

مقاله در دست چاپ

مقایسه درصد فازهای استقرار و نوسان و نیروی واکنش زمین بین جوانان و سالمندان حین راه رفتن با سرعت‌های مختلف

ندا بروشک^{۱*}، موسی اسدی^۲، سید حسین حسینی^۳

۱- دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

۲- کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم تحقیقات خراسان شمالی، بجنورد، ایران

۳- استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران، تلفن:

۰۹۳۶۹۶۳۷۷۲۹؛ ایمیل: nedaboroushak@yahoo.com

Comparison of stance and swing phases percent and ground reaction force between young and older adults during walking with different speeds

Neda Boroushak^{1*}, Seyyed Hossein Hosseini²

1. Department of sport biomechanics, Faculty of sport sciences, Mazandaran university, Babolsar, Iran
2. Department of sports sciences, Faculty of sport sciences, University of Guilan, Rasht, Iran

* Corresponding author: **Neda Boroushak**, nedaboroushak@yahoo.com

مقاله در دست چاپ

مقایسه درصد فازهای استقرار و نوسان و نیروی واکنش زمین بین جوانان و سالمندان حین راه رفتن با سرعت‌های مختلف

چکیده

هدف: مقایسه اثر سرعت‌های مختلف گام برداری بر پارامترهای فضایی-زمانی و کینتیکی می‌تواند منجر به درک بهتری از تفاوت‌های ذاتی الگوی راه رفتن جوانان و سالمندان شود. بنابراین هدف پژوهش حاضر مقایسه درصد فازهای استقرار و نوسان گام برداری و نیروی واکنش عمودی زمین بین جوانان و سالمندان در حین راه رفتن با سرعت‌های مختلف، بود. **روش‌ها:** تعداد ۲۰ مرد جوان و ۲۰ مرد سالمند سالم به ترتیب با میانگین سنی ۲۵/۷۳ و ۶۶/۵۴ سال به روش نمونه-گیری غیرتصادفی انتخاب شدند. درصد فازهای استقرار و نوسان یک چرخه گام برداری و نیروی واکنش عمودی زمین (VGRF) در فاز استقرار حین راه رفتن در یک مسیر ۱۰ متری با سرعت‌های کند، متوسط و سریع با صفحه نیروی کیستلر ثبت گردید. تحلیل داده‌ها با آزمون ANOVA با اندازه گیری‌های مکرر و بونفرونی صورت گرفت. **یافته‌ها:** نتایج نشان داد که هم در گروه جوانان و هم در گروه سالمندان، با افزایش سرعت راه رفتن، درصد فاز استقرار کاهش و درصد فاز نوسان افزایش یافت ($p < 0/01$)؛ اما بین دو گروه، تفاوتی وجود نداشت ($p > 0/05$). همچنین در سرعت کند، VGRF بین جوانان و سالمندان متفاوت نبود ($p > 0/05$)، اما در دو سرعت متوسط و سریع، نیروهای فازهای پذیرش وزن و پیشروی بین جوانان و سالمندان بطور معنی‌داری متفاوت بود ($p < 0/01$). بعلاوه، در هر دو گروه سنی در مقدار نیروهای فازهای پذیرش وزن و پیشروی، بین سرعت‌های مختلف راه رفتن تفاوت‌های معنی‌داری مشاهده شد ($p < 0/01$).

نتیجه‌گیری: بطور کلی، درصد فازهای استقرار و نوسان یک چرخه گام برداری بین جوانان و سالمندان مشابه است. پایین‌تر بودن VGRF در فازهای پذیرش وزن و پیشروی در سرعت‌های بالاتر در سالمندان، احتمالاً نشان‌دهنده ضعف عضلات اکستنسور زانو، اکستنسور هیپ و پلانٹارفلکسور مچ پا است. به نظر می‌رسد سالمندان، سرعت تولید نیرو را در طی راه رفتن سریع تعدیل می‌کنند تا به ظرفیت لازم برای تولید نیرو دست یابند و از این طریق بر ضعف عضلات اندام تحتانی خویش غلبه کنند.

کلید واژگان: فاز استقرار، فاز نوسان، نیروی واکنش زمین، سالمندان، جوانان

Comparison of stance and swing phases percent and ground reaction force between young and older adults during walking with different speeds

Abstract

Objective: The comparison of effect of gait different speeds on **spatiotemporal and kinetic parameters** can results in better perception of gait pattern differences between young and older adults. Thus the purpose of this study was to compare gait stance and swing phases percent's and vertical ground reaction force between young and older adults during walking with different speeds.

Methods: 20 young and 20 older adults' men with mean age of 25.73 and 66.54 years old respectively, were selected via nonrandom sampling. Stance and swing phases' percent's of a gait cycle and vertical ground reaction force (VGRF) in stance subphases including weight acceptance, midstance and push off during walking at a 10-meter pathway with slow, medium, and fast speeds, were measured by Kistler Force plate. The data were analyzed by ANOVA with repeated measures and Bonferroni tests.

Results: The results showed that in both age groups, with increasing walking speed, the percent of stance phase was decreased and the percent of swing phase was increased ($P < 0.01$), but it is not significant difference between two groups ($P > 0.05$). Also, at slow speed, there was no significant difference in vertical ground reaction force between two age groups ($p > 0.05$). But, there were significant differences in the VGRFs of weight acceptance and push off phases at medium and fast speeds, between two groups ($p < 0.01$). In addition, there were significant differences at VGRFs of weight acceptance and push off phases between different speeds ($p < 0.01$).

Conclusion: In general, the percentage of stance and swing phases of a gait cycle is similar between young and older adults. Lower VGRFs of weight acceptance and push off phases in the elders reflects the weakness of the knee extensor, hip extensors and ankle plantar flexors. It seems that older adults reduced the rate of force production during fast gait to achieve the necessary capacity for power generation and thereby, overcome the weakness of the lower extremity muscles.

