# Research Paper: Comparison of Electromyographic Activity Pattern of Knee Two-Joint Muscles between Youngs and Olders in Gait Different Speeds

*Hamideh Khodaveisi [1], Mehrdad Anbarian [2], Maryam Khodaveisi [1]

1. Department of Physical Education & Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran.
2. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Received: 20 May 2015
Accepted: 9 Aug. 2015

## ABSTRACT

**Objective** In recent years, it has been focused much attention on gait analysis. Factors such as speed, age and gender affect gait parameters. The purpose of the present study was to compare the electromyographic activity pattern of knee two-joint muscles between younger and older subjects in different gait speeds.

**Materials & Methods** The method of current study was analytical cross-sectional method in which 15 healthy young men and 15 old men, were selected conveniently. Electromyographic activity of rectus femoris, biceps femoris, semitendinus and gastrocenemius were recorded during walking with preferred (100%), slow (80%) and fast (120%) speeds in a 10 meter walkway. Normalized RMSs of muscles were compared using RM-ANOVA and Tokey's tests by SPSS 18 software.

**Results** According to results, RMSs of rectus femoris in midstance ($P<0.01$) and gastrocenemius in loading response ($P=0.02$) phases in all walking speeds were higher in older subjects than in younger ones, and it increased with speed in both age groups ($P<0.01$). Biceps femoris RMS in terminal stance at 80% speed, was lower in older subjects than in younger ones ($P=0.01$) and it increased with walking speed ($P=0.01$). Semitendinus activity in loading and midstance phases at 120% speed was higher in older subjects than in younger ones ($P<0.01$), and it increased with speed in both age groups in swing phase ($P<0.05$).

**Conclusion** According to the results, older subjects have more muscle co-contraction around knee at high speed in midstance phase than younger subjects. These age-related changes in muscle activity, leads to increase in joint stiffness and stability during single support, and probably play a role in reducing push off power at faster speeds.

**Keywords:**
Electromyography activity, Gait, Lower extremity, Elderly, Young

*** Corresponding Author:***
**Hamideh Khodaveisi, PhD**
**Address:** Department of Physical Education & Sport Sciences, Faculty of Humanities, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Hamedan, Iran.
**Tel:** +98 (918) 8156787
**E-Mail:** khodaveisi_h@yahoo.com

# مقایسه الگوی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دومفصلی زانو بین جوانان و سالمندان در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن

*حمیده خداویسی[۱]، مهرداد عنبریان[۲]، مریم خداویسی[۱]

۱- گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
۲-گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران.

تاریخ دریافت: ۳۰ اردیبهشت ۱۳۹۴
تاریخ پذیرش: ۱۸ مرداد ۱۳۹۴

## چکیده

**هدف** تحلیل راه‌رفتن در سال‌های اخیر، بسیار مورد توجه قرار گرفته است. شاخص‌هایی از قبیل سرعت، سن و جنسیت همگی روی معیارهای راه‌رفتن تأثیر دارند. هدف این پژوهش، مقایسه الگوی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دومفصلی زانو بین جوانان و سالمندان در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن است.

**روش بررسی** روش تحقیق حاضر، روش علّی-مقایسه‌ای است که در آن، تعداد ۱۵ مرد سالمند و ۱۵ مرد جوان سالم به‌صورت موارد در دسترس انتخاب گردید. فعالیت الکتریکی عضلات راستارانی، دوسررانی، نیم وتری و دوقلو، در حین راه‌رفتن با سرعت خودانتخابی (۱۰۰٪)، کُند (۸۰٪) و سریع (۱۲۰٪) در یک مسیر ۱۰ متری با استفاده از یک سیستم الکترومایوگرافی، ثبت گردید. فعالیت الکتریکی عضلات به‌صورت ریشه میانگین مجذورات (RMS) با آزمون‌های تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و توکی در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ مقایسه شد.

**یافته‌ها** مطابق نتایج، RMS عضلات راست‌رانی در مرحله میانه ایستایش ($P<0/01$) و دوقلو در مرحله انتقال وزن ($P=0/02$) در سالمندان در همه سرعت‌های راه‌رفتن بیشتر از جوانان بود و در هر دو گروه سنی با افزایش سرعت، افزایش یافت ($P<0/10$). RMS عضله دوسررانی سالمندان در مرحله انتهای نوسان در سرعت ٪۸۰، کمتر از جوانان بود ($P=0/01$) و با افزایش سرعت راه‌رفتن، افزایش یافت ($P=0/10$). RMS عضله سمی‌تندینوس سالمندان در مراحل انتقال وزن و میانه ایستایش در سرعت ٪۱۲۰ بیشتر از جوانان بود ($P<0/01$) و در هر دو گروه سنی در مرحله نوسان با افزایش سرعت افزایش یافت ($P<0/05$).

**نتیجه‌گیری** براساس نتایج این تحقیق، سالمندان هم‌انقباضی عضلانی بیشتری در اطراف زانو در سرعت بالا و در مرحله میانه ایستایش دارند. این تغییرات وابسته به سن در فعالیت عضلانی، سفتی و پایداری مفصل را طی حمایت یک‌طرفه افزایش می‌دهد و احتمالاً در کاهش توان مرحله «پیشروی» در راه‌رفتن‌های سریع‌تر دخیل باشد.

**کلیدواژه‌ها:**
فعالیت الکترومایوگرافی، راه‌رفتن، اندام تحتانی، سالمندان، جوانان

## مقدمه

افزایش جمعیت سالمندان به‌علت کاهش زادوولد، بهبود وضعیت بهداشت و ارتقای امید به زندگی، ضرورت توجه به مشکلات این قشر را بیش‌ازپیش آشکار می‌سازد [۳-۱]. آتروفی عضلانی، ضعف و اختلال بینایی، پوکی استخوان، کم‌تحرکی و شاخص توده بدنی پایین، از عوامل مؤثر بر شکستگی‌های استخوانی سالمندان به‌ویژه در مفصل هیپ به‌شمار می‌آیند [۴]. از یک‌سو تغییر الگوی اپیدمیولوژیک بیماری‌ها در سنین میانسالی و سالمندی و گرایش به‌سوی بیماری مزمن و از سوی دیگر، مواجهه با سالمندانی که سالم هستند ولی به حمایت‌های بهداشتی-درمانی نیاز دارند، مداخله جدی را ضروری می‌نمایاند [۵]. در فرآیند سالمندی، سیستم‌های مختلف بدن تحلیل می‌رود و در عمل، توانایی‌های انسان کاهش می‌یابد [۶]. این روند موجب افزایش ناتوانی، کاهش استقلال عمل، افزایش وابستگی سالمندان به دیگران، افزایش هزینه‌های مراقبت و فشار اقتصادی بر نهادهای بهداشتی-درمانی می‌شود و کیفیت زندگی سالمندان و خانواده‌های آنان را تحت‌تأثیر قرار می‌دهد [۸ و ۳، ۷]. بنابراین، جامعه باید نسبت به رفع نیازها و مشکلات این قشر

* نویسنده مسئول:
دکتر حمیده خداویسی
نشانی: گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان، همدان، ایران.
تلفن: ۸۱۵۶۷۸۷ (۹۱۸) ۹۸+
رایانامه: khodaveisi_h@yahoo.com

حساسیت و توجه بیشتری از خود نشان دهد.

ناتوانایی‌های حرکتی و تغییرپذیری الگوهای راه‌رفتن با خطرِ افتادن در سالمندان مرتبط است [۹]. براساس گزارش‌ها، بیشترین میزان افتادن‌ها در افراد سالمند طی فعالیت‌های روزانه از قبیل راه‌رفتن رخ می‌دهد [۱۰-۸]. تحلیل تغییرات در راه‌رفتن طبیعی نشان داده است که افراد جوان در سرعت‌های خودانتخابی از توزیع نیروی عضلات بازکننده ران و زانو در «اوایل مرحله ایستایی»[1] و نیروی پلانتار فلکسورها و راست‌رانی در «اواخر مرحله ایستایش»[2] برای فراهم‌کردن حمایت کافی و پیشروی استفاده می‌کنند [۱۱].

