

تأثیر سازگاری منشوری سیستم بینایی بر کنترل قامت و دقت پرتاب دارت

زینب شریفی^۱، زهره مشکاتی^۲، ابراهیم صادقی دمنه^۳

۱. کارشناس ارشد رفتار حرکتی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)

۲. دانشیار رفتار حرکتی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد اصفهان (خوراسگان)*

۳. استادیار اعضاء مصنوعی و وسایل کمکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۰۳/۰۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۷/۲۳

چکیده

هدف این مطالعه بررسی اثر سازگاری منشوری بر کنترل قامت و دقت پرتاب دارت بود. بدین منظور ۱۷ شرکت کننده زن و مرد سالم با دامنه سنی ۲۰ تا ۴۱ سال، بر اساس دقت پرتاب در دو گروه تجربی و شاهد تقسیم شدند. هر شرکت کننده در مجموع ۴۸۰ پرتاب دارت را در هشت روز متوالی انجام داد. گروه آزمایش در طول زمان پرتاب دارت، از عینک منشوری ای که باعث انحراف دید به سمت چپ می شد، استفاده کرد. قبل و بعد از دوره تمرینی، تعادل ایستا در حالت های چشم باز و بسته، توسط دستگاه صفحه نیرو ثبت شد؛ همچنین، دقت پرتاب ها نیز اندازه گیری شد. برای تجزیه و تحلیل اطلاعات از آنالیز واریانس مرکب و آنالیز کوواریانس استفاده شد. نتایج نشان داد جابه جایی و سرعت نوسان قدامی - خلفی ($P=0.002$) و جابه جایی و سرعت نوسان کلی مرکز فشار ($P=0.006$) در گروه آزمایش کاهش یافت. در بین دو حالت چشم باز و چشم بسته تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P \geq 0.05$). همچنین، تعامل معناداری در فاکتورهای گروه و بینایی مشاهده نشد ($P \geq 0.05$). شاخص دقت در پس آزمون تفاوتی را نشان نداد؛ اما در آزمون یادداری، متغیر دقت در گروه آزمایش به طور معناداری بهتر بود ($P=0.02$). نتایج بیان می کند که چالش حاصل از سازگاری بینایی، ضمن بهبود دقت پرتاب، ممکن است کنترل قامت افراد را نیز بهبود بخشد.

واژگان کلیدی: تطبیق پذیری بینایی، کنترل قامت، هدف گیری

مقدمه

سیستم بینایی یکی از مهم‌ترین منابع فراهم‌آورنده اطلاعات حسی برای یادگیری و کنترل مهارت‌های حرکتی است. می‌توان از اطلاعات بینایی برای برنامه‌ریزی اعمال جدید یا پاسخ متناسب با شرایط محیطی استفاده کرد (۱). بر اساس مدل پیش‌رو داخلی^۱، برای اطمینان‌یافتن از دستیابی به هدف موردنظر، سیستم عصبی مرکزی (CNS)^۲ قادر است اصلاحات هم‌زمان در فعالیت‌های حرکتی انجام دهد؛ زیرا محیط حسی خارجی همیشه در حال تغییر است. مدل پیش‌رو داخلی، یک مدل یکپارچگی حسی - حرکتی است که سازگاری سیستم حرکتی را در مقابل انحرافات کوچکی که در بینایی بیرونی رخ می‌دهد، ایجاد می‌کند (۲). مدل پیش‌رو از تئوری یکپارچه‌سازی حسی - حرکتی، فرض می‌کند سی‌ان‌اس به‌عنوان یک مقایسه‌کننده بین سیگنال حسی پیش‌گویانه و نتیجه حسی واقعی برای یک رفتار حرکتی خاص عمل می‌کند (۳). به این ترتیب سی‌ان‌اس قادر به اصلاح هم‌زمان و حذف ادراک حسی ناخواسته در طول حرکت است و یادگیری حرکتی را ممکن می‌سازد (۴). برخی محققان با ایجاد اختلال در بینایی به کمک عینک‌های منشوری‌ای که میدان دید افراد را در جهت عمودی (انحراف به پایین یا بالا) یا جانبی (انحراف به چپ یا راست) تغییر می‌دهد، نشان دادند که فعالیت قشر بینایی - حرکتی در مغز افزایش می‌یابد (۵،۶). استفاده از عینک منشوری چالشی برای سیستم بینایی - حرکتی به وجود می‌آورد که در نهایت ممکن است باعث ارتقای عملکرد این سیستم شود (۷). افراد در فرایند سازگاری منشوری، در تلاش‌های اولیه، برای دستیابی به اشیاء و یا جهت‌یابی دچار خطاهای زیادی می‌شوند، با وجود این خطاها، افراد سعی می‌کنند با استفاده از یک استراتژی به تنظیم مجدد بپردازند تا خطاهای خود را اصلاح کنند (۸،۶). پس از چندین تلاش، یک سازگاری حسی - حرکتی به وجود می‌آید که افراد می‌توانند برخلاف آن جهتی که می‌بینند به اهداف دست‌یابند (۹،۴،۱۲). تغییرات در فعالیت عصبی و رفتار بعد از سازگاری نشان می‌دهد که لایه‌های عصبی تحت تأثیر سازگاری منشوری قرار می‌گیرند (۱۳). سازگاری بینایی حرکتی ناشی از قرارگرفتن در معرض منشور می‌تواند فعالیت دوطرفه مغز را که توجه و آگاهی فضایی را کنترل می‌کند، افزایش دهد (۱۳). در سازگاری منشوری (پی‌آی)^۳ مؤلفه‌های حس عمقی بینایی و حرکتی درگیر هستند. مؤلفه حس عمقی موقعیت اندام را بازگو می‌کند، مؤلفه بینایی تنظیم جهت دید و مؤلفه حرکتی سازمان‌بندی مجدد فرمان‌های عضلانی و تنظیم قامت را منعکس می‌کند (۵). در طول پی‌آی از آنجاکه هر دو محرک بینایی و حس عمقی در تنظیم مجدد فضایی در دسترس هستند، تطابق‌ناپذیری بین دو منبع حسی به وجود می‌آید که نتیجه این تطابق‌ناپذیری باعث می‌شود فرایند تنظیم مجدد قامت افزایش یابد (۱۴). این سازگاری همچنین

