

Research Paper



Evaluation of Spatio-Temporal Gait Variability during Obstacle Crossing in Parkinson's Disease

*Elaheh Azadian¹, Mahdi Majlesi², Ali Fatahi³, Rezvan Bakhtiyarian²

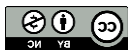
1. Department of Motor Behavior, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
2. Department of Sport Biomechanics, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
3. Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online



Citation: Azadian E, Majlesi M, Fatahi A, Bakhtiyarian R. Evaluation of Spatio-Temporal Gait Variability during Obstacle Crossing in Parkinson's Disease (Persian). Journal of Sport Biomechanics. 2023;9(3):234-250. <https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.9.3.1.7>

<https://doi.org/10.21859/JSportBiomech.9.3.1.7>



Article Info:

Received: 2 Feb. 2024

Accepted: 18 Feb. 2024

Available Online: 19 Feb. 2024

Keywords:

Gait, Obstacle crossing, Parkinson's disease, Variabilityjump

ABSTRACT

Objective Obstacle crossing and navigating through complex environments is a challenging task in daily life and has been identified as a major cause of falls in individuals with Parkinson's disease (PD). The aim of this study is to assess the variability in spatio-temporal variables of gait in patients with Parkinson's disease when crossing obstacles.

Methods This descriptive study included 15 men with Parkinson's disease and 17 age-matched healthy men who participated in this study through convenience sampling. Spatio-temporal parameters of gait during normal walking and obstacle crossing were evaluated using a motion analysis system with four cameras (Vicon, Oxford Metrics, Oxford, UK). The results were analyzed using three-way analysis of variance (ANOVA) and SPSS software with a significance level of $p < 0.05$.

Results The results showed that cadence and walking speed were lower and swing time, stance time, stride time, step time, single support time, and double support time were higher in the PD group compared to the control group ($p < 0.05$). The difference between the two groups was significant in the variability coefficient of variables such as double support time, single support time, stride time, step length, and percentage of opposite foot contact with the ground. Crossing obstacles also resulted in increased stride time, stance time, step length, and stride length compared to normal walking, and increased variability in swing time, single support time, stride time, and step time.

Conclusion Crossing obstacles in individuals with PD resulted in reduced walking speed and increased double support time, which are among the most important risk factors for falls. Additionally, greater variability during normal walking or obstacle crossing, accompanied by decreased cognitive functions in the PD group, indicates an increased risk of falls during challenging activities.

*** Corresponding Author:**

Elaheh Azadian

Address: Department of Motor Behavior, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

Tel: +98 (81) 34481260

E-mail: azadian1@yahoo.com

Extended Abstract

1. Introduction

Parkinson's disease (PD) is the second most progressive and debilitating age-related neurological disorder worldwide, with its prevalence increasing in individuals over 60 years old. In this disease, a wide spectrum of central physiological processes affecting posture control and balance is influenced. For example, decreased muscle strength and function, reduced cognitive function, history of previous falls, and fear of recurrent falls are among the factors that increase the risk of falling. Negotiating obstacles and complex environments is a challenging task in daily life and is recognized as the leading cause of falls in the elderly and individuals with PD. Successful negotiation requires planning and visual guidance to adjust steps, occurring at least 6 steps before encountering the obstacle. Walking adaptations include changing walking speed and increasing step-to-step variability as approaching the obstacle, which increases with age. Previous studies have shown that due to increased motor and sensory impairments associated with aging, elderly individuals tend to increase step height and decrease walking speed compared to younger individuals when negotiating obstacles. Studies have shown that Parkinson's patients who experience freezing of gait (FOG), even when in the ON medication state, demonstrate greater variability in spatial-temporal parameters of walking compared to patients who do not experience FOG. This study aimed to investigate the effect of negotiating obstacles on spatial-temporal parameters and the variability of these parameters in individuals with Parkinson's disease compared to neurologically healthy counterparts.

2. Methods

The participants of this study included elderly individuals residing in the Hamedan province. A total of 32 elderly individuals were selected using convenience sampling. Fifteen patients with Parkinson's disease (PD) were recruited from the specialized neurology clinics. Additionally, 17 healthy elderly individuals were selected as the control group. Motion analysis was performed using a three-dimensional Vicon motion analysis system (Vicon Peak, Oxford, UK) with four T20 series cameras at a frequency of 100 Hz. Spherical markers with a diameter of 14 mm were attached to specific anatomical points on the lower limbs of the participants using double-sided adhesive tape and based on the Plug-In Gait Marker Set model (Vicon Peak, Oxford, UK). Two Kistler force plates (Kistler 9281EA, Winterthur, Switzerland) with a sampling frequency of 1000 Hz synchronized with the cameras were used to determine various gait events in different tasks. Participants walked barefoot at a normal speed and walked while crossing obstacles. The obstacle, made of flexible foam plastic, had dimensions of 60 cm length, 6 cm diameter, and 15 cm height. It was designed to be placed between two force plates so that there was no contact with the force plate surface during obstacle crossing. For the analysis of spatial-temporal gait parameters, a three-way analysis of variance (ANOVA) was employed. The factors examined for variability and mean spatial-temporal parameters included group (PD and control groups), task (normal walking and walking with obstacle), and the interaction between these factors. All statistical analyses were conducted using SPSS software (SPSS 16, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), with a significance level of $p < 0.05$.

3. Results

Factor analysis results indicated that in the PD group, cadence (approximately 20%) and gait velocity (approximately 31%) were significantly lower compared to the control group. Meanwhile, swing time (approximately 16%), stance time (approximately 24%), stride time (approximately 22%), step time (approximately 24%), single stance time (approximately 16%), and double stance time (approximately 38%) were significantly higher in the PD group compared to the control group. The results regarding task factor showed that this factor had a significant effect on most spatial-temporal variables. Factor analysis results also showed that the variability in all spatial-temporal gait variables was higher in the PD group compared to the control group. However, in variables such as double stance time (approximately 58%), single stance time (approximately 31%), stride time (approximately 70%), step length (approximately 43%), and percentage of foot contact with the ground (approximately 53%), it was significantly higher in the PD group compared to the control group (Table 3). The obstacle factor also showed a significant effect

on the variability of some parameters. Crossing the obstacle compared to normal walking in both groups led to a significant increase in variability in swing time (approximately 71%), single stance time (approximately 57%), stride time (approximately 35%), and step time (approximately 36%), and only variability in double stance time (approximately 36%) decreased during obstacle crossing. The interaction between group and task in these variables was not significant, indicating that the obstacle factor increased variability in both groups (Table 3).

