نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۵، شماره ۹، بهار و تابستان ۱۳۹۶
۹۵-۱۰۳

WWW.RSR.BASU.AC.IR

نقش بینایی در استراتژی‌های بازیابی تعادل سالمندان

رامین بیرانوند[۱*]، منصور صاحب الزمانی[۲]، عبدالحمید دانشجو[۳]، سعید ملاحسینی[۴]

۱. دانشجوی دکتری، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه شهید باهنرکرمان
۲. استاد، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه شهید باهنرکرمان
۳. استادیار، گروه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه شهید باهنرکرمان
۴. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی

دریافت ۱ تیر ۱۳۹۵؛ پذیرش ۲۹ فروردین ۱۳۹۶

واژگان کلیدی

بینایی

استراتژی بازیابی تعادل

سالمندان

اغتشاش قدامی

اغتشاش خلفی

چکیده

زمینه و هدف: تحقیقات پیشین حاکی از آن است که بینایی نقش مهم و بسزایی در توانایی کنترل پاسچر افراد دارد با این وجود نقش بینایی در استراتژی‌های بازیابی تعادل تاکنون مورد بررسی قرار نگرفته است. هدف از تحقیق حاضر بررسی نقش اطلاعات بینایی در استراتژی‌های مورد استفاده جهت بازیابی تعادل می‌باشد.

روش بررسی: به همین منظور ۱۵ مرد سالمند به‌عنوان آزمودنی‌های تحقیق انتخاب شدند. استراتژی‌های بازیابی تعادل با استفاده از حرکت ناگهانی تردمیل و توسط ۶ دوربین پر سرعت ثبت شدند. از آزمون t همبسته جهت مقایسه متغیرهای تحقیق در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج این تحقیق نشان داد که بستن چشم‌ها در حالت ایستاده می‌تواند میزان نوسانات مفاصل ران و مچ پای سالمندان را در پاسخ به اغتشاشات خلفی و قدامی به شکل معنی‌داری افزایش دهد ($P<۰/۰۵$). نتایج همچنین نشان داد که بین نسبت نوسانات مفصل ران به مچ پای سالمندان در دو حالت چشم باز و چشم بسته اختلاف معنی‌داری وجود ندارد ($P>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: به‌طورکلی با وجود این‌که حذف اطلاعات بینایی موجب افزایش نوسانات مفاصل ران و مچ پای سالمندان می‌شود، از آنجا که تغییر معنی‌داری در نسبت نوسانات مفصل ران به مچ پا ایجاد نشده است به‌نظر می‌رسد که اطلاعات بینایی نقش مهمی در انتخاب استراتژی‌های مورد استفاده جهت بازیابی تعادل ندارد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۳۵۱۰۹۸۷۱۶
✉ پست الکترونیکی: Ramin_Beyranvand@yahoo.com
شناسه دیجیتال(DOI) : 10.22084/rsr.2017.10830.1237

مقدمه

سالمندی دوران حساسی از زندگی بشر است و توجه به مسائل و نیازهای این دوران یک ضرورت اجتماعی به‌شمار می‌رود. به گزارش اداره کل امور سالمندان سازمان بهزیستی ایران، شیب سن سالمندی در کشور ایران نیز مانند بسیاری از کشورهای دنیا تند است به‌طوری‌که طی ۴۰ سال آینده یک چهارم از جمعیت کشور را سالمندان تشکیل خواهند داد (نعیمی‌کیا[1] و همکاران، ۲۰۱۳). هم راستا با رشد جامعه سالمندان، تلاش‌ها در جهت تشخیص و پیشگیری از مشکلات و همچنین بهبود کیفیت زندگی این افراد از اهمیت بیشتری برخوردار شده است (بوگل[2]، ۱۹۹۶). در این میان، توجه به افتادن و زمین خوردن بسیار حائز اهمیت است چرا که این موارد از جمله بزرگترین مشکلاتی هستند که سلامتی افراد سالمند را تحت‌الشعاع قرار می‌دهند (کارلسون[3]، ۲۰۱۳). در همین راستا گزارش شده است که حدود ۳۰٪ از افراد بالای ۶۵ سال و ۵۰٪ از افراد بالای ۸۰ سال حداقل یک مرتبه در سال زمین خوردن را تجربه می‌کنند (بوگل، ۱۹۹۶). نتایج تحقیقات حاکی از آن است که نقص تعادل به‌عنوان یکی از عوامل اصلی دخیل در زمین خوردن سالمندان به‌شمار می‌رود و بر همین اساس، بازتوانی تعادل به‌عنوان یک عامل مهم در پیشگیری از زمین خوردن همواره مورد توجه محققان قرار داشته است (مارتلی[4] و همکاران، ۲۰۱۷؛ عباسی[5] و همکاران، ۲۰۱۱).