Key words: stance, swing, vertical ground reaction force, older, young

مقاله در دست چاپ

مقدمه

راه رفتن، در طی سال اول زندگی فرا گرفته می شود، سپس در حدود ۷ سالگی به تکامل می رسد و تا سن ۶۰ سالگی در همان سطح باقی می ماند. سپس همراه با افزایش بیشتر سن و وارد شدن فرد به دوره سالمندی، الگوی راه رفتن تغییر کرده و توانایی راه رفتن به طور تدریجی شروع به کاهش می کند (۱). از جمله عواملی که منجر به کاهش در توانایی راه رفتن در اثر فرآیند پیری می شود، ضعف عضلات اندام تحتانی در نتیجه فرایند پیری است (۲). روند طبیعی پیری همراه با آتروفی عضلانی و کاهش در جرم عضلات اسکلتی مشخص می شود که معمولاً با ضعف عضلانی همراه است. در واقع عضلات اسکلتی که از اصلی ترین عوامل تعیین کننده در حرکت انسان می باشند با افزایش سن دچار تغییرات قابل ملاحظه ای می شوند، که این تغییرات در کل منجر به کاهش قدرت عضلانی می گردد (۳).

تفاوت های بیومکانیکی و کینزپولوژیکی الگوی راه رفتن جوانان و سالمندان سالهاست که مورد توجه و تمرکز محققان است. از آن جمله، **Sadeghi و همکاران**، کنترل تعادل و حرکت به سمت جلو هنگام راه رفتن با سرعت دلخواه را بین افراد جوان و کهنسال سالم و طبیعی، مورد مقایسه قرار دادند. نتایج نشان داد که اگرچه منحنی های توان مکانیکی در بین افراد جوان و کهنسال، شباهت های زیادی داشتند، لیکن تفاوت معناداری در نقاط اوج توان های مکانیکی و انرژی های متناظرشان در اغلب فازهای حرکتی قابل مشاهده است (۴). در تحقیقی که **Monaco و همکاران** انجام دادند، پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی دو گروه جوان و سالمند سالم مورد مقایسه قرار گرفت. یافته ها نشان داد که توان کانسنتریک ران و زانوی سالمندان در طول دوره استقرار بیشتر از جوانان بود ولی کینتیک باز کننده مچ سالمندان کمتر از جوانان بود (۵). در پژوهشی دیگر، **LaRoche و همکاران** به بررسی ارتباط قدرت عضلانی با نیروهای عکس العمل زمین و عملکرد راه رفتن در زنان سالمند پرداختند. آنها ۲۴ زن سالمند ۶۵ تا ۸۰ ساله را با استفاده از تست های ارزیابی قدرت به دو گروه با قدرت عضلانی کم و نرمال تقسیم کرده و به مقایسه پارامترهای فضایی- زمانی گام برداری و نیروهای عکس العمل عمودی آنها پرداختند. نتایج نشان داد که زنان سالمند با قدرت کم، ۳۰٪ حداکثر گشتاور اکستنسور زانوی کمتر و ۳۶٪ حداکثر گشتاور پلانترافلکسور کمتری در مقایسه با سالمندان دارای قدرت نرمال داشتند. سرعت حداکثر راه رفتن، نیروی عکس العمل عمودی فاز پذیرش وزن، سرعت گام برداری و طول گام در زنان با قدرت کم بطور قابل توجهی کمتر، و زمان حمایت دوگانه بیشتر از زنان با قدرت نرمال بود. حداکثر سرعت راه رفتن قویاً با اوج نیروی عکس العمل عمودی زمین و بطور متوسط با قدرت اندام تحتانی، مرتبط بود (۶). محققان دیگر اظهار داشته اند که کاهش در قدرت و عملکرد عصبی سالمندان ممکن است به دلیل افزایش در هم انقباضی برای افزایش پایداری و ثبات مفصل در طول کارهای دینامیکی باشد (۷). **Nouroozi و Sadeghi**، تغییرات پارامترهای فضایی- زمانی را در راه رفتن مردان سالمند و جوان سالم مورد مقایسه قرار دادند. نتایج نشان داد که در افراد سالمند، سرعت، آهنگ گام برداری و طول گام بطور معناداری کمتر و فاز استقرار و زمان آغاز حرکت به جلو به طور معناداری بیشتر از افراد جوان بود. آنها نتیجه گیری کردند که تفاوت های مشاهده شده را می توان به کاهش انعطاف پذیری عضلات، دامنه حرکتی مفاصل و کنترل عصبی عضلانی در افراد سالمند نسبت داد (۸). **Arshi و همکاران**، سینماتیک لگن و بالاتنه را میان افراد سالمند و جوان حین راه رفتن بر روی تردمیل مورد مقایسه قرار دادند. نتایج این مطالعه نشان داد که بین دامنه حرکتی بالاتنه و لگن سالمندان و جوانان تفاوت معنی داری وجود ندارد. این محققان اظهار داشتند که افزایش سن، برخی از پارامترهای مهم راه رفتن را تحت تأثیر قرار نمی دهد، اما ممکن است با انجام آنالیزهای ریاضی پیچیده بر روی سیگنال زاویه بالاتنه و لگن، تفاوت هایی آشکار گردد (۹).

از طرفی، یکی از پارامترهای بیومکانیکی که نیاز است تا تحقیقات بیشتری در مورد آن صورت گیرد، نیروی واکنش زمین است که می تواند به عنوان یک ابزار تشخیصی مهم در مطالعه راه رفتن مورد استفاده قرار گیرد (۱۰). نیروی واکنش عمودی زمین یک نیروی خارجی است که شتاب مرکز جرم بدن را تحت تأثیر قرار می دهد. این نیرو اغلب در آنالیزهای