مروری بر مقالاتی که به کینتیک مفاصل پرداخته‌اند، حاکی از تغییرات اساسی در مکانیک راه‌رفتن وابسته به سن است. به‌طورکلی، کاهش توان پلانتارفلکسورهای مچ در طول مرحله «هل‌دادن و به‌جلوراندن»[3] که با هر یک از افزایش اوج توان اکستنسورهای ران در طول اوایل ایستایش یا افزایش توان تولیدی فلکسورهای ران در طول اواخر ایستایش همراه است، در سالمندان دیده شده است. این جابه‌جایی دیستال به پروکسیمال در تولید توان حتی بین سالمندان سالم نیز مشاهده شده است [۱۳و۱۲].

آنچه که مشخص است سالمندان فعالیت‌های زندگی روزانه خود را در شدت نسبی بالاتری نسبت به افراد جوان‌تر انجام می‌دهند که در انجام کارهای‌شان موجب افزایش احتمال خستگی می‌شود. مطالعاتی که به بررسی هزینه متابولیک انرژی پرداخته‌اند نشان می‌دهند که سالمندان در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن، هزینه متابولیکی بالاتری نسبت به افراد جوان‌تر دارند. اگرچه ممکن است در طول تمرین رابطه سن با کاهش ظرفیت متابولیک و تولید نیرو دیده شود، اما هیچ توضیح قانع‌کننده‌ای در مورد علل هزینه متابولیکی بالاتر سالمندان وجود ندارد. در این زمینه، پترسون[4] و همکاران هم‌انقباضی بالاتر عضلات آنتاگونیست را به‌عنوان یک عامل بالقوه معرفی کرده‌اند [۵].

تفاوت‌های فعالیت عضلات اندام تحتانی طی مراحل ایستایش راه‌رفتن بین جوانان و سالمندان سالم مورد مقایسه قرار گرفته و گزارش شده است که در مرحله میانه ایستایش در همه سرعت‌های راه‌رفتن، سالمندان فعالیت بیشتری را در عضلات تیبیالیس آنتریور و سولئوس احساس می‌کنند. از سوی دیگر آنها در مقایسه با جوانان فعالیت بیشتری را در عضلات وستوس مدیالیس و همسترینگ طی مراحل لودینگ و میانه ایستایش در راه‌رفتن سریع نشان می‌دهند. این الگوی فعالیت عضلانی حاکی از هم‌انقباضی بیشتر در مفاصل مچ پا و زانو در سالمندان است [۱۴]. مطالعات دیگر نیز هم‌انقباضی عضلانی بیشتری را در سالمندان طی ایستادن و راه‌رفتن، در مقایسه با جوانان نشان داده‌اند [۱۵]. پژوهشگران دیگر، در مقایسه بین سه گروه سنی از زنان سالمند، تفاوت معنی‌داری را در تعادل یا الگوی فعالیت عضلانی آنها گزارش نکردند و نتیجه گرفتند که کنترل پوسچر انجام‌شده به‌وسیله زنان سالمند، به‌طورکامل وابسته به سن آنها نیست [۱۷و۱۶]. با اینکه تغییرات وابسته به سن در کینماتیک و کینتیک مفاصل تا حدی بررسی شده است، اما تفاوت در روش و نتایج مطالعات و همچنین کمبود مدارک کافی باعث شده است که عوامل اساسی که باعث ایجاد این تغییرات می‌شوند، هنوز به‌خوبی درک نشده باشند.

به‌علاوه، مطالعات کافی در مورد تغییرات فعالیت عضلانی در مرحله نوسان راه‌رفتن صورت نگرفته است. در پژوهش پیش‌رو قصد داریم که به مقایسه الگوی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دومفصلی‌ای مانند راست‌رانی، دوسررانی، سمی‌تندینوس و دوقلو که از زانو می‌گذرند، در یک چرخه کامل راه‌رفتن (شامل مراحل ایستایش و نوسان) و در سرعت خودانتخابی (۱۰۰٪)، کُند (۸۰٪) و سریع (۱۲۰٪) راه‌رفتن بین دو رده سنی جوانان و سالمندان بپردازیم.

نتایج این پژوهش می‌تواند بینش وسیع‌تری درباره سازوکارهای عصبی-حرکتی که زیربنای تنظیم سرعت هستند، فراهم کند و علاوه‌براین، مبنایی برای بررسی اثرات سرعت راه‌رفتن روی اندازه‌گیری‌های مختلف عصبی-حرکتی مورد استفاده در جمعیت پاتولوژیکال باشد. از طرفی ارزیابی فعالیت عضلانی اندام تحتانی برای کسب دانش بیشتر در مورد اثرات وابسته بیومکانیکی و عوامل عصبی روی راه‌رفتن سالمندان از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

## روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع تحقیقات مشاهده‌ای است که به‌صورت علّی-مقایسه‌ای انجام شده است و از نظر هدف، از نوع پژوهش‌های کاربردی به‌حساب می‌آید که در سال ۱۳۹۳ در مدت‌زمان حدود ۵ ماه در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه همدان اجرا گردید. جامعه آماری این پژوهش را مردان سالمند و جوان شهر همدان تشکیل داده‌اند و جامعه هدف آن، کلیه مردان جوان و سالمند سالم است. نمونه پژوهش شامل ۱۵ مرد سالمند ۷۵-۶۵ ساله و ۱۵ مرد جوان ۳۰-۲۰ ساله بود و نمونه‌گیری به روش غیراحتمالی دردسترس صورت گرفت. برای گزینش نمونه‌های آزمون، ابتدا طرح پژوهش برای آنها تشریح شد و سپس سوابق بیماری‌های ارتوپدی و عصبی-عضلانی افرادی که مایل به شرکت در پژوهش بودند، بررسی گردید. افراد با علائم ارتوپدیک، آسیب‌های عضلانی-اسکلتی، درد مزمن مفصل، اختلالات قلبی-عروقی و عصبی، افراد چاق (با BMI بیشتر از ۳۰) و همچنین افرادی که دارای شرایط مطلوب بدنی برای اجرای برنامه تمرینی و آزمون‌های موردنظر نبودند، از پژوهش کنار گذاشته شدند. قبل از اجازه مشارکت در آزمون‌ها، از تمام آزمودنی‌ها برای شرکت در پژوهش فرم رضایتنامه آگاهانه اخذ شد. پژوهش حاضر

1. Initial stance
2. Terminal stance
3. Push off
4. Paterson

توسط کمیته اصول اخلاقی پژوهش‌های انسانی در دانشگاه همدان تصویب گردید.

سن و سرعت راه‌رفتن به‌عنوان متغیرهای مستقل و مقدار RMS طبیعی‌شده عضلات دومفصلی زانو به‌عنوان متغیرهای وابسته درنظر گرفته شدند. از مترونوم برای کنترل سرعت حرکت و دستگاه الکترومایوگرافی برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. برای به‌دست‌آوردن سرعت مرجع، میانگین ۱۰ آزمون راه‌رفتن روی یک مسیر ۱۰ متری محاسبه گردید. سپس سرعت خودانتخابی (۱۰۰٪)، کُند (۸۰٪) و سریع (۱۲۰٪) تعیین شدند [۱۴]. میانگین RMS هر عضله در هر یک از سرعت‌ها با گرفتن میانگین از ۵ آزمون به‌دست آمد. محل الکترودها مطابق با پیشنهادات کنوانسیون «سِنیام»[5] تعیین شد. بر این اساس، الکترودهای دوقطبی به قطر ۲۰ میلی‌متر حاوی ژل رسانا که از نوع الکترودهای چسبی بودند، انتخاب و به‌کار گرفته شد.

