Archive of SID

مطالعات طب ورزشی دوره۱۱، شماره ۲۵، بهار و تابستان ۱۳۹۸. صص ۱۴۲-۱۲۷

مقالهٔ پژوهشی

# تأثیر تمرین راه‌رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی

اتلا شجاع[1]، علیرضا فارسی[2]، فرزاد توحیدخواه[3]، بهروز عبدلی[4]

۱. دانشجوی دکتری رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی
۲. دانشیار رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی (نویسندهٔ مسئول)
۳. استاد مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر
۴. دانشیار رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۴/۰۳ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۰۸/۱۱

## چکیده

**مطالعات پیشین نشان داده‌اند که اطلاعات بینایی در حفظ تعادل و راه‌رفتن نقش بسیار مهمی دارد. هدف از انجام مطالعهٔ حاضر، بررسی تأثیر تمرین راه‌رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی بود. ۱۰ نفر فرد سالم یک بار با چشم باز و یک بار با چشم بسته تکلیف راه‌رفتن را انجام دادند. سپس، نُه کوشش تمرینی راه‌رفتن با اغتشاش بینایی انجام شد و در آخر، کوشش راه‌رفتن 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 راه‌رفتن با چشم بسته در قبل و بعد از تمرین وجود نداشت؛ بنابراین، نتایج نشان داد که تمرین راه‌رفتن با اغتشاش بینایی سبب یادگیری می‌شود و پارامترهای کینماتیکی راه‌رفتن 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

www.SID.ir

Archive of SID



## مقدمه

رفتار جابه‌جایی[1] 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 دروندادهای 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[2]، کاهش طول گام[3] (۶، ۵)، کاهش سرعت حرکت، محدودکردن زوایای مفصلی همچون تنه (۸، ۷)، ران، مچ پا (۷) و میزان جداشدن پا از روی زمین (۹-۱۲) را برای حفظ پایداری و تعادل انجام می‌دهند.

مطالعات بسیاری درزمینهٔ تأثیر محرومیت بینایی[4] 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 تجربهٔ قبلی با این شرایط نداشتند. هنگامی‌که فرد بدون تجربهٔ قبلی و به‌صورت غیرمنتظره درمعرض 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 درمعرض اغتشاش خاصی قرار می‌گیرند، از راهبردهای[5] دیگری برای کنترل تعادل استفاده می‌کنند تا به‌صورت کارآمدتری بدن را در جلوگیری از افتادن و ازدست‌دادن تعادل حفظ کنند (۱۴، ۱۳، ۲)؛ به‌عنوان‌مثال، هولمن[6] و همکاران (۱۵) تأثیر اغتشاش بینایی بر نیروی عکس‌العمل زمین[7] را بررسی کردند و پیشنهاد دادند که افراد در مواجهه با اغتشاش بینایی، نیروی عکس‌العمل زمین را افزایش می‌دهند؛ درحالی‌که در مطالعهٔ اولیویرا[8] 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

www.SID.ir

Archive of SID



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

بنابراین، با توجه به مطالب ذکرشده، شاید افراد بعد از تمرین در شرایط اغتشاش بینایی و با تکیهٔ 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 راه‌رفتن 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 راه‌رفتن را حتی در این گونه شرایط ایجاد کنند؛ به‌عنوان‌مثال، هنگامی‌که افراد از محیطی روشن وارد محیطی تاریک می‌شوند (۱۷) یا هنگامی‌که 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 راه‌رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی گام‌برداری است.