-
1. Internal Forward Model
 2. Central Nervous System (CNS)
 3. Prism Adaptation (PA)

نواحی کورتکس آهیانه را - هم در افرادی که از لحاظ مغزی آسیب دیده‌اند و هم در افراد سالم - فعال می‌کند (۱۵،۱۶). قسمت راست کورتکس آهیانه مسئول پردازش اطلاعات حسی برای کنترل فعالیت‌های قامتی بدن دانسته شده است و مشخص شده که لوب آهیانه در توانایی انطباق با جابه‌جایی جانبی منشور نقش دارد. این توانایی به‌طور خاص با فاز انطباق استراتژی تنظیم مجدد (تصحیح سریع خطا) در ارتباط است (۱۷). فعالیت کورتکس آهیانه در سازگاری منشوری باعث تنظیم مجدد بازنمایی فضایی و در نتیجه کاهش اعوجاج در نقشه وضعیت داخلی می‌شود (۱۱). در پژوهش‌هایی که محققان بر روی بیمارانی که تعادل قامتی نداشتند و حتی افراد سالم انجام داده‌اند، نشان دادند تعادل این افراد در نمای خلفی - قدامی (آی‌پی) و نمای جانبی پس از سازگاری منشوری بهبود می‌یابد (۱۰،۱۲،۱۶). اثر سازگاری منشوری روی کنترل قامت نشان می‌دهد وضعیت قامت نه تنها بر اساس عکس‌العمل (رفلکس) و عمل خودکار (اتوماتیک) کنترل می‌شود، بلکه به دلیل پیچیدگی در طرح داخلی بدن به کارکردهای آگاهانه سطوح بالایی سیستم اعصاب مرکزی (قشر مغز) نیز بستگی دارد (۱۲). استفاده بهینه از سیستم عضلانی برای داشتن تعادل مناسب ضروری است ولی کافی نیست. سیستم عصبی مرکزی برای اینکه بتواند به‌موقع و به‌صورت مناسب برای کنترل تعادل، نیرو به بدن وارد کند، باید تصویری صحیح از وضعیت بدن در فضا - چه هنگامی که در حرکت است و چه موقعی که ثابت است - داشته باشد؛ به عبارت دیگر، بداند چه‌موقع و چگونه نیروها به کار گرفته می‌شوند (۱۸). تعادل به‌عنوان توانایی حفظ مرکز ثقل با کمترین نوسان در محدوده سطح انعکاس (۱۹) که در مهارت‌های ورزشی، به‌ویژه آنهایی که نیاز به هدف‌گیری و پرتاب به سوی هدف دارند، با اهمیت است؛ زیرا حفظ تعادل برای هدف‌گیری دقیق لازم است (۲۰،۲۱). در تکالیف هدف‌گیری نظیر پرتاب دارت و کمان‌گیری، کنترل نوسانات قامتی نقش بسزایی در بهبود تکلیف دارد. در این تکالیف دقت در درجه اول، از جانب نوسان در جهت آی‌پی به خطر می‌افتد. از آنجاکه این نوسان در صفحه موازی با صفحه هدف رخ می‌دهد، تیر را به سمت چپ یا راست هدف جابه‌جا می‌کند؛ بنابراین، پرتاب‌کننده نیاز دارد نوسان در جهت آی‌پی را کاهش دهد (۲۰،۲۱). از آنجاکه در فضای آزمایشگاهی، سازگاری منشوری، هم در نقشه وضعیت داخلی افرادی که دچار سکنه مغزی شده‌اند و هم در افراد سالم، باعث تنظیم مجدد بازنمایی فضایی و در نتیجه کاهش اعوجاج شده است (۱۱،۱۲) و در اکثر پژوهش‌های پیشین تکلیف تمرینی هنگام استفاده از عینک منشوری، اشاره به یک نقطه ثابت بر روی صفحه مانیتور بوده که تکرار این تمرین برای اکثر افراد تکلیفی خسته‌کننده محسوب شده و از طرفی انتقال توانایی این سازگاری به فعالیت‌های روزمره افراد نیز کاملاً مشخص نیست (۲۲)، هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر سازگاری منشوری در حین فعالیت بر نوسانات قامتی و دقت پرتاب‌کنندگان دارت بود. اهمیت یافته‌های این پژوهش

زمانی آشکار می‌شود که فرد علاوه بر حفظ تعادل باید هدف‌گیری دقیق انجام دهد. این پژوهش در راستای پاسخ به سؤالات زیر طراحی شده است:

آیا سازگاری منشوری در فعالیتهای عملکردی نیز همانند تکالیف آزمایشگاهی منجر به بهبود عملکرد سیستم بینایی - حرکتی خواهد شد؟ همچنین در صورت پاسخ مثبت به این سؤال، آیا این کاهش نوسانات ممکن است در بهبود دقت و هدف‌گیری مهارت‌هایی که کنترل قامت در آن نقش بسزایی دارد، اثر داشته باشد؟ از آنجاکه در اکثر تمرین‌ها برای بهبود تعادل بیشتر تقویت عضلانی در نظر گرفته می‌شود (۲۳،۲۴) و به نقش عملکردی سطوح بالایی سیستم عصبی توجه کمتری شده، از این‌رو، با تأیید فرضیات پژوهش حاضر، ارتقای عملکرد سیستم عصبی در بهبود تعادل نقش اساسی پیدا می‌کند.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود که به‌صورت میدانی و آزمایشگاهی با طرح پیش‌آزمون - پس‌آزمون انجام گرفت. شرکت‌کنندگان از بین دانشجویان خوابگاهی دانشگاه آزاد اسلامی اصفهان (خوراسگان) ۱۷ شرکت‌کننده (۱۱ زن و شش مرد) سالم با دامنه سنی ۲۰ تا ۴۱ سال و بدون سابقه پرتاب دارت، از طریق روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند. مشخصات افراد قبل از اجرای آزمون ثبت شد. هیچ‌یک از شرکت‌کنندگان، به اذعان خودشان سابقه هیچ‌کدام از موارد زیر را نداشتند: آسیب جدی اندام تحتانی، بیماری‌های سیستماتیک، مصرف مواد مخدر و مشروبات الکلی، مصرف داروهای آرام‌بخش، مشکلات بینایی و دهلیزی (مثلاً سرگیجه) (۲۵). همچنین، قبل از هر اقدامی شرکت‌کنندگان فرم رضایت‌نامه را آگاهانه برای شرکت در تحقیق تکمیل کردند. در مرحله پیش‌آزمون شرکت‌کنندگان ۶۰ پرتاب دارت را در شش مرحله ۱۰ کوششی انجام دادند و دقت پرتاب با فرمول ریشه میانگین مجذور خطا^۱ (RMSE) محاسبه شد. سپس افراد بر اساس امتیاز دقت پرتاب با روش همسان‌سازی به دو گروه کنترل (نه نفر) و تجربی (هشت نفر) تقسیم شدند. از تمام شرکت‌کنندگان پیش‌آزمون تعادل گرفته شد. برای اندازه‌گیری تعادل از تست کنترل پاسچر با استفاده از دستگاه صفحه نیروی مارک کیسلر^۲ مدل (۶۹۲۶۰AA) ساخت کشور سوئیس در ابعاد ۵۰×۵۰×۶۰ سانتی‌متر استفاده شد. در این دستگاه اساس اندازه‌گیری خواص پیرو الکتریک است و به اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین در صفحات قدامی - خلفی، جانبی و عمودی می‌پردازد. فرکانس نمونه‌گیری ۱۰۰ هرتز بود. داده‌ها پس از فیلتر شدن با فیلتر پایین‌گذر ده هرتز، برای محاسبه متغیرهای مرکز فشار، به نرم‌افزار اکسل منتقل شدند. آزمودنی‌ها با پاهای

1. Root Mean Square Error (RMSE)
2. Kistler

برهنه در مرکز صفحه نیرو قرار گرفتند. دست‌ها در کنار بدن آویزان و در تمام طول آزمون، آزمودنی بی‌حرکت بود. نوسان قامت در دو موقعیت مختلف بازخورد بینایی، ارزیابی شد. در حالت چشمان باز از آزمودنی خواسته شد که به حالت خیره به نشانگری که به فاصله دومتري روبه‌رو در سطح چشمان او قرار داشت نگاه کند و در حالت چشمان بسته بازخورد بینایی به‌وسیله چشم‌بند از او گرفته شد و از آزمودنی خواسته شد که تصور کند به نشانگر نگاه می‌کند. شرکت‌کنندگان به‌صورت تصادفی پنج تلاش ایستادن ثابت را با چشمان باز و پنج تلاش را با چشمان بسته اجرا کردند. بین هر تلاش ۲۰ ثانیه استراحت به حالت نشستن روی صندلی برای آزمودنی در نظر گرفته شد. متغیرهای سرعت متوسط، سرعت در نمای قدامی - خلفی، سرعت در نمای جانبی، میانگین جابه‌جایی کل، جابه‌جایی در نمای قدامی - خلفی و جابه‌جایی در نمای جانبی برای هر آزمودنی سنجیده شد. زمان هر تلاش ۶۰ ثانیه بود که برای به حداقل رساندن خطای دستگاه و آزمودنی، پنج ثانیه ابتدایی و پنج ثانیه انتهایی وارد تحلیل آماری نشد. سپس در مرحله تمرینی، شرکت‌کنندگان دو گروه مجموع ۴۸۰ پرتاب دارت را در مکان و زمان مشخص در هشت روز متوالی (هرروز ۶۰ پرتاب در شش مرحله و هر مرحله ۱۰ پرتاب) اجرا کردند. زمان اندازه‌گیری دقت پس از هر مرحله، به‌عنوان زمان استراحت افراد بین دو مرحله در نظر گرفته شد. فاصله استاندارد فرد از صفحه دارت ۲۳۷ سانتیمتر و فاصله مرکز صفحه دارت از زمین ۱۷۳ سانتیمتر بود (۲۶). گروه تجربی این تعداد پرتاب را با استفاده از عینک منشوری ۲۱ دیوپتر که میدان دید را از مرکز صفحه دارت، ۵۰ سانتیمتر به سمت چپ منحرف می‌کرد، انجام دادند. افراد گروه تجربی در تمام مدت زمان پرتاب و استراحت، این عینک را بر چشم داشتند (۷،۱۰). در مرحله پس‌آزمون، بلافاصله پس از آخرین مرحله پرتاب، از شرکت‌کنندگان تست تعادل و دقت پرتاب دقیقاً مشابه با مرحله پیش‌آزمون گرفته شد. همچنین، تست یادداری دقت ۲۴ ساعت پس از آخرین جلسه تمرین انجام شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها در بخش آمار توصیفی از میانگین و انحراف معیار و در بخش آمار استنباطی برای تعیین نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک، برای بررسی همگنی واریانس‌ها از آزمون لوین، برای مقایسه پیش‌آزمون متغیرها از تی مستقل، برای مقایسه میانگین‌های یادداری دقت در دو گروه از روش آنالیز کوواریانس و به‌منظور بررسی تعامل متغیرهای مرکز فشار کف پا در پس‌آزمون از آنالیز واریانس مرکب (۲×۲) استفاده شد. تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس^۱ نسخه ۲۲ در سطح معناداری $P \leq 0.05$ صورت گرفت.