مقاله در دست چاپ

راه رفتن اندازه‌گیری شده و به عنوان معیاری برای ارزیابی راه رفتن در نظر گرفته می‌شود (۱۱). دو اوج نیروی واکنش عمودی زمین در طی فازهای اوایل استقرار (فاز پذیرش وزن) و اواخر استقرار (فاز پیشروی)، منعکس کننده حمایت از مرکز جرم بدن می‌باشند. **حداقل مقدار** این نیرو در فاز میانه استقرار که عمق نیروی واکنش عمودی زمین نامیده می‌شود، نشان می‌دهد که نیروی عمودی وارد شده بر زمین کاهش یافته و لذا نیروی واکنش از زمین به بدن نیز کاهش می‌یابد (۱۲). به دلیل ارتباط نیروی واکنش زمین با شتاب حرکت و در نتیجه تغییرات سرعت حرکت (برای مثال در راه رفتن) مطالعه این فاکتور بیومکانیکی - به ویژه در سالمندان که از سرعت حرکت کمتری برخوردارند - حائز اهمیت است. نقش اصلی عضلات در تنظیم سرعت راه رفتن، کنترل نیروهای شتاب دهنده و کم کننده‌ی شتاب اندامهای بدن برای ایجاد پیشروی ایمن می‌باشد. در واقع بررسی نیروی واکنش زمین در حین راه رفتن افراد سالمند در سرعت‌های مختلف و مقایسه آن با افراد جوان می‌تواند منجر به درک بهتری از مکانیسم‌های زیربنایی تنظیم سرعت در طول راه رفتن شود (۱۳). از طرفی، مقایسه درصد فازهای استقرار و نوسان راه رفتن بین جوانان و سالمندان، برای کسب دانش بیشتر در اثرات وابسته‌ی بیومکانیکی و فاکتورهای عصبی روی راه رفتن سالمندان از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. بنابراین در تحقیق پیش رو هدف، مقایسه درصد فازهای استقرار و نوسان گام برداری و نیروی واکنش عمودی زمین بین جوانان و سالمندان در طی راه رفتن با سرعت‌های خود انتخابی (متوسط)، کند و سریع در فازهای پذیرش وزن، میانه استقرار و پیشروی، می‌باشد.

روش‌شناسی

در پژوهش نیمه‌تجربی حاضر، تعداد نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی پاور^۱ محاسبه شد. این نرم‌افزار، تعداد آزمودنی را با در نظر گرفتن $\text{power} = 0.80$ و $\alpha^2 = 0.50$ و آلفای ۰/۰۵، برابر با ۴۰ نفر تخمین زد. بنابراین، ۴۰ فرد واجد شرایط (داشتن معیارهای ورود به پژوهش) شامل ۲۰ مرد سالمند ۶۰-۷۰ ساله و ۲۰ مرد جوان ۲۰-۳۰ ساله، به روش نمونه‌گیری غیر تصادفی و به صورت هدفمند انتخاب شدند. همه این آزمودنی‌ها از سلامت نسبی برخوردار بودند و با رضایت کامل در این پژوهش شرکت کردند. بعلاوه، جنسیت مرد، سن بین ۲۰ تا ۳۰ سال برای جوانان و سن بین ۶۰ تا ۷۰ سال برای سالمندان، به عنوان سایر معیارهای ورود به تحقیق در نظر گرفته شدند. همچنین، وجود علائم ارتوپدیک، آسیب‌های عضلانی اسکلتی، درد مزمن مفصل، اختلالات قلبی‌عروقی و عصبی و برخورداری از BMI بیشتر از ۳۰، به عنوان معیارهای خروج از تحقیق در نظر گرفته شدند.

یک مسیر پیاده روی ۱۰ متری در طول آزمایشگاه در نظر گرفته شد و یک صفحه نیرو در وسط مسیر جاسازی گردید. ابتدا از آزمودنی‌ها خواسته شد تا ۵ بار مسیر پیاده‌روی را با سرعت دلخواه راه بروند. میانگین سرعت این ۵ بار به عنوان سرعت دلخواه (خودانتخابی یا متوسط) آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد. سرعت‌های کند و سریع راه رفتن به ترتیب به صورت ۸۰ درصد و ۱۲۰ درصد سرعت دلخواه آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد (۱۴). راه رفتن آزمودنی با هر سرعت ۵ بار تکرار گردید و در هر یک از متغیرهای مورد نظر، میانگین ۵ بار تکرار برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. شرایط انجام آزمون در حین راه رفتن به آزمودنیها توضیح داده شد و از آنها خواسته شد تا هنگام اجرای عمل راه رفتن، حتی-الامکان اجرای خود را در حالت طبیعی انجام داده و از نگاه کردن به صفحه نیروسنج خودداری کنند. انجام عمل راه رفتن به صورت غیر طبیعی، نگاه کردن به صفحه نیروسنج حین راه رفتن و عدم قرارگیری کامل پا بر روی صفحه نیروسنج از جمله مواردی بودند که منجر به تکرار هر کوشش نادرست می‌شد.

از صفحه نیروی سه محوره (مدل kistler، ۷*۶۰*۴۰ سانتی متر، ساخت کشور سوئیس) که در مرکز مسیر پیاده‌روی جاسازی شده بود، برای اندازه‌گیری نیروی واکنش عمودی زمین و درصد فازهای استقرار و نوسان راه رفتن، استفاده شد.

مقاله در دست چاپ

این صفحه نیرو قابلیت ثبت نیروی واکنش زمین در دامنه ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز را دارد. صفحه نیروی مذکور دارای یک کابل ارتباطی (مدل 1575 A) و یک واحد کنترل خارجی (مدل 5233 A2) با ۸ کانال آنالوگ می باشد. پس از کالیبراسیون دستگاه و آماده سازی آزمودنی، ثبت داده ها آغاز شد. داده های نیروی واکنش عمودی زمین و درصد فازهای استقرار و نوسان، طی راه رفتن با سرعت های متوسط (دلخواه)، کند (۸۰ درصد سرعت دلخواه) و سریع (۱۲۰ درصد سرعت دلخواه) ثبت گردید. داده های کینتیکی حاصل از این دستگاه به وسیله نرم افزار Workstation با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شده و به شکل فایل اکسل ذخیره می شد. فیلتراسیون داده ها با استفاده از فیلتر پایین گذر مرتبه چهارم باترورث با قطع فرکانس ۱۰ هرتز انجام شد. جهت نرمال سازی داده ها، مقادیر به دست آمده توسط دستگاه، بعد از عمل میانگین گرفتن از تکرارها، بر وزن بدن تقسیم و حاصل در عدد ۱۰۰ ضرب شد تا از این طریق مقدار نهایی بر اساس درصدی از وزن بدن بیان شده و تاثیر وزن بدن آزمودنیها به حداقل کاهش یابد.