## روش پژوهش

پژوهش حاضر در دانشگاه مونترال کانادا و در آزمایشگاه آی.آر.جی.ال.ام.[1]انجام شد. شرکت‌کنندگان ۱۰ نفر افراد بزرگسال بودند که داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند. شرکت‌کنندگان قبل از انجام فرایند آزمایشی، فرم رضایت آگاهانه[2]را امضا کردند که توسط کمیتهٔ اخلاقی سی.آر.آی.آر.[3](۷۵۱-۰۷۱۲) در کشور کانادا تأیید شده بود. سلامتی عمومی آزمودنی‌ها ازطریق 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

www.SID.ir

Archive of SID



مراحل آزمون به‌این‌صورت بود که پس از آشنایی شرکت‌کنندگان با راه‌رفتن روی تردمیل از آن‌ها خواسته شد سرعت ترجیحی راه‌رفتن[1]خود را تعیین کنند. سرعت ترجیحی به‌این‌صورت تعیین شد که ابتدا آزمونگر سرعت تردمیل را به‌صورت تدریجی (۰/۱ متر در ثانیه پس از هر ۴۵-۶۰ ثانیه) افزایش می‌داد. سرعت ازطریق نرم‌افزاری که روی رایانه نصب شده بود، تغییر داده می‌شد و آزمودنی قادر به مشاهدهٔ افزایش سرعت نبود. پس از اینکه آزمودنی سرعت خود را برای اولین بار گزارش می‌کرد، دوباره سرعت تردمیل افزایش داده می‌شد، تاجایی‌که آزمودنی اعلام می‌کرد که در این سرعت راحت نیست و سرعت زیاد است. پس از آن آزمونگر سرعت را دوباره به‌صورت تدریجی کاهش می‌داد تا آزمودنی دوباره سرعتی را گزارش کند که در آن راحت است. سرعتی که برای بار دوم گزارش شده بود، به‌عنوان سرعت ترجیحی آزمودنی ثبت می‌شد (۲۰). در تمام مراحل آزمون از سرعت ترجیحی مختص به هر آزمودنی استفاده شد. مراحل آزمون به‌این‌صورت 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 درحین راه‌رفتن، بینایی ازطریق یک عینک کریستالی مایع[2]مسدود می‌شد (چشم بسته). مسدودشدن بینایی تا زمانی (۳/۵ ± ۱۵/۸ 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 نُه 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 نُه گام وارد می‌شد؛ بدین‌صورت‌که برای مثال، اگر در کوشش اول قرار بود مدت زمان پنج ثانیه اعمال شود، ابتدا آزمودنی با چشم باز شروع به راه‌رفتن می‌کرد. پس از چندین گام عینک به‌مدت پنج ثانیه مات می‌شد. سپس، عینک از حالت مات درمی‌آمد و دوباره پس از هفت تا نُه گام، عینک به‌مدت پنج ثانیه مات می‌شد و به‌همین‌ترتیب، 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 درمجموع نُه بار (سه کوشش * سه بار در هر کوشش) انجام می‌داد. همچنین، ترتیب نُه کوشش به‌صورت تصادفی بود. پس از اینکه نُه کوشش به‌پایان رسید،

1. Preferred Speed
2. Liquid Crystal Glasses

www.SID.ir

Archive of SID



تقریباً پس از ۱۰ دقیقه استراحت آزمون یادادادی فوری انجام شد که در آن آزمودنی‌ها کوشش راه‌رفتن با چشم بسته را دوباره تکرار کردند؛ یعنی عینک برای مدت زمان طولانی‌تر (۲/۹ ± ۱۶/۳ثانیه) بسته به تحمل آزمودنی مات می‌شد.