نتایج

داوطلبان مورد مطالعه از نظر اطلاعات شخصیت‌شناسی (دموگرافیک) و معیارهای پایه در دو گروه تجربی و کنترل اختلاف معناداری نداشتند. میانگین قد و سن داوطلبان به ترتیب $164 \pm 9/60$ سانتیمتر و $30 \pm 7/21$ سال بود. در مقایسه میانگین پارامترهای مرکز فشار کف پای گروه‌های تجربی و کنترل در پیش‌آزمون تفاوت معناداری دیده نشد (شاخص‌های جابه‌جایی و سرعت در نمای قدامی - خلفی $(P=0.501)$ ، جابه‌جایی و سرعت کل $(P=0.308)$ و نیز جابه‌جایی و سرعت جانبی $(P=0.452)$). مقایسه میانگین پارامترهای مرکز فشار کف پا در پس‌آزمون، بین گروه تجربی و کنترل نشان داد که استفاده از عینک منشوری حین تمرین سبب کاهش معنادار شاخص‌های جابه‌جایی در نمای قدامی - خلفی $(P=0.002)$ ، جابه‌جایی کل $(P=0.006)$ ، سرعت قدامی - خلفی $(P=0.002)$ و سرعت کل $(P=0.006)$ شده است. متغیرهای حاصل از مرکز فشار کف پا در پس‌آزمون با استفاده آنالیز واریانس مرکب تحلیل شد که نتایج آن در جدول شماره یک آمده است.

جدول ۱- مقایسه متغیرهای حاصل از مرکز فشار کف پا در پس‌آزمون دو گروه تجربی و کنترل در حالت چشم باز و بسته

متغیر	اثر اصلی		اثر متقابل
	گروه	بینایی	
جابه‌جایی جانبی	P	۵۵	۳۹۰
	F	۳/۹۹	۷۶۰
جابه‌جایی قدامی - خلفی	P	۲	۳۹۱
	F	۱۱/۲۹	۷۵۶
جابه‌جایی کل	P	۶	۴۳۱
	F	۸/۶۳	۶۳۶
سرعت جانبی	P	۵۵	۳۹۰
	F	۳/۹۹	۷۶۰
سرعت قدامی - خلفی	P	۲	۳۹۱
	F	۱۱/۲۹	۷۵۶
سرعت کل	P	۶	۴۳۱
	F	۸/۶۳	۶۳۶

* $P \leq 0.05$ سطح معناداری

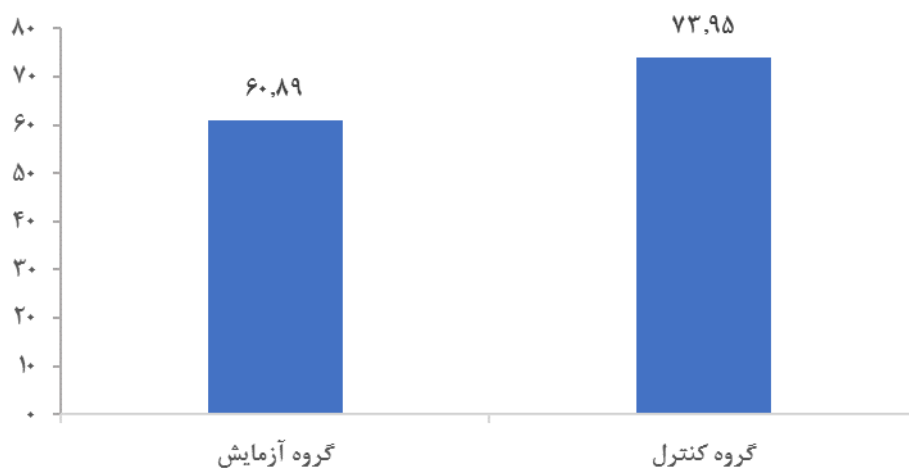
اطلاعات توصیفی متغیر دقت پیش‌آزمون، پس‌آزمون و یادداری دو گروه در جدول شماره دو ارائه شده است.

جدول ۲- اطلاعات توصیفی متغیر دقت در پیش‌آزمون، پس‌آزمون و یادداری

متغیر	آزمون	گروه	میانگین خطا	انحراف معیار
پیش‌آزمون		آزمایش	۹۶/۵۶	۲۴/۹۸
		کنترل	۹۳/۰۵	۲۱/۳۸
دقت	پس‌آزمون	آزمایش	۶۹/۲۲	۱۴/۰۱
		کنترل	۷۵/۶۱	۸/۷۱
یادداری		آزمایش	۶۱/۶۳	۱۴/۴۶
		کنترل	۷۳/۳۰	۱۲/۴۸

از مقایسه میانگین‌های متغیر دقت در پس‌آزمون دو گروه تجربی و کنترل، مقادیر معناداری به دست نیامد ($F=0.63$, $P=0.439$). با تأییدشدن پیش‌فرض‌های تحلیل کوواریانس از آزمون آنالیز کوواریانس برای مقایسه آزمون یادداری دقت در دو گروه استفاده شد. مقادیر میانگین حاشیه‌ای برای گروه کنترل (۶۰/۸۹)، گروه آزمایش (۷۳/۹۵)، آماره F (۶/۸۶)، حجم اثر (۰/۳۲) و سطح معناداری (۰/۰۲۰) مربوط به متغیر یادداری دقت، حاکی از معناداری دقت گروه آزمایش در آزمون یادداری است. میانگین آزمون یادداری دقت در گروه‌های آزمایش و کنترل در شکل شماره یک نشان داده شده است.