Table 3. Factor analysis of variability in spatiotemporal variables F (P-value)

	Task	Task * Group	Group
Cadence	1.882 (0.180)	0.553 (0.463)	0.028 (0.869)
Speed	2.755 (0.107)	0.395 (0.534)	3.153 (0.086)
Stance time	0.567 (0.457)	1.562 (0.221)	2.076 (0.160)
Swing time	13.197 (0.001)	0.002 (0.966)	2.697 (0.111)
Double support time	4.632 (0.04)	0.319 (0.577)	4.986 (0.033)
Single support time	12.570 (0.001)	0.142 (0.709)	4.170 (0.045)
Step time	7.116 (0.012)	1.873 (0.171)	5.649 (0.024)
Stride time	3.98 (0.049)	0.648 (0.427)	3.701 (0.111)
Step length	0.059 (0.809)	0.550 (0.817)	5.703 (0.023)
Stride length	0.132 (0.719)	0.113 (0.739)	1.145 (0.293)
foot off	0.917 (0.346)	0.011 (0.916)	0.607 (0.442)
Opposite foot off	0.444 (0.510)	0.119 (0.733)	2.491 (0.125)
Opposite foot contact	1.449 (0.230)	0.190 (0.666)	8.065 (0.008)

4. Conclusion

The aim of this study was to investigate the impact of obstacle crossing on spatial-temporal gait parameters and to examine the variability of these parameters. The results of a correlation study were consistent with the findings of the current study, indicating that for the PD group, the risk of falling was strongly associated with certain gait parameters such as speed, stride length, and step time. In contrast, for healthy elderly individuals, the risk of falling was associated with balance metrics such as path length and sway in the AP and ML directions. Interestingly, there was no strong relationship between the risk of falling and balance metrics for individuals with PD, despite showing greater oscillation compared to healthy elderly individuals. Obstacle crossing also resulted in a significant increase in step time, stride time, step length, and stride length compared to normal walking. However, percentage variables during obstacle crossing showed a significant decrease, which was more pronounced in the PD group. In previous research, the most important temporal factors in gait are the stance and swing phases. The stance phase accounts for approximately 60% of the gait cycle, with the remaining 40% attributed to the swing phase. According to Schmidt's motor program theory, the temporal ratio of these two variables remains constant when the gait pattern is consistent, such as walking at different speeds. However, the results of this study showed that obstacle crossing resulted in a significant change in the timing between the stance and swing phases. In other words, the ratio of these phases in normal walking and walking during obstacle crossing had a significant difference. Therefore, it can be concluded that the task of obstacle crossing is controlled by a different motor program.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be addressed in this research.

Funding

This research did not receive any grants from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

ارزیابی تغییرپذیری متغیرهای فضایی-زمانی گامبرداری بیماران مبتلا به پارکینسون در هنگام عبور از مانع

*الهه آزادیان^۱، مهدی مجلسی^۲، علی فتاحی^۳، رضوان بختیاران^۲

۱. گروه رفتار حرکتی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

۲. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

۳. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

چکیده

هدف عبور از موانع و محیط‌های پیچیده یک تکلیف چالش‌برانگیز در زندگی روزمره است و به‌عنوان بیشترین علت سقوط در افراد مبتلا به پارکینسون (PD) شناخته شده است. هدف این پژوهش ارزیابی تغییرپذیری در متغیرهای فضایی-زمانی گامبرداری بیماران مبتلا به پارکینسون در هنگام عبور از مانع می‌باشد.

روش‌ها این مطالعه از نوع توصیفی بود که ۱۵ مرد با بیماری پارکینسون و ۱۷ مرد هم‌تا و سالم به روش در دسترس در این مطالعه شرکت داشتند. پارامترهای فضایی-زمانی گامبرداری در وضعیت عادی و عبور از مانع با استفاده از یک سیستم تحلیل حرکتی با چهار دوربین (Vicon (Oxford Metrics, Oxford, UK) ارزیابی شدند. نتایج با استفاده از آزمون آماری آنالیز واریانس سه طرفه، و با نرم‌افزار SPSS با سطح آماری $p < 0.05$ تحلیل گردید.

یافته‌ها نتایج نشان دادند کادنس و سرعت راه رفتن کمتر و زمان نوسان، زمان اتکا، زمان گام، زمان قدم، زمان اتکای تک‌پا و زمان اتکای دوپا بیشتر از ویژگی‌های گامبرداری در گروه PD نسبت به گروه کنترل بود ($p < 0.05$). اختلاف بین دو گروه در ضریب تغییرپذیری متغیرهای زمان اتکای دو پا، زمان اتکای تک‌پا، زمان قدم، طول قدم و درصد تماس پای مخالف با زمین معنی‌دار بود. عبور از مانع نیز موجب افزایش زمان قدم، زمان گام، طول قدم و طول گام نسبت به وضعیت راه رفتن معمولی و افزایش تغییرپذیری در زمان نوسان، زمان اتکای تک‌پا، زمان گام و زمان قدم گردیده بود.

نتیجه‌گیری عبور از مانع در افراد PD موجب کاهش سرعت راه رفتن و افزایش زمان اتکای دوپا گردید که از مهم‌ترین ویژگی‌های مرتبط با ریسک سقوط هستند. همچنین تغییرپذیری بیشتر حین گامبرداری عادی و یا عبور از مانع همراه با کاهش عملکردهای شناختی در گروه PD نشانه افزایش ریسک سقوط در فعالیت‌های دارای چالش می‌باشد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۱۳ بهمن ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: ۲۹ بهمن ۱۴۰۲

تاریخ انتشار: ۳۰ بهمن ۱۴۰۲

کلید واژه‌ها:

گامبرداری، عبور از مانع، پارکینسون، تغییرپذیری

*نویسنده مسئول:

الهه آزادیان

آدرس: گروه رفتار حرکتی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

تلفن: +۹۸ (۸۱) ۳۴۴۸۱۲۶۰

ایمیل: azadian1@yahoo.com

مقدمه

بیماری پارکینسون (PD) دومین اختلال پیش‌رونده و تخریب‌کننده سیستم عصبی و وابسته به سن (۱) در جهان است که شیوع آن در افراد بالای ۶۰ سال افزایش می‌یابد (۲). با از بین رفتن نورون‌های دوپامینرژیک واقع در جسم سیاه در عقده‌های قاعده‌ای، ترشح دوپامین که یک انتقال‌دهنده عصبی حیاتی برای تنظیم حرکت است کاهش یافته و منجر به بروز علائم اصلی PD می‌گردد (۳). مهم‌ترین نشانه‌های حرکتی در این بیماران شامل برادی‌کنزی، لرزش در حالت استراحت، سفتی در اندام‌ها و راه رفتن خمیده است که با پیشرفت بیماری، ریسک زمین خوردن و سقوط افزایش می‌یابد (۴). در این بیماری طیف وسیعی از فرایندهای فیزیولوژیکی مرکزی تأثیرگذار بر کنترل قامت و تعادل تحت تأثیر قرار می‌گیرند (۵). به‌عنوان مثال کاهش قدرت و عملکرد عضلانی، کاهش عملکردهای شناختی، سابقه سقوط قبلی، ترس از سقوط مجدد از مواردی هستند که ریسک سقوط را افزایش می‌دهند (۶). طبق آمار جهانی، سالانه حدود ۴۵ تا ۶۸ درصد این افراد سقوط را تجربه می‌کنند (۷) و بی‌ثباتی در راه رفتن، حدود ۷۰٪ خطر سقوط را در افراد مبتلا به PD افزایش می‌دهد که نسبت به سالمندان سالم هم‌سن به‌طور قابل توجهی بالاتر است (۸).

از جمله اختلالات شناخته شده در الگوی راه رفتن افراد مبتلا به PD، کاهش سرعت و طول گام، افزایش زمان حمایت دوپا و کاهش هماهنگی بین اندام‌ها است (۹). علاوه بر این، یکی از مشخصات گام‌برداری پارکینسونی، افزایش تغییرپذیری در پارامترهای فضایی-زمانی می‌باشد که به تدریج در طول دوره بیماری بدتر می‌گردند (۹، ۱۰) و یکی از ریسک فاکتورهای سقوط در این افراد شناخته شده است (۱۱). افزایش تغییرپذیری به آسیب گانگلیون‌های قاعده‌ای نسبت داده شده که در تنظیم خروجی‌های حرکتی ریتمیک اهمیت دارند (۱۰). علاوه بر این، پدیده‌ای معروف به فریز شدن در گام‌برداری (FOG) موجب تهدید ثبات در گام‌برداری افراد PD می‌گردد (۱۲، ۱۳).