نرده‌های اطراف تردمیل[1] برای اجتناب از هرگونه کمک به آزمودنی برداشته شد، اما برای جلوگیری از صدمه، آزمودنی‌ها کمربندی ایمنی[2] 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)[3] قرار گرفته بود که درحین راه‌رفتن نیروی عکس‌العمل زمین به‌طور پیوسته ثبت می‌شد. برای تعیین زمان تماس پاشنه[4] روی تردمیل و زمان بلندشدن پنجه[5] از نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد؛ بدین‌صورت‌که زمانی که نیرو به بیش از ۱۰ نیوتن رسید، به‌عنوان تماس پاشنه (شروع مرحلهٔ اتکا) تعیین شد و زمانی‌که نیرو به کمتر از ۱۰ نیوتن رسید، به‌عنوان بلندشدن پنجه (اتمام مرحلهٔ اتکا) تعیین شد (۱۶، ۱۳، ۵). برای تجزیه‌وتحلیل‌های بعدی ۱۰ سیکل انتخاب شد. برای ثبت داده‌های کینماتیکی از دستگاه تجزیه‌وتحلیل حرکتی سه‌بعدی[6] 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 محاسبهٔ متغیرهای کینماتیکی مدنظر استفاده شد (۲۲، ۵). همچنین، عینکی که برای مسدودکردن بینایی استفاده شد، عینک کریستالی مایع[7] بود که ازطریق یک نرم‌افزار توسط آزمونگر در زمان‌های دلخواه شفاف یا مات می‌شد. فعال‌شدن عینک توسط نیروی عکس‌العمل زمین انجام شد؛ بدین‌صورت‌که زمانی‌که نیروی عکس‌العمل زمین به کمتر از ۱۰ نیوتن می‌رسید (یعنی زمانی‌که پا از روی زمین برداشته می‌شد و به مرحلهٔ نوسان می‌رفت)، یک سیگنال الکتریکی از صفحه نیرو توسط سیم به یک کارت ثبت و دریافت [8]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

www.SID.ir

Archive of SID



**تحلیل داده‌ها.** داده‌های نیرو ازطریق فیلتر باترورث درجهٔ چهار[۱](فرکانس قطع[۲]شش هرتز) فیلتر شدند و برای داده‌های کینماتیکی از فیلتر پایین‌گذر[۳] ۱۰ هرتز باترورث درجهٔ چهار استفاده شد (۲۱، ۲۰). فرکانس نمونه‌برداری برای داده‌های نیرو و داده‌های کینماتیکی به‌ترتیب ۶۰۰ و ۳۰ هرتز بود که برای هم‌ترازی[۴]داده‌ها به ۶۰ هرتز تبدیل[۵]شد (۲۱، ۲۰). متغیرهای وابسته شامل مدت زمان مرحلهٔ اتکا[۶](فاصلهٔ زمانی بین تماس پاشنه و بلندشدن پنجهٔ پا)، مدت زمان اتکای دوگانه[۷] (فاصلهٔ زمانی بین تماس پاشنهٔ پای راست و بلندشدن پنجهٔ پای چپ)، طول گام (فاصلهٔ طولی پاشنهٔ پای چپ و پای راست) و عرض گام (فاصلهٔ عرضی پای چپ و پای راست) بودند. متغیرهای ذکرشده 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 مطالعهٔ حاضر با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس.[۸] نسخهٔ ۱۶ تجزیه‌وتحلیل شدند. پس از اینکه از طبیعی‌بودن داده‌ها ازطریق 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 درنظر گرفته شد.

## نتایج

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

www.SID.ir

Archive of SID



**جدول ۱- اطلاعات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها (میانگین ± انحراف استاندارد)**

| جنسیت | شش زن و چهار مرد |
|---|---|
| سن | ۳۱/۵ ± ۳/۷۷ |
| قد | ۱/۷۳ ± ۰/۰۷ |
| وزن | ۶۷/۲ ± ۱۲/۱۴ |

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

| | طول گام (سانتی‌متر) | عرض گام (سانتی‌متر) | مدت زمان اتکا (میلی‌ثانیه) | مدت زمان اتکای دوگانه (میلی‌ثانیه) |
|---|---|---|---|---|
| چشم باز | ۶۰/۷ ± ۷/۲۸ | ۱۳/۳۵ ± ۲/۸۲ | ۷۳۲/۸۵ ± ۶۰/۲۹ | ۱۶۸/۳۳ ± ۲۳/۲۰ |
| چشم بسته قبل از سازگاری | ۵۷/۷ ± ۷/۵۹ | ۱۶/۷۱ ± ۳/۱۸ | ۶۹۵/۲۶ ± ۴۸/۵۵ | ۱۶۰/۰۱ ± ۲۲/۰۴ |
| چشم بسته پس از سازگاری | ۶۰/۰۶ ± ۷/۹۶ | ۱۶/۱۵ ± ۲/۹۱ | ۷۱۷/۶۶ ± ۵۰/۳۱ | ۱۶۸/۹ ± ۲۴/۶۲ |

