue D, Ozmun JC. Understanding motor development: infants, childeren, adolescents, adults, 6th.ed,c 2006. McGraw-Hill.
3. Yazdani, Sh. , Aqdasi, M. , And Mohammad Ali Nejad, S. (1398). The effect of rhythmic auditory cues on lower extremity muscle activity during cycling in the elderly: *Journal of Advanced Sports Technology* 4 (1): 93-104 [in Persian].
4. Anderson PG, Nienhuis B, Mulder T, Hulstijn W. Are older adults more dependent on visual information in regulating self-motion than younger adults?. *Journal of motor behavior*. 1998 Jun 1;30(2):104-13.
5. Wong SL, Gilmour HL, Ramage-Morin PL. Parkinson's disease: Prevalence, diagnosis and impact.
6. Shahraki M, Sohrabi M, Taheri H and Naeemikia M (1396). The effect of rhythmic visual stimulation on the kinematic parameters of gait in patients with multiple sclerosis. *Journal of Motor Behavior* [in Persian].
7. Kim NJ, Kim JS, Wang JS, Park JH, Choi JH. The effects of isometric trunk exercises and dynamic trunk exercises on gait in elderly people. *Journal of physical therapy science.* 2015;27(6):1685-9.
8. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *New England journal of medicine.* 1988 Dec 29;319(26):1701-7.
9. Yu L, Zhang Q, Hu C, Huang Q, Ye M, Li D. Effects of different frequencies of rhythmic auditory cueing on the stride length, cadence, and gait speed in healthy young females. *Journal of physical therapy science.* 2015;27(2):485-7.
10. Shumway-Cook A. Normal postural control. Motor control: Theory and practical applications. 2001.

11. Yogev-Seligmann G, Sprecher E, Kodesh E. The effect of external and internal focus of attention on gait variability in older adults. *Journal of motor behavior*. 2017 Mar 4;49(2):179-84.
12. Justine Lo, O , Olson EA, Habtemariam D, Iloputaife I, Gagnon MM, Manor B, Lipsitz LA. Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age. *Gait & posture*. 2017 Mar 1;53:110-4.
13. Wulf G. Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. *International Review of sport and Exercise psychology*. 2013 Sep 1;6(1):77-104.
14. Peshabadi, Ali, Farrokhi, Ahmad, Jamshidi, Ali Ashraf, ... & Mehdi (2014). Influence of focus type (internal-external) on postural oscillations and electrical activity of semi-skilled gymnast muscles. *New Rehabilitation Quarterly*, 8 (1), 28-34 [in Persian].
15. Vance J, Wulf G, Töllner T, McNevin N, Mercer J. EMG activity as a function of the performer's focus of attention. *Journal of motor behavior*. 2004 Nov 1;36(4):450-9.
16. Stanton TR, Spence C. The influence of auditory cues on bodily and movement perception. *Frontiers in psychology*. 2020 Jan 17;10:3001.
17. Arias P, Cudeiro J. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait in Parkinsonian patients with and without freezing of gait. PloS one. 2010 Mar 22;5(3):e9675.
18. Francis P, Mc Cormack W, Toomey C, Norton C, Saunders J, Kerin E, Lyons M, Jakeman P. Twelve weeks' progressive resistance training combined with protein supplementation beyond habitual intakes increases upper leg lean tissue mass, muscle strength and extended gait speed in healthy older women. *Biogerontology*. 2017 Dec;18(6):881-91.
19. Zhang T, Brinkley TE, Liu K, Feng X, Marsh AP, Kritchevsky S, Zhou X, Nicklas BJ. Circulating MiRNAs as biomarkers of gait speed responses to aerobic exercise training in obese older adults. *Aging (Albany NY)*. 2017 Mar;9(3):900.
20. Khanjari Y, Ameri EA. Effects of 8 weeks water cure with aquatic devices on static balance and velocity of gait among elderly men. *International Letters of Social and Humanistic Sciences*. 2015 Sep 22;60:137-42.

21. LaGasse AB, Knight A. Rhythm and music in rehabilitation: a critical review of current research. *Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine.* 2011;23(1-4).
22. Thaut MH. Entrainment and the motor system. Music Therapy Perspectives. 2013 Jan 1;31(1):31-4.
23. Lee SH, Lee KJ, Song CH. Effects of rhythmic auditory stimulation (RAS) on gait ability and symmetry after stroke. *Journal of Physical Therapy Science.* 2012;24(4):311-4.
24. Schirmer A, Romero-Garcia R, Chiu MH, Escoffier N, Penney TB, Goh B, Suckling J, Tan J, Feng L. Rhythmic timing in aging adults: On the role of cognitive functioning and structural brain integrity. *Psychology and Aging.* 2020 Dec;35(8):1184.
25. Rubega M, Formaggio E, Di Marco R, Bertuccelli M, Cattelan M, Bonato P, Masiero S, Del Felice A. Cortical correlates in upright dynamic and static balance in the elderly.
26. Staudenmann D, Daffertshofer A, Kingma I, Stegeman DF, van Dieen JH. Independent component analysis of high-density electromyography in muscle force estimation. *IEEE transactions on biomedical engineering.* 2007 Mar 19;54(4):751-4.
27. Wang L, Guo X, Fang P, Wei Y, Samuel OW, Huang P, Geng Y, Wang H, Li G. A new EMG-based index towards the assessment of elbow spasticity for post-stroke patients. *In2017 39th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)* 2017 Jul 11 (pp. 3640-3643). IEEE.
28. Terrier P, Reynard F. Effect of age on the variability and stability of gait: a cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait & posture.* 2015 Jan 1;41(1):170-4.
29. Girts RM, Mota JA, Harmon KK, MacLennan RJ, Stock MS. Vastus lateralis motor unit recruitment thresholds are compressed towards lower forces in older men. *The Journal of Frailty & Aging.* 2020 Oct;9:191-6.
30. Dai C, Hu X. Independent component analysis based algorithms for high-density electromyogram decomposition: Experimental evaluation of upper extremity muscles. *Computers in biology and medicine.* 2019 May 1;108:42-8.