فاصله مرکز به مرکز بین دو الکترود ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته شد. برای اطمینان از انتخاب بهترین نقطه به‌منظور تعیین دقیق محل الکترود برای کسب سیگنال‌های قوی‌تر و باکیفیت بالاتر از مطالعات دیگری که درواقع تکمیل‌کننده این کنوانسیون بودند، استفاده گردید [۱۸]. پوست محل تعیین‌شده، اصلاح و موهای آن تراشیده شد. برای پاک‌کردن پوست اضافی مُرده و روغن، از الکل استفاده شد. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات راست‌رانی، دوسررانی، سمی‌تندینوس و دوقلو در سرعت خودانتخابی (۱۰۰٪)، کُند (۸۰٪) و سریع (۱۲۰٪) با استفاده از دستگاه ۱۶ کاناله EMG مدل ME۶۰۰۰ روی تردمیل مورد بررسی قرار گرفت. فرکانس نمونه‌گیری ۲۰۰۰ هرتز بود و ثبت سیگنال‌های EMG طی یک چرخه کامل راه‌رفتن صورت پذیرفت. بر این اساس یک چرخه راه‌رفتن به ۵ مرحله «انتقال وزن[6]»، «میانه ایستایش»[7]، «انتهای ایستایش»[8]، «ابتدای نوسان»[9] و «انتهای نوسان»[10] تقسیم گردید. از روش پری[11] (۱۹۹۲) برای تطابق مراحل راه‌رفتن با درصد یک چرخه راه‌رفتن و تقسیم یک چرخه به مراحل مختلف، استفاده شد که بر اساس این روش، مرحله انتقال وزن ۰ تا ۱۰ درصد، مرحله میانه ایستایش ۱۰ تا ۳۰ درصد، مرحله انتهای ایستایش ۳۰ تا ۶۰ درصد، مرحله ابتدای نوسان ۶۰ تا ۷۳ درصد، مرحله میانه نوسان، ۷۳ تا ۸۷ درصد و مرحله انتهای نوسان ۸۷ تا ۱۰۰ درصد یک چرخه راه‌رفتن را تشکیل می‌دهند [۱۹].

داده‌ها برای مقایسه، طبیعی‌سازی شدند و بدین منظور، RMS فعالیت هر عضله در هر سرعت راه‌رفتن بر مقدار RMS همان عضله در سرعت مرجع (خودانتخابی) تقسیم و حاصل در عدد ۱۰۰، ضرب گردید. برای مقایسه متغیرها از آزمون تحلیل واریانس دوراهه با اندازه‌گیری‌های مکرر به‌صورت ۲ (گروه سنی) × ۳ (سرعت راه‌رفتن) استفاده گردید. درادامه نیز به‌منظور مقایسه‌های دوگانه، از آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. کلیه تجزیه و تحلیل‌ها با استفاده از نسخه ۱۸ نرم‌افزار SPSS و در سطح معنی داری P<۰/۰۵ انجام پذیرفت.

## یافته‌ها

براساس نتایج پژوهش حاضر، میانگین سن جوانان و سالمندان به‌ترتیب ۴/۱±۲۵/۶ و ۸/۸±۶۹/۱ سال، میانگین قد جوانان و سالمندان به‌ترتیب ۹/۳±۱۷۹/۲ و ۸/۵±۱۷۴/۹ سانتی‌متر و میانگین وزن آنها به‌ترتیب ۵/۴±۷۴/۶ و ۴/۶±۷۰/۷ کیلوگرم بود. در جدول شماره ۱ سرعت راه‌رفتن، درصد مرحله ایستایش و درصد مرحله نوسان در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن بین جوانان و سالمندان، مقایسه شده است.

تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر، حاکی از نبود تفاوت معنی‌دار سرعت‌های راه‌رفتن بین دو گروه سنی بود (P<۰/۰۵). علاوه‌براین همان‌گونه که انتظار می‌رفت، با افزایش سرعت در هر دو گروه، درصد مرحله ایستایش کاهش و درصد مرحله نوسان افزایش یافت. همچنین، نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد که تفاوت معنی‌داری در درصد مرحله ایستایش و نیز درصد مرحله نوسان در سرعت‌های مختلف بین جوانان و سالمندان وجود ندارد (P<۰/۰۵).

نتایج آزمون تحلیل واریانس دوراهه با اندازه‌گیری مکرر برای بررسی RMS عضلات دومفصلی زانو در جدول شماره ۲ گزارش شده است. همان‌طورکه این جدول نشان می‌دهد، RMS عضله راست‌رانی جوانان و سالمندان با یکدیگر تفاوت معنی‌داری را نشان داده است (P=۰/۰۴۲). همچنین فعالیت این عضله به‌طور معنی‌داری تحت‌تأثیر سرعت (مستقل از سن) قرار می‌گیرد (P=۰/۰۰۱). لازم به‌ذکر است که اثر تعاملی سن و سرعت بر RMS عضله راست رانی معنی‌دار نبوده است (P>۰/۰۵).

مقادیر RMS طبیعی‌شده عضلات دومفصلی زانوی جوانان و سالمندان در سرعت‌ها و مراحل مختلف راه‌رفتن به‌همراه مقایسه‌های دوبه‌دو (با استفاده از آزمون توکی) به‌صورت شماتیک در تصویرهای ۱ تا ۴ ترسیم شده است. همان‌گونه که تصویر شماره ۱-الف نشان می‌دهد، RMS عضله راست‌رانی سالمندان در مرحله انتهای ایستایش در سرعت ۸۰٪ و در مرحله میانه ایستایش در همه سرعت‌های راه‌رفتن بیشتر از جوانان است (P<۰/۰۱). همچنین همان‌طورکه تصویر شماره ۱-ب نشان می‌دهد، RMS این عضله در هر دو گروه سنی با افزایش سرعت راه‌رفتن، به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (P<۰/۰۱).

همان‌طورکه جدول ۲ نشان می‌دهد، بین میزان RMS عضله

5. SENIAM
6. Loading Response
7. Midstance
8. Terminal stance
9. Initial swing
10. Terminal swing
11. Perry

**جدول ۱.** سرعت راه‌رفتن، درصد مرحله ایستایش و درصد مرحله نوسان (M±SD).

| | سرعت راه‌رفتن (m/s) | | درصد مرحله ایستایش (از چرخه راه‌رفتن ٪) | | درصد مرحله نوسان (از چرخه راه‌رفتن ٪) | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | جوانان | سالمندان | جوانان | سالمندان | جوانان | سالمندان |
| سرعت ٪۸۰ | ۱/۱±۰/۱۱ | ۱/۰۷±۰/۱۰ | ۶۷±۶ | ۶۸±۸ | ۳۳±۲ | ۳۲±۱ |
| سرعت ٪۱۰۰ | ۱/۳۸±۰/۱۵ | ۱/۳۴±۰/۱۷ | ۶۶±۷ | ۶۶±۵ | ۳۴±۲ | ۳۴±۲ |
| سرعت | ۱/۶۶±۰/۱۶ | ۱/۶۱±۰/۱۵ | ۶۴±۷ | ۶۵±۶ | ۳۶±۳ | ۳۵±۲ |
| آماره F | -۰/۶۸ | | ۱/۲۸ | | -۲/۹ | |
| سطح معنی‌داری | ۰/۸۳ | | ۰/۸۹ | | ۰/۶۶ | |

توانبخشی

دوسررانی جوانان و سالمندان، تفاوت معنی‌داری وجود دارد (P=۰/۰۴). علاوه‌براین، تأثیر سرعت نیز معنی‌دار است (P<۰/۰۰۱) و RMS دوسررانی آزمودنی‌ها به‌طور معنی‌داری تحت اثر تعاملی سن و سرعت قرار گرفت (P=۰/۰۵). همچنین، از اطلاعات تصویر شماره ۲-الف پیداست که RMS عضله دوسررانی سالمندان در مرحله انتهای نوسان در سرعت ٪۸۰، به‌طور معنی‌داری کمتر از جوانان است (P<۰/۰۱). همچنین تصویر شماره ۲-ب نشان می‌دهد که RMS این عضله با افزایش سرعت راه‌رفتن، به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (P<۰/۰۱).