عبور از موانع و محیط‌های پیچیده یک تکلیف چالش‌برانگیز در زندگی روزمره است و به‌عنوان بیشترین علت سقوط در سالمندان (۱۴) و افراد PD (۱۵)، شناخته شده است. عبور موفق نیازمند برنامه‌ریزی و هدایت بینایی (۱۶) برای تنظیم گام‌ها است که حداقل از ۶ گام قبل از مانع رخ می‌دهد (۱۷). تنظیمات راه رفتن شامل تغییر سرعت راه رفتن و افزایش تغییرپذیری گام به گام حین نزدیک شدن به مانع می‌باشد که با افزایش سن تغییرات بیشتر می‌گردد. نتایج مطالعات گذشته نشان داده است که سالمندان به دلیل افزایش نقایص حرکتی و حسی مرتبط با افزایش سن، حین عبور از مانع و برای اجتناب از برخورد با آن، ارتفاع گام‌ها را افزایش داده و سرعت راه رفتن را نسبت به جوانان کاهش می‌دهند (۱۲-۱۴). مطالعات نشان داده‌اند که بیماران پارکینسونی که FOG را تجربه کرده‌اند حتی هنگامی که در دوره مصرف دارو هستند (ON)، تغییرپذیری بیشتری را در پارامترهای فضایی-زمانی راه رفتن، در مقایسه با بیمارانی که FOG را تجربه نکرده‌اند، نشان می‌دهند (۱۸-۲۰). نتایج برخی از مطالعات نشان داده است که وجود مانع در مسیر راه رفتن موجب افزایش تغییرپذیری گام به گام در گام‌برداری می‌گردد (۱۷، ۲۱، ۲۲). از طرفی مطالعات دیگری نشان داده‌اند که تغییرپذیری حین عبور از مانع کاهش می‌یابد، در این مطالعات کاهش سرعت گام‌برداری به دلیل افزایش دقت و حفظ ایمنی در عبور از مانع را، علت کاهش تغییرپذیری بیان کرده‌اند (۱۰، ۲۳). یکی از علل اختلاف بین مطالعات مختلف، تفاوت در شدت بیماری پارکینسون، دوره ON یا OFF داروها، وجود بیماری‌های ثانویه و مصرف داروهای روان‌درمانی در این بیماران است که بر نتایج مطالعات تأثیرگذار است.

با توجه به تناقض بین مطالعات گذشته در مورد تأثیر مانع بر تغییرپذیری پارامترهای راه رفتن، این مطالعه با هدف بررسی تأثیر عبور از مانع بر پارامترهای فضایی-زمانی و تغییرپذیری این پارامترها در افراد مبتلا به پارکینسون و مقایسه با افراد هم‌تایی که از لحاظ سیستم عصبی سالم هستند، انجام گردید. نتایج این مطالعه می‌تواند در شناسایی عوامل درگیر در گام‌برداری و تعیین اثربخشی مداخلات درمانی، مورد استفاده واقع گردد.

روش شناسی

این مطالعه از نوع مقطعی بود که در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی انجام پذیرفت. جامعه آماری این پژوهش شامل سالمندان ساکن شهرستان همدان بود. با استفاده از نرم افزار G*Power با $\alpha=0.05$ و توان آماری ۸۰ درصد حداقل ۲۴ آزمودنی برای این مطالعه لازم بود که تعداد ۳۲ سالمند با استفاده از نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. از بین مراجعه‌کنندگان به کلینیک تخصصی مغز و اعصاب بیمارستان بعثت در شهر همدان و دو مطب خصوصی متخصصان مغز و اعصاب، تعداد ۱۵ بیمار مبتلا به پارکینسون به‌عنوان گروه بیماران PD و همچنین تعداد ۱۷ نفر از سالمندان سالم نیز به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند. شرایط ورود افراد مبتلا به بیماری پارکینسون عبارت بود از: تشخیص PD اولیه، قرار گرفتن در سطح II و یا سطح III بیماری بر اساس مقیاس هوهن و یاهر، استفاده از داروها، قرار داشتن در مرحله (ON) بدون ایمپلنت‌های کار گذاشته شده یا تحریک عمیق مغز، شرکت داوطلبانه و امضای فرم رضایت‌نامه، فقدان سابقه جراحی ارتوپدی در اندام تحتانی در طی شش ماه گذشته، برخورداری از سیستم شنوایی و بینایی سالم. شرایط ورود افراد سالم نیز عبارت بودند از: فقدان سابقه ورزش، نداشتن سابقه جراحی مهم یا هر گونه مشکل تأثیرگذار بر راه رفتن؛ نظیر مشکلات عصبی - عضلانی و یا ناهنجاری‌های اسکلتی، برخورداری از سیستم دهلیزی، شنوایی و بینایی سالم. هر دو گروه کنترل و بیماران پارکینسون از افراد با دامنه سنی ۵۰ تا ۷۰ سال انتخاب شدند. افراد هر دو گروه شرایط توانایی راه رفتن مستقل بدون وسیله کمکی را داشتند. همچنین معیارهای خروج افراد مبتلا به پارکینسون: PD غیرمعمول یا ثانویه، داشتن بیماری‌هایی که بر راه رفتن تأثیر بگذارد، اختلال شدید شناختی، بینایی و شنوایی، استفاده از مواد یا داروهای روان‌گردان، استفاده از عصا یا کمک در راه رفتن و کسب امتیاز پایین‌تر از ۱۷ در آزمون شناختی MMSE و MoCA در افراد کم‌سواد و بی‌سواد، کسب امتیاز زیر صد در پرسش‌نامه کیفیت زندگی افراد مبتلا به پارکینسون. آزمودنی‌ها رضایت‌نامه جهت شرکت در آزمون را تکمیل کرده و سپس مراحل انجام آزمون‌ها و چگونگی اندازه‌گیری متغیرها و شیوه کار به‌طور کامل برای آزمودنی‌ها تشریح گردید. پروتکل این مطالعه در کمیته اخلاق دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان با شناسه اخلاق IR.IAU.H.REC.1401.001 مورخ ۱۴۰۰/۱۱/۱۶ مورد تأیید قرار گرفت.

از دستگاه تحلیل حرکتی سه‌بعدی (Vicon (Vicon Peak, Oxford, UK) با چهار دوربین سری T20 و با فرکانس ۱۰۰ هرتز از مارکرهای متصل شده به اندام تحتانی آزمودنی‌ها، هنگام راه رفتن تصویربرداری شد. مارکرهای مورد استفاده، کروی شکل و به قطر ۱۴ میلی‌متر بودند که با استفاده از چسب دوطرفه نواری و بر اساس مدل مارکرگذاری (Plug-In Gait Marker Set, Vicon Peak, Oxford, UK)، به نقاط خاص آناتومیکی هر دو پای شرکت‌کنندگان متصل شدند. این نقاط شامل خارخاصره قدامی فوقانی و خلفی فوقانی، اپی‌کندید خارجی زانو، یک سوم پایینی ران، یک سوم پایینی ساق، قوزک خارجی، سر متاتارسال دوم و پشت استخوان پاشنه بودند (۲۴). دو صفحه نیروی کیستلر (Kistler 9281EA, Winterthur, Switzerland) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که با دوربین‌ها هم‌زمان شده بودند برای مشخص کردن رخدادهای مختلف گام‌برداری در تکالیف مختلف استفاده شد. دو صفحه نیرو در وسط مسیر گام‌برداری ۱۲ متری در محیط کالیبره شده آزمایشگاه قرار داشت.