به‌طورکلی، تعادل به‌عنوان توانایی نگهداری مرکز ثقل درون سطح اتکا شناخته می‌شود که می‌تواند نقش مهمی در پیشگیری از زمین خوردن افراد هنگام راه رفتن (تعادل پویا) و یا ایستادن (تعادل ایستا) ایفا کند (هاف[6] و همکاران، ۲۰۰۸). یافته‌ها نشان می‌دهد که توانایی کنترل پاسچر افراد متناسب با افزایش سن کاهش می‌یابد به‌طوری‌که می‌تواند شانس بازیابی موفق تعادل را در جمعیت سالمندان به میزان قابل ملاحظه‌ای کاهش دهد (سینگر[7] و همکاران، ۲۰۱۵). بر اساس تحقیقات پیشین به‌نظر می‌رسد که توانایی کنترل پاسچر افراد در طول تکالیف ایستا و پویا، همواره از طریق مکانیزم‌های حسی دقیق و سریعی به‌دست می‌آیند که می‌توانند پاسخ‌های اصلاحی را بر اساس اطلاعات ادغام شده از سیستم‌های بینایی، وستیبولار و حس عمقی تولید کنند (میکسکو[8] و همکاران، ۲۰۱۲). در همین راستا گزارش شده است که هدف کلی در ایستادن متعادل و متوازن را می‌توان به‌عنوان یکپارچگی اطلاعات حسی و حرکتی در جهت نگهداری مرکز ثقل بدن با کمترین حرکات ممکن در داخل سطح اتکا تعریف کرد (ملزر[9] و همکاران، ۲۰۰۸)؛ این در حالی است که استراتژی‌های پاسچرال مختلفی برای دست‌یابی به این هدف وجود دارند. استراتژی‌های پاسچرال در حقیقت الگوهای ویژه‌ای از فعالیت عضلانی، گشتاورهای مفصلی و همچنین حرکات اندام‌ها می‌باشند که از طریق اغتشاشات تعادلی تحریک می‌شوند (هوراک[10]، ۲۰۰۹). این استراتژی‌ها کمک می‌کنند تا از خروج مرکز ثقل بدن از سطح اتکا و همچنین از زمین خوردن افراد جلوگیری شود و آنها بتوانند وضعیت باثبات پاسچر را مجدداً بازیابی کنند. دو نوع اصلی استراتژی‌های پاسچرال زمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد که بدن در حالت ایستاده و سطح اتکا ثابت باشد. این استراتژی‌ها عبارتند از استراتژی مچ پا و استراتژی ران (هوراک، ۲۰۰۹). عوامل مختلفی وجود دارد که می‌تواند در انتخاب هر یک از این استراتژی‌ها نقش داشته باشد که از آن جمله می‌توان به میزان اطلاعات حسی موجود، محدوده سطح اتکا، شاخص‌های عضلانی-اسکلتی، درجه آزادی حرکات و همچنین محدودیت‌های تکلیف اشاره کرد (امیریدیس[11] و همکاران، ۲۰۰۳). در استراتژی مچ پا، برقراری ثبات عمدتاً از طریق نیروهای تولید شده از گشتاور عضلات مچ پا صورت می‌گیرد و این در حالی است که در استراتژی ران، برقراری ثبات عمدتاً از طریق نیروهای تولید شده از گشتاور عضلات اطراف ران به وجود می‌آید (هوراک، ۲۰۰۹). گزارشات حاکی از آنست که نشانه‌هایی از تغییرات مرتبط با سن در استراتژی‌های بازیابی تعادل وجود دارد که می‌تواند منجر به افزایش خطر زمین خوردن سالمندان شود. در همین

1. Naimi Kia
2. Bogle
3. Karlsson
4. Martelli
5. Abbasi
6. Hof
7. Singer
8. Mixco
9 Melzer
10. Horak
11. Amiridis

راستا گزارش شده است که افراد مسن نسبت به جوان‌ترها بیش‌تر تمایل دارند که از استراتژی ران به جای استراتژی مچ پا استفاده کنند و همین عامل که مربوط به تغییرات تخریبی در مکانیزم‌های عصبی، عضلانی و یا اسکلتی می‌باشد، قادر است ریسک زمین خوردن را در بین سالمندان افزایش دهد (امیریدیس و همکاران، ۲۰۰۳).