در طی فاز استقرار یک چرخه راه رفتن، نیروی واکنش عمودی زمین به صورت دو قله و یک دره، مشخص و آشکار می شود: اولین قله نیروی واکنش عمودی زمین^۱، مربوط به فاز پذیرش وزن است؛ دومین قله نیروی واکنش عمودی زمین^۲ مربوط به فاز پیشروی است؛ و سرانجام دره نیروی واکنش عمودی زمین مربوط به فاز میانه استقرار است که به صورت یک دره بین این دو قله ظاهر می شود. نقطه تماس اولیه پاشنه با زمین، به صورت نقطه ای در نظر گرفته شد که در آن، نیروی واکنش عمودی زمین از ۱۰ نیوتن تجاوز کند؛ همچنین، نقطه جدا شدن پنجه پا از زمین به صورت نقطه ای تعیین شد که در آن نیروی واکنش عمودی زمین از ۱۰ نیوتن کمتر شود (۱۱). قله ها و دره نیروی واکنش عمودی زمین از پروفایل نیروی واکنش زمین (ایجاد شده در محیط نرم افزار Workstation)، استخراج شدند.

به منظور توصیف داده های بدست آمده از روش های آمار توصیفی و برای تعیین نرمال بودن توزیع داده ها، از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. جهت بررسی تفاوت های متغیرها بین دو گروه مورد مطالعه، از آزمون ANOVA با اندازه گیری های مکرر با توجه به ۲ گروه سنی و ۳ سرعت راه رفتن، و به منظور یافتن محل تفاوت ها، از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. سطح معنی داری تفاوت ها $p < 0.05$ در نظر گرفته شد. داده ها در محیط نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ آنالیز گردید.

نتایج

مشخصات فردی آزمودنی ها در جدول ۱ ارائه شده است. همچنین، مطابق با نتایج آزمون شاپیرو-ویلک، توزیع همه داده ها نرمال بود. بنابراین در ادامه آنالیزها از آزمون های پارامتریک استفاده شده است.

جدول ۱.

مشخصات فردی آزمودنی ها در گروه جوانان (n=۱۵) و سالمندان (n=۱۵)

آزمودنی ها	آماره	سن (سال)	قد (سانتیمتر)	جرم (کیلوگرم)	سرعت دلخواه راه رفتن
جوانان	M ± SD *	۲۵/۷۳ ± ۴/۱۷	۱۷۶/۳۸ ± ۱۲/۴۴	۷۳/۱۵ ± ۷/۴۸	۱/۵۱ ± ۰/۱۵
	دامنه	۳۰-۲۰	۱۸۷-۱۶۶	۷۹-۶۳	۱/۷۱-۱/۳۲
سالمندان	M ± SD	۶۶/۵۴ ± ۷/۲۳	۱۷۱/۴۹ ± ۱۲/۵۲	۷۴/۵ ± ۶/۸۸	۱/۳۸ ± ۰/۱۶
	دامنه	۷۰-۶۰	۱۸۱-۱۶۵	۸۵-۶۶	۱/۵-۱/۱۵

* : مقادیر به صورت انحراف معیار ± میانگین گزارش شده اند.

2. First peak of vertical ground reaction force
3. Second peak of vertical ground reaction force

مقاله در دست چاپ

نتایج آزمون تحلیل واریانس دوراهه با اندازه گیری مکرر برای مقایسه درصد فازهای استقرار و نوسان بین گروه‌های سنی و سرعت‌های مختلف در جدول ۲ گزارش شده است.

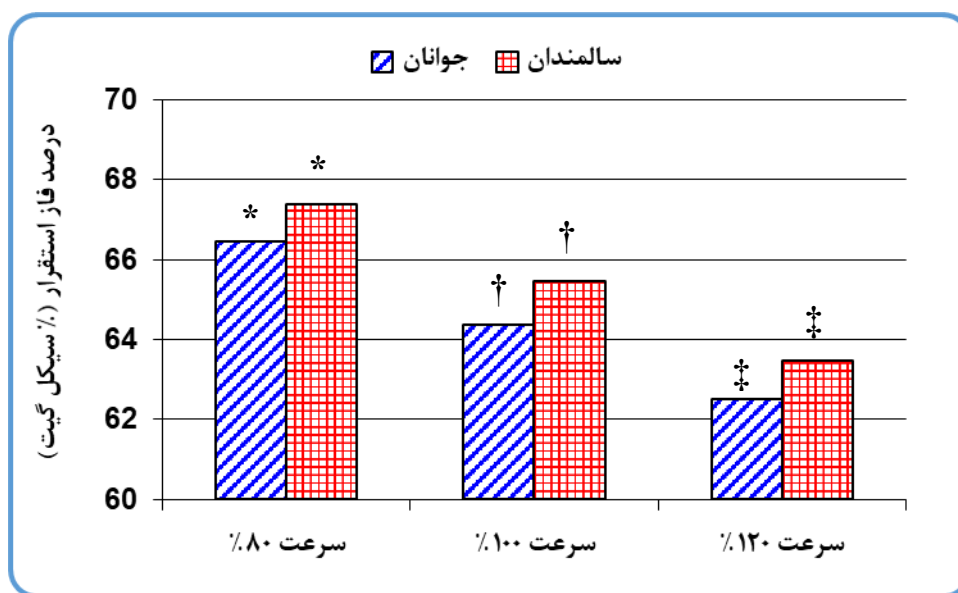
جدول ۲.