برآورد میانگین حاشیه ای



شکل ۱- مقایسه میانگین آزمون یادداری دقت در گروه‌های آزمایش و کنترل

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر دست‌کاری سیستم بینایی با استفاده از عینک منشوری بر دو فاکتور کنترل قامت و دقت پرتاب دارت بود. یافته‌های پژوهش حاکی از کاهش فاکتورهای میانگین جابه‌جایی کل، میانگین جابه‌جایی در نمای قدامی - خلفی، میانگین سرعت کل و میانگین سرعت در نمای قدامی - خلفی مرکز فشار کف پا در گروه تجربی بود. به عبارت دیگر، تعادل ایستای افراد پس از هشت جلسه استفاده از عینک منشوری، بهبود پیدا کرد. نتایج به دست آمده با نتایج مطالعات مختلفی همسو است (۱۰-۱۲). در این ارتباط، میشل^۱ و همکاران (۲۰۱۳) بر روی ۱۴ فرد نرمال اثر سازگاری منشوری را بر کنترل قامت بررسی کردند. نتایج این مطالعه نشان داد که تغییراتی در کنترل قامت جانبی افراد پس از سازگاری منشوری به وجود می‌آید (۱۲). همچنین، تیلیکت^۲ و همکاران (۲۰۰۱) اثر سازگاری منشوری را بر روی افراد سکتۀ مغزی در دو گروه (گروه اول استفاده از عینک منشوری انحراف به راست، گروه دوم استفاده از عینک منشوری انحراف به چپ) را بررسی کردند که نتایج بهبود تعادل را در گروه اول نشان داد (۱۱). نیجبور (۲۰۱۴)^۳ پژوهشی بر روی افراد دچار سکتۀ مغزی انجام داده است؛ نتایج نشان داد که حتی استفاده از عینک منشوری در یک جلسه بر تعادل افراد دچار سکتۀ مغزی اثرگذار است (۱۰). می‌توان در تبیین هم‌راستا بودن نتایج پژوهش حاضر با نتایج پژوهش‌های یادشده چنین گفت که کنترل قامت در انسان علاوه بر ورودی‌های حسی به یک طرح داخلی که مرتبط با سطوح بالای سیستم عصبی است نیز وابسته است که در طول سازگاری باعث می‌شود هماهنگی بین ورودی‌های حسی و طرح داخلی بدن ایجاد شود (۱۲). سازگاری منشوری نواحی کورتکس آهیانه را در افراد سالم و افراد دچار سکتۀ مغزی فعال می‌کند (۱۵، ۱۶). از آنجاکه قسمت راست کورتکس آهیانه مسئول پردازش اطلاعات حسی برای کنترل فعالیت‌های قامتی بدن است و فعالیت این ناحیه در سازگاری منشوری باعث تنظیم مجدد بازنمایی فضایی می‌شود، در نتیجه این بازنمایی منجر به کاهش اعوجاج در نقشه وضعیتی داخلی و نهایتاً بهبود تعادل می‌شود (۱۱). از طرفی، یافته‌های پژوهش حاضر با برخی نتایج پژوهش‌های فوق ناهمسو است (۱۱، ۱۲). در بررسی‌ای که میشل و همکاران (۲۰۱۳) بر روی دو گروه هفت‌نفری از افراد سالم انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که سازگاری منشوری تنها ممکن است بر فاکتور تعادل در نمای جانبی مؤثر باشد (۱۲)؛ در حالی که در پژوهش حاضر علاوه بر نمای جانبی، بهبود در نمای خلفی - قدامی نیز مشاهده شد. همچنین در تحقیق تیلیکت و همکاران (۲۰۰۱) سازگاری

1. Michel
2. Tiliket
3. Nijboer

منشوری با انحراف به راست و چپ بررسی شد و نتایج مبین اثرگذاری سازگاری منشوری بر کنترل قامت فقط با انحراف به راست بود (۱۱)، در صورتی که در پژوهش حاضر اثرگذاری عینک انحراف به چپ بر کنترل قامت افراد تأیید شد. به نظر می‌رسد دلیل ناهمسو بودن نتایج، مربوط به مدت زمان ارائه برنامه تمرینی و همچنین آزمودنی‌های متفاوت باشد. در تمام این تحقیقات افراد در یک جلسه بین ۶۰ تا ۱۰۰ کوشش، تماس با هدف را انجام می‌دادند؛ در حالی که قرار گرفتن در معرض طولانی مدت عینک منشوری باعث انطباق بیشتر و اثر ماندگارتر سازگاری می‌شود. بر همین اساس تعداد کوشش‌های بهینه برای سازگاری مؤثرتر را بین ۱۵۰ تا ۵۰۰ کوشش بیان کردند (۲۷)؛ از این رو در پژوهش حاضر ۴۸۰ پرتاب برنامه‌ریزی شد. همچنین، میانگین سن افراد شرکت‌کننده در تحقیقاتی که با پژوهش حاضر هم‌خوان نبودند، بیشتر از ۵۸ سال بود؛ در حالی که میانگین سنی در پژوهش حاضر ۳۰ سال بود؛ بنابراین، طبق مطالعه‌ای که نشان داد افراد مسن‌تر نسبت به جوانان دیرتر به سازگاری می‌رسند (۲۸)، ممکن است اثربخش نبودن سازگاری در این افراد در نماهای مختلف به همین دلیل باشد.