31. Sekine M, Tamura T, Yoshida M, Suda Y, Kimura Y, Miyoshi H, Kijima Y, Higashi Y, Fujimoto T. A gait abnormality measure based on root mean square of trunk acceleration. *Journal of neuroengineering and rehabilitation.* 2013 Dec;10(1):1-7
32. Jeffrey P. Kaipust , McGrath D, Mukherjee M, Stergiou N. Gait variability is altered in older adults when listening to auditory stimuli with differing temporal structures. *Annals of biomedical engineering.* 2013 Aug 1;41(8):1595-603.
33. Maclean LM, Brown LJ, Astell AJ. The effect of rhythmic musical training on healthy older adults' gait and cognitive function. *The Gerontologist.* 2014 Aug 1;54(4):624-33.
34. Wittwer JE, Winbolt M, Morris ME. Home-Based Gait Training Using Rhythmic Auditory Cues in Alzheimer's Disease: Feasibility and Outcomes. *Frontiers in medicine.* 2020 Jan 31;6:335.
35. Terrier P. Fractal fluctuations in human walking: comparison between auditory and visually guided stepping. *Annals of biomedical engineering.* 2016 Sep;44(9):2785-93.
36. Ghai S, Ghai I, Schmitz G, Effenberg AO. Effect of rhythmic auditory cueing on parkinsonian gait: a systematic review and meta-analysis. *Scientific reports*. 2018 Jan 11;8(1):1-9.
37. Rochester L, Hetherington V, Jones D, Nieuwboer A, Willems AM, Kwakkel G, Van Wegen E. The effect of external rhythmic cues (auditory and visual) on walking during a functional task in homes of people with Parkinson's disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 2005 May 1;86(5):999-1006.
38. Cho NJ, Lee DY. The effects of visual rhythmic stimulation in gait and proprioception with chronic stroke patients. InProceedings of the *KAIS Fall Conference 2010* (pp. 898-901). The Korea Academia-Industrial cooperation Society.
39. Wittwer JE, Webster KE, Hill K. Music and metronome cues produce different effects on gait spatiotemporal measures but not gait variability in healthy older adults. *Gait & posture.* 2013 Feb 1;37(2):219-22.
40. Cornwell T, Woodward J, Wu M, Jackson B, Souza P, Siegel J, Dhar S, Gordon KE. Walking with Ears: Altered Auditory Feedback Impacts Gait Step Length in Older Adults. *Frontiers in Sports and Active Living.* 2020 Apr 16;2:38.

41. Ghai S, Ghai I, Effenberg AO. Effect of rhythmic auditory cueing on aging gait: a systematic review and meta-analysis. *Aging and disease.* 2018 Oct;9(5):901.
42. Mase K, Kamimura H, Imura S, Kitagawa K. Effect of age and gender on muscle function-analysis by muscle fiber conduction velocity. *Journal of Physical Therapy Science.* 2006;18(1):81-7.
43. C Clark B, L Taylor J. Age-related changes in motor cortical properties and voluntary activation of skeletal muscle. *Current aging science.* 2011 Dec 1;4(3):192-9.
44. Qiao M, Feld JA, Franz JR. Aging effects on leg joint variability during walking with balance perturbations. *Gait & posture.* 2018 May 1;62:27-33.
45. Moumdjian L, Buhmann J, Willems I, Feys P, Leman M. Entrainment and synchronization to auditory stimuli during walking in healthy and neurological populations: a methodological systematic review. *Frontiers in human neuroscience*. 2018 Jun 26;12:263.
46. Ghai S, Ghai I, Effenberg AO. Effects of dual tasks and dual-task training on postural stability: a systematic review and meta-analysis. *Clinical interventions in aging*. 2017;12:557.
47. Amesberger G, Finkenzeller T, Müller E, Würth S. Aging-related changes in the relationship between the physical self-concept and the physical fitness in elderly individuals. *Scandinavian journal of medicine & science in sports.* 2019 Apr;29:26-34.
48. Nomani, Farooq, Ismail Zali, Murad, Sohrabi and Fayyaz Bakhsh. 1398 (. Frequency of risk factors for falls in the elderly receiving home care in 1396. *Journal of the Elderly.*) 5) 13: 635 - 638.
49. Ozmun, J. C. (1998). Understanding motor development: Infants, children, adolescents, adults. Mcgraw-hill.
50. Ilich JZ, Kelly OJ, Liu PY, Shin H, Kim Y, Chi Y, Wickrama KK, Colic-Baric I. Role of calcium and low-fat dairy foods in weight-loss outcomes revisited: results from the randomized trial of effects on bone and body composition in overweight/obese postmenopausal women. *Nutrients*. 2019 May;11(5):1157.
51. Makino K, Makizako H, Doi T, Tsutsumimoto K, Hotta R, Nakakubo S, Suzuki T, Shimada H. Fear of falling and gait

parameters in older adults with and without fall history. *Geriatrics & gerontology international*. 2017 Dec;17(12):2455-9.

