

تأثیر تمرین راه رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی

اتلا شجاع^۱، علیرضا فارسی^۲، فرزاد توحیدخواه^۳، بهروز عبدلی^۴

۱. دانشجوی دکتری رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی

۲. دانشیار رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی (نویسنده مسئول)

۳. استاد مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

۴. دانشیار رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۰۸/۱۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۴/۰۳

چکیده

مطالعات پیشین نشان داده‌اند که اطلاعات بینایی در حفظ تعادل و راه رفتن نقش بسیار مهمی دارد. هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی تأثیر تمرین راه رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی بود. ۱۰ نفر فرد سالم یک بار با چشم باز و یک بار با چشم بسته تکلیف راه رفتن را انجام دادند. سپس، نه کوشش تمرینی راه رفتن با اغتشاش بینایی انجام شد و در آخر، کوشش راه رفتن با چشم بسته تکرار شد. یافته‌ها نشان داد که محرومیت بینایی به‌طور معناداری سبب تغییر عرض گام، طول گام، مدت زمان اتکا و اتکای دوگانه شد؛ هرچند پس از تمرین، تفاوت معناداری بین این پارامترها (به غیر از عرض گام) در راه رفتن با چشم بسته در قبل و بعد از تمرین وجود نداشت؛ بنابراین، نتایج نشان داد که تمرین راه رفتن با اغتشاش بینایی سبب یادگیری می‌شود و پارامترهای کینماتیکی راه رفتن را بهبود می‌بخشد.

واژگان کلیدی: جابه‌جایی، تعادل، کنترل فعال، کنترل غیرفعال، یکپارچگی حسی.

1. Email: shojaotella@gmail.com
2. Email: ar.farsi@gmail.com
3. Email: towhidkhah@gmail.com
4. behrouz.abdoli@gmail.com

مقدمه

رفتار جابه‌جایی^۱ در انسان جزو حرکات ریتمیک پیچیده‌ای است که نیازمند پایداری دینامیکی است و یکی از جنبه‌های مهم آن، توانایی سیستم برای حفظ پایداری هنگام مواجهه با اغتشاش است. توانایی واکنش به اغتشاش‌های غیرمنتظره به یکپارچگی درون‌داده‌های حس عمقی، دهلیزی و بینایی بستگی دارد که برای ثبات وضعیت و کنترل تعادل ضروری هستند (۱). در ارتباط با راه‌رفتن، بینایی نقش مهمی در جهت‌یابی، حفظ پایداری و تعدیل الگوهای گام‌برداری دارد (۲-۴). در مطالعاتی که نقش بینایی در راه‌رفتن بررسی شده است، این نتیجه به‌دست آمده است که افراد در مواجهه با فقدان حس بینایی، تعدیلات کینماتیکی همچون افزایش عرض گام^۲، کاهش طول گام^۳ (۵، ۶)، کاهش سرعت حرکت، محدودکردن زوایای مفصلی همچون تنه (۸، ۷)، ران، مچ پا (۷) و میزان جداسدن پا از روی زمین (۹-۱۲) را برای حفظ پایداری و تعادل انجام می‌دهند. مطالعات بسیاری در زمینه تأثیر محرومیت بینایی^۴ بر متغیرهای کینماتیکی انجام شده‌اند (۵-۱۲)، اما با توجه به دانش ما، در این مطالعات پاسخ به اغتشاش بینایی تنها در کوشش‌هایی بررسی شده است که افراد هیچ تجربه قبلی با این شرایط نداشتند. هنگامی که فرد بدون تجربه قبلی و به‌صورت غیرمنتظره در معرض اغتشاش قرار می‌گیرد، برای اجتناب از افتادن، پاسخ سریع و اصلاحی را به‌کار می‌گیرد که پاسخی کارآمد و کافی برای حفظ تعادل سیستم نیست (۱۴، ۱۳، ۲)، اما پس از اینکه افراد چندین بار در معرض اغتشاش خاصی قرار می‌گیرند، از راهبردهای^۵ دیگری برای کنترل تعادل استفاده می‌کنند تا به‌صورت کارآمدتری بدن را در جلوگیری از افتادن و ازدست‌دادن تعادل حفظ کنند (۱۴، ۱۳، ۲)؛ به‌عنوان مثال، هولمن^۶ و همکاران (۱۵) تأثیر اغتشاش بینایی بر نیروی عکس‌العمل زمین^۷ را بررسی کردند و پیشنهاد دادند که افراد در مواجهه با اغتشاش بینایی، نیروی عکس‌العمل زمین را افزایش می‌دهند؛ درحالی‌که در مطالعه^۸ اولیویرا^۸ و همکاران (۱۶) نتایج نشان داد که افراد پس از سازگاری با محرومیت بینایی، با کاهش نیروی عکس‌العمل زمین راهبرد محتاط‌تری را به‌کار بردند. همچنین، آن‌ها نشان دادند که فعالیت نواحی متفاوت مغزی برای

-
1. Locomotion
 2. Step Width
 3. Step Length
 4. Visual Deprivation
 5. Strategies
 6. Hollman
 7. Ground reaction force
 8. Oliveira

پردازش و یکپارچگی حسی افزایش می‌یابد تا فقدان اطلاعات بینایی را جبران کند. اولیویرا و همکاران پیشنهاد دادند که شاید پس از قرارگیری مکرر در معرض اغتشاش، افراد با به‌کارگیری سازگاری‌های حسی سعی می‌کنند الگوی راه رفتن طبیعی‌تری را تولید کنند؛ هرچند هدف این پژوهشگران بررسی تأثیرات حاصل از تمرین در شرایط اغتشاش بینایی نبود و پارامترهای اندازه‌گیری شده را قبل و بعد از تمرین مقایسه نکردند.