جدیدترین نظریه‌های مرتبط با کنترل قامت (مانند نظریه نظام‌های پویا) پیشنهاد می‌کنند که کنترل قامت، نتیجه یک تعامل پیچیده و پویا از عوامل مختلف، به‌ویژه سیستم‌های عضلانی، اسکلتی و عصبی است که به صورت کلی «سیستم کنترل قامت» نام‌گذاری شده است (۱۹). با توجه به اینکه ایستادن در حالت قائم، یکی از مهم‌ترین حرکات بنیادی در انسان محسوب می‌شود و به‌طور ذاتی بی‌ثبات است، بنابراین سیستم کنترل قامت باید به‌طور مداوم برای حفظ ثبات بدن فعال باشد. از این رو، اطلاعات سیستم‌های حسی در ساقه مغز و مخچه و سپس در کورتکس مغز برای تصحیح و حفظ ثبات قامت، جمع‌آوری و پردازش می‌شود؛ به‌طوری‌که هماهنگی و همکاری این سیستم‌ها به کنترل قامت مطلوب منجر می‌شود (۲۹،۳۰).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که هرچند مقایسه تعادل در دو گروه تفاوت معناداری دارد، این اثر در تعامل با بینایی معنادار نیست؛ به این معنی که فارغ از اینکه چشمان آزمودنی‌ها باز باشد یا بسته، تمرین با عینک منشوری باعث بهبود تعادل افراد شده است. این نتیجه را می‌توان چنین تبیین کرد: از آنجاکه سازگاری منشوری نواحی کورتکس آهیانه را در افراد سالم و افراد دچار سکتۀ مغزی فعال می‌کند (۱۵،۱۶)؛ کورتکس آهیانه مسئول پردازش اطلاعات حسی برای کنترل فعالیت‌های قامتی بدن است و فعالیت این ناحیه در سازگاری منشوری باعث کاهش اعوجاج در نقشه وضعیت داخلی می‌شود (۱۱)؛ از این رو، این نتایج نشان می‌دهد که لایه‌های عصبی تحت مزیت‌های درمانی سازگاری منشوری قرار می‌گیرند و فعالیت دوطرفه مغز که توجه و آگاهی فضایی

را کنترل می‌کند بهبود می‌یابد (۱۳)؛ بنابراین می‌توان استنباط کرد که چون نقشه وضعیتی داخلی ارتقا می‌یابد، تفاوتی ندارد که هنگام تست‌گیری، اطلاعات بینایی در دسترس باشد یا نباشد. همچنین، یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد عامل دقت در پس‌آزمون بین دو گروه آزمایش و کنترل، تفاوت معناداری ایجاد نمی‌کند. دلیل معنادار نبودن دقت در پس‌آزمون به دلیل اثر منفی پس از سازگاری^۱ است. پس از سازگاری زمانی که منشور برای اولین بار از چشمان برداشته شود و همان تکلیفی که در طول استفاده از منشور انجام شده تکرار شود، افراد در جهت مخالف آن جهتی که سازگار شده‌اند به هدف مورد نظر پرتاب می‌کنند. این اثر را اثر منفی پس از سازگاری می‌نامند (۳۱). بر همین اساس، آزمودنی‌های گروه آزمایش در پس‌آزمون باید به سازگاری جدید بدون عینک برسند که در این فاصله میزان پرتاب‌های خطا نسبت به گروه کنترل افزایش می‌یابد؛ اما در آزمون یادداری که ۲۴ ساعت پس از آخرین جلسه تمرین از افراد گرفته شد، دقت به‌طور معناداری در گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل افزایش داشت. از آنجاکه تست یادداری آزمون مناسبی برای سنجش یادگیری است، می‌توان چنین ادعا کرد که روند یادگیری در گروه تجربی نسبت به گروه کنترل بهبود یافته است (۳۲). پژوهشی که دقت پرتاب را با استفاده از سازگاری منشوری بررسی کرده باشد یافت نشد؛ اما چند پژوهش تکلیف دسترسی به نشانه‌ای روی صفحه مانیتور را تمرین کردند و نتایج حاکی از آن بود که طی دوره استفاده از عینک منشوری افراد با مکان نشانه سازگار می‌شدند (۱۲-۱۰). در توجیه یافته سوم پژوهش حاضر شاید بتوان افزایش دقت گروه آزمایش نسبت به گروه کنترل در مرحله یادداری را این‌طور توجیه کرد که در سازگاری منشوری اختلاف حسی - حرکتی منجر به تولید سیگنال خطا در مخچه، تلاش برای تصحیح خطا و در نتیجه باعث درگیری بیشتر حیطه شناختی افراد می‌شود (۳۳). شواهدی وجود دارد که نشان می‌دهد سازگاری منشوری طی فعالیت دستیابی، قابل‌تعمیم به انواع حرکات از جمله نقاشی کردن و تکالیف دلبخشی است (۳۴). در این راستا مورتن و باستین (۲۰۰۴)^۲ نشان دادند که این تعمیم‌پذیری در فعالیت‌هایی که هر سه سیستم عضلانی، عصبی و دهلیزی را طی سازگاری منشوری درگیر می‌کنند، از جمله تکلیف راه‌رفتن، بیشتر است (۳۵) زیرا در این حالت تمام بدن در طول سازگاری درگیر می‌شود که نیازمند فعالیت وسیعی از عضلات، درگیر شدن نواحی مختلفی از مغز، از جمله ساقه مغز، کورتکس حرکتی و مخچه و کالیبره شدن اطلاعات دهلیزی است (۳۶، ۳۷). با عنایت به تفسیر فوق می‌توان گفت از آنجاکه تکلیف آزمودنی‌های پژوهش حاضر پرتاب دارت در حالت ایستاده بوده و ایستادن همراه با پرتاب، تکلیفی است که به‌خوبی هر سه سیستم بینایی، حس عمقی و دهلیزی را

1. Negative Effect After Compatibility
2. Morton & Bastian

به چالش می‌کشد، به نظر می‌رسد بهبود کنترل قامت توانسته به نحوی در بهبود دقت پرتاب مؤثر باشد. این نتیجه، توانایی حفظ ثبات به‌عنوان پیش‌نیاز اجرای خوب در میان پرتاب‌کنندگان مبتدی را تأیید می‌کند (۳۸).

