مطالعات طب ورزشی دوره۱۱، شماره ۲۵، بهار و تابستان ۱۳۹۸. صص ۹۶-۸۱

مقالهٔ پژوهشی

تأثیر حذف بازخورد بینایی بر استراتژی‌های بازیابی تعادل افراد ناشنوا

منصور صاحب‌الزمانی[۱]، اسما سالاری[۲]، عبدالحمید دانشجو[۳]، فاطمه کریمی افشار[۴]

۱. استاد، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران (نویسندهٔ مسئول)

۲. دانشجوی دکتری، گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

۳. دانشیار، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

۴. استادیار، متخصص طب ورزشی دانشگاه علوم پزشکی کرمان، کرمان، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۳/۰۸ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۰۷/۰۱

چکیده

تاکنون پژوهش‌های متعددی درزمینهٔ بررسی نقش بینایی در توانایی کنترل پاسچر افراد انجام شده‌اند و اهمیت اطلاعات بینایی را در این زمینه به‌خوبی نشان داده‌اند، ولی در هیچ‌یک از این گزارش‌ها به بررسی نقش اطلاعات بینایی در استراتژی‌های بازیابی تعادل پرداخته نشده است. داده‌های سیستم دهلیزی برای تثبیت نگاه‌کردن لازم و حیاتی هستند؛ بنابراین، می‌توان انتظار داشت که کارایی سیستم بینایی در افراد ناشنوا از افراد عادی کمتر باشد؛ براین‌اساس، هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر حذف بازخورد بینایی بر استراتژی‌های بازیابی تعادل افراد ناشنوا بود. ۱۵ زن ناشنوا با میانگین سنی ۲/۲۵ ± ۲۸/۹۳ سال، قد ۶/۴۶ ± ۱۵۶/۷۳ سانتی متر و وزن ۷/۹۱ ± ۵۸/۰۶ کیلوگرم به‌عنوان آزمودنی‌های پژوهش انتخاب شدند. استراتژی‌های بازیابی تعادل با استفاده از حرکت ناگهانی تردمیل و توسط شش دوربین پرسرعت ثبت شدند. برای مقایسهٔ متغیرهای پژوهش در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته از آزمون تی زوجی استفاده شد. نتایج نشان داد که میزان نوسانات مفاصل ران و مچ پای ناشنوایان در پاسخ به اغتشاش‌های خلفی-قدامی و قدامی-خلفی با بستن چشم‌ها در حالت ایستاده می‌تواند به‌طور معناداری افزایش یابد ($P < ۰/۰۵$). همچنین، بین نسبت نوسانات مفصل ران به مچ پای ناشنوایان در دو حالت چشم باز و چشم بسته تفاوت معنادار وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$). حذف اطلاعات بینایی موجب افزایش نوسانات مفاصل ران و مچ پای ناشنوایان می‌شود، اما تغییر معناداری در نسبت نوسانات مفصل ران به مچ پا ایجاد نشده است؛ بنابراین، به‌نظر می‌رسد که اطلاعات بینایی نقش مهمی در انتخاب استراتژی‌های استفاده‌شده برای بازیابی تعادل در افراد ناشنوا ندارند.

واژگان کلیدی: اغتشاش خلفی قدامی، اغتشاش قدامی خلفی، بینایی، ناشنوایان، استراتژی بازیابی تعادل.

1. Email: sahebozamani@uk.ac.ir
2. Email: asmasalari95@gmail.com
3. Email: daneshjoo.hamid@uk.ac.ir
4. Email: f.k.afshar@gmail.com

مقدمه

شنوایی حس مهمی است که بخشی از ارتباطات ما را با جهان خارج امکان‌پذیر می‌کند (۲، ۱). نقص شنوایی نوعی معلولیت پنهان و یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌ها در بدو تولد است و حدود ۱۰ درصد از جمعیت جهان دچار کم‌شنوایی هستند که ۱۳۰ میلیون نفر ناشنوایی متوسط تا شدید دارند (۲).

به مشکلات معلولان شنوایی غالباً تنها از جنبهٔ ارتباطی توجه می‌شود. مشکل ارتباطی عمده‌ترین نقص ناشی ازکم‌شنوایی است، اما احتمال دارد مشکلات جسمی دیگری نیز با کم‌شنوایی همراه باشند. در این رابطه نقص تعادلی با آسیب به یکپارچگی حسی و رشد حرکتی یکی از نقایصی است که غالباً در معلولان شنوایی مشاهده می‌شود (۳). طبق نظریهٔ نظام‌های عمومی در حفظ ثبات بدنی و تعادل، نظام‌های حسی که شامل بخش وستیبولار گوش داخلی، حس بینایی و حس عمقی می‌شوند، نقش مهمی ایفا می‌کنند. آسیب به بخش‌هایی از عصب حلزونی–دهلیزی نه‌تنها موجب کم‌شنوایی حسی–عصبی می‌شود، بلکه ممکن است به‌واسطهٔ آسیب به شاخهٔ وستیبولار این عصب با مشکلات تعادلی نیز همراه باشد و این دلیلی است که چرا حدود ۴۹ تا ۹۵ درصد از افراد کم‌شنوا و ناشنوا مشکل تعادلی دارند (۵، ۴).

یافته‌ها نشان می‌دهد کودکانی که از بدو تولد یا اوایل کودکی ناشنوا هستند، درجه‌هایی از اختلال‌های تعادل را دارند. این اختلال‌های تعادلی ممکن است یادگیری سایر مهارت‌های حرکتی، تکامل ادراکی-حرکتی، تحولات بینایی و ادغام حسی آن‌ها را تحت‌تأثیر قرار دهد (۶). به‌طورکلی، تعادل به‌عنوان توانایی حفظ مرکز ثقل درون سطح اتکا شناخته می‌شود که می‌تواند نقش مهمی در پیشگیری از زمین‌خوردن افراد درحین راه‌رفتن (تعادل پویا) یا ایستادن (تعادل ایستا) ایفا کند. براساس پژوهش‌های پیشین، به‌نظر می‌رسد که توانایی کنترل پاسچر افراد درطول تکالیف ایستا و پویا همواره ازطریق مکانیسم‌های حسی دقیق و سریعی به‌دست می‌آید که می‌توانند پاسخ‌های اصلاحی را براساس اطلاعات یکپارچه از سیستم‌های بینایی، وستیبولار و حس عمقی تولید کنند (۸، ۷).