نتایج تحلیل واریانس دوراهه با اندازه گیری مکرر برای مقایسه درصد فازهای استقرار و نوسان

متغیر	منبع تغییر	مجموع مجزورات	درجه آزادی	میانگین مجزورات	F	P-مقدار
درصد فاز استقرار	سن	۱۰۷۳۶/۴۵	۱	۱۰۷۳۶/۴۵	۱۰۴/۷۶	۰/۴۹۵
	سرعت گام برداری	۱۹۸۷/۱۲	۲	۹۹۳/۵	۶۹/۵۹	۰/۰۰۱
	سن × سرعت	۶۴۹/۲۷	۲	۳۲۴/۶۳۵	۲۷/۴۱	۰/۱۱۷
درصد فاز نوسان	سن	۳۶۱۷/۳۸	۱	۳۶۱۷/۳۸	۶۵/۰۷	۰/۵۰۱
	سرعت گام برداری	۵۳۸/۳۴	۲	۲۶۹/۱۷	۲۶/۱۴	۰/۰۰۱
	سن × سرعت	۴۱۷/۶۵	۲	۲۰۸/۸۲۵	۸/۹۲	۰/۱۳۵

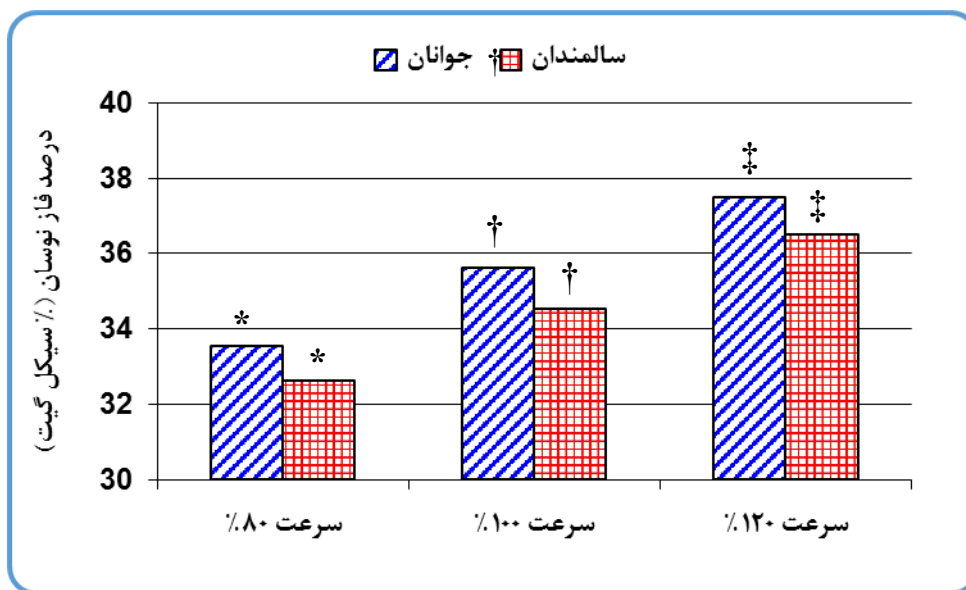
براساس نتایج جدول ۲، درصد فازهای استقرار و نوسان بین جوانان و سالمندان تفاوت معنی‌داری ندارد ($p > 0.05$) و به عبارت دیگر سن به طور مستقل از سرعت، تاثیر معنی داری روی این دو متغیر ندارد. اما تاثیر سرعت بطور مستقل از سن، معنی دار است ($P = 0.001$).

همچنین، اثر سن و سرعت راه رفتن روی درصد فازهای استقرار و نوسان به ترتیب در نمودارهای ۱ و ۲ به طور شماتیک نشان داده شده است. مطابق نمودار ۱، هم در گروه جوانان و هم در گروه سالمندان، با افزایش سرعت راه رفتن، درصد فاز استقرار کاهش می‌یابد ($p < 0.01$)؛ اما بین دو گروه، تفاوتی وجود ندارد ($p > 0.05$). مطابق نمودار ۲، هم در گروه جوانان و هم در گروه سالمندان، با افزایش سرعت راه رفتن، درصد فاز نوسان افزایش می‌یابد ($p < 0.01$)؛ اما بین دو گروه، تفاوتی وجود ندارد ($p > 0.05$).



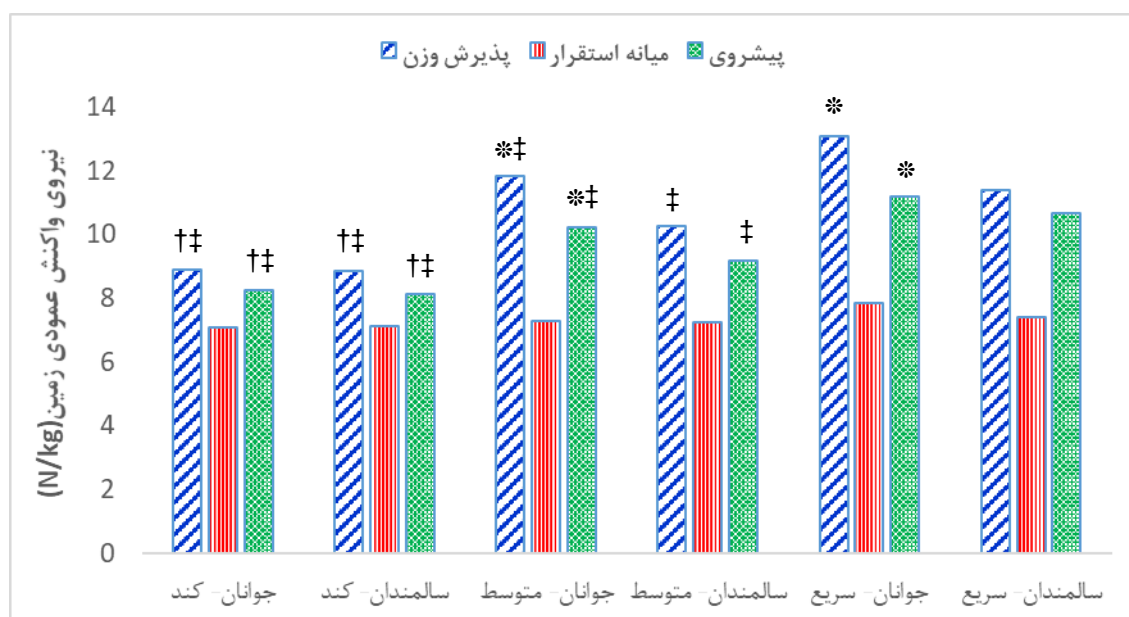
نمودار ۱. درصد فاز استقرار راه رفتن در جوانان و سالمندان در سرعت‌های مختلف. * : تفاوت معنی‌دار بین سرعت ۸۰ و ۱۰۰؛ † : تفاوت معنی‌دار بین سرعت ۱۰۰ و ۱۲۰؛ ‡ : تفاوت معنی‌دار بین سرعت ۸۰ و ۱۲۰.