در پژوهش حاضر از عینک منشوری که میدان بینایی افراد را به سمت چپ منحرف می‌کرد استفاده شد. یافته‌ها نشان می‌دهند نیمکره‌های مغز در هر دو سیستم حسی و حرکتی، متقارن نیستند؛ به‌گونه‌ای که نیمکره راست موقعیت‌یابی فضایی چپ و راست را کنترل می‌کند اما نیمکره چپ تنها جهت و موقعیت‌یابی سمت راست را کنترل می‌کند (۳۹)؛ از این رو پیشنهاد می‌شود اثر انحراف به راست میدان بینایی بر کنترل قامت و دقت افراد سالم نیز بررسی شود. همچنین، در پژوهش حاضر افراد با دست برتر پرتاب‌ها را انجام می‌دادند. از آنجاکه یادگیری در سیستم مرکزی اتفاق می‌افتد و قابلیت انتقال به اندام‌های مخالف را دارد (۴۰)، پیشنهاد می‌شود طی پژوهشی قابلیت انتقال سازگاری منشوری به دست غیربرتر نیز بررسی شود. مطالعه حاضر نشان داد که می‌توان اثرات سازگاری بینایی در نتیجه انحراف میدان بینایی به سمت چپ را به کنترل قامت و دقت پرتاب در افراد نرمال تعمیم داد. به نظر می‌رسد اندازه‌گیری و تحلیل سیگنال‌های مغزی با استفاده از الکتروانسفالوگرام در پژوهشی مشابه بتواند اطلاعات مفیدی از کارکرد سطوح بالایی سیستم عصبی در اختیار پژوهشگران آتی قرار دهد.

پیام مقاله: نتایج پژوهش حاضر از این ایده حمایت می‌کند که کنترل قامت در افراد به هر دو ورودی‌های حسی و طرح یا شمای داخلی مربوط به قامت که مرتبط با سطوح بالایی سیستم عصبی است، بستگی دارد. انعطاف‌پذیری حسی درونی و هماهنگی حسی - حرکتی درگیر در طول سازگاری تحت تأثیر بازنمایی‌های سطوح بالاتر از فضای داخلی و خارجی بدن قرار می‌گیرد.

منابع

1. Namazizadeh M, Jalali s, editors. A multilevel approach to study of motor control. Tehran: Nersi; 2008. (In Persian)
2. Hinder MR, Riek S, Tresilian JR, de Ruyg, and Carson RG. Real-time error detection but not error correction drives automatic visuomotor adaptation. *Experimental brain research*. 2010; 201(2):191-207.
3. Tseng YW, Diedrichsen J, Krakauer JW, Shadmehr R, Bastian AJ. Sensory prediction errors drive cerebellum-dependent adaptation of reaching. *Journal of neurophysiology*. 2007; 98(1):54-62.
4. Wolpert DM, Ghahramani Z, Jordan MI. An internal model for sensorimotor integration. *Science*. 1995:1880-2.
5. Serino A, Angeli V, Frassinetti F, Làdavas E. Mechanisms underlying neglect recovery after prism adaptation. *Neuropsychologia*. 2006; 44(7): 1068-78.

6. Thach WT. On the specific role of the cerebellum in motor learning and cognition: Clues from PET activation and lesion studies in man. *Behavioral and Brain Sciences*. 1996; 19(03): 411-33.
7. Priot AE, Laboissiere R, Plantier J, Prablanc C, Roumes C. Partitioning the components of visuomotor adaptation to prism-altered distance. *Neuropsychologia*. 2011; 49(3): 498-506.
8. Newport R, Schenk T. Prisms and neglect: what have we learned? *Neuropsychologia*. 2012; 50(6): 1080-91.
9. Sugita Y. Global plasticity in adult visual cortex following reversal of visual input. *Nature*. 1996; 380(6574): 523-6.
10. Nijboer TC, Olthoff L, Van der Stigchel S, Visser-Meily JM. Prism adaptation improves postural imbalance in neglect patients. *NeuroReport*. 2014; 25(5): 307-11.
11. Tilikete C, Rode G, Rossetti Y, Pichon J, Li L, Boisson D. Prism adaptation to rightward optical deviation improves postural imbalance in left-hemi paretic patients. *Current Biology*. 2001; 11(7): 524-8.
12. Michel C, Rossetti Y, Rode G, Tilikete C. After-effects of visuo-manual adaptation to prisms on body posture in normal subjects. *Experimental Brain Research*. 2003; 148(2): 219-26.
13. Saj A, Cojan Y, Vocat R, Luauté J, Vuilleumier P. Prism adaptation enhances activity of intact fronto-parietal areas in both hemispheres in neglect patients. *Cortex*. 2013; 49(1): 107-19.
14. Redding GM, Wallace B. Asymmetric visual prism adaptation and intermanual transfer. *Journal of motor behavior*. 2009; 41(1):83-96.
15. Shiraishi H, Yamakawa Y, Itou A, Muraki T, Asada T. Long-term effects of prism adaptation on chronic neglect after stroke. *Neuro Rehabilitation*. 2008; 23(2): 137-51.
16. Danckert J, Ferber S, Goodale MA. Direct effects of prismatic lenses on visuomotor control: an event-related functional MRI study. *European Journal of Neuroscience*. 2008; 28(8): 1696-704.
17. Newport R, Jackson SR. Posterior parietal cortex and the dissociable components of prism adaptation. *Neuropsychologia*. 2006; 44(13):2757-65.
18. Woollacott MH, Shumway-Cook A. Changes in posture control across the life span—a systems approach. *Physical therapy*. 1990; 70(12): 799-807.
19. Shams A, Aslankhani MA, Abdoli B, Ashayeri H, Namazizadeh M. The effect of visual, proprioception and vestibular systems manipulation on postural control in boys with 4-16 years-old. *J Shahrekord Univ Med Sci*. 2014; 16(3): 22-32. (In Persian)
20. Balasubramaniam R, Riley MA, Turvey MT. Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait & posture*. 2000; (1): 12-24.
21. Chen FC, Stoffregen TA. Specificity of postural sway to the demands of a precision task at sea. *Journal of Experimental Psychology: Applied*. 2012; 18(2): 203.
22. Fortis P, Goedert KM, Barrett AM. Prism adaptation differently affects motor-intentional and perceptual-attentional biases in healthy individuals. *Neuropsychologia*. 2011; 49(9): 2718-27.