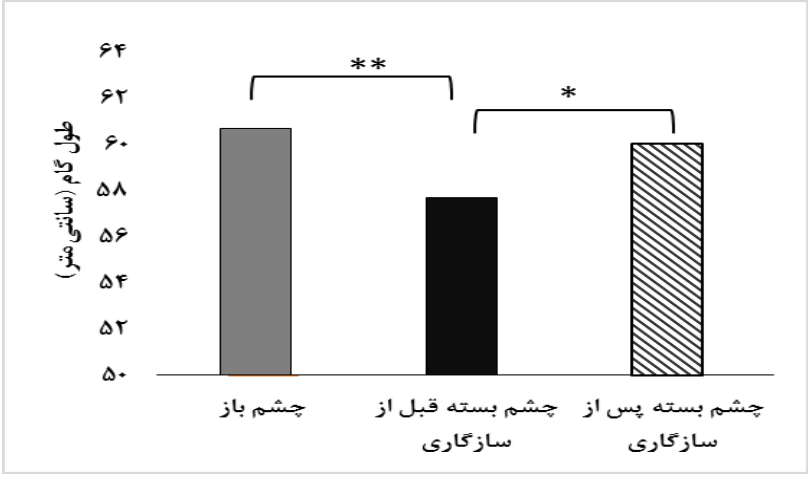
**طول گام:** در بررسی این متغیر، آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که پیش‌فرض کرویت موچلی برقرار نیست ($P < ۰/۰۵$)؛ درنتیجه، از آزمون گرینهاوس-گیسر[1] با تعدیل درجات آزادی استفاده شد. این آزمون نشان داد که طول گام بین سه شرایط متفاوت راه‌رفتن تفاوت معناداری دارد ($P = ۰/۰۱۶$، $F_{(۱/۲۱ ،۱۰/۹۱)} = ۷/۴۵۴$). مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که طول گام بین راه‌رفتن با چشم بسته قبل از سازگاری در مقایسه با راه‌رفتن با چشم باز، به‌طور معناداری کاهش یافته است ($P = ۰/۰۰۰$). همچنین، طول گام در دو شرایط راه‌رفتن با چشم بسته در قبل و پس از سازگاری تفاوت معناداری دارد و میانگین طول گام بعد از تمرین افزایش پیدا کرده است ($P = ۰/۰۴۷$). درنهایت، تفاوت معناداری بین راه‌رفتن با چشم باز و چشم بسته پس از سازگاری مشاهده نشد ($P = ۱/۰۰۰$) (شکل شمارهٔ یک).