52. Amesberger G, Finkenzeller T, Müller E, Würth S. Aging-related changes in the relationship between the physical self-concept and the physical fitness in elderly individuals. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2019 Apr;29:26-34.
53. Tieland M, Trouwborst I, Clark BC. Skeletal muscle performance and ageing. *Journal of cachexia, sarcopenia and muscle*. 2018 Feb;9(1):3-19.
54. Stigler RG, Becker K, Hasanov E, Hörmann R, Gassner R, Lepperdinger G. Osteocyte numbers decrease only in postcranial but not in cranial bones in humans of advanced age. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2019 Nov 1;226:57-63.
55. Reid KF, Fielding RA. Skeletal muscle power: a critical determinant of physical functioning in older adults. *Exercise and sport sciences reviews*. 2012 Jan;40(1):4.
56. Grgic J, Garofolini A, Orazem J, Sabol F, Schoenfeld BJ, Pedisic Z. Effects of resistance training on muscle size and strength in very elderly adults: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Sports Medicine*. 2020 Aug 1:1-7.
57. McKinnon NB, Connelly DM, Rice CL, Hunter SW, Doherty TJ. Neuromuscular contributions to the age-related reduction in muscle power: mechanisms and potential role of high velocity power training. *Ageing research reviews*. 2017 May 1;35:147-54.
58. Ali S, Garcia JM. Sarcopenia, cachexia and aging: diagnosis, mechanisms and therapeutic options-a mini-review. *Gerontology*. 2014;60(4):294-305.
59. Roberts BM, Lavin KM, Many GM, Thalacker-Mercer A, Merritt EK, Bickel CS, Mayhew DL, Tuggle SC, Cross JM, Kosek DJ, Petrella JK. Human neuromuscular aging: Sex differences revealed at the myocellular level. *Experimental gerontology*. 2018 Jun 1;106:116-24.
60. Hamed Behrad 1, Mehdi Zarei 2, Zeinab, Borjani Boroujeni 2, Seyed Saeed Asadi 2 Zeinab Tabanejad 3, Mohammad Panji 4, Masoud * Asgharpour Arshad 1. Sarcopenia and recovery strategies: A review article .632-643, *Journal of Medical School,*

University of Science Tehran Medicine, December 2020, Volume 78, Number 10

61. Mitchell WK, Atherton PJ, Williams J, Larvin M, Lund JN, Narici M. Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Frontiers in physiology*. 2012 Jul 11;3:260.
62. Reza Gharakhanlu, Ahmad Azad, Ali Garzi. (1393). Skeletal muscle structure and function. *Side Publications*.pershen
63. Mitchell WK, Atherton PJ, Williams J, Larvin M, Lund JN, Narici M. Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Frontiers in physiology*. 2012 Jul 11;3:260.
64. Teklemariam A, Hodson-Tole E, Reeves ND, Cooper G. A micromechanical muscle model for determining the impact of motor unit fiber clustering on force transmission in aging skeletal muscle. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*. 2019 Oct;18(5):1401-13.
65. Gilmore KJ, Kirk EA, Doherty TJ, Rice CL. Effect of very old age on anconeus motor unit loss and compensatory remodelling. *Muscle & nerve*. 2018 Apr;57(4):659-63.
66. Barrett KE, Cloutier MM, Koeppen BM, Lang EJ, Pappano AJ, Raybould HE, Rubinson K, Stanton BA, Thrall RS, Watras JM, White BA. *Berne y Levy Fisiología*.
67. Anson E, Bigelow RT, Swenor B, Deshpande N, Studenski S, Jeka JJ, Agrawal Y. Loss of peripheral sensory function explains much of the increase in postural sway in healthy older adults. *Frontiers in aging neuroscience*. 2017 Jun 20;9:202.
68. Henschke JU, Ohl FW, Budinger E. Crossmodal connections of primary sensory cortices largely vanish during normal aging. *Frontiers in aging neuroscience*. 2018 Mar 2;10:52.
69. da Silva ES, Fischer G, da Rosa RG, Schons P, Teixeira LB, Hoogkamer W, Peyré-Tartaruga LA. Gait and functionality of individuals with visual impairment who participate in sports. *Gait & Posture*. 2018 May 1;62:355-8.
70. Saftari LN, Kwon OS. Ageing vision and falls: a review. *Journal of physiological anthropology*. 2018 Dec;37(1):1-4.