براساس اطلاعات جدول شماره ۲، RMS عضله سمی‌تندینوس جوانان و سالمندان با یکدیگر تفاوت معنی‌داری دارد (P=۰/۰۲). تأثیر سرعت نیز به‌طور مستقل از سن، معنی‌دار است (P=۰/۰۰۲). همچنین، اثر تعاملی سن و سرعت بر RMS عضله نیم‌وتری آزمودنی‌ها معنی‌دار است (P=۰/۰۱۵). مقایسه دوبه‌دو داده‌ها با آزمون توکی نشان می‌دهد که RMS عضله سمی‌تندینوس جوانان در مراحل انتقال وزن و میانه ایستایش و فقط در سرعت بالا (٪۱۲۰) به‌طور معنی‌داری کمتر از سالمندان است (P<۰/۰۱، تصویر ۳-الف). علاوه‌براین، چنانکه تصویر ۳-ب نشان می‌دهد، RMS این عضله در جوانان با افزایش سرعت راه‌رفتن در مرحله ایستایش، به‌طور معنی‌داری کاهش می‌یابد (P<۰/۰۵) ولی در مرحله نوسان در هر دو گروه سنی با افزایش سرعت، افزایش می‌یابد (P<۰/۰۵).

علاوه‌براین، همان‌طورکه جدول شماره ۲ نشان می‌دهد، RMS عضله دوقلو جوانان و سالمندان با یکدیگر تفاوت معنی‌داری دارد و به‌عبارت دیگر، سن به‌طور مستقل از سرعت، تأثیر معنی‌داری روی RMS این عضله دارد (P=۰/۰۳۵). تأثیر سرعت نیز به‌طور مستقل از سن، معنی‌دار است (P=۰/۰۰۱)، اما اثر تعاملی سن و سرعت بر RMS این عضله معنی‌دار نیست (P>۰/۰۵). همان‌گونه که تصویر ۴-الف نشان می‌دهد، RMS عضله دوقلو جوانان در مرحله انتقال وزن در همه

**جدول ۲.** نتایج تحلیل واریانس دوراهه با اندازه‌گیری مکرر برای بررسی RMS عضلات دومفصلی زانو.

| عضلات | منبع تغییر | مجموع مجذورات | درجه آزادی | میانگین مجذورات | آماره F | مقدار احتمال |
|---|---|---|---|---|---|---|
| راست‌رانی | گروه سنی | ۱۳۲/۸۲ | ۱ | ۱۳۲/۸۲ | ۹۲/۸۷۴ | ۰/۰۴۲ |
| | سرعت راه‌رفتن | ۱۴۳/۸۴ | ۲ | ۷۱/۹۲ | ۲/۹۶۳ | ۰/۰۰۱ |
| | سن×سرعت | ۷۱/۶۶ | ۲ | ۳۵/۸۳ | ۱/۳۴۵ | ۰/۲۴۱ |
| دوسررانی | گروه سنی | ۲۵۲/۱۲ | ۱ | ۲۵۲/۱۲ | ۳۹/۱۷ | ۰/۰۴۵ |
| | سرعت راه‌رفتن | ۳۸۱/۶۵ | ۲ | ۱۹۰/۸۲۵ | ۱۴/۲۰ | ۰/۰۰۱ |
| | سن×سرعت | ۴۸/۹۹ | ۲ | ۲۴/۴۹۵ | ۲۶/۵۳ | ۰/۰۵ |
| نیم‌وتری | گروه سنی | ۵۴۱/۱۰ | ۱ | ۵۴۱/۱۰ | ۱۲/۸۴ | ۰/۰۲۵ |
| | سرعت راه‌رفتن | ۶۷۳/۶۵ | ۲ | ۳۳۶/۸۲۵ | ۲۶/۵۰ | ۰/۰۰۲ |
| | سن×سرعت | ۱۹۹/۳۷ | ۲ | ۹۹/۶۸۵ | ۲۱/۵۳ | ۰/۰۱۵ |
| دوقلو | گروه سنی | ۷۳۴/۶۵ | ۱ | ۷۳۴/۶۵ | ۲۱/۵۳ | ۰/۰۳۵ |
| | سرعت راه‌رفتن | ۱۹۹/۳۶ | ۲ | ۹۹/۶۸ | ۳۶/۱۲ | ۰/۰۰۱ |
| | سن×سرعت | ۵۷۴/۷۱ | ۲ | ۲۸۷/۳۵۵ | ۱۲/۶۲ | ۰/۰۹۱ |

توانبخشی

سرعت‌ها به‌طور معنی‌داری کمتر از سالمندان است (P<۰/۰۲)، اما در مرحله انتهای ایستایش فقط در سرعت ٪۸۰ بیشتر از سالمندان است (P<۰/۰۲). به‌همین ترتیب، با توجه به اطلاعات جدول شماره ۲ می‌توان گفت RMS این عضله بین سرعت‌های مختلف به‌طور معنی‌داری متفاوت است. با این حال چنانکه تصویر شماره ۴-ب نشان می‌دهد، این تفاوت‌ها شامل مرحله نوسان راه‌رفتن نمی‌شود (P>۰/۰۵) و RMS این عضله در مرحله ایستایش با افزایش سرعت راه‌رفتن، به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (P<۰/۰۱).