1 Greenhouse Geisser

www.SID.ir

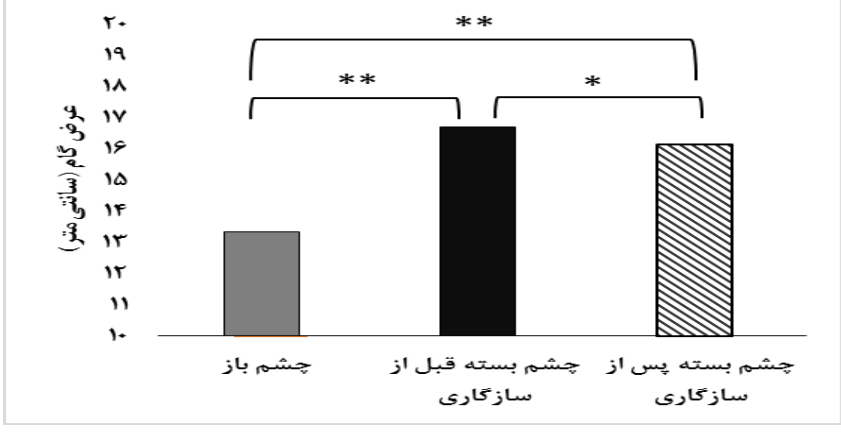
Archive of SID






**شکل ۱- طول گام در شرایط متفاوت راه‌رفتن (* = P < ۰/۰۵، ** = P < ۰/۰۱).**

**عرض گام**: نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد که پیش‌فرض کرویت موچلی در این متغیر برقرار نیست (P < ۰/۰۱)؛ درنتیجه، از آزمون گرینهاوس‌گریسر استفاده شد که نشان داد این متغیر بین سه شرایط متفاوت، تفاوت معنادار دارد (P = ۰/۰۰۰، $F_{(۱/۱۶ ،۱۰/۴۳)}$ = ۴۰/۸۲۷). نتایج مقایسه‌های زوجی حاصل از آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که بین چشم باز با چشم بسته قبل از سازگاری (P = ۰/۰۰۰) و چشم بسته پس از سازگاری (P = ۰/۰۰۱) تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین، بین چشم بسته قبل و پس از سازگاری نیز تفاوت معنادار وجود دارد (P = ۰/۰۱۶) (شکل شمارهٔ دو).



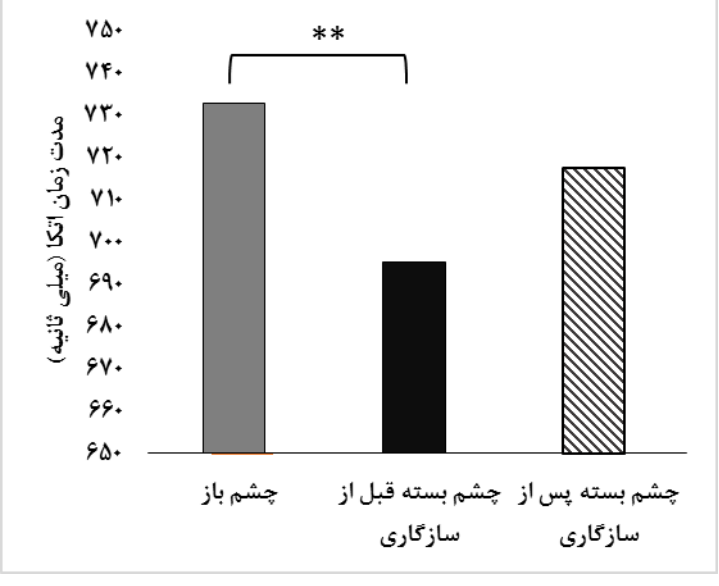

**شکل ۲- عرض گام در شرایط متفاوت راه‌رفتن (** = P < ۰/۰۵، ** = P < ۰/۰۱).**

www.SID.ir

Archive of SID



**مدت زمان اتکا:** با توجه به اینکه پیش‌فرض کرویت موچلی برقرار بود (P > ۰/۰۵)، از آزمون اسفیریستی اسیومد[1] استفاده شد که نشان داد مدت زمان اتکا بین سه شرایط متفاوت معنادار بود (P = ۰/۰۰۲، $F_{(۲، ۱۸)}$ = ۸/۸۸۴). 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 = ۰/۰۱)، اما بین شرایط چشم باز و چشم بسته بعد از سازگاری (P = ۰/۴۱) و همچنین، چشم بسته در قبل و بعد از سازگاری (P = ۰/۰۶۲) تفاوت معناداری مشاهده نشد (شکل شمارهٔ سه).