71. Naimi Kia Maliha, Arab Ameri Elahe, Ashayeri Hassan, Rasool Talab, Azma Kamran (2011). The effect of focusing instructions on walking kinematic indices of older women. Growth and learning motor sports. (8): 137 – 153
72. Kiyani P, Farahpoor N. Evaluation of performance of the vestibular proprioception and vision systems on postural control of old men.
73. Moshref-Razavi S, Sohrabi M, Sotoodeh MS. Effect of neurofeedback interactions and mental imagery on the elderly's balance. *Iranian Journal of Ageing*. 2017 Dec 10;12(3):288-99.
74. Santos CF, Belinha J, Gentil F, Parente M, Areias B, Jorge RN. Biomechanical study of the vestibular system of the inner ear using a numerical method. *Procedia IUTAM*. 2017 Jan 1;24:30-7.
75. Miller BF, Baehr LM, Musci RV, Reid JJ, Peelor III FF, Hamilton KL, Bodine SC. Muscle-specific changes in protein synthesis with aging and reloading after disuse atrophy. *Journal of cachexia, sarcopenia and muscle*. 2019 Dec;10(6):1195-209.
76. Jarchi D, Wong C, Kwasnicki RM, Heller B, Tew GA, Yang GZ. Gait parameter estimation from a miniaturized ear-worn sensor using singular spectrum analysis and longest common subsequence. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2014 Jan 13;61(4):1261-73.
77. Ghotbi N, Hassanpour A. Effect of somatosensory impairments on balance control. *Audiology*. 2012 Oct 10;21(3):1-8.
78. Dr. Gholamreza Shah Hosseini, Dr. Seyed Abbas Madani, * Dr. Ismail Ebrahimi Takamjani, Hossein Neghaban Siouki, Dr. Mohammad Jafar Shaterzadeh. Evaluation of deep sense in the knee joint of patients with primary osteoarthritis of the knee. 8 9th year / No. 38 / Extraordinary 2003 2003 *Journal of Iran University of Medical Sciences* 5
79. Alireza Nasirzadeh 1, Haidar Sadeghi 2, Hamidreza Mokhtarinia 3, Abbas Rahimi 4. Symmetry in gait and its evaluation methods: A review study. J Rehab Med. 2017 *Journal of Rehabilitation Medicine*; 6(2):271-297. pershen
80. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*. 2012 Feb;12(2):2255-83.

81. Frontera WR, DeLisa JA, Gans BM, Robinson LR. DeLisa's physical medicine and rehabilitation: principles and practice. *Lippincott Williams & Wilkins;* 2019 May 30.
82. Han YC, Wong KI, Murray I. Gait phase detection for normal and abnormal gaits using IMU. *IEEE Sensors Journal*. 2019 Jan 22;19(9):3439-48.
83. Gadelha A, Neri S, Nóbrega O, Pereira J, Bottaro M, Fonsêca A, Lima R. Muscle quality is associated with dynamic balance, fear of falling, and falls in older women. *Experimental gerontology*. 2018 Apr;104:1-6.
84. Kim NJ, Kim JS, Wang JS, Park JH, Choi JH. The effects of isometric trunk exercises and dynamic trunk exercises on gait in elderly people. Journal of physical therapy science. 2015;27(6):1685-9.
85. Zaleski AL, Taylor BA, Panza GA, Wu Y, Pescatello LS, Thompson PD, Fernandez AB. Coming of age: considerations in the prescription of exercise for older adults. *Methodist DeBakey cardiovascular journal*. 2016 Apr;12(2):98.
86. Ghai S, Ghai I, Schmitz G, Effenberg AO. Effect of rhythmic auditory cueing on parkinsonian gait: a systematic review and meta-analysis. *Scientific reports*. 2018 Jan 11;8(1):1-9.
87. Aboutorabi A, Arazpour M, Bahramizadeh M, Hutchins SW, Fadayevatan R. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging clinical and experimental research*. 2016 Jun;28(3):393-405.
88. Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, Jewell C, Hafer JF. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Experimental gerontology*. 2017 Sep 1;95:63-70.
89. Craig CE, Goble DJ, Doumas M. Proprioceptive acuity predicts muscle co-contraction of the tibialis anterior and gastrocnemius medialis in older adults' dynamic postural control. *Neuroscience*. 2016 May 13;322:251-61.
90. Strazza A, Mengarelli A, Fioretti S, Burattini L, Agostini V, Knaflitz M, Di Nardo F. Surface-EMG analysis for the quantification of thigh muscle dynamic co-contractions during normal gait. *Gait & posture*. 2017 Jan 1;51:228-33.