با توجه به اینکه اتکای سالمندان به استراتژی ران برای بازیابی تعادل می‌تواند ریسک زمین خوردن را در این افراد بالا ببرد (امیریدیس، ۲۰۰۳)، به‌نظر می‌رسد که انتقال این استراتژی‌ها به سمت مفصل مچ‌پا بتواند توانایی سالمندان را در مقابله با اغتشاشات ناگهانی افزایش دهد. این در حالی است که تاکنون تحقیقی در این زمینه صورت نگرفته است و شاید یکی از دلایل آن عدم وجود اطلاعات کافی در ارتباط با استراتژی‌های بازیابی تعادل باشد. از آنجا که اجرای برنامه‌های بازتوانی در راستای انتقال استراتژی‌های بازیابی تعادل از مفصل ران به سمت مچ‌پا مستلزم شناخت مناسب سیستم‌های درگیر در این استراتژی‌ها می‌باشد، اجرای تحقیقات مختلف در این زمینه می‌تواند کمک شایانی به پیشگیری از زمین خوردن سالمندان و همچنین بهبود کیفیت زندگی این قشر از جامعه داشته باشد. در این بین، نقش اطلاعات بینایی به‌عنوان مهمترین منبع حسی درگیر در تعادل افراد بسیار حائز اهمیت است. سیستم بینایی به‌واسطه سیستم عصبی و از طریق نوسازی اطلاعات در موقعیت‌ها و حرکاتی که قسمت‌های مختلف بدن انجام می‌دهند، در برقراری کنترل پاسچر افراد نقش تعیین‌کننده‌ای دارد (هوراک، ۲۰۰۶). اگر چه حس‌های دیگر هم اطلاعات با ارزشی فراهم می‌کنند اما در نهایت این اطلاعات بینایی است که قابل اطمینان‌ترین و جزیی‌ترین اطلاعات را درباره محیط اطراف در اختیار فرد قرار می‌دهد (ولاسکز[1]، ۲۰۱۰؛ فورتین[2] و همکاران، ۲۰۰۷). در همین راستا نتایج گزارشات 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 زمانی‌که چشم‌ها باز هستند افزایش می‌یابد (چنگ[3]، ۲۰۰۴؛ پاول[4] و همکاران، ۲۰۱۱).

به‌طورکلی با بررسی تحقیقات پیشین مشاهده می‌شود که با وجود گزارشات متعددی که تاکنون در خصوص نقش بینایی در توانایی کنترل پاسچر افراد صورت گرفته و اهمیت اطلاعات بینایی را در این زمینه به خوبی نشان داده است، ولی در هیچ یک از این گزارشات به بررسی نقش اطلاعات بینایی در استراتژی‌های بازیابی تعادل پرداخته نشده است. در حقیقت هنوز این ابهام وجود دارد که آیا استراتژی‌های بازیابی تعادل نیز تحت تأثیر وجود یا عدم وجود اطلاعات بینایی قرار می‌گیرند یا خیر؟ با توجه به اینکه شناسایی عوامل مؤثر بر تعادل و به‌ویژه در بین جمعیت سالمندان می‌تواند به برنامه‌ریزی مناسب‌تر جهت پیشگیری از زمین خوردن و همچنین بهبود کیفیت زندگی این افراد منجر شود، هدف از تحقیق حاضر بررسی نقش اطلاعات بینایی در استراتژی‌های مورد استفاده جهت بازیابی تعادل سالمندان می‌باشد.