اطلاعات حاصل از این سیستم‌ها به سیستم عصبی کمک می‌کنند که در هر لحظه از وضعیت بدن در فضا آگاه باشند و با سنجش تغییرات متوالی پاسچر مرکز ثقل بدن را با کمترین حرکات ممکن در داخل سطح اتکا حفظ کنند (۱۰، ۹). چنانچه اطلاعات یادشده به‌صورت هماهنگ و هم‌زمان به سیستم عصبی مرکزی ارسال شوند، بدن قادر خواهد بود با انتخاب یک استراتژی مناسب تعادل را در وضعیت‌های متفاوت حفظ کند (۱۲، ۱۱).

این در حالی است که استراتژی‌های پاسچرال متفاوتی برای دستیابی به این هدف وجود دارند. این استراتژی‌ها کمک می‌کنند تا از خروج مرکز ثقل بدن از سطح اتکا و همچنین، از زمین‌خوردن افراد جلوگیری شود و آن‌ها بتوانند وضعیت باثبات پاسچر را دوباره بازیابی کنند. عوامل گوناگونی وجود دارند که می‌توانند در انتخاب هریک از این استراتژی‌ها نقش داشته باشند که از آن جمله می‌توان به محدودهٔ سطح اتکا، شاخص‌های عضلانی اسکلتی، درجهٔ آزادی حرکات، محدودیت‌های تکلیف و میزان اطلاعات حسی موجود اشاره کرد (۱۳، ۹). ازبین اطلاعات حسی موجود که به سیستم عصبی مرکزی وارد می‌شوند، نقش اطلاعات بینایی به‌عنوان مهم‌ترین منبع حسی درگیر در تعادل افراد بسیار اهمیت دارد. سیستم بینایی به‌واسطهٔ سیستم عصبی و ازطریق نوسازی اطلاعات در موقعیت‌ها و حرکاتی که قسمت‌های متفاوت بدن انجام می‌دهند، در برقراری کنترل پاسچر افراد نقش تعیین‌کننده‌ای دارد (۱۴). حس‌های دیگر نیز اطلاعات باارزشی فراهم می‌کنند، اما درنهایت اطلاعات بینایی هستند که قابل‌اطمینان‌ترین و جزئی‌ترین اطلاعات را دربارهٔ محیط اطراف دراختیار فرد قرار می‌دهند (۱۳). درهمین‌راستا، نتایج گزارش‌های پیشین حاکی از آن است که میزان نوسانات پاسچر افراد در شرایطی که اطلاعات بینایی آن‌ها حذف شده باشد، به میزان ۲۰ تا ۷۰ درصد نسبت به زمانی که چشم‌ها باز هستند، افزایش می‌یابد (۱۴).

در پژوهش‌های پیشین بیان شده است که آسیب به سیستم وستیبولار تأثیر منفی بر کنترل پاسچر در افرادی می‌گذارد که اختلال شنوایی دارند و نوسانات پاسچر در این افراد نسبت به افراد سالم بیشتر است و عملکرد تعادلی ضعیف‌تری دارند که این امر می‌تواند شانس بازیابی موفق تعادل در این افراد را کاهش دهد (۱۶، ۱۵)؛ بنابراین، محرومیت از حس شنوایی ایجاب می‌کند که فرد برای درک درست دنیای پیرامون خود به سیستم بینایی و ادراکات حسی-پیکری وابستگی بیشتری نشان دهد (۱۷)؛ براین‌اساس، هرگونه اختلال در سیستم بینایی می‌تواند بر درک و تشخیص بینایی، کنترل تعادل و انتخاب استراتژی تعادلی و درنهایت، بر مهارت‌های ارتباطی تأثیر بگذارد (۱۴). براساس گزارش‌های پیشین، داده‌های سیستم دهلیزی برای تثبیت نگاه‌کردن لازم و حیاتی هستند؛ بنابراین می‌توان انتظار داشت که کارایی سیستم بینایی در افراد ناشنوا از افراد عادی کمتر باشد (۱۸). افزون‌براین، تاکنون گزارش‌های متعددی درزمینهٔ نقش بینایی در توانایی کنترل پاسچر افراد انجام شده‌اند که اهمیت اطلاعات بینایی را در این زمینه به‌خوبی نشان داده‌اند (۱۹)، اما براساس دانش ما هیچ‌یک از این گزارش‌ها به بررسی نقش اطلاعات بینایی پس از اعمال اغتشاش ناگهانی برای بازیابی تعادل در افراد ناشنوا نپرداخته‌اند. درحقیقت، هنوز این ابهام وجود دارد که آیا استراتژی‌های بازیابی تعادل نیز تحت‌تأثیر وجود یا نبود اطلاعات بینایی قرار می‌گیرند یا خیر؟

بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر بررسی تأثیر حذف بازخورد بینایی بر استراتژی‌های استفاده‌شده برای بازیابی تعادل در افراد ناشنواست.

روش پژوهش

پژوهش حاضر به‌لحاظ روش و استراتژی، نیمه‌تجربی و ازحیث موضوع، پژوهشی کاربردی است. زنان ناشنوای ۳۶-۲۷ سال شهر کرمان جامعهٔ موردمطالعهٔ پژوهش حاضر را تشکیل داده‌اند. پس از مراجعه به سازمان بهزیستی و انجمن ناشنوایان شهر کرمان، ۶۰ نفر از ناشنوایان داوطلب به‌عنوان جامعهٔ آماری پژوهش انتخاب شدند و پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه و نیز پرسش‌نامهٔ سلامت عمومی و ثبت اطلاعات فردی مربوط به پژوهش، ارزیابی شدند. ۱۵ نفر از افراد دارای شرایط با توجه به اطلاعات موجود در این فرم‌ها و براساس معیارهای ورود به پژوهش و خروج از آن، به‌صورت تصادفی به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند. معیارهای ورود به پژوهش آزمودنی‌ها عبارت بودند از: شامل ناشنوایی مطلق با شدت ناشنوایی بیشتر از ۶۱ دسیبل، تمایل شرکت در مطالعه، انجام‌ندادن کاشت حلزون، نداشتن سابقهٔ انجام تمرین‌های ورزشی به‌مدت حداقل یک سال، جنس آزمودنی‌ها، نداشتن بیماری مغزی ، عروقی یا هرگونه بیماری محیطی و مرکزی، سرگیجه، عمل جراحی و آسیب قبلی به‌ویژه در اندام تحتانی، بیماری روماتیسم مفصلی، نداشتن سابقهٔ بیهوشی درطول شش ماه گذشته، نداشتن ناهنجاری اثرگذار بر روند پژوهش و اختلالات بینایی. درصورت نبود یکی از معیارهای ذکرشده، شرکت‌کننده‌ها از مطالعه خارج می‌شدند (۱۸، ۵).