ابتدا دوربین‌ها در یک فضای کالیبراسیون به ابعاد $2 \times 3 \times 1/5$ m کالیبره شدند. این فضای کالیبره شده در نیمه راه یک مسیر پیاده‌روی ۱۲ متری در آزمایشگاه بود. آزمودنی‌ها در مسیر تعیین شده با سرعت عادی راه می‌رفتند. محل شروع گام‌برداری به‌طور آزمون و خطا به نحوی انتخاب شد که هر یک از پاها یک گام (استراید) کامل در داخل فضای کالیبره شده داشته باشند. فاصله محل شروع راه رفتن تا فضای کالیبره شده به حدی بود که تا قبل از ورود به فضای کالیبره شده آزمودنی حداقل ۷ گام برمی‌داشت (۲۵) و

همچنین طول مسیر ۱۲ متری، این امکان را فراهم ساخته بود که بعد از فضای کالیبره شده هم حداقل حدود ۷ گام برداشته می‌شد. با این شرایط اثر مربوط به شروع گام‌برداری و توقف، حذف شد.

با استفاده از نرم‌افزارهای Vicon Nexus نسخه ۱،۸،۲ و Polygan نسخه ۳،۵،۲ داده‌ها تحلیل شدند؛ شرایط اجرای یک کوشش راه رفتن صحیح شامل برخورد کامل پا بر روی بخش میانی دستگاه صفحه‌نیرو بود. اگر لبه‌های صفحه‌نیرو توسط پای آزمودنی لمس می‌شد یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می‌گردید، کوشش راه رفتن تکرار می‌شد. داده‌های خام پس از پردازش اولیه و تعیین مختصات آن‌ها، با استفاده از فیلتر Butterworth سطح چهار و بدون اختلاف فازی (Fourth order Butterworth low pass filter, zero lag) با فرکانس برش ۶Hz هموار شدند. سپس داده لحظه‌های مربوط به یک گام کامل در هر پا جدا شدند و با استفاده از روش Interpolation طول همه گام‌ها به ۱۰۰٪ تبدیل گردید. در همه متغیرها میانگین ۳ تکرار صحیح گام‌برداری برای محاسبات بعدی استفاده شد. اجرای گام‌برداری زمانی صحیح تلقی گردید که همه مارکرهای اندام تحتانی، طی سیکل گام-برداری قابل رؤیت باشند. تصاویر مارکرها در حافظه کامپیوتر ذخیره و سپس با استفاده از این مختصات لحظات مختلف از مراحل گام‌برداری شامل لحظه تماس پاشنه، لحظه جدا شدن انگشت پا از زمین تا لحظه تماس مجدد پاشنه با زمین برای هر یک از اندام‌های چپ و راست ثبت شد و سپس متغیرهای کادنس، سرعت راه رفتن، طول گام و طول قدم، زمان‌های گام و قدم، استقرار، نوسان، حمایت تک اتکایی و حمایت دو اتکایی، جدا شدن پای مخالف، تماس پای مخالف با زمین و زمان جدا شدن پنجه برحسب درصدی از طول چرخه راه رفتن استخراج شدند.

تکالیف آزمودنی‌ها شامل گام‌برداری با پای برهنه و با سرعت عادی و گام‌برداری و عبور از مانع بود. مانع از جنس فوم پلاستیکی قابل انعطاف به ابعاد (طول ۶۰ سانتی‌متر* قطر ۶ سانتی‌متر* ارتفاع ۱۵ سانتی‌متر) طراحی و ساخته شد. مانع طراحی شده در حالت عبور از مانع در بین دو تخته نیرو به صورتی که برخورد با صفحه نیرو نداشته باشند قرار داده شد (۷). در این مطالعه برای به دست آوردن زمان اتکا نیز از رابطه (۱) استفاده گردید. همچنین زمان نوسان در هر پا، مساوی با مرحله اتکای یک‌پایی در پای مخالف در نظر گرفته شد (۲۶) که از داده‌های استخراج شده از نرم‌افزار Polygon به دست آمد. همچنین برای محاسبه تغییرپذیری در پارامترهای گام‌برداری از رابطه (۲) استفاده شد. ضریب تغییرات، تغییرپذیری و ناهماهنگی گام‌برداری را ارزیابی می‌کند (۲۷).

$$x \text{ Stance time} = \text{double support time} + \text{single support time} \quad (1)$$

رابطه (۱): محاسبه زمان اتکا در هر پا. X: برای پای راست یا چپ به صورت جداگانه استفاده گردید.

$$\text{CoV} = \frac{\sum SD}{x} \times 100 \quad (2)$$

رابطه (۲): CoV: ضریب تغییرپذیری که معمولاً به شکل درصد بیان می‌شود. X: میانگین هر یک از پارامترهای گام‌برداری. $\sum SD$: مجموع انحراف استاندارد پارامترها.

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک استفاده شد. همه داده‌ها از توزیع طبیعی برخوردار بودند. برای تحلیل داده‌های فضایی-زمانی گام‌برداری از روش آنالیز واریانس سه طرفه استفاده گردید. فاکتورهای مورد بررسی برای تغییرپذیری و میانگین پارامترهای فضایی-زمانی شامل عامل گروه (گروه PD و گروه کنترل) عامل تکلیف (گام‌برداری عادی و گام‌برداری حین

عبور از مانع) و تعامل بین این عوامل بودند. کلیه مراحل تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS (SPSS 16, SPSS Inc. Chicago, IL, USA) و با سطح معناداری $p < 0.05$ انجام گردید.

نتایج

در جدول ۱، مشخصات دموگرافیک دو گروه تجربی و کنترل ارائه شده است. مقایسه دو گروه نشان داد، به جز در آزمون MMSE مشخصات در هر دو گروه مشابه است و اختلاف معنی‌داری مشاهده نگردید.

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در گروه‌های مورد مطالعه (میانگین \pm انحراف استاندارد)