مواد و روش‌ها

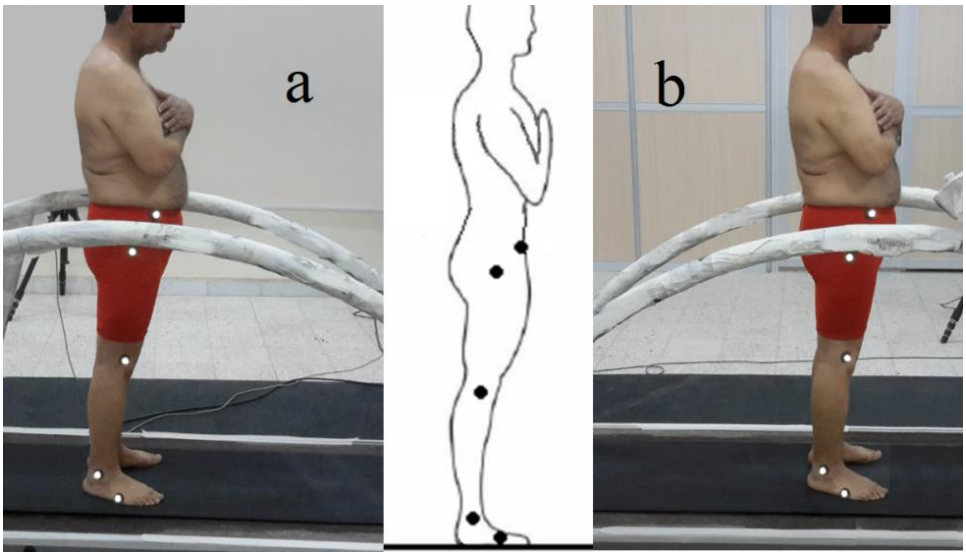
تحقیق حاضر از نوع تحقیقات نیمه تجربی می‌باشد. جامعه آماری تحقیق را مردان سالمند بالای ۶۰ سال شهر کرمان تشکیل دادند که پس از بررسی‌های اولیه و بر اساس معیارهای ورود و خروج از تحقیق، تعداد ۱۵ نفر از سالمندان به‌صورت تصادفی انتخاب و به‌عنوان آزمودنی‌های تحقیق مورد ارزیابی‌های بعدی قرار گرفتند. لازم به ذکر است که مرد بودن و قرار داشتن در محدوده سنی بالای ۶۰ سال به‌عنوان معیارهای ورود آزمودنی‌ها در نظر گرفته شد و در ادامه نیز سالمندانی که توانایی اجرای آزمون‌ها را نداشتند و همچنین افرادی که دارای اختلالات مادرزادی، مشکلات ارتوپدی، نارسایی‌های عصبی- عضلانی، اختلالات بینایی و وستیبولار و سابقه عمل جراحی و آسیب قبلی به‌ویژه در اندام تحتانی بودند از تحقیق کنار گذاشته شدند (بیرانوند[5] و همکاران، ۲۰۱۶؛ عنبریان[6] و همکاران، ۲۰۱۰).

پیش از ورود آزمودنی‌ها به تحقیق و براساس پرسشنامه سلامت عمومی[7]، از سلامت آزمودنی‌ها اطمینان حاصل شد و پس از تشریح کامل اهداف و روش پژوهش از آنها خواسته شد تا رضایت‌نامه کتبی شرکت در تحقیق را

1. Velázquez
2. Fortin
3. Cheng
4. Paul
5. Beyranvand
6. Anbarian
7. General health questionnaire (GHQ)

مطالعه و تأیید کنند. لازم به ذکر است که تحقیق حاضر دارای تأییدیه کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی کرمان به شماره IR.KMU.REC.1394.598 می‌باشد.

بررسی استراتژی‌های بازیابی تعادل در تحقیق حاضر به‌صورت کینماتیک دو بعدی و از طریق سیستم آنالیز حرکت[1] با شش دوربین پر سرعت (ICC ≥۰/۷۹) صورت گرفت (کجونن[2] و همکاران، ۲۰۰۲). بدین منظور در ابتدا پنج نشانگر رفلکسی کروی شکل به قطر ۱۹ میلیمتر بر روی سمت راست بدن نصب گردید. محل قرارگیری نشانگرها عبارت بودند از: زائده ASIS، تروکانتر بزرگ استخوان ران، اپی کندیل خارجی ران، قوزک خارجی پا و سر پنجمین استخوان کف پایی. به این ترتیب یک مدل دوبعدی چهار قطعه‌ای شامل پا، ساق، ران و لگن برای محاسبه میزان نوسانات مچپا و ران هنگام اغتشاش در صفحه ساجیتال تعریف شد (شکل ۱). مفصل مچ پا به‌عنوان زاویه بین پا و ساق در نظر گرفته شد در حالی‌که مفصل ران به‌عنوان زاویه بین ران و لگن منظور گردید (بیرانوند، ۲۰۱۶).