بنابراین، با توجه به مطالب ذکر شده، شاید افراد بعد از تمرین در شرایط اغتشاش بینایی و با تکیه بیشتر بر دیگر سیستم‌های حسی همچون سیستم دهلیزی و سیستم حس عمقی بتوانند اثرهای منفی حاصل از اغتشاش را کاهش دهند، اما با توجه به دانش ما تاکنون این موضوع بررسی نشده است. شاید تمرین‌های راه رفتن با اغتشاش بینایی سبب شود مشکلات و ناتوانی‌های مربوط به کنترل قامت و تعادل که هنگام فقدان اطلاعات بینایی به‌وجود می‌آیند، بهبود یابند و افراد بتوانند الگوی طبیعی راه رفتن را حتی در این گونه شرایط ایجاد کنند؛ به‌عنوان مثال، هنگامی که افراد از محیطی روشن وارد محیطی تاریک می‌شوند (۱۷) یا هنگامی که نیمه‌شب از خواب بیدار می‌شوند و به سرویس بهداشتی می‌روند (۸). همچنین، نتایج این پژوهش می‌تواند کمک شایانی به توان‌بخشی افرادی کند که به‌دلیل مشکلات بینایی و حفظ تعادل، اجرای ضعیفی در مهارت‌های حرکتی دارند (۱۸)؛ بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر تمرین‌های راه رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی گام‌برداری است.

روش پژوهش

پژوهش حاضر در دانشگاه مونترال کانادا و در آزمایشگاه آی.آر.جی.ال.ام. انجام شد. شرکت‌کنندگان ۱۰ نفر افراد بزرگسال بودند که داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند. شرکت‌کنندگان قبل از انجام فرایند آزمایشی، فرم رضایت آگاهانه^۲ را امضا کردند که توسط کمیته اخلاقی سی.آر.آی.آر.^۳ (۷۵۱-۲۰۱۲) در کشور کانادا تأیید شده بود. سلامتی عمومی آزمودنی‌ها از طریق یک پرسش‌نامه سنجیده شد و آزمودنی‌ها هیچ‌گونه بیماری یا آسیب خاصی را گزارش نکردند (۱۹). به هرکدام از آزمودنی‌ها به‌خاطر شرکت در پژوهش دستمزد پرداخت شد.

-
1. Institut de readaptation Gingras Lindsay de Montreal (IRGLM)
 2. Informed Consent forms
 3. Centre for Interdisciplinary Research in Rehabilitation

مراحل آزمون به این صورت بود که پس از آشنایی شرکت کنندگان با راه رفتن روی تردمیل از آن‌ها خواسته شد سرعت ترجیحی راه رفتن^۱ خود را تعیین کنند. سرعت ترجیحی به این صورت تعیین شد که ابتدا آزمونگر سرعت تردمیل را به صورت تدریجی (۱/۰ متر در ثانیه پس از هر ۴۵-۶۰ ثانیه) افزایش می‌داد. سرعت از طریق نرم‌افزاری که روی رایانه نصب شده بود، تغییر داده می‌شد و آزمودنی قادر به مشاهده افزایش سرعت نبود. پس از اینکه آزمودنی سرعت خود را برای اولین بار گزارش می‌کرد، دوباره سرعت تردمیل افزایش داده می‌شد، تا جایی که آزمودنی اعلام می‌کرد که در این سرعت راحت نیست و سرعت زیاد است. پس از آن آزمونگر سرعت را دوباره به صورت تدریجی کاهش می‌داد تا آزمودنی دوباره سرعتی را گزارش کند که در آن راحت است. سرعتی که برای بار دوم گزارش شده بود، به عنوان سرعت ترجیحی آزمودنی ثبت می‌شد (۲۰). در تمام مراحل آزمون از سرعت ترجیحی مختص به هر آزمودنی استفاده شد. مراحل آزمون به این صورت بود که در کوشش اول افراد ابتدا یک دقیقه روی تردمیل با بینایی کامل راه می‌رفتند (چشم باز) و پس از آن کوشش دیگری ثبت می‌شد که در حین راه رفتن، بینایی از طریق یک عینک کریستالی مایع^۲ مسدود می‌شد (چشم بسته). مسدود شدن بینایی تا زمانی ($3/5 \pm 15/8$ ثانیه) ادامه داشت که آزمودنی به لبه‌های تردمیل نزدیک بود و برای جلوگیری از هرگونه آسیب، آزمونگر عینک را غیرفعال می‌کرد. پس از اینکه آزمودنی‌ها دو کوشش چشم باز و چشم بسته را انجام دادند، کوشش‌های مربوط به تمرین با اغتشاش بینایی انجام شد. این مرحله شامل نه کوشش بود که اغتشاش بینایی با سه مدت زمان یک ثانیه، سه ثانیه و پنج ثانیه برای این پژوهش انتخاب شد. در هر کوشش یکی از مدت زمان‌ها انتخاب می‌شد و سه بار با فواصل هفت تا نه گام وارد می‌شد؛ بدین صورت که برای مثال، اگر در کوشش اول قرار بود مدت زمان پنج ثانیه اعمال شود، ابتدا آزمودنی با چشم باز شروع به راه رفتن می‌کرد. پس از چندین گام عینک به مدت پنج ثانیه مات می‌شد. سپس، عینک از حالت مات درمی‌آمد و دوباره پس از هفت تا نه گام، عینک به مدت پنج ثانیه مات می‌شد و به همین ترتیب، اغتشاش سوم نیز در همان کوشش اعمال می‌شد. از هر مدت زمان سه کوشش ثبت شد؛ یعنی آزمودنی‌ها سه کوشش با مدت زمان یک ثانیه، سه کوشش با مدت زمان سه ثانیه و سه کوشش با مدت زمان پنج ثانیه انجام دادند که در هر کوشش سه بار مدت زمان مدنظر اعمال شد؛ بنابراین، آزمودنی هر مدت زمان اغتشاش را در مجموع^۳ نه بار (سه کوشش * سه بار در هر کوشش) انجام می‌داد. همچنین، ترتیب نه کوشش به صورت تصادفی بود. پس از اینکه نه کوشش به پایان رسید،

-
1. Preferred Speed
 2. Liquid Crystal Glasses

تقریباً پس از ۱۰ دقیقه استراحت آزمون یاددادی فوری انجام شد که در آن آزمودنی‌ها کوشش راه رفتن با چشم بسته را دوباره تکرار کردند؛ یعنی عینک برای مدت زمان طولانی‌تر ($\pm 2/9$ تا $16/3$ ثانیه) بسته به تحمل آزمودنی مات می‌شد.