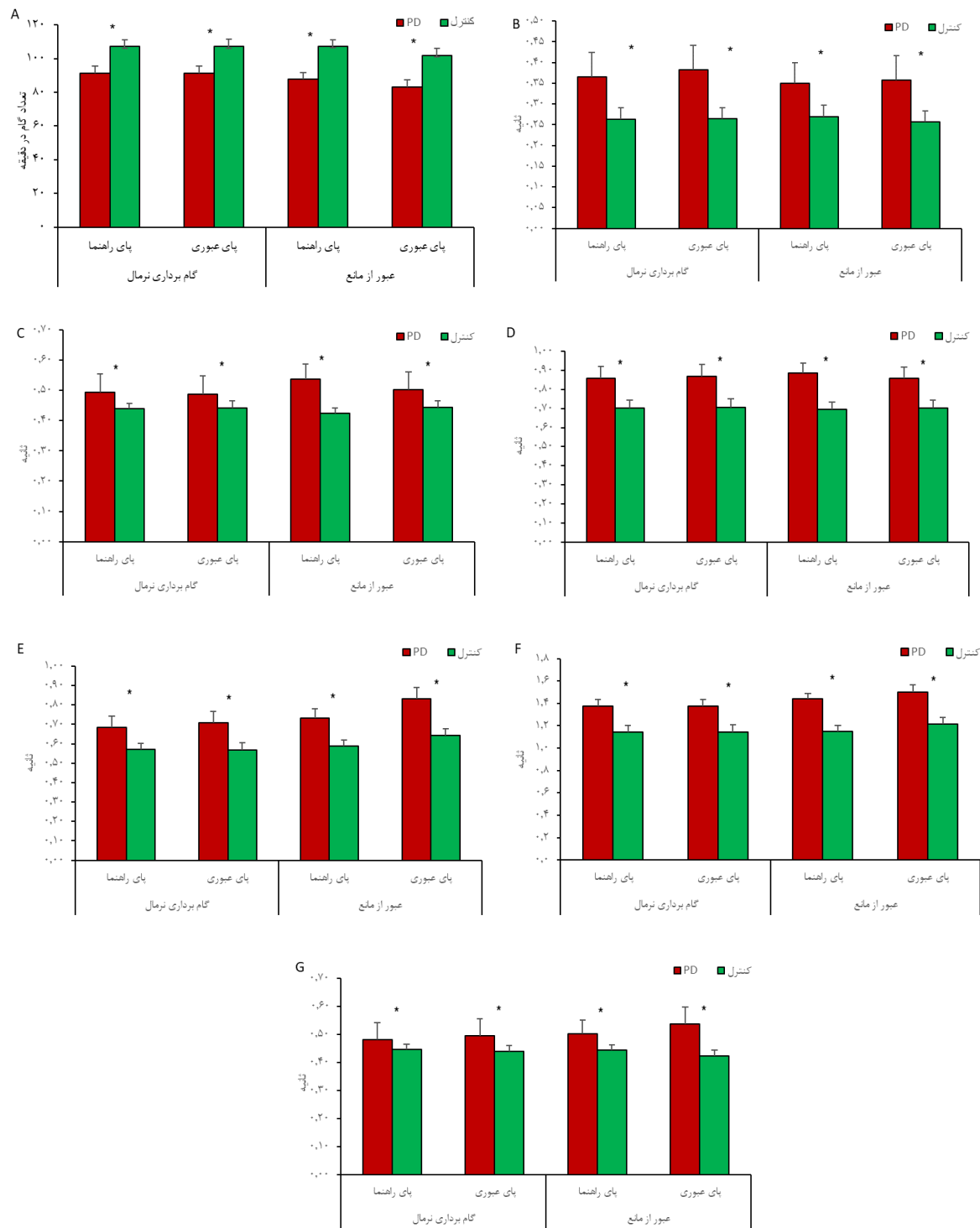
Sig.	گروه		متغیرها
	کنترل	PD	
۰/۶۲	۶۰/۵۲ \pm ۶/۱۷	۶۱/۶۰ \pm ۶/۲۳	سن (سال)
۰/۸۶	۱/۶۴ \pm ۰/۰۹	۱/۶۴ \pm ۰/۱۰	قد (متر)
۰/۷۵	۶۸/۸۸ \pm ۱۱/۶۰	۶۷/۶۰ \pm ۱۰/۵۶	جرم (کیلوگرم)
۰/۶۴	۲۵/۷۱ \pm ۳/۴۵	۲۵/۱۳ \pm ۳/۳۹	BMI
۰/۰۰۲	۲۷/۰۷ \pm ۲/۴۰	۲۳/۰۰ \pm ۳/۷۴	MMSE
	-	۲۲/۸۰ \pm ۳/۱۴	MoCA
	-	۱۱۲/۴۰ \pm ۱۲/۶۳	PDQL

نکته: BMI = شاخص جرم بدن (وزن / مجذور قد)، PD: گروه پارکینسون، MMSE: آزمون خلاصه معاینه روانی، MoCA: آزمون شناختی مونترال PDQL: پرسشنامه کیفیت زندگی پارکینسون

میانگین پارامترهای فضایی-زمانی

نتایج تحلیل عاملی نشان داد در گروه PD کاندس (حدود ۲۰ درصد) و سرعت گام برداری (حدود ۳۱ درصد) به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه کنترل بود. درحالی‌که زمان نوسان (حدود ۱۶ درصد)، زمان اتکا (حدود ۲۴ درصد)، زمان گام (حدود ۲۲ درصد)، زمان قدم (حدود ۲۴ درصد)، زمان اتکای تک‌پا (حدود ۱۶ درصد) و زمان اتکای دوپا (حدود ۳۸ درصد) در گروه PD به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه کنترل بود (شکل ۱).

نتایج در مورد عامل تکلیف نشان داد، این عامل تأثیر معنی‌دار در اکثر متغیرهای فضایی-زمانی دارد. همان‌طور که در جدول ۲ نشان داده شده است، عبور از مانع موجب افزایش زمان قدم (حدود ۷ درصد)، زمان گام (حدود ۵ درصد)، طول قدم (حدود ۵ درصد) و طول گام (حدود ۴ درصد) نسبت به وضعیت راه رفتن معمولی گردیده است (شکل ۲). درحالی‌که متغیرهای درصدی در حین عبور از مانع کاهش معنی‌داری را نشان داده‌اند. تعامل بین تکلیف و گروه فقط در متغیر درصد جدا شدن پای مخالف از زمین معنی‌دار بود. بررسی میانگین‌ها مشخص کرد، جدا شدن پای مخالف در گروه PD حین عبور از مانع نسبت به گام برداری عادی حدود ۱۳ درصد زودتر رخ داده است، درحالی‌که در گروه کنترل این اختلاف به دو درصد کاهش یافته است.



شکل ۱. اختلاف بین دو گروه حین راه رفتن عادی و عبور از مانع در متغیرهای: (A) کادنس، (B) زمان اتکای دوگانه، (C) زمان اتکای تک پا، (D) زمان اتکاء، (E) زمان قدم، (F) زمان گام، (G) زمان نوسان.

تغییرپذیری در پارامترهای فضایی-زمانی

نتایج تحلیل عاملی نشان داد ضریب تغییرپذیری در همه متغیرهای فضایی-زمانی گام برداری در گروه PD بیشتر از گروه کنترل بود اما در متغیر زمان اتکای دو پا (حدود ۵۸ درصد)، زمان اتکای یک پا (حدود ۳۱ درصد)، زمان قدم (حدود ۷۰ درصد)، طول قدم (حدود ۴۳ درصد) و درصد تماس پا با زمین (حدود ۵۳ درصد) در گروه PD به طور معنی داری بیشتر از گروه کنترل بود (جدول ۳).