91. Tian Q, Bair WN, Resnick SM, Bilgel M, Wong DF, Studenski SA. β-amyloid deposition is associated with gait variability in usual aging. *Gait & posture*. 2018 Mar 1;61:346-52.
92. Schreiber C, Remacle A, Chantraine F, Kolanowski E, Moissenet F. Influence of a rhythmic auditory stimulation on asymptomatic gait. *Gait & posture*. 2016 Oct 1;50:17-22.
93. Caetano MJ, Lord SR, Allen NE, Brodie MA, Song J, Paul SS, Canning CG, Menant JC. Stepping reaction time and gait adaptability are significantly impaired in people with Parkinson's disease: implications for fall risk. *Parkinsonism & related disorders*. 2018 Feb 1;47:32-8.
94. Leisman G, Moustafa AA, Shafir T. Thinking, walking, talking: integratory motor and cognitive brain function. *Frontiers in public health*. 2016 May 25;4:94.
95. Nomani, Farooq, Ismail Zali, Murad, Sohrabi and Fayyaz Bakhsh. 1398 (. Frequency of risk factors for falls in the elderly receiving home care in 1396. *Journal of the Elderly*.) 5) 13: 635 - 638.pershen
96. Rasmussen LJ, Caspi A, Ambler A, Broadbent JM, Cohen HJ, d'Arbeloff T, Elliott M, Hancox RJ, Harrington H, Hogan S, Houts R. Association of neurocognitive and physical function with gait speed in midlife. *JAMA network open*. 2019 Oct 2;2(10):e1913123-.
97. Toulotte C, Thevenon A, Watelain E, Fabre C. Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. Clinical rehabilitation. 2006 Mar;20(3):269-76.
98. Seidler RD, Bernard JA, Burutolu TB, Fling BW, Gordon MT, Gwin JT, Kwak Y, Lipps DB. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2010 Apr 1;34(5):721-33.
99. Ge Y, Grossman RI, Babb JS, Rabin ML, Mannon LJ, Kolson DL. Age-related total gray matter and white matter changes in normal adult brain. Part I: volumetric MR imaging analysis. *American journal of neuroradiology*. 2002 Sep 1;23(8):1327-33.
100. Callisaya ML, Beare R, Phan TG, Blizzard L, Thrift AG, Chen J, Srikanth VK. Brain structural change and gait decline: a

longitudinal population-based study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2013 Jul;61(7):1074-9.

101. Wennberg AM, Savica R, Hagen CE, Roberts RO, Knopman DS, Hollman JH, Vemuri P, Jack Jr CR, Petersen RC, Mielke MM. Cerebral amyloid deposition is associated with gait parameters in the mayo clinic study of aging. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2017 Apr;65(4):792-9.

102. Savica R, Wennberg A, Hagen C, Edwards K, Roberts RO, Hollman JH, Knopman DS, Boeve BF, Machulda MM, Petersen RC, Mielke MM. Comparison of gait parameters for predicting cognitive decline: the Mayo Clinic Study of Aging. *Journal of Alzheimer's Disease*. 2017 Jan 1;55(2):559-67.57.

103. Bamidis PD, Vivas AB, Styliadis C, Frantzidis C, Klados M, Schlee W, Siountas A, Papageorgiou SG. A review of physical and cognitive interventions in aging. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2014 Jul 1;44:206-20.

104. Wulf G. Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. *International Review of sport and Exercise psychology*. 2013 Sep 1;6(1):77-104.

105. Kueider AM, Parisi JM, Gross AL, Rebok GW. Computerized cognitive training with older adults: a systematic review. *PloS one*. 2012 Jul 11;7(7):e40588.

106. Bigliassi M, Karageorghis CI, Hoy GK, Layne GS. The Way You Make Me Feel: Psychological and cerebral responses to music during real-life physical activity. *Psychology of Sport and Exercise*. 2019 Mar 1;41:211-7.

107. Moumdjian L, Buhmann J, Willems I, Feys P, Leman M. Entrainment and synchronization to auditory stimuli during walking in healthy and neurological populations: a methodological systematic review. *Frontiers in human neuroscience*. 2018 Jun 26;12:263.

108. Yogev-Seligmann G, Sprecher E, Kodesh E. The effect of external and internal focus of attention on gait variability in older adults. *Journal of motor behavior*. 2017 Mar 4;49(2):179-84.

109. Braunlich K, Seger CA, Jentink KG, Buard I, Kluger BM, Thaut MH. Rhythmic auditory cues shape neural network recruitment in Parkinson's disease during repetitive motor

behavior. *European Journal of Neuroscience.* 2019 Mar;49(6):849-58.

110. Schreiber C, Remacle A, Chantraine F, Kolanowski E, Moissenet F. Influence of a rhythmic auditory stimulation on asymptomatic gait. *Gait & posture*. 2016 Oct 1;50:17-22.

111. Lohse KR, Sherwood DE, Healy AF. How changing the focus of attention affects performance, kinematics, and electromyography in dart throwing. *Human movement science*. 2010 Aug 1;29(4):542-55.

112. Ali Peshabadi 1, Dr. Ahmad Farrokhi 2, Dr. Ali Ashraf Jamshidi 3, Dr. Mehdi Shahbazi :The effect of focus type (internal-external) on postural oscillations and electrical activity of semi-skilled gymnast muscles. *Issue 1 Spring* 2014

113. Peh SY, Chow JY, Davids K. Focus of attention and its impact on movement behaviour. *Journal of science and medicine in sport*. 2011 Jan 1;14(1):70-8.

114. Wulf G, Shea C, Lewthwaite R. Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Medical education*. 2010 Jan;44(1):75-84.

115. Maclean LM, Brown LJ, Astell AJ. The effect of rhythmic musical training on healthy older adults' gait and cognitive function. *The Gerontologist*. 2014 Aug 1;54(4):624-33.

116. Huang HC, Gau ML, Lin WC, George K. Assessing risk of falling in older adults. *Public Health Nursing*. 2003 Sep;20(5):399-411.

117. Taher AV, Ahmadi MK, Zamir FP. Effects of multisensory stimulation on cognition function, depression, anxiety and quality of life in elderly persons with dementia. *International Journal of Sport Studies*. 2015;5(3):355-60.