شکل۱ : محل اتصال نشانگرهای رفلکسی روی بدن و نحوه ایستادن آزمودنی‌ها جهت اغتشاش قدامی(a) و خلفی(b)

در ادامه هر یک آزمودنی‌ها با پای برهنه و در حالی‌که دست‌ها به‌صورت ضربدری روی سینه قرار می‌گرفت و طرف راست بدن نیز به سمت دوربین‌ها قرار داشت روی دستگاه تردمیل می‌ایستادند. محل استقرار با توجه به محل قرارگیری پاها به عهده خود آزمودنی بود تا وضعیت معمول و راحت خویش را برگزینند. از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد که به‌منظور تعیین جهت حرکت و ایجاد اغتشاشات قدامی و خلفی، یک‌بار رو به جلو و بار دیگر پشت به صفحه نمایشگر تردمیل قرار بگیرند و وضعیت قائم خود را در برابر شتاب ناگهانی حفظ کنند. لازم به ذکر است که برای کنترل مداخله‌گرهای بینایی اضافی، صفحه نمایشگر تردمیل با استفاده از چسب‌های مخصوص پوشانده شده بود. در ادامه بدون دادن آگاهی به آزمودنی و به‌طور ناگهانی نوارگردان شروع به حرکت کرده و آشفتگی در جهت خلفی و یا قدامی به پاسچر فرد اعمال می‌شد. از آزمودنی‌ها خواسته شده بود که بدون گام برداشتن با اغتشاش ایجاد شده مقابله کنند و در صورت جابجایی پاها حرکت تکرار می‌شد.

سرعت حرکت اولیه تردمیل بر اساس طرح پایلوت برای تمامی آزمودنی‌ها ۱/۱ متر بر ثانیه تنظیم شده بود که موجب جابجایی ۴۰ سانتیمتری نوارگردان می‌شد. در این زمان دوربین‌ها که در فاصله دو متری از تردمیل تنظیم شده بودند به مدت ۵ ثانیه پس از اعمال اغتشاش (شاو و کسلر[3] و همکاران، ۲۰۰۳) نوسانات مفاصل ران و مچپا را ثبت می‌کردند که این اطلاعات از طریق نرم‌افزار Cortex مورد آنالیز قرار می‌گرفت. هر آزمودنی سه بار حرکت را

1. Raptor-H digital real time system, USA, 200 Hz
2. Kejonen
3. Hsiao-Wecksler

انجام می‌داد که به‌منظور انجام محاسبات و بررسی متغیرها، میانگین سه تکرار مورد ارزیابی قرار گرفت. لازم به‌ذکر است که فاصله زمانی ۳۰ ثانیه به‌عنوان زمان استراحت بین هر تکرار در نظر گرفته می‌شد. در نهایت اطلاعات ثبت شده از نرم‌افزار پس از اعمال فیلترینگ باترورث[1] جهت حذف نوسانات مارکرها (وینتر[2] ، ۲۰۰۹) به‌صورت فایل اکسل استخراج شده و به‌منظور محاسبه تغییرات کینماتیک صورت گرفته در مفاصل مچ پا و ران مورد بررسی‌های بعدی قرار گرفتند.

از آمار توصیفی برای تجزیه و تحلیل داده‌های مربوط به ویژگی‌های آزمودنی‌ها و همچنین متغیرهای تحقیق استفاده شد و برای مقایسه نمرات آزمودنی‌ها در دو حالت چشم باز و چشم بسته از آزمون t همبسته استفاده شد. تمامی آزمون‌های آماری تحقیق حاضر در سطح خطای ۰/۰۵ و با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ صورت گرفت.

یافته‌ها

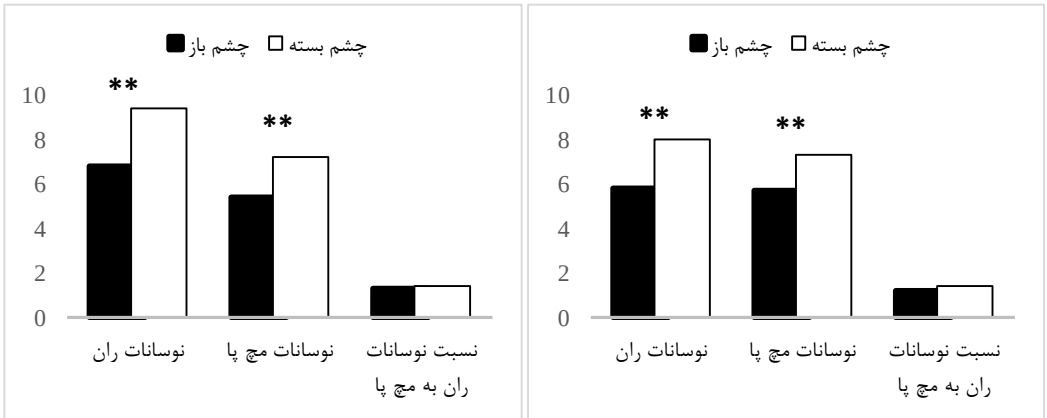
اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول شماره ۱ ارائه شده است. اطلاعات مربوط به نوسانات مفاصل مچ پا و ران آزمودنی‌ها (پس از اعمال اغتشاشات خلفی و قدامی) نیز در جدول شماره ۲ و نمودار شماره ۱ نشان داده شده است. لازم به ذکر است که بررسی میزان برتری هریک از استراتژی‌های مچ پا و یا ران سالمندان در تحقیق حاضر، با استفاده از نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ صورت گرفت، بدین معنا که هر چقدر این نسبت بزرگتر باشد بیانگر اتکای بیشتر روی استراتژی ران و هر قدر کوچکتر باشد بیانگر استفاده بیشتر از استراتژی مچ پا جهت بازیابی تعادل می‌باشد.