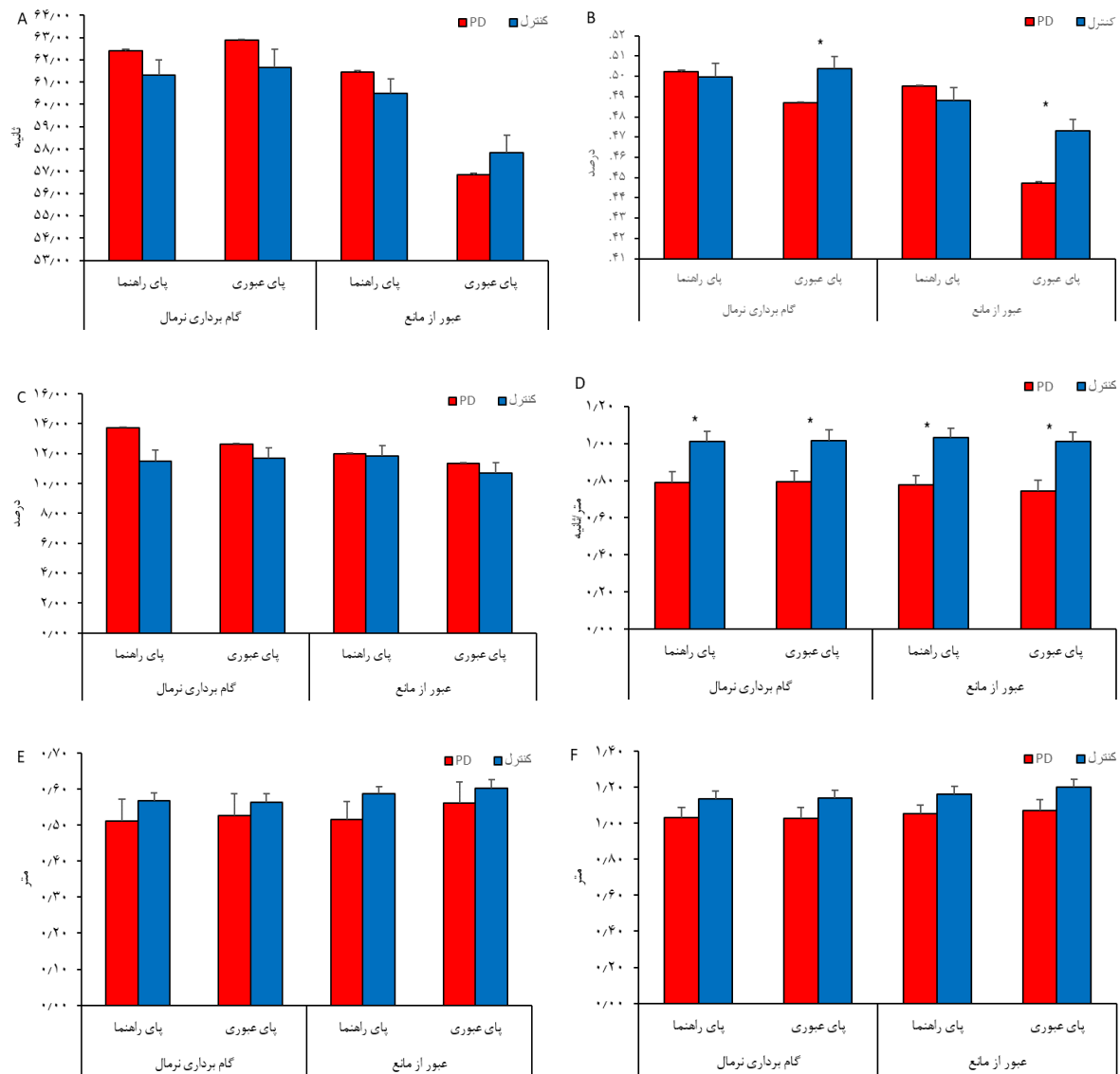
عامل مانع نیز بر تغییرپذیری برخی پارامترها تأثیر معنی داری را نشان داد. عبور از مانع نسبت به راه رفتن عادی در هر دو گروه موجب افزایش معنی داری در تغییرپذیری زمان نوسان (حدود ۷۱ درصد)، زمان اتکای تک پا (حدود ۵۷ درصد)، زمان گام (حدود ۳۵ درصد) و زمان قدم (حدود ۳۶ درصد) گردیده بود و فقط تغییرپذیری در زمان اتکای دو پا (حدود ۳۶ درصد) حین عبور از مانع کاهش نشان داده بود. تعامل بین گروه و تکلیف در این متغیرها معنی دار نبود، بدین معنی که عامل مانع در هر دو گروه موجب افزایش تغییرپذیری گردیده بود (جدول ۳).

جدول ۲. تحلیل عاملی سه طرفه در متغیرهای فضایی-زمانی (P-value)

تکلیف	تکلیف* گروه	گروه
کادنس	۷/۰۸(۰/۰۱۲)	۱/۰۱۵(۰/۰۰۳)
سرعت	۰/۷۱۶(۰/۰۴۰۴)	۱۱/۱۸۰(۰/۰۰۲)
زمان اتکا	۰/۰۰۵(۰/۰۹۴۳)	۸/۵۴۶(۰/۰۰۷)
زمان نوسان	۱/۲۳۵(۰/۲۷۵)	۷/۱۲۱(۰/۰۱۲)
زمان اتکای دو پا	۱/۳۲۴(۰/۲۵۹)	۶/۶۹۵(۰/۰۱۵)
زمان اتکای تک پا	۱/۳۰۶(۰/۲۶۲)	۷/۹۶۶(۰/۰۰۸)
زمان قدم	۱۶/۷۵۸(۰/۰۰۰)	۱۱/۷۷۸(۰/۰۰۲)
زمان گام	۸/۷۰(۰/۰۰۶)	۱۰/۳۷۷(۰/۰۰۳)
طول قدم	۹/۵۸۳(۰/۰۰۴)	۳/۱۰۹(۰/۰۸۸)
طول گام	۷/۰۵۴(۰/۰۱۳)	۳/۷۰۸(۰/۰۶۴)
جدا شدن پنجه پای موافق از زمین	۴۱/۴۹۷(۰/۰۰۰)	۰/۴۶۳(۰/۵۰۱)
جدا شدن پنجه پای مخالف از زمین	۹/۴۰۱(۰/۰۰۵)	۱/۷۶(۰/۰۱۹۵)
تماس پنجه پای مخالف با زمین	۳۷/۲۵۱(۰/۰۰)	۵/۰۹(۰/۰۳۲)

جدول ۳. تحلیل عاملی تغییرپذیری در متغیرهای فضایی-زمانی (P-value)

تکلیف	تکلیف* گروه	گروه
کادنس	۱/۸۸۲(۰/۱۸۰)	۰/۰۲۸(۰/۰۸۶۹)
سرعت	۲/۷۵۵(۰/۰۰۷)	۳/۱۵۳(۰/۰۸۶)
زمان اتکا	۰/۵۶۷(۰/۰۴۵۷)	۲/۰۷۶(۰/۰۱۶۰)
زمان نوسان	۱۳/۱۹۷(۰/۰۰۱)	۲/۶۹۷(۰/۰۱۱۱)
زمان اتکای دو پا	۴/۶۳۲(۰/۰۰۴)	۴/۹۸۶(۰/۰۳۳)
زمان اتکای تک پا	۱۲/۵۷۰(۰/۰۰۱)	۴/۱۷(۰/۰۴۵)
زمان قدم	۷/۱۱۶(۰/۰۰۱۲)	۵/۶۴۹(۰/۰۲۴)
زمان گام	۳/۹۸(۰/۰۰۴۹)	۳/۷۰۱(۰/۰۱۱۱)
طول قدم	۰/۰۵۹(۰/۰۸۰۹)	۵/۷۰۳(۰/۰۲۳)
طول گام	۰/۱۳۳(۰/۰۷۱۹)	۱/۱۴۵(۰/۰۲۹۳)
جدا شدن پنجه پای موافق از زمین	۰/۹۱۷(۰/۰۳۴۶)	۰/۶۰۷(۰/۰۴۴۲)
جدا شدن پنجه پای مخالف از زمین	۰/۴۴۴(۰/۰۵۱۰)	۲/۴۹۱(۰/۰۱۲۵)
تماس پاشنه پای مخالف با زمین	۱/۴۹۹(۰/۰۲۳۰)	۸/۰۶۵(۰/۰۰۸)



شکل ۲. اختلاف بین دو گروه حین گام برداری عادی و عبور از مانع در متغیرهای: (A) درصد جدا شدن پای موافق، (B) درصد لحظه تماس پای مخالف، (C) درصد لحظه جدا شدن پای مخالف، (D) سرعت گام برداری، (E) طول قدم، (F) طول گام.