همهٔ ارزیابی‌های مدنظر در این پژوهش در آزمایشگاه تربیت‌بدنی دانشگاه شهید باهنر کرمان انجام شدند. پیش از شروع اندازه‌گیری‌ها، تمام افراد از اهداف و چگونگی اجرای مراحل پژوهش آگاه شدند. گفتنی است پژوهش حاضر دارای تأییدیهٔ کمیتهٔ اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمان به شمارهٔ IR.KMU.REC.1395.351 است. پس از اندازه‌گیری قد توسط قدسنج، برای سنجش وزن آزمودنی‌ها از یک ترازوی دیجیتالی با دقت ۰/۱کیلوگرم استفاده شد. در ادامه برای ثبت دقیق اطلاعات کینماتیک مربوط به آزمودنی‌ها درحین ایجاد اغتشاش ناگهانی، از یک سیستم سه‌بعدی[1]با شش دوربین اپتوالکتریک پرسرعت (ICC ≥ ۰/۷۹) استفاده شد (۲۰). این سیستم قادر به تصویربرداری با فرکانس ۹۰۰ فریم در ثانیه است (در پژوهش حاضر، سرعت تصویربرداری دوربین‌ها در فرکانس ۲۰۰ فریم در ثانیه تنظیم شد) که اطلاعات مربوط به آن‌ها ازطریق نرم‌افزار کورتکس آنالیز و ثبت می‌شود (۲۱). برای اینکه حرکت آزمودنی برای دوربین‌ها قابل‌شناسایی باشد، پیش از

1. Raptor-H Digital Real Time System

شروع آزمایش پنج نشانگر رفلکسی کروی‌شکل روی خار قدامی-فوقانی ایلیاک[1] تروکانتر بزرگ استخوان ران، اپی کندیل خارجی ران، قوزک خارجی پا و سر پنجمین استخوان کف پایی نصب شدند (۲۱)؛ به‌این‌ترتیب، یک مدل دوبعدی چهارقطعه‌ای شامل پا، ساق، ران و لگن برای محاسبهٔ تغییرات دامنهٔ حرکتی مفاصل مچ پا و ران هنگام اغتشاش در صفحهٔ ساجیتال تعریف شد (شکل شمارهٔ یک). مفصل مچ پا به‌عنوان زاویهٔ بین پا و ساق درنظر گرفته شد؛ درحالی‌که مفصل ران به‌عنوان زاویهٔ ایجادشده بین ران و لگن منظور شد. برای شروع آزمایش باید هر آزمودنی با پای برهنه و درحالی‌که بازوهایش به‌صورت ضربدری روی سینه قرار گرفته باشند و طرف راست بدن وی به سمت دوربین‌ها قرار داشته باشد، روی نوار گردان بایستد (۲۱). گفتنی است که امنیت آزمودنی‌ها توسط کمربندی حمایتی تأمین می‌شد که در مرکز تردمیل از سقف آویزان شده بود. از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد برای تعیین جهت حرکت و ایجاد اغتشاشات قدامی و خلفی، یک بار رو به جلو و بار دیگر پشت به صفحهٔ نمایشگر تردمیل قرار بگیرند و وضعیت قائم خود را دربرابر شتاب ناگهانی حفظ کنند (۲۱). برای کنترل مداخله‌گرهای بینایی اضافی، صفحهٔ نمایشگر تردمیل با استفاده از چسب‌های مخصوص پوشانده شده بود. پس از اینکه هر آزمودنی به حالت ثبات در محل انجام آزمایش رسید، اعمال اغتشاش به‌وسیلهٔ حرکت‌کردن ناگهانی دستگاه نوار گردان صورت گرفت. درحقیقت، بدون دادن آگاهی به آزمودنی نوار گردان به حرکت شروع کرد و اغتشاش در جهت قدامی-خلفی به قامت فرد اعمال شد. برای همهٔ آزمودنی‌ها سرعت حرکت اولیهٔ نوار گردان ۱/۱ متر بر ثانیه تنظیم شد که موجب جابه‌جایی ۴۰ سانتی‌متری نوار گردان می‌شد (۲۲).

در ادامه، آزمودنی برای مقابله با بی‌ثباتی ایجادشده در اثر اعمال اغتشاش، درصدد تنظیم تعادل و ثبات بدن و بازگشت به وضعیت پیش از اعمال اغتشاش برآمد. از آزمودنی‌ها خواسته شد که بدون گام‌برداشتن، با اغتشاش ایجادشده مقابله کنند. درصورت جابه‌جایی پاها، حرکت تکرار شد. دوربین‌ها به‌مدت پنج ثانیه دامنهٔ حرکتی مفاصل و اندام‌های چهارگانهٔ بدن را که با نشانگر مشخص شده بودند، ثبت کردند. شروع ثبت اطلاعات از زمان حضور آزمودنی به حالت ثبات در محل انجام آزمایش درنظر گرفته شد. هر آزمودنی سه بار حرکت را انجام داد که برای انجام محاسبات و بررسی متغیرها، میانگین سه تکرار ارزیابی شد. همچنین، فاصلهٔ زمانی ۳۰ ثانیه به‌عنوان زمان استراحت بین هر تکرار درنظر گرفته شد. آزمون در دو مرحله با چشم باز و بسته (استفاده از چشم‌بند) انجام شد. درنهایت، اطلاعات ثبت‌شده از نرم‌افزار به‌صورت فایل اکسل استخراج شدند و برای محاسبهٔ تغییرات زاویه‌ای صورت‌گرفته در مفاصل مچ پا و ران، بررسی‌های بعدی انجام شدند. در پژوهش

1. ASIS

حاضر منظور از استراتژی‌های بازیابی تعادل، استراتژی‌های Fixed Support است. بررسی میزان برتری هریک از استراتژی‌های مچ پا و ران ناشنوایان مطالعهٔ حاضر، با استفاده از نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ صورت گرفت؛ یعنی هرقدر این نسبت بزرگ‌تر باشد (بیشتر از یک)، بیانگر اتکای بیشتر روی استراتژی ران و هرقدر کوچک‌تر باشد (کوچک‌تر از یک)، بیانگر استفادهٔ بیشتر از استراتژی مچ پا برای بازیابی تعادل است.