جدول ۱: اطلاعات مربوط به خصوصیات جمعیت‌شناسی آزمودنی‌ها (SD ± میانگین).

سن (سال)	قد (سانتیمتر)	وزن (کیلوگرم)	BMI (m^2/kg)
۶۵/۴±۳/۵	۱۶۹/۳± ۵/۶۱۵	۷۰/۸± ۶/۳	۲۴/۷± ۲/۴

جدول ۲: نوسانات مفاصل ران و مچ پا پس از اعمال اغتشاش (بر حسب درجه SD ± میانگین)

		نوسانات مفصل ران	نوسانات مچ پا	نوسانات مفصل ران / نوسانات مفصل مچ پا
اغتشاش خلفی (به سمت عقب)	چشم باز	۶/۸۶۵± ۲/۰۶۸	۵/۴۸۶± ۲/۳۳۰	۱/۳۶۸± ۰/۳۷۸
	چشم بسته	۹/۴۸۰± ۲/۹۴۳	۷/۲۹۱± ۲/۹۵۴	۱/۴۵۹± ۰/۵۹۵
اغتشاش قدامی (به سمت جلو)	چشم باز	۵/۸۵۶± ۲/۱۵۵	۵/۷۷۷± ۳/۰۹۴	۱/۲۰۷± ۰/۵۴۰
	چشم بسته	۸/۰۶۱± ۳/۷۸۷	۷/۳۰۸± ۴/۵۸۴	۱/۴۰۰± ۰/۹۱۱



نمودار ۱: دامنه و نسبت نوسانات مفاصل ران و مچ پا پس از اعمال اغتشاش خلفی (چپ) و قدامی (راست)

1. Butterworth, 6 Hz
2. Winter

به‌منظور مقایسه نوسانات مفاصل مچ پا و ران و همچنین نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ آزمودنی‌ها در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته از آزمون t همبسته استفاده شد (جدول ۳). بر این اساس مشخص شد که بین نوسانات مفاصل مورد بررسی در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته اختلاف معنی‌داری وجود دارد (P<۰/۰۵). این در حالی بود که بین نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (P>۰/۰۵).

جدول ۳: نتایج آزمون t برای مقایسه نوسانات مفاصل مچ پا و ران در دو وضعیت چشم باز و بسته

			میانگین ± SD	t	df	P value
نوسانات مفصل ران	اغتشاش خلفی	چشم باز	۲/۰۶۸± ۶/۸۶۵	-۳/۳۲۳	۱۴	۰/۰۰۵*
		چشم بسته	۲/۹۴۳± ۹/۴۸۰			
	اغتشاش قدامی	چشم باز	۲/۱۵۵± ۵/۸۵۶	-۲/۸۴۷	۱۴	۰/۰۱۳*
		چشم بسته	۳/۷۸۷± ۸/۰۶۱			
نوسانات مچ پا	اغتشاش خلفی	چشم باز	۲/۳۳۰± ۵/۴۸۶	-۲/۳۳۸	۱۴	۰/۰۳۵*
		چشم بسته	۲/۹۵۴± ۷/۲۹۱			
	اغتشاش قدامی	چشم باز	۳/۰۹۴± ۵/۷۷۷	-۱/۴۴۹	۱۴	۰/۰۱۶*
		چشم بسته	۴/۵۸۴± ۷/۳۰۸			
$\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$	اغتشاش خلفی	چشم باز	۰/۳۷۸± ۱/۳۶۸	-۰/۶۴۸	۱۴	۰/۵۲۸
		چشم بسته	۰/۵۹۵± ۱/۴۵۹			
	اغتشاش قدامی	چشم باز	۰/۵۴۰± ۱/۲۰۷	-۰/۶۵۷	۱۴	۰/۵۲۲
		چشم بسته	۰/۹۱۱± ۱/۴۰۰			