118. Ali Hirani, Amir Vazini Taher, Mohammad Taghi Aghdasi, Nasser Behpour. Cognition, balance, and gait in the elderly with dementia: A cognitive-motor approach to reducing the risk of falling. *Motor Behavior No. 24, Summer* 2016, pp. 73-94. Pershen

119. Cho NJ, Lee DY. The effects of visual rhythmic stimulation in gait and proprioception with chronic stroke patients. *Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society*. 2010;11(9):3353-7.

120. Anderson PG, Nienhuis B, Mulder T, Hulstijn W. Are older adults more dependent on visual information in regulating self-motion than younger adults?. *Journal of motor behavior*. 1998 Jun 1;30(2):104-13.
121. Terrier P. Fractal fluctuations in human walking: comparison between auditory and visually guided stepping. *Annals of biomedical engineering.* 2016 Sep;44(9):2785-93.
122. Nascimento LR, de Oliveira CQ, Ada L, Michaelsen SM, Teixeira-Salmela LF. Walking training with cueing of cadence improves walking speed and stride length after stroke more than walking training alone: a systematic review. *Journal of physiotherapy*. 2015 Jan 1;61(1):10-5.
123. Shahraki M, Sohrabi M, Taheri Torbati HR, Nikkhah K, Naeimikia M. The Effect of Rhythmic Visual Stimulation on Kinematics Parameters of Gait in Patients with Multiple Sclerosis. *Motor Behavior*. 2019 Mar 21;11(35):35-48. Pershen
124. Dotov DG, Bayard S, de Cock VC, Geny C, Driss V, Garrigue G, Bardy B, Dalla Bella S. Biologically-variable rhythmic auditory cues are superior to isochronous cues in fostering natural gait variability in Parkinson's disease. *Gait & posture*. 2017 Jan 1;51:64-9.
125. Ghai S. Effects of real-time (sonification) and rhythmic auditory stimuli on recovering arm function post stroke: a systematic review and meta-analysis. *Frontiers in neurology*. 2018 Jul 13;9:488.
126. Sejdić E, Fu Y, Pak A, Fairley JA, Chau T. The effects of rhythmic sensory cues on the temporal dynamics of human gait.
127. Ducharme SW, Sands CJ, Moore CC, Aguiar EJ, Hamill J, Tudor-Locke C. Changes to gait speed and the walk ratio with rhythmic auditory cuing. *Gait & posture*. 2018 Oct 1;66:255-9.
128. Sherrington C, Michaleff ZA, Fairhall N, Paul SS, Tiedemann A, Whitney J, Cumming RG, Herbert RD, Close JC, Lord SR. Exercise to prevent falls in older adults: an updated systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*. 2017 Dec 1;51(24):1750-8.

129. Rubega M, Formaggio E, Di Marco R, Bertuccelli M, Cattelan M, Bonato P, Masiero S, Del Felice A. Cortical Correlates in Upright Dynamic and Static Balance in the Elderly.2021.
130. Wittwer JE, Winbolt M, Morris ME. Home-based gait training using rhythmic auditory cues in Alzheimer's disease: feasibility and outcomes. *Frontiers in medicine*. 2020 Jan 31;6:335.
131. Choi JS, Kim JG, Cho JH, Tack GR. Effects of Simultaneous Cognitive Task on Gait Event Accuracy with Auditory Stimuli: Comparison between Young Adults in Their 20s and the Elderly in their 70s. *Applied Sciences*. 2021 Jan;11(2):734.
132. Ghai S, Ghai I. Effects of rhythmic auditory cueing in gait rehabilitation for multiple sclerosis: a mini systematic review and meta-analysis. *Frontiers in neurology*. 2018 Jun 11;9:386.
133. Yu L, Zhang Q, Hu C, Huang Q, Ye M, Li D. Effects of different frequencies of rhythmic auditory cueing on the stride length, cadence, and gait speed in healthy young females. *Journal of physical therapy science.* 2015;27(2):485-7.
134. Vaz JR, Knarr BA, Stergiou N. Gait complexity is acutely restored in older adults when walking to a fractal-like visual stimulus. *Human movement science.* 2020 Dec 1;74:102677.
135. Palm HG, Strobel J, Achatz G, von Luebken F, Friemert B. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait & posture*. 2009 Oct 1;30(3):328-33.
136. Arias P, Cudeiro J. Effects of rhythmic sensory stimulation (auditory, visual) on gait in Parkinson's disease patients. *Experimental brain research*. 2008 Apr 1;186(4):589-601.
137. Rochester L, Hetherington V, Jones D, Nieuwboer A, Willems AM, Kwakkel G, Van Wegen E. The effect of external rhythmic cues (auditory and visual) on walking during a functional task in homes of people with Parkinson's disease. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005 May 1;86(5):999-1006.
138. Adhikari BM, Epstein CM, Dhamala M. Enhanced brain network activity in complex movement rhythms: a simultaneous functional magnetic resonance imaging and electroencephalography study. *Brain connectivity.* 2018 Mar 1;8(2):68-81.