شکل ۱- محل اتصال نشانگرهای رفلکسی روی بدن

پس از جمع‌آوری اطلاعات از آمار توصیفی برای تجزیه‌وتحلیل داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها و متغیرهای پژوهش استفاده شد. همچنین، برای مقایسهٔ نمره‌های آزمودنی‌ها در دو حالت چشم باز و چشم بسته از آزمون تی همبسته استفاده شد. تمامی آزمون‌های آماری پژوهش حاضر در سطح خطای ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس.[1] نسخهٔ ۲۴ تجزیه‌وتحلیل شدند.

نتایج

اطلاعات مربوط به ویژگی آزمودنی‌ها در جدول شمارهٔ یک ارائه شده‌اند. اطلاعات مربوط به نوسانات مفاصل مچ پا و ران آزمودنی‌ها (پس از اعمال اغتشاشات قدامی-خلفی و خلفی-قدامی) نیز در جدول شمارهٔ دو و شکل شمارهٔ یک نشان داده شده‌اند.

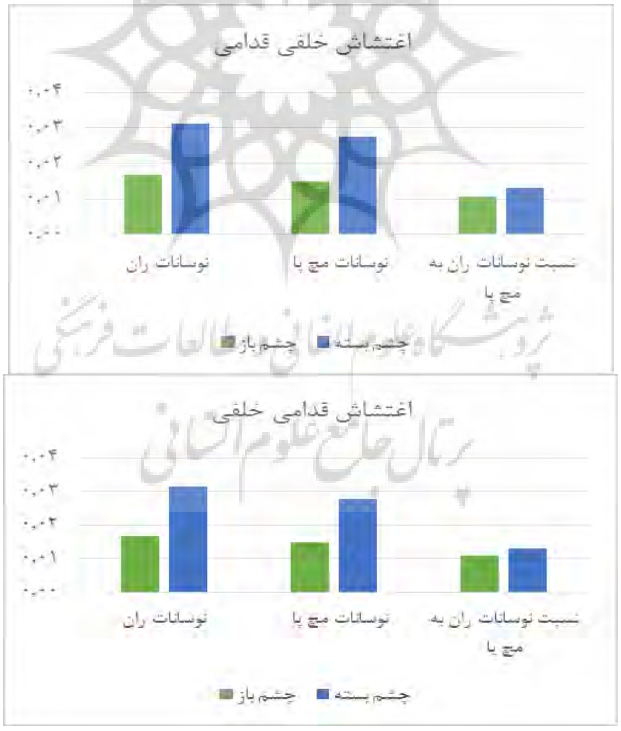
1. SPSS

جدول ۱- اطلاعات مربوط به ویژگی‌های جمعیت‌شناسی آزمودنی‌ها (میانگین ± انحراف استاندارد)

سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص تودهٔ بدنی(کیلوگرم/ مترمربع)
۲۸/۲ ± ۹۳/۲۵	۱۵۶/۶ ± ۷۳/۴۶	۵۸/۷ ± ۰۶/۹۱	۲۳/۳ ± ۷۲/۷۵

جدول ۲- نوسانات مفاصل ران و مچ پا پس از اعمال اغتشاش (میانگین ± انحراف استاندارد برحسب درجه)

		نوسانات مفصل ران	نوسانات مفصل مچ پا	نوسانات مفصل ران / نوسانات مفصل مچ پا
اغتشاش قدامی-خلفی	چشم باز	۱/۱۹ ± ۱/۶۸	۰/۶۷ ± ۱/۴۸	۱/۱۴ ± ۱/۰۷
	چشم بسته	۲/۶۳ ± ۳/۱۳	۱/۲۰ ± ۲/۷۶	۱/۳۱ ± ۱/۳۹
اغتشاش خلفی-قدامی	چشم باز	۱/۰۲ ± ۲/۱۷	۱/۳۳ ± ۲/۲۲	۰/۲۹ ± ۰/۹۲
	چشم بسته	۱/۷۳ ± ۳/۱۴	۲/۰۱ ± ۲/۸۹	۰/۶۱ ± ۱/۱۵



شکل ۱- دامنه و نسبت نوسانات مفاصل ران و مچ پا پس از اعمال اغتشاش قدامی-خلفی و خلفی-قدامی

برای مقایسهٔ نوسانات مفاصل مچ پا و ران و همچنین، نسبت نوسانات ران به مچ پای آزمودنی‌ها در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته، از آزمون تی همبسته استفاده شد (جدول شمارهٔ سه)؛ براین‌اساس، مشخص شد که بین نوسانات مفصل ران و مچ پا در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته تفاوت معنادار وجود دارد (P < ۰/۰۵)؛ درحالی‌که بین نسبت نوسانات ران به مچ پا در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته تفاوت معنادار مشاهده نشد (P > ۰/۰۵).

جدول ۳- نتایج آزمون تی همبسته برای مقایسهٔ نوسانات مفاصل مچ پا و ران در دو وضعیت چشم باز و بسته

			میانگین ± انحراف استاندارد	تی	سطح معناداری
نوسانات مفصل ران	اغتشاش قدامی-خلفی	چشم باز	۱/۶۸ ± ۱/۱۹	-۲/۶۴۰	۰/۰۱۹
		چشم بسته	۳/۱۳ ± ۲/۶۳		
	اغتشاش خلفی-قدامی	چشم باز	۳/۱۷ ± ۱/۰۲	-۳/۹۸۰	۰/۰۰۱
		چشم بسته	۳/۱۴ ± ۱/۷۳		
نوسانات مفصل مچ پا	اغتشاش قدامی-خلفی	چشم باز	۱/۴۸ ± ۰/۶۷	-۳/۷۳۹	۰/۰۰۲
		چشم بسته	۲/۷۶ ± ۱/۲۰		
	اغتشاش خلفی-قدامی	چشم باز	۲/۲۲ ± ۱/۳۳	-۲/۷۴۰	۰/۰۱۶
		چشم بسته	۲/۸۹ ± ۲/۰۱		
نوسانات مفصل ران / نوسانات مفصل مچ پا	اغتشاش قدامی-خلفی	چشم باز	۱/۰۷ ± ۱/۱۴	-۰/۷۲۳	۰/۴۸۱
		چشم بسته	۱/۳۹ ± ۱/۳۱		
	اغتشاش خلفی-قدامی	چشم باز	۰/۹۲ ± ۰/۲۹	-۱/۶۲۲	۰/۱۲۷
		چشم بسته	۱/۱۵ ± ۰/۶۱		