مقاله در دست چاپ



نمودار ۲. درصد فاز نوسان راه رفتن در جوانان و سالمندان در سرعت‌های مختلف. * : تفاوت معنی‌دار با سرعت ۱۰۰؛ † : تفاوت معنی‌دار با سرعت ۸۰ درصد. ‡ : تفاوت معنی‌دار با سرعت ۱۲۰؛ †† : تفاوت معنی‌دار با سرعت ۸۰ درصد.

نتایج مقایسه نیروی واکنش عمودی زمین بین سرعت‌های مختلف و گروه‌های سنی جوانان و سالمندان، در نمودار شماره ۳ ارائه شده است. همچنانکه این نمودار نشان می‌دهد، در سرعت ۸۰٪، نیروهای اوج اول، عمق و اوج دوم واکنش عمودی زمین بین جوانان و سالمندان متفاوت نیست ($p > 0.05$)، اما در دو سرعت ۱۰۰ و ۱۲۰ درصد، نیروهای اوج اول و دوم بین جوانان و سالمندان بطور معنی‌داری متفاوت است ($p < 0.01$)، درحالی‌که در نیروی عمق تفاوتی وجود ندارد ($p > 0.05$). بعلاوه، در هر دو گروه سنی در مقدار نیروهای اوج اول و دوم، بین سرعت‌های مختلف راه رفتن تفاوت‌های معنی‌داری مشاهده شد ($p < 0.01$).



مقاله در دست چاپ

نمودار ۳. نیروهای واکنش عمودی زمین در فازهای پذیرش وزن، میانه استقرار و پیشروی در جوانان و سالمندان در سرعت‌های مختلف. *: تفاوت معنی‌دار با سالمندان در همان سرعت، †: تفاوت معنی‌دار با سرعت متوسط، ‡: تفاوت معنی‌دار با سرعت سریع

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی تفاوت‌های بین درصد فازهای استقرار و نوسان گام برداری و نیروی واکنش عمودی زمین در حین راه رفتن بین جوانان و سالمندان به انجام رسید. اندازه‌گیری و ثبت نیروی واکنش عمودی زمین در طی فاز استقرار (شامل سه زیرفاز پذیرش وزن، میانه استقرار و پیشروی) و درصد فازهای استقرار و نوسان راه رفتن در طی یک چرخه کامل گام برداری، توسط دستگاه نیروسنج صورت گرفت.

درصد فاز استقرار و نوسان

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در هردو گروه سنی جوانان و سالمندان، با افزایش سرعت راه رفتن، درصد فاز استقرار گام برداری، کاهش و درصد فاز نوسان گام برداری، افزایش می‌یابد. با این وجود، در هیچ‌یک از سرعت‌های راه رفتن، بین درصد فاز استقرار و نوسان جوانان و سالمندان تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. این نتیجه با یافته‌های Allison و همکاران (۱۵)، Kang و همکاران (۱۶) و Schmitz و همکاران (۱۴) همخوانی دارد. محققان دیگر نشان داده‌اند که طول گام افراد سالمند بطور قابل توجهی کوتاه‌تر از افراد جوان بوده و این افراد با سرعت پایین‌تری راه می‌روند، اما تفاوت معنی‌داری در زمان چرخه راه رفتن و زمان نسبی فاز استقرار بین دو گروه وجود ندارد (۱).

با این وجود، نتایج این بخش از پژوهش حاضر با نتایج McGibbon & Krebs (۱۷ و ۱۸) متناقض است. این تفاوت‌ها را احتمالاً بتوان به سطح فعالیت و توانایی سالمندان مورد مطالعه این پژوهشگران نسبت داد. گزارش شده است که زمان فاز استقرار در سالمندان کم‌توان، از سالمندان نرمال طولانی‌تر است؛ بنابراین، در سالمندان کم‌توان، حمایت وزن بدن در طی فاز استقرار به مقدار بیشتری بین پاها تقسیم می‌شود (۶). اگرچه به نظر می‌رسد مدت زمان فاز استقرار و نوسان گام برداری بین جوانان و سالمندان متفاوت باشد، اما آنگاه که این فازها به صورت درصدی از چرخه گام برداری محاسبه و مقایسه شوند، تفاوت‌های بین دو گروه کاهش می‌یابد (۱۵). زیرا، هرکدام از فازهای استقرار و نوسان، سهم مشابهی از یک چرخه گام برداری را بین جوانان و سالمندان تشکیل می‌دهند (۱۶). بعلاوه تفاوت‌های گزارش شده در درصد فاز استقرار و نوسان گام برداری در تحقیقات قبلی، اغلب مربوط به مقایسه جوانان با سالمندان کم‌توان بوده است. لیکن، سالمندان پژوهش حاضر، افرادی بودند که مطابق پرسشنامه سلامت بدنی به لحاظ فیزیکی سالم بوده و توانایی انجام کارهای شخصی خود را داشتند.