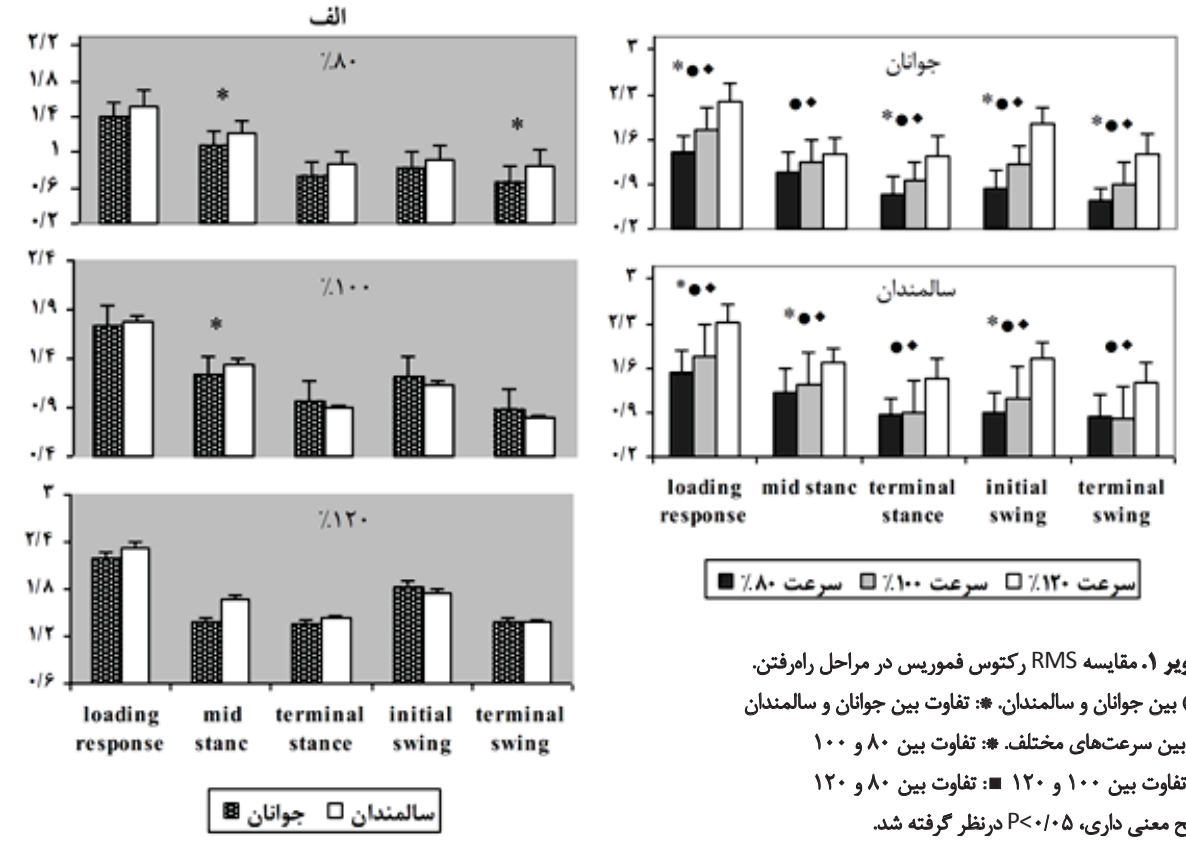
## بحث

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که تفاوت بین جوانان و سالمندان در میزان سرعت، درصد مرحله ایستایش و درصد مرحله نوسان در سرعت‌های مختلف راه‌رفتن، معنی‌دار نیست. این نتیجه با یافته‌های برخی پژوهشگران [۲۰ و ۱۴، ۱۲] همخوانی دارد، اما با نتایج برخی دیگر [۲۳-۲۱] متناقض است. بنابراین، تفاوت‌های فعالیت عضلانی بین گروه‌های سنی در این پژوهش را نمی‌توان به تفاوت‌های سرعت راه‌رفتن نسبت داد؛ زیرا سرعت راه‌رفتن بین دو گروه، تفاوت معنی‌داری نشان نداد. عدم تفاوت معنی‌دار سرعت راه‌رفتن بین سالمندان و جوانان، مورد تأیید مطالعات اخیر است [۱۴و۱۲].

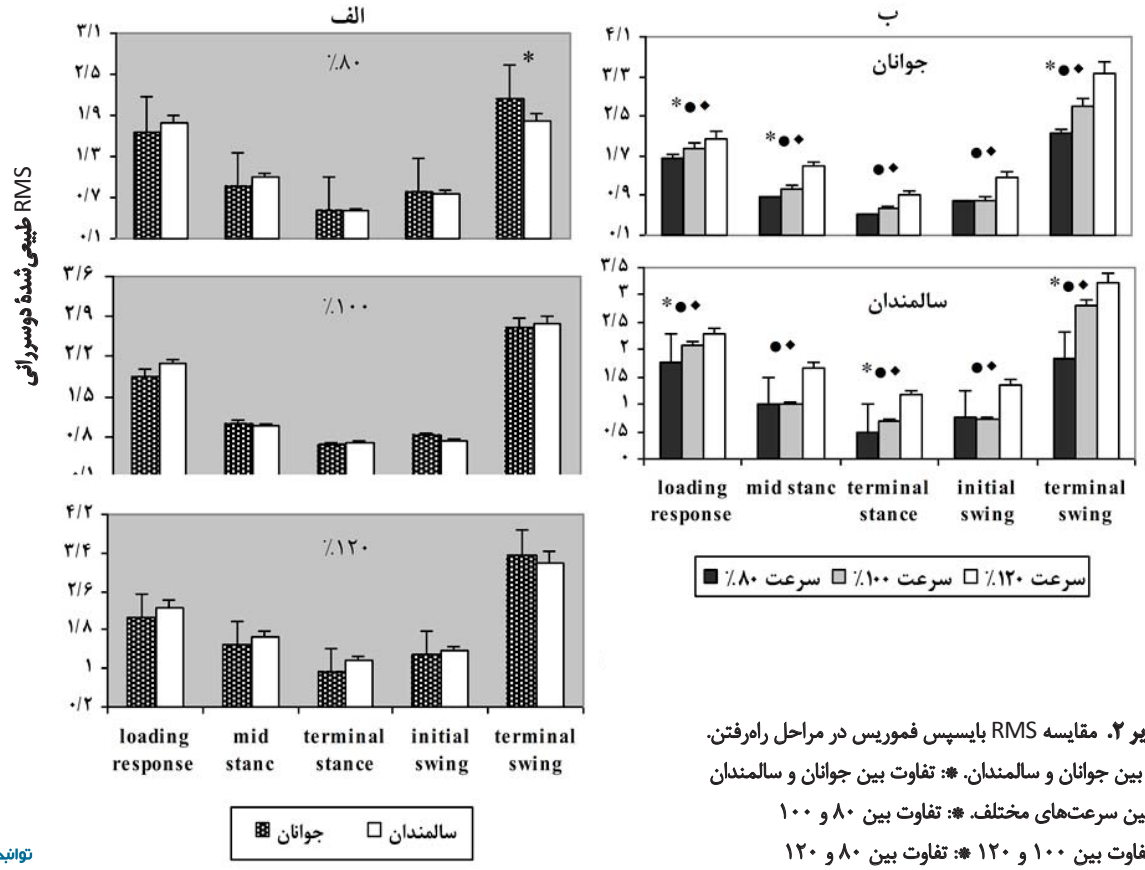
با این حال، برخی از مطالعات قبلی نشان داده‌اند که سرعت راه‌رفتن سالمندان ۷۰ سال به بالا، کمتر از جوانان است [۲۳و۲۲]. پژوهشگران دیگر، کاهش معنی‌دار سرعت راه‌رفتن سالمندان دچار دردهای عضلانی-اسکلتی را نسبت به جوانان همسان گزارش کرده‌اند [۲۴و۲۱]، اما سرعت‌های بالاتر راه‌رفتن سالمندان در پژوهش حاضر را شاید بتوان تاحدی به سلامت فیزیکی و سطوح فعالیت بالای آنها نسبت داد. پژوهشگری دیگر نیز دریافته است که سالمندان سالم فعال سرعت‌های راه‌رفتن مشابهی با جوانان هم‌وزن و هم‌قد نشان می‌دهند و تغییر الگوی راه‌رفتن سالمندان ممکن است بیشتر نتیجه کاهش قدرت و انعطاف‌پذیری آنها باشد تا سرعت‌های کمتر راه‌رفتن آنها [۱۲].

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که فعالیت راست‌رانی سالمندان در مرحله انتهای ایستایش در سرعت ٪۸۰ و در مرحله میانه ایستایش در همه سرعت‌های راه‌رفتن به‌طور معنی‌داری بیشتر از جوانان است و در هر دو گروه سنی با افزایش سرعت راه‌رفتن، به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد. این امر می‌تواند در سالمندان دلیلی بر ناکارآمدی عضلات چهارسر نسبت به جوانان باشد؛ چراکه ضعف عضلات مربوطه سبب می‌شود تا سالمندان برای آغاز نوسان و کنترل میزان فلکشن زانو تلاش بیشتری انجام دهند.