بحث

هدف از اجرای این پژوهش بررسی تأثیر عبور از مانع بر پارامترهای فضایی-زمانی گام برداری و همچنین بررسی تغییرپذیری این پارامترها بود. نتایج نشان دادند در گروه PD تعداد گام‌ها در دقیقه و همچنین سرعت راه رفتن به طور معنی داری کمتر از گروه کنترل بود. در حالی که زمان نوسان، زمان اتکا، زمان گام، زمان قدم، زمان اتکای تک پا و زمان اتکای دو پا در گروه PD به طور معنی داری بیشتر از گروه کنترل بود. مطالعه ورگس و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند که برخی از پارامترها مانند کاهش در سرعت راه رفتن و افزایش زمان اتکای دو پا، نشان دهنده کاهش تعادل پویا و با خطر سقوط مرتبط هستند (۲۸). نتایج یک مطالعه همبستگی همسو با نتایج مطالعه حاضر، نشان داد که برای گروه PD، خطر افتادن به شدت با برخی معیارهای راه رفتن مثل سرعت، طول گام و زمان

گام مرتبط بود. در مقابل، برای افراد مسن سالم، خطر سقوط با معیارهای تعادلی مانند طول مسیر و میزان نوسان در جهت‌های AP و ML مرتبط بود. جالب است که هیچ رابطه قوی بین خطر سقوط و معیارهای تعادل برای افراد مبتلا به PD وجود نداشت، علیرغم اینکه این گروه در مقایسه با افراد مسن سالم، نوسان بیشتری را نشان می‌دادند (۱).

عبور از مانع نیز موجب افزایش زمان قدم، زمان گام، طول قدم و طول گام نسبت به وضعیت راه رفتن معمولی گردیده است؛ اما متغیرهای درصدی حین عبور از مانع کاهش معنی‌داری را نشان داده‌اند که در گروه PD این کاهش واضح‌تر بود. در پیشینه تحقیقات مهم‌ترین عوامل زمانی در گام برداری فاز استقرار و نوسان می‌باشند. فاز استقرار حدوداً ۶۰ درصد از چرخه گام‌برداری را تشکیل می‌دهد و ۴۰ درصد دیگر مربوط به فاز نوسان می‌باشد (۲۹). طبق نظریه برنامه حرکتی اشمیت، نسبت زمانی این دو متغیر زمانی که برنامه گام‌برداری یکسان باشد مثل راه رفتن با سرعت‌های مختلف، ثابت باقی می‌ماند (۳۰)؛ اما طبق نتایج این پژوهش عبور از مانع موجب تغییر معنی‌داری در زمان‌بندی بین مرحله استقرار و نوسان گردید. به بیان دیگر، نسبت این فازها در دو وضعیت گام‌برداری عادی و گام‌برداری حین عبور از مانع تغییر معنی‌داری داشت؛ بنابراین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که تکلیف عبور از مانع با برنامه حرکتی متفاوتی کنترل می‌گردد.

نتایج تحلیل عاملی نشان داد ضریب تغییرپذیری در همه متغیرهای فضایی-زمانی گام‌برداری در گروه PD بیشتر از گروه کنترل بود اما این اختلاف در متغیر زمان اتکای دو پا، زمان اتکای یک پا، زمان قدم، طول قدم و درصد تماس پای مخالف با زمین معنی‌دار بود. افزایش تغییرپذیری گام به گام در طول راه رفتن توسط مطالعاتی گزارش گردیده است (۳۱-۳۳). تغییرپذیری در حین حرکت، اساساً به این معنی است که افراد مبتلا به PD اغلب در پاسخ‌های حرکتی خود، ثبات کمتری دارند و در معرض خطر بیشتری برای یک رویداد نامطلوب (یعنی سقوط و زمین خوردن) هستند، زیرا نمی‌توانند به سرعت و به‌طور مناسب به چالش‌های تعادلی روزمره واکنش نشان دهند (۳۴).

عامل مانع نیز بر تغییرپذیری برخی پارامترها تأثیر معنی‌داری را نشان داد. عبور از مانع نسبت به راه رفتن عادی در هر دو گروه موجب افزایش معنی‌داری در تغییرپذیری زمان نوسان، زمان اتکای تک پا، زمان گام و زمان قدم گردیده بود و فقط تغییرپذیری در زمان اتکای دو پا حین عبور از مانع کاهش نشان داده بود. عبور از مانع تکلیفی است که دارای پیچیدگی بیشتر و در نتیجه نیازمند توجه و کنترل مراکز بالاتر سیستم عصبی نسبت به راه رفتن عادی می‌باشد (۳۵). افراد مبتلا به PD به علت وجود نقص در دریافت اطلاعات حسی، دارای اختلال در ادراک صحیح محیط می‌باشند (۳۶)؛ بنابراین، برای تصحیح خطاها و انجام موفقیت‌آمیز تکالیف، نیاز به انجام کنترل و تنظیم دائمی رفتار دارند. این وضعیت در موقعیت‌های چالش برانگیزتر مانند عبور از موانع تشدید می‌شود و در نتیجه تغییرپذیری حرکات افزایش می‌یابد (۱۴). عبور از مانع وابسته به اطلاعات بینایی درباره وضعیت بخش‌های بدن با مانع برای عبور ایمن می‌باشد. توجه بینایی-فضایی در شناسایی مانع و ادغام اطلاعات بصری و حسی-عمقی در بالا بردن پا و ایجاد فاصله کافی برای عدم برخورد با مانع ضروری است (۳۷).

نتیجه‌گیری نهایی

به‌طور کلی این نتایج نشان می‌دهند افراد PD توانایی گام‌برداری باثبات به‌ویژه حین عبور از مانع را ندارند. عبور از مانع در افراد PD موجب کاهش سرعت راه رفتن و افزایش زمان اتکای دو پا گردید که از مهم‌ترین ویژگی‌های مرتبط با ریسک سقوط هستند. همچنین

تغییرپذیری بیشتر حین گام‌برداری عادی و یا عبور از مانع همراه با کاهش عملکردهای شناختی در گروه PD ممکن است نشانه افزایش ریسک سقوط در فعالیت‌های دارای چالش مثل عبور از مانع می‌باشد. افزایش تغییرپذیری همچنین موجب افزایش انطباق-پذیری در مواجهه با شرایط محیطی مختلف می‌باشد که توصیه می‌شود در مطالعات آینده تأثیر شرایط پیش‌بینی نشده محیطی بر تغییرپذیری ویژگی‌های گام‌برداری افراد PD مورد مطالعه قرار داده شود.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

اصول اخلاقی به‌طور کامل در این مقاله رعایت شده است. شرکت‌کنندگان اجازه داشتند در صورت تمایل از پژوهش خارج شوند همچنین همه شرکت‌کنندگان در جریان روند پژوهش بودند و اطلاعات آن‌ها محرمانه نگه داشته شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Morrison S, Moxey J, Reilly N, Russell DM, Thomas KM, Grunsfeld AA. The relation between falls risk and movement variability in Parkinson's disease. *Experimental brain research*. 2021;239(7):2077-87. [DOI:10.1007/s00221-021-06113-9] [PMID]
2. Siragy T, Nantel J. Quantifying dynamic balance in young, elderly and Parkinson's individuals: a systematic review. *Frontiers in aging neuroscience*. 2018;10:387. [DOI:10.3389/fnagi.2018.00387] [PMID]
3. Poewe W, Seppi K, Tanner CM, Halliday GM, Brundin P, Volkman J, et al. Parkinson disease (Primer). *Nature Reviews: Disease Primers*. 2017;3(1). [DOI:10.1038/nrdp.2017.13] [PMID]
4. Dennison AC, Noorigian JV, Robinson KM, Fisman DN, Cianci HJ, Moberg P, et al. Falling in Parkinson disease: identifying and prioritizing risk factors in recurrent fallers. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2007;86(8):621-32. [DOI:10.1097/PHM.0b013e31811611583] [PMID]