139. Clements-Cortes A, Bartel L, Ahonen H, Freedman M. The potential of rhythmic sensory stimulation treatments for persons with Alzheimer's disease. *Music and Medicine*. 2017 Jul 28;9(3):167-73.
140. Hamburg, J., & Clair, A. A. (2003). The effects of a movement with music program on measures of balance and gait speed in healthy older adults. *Journal of Music Therapy*, 40(3), 212-226
141. Fathi Rezaei Z, Aslankhani M, Farsi AS, Abdoli B and Zamani Thani SA (2009). Comparison of three functional balance tests in identifying the elderly with and without a history of falls. *Knowledge and Health Quarterly.* 4 (4): 21-26 [in Persian].
142. Yang, D. J., Park, S. K., Uhm, Y. H., Park, S. H., Chun, D. W., & Kim, J. H. (2016). The correlation between muscle activity of the quadriceps and balance and gait in stroke patients. *Journal of physical therapy science*, 28(8), 2289-2292.
143. Hajinia, Delbari, Zarei, Aliabadi, & Habibi. (1391). Comparison of static balance in active and inactive middle-aged and elderly men. *Journal of Elderly Research*. 8 (1): 48 -41[in Persian].
144. Li, J., Li, K., Wei, N., Yue, S., & Yin, C. (2017, October). Effects of aging on muscle activation during quiet standing on a slope with different angles. In 2017 Chinese Automation Congress (CAC) (pp. 4882-4885). *IEEE*.
145. Wang, W., Li, K., Wei, N., Yue, S., & Yin, C. (2017, October). Reaching forward test during standing: A comparison between the young and the elderly. In 2017 Chinese Automation Congress (CAC) (pp. 2254-2257). *IEEE.*
146. Ghai, S., Ghai, I., & Effenberg, A. O. (2018). Effect of rhythmic auditory cueing on aging gait: a systematic review and meta-analysis. *Aging and disease*, 9(5), 901.
147. Tomlinson BE, Irving D. The numbers of limb motor neurons in the human lumbosacral cord throughout life. *J Neurol Sci*. 1977;34:213-219.
148. Mildren, R. L. (2020). Frequency characteristics of lower limb muscle responses to proprioceptive perturbations evoked by

Achilles tendon vibration during standing and the influence of age and stroke (*Doctoral dissertation, University of British Columbia*).

149. Chung, S. G., Van Rey, E. M., Bai, Z., Rogers, M. W., Roth, E. J., & Zhang, L. Q. (2005). Aging-related neuromuscular changes characterized by tendon reflex system properties. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(2), 318-327.

150. Warnica MJ, Weaver TB, Prentice SD, Laing AC. The influence of ankle muscle activation on postural sway during quiet stance. *Gait Posture.* 2014;39:1115-1121.

151. Caetano, M. J. D., Lord, S. R., Allen, N. E., Brodie, M. A., Song, J., Paul, S. S., ... & Menant, J. C. (2018). Stepping reaction time and gait adaptability are significantly impaired in people with Parkinson's disease: implications for fall risk. *Parkinsonism & related disorders*, 47, 32-38.

152. Létocart, A. J., Mabesoone, F., Charleux, F., Couppé, C., Svensson, R. B., Marin, F., ... & Grosset, J. F. (2021). Muscles adaptation to aging and training: architectural changes–a randomised trial. *BMC geriatrics*, 21(1), 1-18.

153. Hofmeister, F., Baber, L., Ferrari, U., Hintze, S., Jarmusch, S., Krause, S., ... & Drey, M. (2021). Late-onset neuromuscular disorders in the differential diagnosis of sarcopenia. *BMC neurology*, 21(1), 1-9.

154. Rodríguez, F. V., Santana, A. B. J., & Gómez, M. M. (2021). Isolated contracture of the rectus femoris muscle: notification and review of the pathology regarding a case. Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología (English Edition), 65(2), 158-163.

155. Bakers, J. N., van Eijk, R. P., van den Berg, L. H., VisserMeily, J. M., & Beelen, A. (2021). Pattern of muscle strength improvement after intravenous immunoglobulin therapy in multifocal motor neuropathy. *Muscle & Nerve*, 63(5), 678-682.

پیوست ها

پیوست الف

بسمه تعالی

پرسشنامه دموگرافیک سالمندان

نام و نام خانوادگی : **شماره تلفن :** **تاریخ:** / /

سن (سال) : **جنس :** **قد** (سانتیمتر): **وزن** (کیلوگرم):

وضعیت تأهل:

مجرد(هرگز ازدواج نکرده) ☐ دارای همسر☐ بدون همسر به علت فوت همسر☐

بدون همسر به علت طلاق ☐

سطح تحصیلات:

بی سواد ☐ ابتدایی ☐ راهنمایی ☐ دبیرستانی ☐ دانشگاهی ☐

شغل:

کارگر ☐ کارمند ☐ خانه دار ☐ دامدار و کشاورز ☐ بیکار ☐ آزاد ☐ غیره ☐

مشکلات جسمانی: بلی ☐ خیر ☐

در صورت وجود چه مشکلی:

مراجعات به پزشک در ۱ سال اخیر: - کمتر از دو بار ☐ - سه و چهار بار ☐ - بیش از چهار بار☐

آیا شما در ۶ ماه گذشته افتادن و از دست دادن تعادل را تجربه کرده اید؟

تعداد افتادن های شما در ۶ ماه گذشته حدودا چند مرتبه بوده است؟

آیا سابقه جراحی در اندام تحتانی را داشته اید؟ در صورت داشتن جراحی، نوع آن را بنویسید؟

آیا شما برای راه رفتن نیاز به یک وسیله کمکی مانند عصا دارید؟

آیا شما در یک سال گذشته سابقه شکستگی و یا دررفتگی و پیچ خوردگی در اندام تحتانی را داشته اید؟ در صورت وجود آسیب، تعداد آن را بیان کنید؟

آیا شما به راحتی، بدون عینک و یا با عینک قادر به دیدن اشیا و تصاویر با وضوح کامل هستید؟

آیا شما برای شنیدن نیاز به وسیله کمکی مانند سمعک دارید؟

آیا شما داروهای اعصاب استفاده می کنید؟ در صورت استفاده نوع داروی خود را بنویسید.