این نتیجه با یافته‌های برخی پژوهشگران [۲۵و۱۴] همخوانی




**تصویر ۱.** مقایسه RMS رکتوس فموریس در مراحل راه‌رفتن.
الف) بین جوانان و سالمندان. *: تفاوت بین جوانان و سالمندان
ب) بین سرعت‌های مختلف. *: تفاوت بین ۸۰ و ۱۰۰
■: تفاوت بین ۱۰۰ و ۱۲۰ ■: تفاوت بین ۸۰ و ۱۲۰
سطح معنی داری، P<۰/۰۵ درنظر گرفته شد.




**تصویر ۲.** مقایسه RMS بایسپس فموریس در مراحل راه‌رفتن.
الف) بین جوانان و سالمندان. *: تفاوت بین جوانان و سالمندان
ب) بین سرعت‌های مختلف. *: تفاوت بین ۸۰ و ۱۰۰
■: تفاوت بین ۱۰۰ و ۱۲۰ *: تفاوت بین ۸۰ و ۱۲۰

توانبخشی

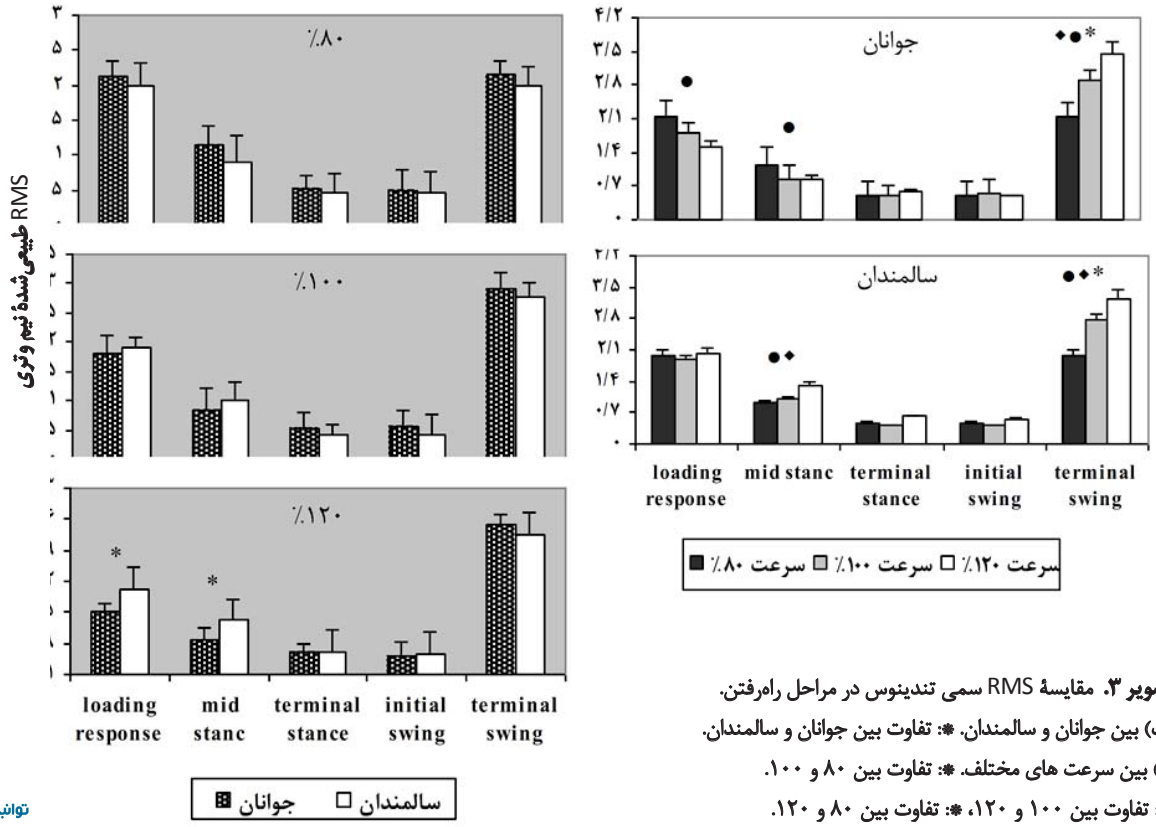
دارد. همچنین دیگر پژوهشگران اثبات کرده‌اند که در مرحله میانه و انتهای ایستایش، میزان تنش عضله راست‌رانی سالمندان ٪۲۵ بیشتر از جوانان است [۲۶]. همچنین پژوهشگران نشان داده‌اند که افراد جوان در سرعت‌های خودانتخابی، از توزیع نیروی پلانتار فلکسورها و راست‌رانی در اواخر ایستایش برای فراهم‌کردن حمایت کافی و پیشروی استفاده می‌کنند [۲۶و۱۲]. پژوهشگران، در پژوهشی نشان داده‌اند که راست‌رانی سالمندان در مراحل مختلف ایستایش در هر سرعتی فعال‌تر از جوانان است [۱۴]. علاوه‌براین نتایج نشان داد که RMS عضله دوسررانی سالمندان در مرحله انتهای نوسان در سرعت ٪۸۰، به‌طور معنی‌داری کمتر از جوانان بود. این نتیجه نیز با یافته‌های پژوهشگران قبلی همخوانی دارد [۲۵و۲۴].

در راه‌رفتن سریع (٪۱۲۰)، سالمندان فعالیت عضله نیم وتری بیشتری را طی مراحل انتقال وزن و میانه ایستایش نسبت به جوانان نشان دادند. این نتایج حاکی از این است که نیم وتری ممکن است در افزایش توان اکستنسور هیپ سهیم و در جبران کاهش توان عضله نعلی در پلانتار فلکشن مؤثر باشد [۲۱] و چنین نتیجه‌ای مورد تأیید است. پژوهشگران دریافته‌اند که فعالیت همسترینگ داخلی در سالمندان طی مرحله ایستایش راه‌رفتن در سرعت‌های بالا بیشتر از جوانان است [۱۴].

فعالیت عضله دوقلو جوانان در مرحله انتقال وزن در همه سرعت‌ها کمتر از سالمندان بود، اما در مرحله انتهای ایستایش فقط در سرعت ٪۸۰ بیشتر از سالمندان بود. سالمندان طی مرحله پیشروی در همه سرعت‌ها فعالیت دوقلو مشابهی با جوانان نشان دادند. این تفاوت‌ها ممکن است با نقش‌های بیومکانیکی مختلفی که این عضله طی راه‌رفتن طبیعی بازی می‌کند، مرتبط باشد [۱۴]. پژوهشگران با استفاده از مدل‌سازی بیومکانیکی نشان داده‌اند که عضله نعلی یک‌مفصله در پیشروی تنه به جلو مهم‌تر از دوقلو است و دوقلو دومفصلی نقش بیشتری را در آغاز حرکت نوسان اندام ایفا می‌کند [۲۷]. همچنین عملکرد بیومکانیکی متفاوت دوقلو و عضله نعلی طی راه‌رفتن طبیعی توسط پژوهشگران دیگر نیز تأیید شده است [۲۸]. بنابراین، نتایج پژوهش ما حاکی از این است که عضله دوقلو نقش خود را در آغاز نوسان حفظ می‌کند.