**شکل ۳- مدت زمان اتکا در شرایط متفاوت راه‌رفتن (** = ۰/۰۱ > P).**

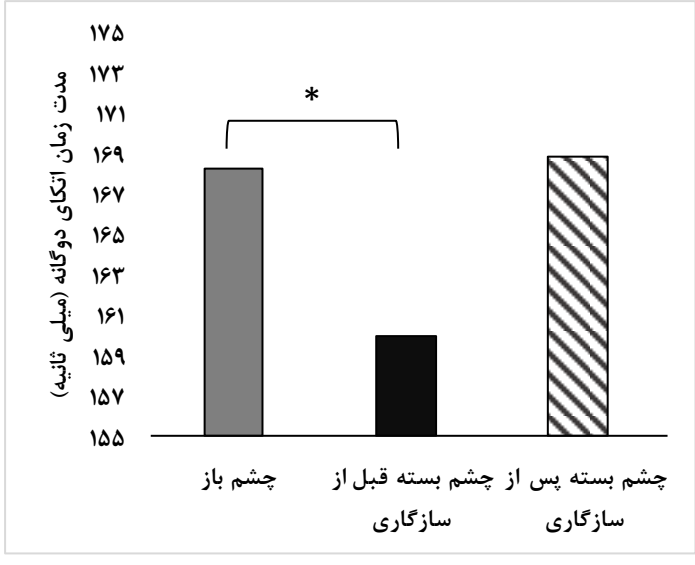
**مدت زمان اتکای دوگانه:** نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر با پیش‌فرض برقراری کرویت موچلی (P > ۰/۰۵) نشان داد که تفاوت معناداری بین سه سطح متغیر مستقل وجود دارد (P = ۰/۰۱۹، $F_{(۲، ۱۸)}$ = ۴/۹۷). نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی برای تعیین محل تفاوت‌ها، کاهش معناداری را در مدت زمان اتکای دوگانه در شرایط چشم بسته قبل از سازگاری نسبت به چشم باز نشان داد (P = ۰/۰۴۳). بین شرایط چشم باز و چشم بسته بعد از سازگاری (P = ۱/۰۰۰) و همچنین، چشم بسته در قبل و بعد از سازگاری (P = ۰/۰۹۵) تفاوت معناداری مشاهده نشد (شکل شمارهٔ چهار).

1. Sphericity Assumed

www.SID.ir

Archive of SID






**شکل ۴- مدت زمان اتکای دوگانه در شرایط متفاوت راه‌رفتن (* = ۰/۰۵ > P).**

## بحث و نتیجه‌گیری

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

www.SID.ir

Archive of SID



در ارتباط با پارامترهای طول و عرض گام، نتایج پژوهش حاضر با یافته‌های مطالعات پیشین همچون هالمنز[1] و همکاران (۲۳، ۵)، ایاوسا[2] و همکاران (۸) و دی‌هوندت[3] و همکاران (۲۴) همسو است. هنگامی‌که افراد درمعرض 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[4] و راه‌رفتن، مهم‌ترین عامل برای حفظ پایداری، حفظ مرکز جرم[5] در محدودهٔ سطح اتکا[6] است؛ درنتیجه، 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 خارج‌شدن آن از سطح اتکا کاهش یابد (۲۶، ۲۵، ۲۲). در این مطالعه پس از اینکه افراد درمعرض اغتشاش‌های مکرر قرار گرفتند، توانستند مقدار طول گام را به حالت طبیعی برگردانند، اما عرض گام تحت‌تأثیر تمرین و سازگاری قرار نگرفت. این نتایج با مطالعات اوکورونر[7] و همکاران (۱) و مک‌اندرو[8] و همکاران (۲۹، ۲۸) هم‌خوانی دارد. براساس این مطالعات، هنگام راه‌رفتن 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 راه‌رفتن جهت حرکت، یعنی جهت قدامی-خلفی[9] می‌تواند توسط مکانیسم‌های غیرفعال و در سطح نخاع کنترل شود، اما در جهت میانی-جانبی[10] کنترل تعادل و جابه‌جایی به‌صورت فعال و ازطریق یکپارچگی سیستم‌های دهلیزی، بینایی و حس عمقی در سطوح بالاتر سیستم عصبی صورت می‌گیرد (۳۰-۳۴). نتایج مطالعهٔ حاضر نیز این فرض را تأیید می‌کند و به‌نظر می‌رسد که چون عرض گام به‌صورت فعال توسط سیستم عصبی کنترل می‌شود و درهنگام اغتشاش بیشتر تحت‌تأثیر 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