23. Akbari A, Karimi K. The effect of strengthening exercises on exaggerated muscle tonicity in chronic hemiparesis following stroke. *J. Med. SEI*. 2006; 6(3): 382-8. (In Persian)
24. Sadeghi M, Rahnama N, Sadeghi dehcheshmeh H. Effect of 8 weeks neuromuscular exercise on ankle joint proprioception on male soccer players. 2015; 3(6): 49-58. (In Persian)
25. Meshkati Z, Namazizadeh M, Salavati M. Reliability of Center of Pressure Parameters in Postural Sway among Athlete and Non-athlete Men in Different Levels of Fatigue and Vision. *Rehabilitation*. 2010; 11(3): 82-9. (In Persian)
26. Seyed-azizi H, Hosseini F. Effect of external and internal focus of attention instructions in field dependence and independence on performance and learning of dart throwing. *Motor behavior*. 2015; 22: 131-48. (In Persian)
27. Inoue M, Uchimura M, Karibe A, O'Shea J, Rossetti Y, Kitazawa S. Three timescales in prism adaptation. *Journal of neurophysiology*. 2015; 113(1): 328-38.
28. Nemanich ST, Earhart GM. How do age and nature of the motor task influence visuomotor adaptation? *Gait & posture*. 2015; 42(4): 564-8.
29. Deliagina TG, Beloozerova IN, Zelenin PV, Orlovsky GN. (1). *Brain Res Rev*. 2008, 57: 212-21.
30. Deliagina TG, Zelenin PV, Beloozerova IN, Orlovsky GN. Nervous mechanisms controlling body posture. *Physiol Behav*. 2007; 92(1-2): 148-54.
31. Redding GM, Rossetti Y, Wallace B. Applications of prism adaptation: a tutorial in theory and method. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2005; 29(3):431-44.
32. Magill RA. *Motor Control and Learning: Concepts and Applications*. 7th ed. New York: Mc Graw Hill; 2004
33. Striemer C, Danckert J. Prism adaptation reduces the disengage deficit in right brain damage patients. *Neuroreport*. 2007; 18(1): 99-103.
34. Rossetti Y, Rode G, Pisella L, Farné A, Li L, Boisson D, Perenin MT. Prism adaptation to a rightward optical deviation rehabilitates left hemispatial neglect. *Nature*. 1998; 395 (6698): 166-9.
35. Morton SM, Bastian AJ. Prism adaptation during walking generalizes to reaching and requires the cerebellum. *Journal of Neurophysiology*. 2004; 92(4): 2497-509.
36. Grillner S, Wallen P. Central pattern generators for locomotion, with special reference to vertebrates. *Annual review of neuroscience*. 1985; 8(1): 233-61.
37. Armstrong DM. Supraspinal contributions to the initiation and control of locomotion in the cat. *Progress in neurobiology*. 1986; 26(4): 273-361.
38. Mononen K, Kontinen N, Viitasalo J, Era P. Relationships between postural balance, rifle stability and shooting accuracy among novice rifle shooters. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2007; 17(2): 180-5.
39. Frässle S, Paulus FM, Krach S, Schweinberger SR, Stephan KE, Jansen A. Mechanisms of hemispheric lateralization: Asymmetric interhemispheric recruitment in the face perception network. *Neuroimage*. 2016; 124: 977-88.
40. Schmidt RA, Lee TD. *Motor control and learning*. Translator: Hemayatalab R, Ghasemi A. 4th ed. Tehran: Elm& harkat publication; 2012. P. 494-7.

استناد به مقاله

شریفی، زینب، زهره مشکاتی و ابراهیم صادقی‌دمنه. تأثیر سازگاری منشوری سیستم بینایی بر کنترل قامت و دقت پرتاب دارت. رفتار حرکتی. زمستان ۱۳۹۶؛ ۹(۳۰): ۱۰۱-۱۴. شناسه دیجیتال: 10.22089/mbj.2017.472.1507

Sharifi. Z, Meshkati. Z, Sadeghi. E. The Impact of Prismatic Adaptation of Visual System on Postural Control and Dart Throwing Precision. Motor Behavior. Winter 2018; 9 (30): 101-14. (In Persian). Doi: 10.22089/mbj.2017.472.1507

The Impact of Prismatic Adaptation of Visual System on Postural Control and Dart Throwing Precision

Z. Sharifi¹, Z. Meshkati², E. Sadeghi³

1. M.Sc. of Motor Behavior, Islamic Azad University, Isfahan (Khorasgan) Branch
2. Associate Professor of Motor Behavior, Islamic Azad University, Isfahan (Khorasgan) Branch *
3. Assistant Professor of Prosthetics and Orthotics, Isfahan University of Medical Sciences

Received: 2017/05/30

Accepted: 2017/10/15

Abstract

The vision is preferred system of sensory information that it is plays important role in postural control and movement. The purpose of current study was to examine the effect of Prismatic adaptation on the postural control and dart throwing precision. For this purpose, 17 healthy male and female participants with age range 20- 41 years old were divided into experimental and control groups, based on the throwing precision. The groups threw 480 darts in eight consecutive days. The experimental group used prismatic eyeglasses that divert the sight to the left. Before and after the training period, the static balance in open and closed eyes states was recorded via force platform and the throwing precision was measured as well. Data was analyzed using mix analysis of variance and analysis of covariance. The results showed that speed and displacement of anterior-posterior sway ($P=0.002$) and the overall speed and displacement center of pressure reduced in the experimental group ($P=0.006$). There was no significant difference between closed and open eye ($P>0.05$). Also, there was no significant difference in group by vision factors interaction ($P>0.05$). The precision index showed no difference in the post-test but in the retention test, the precision variable was significantly better in the experimental group ($P=0.02$). The results indicate that challenge caused by visual adaptation can improve the throw precision and individual's postural control.

Keywords: Visual Adaptation, Postural Control, Targeting

* Corresponding Author

Email: zmeshkati@gmail.com