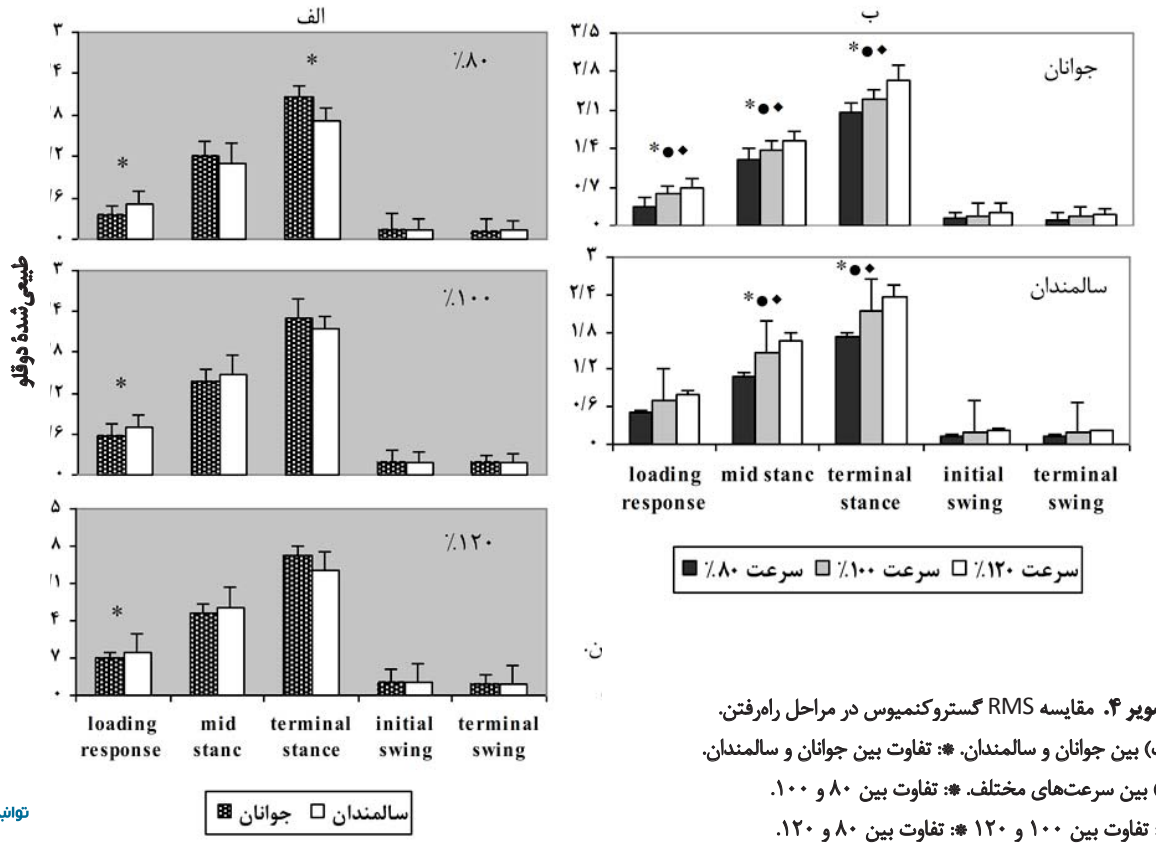
مطالعات نشان داده‌اند که عواملی از قبیل سرعت، سن و جنسیت می‌توانند روی معیارهای مختلف راه‌رفتن تأثیرگذار باشند. بررسی مدل‌های راه‌رفتن در سرعت‌های خودانتخابی چگونگی کار عضلات در هم‌افزایی[12] عضلاتی برای ارضای نیازهای کار شامل حمایت بدن، پیشروی و آغاز نوسان را نشان داده‌اند. این تحلیل‌ها مشخص نموده‌اند که افراد جوان در سرعت‌های خودانتخابی از توزیع نیروی عضلات اکستنسور ران و زانو در اوایل مرحله ایستایش و نیروی

12. Muscle Synergy




**تصویر ۳.** مقایسهٔ RMS سمی تندینوس در مراحل راه‌رفتن.
الف) بین جوانان و سالمندان. ✱: تفاوت بین جوانان و سالمندان.
ب) بین سرعت های مختلف. ✱: تفاوت بین ۸۰ و ۱۰۰.
■: تفاوت بین ۱۰۰ و ۱۲۰، ✱: تفاوت بین ۸۰ و ۱۲۰.

توانبخشی




**تصویر ۴.** مقایسه RMS گستروکنمیوس در مراحل راه‌رفتن.
الف) بین جوانان و سالمندان. ✱: تفاوت بین جوانان و سالمندان.
ب) بین سرعت‌های مختلف. ✱: تفاوت بین ۸۰ و ۱۰۰.
■: تفاوت بین ۱۰۰ و ۱۲۰ ✱: تفاوت بین ۸۰ و ۱۲۰.

توانبخشی

پلانتار فلکسورها و راست‌رانی در اواخر مرحله ایستایش برای فراهم‌کردن حمایت کافی و پیشروی استفاده می‌کنند [۱۲]. ضعف نسبی عضلات اندام تحتانی سالمندان نسبت به جوانان مورد تأیید پژوهشگران است [۱۲]. ضعف عضلانی فرد، از تولید نیروی کافی برای مقابله با اغتشاشاتی که باعث افتادن می‌شود، جلوگیری می‌کند. به‌همین ترتیب، کاهش دامنه حرکتی و اختلال در تعادل نیز از پاسخ به آشفتگی‌ها جلوگیری می‌کند. اثر جانبی افزایش هم‌انقباضی عضلات مخالف، افزایش هزینه متابولیکی است [۲۹]؛ بنابراین، می‌توان گفت هزینه متابولیکی راه‌رفتن در سالمندان بیشتر از جوانان است. چنین نتیجه‌ای را پژوهش‌های اخیر نیز تأیید کرده‌اند [۳۰ و ۲۸، ۲۶، ۱۴].

براساس نتایج این پژوهش، می‌توان گفت هم‌انقباضی عضلات مفصل زانو در سالمندان بیشتر از جوانان است. به‌طورکلی، دلیل تغییر هم‌انقباضی با افزایش سن، بستگی به‌کار موردنظر دارد. برای مثال، سالمندان هم‌انقباضی مشابهی پیرامون ساق در طول فلکشن مچزای زانو و هم‌انقباضی بالاتری در طول اکستنشن زانو نشان داده‌اند. در وظایف چندمفصلی مثل راه‌رفتن و پله‌نوردی، هم‌انقباضی بالاتری در عضلات اندام تحتانی سالمندان گزارش شده است [۳۲ و ۳۱، ۱۵]. پژوهشگران، هم‌انقباضی اندام تحتانی و پایداری ساق سالمندان و افراد جوان را در بالا و پایین رفتن از پله را بررسی کرده و نشان داده‌اند که هم‌انقباضی پیرامون ساق و ران در سالمندان به‌ترتیب ۹۱٪ و ۱۴۸٪ بالاتر از افراد جوان‌تر بود.

آنها همچنین رابطه مثبتی بین هم‌انقباضی و پایداری ساق پیدا کردند که نشان می‌دهد کاهش در قدرت و عملکرد عصبی، ممکن است به‌دلیل افزایش در هم‌انقباضی برای افزایش پایداری و ثبات مفصل در طول کارهای دینامیکی باشد [۳۲]. در سالمندان با کنترل پوسچر کمتر، هم‌انقباضی بیشتری نسبت به سالمندان دارای توانایی تعادل بیشتر، گزارش شده است [۱۵]. این افزایش هم‌انقباضی عضلانی ممکن است تغییری ضروری برای جبران کاهش کنترل پوسچر به‌همراه افزایش سن باشد. با این حال پژوهش‌های بیشتری برای تعیین اثرات مثبت و منفی هم‌انقباضی عضلانی روی کنترل پوسچر مورد نیاز است.

## نتیجه‌گیری

به‌طورکلی از نتایج پژوهش حاضر چنین استنباط می‌شود که سالمندان دارای هم‌انقباضی عضلانی بیشتری در اطراف مفصل زانو در سرعت بالا، در مرحله میانه ایستایش هستند. ازآنجایی‌که این موضوع در افزایش پایداری و سفتی مفصل و کاهش دامنه حرکتی آن منعکس می‌شود، حائز اهمیت است. همچنین افزایش سطح فعالیت عضلات دوسررانی و نیم وتری در سالمندان طی مراحل اولیه راه‌رفتن در سرعت‌های بالاتر، ممکن است در افزایش توان اکستنسورهای ران که به‌طور طبیعی در راه‌رفتن سالمندان گزارش شده است [۳۳ و ۲۶، ۲۵]، سهیم باشد.