*: معناداری در سطح ۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر حذف بازخورد بینایی بر استراتژی‌های بازیابی تعادل در افراد ناشنوا بود. توجه به تعامل پیچیده میان حوزهٔ تعادل برای درک تعادل متغیرهای اندازه‌گیری‌شده به‌منظور بهبود کنترل پاسچر بسیار مهم است. پژوهش‌ها نشان داده‌اند که بینایی به‌طور مستقیم بر کنترل تعادل اثر می‌گذارد و نقش مهمی در اجرای بیشتر مهارت‌ها دارد. بینایی اطلاعاتی دربارهٔ موقعیت و حرکت سر در ارتباط با محیط اطراف دریافت می‌کند و به ثبات موقعیت سر و بالاتنه در

فضا و عملکرد پاها در حالت ایستاده کمک می‌کند؛ بنابراین، مرکز ثقل، بدن را در محدودهٔ مطلوب نگه می‌دارد.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر بستن چشم‌ها در حالت ایستاده می‌تواند میزان نوسانات مفاصل ران و مچ پای ناشنوایان را در پاسخ به اغتشاشات قدامی-خلفی و خلفی-قدامی به‌طور معناداری افزایش دهد ($P < ۰/۰۵$).

این نتایج به نوعی با مطالعهٔ جیلک[1] و همکاران (۲۳) هم‌خوانی دارد. براساس پژوهش وی، بستن چشم‌ها می‌تواند میزان نوسانات مفاصل ران و مچ پای آزمودنی‌ها را افزایش دهد. با توجه به پژوهش‌های پیشین، به‌نظر می‌رسد که این تغییرات می‌توانند بیانگر حرکات بزرگ‌تر مرکز ثقل در محدودهٔ سطح اتکا باشند. ازجمله پژوهش‌های انجام‌شده برای بررسی ارتباط تعادل و بینایی می‌توان به مطالعهٔ لیو[2] و همکاران (۲۴) اشاره کرد. آن‌ها با آزمایشی ساده نشان دادند وقتی‌که چشم‌های افراد بسته شود، میزان نوسانات تعادل افراد از ۲۲ به ۵۶ درصد افزایش می‌یابد. به‌علاوه، در این حالت میزان انحراف از مرکز ثقل در پاسخ به آشفتگی‌ها بیشتر می‌شود و اثبات شده است که در این زمینه مسیرهای بینایی تنظیم‌کنندهٔ کنترل تعادل هستند. همچنین، نتایج پژوهش پاول[3] و همکاران (۲۵) نشان داد که اگر افراد با چشم بسته بایستند، حذف اطلاعات بینایی می‌تواند نوسانات پاسچر و نداشتن تعادل افراد در موقعیت‌های متفاوت را بین ۲۰ تا ۷۰ درصد افزایش دهد. در نتیجهٔ پژوهشی دیگر بیان شده است که نبود جهت‌گیری درست راستا و نشانه‌های بینایی سبب افزایش بی‌تعادلی می‌شود(۲۶). همچنین، نتایج پژوهش حاضر با مطالعات رینالدی[4] و همکاران (۲۷)، مشکاتی و همکاران (۲۸)، ویلیامز[5] و همکاران (۲۹)، ری[6] و همکاران (۳۰)، حمامی[7] و همکاران (۳۱)، سایمونز[8] (۳۲) و هرینگ[9] و همکاران (۳۳) هم‌خوانی دارد. این مطالعات گزارش کردند که اگر درحین انجام حرکت حس بینایی مختل یا حذف شود، کنترل حرکت نیز در خطر خواهد بود. قامت و وضعیت درست به‌واسطهٔ یکپارچگی حسی کنترل می‌شود؛ یعنی کنترل قامت به‌واسطهٔ حلقهٔ بسته و با تکیه بر بازخوردهای حسی که از محیط دریافت می‌شود، کنترل می‌شود. چنانچه

1. Jilk
2. Liu
3. Paul
4. Rinaldi
5. Williams
6. Ray
7. Hammami
8. Simmons
9. Harringe

اختلالی در ورودی این اطلاعات ایجاد شود، می‌تواند تأثیر منفی بر توانایی کنترل پاسچر افراد داشته باشد. نتایج پژوهش‌ها درزمینهٔ ثبات پاسچرال افرادی که دچار اختلال دستگاه دهلیزی هستند، نشان می‌دهد در شرایطی که هم داده‌های بینایی و هم داده‌های حس پیکری بدون مشکل ارسال شوند، در حالت ایستادن انحراف قامت طبیعی خواهند داشت؛ درمقابل، زمانی‌که داده‌های بینایی و حسی پیکری ناکافی باشند، در نگهداری و حفظ پاسچر خود مشکل دارند (۳۳).