نرده‌های اطراف تردمیل^۱ برای اجتناب از هرگونه کمک به آزمودنی برداشته شد، اما برای جلوگیری از صدمه، آزمودنی‌ها کمربندی ایمنی^۲ پوشیدند که از سقف آویزان شده بود. تردمیل استفاده‌شده در این پژوهش شامل دو تسمه جدا از هم بود و زیر هر تسمه یک صفحه نیرو (برتس کورپ، ساخت ایالات متحده آمریکا)^۳ قرار گرفته بود که درحین راه رفتن نیروی عکس‌العمل زمین به‌طور پیوسته ثبت می‌شد. برای تعیین زمان تماس پاشنه^۴ روی تردمیل و زمان بلندشدن پنجه^۵ از نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد؛ بدین‌صورت که زمانی که نیرو به بیش از ۱۰ نیوتن رسید، به‌عنوان تماس پاشنه (شروع مرحله^۶ اتکا) تعیین شد و زمانی که نیرو به کمتر از ۱۰ نیوتن رسید، به‌عنوان بلندشدن پنجه (اتمام مرحله^۶ اتکا) تعیین شد (۱۶، ۱۳، ۵). برای تجزیه‌وتحلیل‌های بعدی ۱۰ سیکل انتخاب شد. برای ثبت داده‌های کینماتیکی از دستگاه تجزیه‌وتحلیل حرکتی سه‌بعدی^۷ استفاده شد که شامل چهار دوربین و نشانگرهای وابسته به مادون قرمز بود که روی بدن در بخش مدنظر قرار می‌گرفت (۲۱، ۲۰). از نشانگر پاشنه برای محاسبه^۸ متغیرهای کینماتیکی مدنظر استفاده شد (۲۲، ۵). همچنین، عینکی که برای مسدودکردن بینایی استفاده شد، عینک کریستالی مایع^۹ بود که از طریق یک نرم‌افزار توسط آزمونگر در زمان‌های دلخواه شفاف یا مات می‌شد. فعال‌شدن عینک توسط نیروی عکس‌العمل زمین انجام شد؛ بدین‌صورت که زمانی که نیروی عکس‌العمل زمین به کمتر از ۱۰ نیوتن می‌رسید (یعنی زمانی که پا از روی زمین برداشته می‌شد و به مرحله^۶ نوسان می‌رفت)، یک سیگنال الکتریکی از صفحه نیرو توسط سیم به یک کارت ثبت و دریافت^۸ داده که در عینک جاسازی شده بود، فرستاده می‌شد. این کارت پس از دریافت سیگنال از صفحه نیرو سیگنالی به عینک می‌فرستاد که اگر ولتاژ آن صفر بود، عینک مات می‌شد و اگر ولتاژ پنج بود، بعد از گذر مدت زمان اغتشاش از حالت مات درمی‌آمد و شفاف می‌شد.

-
1. Handrails
 2. Harness
 3. Bertec Corp, USA
 4. Heel Contact
 5. Toe Off
 6. Optotrak Certus, Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada
 7. Liquid Crystal Glasses
 8. National Instruments USB-6008

تحلیل داده‌ها. داده‌های نیرو از طریق فیلتر باترورث درجه چهار^۱ (فرکانس قطع^۲ شش هرتز) فیلتر شدند و برای داده‌های کینماتیکی از فیلتر پایین‌گذر^۳ ۱۰^۳ هرتز باترورث درجه چهار استفاده شد (۲۰، ۲۱). فرکانس نمونه‌برداری برای داده‌های نیرو و داده‌های کینماتیکی به ترتیب ۶۰۰ و ۳۰ هرتز بود که برای هم‌ترازی^۴ داده‌ها به ۶۰ هرتز تبدیل^۵ شد (۲۰، ۲۱). متغیرهای وابسته شامل مدت زمان مرحله^۶ اتکا^۷ (فاصله^۸ زمانی بین تماس پاشنه و بلندشدن پنجه^۹ پا)، مدت زمان اتکای دوگانه^۷ (فاصله^۸ زمانی بین تماس پاشنه پای راست و بلندشدن پنجه^۹ پای چپ)، طول گام (فاصله^۸ طولی پاشنه پای چپ و پای راست) و عرض گام (فاصله^۸ عرضی پای چپ و پای راست) بودند. متغیرهای ذکر شده در کوشش‌های راه‌رفتن با چشم باز، راه‌رفتن با چشم بسته قبل از سازگاری و راه‌رفتن با چشم بسته پس از سازگاری محاسبه شدند.

تحلیل آماری. داده‌های مطالعه حاضر با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس.^۸ نسخه ۱۶ تجزیه و تحلیل شدند. پس از اینکه از طبیعی بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو-ویلک^۹ اطمینان حاصل شد، از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری استفاده شد که متغیر مستقل شامل سه سطح (راه‌رفتن با چشم باز، راه‌رفتن با چشم بسته قبل از سازگاری و راه‌رفتن با چشم بسته بعد از سازگاری) بود. برای مقایسه‌های دوبه‌دو از آزمون تعقیبی بونفرونی^{۱۰} استفاده شد. سطح معناداری نیز ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

نتایج

اطلاعات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول شماره یک گزارش شده است. همچنین، داده‌های توصیفی مربوط به میانگین و انحراف استاندارد برای متغیرهای وابسته در جدول شماره دو ارائه شده‌اند.