## محدودیت‌ها و پیشنهادها

با وجود نتایج اشاره‌شده، نبود مطالعه اثر جنسیت یکی از محدودیت‌های عمده پژوهش حاضر است. به‌علاوه، اندازه‌گیری نیروهای عکس‌العمل زمین و نیز جابه‌جایی مرکز فشار پا (COP) می‌توانست اطلاعات تکمیلی و مفیدی در زمینه تفاوت‌های بیومکانیکی راه‌رفتن جوانان و سالمندان ارائه کند که در پژوهش حاضر مورد مطالعه قرار نگرفت.

یافته‌های این پژوهش می‌تواند بینش وسیع‌تری درباره سازوکارهای عصبی–حرکتی که زیربنای تنظیم سرعت هستند، فراهم نماید. علاوه‌براین، چنین نتایجی می‌تواند مبنایی برای بررسی اثرات سرعت راه‌رفتن روی اندازه‌گیری‌های مختلف عصبی–حرکتی مورد استفاده در جمعیت پاتولوژیکال باشد. با این وجود، بررسی دقیق سفتی مفاصل هیپ و زانو و نیروهای اکستنسورهای زانو و ران و نیز بررسی انحرافات COP جوانان و سالمندان طی مراحل مختلف راه‌رفتن، مطالعات بیشتری را می‌طلبد که اجرای آنها به پژوهشگران علاقه‌مند پیشنهاد می‌گردد.

## تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از یک طرح پژوهشی با عنوان «اثرات وابسته به سن و سرعت راه‌رفتن روی تغییرپذیری الگوهای فعالیت عضلات اندام تحتانی» در دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان است. بدین‌وسیله از دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان برای تأمین هزینه‌های مالی اجرای پژوهش، تشکر می‌گردد.

## منابع

[1] Hortobagyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P, Steinweg K, Helseth J, et al. Interaction between age and gait velocity in amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. Gait & Posture. 2009; 29(4):558-564.

[2] Pereira MP, Goncalves M. Muscular coactivation (CA) around the knee reduces power production in elderly women. Archives of Gerontology and Geriatrics. 2011; 52(3):317-21.

[3] Beyrami M, Alizadeh-Goradel J, Ansarhosein S, Ghahraman-Moharrampour N. [Comparing sleep quality and general health among the elderly living at home and at nursing home (Persian)]. Iranian Journal of Ageing. 2014; 8(4):47-55.

[4] Niktabe A, Shahi-Moridi D. [Creator factors of hip fractures in hospitalization elderly in Kerman and Rafsanjan hospitals. (Persian)]. Journal of Rehabilitation. 2001; 2(6-7):39-46.

[5] Paterson KL, Lythgo ND. Hill KD. Gait variability in younger and older adult women is altered by overground walking protocol. Age Ageing. 2010; 38(6):745-748.

[6] Faber MJ, Bosscher RJ, Chin APMJ, van Wieringen PC. Effects of exercise programs on falls and mobility in frail and pre-frail older adults:

[23] DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. Journal of Applied Physiology. 2007; 88(5):1804-11.

[24] Kang H, Dingwell J. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. Gait & Posture. 2009; 27(4):572-7.

[25] Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. Journal of Biomechanics. 2010; 41(7):1520-7.

[26] Liu MQ, Anderson FC, Schwartz MH, Delp SL. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. Journal of Biomechanics. 2008; 41(15):3243-3252

[27] Stewart C, Postans N, Schwartz MH, Rozumalski A, Roberts A. An exploration of the function of the triceps surae during normal gait using functional electrical stimulation. Gait & Posture. 2007; 26(4):482-8.

[28] Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. Acta Physiologica (Oxf). 2006; 186(2):127-39.

[29] Hortobágyi, T, Finch A, Solnik S, Rider P, DeVita P. Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and older. Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences. 2011; 66(5):541-547.

[30] Larsen AH, Puggaard L, Hamalainen U, Aagaard P. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. Journal of Electromyography & Kinesiology. 2008; 18(4):568-80.

[31] Hortobagyi T, DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. Journal of Electromyography & Kinesiology. 2000; 10(2):117-26.

[32] Nagai K, Yamada M, Uemura K, Yamada Y, Ichihashi N, Tsuboyama T. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. Archives of Gerontology Geriatrics. 2011; 53(3):338-343.

[33] McGibbon CA, Krebs DE. Discriminating age and disability effects in locomotion: neuromuscular adaptations in musculoskeletal pathology. Journal of Applied Physiology. 2008; 96(1):149-60.

a multicenter randomized controlled trial. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation. 2006; 87(7):885–96.

[7] Mau-Roung L, Hei-Fen H, Yi-Wei W, Shu-Hui CH, Wolf S. Community-Based Tai Chi and its effect on injurious falls, balance, gait and fear of falling in older people. Physical Therapy. 2007; 85(9):1189-1201.

[8] Tinetti ME, Doucette JT, Claus EB. The contribution of predisposing and situational risk factors to serious fall injuries. Journal of the American Geriatrics Society. 2003; 43(11):1207-1213.

[9] Niino N, Tsuzuku S. Shimokata H. Frequencies and circumstances of falls in the National Institute for Longevity Sciences, Longitudinal Study of Aging. Journal of Epidemiology. 2000; 10(1):S90-4.

[10] Akbari-Kamrani AA, Azadi F, Salavati M, Kazemi B. [Predicting fall risk in nursing home elderly using two functional assessment methods. (Persian)]. Journal of Rehabilitation. 2003; 4(2):45-52.

[11] Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. Journal of Biomechanics. 2006; 34(11):1387-98.

[12] Roislien J. Skare O, Gustavsen M, Broch NL, Rennie L, Opheim A. Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. Gait & Posture, 2009; 30(4):441-445

[13] Hausdorff, JM, Ashkenazy Y, Peng CK, Ivanov PC, Stanley HE, Goldberger AL. When human walking becomes random walking: fractal analysis and modelling of gait rhythm fluctuations. Physica A: Statistical Mechanics and its Applications. 2006; 302(1-4):138-147.

[14] Schmitz A. Silder A, Heiderscheit B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. Journal of Electromyography & Kinesiology. 2009; 19(6):1085-1091.

[15] Konrad P. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Scottsdale, USA: Noraxon INC; 2005, pp: 21-28.

[16] Matheus MG, Júlia GR, Thamires MN, Marina P, Daniela CC. Impact of Aging on Balance and Pattern of Muscle Activation in Elderly Women from Different Age Groups. International Journal of Gerontology. 2013; 7(2):106-111.

[17] Baharlouei H, Nodehi Moghadam A. [Correlation between Body Mass Index and Postural Balance in Elderly. (Persian)]. Journal of Rehabilitation. 2012; 12(4):54-59

[18] Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, NJ: SLACK Incorporated; 1992, pp: 224-226

[19] Arnold AS, Schwartz MH, Thelen DG, Delp SL. Contributions of muscles to terminal-swing knee motions vary with walking speed. Journal of Biomechanics. 2007; 40(16):3660-3671

[20] McGibbon CA. Toward a better understanding of gait changes with age and disablement: neuromuscular adaptation. Exercise & Sport Sciences Reviews. 2006; 31(2):102-8.

[21] Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2nd ed. Canada: University of Waterloo Press; 1991, pp: 94-99.

[22] McGibbon CA, Krebs DE. Effects of age and functional limitation on leg joint power and work during stance phase of gait. Journal of Rehabilitation Research & Development. 2002; 36(3):173-82.