نتایج پژوهش‌ها حاکی از آن است که در حالت ایستاده نوسانات قامتی علاوه‌بر ایجاد بازخورد بینایی با تغییراتی که درطول عضلات ایجاد می‌کنند، برای حفظ قامت تعدیل‌های واکنشی را (M۱، M۲، واکنش راه‌اندازی و M۳) نیز به‌کار می‌گیرند که این تعدیل‌ها قبل از اینکه بازخوردی از سایر حواس به سیستم عصبی مرکزی منتقل شود، فعال می‌شوند (۳۴). بینایی به‌عنوان یک منبع حسی در بیشتر افراد در ارائهٔ اطلاعات مربوط به حفظ و بازیابی تعادل به سیستم عصبی مرکزی، از اصلی‌ترین منابع است و اطلاعات حاصل از آن در اجرای مهارت‌ها بخش عمده‌ای از بازخورد حسی را تشکیل می‌دهد (۳۴) و با توجه به نقش بینایی محیطی در کنترل قامت، افراد در حالت ایستاده با ثابت‌کردن بینایی محیطی نوسانات قامتی را کاهش می‌دهند و برهمین‌اساس، با حذف اطلاعات بینایی، این نوسانات تغییر می‌کنند و توانایی کنترل پاسچر افراد کاهش می‌یابد (۳۴). این در حالی است که تعدیل‌های واکنشی در فعالیت عضلات و حرکات مفصلی همچنان برای کنترل قامت فعال باقی می‌مانند، اما به‌نظر می‌رسد که تأثیرگذاری آن نمی‌تواند کمبود اطلاعات بینایی را جبران کند؛ بنابراین، همان‌گونه‌که پژوهش‌های پیشین نشان داده‌اند، می‌توان بیان کرد علاوه‌براینکه سیستم دهلیزی و حس عمقی اطلاعاتی را برای کنترل تعادل فراهم می‌آورند، کاهش یا حذف اطلاعات بینایی به‌عنوان اختلال ایجادشده در اصلی‌ترین منبع اطلاعات حسی به تأثیرات منفی و درخور ملاحظه‌ای بر توانایی کنترل پاسچر افراد منجر خواهد شد (۳۵). به‌طورکلی و با توجه به نتایج پژوهش حاضر، به‌نظر می‌رسد افزایش نوسانات مفاصل ران و مچ پای ناشنوایان برای بازیابی تعادل که در وضعیت چشم بسته ایجاد می‌شود، درنهایت قادر نخواهد بود فقدان اطلاعات بینایی را به‌خوبی جبران کند و با افزایش حرکات مرکز ثقل، در محدودهٔ سطح اتکا به کاهش توانایی کنترل پاسچر افراد در مقابله با اغتشاشات اعمال‌شده به بدن منجر می‌شود.

هوراک[1] و همکاران (۳۶) با بررسی سیستم دهلیزی و مهارت حرکتی در کودکان با اختلال شنوایی دریافتند که کودکان با اختلال شنوایی نقص سیستم دهلیزی دارند و زمانی مشکل تعادل دارند که اطلاعات سیستم دهلیزی تنها منبع حسی موجود باشد. در افراد ناشنوا مکانیسم‌های جبرانی در

1. Horak

پاسخ به نقص سیستم دهلیزی در آن‌ها رشد یافته است. این احتمال مطرح است که در صورت اختلال در حواس بینایی یا حسی-پیکری و به‌عبارت‌دیگر، آسیب به مکانیسم‌های جبرانی، علائمی از اختلال عملکرد تعادلی مشاهده می‌شود (۳۷، ۳۶).

این نکته در بحث تعادل و بینایی درخور توجه است که حدود ۲۰ درصد از فیبرهای عصبی چشم‌ها با سیستم وستیبولار ارتباط دارند و مشکلات بینایی گاهی از اختلال‌های وستیبولار ناشی می‌شوند (۳۸). هر بار که سر ناگهان می‌چرخد، پیام‌های مجاری نیم‌دایره سبب چرخش چشم‌ها به همان اندازه، ولی در خلاف جهت چرخش سر می‌شوند. این امر از رفلکس‌هایی ناشی می‌شود که ازطریق هسته‌های دهلیزی و دستهٔ طولی میانی به هسته‌های اکولوموتور هدایت می‌شوند (۱۵)؛ درنتیجه، مشاهده می‌کنیم که سیستم دهلیزی برای تثبیت نگاه‌کردن (توانایی خیره نگاه‌کردن) حیاتی است؛ بنابراین، صدمه به سیستم دهلیزی موجب نقص در عملکرد تعادلی و خیره نگاه‌کردن می‌شود (۳۹). ناشنوایان مادرزاد در سیستم دهلیزی ضعف و نقص دارند و همان‌طورکه بیان شد، داده‌های سیستم دهلیزی برای تثبیت نگاه‌کردن لازم و حیاتی هستند؛ بنابراین، می‌توان انتظار داشت که کارایی سیستم بینایی در آن‌ها از افراد عادی کمتر باشد (۱۵) و ممکن است همین عامل نیز سبب کمترشدن کارایی سیستم بینایی نسبت به سیستم حسی-پیکری در ناشنوایان شده باشد. درهمین‌راستا، نتایج پژوهش کانا[1](۴۰) نشان داد که در شرایط طبیعی فرد برای تصحیح نوسانات بدن بیشتر بر سیستم حسی-پیکری‌اش متکی است تا بر ورودی‌های بینایی. ازطرفی، زایمزیک[2] (۴۱) بیان کرده است که اطلاعات حس عمقی و گیرنده‌های پوستی در ناشنوایان به‌حدکافی مناسب هستند که بتوانند هرگونه تداخل در گرفتن داده‌های دیگر سیستم‌های حسی کنترل‌کنندهٔ تعادل را جبران کنند.

همچنین، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که بین نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ ناشنوایان در دو حالت چشم باز و چشم بسته تفاوت معنادار وجود ندارد ($P > ۰/۰۵$) که این معنادارنبودن در هر دو حالت اغتشاش قدامی-خلفی و اغتشاش خلفی-قدامی مشاهده شد. با توجه به این یافته‌ها، به‌نظر می‌رسد اطلاعات بینایی تأثیر معناداری بر استراتژی‌های استفاده‌شده برای بازیابی تعادل ندارند و الگوهای فعالیت عضلانی و همچنین، کینماتیک مفصلی آزمودنی‌ها پس از حذف اطلاعات بینایی، مشابه زمانی هستند که بازیابی تعادل با استفاده از چشمان باز صورت می‌گیرد؛ باوجوداین، نگاه دقیق‌تری به نتایج ارائه‌شده در جدول شمارهٔ سه نشان می‌دهد که نسبت نوسانات مفصل ران به مچ پای