1 Fourth-order Butterworth filter

2 Cut-Off Frequency

3 Low-Pass Filter

4 Alignment

5 Re-Sample

6 Stance Duration

7 Double-Stance Duration

8. SPSS

9 Shapiro-Wilk

10 Bonferroni

جدول ۱- اطلاعات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها (میانگین \pm انحراف استاندارد)

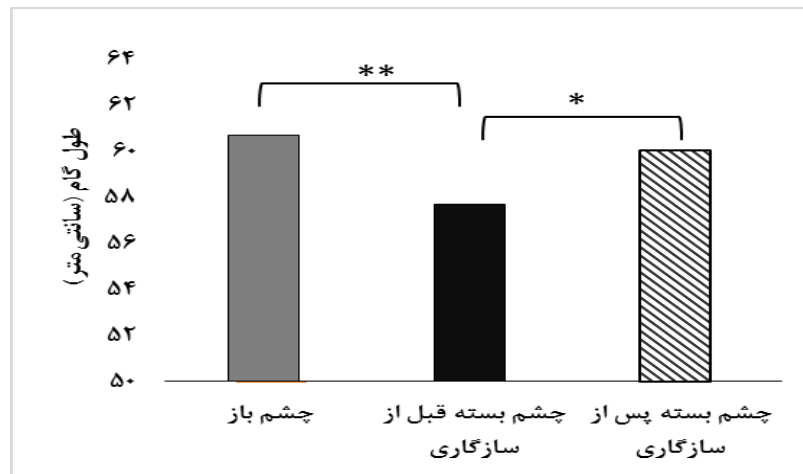
جنسیت	شش زن و چهار مرد
سن	$31/5 \pm 3/77$
قد	$1/73 \pm 0/07$
وزن	$67/2 \pm 12/14$

جدول ۲- نتایج توصیفی برای متغیرهای وابسته در شرایط متفاوت (انحراف استاندارد \pm میانگین)

طول گام (سانتی‌متر)	عرض گام (سانتی‌متر)	مدت زمان اتکا (میلی ثانیه)	مدت زمان اتکای دوگانه (میلی ثانیه)	چشم باز
$60/7 \pm 7/28$	$13/35 \pm 2/82$	$732/85 \pm 60/29$	$168/33 \pm 23/20$	چشم بسته قبل از سازگاری
$57/7 \pm 7/59$	$16/71 \pm 3/18$	$695/26 \pm 48/55$	$160/01 \pm 22/04$	چشم بسته پس از سازگاری

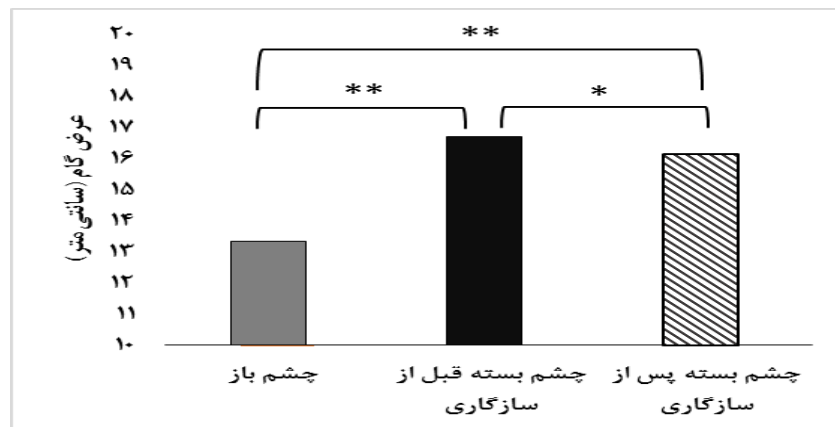
طول گام: در بررسی این متغیر، آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که پیش‌فرض کرویت موجلی برقرار نیست ($P < 0/05$)؛ در نتیجه، از آزمون گرینهاوس-گیسر^۱ با تعدیل درجات آزادی استفاده شد. این آزمون نشان داد که طول گام بین سه شرایط متفاوت راه رفتن تفاوت معناداری دارد ($P = 0/016$)، $F(1/21, 10/91) = 7/454$. مقایسه میانگین‌ها نشان داد که طول گام بین راه رفتن با چشم بسته قبل از سازگاری در مقایسه با راه رفتن با چشم باز، به‌طور معناداری کاهش یافته است ($P = 0/000$). همچنین، طول گام در دو شرایط راه رفتن با چشم بسته در قبل و پس از سازگاری تفاوت معناداری دارد و میانگین طول گام بعد از تمرین افزایش پیدا کرده است ($P = 0/047$). در نهایت، تفاوت معناداری بین راه رفتن با چشم باز و چشم بسته پس از سازگاری مشاهده نشد ($P = 1/000$) (شکل شماره یک).

1 Greenhouse Geisser



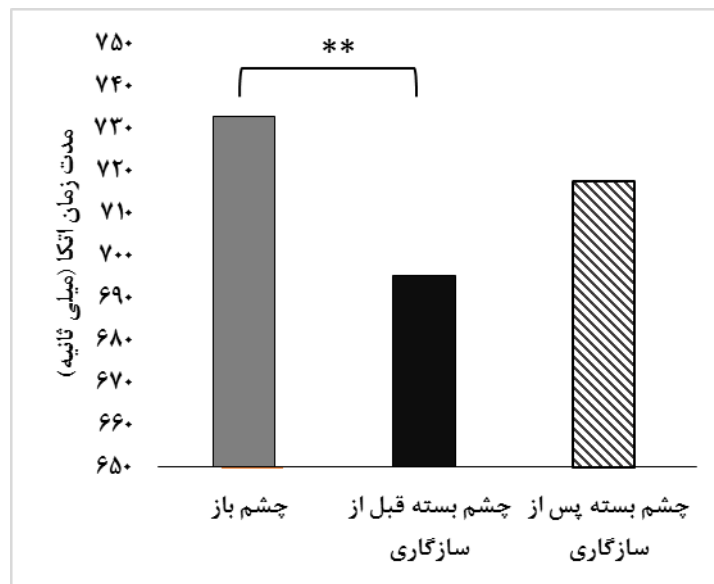
شکل ۱- طول گام در شرایط متفاوت راه رفتن ($P < 0.01 = **$, $P < 0.05 = *$).