نیروی واکنش عمودی زمین

نتایج پژوهش حاضر همچنین نشان داد که در دو سرعت متوسط و سریع، نیروهای واکنش فازهای پذیرش وزن و پیشروی در جوانان بیشتر از سالمندان است، درحالی‌که در نیروی واکنش فاز میانه استقرار تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. عدم تفاوت در نیروی واکنش عمودی فاز میانه استقرار بین سالمندان و جوانان و بیشتر بودن نیروی واکنش فاز پیشروی در جوانان در پژوهش حاضر، با یافته‌های Toda و همکاران همخوانی داشت، اما در خصوص نیروی فاز پذیرش وزن، این محققان نتیجه متناقضی را گزارش کرده‌اند. آنها نشان داده‌اند که در نیروی واکنش عمودی فازهای پذیرش وزن و میانه استقرار بین جوانان و سالمندان، تفاوت معنی‌داری وجود ندارد؛ اما نتایج پژوهش این محققان نشان داد که نیروی واکنش عمودی فاز پیشروی در زنان سالمند به طور معنی‌داری کمتر از زنان جوان است (۱۱). علاوه بر این محققان، Larish و همکاران نیز نشان دادند که تفاوت معنی‌داری در نیروی واکنش عمودی فاز پذیرش وزن وجود

مقاله در دست چاپ

ندارد، اما این محققان بیان کرده اند که تفاوت موجود در نیروی واکنش عمودی فاز پیشروی، معنی دار می باشد (۱۹). با وجود این، نتایج بدست آمده از پژوهش حاضر با نتایج پژوهش Yamada & Maie یکسان می باشد. این محققان نیز چنین گزارش کرده اند که نیروی واکنش عمودی فازهای پذیرش وزن و پیشروی در سالمندان کمتر از جوانان می باشد، ولی مقدار نیروی واکنش عمودی فاز میانه استقرار در آنها بیشتر از گروه سنی جوانان است (۲۰).

از آنجایی که مقدار نیروی واکنش عمودی فازهای پذیرش وزن و پیشروی، بیشتر بوسیله سرعت گام برداری تحت تاثیر قرار می گیرد تا طول گام (۲۱)، بنابراین ممکن است تفاوتی بین جوانان و سالمندان در نیروی واکنش عمودی فاز پذیرش وزن وجود نداشته باشد. هر دو نیروی واکنش عمودی فازهای پذیرش وزن و پیشروی، مسئول ایجاد شتاب رو به بالا در مرکز جرم بدن می باشند (۱۱). لازم به ذکر است که زنان سالمند در مطالعه انجام گرفته توسط Toda و همکاران (۱۱) از شتاب رو به بالای کمتری در مرکز جرم بدن خویش در فاز پیشروی برخوردار بودند. این موضوع می تواند موجب افزایش بار موجود بر روی اندام جلویی در هنگام تولید شتاب رو به بالا در طی فاز حمایت دوگانه در زنان سالمند شده باشد. از سویی به نظر می رسد که کاهش معنی داری که در این پژوهش در نیروی واکنش عمودی فاز پذیرش وزن در سالمندان مشاهده شد، به نوعی نشان دهنده ضعف دینامیکی و واکنش سیستم عصبی - عضلانی در این گروه سنی باشد، زیرا این مولفه از نیروی واکنش عمودی زمین، به مقدار این نیرو در طی فاز تماس کف پا با زمین مربوط می شود.

همچنین لازم به ذکر است که عضلات نیز از نقش ویژه ای در تغییر نیروی واکنش زمین در هنگام راه رفتن برخوردارند. در ابتدای فاز استقرار، که در آن شتاب بدن و شتاب جاذبه هم راستا می باشند، کنترل نیروی واکنش عمودی فاز پذیرش وزن که کمی بیشتر از وزن بدن است توسط عضلات اکستنسور زانو (وستوس مدیالیس، لترالیس و اینترمدیوس) و اکستنسور ران (گلوئوس مکزیموس) صورت می گیرد (۱۲). در فاز میانه استقرار، نیروی واکنش عمودی به زیر وزن بدن می رسد و به صورت دره در نمودار نیروی واکنش عمودی قابل مشاهده است که عضله گلوئوس مدیوس بیشترین حمایت را در این فاز فراهم می کند. در فاز انتهایی استقرار که در آن شتاب بدن در خلاف شتاب جاذبه زمین می باشد، عضلات پلانتر فلکسور مچ پا (گاستروکنمیوس و سولئوس) و عضلات اکستنسور زانو در کنترل دومین اوج نیروی واکنش عمودی (فاز پیشروی) و شتاب بخشیدن به بدن نقش مهمی دارند (۱۲، ۲۲). در واقع کاهش نیروی اوج دوم واکنش عمودی زمین در سالمندان، بر ارتباط عملکرد عضلات پلانتر فلکسور با سرعت راه رفتن در این افراد تأکید دارد (۲۳) و می توان چنین بیان کرد که کاهش دومین اوج نیروی واکنش زمین در سالمندان به دلیل ضعف عضلات پلانتر فلکسور مچ پا و عضلات اکستنسور زانو و ران در این افراد می باشد (۱۷).

همچنین، مطابق نتایج پژوهش حاضر، در هر دو گروه سنی، مقدار نیروی واکنش عمودی فازهای پذیرش وزن و پیشروی در سرعت های بالاتر راه رفتن به طور معنی داری بیشتر از سرعت های پایین است. این نتایج مطابق نتایج پژوهش LaRoche و همکاران است که بیان کرده اند حداکثر سرعت راه رفتن با اوج نیروی واکنش عمودی زمین همبستگی دارد (۶). در واقع از آنجایی که حداکثر سرعت راه رفتن سالمندان کمتر از جوانان است، بنابراین می توان انتظار داشت که اوج نیروی واکنش عمودی زمین در سالمندان نیز کمتر از جوانان باشد (۱۷، ۲۴). به دلیل وجود رابطه خطی مثبت در بین اوج نیروی واکنش عمودی زمین و سرعت راه رفتن، افرادی که از ضعف قدرت در عضلات اندام تحتانی خویش برخوردارند، از ظرفیت کمتری برای راه رفتن سریع نیز برخوردار می باشند. در واقع آنچه به نظر آشکار می رسد این است که کاهش قدرت اندام تحتانی در سالمندان منجر به کاهش نیروی واکنش عمودی فازهای پذیرش وزن و پیشروی و نیز کاهش حداکثر سرعت راه رفتن در آنها می شود (۲۵). بنابراین، تقویت عضلات اندام تحتانی در سالمندان می تواند به بهبود سرعت حرکت و افزایش نیروی واکنش عمودی آنها کمک کرده و در کاهش خطرات افتادن و ناتوانی عملکردی موثر واقع شود.