1. Khanna
2. Szymczyk

آزمودنی‌ها پس از حذف اطلاعات بینایی تاحدودی افزایش پیدا کرده است که بدین‌معنی است که با بستن چشم‌ها، میزان اتکای افراد به نوسانات مفصل ران برای بازیابی تعادل تاحدودی بیشتر شده است. یکی از دلایل احتمالی برای افزایش نسبی استفاده از استراتژی ران در این شرایط می‌تواند به افزایش زمان عکس‌العمل آزمودنی‌ها در پاسخ به اغتشاشات ناگهانی مربوط باشد (۴۲). به‌نظر می‌رسد بستن چشم‌ها که موجب ازدست‌دادن بخش مهمی از اطلاعات دریافتی از محیط می‌شود، تاحدودی به تأخیر واکنش جبرانی در عضلات اطراف مفصل مچ پا منجر می‌شود و پیش از آنکه آزمودنی بتواند با استفاده از استراتژی مچ پا نوسانات را کنترل کند، مرکز ثقل به فاصلهٔ دورتری منحرف می‌شود و آزمودنی مجبور است که با اتکای بیشتری بر استراتژی ران به بازیابی تعادل بپردازد؛ باوجوداین، ازآنجایی‌که در پژوهش حاضر تغییرات صورت‌گرفته در استراتژی‌های بازیابی تعادل معنادار نیستند، به‌نظر می‌رسد آنچه موجب اختلال در توانایی کنترل پاسچر ناشنوایان پس از حذف اطلاعات بینایی می‌شود، به عواملی غیر از استراتژی‌های بازیابی تعادل مرتبط باشد.

به‌طورکلی، نتایج پژوهش حاضر نشان داد که حذف اطلاعات بینایی با اینکه موجب افزایش نوسانات مفاصل ران و مچ پای ناشنوایان پس از اعمال اغتشاشات قدامی-خلفی و خلفی-قدامی شده است، تغییر معناداری را در نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ ناشنوایان ایجاد نکرده است.

به‌نظر می‌رسد اطلاعات بینایی نقش مهمی در انتخاب استراتژی‌های استفاده‌شده برای بازیابی تعادل ندارند؛ بنابراین، پیشنهاد می‌شود در برنامه‌های تمرین‌های تعادلی برای بازیابی مرکز ثقل و توان‌بخشی ناشنوایان، بر تقویت بیشتر سیستم حسی-پیکری در کنار دیگر سیستم‌های درگیر در تعادل تأکید شود. ازجمله محدودیت‌های پژوهش می‌توان به تأثیر نصب نشانگرها و الکترودها بر عملکرد آزمودنی‌ها، کنترل‌نشدن سطح انگیزش و عوامل روحی و روانی آزمودنی‌ها در زمان اجرای آزمون‌ها، کنترل‌نشدن دقت آزمودنی‌ها در اجرای آزمون‌ها و امکان‌نداشتن کنترل میزان فعالیت و استراحت آزمودنی‌ها قبل از اجرای آزمون اشاره کرد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مراتب سپاس و قدردانی خود را از همهٔ افراد شرکت‌کننده در انجام این مطالعه اعلام می‌کنند.

منابع

1. Fotiadou E, Giagazoglou P, Kokaridas D, Tsimaras V. Effect of rhythmic gymnastics on the dynamic balance of children with deafness. Eur J Spec Needs Educ. 2002; 3:301–9
2. Sotoudeh M. Prevalence of hearing impairment in primary school children. J Ardabil Uni Med Sci. 2005; 3:246-50
3. Hesari A, Daneshmandi H, Mahdavi S. The effect of 8 weeks of core stabilization training program on balance in hearing impaired students. J Sport Med. 2012; 3:67-83. (In Persian).
4. Myklebust, HR. The psychology of deafness. 2nd ed. New York. NY: Grune and Stratton Inc; 1964. p. 221-240
5. Zarei H. Comparison of the effect and sustainability of two proprioception and core stability training programs on the balance of deaf students [Unpublished masters' thesis]: [Guilan]. University of Guilan; 2017. (In Persian).
6. NajafiFard A, Hemayat Talab R, Sheikh M. The effect of eight-week period of rebound therapy exercises on the balance of male students with hearing disabilities. Int. J Sport Studies. 2015; 5:1206-11
7. Hof AL, Curtze C. A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations. J. Bio. 2016;49(4):580-5.
8. Mixco A, Reynolds M, Tracy B, Reiser RF. Aging-related cocontraction effects during ankle strategy balance recovery following tether release in women. J Mot Behav. 2012; 44:1-11.
9. Beyranvand R, Sahebozamani M, Daneshjoo A. The role of vision in elderly balance recovery strategies. J Sport Rehab Res. 2017; 9:95-103. (In Persian)
10. Juodzbaliene V, Muckus K. The influence of the degree of visual impairment on psychomotor reaction and equilibrium maintenance of adolescents. Medicina (Kaunas). 2006;42(1): 49-56.
11. Aydoga ST, Aydog E, Akcib AC, Doral MN. Reproducibility of postural stability scores in blind athletes. Isokinetics Exercise Sci. 2004; 12:229-32.
12. Valizade A, Rezazade F, Aali Sh, MustafaZadeh A. Comparison of static balance among blind, deaf and normal children in different conditions. j. Rehab. 2014;14(4):106-112. (In Persian)
13. Horak FB. Postural control. In: Encyclopedia of neuroscience: Springer; 2009. p. 3212-9.
14. Salari A, Sahebozamani M, Daneshmandi H. The effect of core stability training program on balance in blind female athletes. J of Kerman University of Medical Sciences. 2013; 6:585-95. (In Persian).
15. Bolger D, Ting LH, Sawers A. Individuals with transtibial limb loss use interlimb force asymmetries to maintain multi-directional reactive balance control. Clin Biomech. 2014;29(9):39-47
16. Barnett CT, Vanicek N, Polman RC. Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study. Gait Posture. 2013;37(3):319-25.