www.SID.ir

Archive of SID



همان‌طورکه دربارهٔ پارامترهای زمانی ذکر شد، مدت زمان اتکا و مدت زمان اتکای دوگانه در راه‌رفتن 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 مرحلهٔ حمایت تک‌گانه[1] را کاهش دهند، مرحلهٔ اتکای دوگانه را طولانی‌تر می‌کنند (۳۵، ۲۴، ۷)؛ زیرا، در دورهٔ 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 راه‌رفتن باشد که افراد با کاهش سرعت، مدت زمان مرحلهٔ اتکا را افزایش می‌دهند تا برای جبران محرومیت بینایی، با به‌کارگیری حس لامسهٔ کف پا سطح راه‌رفتن را برای اطمینان از پایداری بیشتر، کاوش[2] کنند (۳۶، ۳۵، ۲۳). توجه به این نکته ضروری است که در این مطالعات تکلیف راه‌رفتن روی زمین انجام شده بود و آزمودنی‌ها قادر بودند سرعت راه‌رفتن 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 مطالعهٔ اولیویرا و همکاران (۱۶) هم‌راستا هستند. آنان نیز گزارش کردند که هنگام راه‌رفتن روی تردمیل با چشم بسته، مدت زمان گام کاهش پیدا کرد و احتمال دادند که به‌دلیل سرعت ثابت راه‌رفتن، آزمودنی‌ها راهبرد متفاوتی را برای مدت زمان گام به‌کار بردند تا خطاهای گام‌برداری را هنگام راه‌رفتن با چشم بسته به‌حداقل برسانند. مطالعهٔ حاضر نیز از این تفسیر حمایت می‌کند.

یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر سرعت ثابت تردمیل بود که اجازهٔ تغییر سرعت را به آزمودنی‌ها نمی‌داد؛ هرچند با وجود سرعت ثابت، تفاوت‌های معنادار در متغیرهای اندازه‌گیری‌شده مشاهده شدند. محدودیت دیگر این پژوهش، اجرانشدن آزمون یادداری تأخیری برای اطمینان از یادگیری افراد درطی 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

www.SID.ir

Archive of SID



به‌طورکلی، مطالعات زیادی درزمینهٔ تأثیر فقدان اطلاعات بینایی بر الگوی راه‌رفتن انجام شده‌اند و نتایج نشان داده است که راه‌رفتن بدون بازخورد بینایی سبب تغییراتی همچون کاهش طول گام، افزایش عرض گام، افزایش زمان مرحلهٔ اتکا و کاهش سرعت حرکت می‌شود (۱۲-۵)، اما دربارهٔ اینکه آیا افراد می‌توانند با تمرین و قرارگرفتن درمعرض 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 راه‌رفتن با الگوی طبیعی قادر نیستند (۷)، اما به‌نظر می‌رسد پس از اینکه افراد به‌طور مکرر درمعرض اغتشاش بینایی قرار می‌گیرند، سازگاری حسی روی می‌دهد و می‌توانند با تکیهٔ بیشتر بر سیستم دهلیزی و حس عمقی الگوی راه‌رفتن را بهبود دهند. این یافته‌ها می‌توانند درزمینهٔ توان‌بخشی و کمک به افرادی که مشکلات بینایی دارند و به‌ویژه افراد سالمند که بر سیستم بینایی تکیهٔ زیادی دارند، ارزشمند باشند و همچنین، در شناسایی و اجتناب از خطرهای جدی همچون ازدست‌دادن 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.

www.SID.ir

Archive of SID



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. Jongprasithporn M. The age-related effects of visual input on multi-sensory weighting process during locomotion and unexpected slip perturbations [Unpublishd doctoal dissertaion]. [Blacksburg, VA ]: the Virginia Polytechnic Institute and State University i; 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, Lamoth 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.

www.SID.ir

Archive of SID



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, Truijen 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.

www.SID.ir

Archive of SID



## ارجاع‌دهی

شجاع اتلا، فارسی علیرضا، توحیدخواه فرزاد، عبدلی بهروز. تأثیر تمرین راه‌رفتن با اغتشاش بینایی بر متغیرهای کینماتیکی. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۸؛ ۱۱(۲۵): ۴۲ـ۱۲۷. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2019.7600.1380

Shoja O, Farsi A. R, Towhidkhah 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

www.SID.ir

Archive of SID



# The Effect of Walking Training with Visual Perturbation on Kinematic Parameters

**O. Shoja[1], A. R. Farsi[2], F. Towhidkhah[3], B. Abdoli[4]**

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

www.SID.ir