عرض گام: نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد که پیش فرض کرویت موجلی در این متغیر برقرار نیست ($P < 0.01$)؛ در نتیجه، از آزمون گرینهاوس گریسر استفاده شد که نشان داد این متغیر بین سه شرایط متفاوت، تفاوت معنادار دارد ($F_{(1/16, 10/43)} = 40.827$, $P = 0.000$). نتایج مقایسه‌های زوجی حاصل از آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که بین چشم باز با چشم بسته قبل از سازگاری ($P = 0.000$) و چشم بسته پس از سازگاری ($P = 0.001$) تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین، بین چشم بسته قبل و پس از سازگاری نیز تفاوت معنادار وجود دارد ($P = 0.016$) (شکل شماره دو).



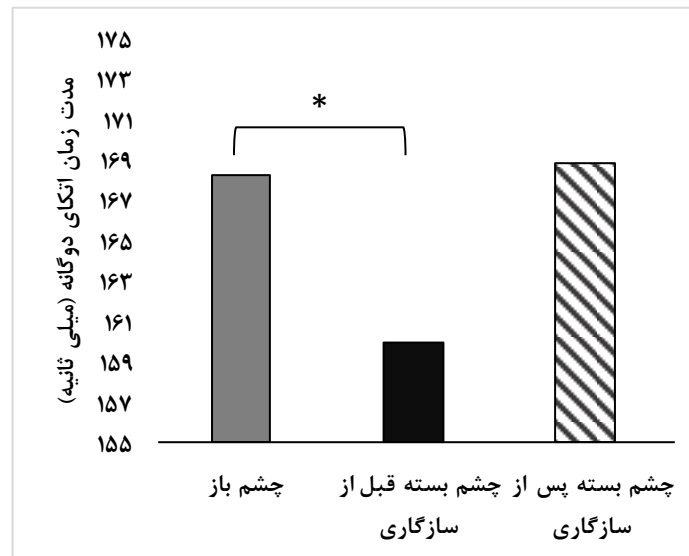
شکل ۲- عرض گام در شرایط متفاوت راه رفتن ($P < 0.01 = **$, $P < 0.05 = *$).

مدت زمان اتکا: با توجه به اینکه پیش فرض کرویت موجلی برقرار بود ($P > 0/05$)، از آزمون اسفیریستی اسپیومد استفاده شد که نشان داد مدت زمان اتکا بین سه شرایط متفاوت معنادار بود ($F_{(2, 18)} = 8/884, P = 0/002$). آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که مدت زمان اتکا در شرایط چشم بسته قبل از سازگاری نسبت به چشم باز کاهش معناداری پیدا کرده است ($P = 0/01$)، اما بین شرایط چشم باز و چشم بسته بعد از سازگاری ($P = 0/41$) و همچنین، چشم بسته در قبل و بعد از سازگاری ($P = 0/62$) تفاوت معناداری مشاهده نشد (شکل شماره ۳).



شکل ۳- مدت زمان اتکا در شرایط متفاوت راه رفتن ($P < 0/01 = **$).

مدت زمان اتکای دوگانه: نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر با پیش فرض برقراری کرویت موجلی ($P > 0/05$) نشان داد که تفاوت معناداری بین سه سطح متغیر مستقل وجود دارد ($F_{(2, 18)} = 4/97, P = 0/019$). نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی برای تعیین محل تفاوتها، کاهش معناداری را در مدت زمان اتکای دوگانه در شرایط چشم بسته قبل از سازگاری نسبت به چشم باز نشان داد ($P = 0/043$). بین شرایط چشم باز و چشم بسته بعد از سازگاری ($P = 1/000$) و همچنین، چشم بسته در قبل و بعد از سازگاری ($P = 0/095$) تفاوت معناداری مشاهده نشد (شکل شماره چهار).



شکل ۴- مدت زمان اتکای دوگانه در شرایط متفاوت راه رفتن ($P < 0.05 = *$).

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی تأثیر سازگاری با اغتشاش بینایی بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن بود. براساس یافته‌های پژوهش، قرارگرفتن افراد در معرض اغتشاش بینایی می‌تواند سازگاری ایجاد کند و سبب شود آن‌ها به اجرای راه رفتن با الگوی طبیعی‌تری قادر باشند. همان‌طور که در قسمت یافته‌ها گزارش شد، قبل از سازگاری با اغتشاش بینایی، هر چهار پارامتر طول گام، عرض گام، مدت زمان مرحله اتکا و مدت زمان اتکای دوگانه، در حالت چشم بسته قبل از سازگاری تفاوت معناداری را با شرایط چشم باز نشان دادند. طول گام، مدت زمان اتکا و اتکای دوگانه کاهش و عرض گام افزایش معناداری را نشان دادند. پس از سازگاری با اغتشاش، پارامترهای طول گام، مدت زمان مرحله اتکا و مدت زمان اتکای دوگانه به شرایط طبیعی بازگشتند و تفاوت معنادار آن‌ها با حالت چشم باز از بین رفت، اما در مورد عرض گام، همچنان بین حالت چشم باز و چشم بسته بعد از سازگاری تفاوت معنادار وجود داشت.