17. Daneshmandi H, Karimizadeh M, Naderifar H, Kordi MH. Sport and physical education for disabled. Tehran: Hatmi; 2015. p. 330-349. (In Persian).
18. Seyedi M, Seydi F, Rahimi A, Minoonejad H. The Impact of sensory systems involved in postural control in deaf and non- deaf athletes. J. Sport Med. 2015;7(1):111-27. (In Persian).
19. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? BGS. 2006;1(35):7–11.
20. Kejonen P, Kauranen K. Reliability and validity of standing balance measurements with a motion analysis system. Physiotherapy. 2002;88(1):25-32.
21. Beyranvand R, Sahebozamani M, Daneshjoo A. A survey on relationship between postural sway parameters and balance recovery strategies in older people. Daneshvar. 2016;23(123):21-30 (In Persian).
22. Hsiao-Wecksler ET, Katdare K, Maston J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ. Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. J Biomech. 2003;36(9):1327-33.
23. Jilk DJ, Safavynia SA, Ting LH. Contribution of vision to postural behaviors during continuous support-surface translations. Exp Brain Res. 2014;232(1):169-80.
24. Liu B, Kong W, Zou Y. The sensory organization in the posture stability with interruption induced by standing foam in normal subjects. Lin Chuang Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi. 2007;21(4):162–5.
25. Paul M, Biswas SK, Sandhu JS. Role of sports vision and eye hand coordination training in performance of table tennis players. Braz J Biomotricity. 2011;5(2): 106-16.
26. Gimmon Y, Riemer R, Oddsson L, Melzer I. The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. J Electromyogr Kinesiol. 2011; 21(6): 922-8.
27. Rinaldi N M,Barbieri F A, Arroyo C, Stella F, Gobbi L. Visual conditions and postural directions affect postural sway variability in patients with Parkinson's disease. Motricidade. 2015; 1:118-25.
28. Meshkati Z, Namazizadeh M. The comparison of the role of vision on static postural stability in athletes and non-athletes. Iranian Rehab J. 2010; 11:50-3.
29. Williams AM, Weigelt C, Harris M, Scott MA. Agerelated differences in vision and proprioception in a lower limb interceptive task: The effects of skill level and practice. Res Q Exerc Sport. 2002;73(4):386-95.
30. T. Ray Ch, Horvat M, Croce R, Mason R, Wolf S. The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. Gait Posture. 2008; 28:58–61.
31. Hammami RG, Behm D, Chtara M, Othman A, Chaouachi A. Comparison of static balance and the role of vision in lite athletes. J. Human Kinetics. 2014; 40:33-41
32. Simmons RW. Sensory organization determinates of postural stability in trained ballet dancers. J Neurosci. 2005;115(l):87-97.
33. Harringe ML, Halvorsen K, Renstrom P, Werner S. Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. Gait Posture. 2008:28(1):38-45.
34. Schmidt RA. Motor learning and performance: From principles to practice. 3th edition. USA: Human Kinetics; 2003. p. 29

35. Berthoz A. Neural basis of spatial orientation and memory of routes: Topokinetic memory or topokinesthesic memory. Eur PMC. 2001; 157:779-89.
36. Horak FB, Shumway-Cook A, Crowe TK, Black FO. Vestibular function and motor proficiency of children with impaired hearing, or with learning disability and motor impairments. Developmental Med & Child Neurology. 1988;30(1):64-79.
37. Suarez H, Angeli S, Suarez A, Rosales B, Carrera X, Alonso R. Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. (Controlled Clinical Trial). Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 2007;71(4):629-37.
38. Shokrollah Zadeh F, Mirzajani A. The role of vision on the body balance. Modern Rehab. 2015; 2:15-21.
39. Rine RM. Growing evidence for balance and vestibular problems in children. Audiological Med.2009 ;7(3):138-42.
40. Khanna P, Kapoor G, Zutshi K, Student P, Hamdard J, Physiotherapist S. Balance deficits and recovery timeline after different fatigue protocols. Ind J Physiol Occup Ther. 2008; 2:42-48.
41. Szymczyk D, Drubbicki M, Dudek J, Szczepanik M, Snela S. Balance and postural stability in football players with hearing impairment. Balance. 2012; 3:258-263.
42. Mackey DC, Robinovitch SN. Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with the ankle strategy. Gait posture. 2006;23(1):59-68.

ارجاع‌دهی

صاحب‌الزمانی منصور، سالاری اسما، دانشجو عبدالحمید، کریمی افشار فاطمه. تأثیر حذف بازخورد بینایی بر استراتژی‌های بازیابی تعادل افراد ناشنوا. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۸؛ ۱۱(۲۵): ۹۶ـ۸۱. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2019.6810.1352

Sahebozamani M, Salari A, Daneshjoo A. H. Karimi Afshar F. The Effect of Eliminating Visual Feedback on The Balance Recovery Strategies in Deaf Individuals. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2019; 11(25): 81-96. (In Persian). DOI: 10.22089/smj.2019.6810.1352

The Effect of Eliminating Visual Feedback on The Balance Recovery Strategies in Deaf Individuals

M. Sahebozamani[1], A. Salari[2], A. H. Daneshjoo[3], F. Karimi Afshar[4]

1. Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of kerman, Kerman, Iran (Corresponding Author)
2. PhD in Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of kerman, Kerman, Iran.
3. Associate Professor, Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences,
Shahid Bahonar University of kerman, Kerman, Iran.
4. Assistant Professor of Sport Medicine, Kerman University of Medical Sciences, Kerman, Iran.

Received: 2019/05/29 Accepted: 2019/09/23

Abstract

Background and Aim: If Several studies have been done on the role of vision and importance of visual information in the ability of postural control, but none of these reports have examined the role of visual information on balance recovery strategies. The aim of this study was to investigate the effect of eliminating visual feedback on the balance recovery strategies in deaf individuals. Materials and Methods: 15 Deaf females (age 28.93±2.25 years, height 156.73±6.46 cm, and mean weight 58.06±7.91 kg) were selected as samples. Balance recovery strategies were recorded by six high-speed cameras after sudden movement of the treadmill. Paired-Sample T test was used for data analysis in open and closed eyes. Results: The results of this study showed that the mean of hip and ankle swings can be significantly increased by closing the eyes, both in the anterior-posterior and posterior-anterior disturbances ($p<0.05$). The results also showed that there is not a significant difference between the ratio of hip-to-ankle swings in open and closed eyes ($p >0.05$). Conclusion: The findings of this study showed that remove of visual information leads to increase in hip and ankle swings, but there is no significant difference in the ratio of hip-to-ankle swings. Therefore, visual information does not seem to play an important role in choosing the balance recovery strategies in deaf people.

Key Words: Anterior-Posterior Perturbation, Posterior-Anterior Perturbation, Visual Information, Balance Recovery Strategies

1. Email: sahebozamani@uk.ac.ir
2. Email: asmasalari95@gmail.com
3. Email: daneshjoo.hamid@uk.ac.ir
4. Email: f.k.afshar@gmail.com