5. Perera T, Tan JL, Cole MH, Yohanandan SA, Silberstein P, Cook R, et al. Balance control systems in Parkinson's disease and the impact of pedunculopontine area stimulation. *Brain*. 2018;141(10):3009-22. [DOI:10.1093/brain/awy216] [PMID]
6. Fasano A, Canning CG, Hausdorff JM, Lord S, Rochester L. Falls in Parkinson's disease: a complex and evolving picture. *Movement disorders*. 2017;32(11):1524-36. [DOI:10.1002/mds.27195] [PMID]
7. Kerr GK, Worringham CJ, Cole MH, Lacherez PF, Wood JM, Silburn P. Predictors of future falls in Parkinson disease. *Neurology*. 2010;75(2):116-24. [DOI:10.1212/WNL.0b013e3181e7b688] [PMID]
8. Canning CG, Paul SS, Nieuwboer A. Prevention of falls in Parkinson's disease: a review of fall risk factors and the role of physical interventions. *Neurodegenerative disease management*. 2014;4(3):203-21. [DOI:10.2217/nmt.14.22] [PMID]
9. Hausdorff JM, Zitser J, Mirelman A, Giladi N. Interaction between cognition and gait in patients with Parkinson's disease. *Cognitive impairment and dementia in Parkinson's disease*: Oxford University Press London; 2010. 87-100. [DOI:10.1093/med/9780199564118.003.008] [PMID]
10. Hausdorff JM, Cudkovicz ME, Firtion R, Wei JY, Goldberger AL. Gait variability and basal ganglia disorders: stride-to-stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease. *Movement disorders*. 1998;13(3):428-37. [DOI:10.1002/mds.870130310] [PMID]
11. Ma L, Mi T-M, Jia Q, Han C, Chhetri JK, Chan P. Gait variability is sensitive to detect Parkinson's disease patients at high fall risk. *International Journal of Neuroscience*. 2022;132(9):888-93. [DOI:10.1080/00207454.2020.1849189] [PMID]
12. Nanhoe-Mahabier W, Snijders A, Delval A, Weerdesteyn V, Duysens J, Overeem S, et al. Walking patterns in Parkinson's disease with and without freezing of gait. *Neuroscience*. 2011;182:217-24. [DOI:10.1016/j.neuroscience.2011.02.061] [PMID]
13. Nanhoe-Mahabier W, Snijders A, Delval A, Weerdesteyn V, Duysens J, Overeem S, et al. Split-belt locomotion in Parkinson's disease with and without freezing of gait. *Neuroscience*. 2013;236:110-6. [DOI:10.1016/j.neuroscience.2013.01.038] [PMID]
14. Simieli L, Barbieri FA, Orcioli-Silva D, Lirani-Silva E, Beretta VS, Santos PCRd, et al. Variability of crossing phase in older people with Parkinson's disease is dependent of obstacle height. *Scientific Reports*. 2018;8(1):14852. [DOI:10.1038/s41598-018-33312-2] [PMID]
15. Gérin-Lajoie M, Richards CL, McFadyen BJ. The circumvention of obstacles during walking in different environmental contexts: a comparison between older and younger adults. *Gait & posture*. 2006;24(3):364-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2005.11.001] [PMID]
16. Patla AE, Greig M. Any way you look at it, successful obstacle negotiation needs visually guided on-line foot placement regulation during the approach phase. *Neuroscience letters*. 2006;397(1-2):110-4. [DOI:10.1016/j.neulet.2005.12.016] [PMID]
17. Lythgo N, Begg R, Best R. Stepping responses made by elderly and young female adults to approach and accommodate known surface height changes. *Gait & posture*. 2007;26(1):82-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2006.07.006] [PMID]
18. Nantel J, de Solages C, Bronte-Stewart H. Repetitive stepping in place identifies and measures freezing episodes in subjects with Parkinson's disease. *Gait & posture*. 2011;34(3):329-33. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2011.05.020] [PMID]

19. Bloem BR, Hausdorff JM, Visser JE, Giladi N. Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society*. 2004;19(8):871-84. [DOI:10.1002/mds.20115] [PMID]
20. Hausdorff J, Schaafsma J, Balash Y, Bartels A, Gurevich T, Giladi N. Impaired regulation of stride variability in Parkinson's disease subjects with freezing of gait. *Experimental brain research*. 2003;149:187-94. [DOI:10.1007/s00221-002-1354-8] [PMID]
21. Simieli L, Gobbi LTB, Orcioli-Silva D, Beretta VS, Santos PCR, Baptista AM, et al. The variability of the steps preceding obstacle avoidance (approach phase) is dependent on the height of the obstacle in people with Parkinson's disease. *Plos one*. 2017;12(9):e0184134. [DOI:10.1371/journal.pone.0184134] [PMID]
22. Pieruccini-Faria F, Montero-Odasso M. Obstacle negotiation, gait variability, and risk of falling: Results from the "gait and brain study". *The Journals of Gerontology: Series A*. 2019;74(9):1422-8. [DOI:10.1093/gerona/gly254] [PMID]
23. Terrier P, Schutz Y. Variability of gait patterns during unconstrained walking assessed by satellite positioning (GPS). *European journal of applied physiology*. 2003;90:554-61. [DOI:10.1007/s00421-003-0906-3] [PMID]
24. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait & posture*. 2008;28(2):207-16. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2007.11.009] [PMID]
25. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009. [DOI:10.1002/9780470549148]
26. Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*: Butterworth-Heinemann; 2014.
27. Springer S, Giladi N, Peretz C, Yogev G, Simon ES, Hausdorff JM. Dual-tasking effects on gait variability: The role of aging, falls, and executive function. *Movement Disorders*. 2006;21(7):950-7. [DOI:10.1002/mds.20848] [PMID]
28. Verghese J, Holtzer R, Lipton RB, Wang C. Quantitative gait markers and incident fall risk in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*. 2009;64(8):896-901. [DOI:10.1093/gerona/glp033] [PMID]
29. Richards J, Levine D, Whittle MW, editors. *Whittle's Gait Analysis-E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2022 Aug 28.
30. Shapiro DC, Zernicke RF, Gregor RJ, Diestel JD. Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. *Journal of motor behavior*. 1981;13(1):33-47. [DOI:10.1080/00222895.1981.10735235] [PMID]
31. Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human movement science*. 2007;26(4):555-89. [DOI:10.1016/j.humov.2007.05.003] [PMID]
32. Bryant MS, Rintala DH, Hou J-G, Collins RL, Protas EJ. Gait variability in P arkinson's disease: levodopa and walking direction. *Acta Neurologica Scandinavica*. 2016;134(1):83-6. [DOI:10.1111/ane.12505] [PMID]
33. Puyjarinet F, Bégel V, Gény C, Driss V, Cuartero M-C, Kotz SA, et al. Heightened orofacial, manual, and gait variability in Parkinson's disease results from a general rhythmic impairment. *npj Parkinson's Disease*. 2019;5(1):19. [DOI:10.1038/s41531-019-0092-6] [PMID]

34. Lipsitz LA. Dynamics of stability: the physiologic basis of functional health and frailty. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2002;57(3):B115-B25. [DOI:10.1093/gerona/57.3.B115] [PMID]
35. Vitória R, Pieruccini-Faria F, Stella F, Gobbi S, Gobbi LTB. Effects of obstacle height on obstacle crossing in mild Parkinson's disease. *Gait & posture*. 2010;31(1):143-6. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2009.09.011] [PMID]
36. Dirnberger G, Jahanshahi M. Executive dysfunction in Parkinson's disease: A review. *Journal of neuropsychology*. 2013;7(2):193-224. [DOI:10.1111/jnp.12028] [PMID]
37. Lo O-Y, van Donkelaar P, Chou L-S. Distracting visuospatial attention while approaching an obstacle reduces the toe-obstacle clearance. *Experimental brain research*. 2015;233:1137-44. [DOI:10.1007/s00221-014-4189-1] [PMID]