* معنی‌داری در سطح ۰/۰۵

نتیجه‌گیری

نتایج به‌دست آمده از تحقیق حاضر نشان داد که بستن چشم‌ها در حالت ایستاده می‌تواند میزان نوسانات مفاصل ران و مچ پای سالمندان را در پاسخ به اغتشاشات خلفی و قدامی به شکل معنی‌داری افزایش دهد (P<۰/۰۵). این نتایج به نوعی با گزارشات جیلک[1] و همکاران (۲۰۱۴) همخوانی دارد. در تحقیق مذکور عنوان شده است که بستن چشم‌ها می‌تواند میزان نوسانات مفاصل ران و مچ پای آزمودنی‌ها را افزایش دهد. با توجه به گزارشات پیشین به‌نظر می‌رسد که این تغییرات می‌تواند به نوعی بیانگر حرکات بزرگتر مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا باشد. در همین راستا لیو[2] و همکاران (۲۰۰۷) گزارش کردند که در زمان ایستادن با چشمان بسته، میزان نوسانات مرکز ثقل افراد از ۲۲ به ۵۶ درصد افزایش می‌یابد و علاوه بر آن، میزان انحراف مرکز ثقل در پاسخ به آشفتگی‌ها نیز بیشتر می‌شود. برخی دیگر از تحقیقات هم حاکی از آن است که حذف اطلاعات بینایی می‌تواند نوسانات پاسچر و عدم تعادل افراد در موقعیت‌های مختلف را بین ۲۰ تا ۷۰ درصد افزایش دهد (چنگ، ۲۰۰۴؛ پاول و همکاران، ۲۰۱۱؛ پائولوس[3] و همکاران، ۱۹۸۴). نتایج تحقیق حاضر همچنین با گزارشاتی که گایوچارد[4] و همکاران (۲۰۰۲)، پرین[5] و همکاران (۲۰۰۲)، ویلیامز[6] و همکاران (۲۰۰۲)، سایمونز[7] (۲۰۰۵)، هرینگ[8] و همکاران (۲۰۰۸) و مشکاتی[9] و همکاران (۲۰۱۰) در مطالعات خود ارائه کرده‌اند همخوانی دارد. این مطالعات گزارش کردند از آنجا که کنترل قامت به‌واسطه مشارکت‌های حسی حلقه بسته و با تکیه بر دریافت بازخوردهای حسی از محیط کنترل می‌شود، چنانچه اختلالی در ورودی این اطلاعات ایجاد شود می‌تواند تأثیر منفی بر توانایی کنترل پاسچر افراد داشته باشد.

1. Jilk
2. Liu
3. Paulus
4. Gauchard
5. Perrin
6. Williams
7. Simmons
8. Harringe
9. Meshkati

یافته‌ها حاکی از آن است که نوسانات قامتی در حالت ایستاده علاوه بر ایجاد بازخورد بینایی جهت حفظ قامت، با ایجاد تغییر در طول عضلات هم باعث بکارگیری تعدیل‌های واکنشی جهت بازیابی تعادل می‌گردند. هر چند که این تعدیل‌ها قبل از این‌که بازخوردی از سایر حواس به سیستم عصبی منتقل شود فعال می‌شوند با این وجود نقش اطلاعات بینایی در حفظ و بازیابی تعادل غیرقابل انکار است (اشمیت[1] و همکاران، ۲۰۰۸). در حقیقت سیستم بینایی به‌عنوان منبع حسی غالب در اکثر افراد اطلاعات مربوط به حفظ و بازیابی تعادل را به سیستم عصبی مرکزی ارائه می‌دهد و اطلاعات حاصل از آن، بخش عمده‌ای از بازخورد حسی را در اجرای مهارت‌ها تشکیل می‌دهد. در خصوص نقش پررنگ بینایی در کنترل قامت گزارش شده است که ثابت کردن بینایی محیطی در حالت ایستاده می‌تواند نوسانات قامتی را کاهش دهد و بر همین اساس با حذف اطلاعات بینایی، این نوسانات دچار تغییر شده و توانایی کنترل پاسچر افراد کاهش می‌یابد (گیمن[2] و همکاران، ۲۰۱۱). 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 (موسوی[3] و همکاران، ۲۰۱۴). بنابراین همانگونه که تحقیقات پیشین نشان دادند می‌توان اینگونه بیان کرد که ضمن این‌که سیستم دهلیزی و حس عمقی اطلاعاتی را برای کنترل تعادل فراهم می‌آورند، کاهش و یا حذف اطلاعات بینایی به‌عنوان اختلال ایجاد شده در اصلی‌ترین منبع اطلاعات حسی منجر به تأثیرات منفی و قابل ملاحظه‌ای بر توانایی کنترل پاسچر افراد خواهد شد (موسوی و همکاران، ۲۰۱۴). به‌طورکلی و با توجه به نتایج به‌دست آمده از تحقیق حاضر به‌نظر می‌رسد که افزایش نوسانات مفاصل ران و مچ پای سالمندان برای بازیابی تعادل که در وضعیت چشم بسته ایجاد می‌شود، در نهایت قادر نخواهد بود که فقدان اطلاعات بینایی را به خوبی جبران کند و با افزایش حرکات مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا منجر به کاهش توانایی کنترل پاسچر افراد در مقابله با اغتشاشات اعمال شده به بدن می‌شود.