در ارتباط با پارامترهای طول و عرض گام، نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های مطالعات پیشین همچون هالمنز^۱ و همکاران (۲۳، ۵)، ایوسا^۲ و همکاران (۸) و دی‌هوندت^۳ و همکاران (۲۴) همسو است. هنگامی که افراد در معرض اغتشاش بینایی قرار می‌گیرند، برای حفظ تعادل و پایداری، تعدیلاتی همچون کاهش طول گام و افزایش عرض گام انجام می‌دهند (۲۳-۲۷) که پژوهش حاضر نیز از این یافته‌ها حمایت می‌کند. در جابه‌جایی^۴ و راه رفتن، مهم‌ترین عامل برای حفظ پایداری، حفظ مرکز جرم^۵ در محدوده سطح اتکا^۶ است؛ در نتیجه، افراد برای اطمینان از این امر عرض گام را با هدف افزایش سطح اتکا افزایش می‌دهند و طول گام را کاهش می‌دهند تا مرکز جرم به سطح اتکا نزدیک‌تر شود و احتمال خارج شدن آن از سطح اتکا کاهش یابد (۲۶، ۲۵، ۲۲). در این مطالعه پس از اینکه افراد در معرض اغتشاش‌های مکرر قرار گرفتند، توانستند مقدار طول گام را به حالت طبیعی برگردانند، اما عرض گام تحت تأثیر تمرین و سازگاری قرار نگرفت. این نتایج با مطالعات اوکورو^۷ و همکاران (۱) و مک‌اندرو^۸ و همکاران (۲۹، ۲۸) هم‌خوانی دارد. براساس این مطالعات، هنگام راه رفتن با اغتشاش بینایی، به‌دلیل راهبردهای کنترلی متفاوت برای عرض گام (جابه‌جایی در جهت میانی-جانبی) نسبت به طول گام (جابه‌جایی در جهت قدامی-خلفی)، حساسیت بیشتری به اغتشاش دارد (۲۹، ۲۸، ۱). دلیل این حساسیت بیشتر این است که هنگام راه رفتن جهت حرکت، یعنی جهت قدامی-خلفی^۹ می‌تواند توسط مکانیسم‌های غیرفعال و در سطح نخاع کنترل شود، اما در جهت میانی-جانبی^{۱۰} کنترل تعادل و جابه‌جایی به‌صورت فعال و از طریق یکپارچگی سیستم‌های دهلیزی، بینایی و حس عمقی در سطوح بالاتر سیستم عصبی صورت می‌گیرد (۳۰-۳۴). نتایج مطالعه حاضر نیز این فرض را تأیید می‌کند و به‌نظر می‌رسد که چون عرض گام به‌صورت فعال توسط سیستم عصبی کنترل می‌شود و در هنگام اغتشاش بیشتر تحت تأثیر قرار می‌گیرد، احتمالاً به تمرین و سازگاری بیشتری نیاز است تا به مقدار طبیعی بازگردد.

-
1. Hallemans
 2. Iosa
 3. D'Hondt
 4. Locomotion
 5. Center of Mass
 6. Base of support
 7. O'Connor
 8. McAndrew
 9. Anterior-Posterior
 10. Medio-Lateral

همان‌طور که درباره پارامترهای زمانی ذکر شد، مدت زمان اتکا و مدت زمان اتکای دوگانه در راه رفتن با چشم بسته کاهش یافتند. این نتایج با مطالعات هالمنز و همکاران (۳۵، ۷) و دی‌هوندت و همکاران (۲۴) مغایرت دارد. براساس این مطالعات، محرومیت بینایی سبب افزایش مدت زمان اتکا و اتکای دوگانه می‌شود و این‌گونه توجیه شده است که افراد برای اینکه مدت زمان مرحله حمایت تک‌گانه^۱ را کاهش دهند، مرحله اتکای دوگانه را طولانی‌تر می‌کنند (۳۵، ۲۴، ۷)؛ زیرا، در دوره حمایت تک‌گانه، مرکز جرم خارج از سطح اتکا قرار می‌گیرد و بدن ناپایدارتر است (۱۴). همچنین، براساس مطالعات، دلیل دیگر برای افزایش مدت زمان اتکا و اتکای دوگانه می‌تواند کاهش سرعت راه رفتن باشد که افراد با کاهش سرعت، مدت زمان مرحله اتکا را افزایش می‌دهند تا برای جبران محرومیت بینایی، با به‌کارگیری حس لامسه کف پا سطح راه رفتن را برای اطمینان از پایداری بیشتر، کاهش^۲ کنند (۳۶، ۳۵، ۲۳). توجه به این نکته ضروری است که در این مطالعات تکلیف راه رفتن روی زمین انجام شده بود و آزمودنی‌ها قادر بودند سرعت راه رفتن خود را کاهش دهند، اما در پژوهش حاضر به دلیل اینکه افراد روی تردمیل و در سرعتی ثابت راه می‌رفتند، نمی‌توانستند سرعت را تغییر دهند. یافته‌های پژوهش حاضر با مطالعه اولیویرا و همکاران (۱۶) هم‌راستا هستند. آنان نیز گزارش کردند که هنگام راه رفتن روی تردمیل با چشم بسته، مدت زمان گام کاهش پیدا کرد و احتمال دادند که به دلیل سرعت ثابت راه رفتن، آزمودنی‌ها راهبرد متفاوتی را برای مدت زمان گام به کار بردند تا خطاهای گام‌برداری را هنگام راه رفتن با چشم بسته به حداقل برسانند. مطالعه حاضر نیز از این تفسیر حمایت می‌کند.

یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر سرعت ثابت تردمیل بود که اجازه تغییر سرعت را به آزمودنی‌ها نمی‌داد؛ هرچند با وجود سرعت ثابت، تفاوت‌های معنادار در متغیرهای اندازه‌گیری شده مشاهده شدند. محدودیت دیگر این پژوهش، اجرانشدن آزمون یادداری تأخیری برای اطمینان از یادگیری افراد در طی زمان است. همچنین، در پژوهش حاضر امکان بررسی افراد با مشکلات بینایی یا افراد سالمند که به بینایی بیشتر از سایر سیستم‌های حسی دیگر تکیه دارند (۳۸، ۳۷)، فراهم نبود؛ بنابراین، پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده این افراد نیز بررسی شوند؛ زیرا، اثرهای سودمند یادگیری می‌تواند برای کمک به این افراد بسیار مفید واقع شود و کنترل تعادل آنان را که در بسیاری از تکالیف حرکتی مهم است، بهبود دهد.

-
1. Single Support
 2. Probe

به‌طور کلی، مطالعات زیادی در زمینه تأثیر فقدان اطلاعات بینایی بر الگوی راه رفتن انجام شده‌اند و نتایج نشان داده است که راه رفتن بدون بازخورد بینایی سبب تغییراتی همچون کاهش طول گام، افزایش عرض گام، افزایش زمان مرحله اتکا و کاهش سرعت حرکت می‌شود (۱۲-۵)، اما درباره اینکه آیا افراد می‌توانند با تمرین و قرار گرفتن در معرض اغتشاشات بینایی اثرهای منفی فقدان اطلاعات بینایی را کاهش دهند یا نه، مطالعه‌ای انجام نشده است؛ بنابراین، برای پاسخ به این سؤال، یافته‌های پژوهش حاضر نشان دادند که قبل از سازگاری با اغتشاش بینایی، اطلاعات سیستم دهلیزی و حس عمقی به جبران فقدان سیستم بینایی برای تولید راه رفتن با الگوی طبیعی قادر نیستند (۷)، اما به‌نظر می‌رسد پس از اینکه افراد به‌طور مکرر در معرض اغتشاش بینایی قرار می‌گیرند، سازگاری حسی روی می‌دهد و می‌توانند با تکیه بیشتر بر سیستم دهلیزی و حس عمقی الگوی راه رفتن را بهبود دهند. این یافته‌ها می‌توانند در زمینه توان‌بخشی و کمک به افرادی که مشکلات بینایی دارند و به‌ویژه افراد سالمند که بر سیستم بینایی تکیه زیادی دارند، ارزشمند باشند و همچنین، در شناسایی و اجتناب از خطرهای جدی همچون از دست دادن تعادل و افتادن بسیار مفید واقع شوند.

تشکر و قدردانی

از فیلیپ گوردو که در بخش جمع‌آوری و استخراج داده‌ها و علیرضا بهرامیان که در بخش آنالیز داده‌ها کمک‌های شایانی کرده‌اند، صمیمانه سپاسگزاریم. همچنین، از استاد بزرگوار، آناتول جی. فلدمن، برای حمایت علمی و مالی از این پژوهش کمال تشکر را داریم.

منابع

1. O'Connor SM, Kuo AD. Direction-dependent control of balance during walking and standing. *J Neurophysiol.* 2009;102(3):1411-9.
2. Patla AE. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait and Posture.* 1997;5:54-69.
3. Jahn K, Strupp M, Schneider E, Dieterich M, Brandt T. Visually induced gait deviations during different locomotion speeds. *Exp Brain Res.* 2001;141(3):370-4.
4. Matthis JS, Yates JL, Hayhoe MM. Gaze and the control of foot placement when walking in natural terrain. *Curr Biol.* 2018;28(8):1224-1233.e5.
5. Hallemans A, Beccu S, Van Loock K, Ortibus E, Truijen S, Aerts P. Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: I. Step-time parameters. *Gait Posture.* 2009;30(1):55-9.
6. Stokes HE, Thompson JD, Franz JR. The Neuromuscular Origins of Kinematic Variability during Perturbed Walking. *Sci Rep.* 2017;7(1):808.
7. Hallemans A, Beccu S, Van Loock K, Ortibus E, Truijen S, Aerts P. Visual deprivation leads to gait adaptations that are age- and context-specific: II. Kinematic parameters. *Gait Posture.* 2009;30(3):307-11.

8. Iosa M, Fusco A, Morone G, Paolucci S. Effects of visual deprivation on gait dynamic stability. *Sci World J.* 2012;2012:1-7.
9. Cho S-Y, Ryu Y-U, Je HD, Jeong JH, Ma S-Y, Kim H-D. Effects of illumination on toe clearance and gait parameters of older adults when stepping over an obstacle: A pilot study. *J Phys Ther Sci.* 2013;25(3):229-32.
10. Rhea CK, Rietdyk S. Visual exteroceptive information provided during obstacle crossing did not modify the lower limb trajectory. *Neurosci Lett.* 2007;418(1):60-5.
11. Rietdyk S, Rhea CK. Control of adaptive locomotion: Effect of visual obstruction and visual cues in the environment. *Exp Brain Res.* 2006;169(2):272-8.
12. Rietdyk S, McGlothlin JD, Williams JL, Baria AT. Proactive stability control while carrying loads and negotiating an elevated surface. *Exp Brain Res.* 2005;165(1):44-53.
13. Chambers AJ, Cham R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. *Gait Posture.* 2007;25(4):565-72.
14. Patla AE. Strategies for dynamic stability during adaptive human locomotion. *IEEE engineering in medicine and biology magazine.* 2003;22(2):48-52.
15. Hollman JH, Brey RH, Bang TJ, Kaufman KR. Does walking in a virtual environment induce unstable gait? *Gait Posture.* 2007;26(2):289-94.
16. Oliveira AS, Schlink BR, Hairston WD, König P, Ferris DP. Restricted vision increases sensorimotor cortex involvement in human walking. *J Neurophysiol.* 2017;118(4):1943-51.
17. Moe-Nilssen R, Helbostad JL, Åkra T, Birkedal L, Nygaard HA. Modulation of gait during visual adaptation to dark. *J Mot Behav.* 2006;38(2):118-25.
18. Houwen S, Visscher C, Lemmink KAPM, Hartman E. Gross motor skills and sports participation of children with visual impairments. *Res Q Exerc Sport.* 2007;78(2):16-23.
19. Jongprasitporn M. The age-related effects of visual input on multi-sensory weighting process during locomotion and unexpected slip perturbations [Unpublished doctoral dissertation]. [Blacksburg, VA]: the Virginia Polytechnic Institute and State University; 2011.
20. Dubreucq L, Mereu A, Blanc G, Filiatrault J, Duclos C. Introducing a psychological postural threat alters gait and balance parameters among young participants but not among most older participants. *Exp Brain Res.* 2017;235(5):1429-38.
21. Lauzière S, Miéville C, Betschart M, Duclos C, Aissaoui R, Nadeau S. A more symmetrical gait after split-belt treadmill walking increases the effort in paretic plantar flexors in people post-stroke. *J Rehabil Med.* 2016;48(7):576-82.
22. Ijmker T, Houdijk H, Lamothe CJC, Beek PJ, van der Woude LHV. Energy cost of balance control during walking decreases with external stabilizer stiffness independent of walking speed. *J Biomech.* 2013;46(13):2109-14.
23. Hallemans A, Ortibus E, Meire F, Aerts P. Low vision affects dynamic stability of gait. *Gait Posture.* 2010;32(4):547-51.
24. D'Hondt E, Segers V, Deforche B, Shultz SP, Tanghe A, Gentier I, et al. The role of vision in obese and normal-weight children's gait control. *Gait Posture.* 2011;33(2):179-84.