خصوصیات دموگرافیک (از طریق مصاحبه تکمیل شده است)

پیوست ب

فرم رضایت آگاهانه شرکت در طرح پژوهش

معرفی پژوهش	این پژوهش، با هدف بهبود عملکرد راه رفتن سالمندان انجام می گیرد. بدین منظور شرکت کنندگان تمرینات راه رفتن با تحریکات موزون حسی را به مدت..... ، .....جلسه در هفته و هر جلسه ..... انجام می دهند.
مزایا	در این طرح تلاش می گردد با ارائه تکنیک توانبخشی نوینی به بهبود عملکرد راه رفتن و تعادل سالمندان کمک شود.
عوارض جانبی	طرح مذکور به لحاظ نوع مداخله تمرینی و نیز شیوه ی اندازه گیری هیچ گونه ضرری را برای سالمندان به دنبال ندارد
جبران عوارض احتمالی	در صورت هرگونه عوارض احتمالی ناشی از شرکت در پژوهش، جبران عوارض احتمالی به عهده مجری یا مجریان طرح پژوهشی می باشد.
هزینه های مربوط به انجام طرح پژوهشی	کلیه هزینه های طرح بر عهده مجری بوده و شرکت کنندگان هیچ گونه هزینه ای پرداخت نمی نمایند و به طور کاملا رایگان در این پژوهش شرکت می نمایند.
محرمانه بودن	نتایج بدست آمده و روش های به کار رفته به اطلاع شرکت کنندگان خواهد رسید و این نتایج بصورت کاملا محرمانه و صرفا جهت مقاصد پژوهشی به کار خواهد رفت و هویت شرکت کنندگان در چارچوب قانون، جامعه و خانواده محرمانه خواهد ماند.
حق نپذیرفتن یا انصراف	شرکت من در مطالعه کاملا اختیاری است و آزاد خواهم بود که از شرکت در مطالعه امتناع نموده یا هر زمان که مایل بودم بدون آنکه تغییری در نحوه رفتار درمانگر با اینجانب ایجاد شود، از پژوهش مذکور خارج شوم.
رضایت(در هوشیاری کامل وشرایط بدون استرس)	با توجه به اطلاعات موجود در این فرم و توضیحات حضوری مجری یا همکاران طرح، موافقت خود را با شرکت در این مطالعه اعلان می نمایم .یک نسخه از این فرم به من داده شده و فرصت خواندن آن را داشته ام.

نام و نام خانوادگی داوطلب: تاریخ : / /

امضاء داوطلب : اثر انگشت داوطلب:

Abstract

Walking is one of the most basic human movements. It changes with age and can predict movement disorders in the elderly. Aging refers to biological and time-related processes, these changes are influenced by sensory-motor and cognitive mechanisms. Increased attention to organs during simple and automatic activities such as walking is one of the results of aging changes. Therefore, the aim of this study was to evaluate the effect of a walking training course with rhythmic auditory and visual stimuli as an external attention on the muscles of the lower limbs in the elderly, to eliminate attention to the joints and muscles while walking and activate the cognitive system. As a preventive factor in the development of disorders in old age. Methods: 48 elderly men and women between the ages (60 to 75 years) participated in this study voluntarily without lower limb problems and gait disorders. They were randomly divided into 2 control groups (walking without intervention, without exercise) and 2 experimental groups (walking with auditory rhythmic stimulation, walking with visual rhythmic stimulation). For the initial evaluation, the muscles: anterior tibia, horseshoe, biceps, internal wide and external wide, normal walking during 90 seconds in pre-test and post-test were examined. Exercises for 6 weeks, 3 sessions per week, each The week was 20 minutes. Data analysis was performed by parametric analysis of covariance at the significant level of 0.05. Results: The results showed that 6 weeks of walking with rhythmic auditory and visual stimuli significantly reduced and increased the RMS of the anterior and plantar muscles in the elderly, respectively. However, both rhythmic and auditory stimuli had no significant effect on RMS of external and internal extensor muscles as well as biceps. Results: The results show that 6 weeks of walking training with rhythmic auditory and visual stimuli had a significant effect on the RMS of a number of lower limb muscles. It is motor control and the ineffectiveness of large proximal muscles in providing this external stimulus may indicate the need for stronger and more specific stimuli to improve the electromyographic activity of these muscles. The present results can suggest the need to divide the exercise design process in the exercise planning of the elderly to separate these two muscle groups (distal and proximal).

Keywords: Electromyography, RMS, Aging, Rhythmic stimulation, External attention

Shahroud University of Technology

Faculty of Physical Education

M.A. Thesis in Physical Activity and Health

The effect of 6 weeks of walking training with rhythmic feedback on RMS of the lower extremities of the elderly

By: Fatemeh Salehiani

Supervisor:

Dr. Ali Hassani

October 2021