مقاله در دست چاپ

با وجود نتایج قابل توجه پژوهش حاضر، عدم همسان سازی آزمودنی‌ها به لحاظ کفش مورد استفاده و عدم مطالعه تفاوت‌های وابسته به جنسیت، از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌باشد. بعلاوه، استفاده از چندین سرعت مختلف دیگر می‌توانست اعتبار نتایج بدست آمده را افزایش دهد.

نتیجه‌گیری نهایی

بطور کلی مطابق نتایج پژوهش حاضر، در هردو گروه سنی، افزایش سرعت راه رفتن با کاهش درصد فاز استقرار گام برداری، و افزایش درصد فاز نوسان گام برداری، همراه است. اما، در همه سرعت‌های مورد مطالعه، درصد فازهای استقرار و نوسان یک چرخه راه رفتن، بین جوانان و سالمندان مشابه بود. بعلاوه، پایین‌تر بودن نیروهای اوج اول و اوج دوم واکنش عمودی در سالمندان نشان‌دهنده ضعف عضلات اکستنسور زانو، اکستنسور هیپ و پلانترفلکسور مچ پا است. به نظر می‌رسد سالمندان، سرعت تولید نیرو را در طی راه رفتن سریع تعدیل می‌کنند تا به ظرفیت لازم برای تولید نیرو دست یابند و از این طریق بر ضعف عضلات اندام تحتانی خویش غلبه کنند. این امر ممکن است یک استراتژی برای حفظ تعادل و یا غلبه بر خستگی عصبی-عضلانی باشد، اما پیامد نهایی آن کاهش سرعت راه رفتن است که می‌تواند یک سالمند ضعیف را در معرض محدودیت حرکتی، ناتوانی، تهدید سلامتی و کاهش استقلال عملکردی قرار دهد. چنین اطلاعاتی می‌تواند در طراحی برنامه‌های توانبخشی ویژه سالمندان مثر ثمر واقع گردد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند تا از زحمات و همکاری‌های کلیه افراد، مسئولین و نهادهایی که به هرنحوی با محققان همکاری داشتند، قدردانی نمایند.

منابع

1. Kimura T, Kobayashi H, Nakayama E, Hanaoka M. Effects of aging on gait patterns in the healthy elderly. *Anthropological Science*, 2007; 115 (7): 67-72.
2. Hortobágyi T, Finch A, Solnik S, Rider P, et al. Association between Muscle Activation and Metabolic Cost of Walking in Young and Old Adults. *The Journal of Gerontology* 2011. 66(5): 541-47.
3. Sadeghi H, Ghasempoor H, Yadegaripoor M, Shojaedin S. The Effect of Eight Week Combined Aquatic and Non-Aquatic Training Program on the Lower Extremity Strength and Gait Speed of Elderly Men. *Salmand*. 2013; 7 (4): 59-66. (Persian)
4. Sadeghi H. balance and push-off control during walking in normal and healthy young and older adults. Research design, University of Kharazmi, Karaj, 2014. (Persian)
5. Monaco V, Rinaldi LA, Macri G, & Micera S. During walking elders increase efforts at a proximal joints and keep low kinetics at the ankle. *Clinical Biomechanics* 2009; 24: 493-8.
6. LaRoche DP, Millett ED, Kralian RJ. Low strength is related to diminished ground reaction forces and walking performance in older women. *Gait & Posture* 2011; 33(4): 668-72.
7. Hortobágyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle co-activation. *Gait & Posture* 2009; 29 (1): 558-64.
8. Sadeghi H, Norouzi H. Spatio-Temporal Parameters Changes in Gait of Male Elderly Subjects. *Salmand*. 2010; 4 (2): 71-76. (Persian)
9. Arshi AR, Eskandari F, Navvab Motlagh F, Karimi M. Comparing pelvic and trunk kinematics between young and older adults during treadmill walking, 21st Iranian Conference on Biomedical Engineering, Tehran, Iran 2014; 21(2): 633-7.

10. Lin MR, Hwang HF, Wang YW, Chang SH, Wolf SL. Community-Based Tai Chi and its effect on injurious falls, balance, gait and fear of falling in older people. *Physical Therapy* 2006; 85(9): 1189-1201.
11. Toda, H., Nagano, A., Luo, Z. Age and gender differences in the control of vertical ground reaction force by the hip, knee and ankle joints. *Journal of Physical Therapy Sciences* 2015, 27: 1833–8.
12. Liu MQ, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. *Journal of Biomechanics* 2006; 39(14): 2623-30.
13. Baharlouei H, Nodehi-Moghaddam A. Correlation between Body Mass Index and Postural Balance in Elderly. *Archives of Rehabilitation*. 2012; 12: 54-9. (Persian)
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* 2008; (19): 1085–91.
15. Allison S, Arnold et al. Contributions of muscles to terminal-swing knee motions vary with walking speed. *Journal of Biomechanics* 2007; 40: 3660–71
16. Kang H, Dingwell J. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture* 2009; 27(4): 572–7.
17. 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.
18. 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.
19. Larish DD, Martin PE, Mungiole M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Annals of the New York Academy of Sciences* 1989; 515: 18–32.
20. Yamada T, Maie K. The characteristics of walking in old men analyzed from the ground reaction force. *Journal of the Anthropological Society of Nippon* 1996; 96: 7–15.
21. Martin PE, Marsh AP. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *Journal of Biomechanics* 1993; 25: 1237–9.
22. Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture* 1997; 6(1): 1-8.
23. Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hasan SS, et al. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics* 1999; 11(5): 253-9.
24. Devita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* 2007; 88(5):1804-11.
25. Rantanen T, Guralnik JM, Izmirlian G, Williamson JD, et al. Association of muscle strength with maximum walking speed in disabled older women. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 1988; 77(4):299–305.

مقاله در دست چاپ