25. Hurt CP, Rosenblatt N, Crenshaw JR, Grabiner MD. Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults. *Gait Posture*. 2010;31(4):461–4.
26. Espy DD, Yang F, Bhatt T, Pai YC. Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. *Gait Posture*. 2010;32(3):378–82.
27. Hollman JH, Brey RH, Robb RA, Bang TJ, Kaufman KR. Spatiotemporal gait deviations in a virtual reality environment. *Gait Posture*. 2006;23(4):441–4.
28. McAndrew PM, Wilken JM, Dingwell JB. Dynamic stability of human walking in visually and mechanically destabilizing environments. *J Biomech*. 2011;44(4):644–9.
29. McAndrew PM, Dingwell JB, Wilken JM. Walking variability during continuous pseudo-random oscillations of the support surface and visual field. *J Biomech*. 2010;43(8):1470–5.
30. Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking. *J Biomech*. 2000;33(11):1433–40.
31. Donelan JM, Shipman DW, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *J Biomech*. 2004;37(6):827–35.
32. Anson E, Agada P, Kiemel T, Ivanenko Y, Lacquaniti F, Jeka J. Visual control of trunk translation and orientation during locomotion. *Exp Brain Res*. 2014;232(6):1941–51.
33. Grillner S, Wallen P. Central Pattern Generators for Locomotion, with Special Reference to Vertebrates. *Annu Rev Neurosci*. 1985;8(1):233–61.
34. Forssberg H. Spinal locomotor functions and descending control. In: *Brainstem control of spinal mechanisms*. Netherlands: Elsevier Biomedical Amsterdam; 1982. p. 253–71.
35. Hallemans A, Ortibus E, Truijten S, Meire F. Development of independent locomotion in children with a severe visual impairment. *Res Dev Disabil*. 2011;32(6):2069–74.
36. Patla AE, Davies TC, Niechwiej E. Obstacle avoidance during locomotion using haptic information in normally sighted humans. *Exp Brain Res*. 2004;155(2):173–85.
37. Bugnariu N, Fung J. Aging and selective sensorimotor strategies in the regulation of upright balance. *J Neuroeng Rehabil*. 2007;4(1):19.
38. Franz JR, Francis CA, Allen MS, O'Connor SM, Thelen DG. Advanced age brings a greater reliance on visual feedback to maintain balance during walking. *Hum Mov Sci*. 2015;40:381–92.

ارجاع دهی

شجاع اتلا، فارسی علیرضا، توحیدخواه فرزاد، عبدلی بهروز. تأثیر تمرین راه رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۸؛ ۱۱(۲۵): ۴۲-۱۲۷. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2019.7600.1380

Shoja O, Farsi A. R, Towhidkhan F, Abdoli B. The Effect of Walking Training with Visual Perturbation on Kinematic Parameters. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2019; 11(25): 127-42. (In Persian). DOI: 10.22089/smj.2019.7600.1380

The Effect of Walking Training with Visual Perturbation on Kinematic Parameters

O. Shoja¹, A. R. Farsi², F. Towhidkhah³, B. Abdoli⁴

1. PhD student of motor behaviour, Shahid Beheshti University
2. Associate professor of motor behaviour, Shahid Beheshti University (Corresponding Author)
3. Professor of medical engineering, Amirkabir University of Technology
4. Associate professor of motor behaviour, Shahid Beheshti University

Received: 2019/06/24

Accepted: 2019/11/02

Abstract

Previous studies have been shown that visual information has a critical role for balance and walking. The purpose of this study was to determine the effect of walking training with visual perturbation on kinematic parameters. Ten healthy participants walked on the treadmill once with eyes open and another time with eyes closed. Then, 9 trials of walking training with visual perturbation were performed and finally, eyes closed walking was repeated. The result showed that visual deprivation caused significantly changes in step length, step width, stance and double-support duration. However, after training, there was no significant difference of these parameters (except step width) between eyes closed walking before and after training. Furthermore, the findings showed that walking training with visual perturbation induced learning and enhanced the kinematic parameters of walking.

Key words: Locomotion, Balance, Active Control, Passive Control, Sensory Integration

-
1. Email: shojaotella@gmail.com
 2. Email: ar.farsi@gmail.com
 3. Email: towhidkhah@gmail.com
 4. behrouz.abdoli@gmail.com