نتایج تحقیق حاضر همچنین نشان داد که بین نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ سالمندان در دو حالت چشم باز و چشم بسته اختلاف معنی‌داری وجود ندارد ($P>0/05$). لازم به ذکر است که این عدم معنی‌داری، در هر دو حالت اغتشاش خلفی و اغتشاش قدامی مشاهده شد. با توجه به این یافته‌ها به‌نظر می‌رسد که اطلاعات بینایی، تأثیر معنی‌داری در استراتژی‌های مورد استفاده جهت بازیابی تعادل ندارد و الگوهای فعالیت عضلانی و همچنین کینماتیک مفصلی آزمودنی‌ها پس از حذف اطلاعات بینایی، مشابه زمانی است که بازیابی تعادل با استفاده از چشمان باز صورت می‌پذیرد. با این وجود، نگاه دقیق‌تری به نتایج ارائه شده در جدول ۳ نشان می‌دهد که نسبت نوسانات مفصل ران به مچ پای آزمودنی‌ها پس از حذف اطلاعات بینایی تا حدودی افزایش پیدا کرده است و این بدان معنی است که با بستن چشم‌ها، میزان اتکای افراد به نوسانات مفصل ران جهت بازیابی تعادل تا حدودی بیشتر شده است. یکی از دلایل احتمالی برای افزایش نسبی استفاده از استراتژی ران در این شرایط می‌تواند به افزایش زمان عکس العمل آزمودنی‌ها در پاسخ به اغتشاشات ناگهانی مربوط باشد (ماکی[4]، ۲۰۰۶). به‌نظر می‌رسد بستن چشم‌ها که موجب از دست دادن بخش مهمی از اطلاعات دریافتی از محیط می‌شود تا حدودی منجر به تأخیر واکنش جبرانی در عضلات اطراف مفصل مچ پا شده و پیش از آن‌که آزمودنی بتواند با استفاده از استراتژی مچ پا نوسانات را کنترل کند، مرکز ثقل به فاصله دورتری منحرف شده و آزمودنی مجبور است که با اتکای بیشتری روی استراتژی ران به بازیابی تعادل بپردازد. با این وجود از آنجا که تغییرات صورت گرفته در استراتژی‌های بازیابی تعادل در تحقیق حاضر معنی‌دار نمی‌باشد، به‌نظر می‌رسد آنچه که موجب اختلال در توانایی کنترل پاسچر سالمندان پس از حذف اطلاعات بینایی می‌شود، به عواملی غیر از استراتژی‌های بازیابی تعادل مرتبط باشد.

به‌طورکلی نتایج به‌دست آمده از تحقیق حاضر نشان داد که حذف اطلاعات بینایی با وجود اینکه موجب افزایش نوسانات مفاصل ران و مچ پای سالمندان پس از اعمال اغتشاشات خلفی و قدامی شده است، تغییر معنی‌داری را

1. Schmidt
2. Gimmon
3. Mousavi
4. Mackey

در نسبت $\frac{\text{نوسانات مفصل ران}}{\text{نوسانات مفصل مچ پا}}$ سالمندان ایجاد نکرده و به‌نظر می‌رسد که اطلاعات بینایی نقش مهمی در انتخاب استراتژی‌های مورد استفاده جهت بازیابی تعادل ندارند.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی عزیزانی که جهت اجرای این تحقیق مساعدت و همکاری داشتند قدردانی می‌شود.

References

Abbasi A, Sadeghi H, Tabrizi HB, Bagheri K, Ghasemizad A, karimi Asl A (2011). Effect of whole body vibration, aquatic balance and combined training on neuromuscular performance, balance and walking ability in male elderly able-bodied individual. WASJ; 15: 84-91.

Amiridis IG ,Hatzitaki V, Arabatzi F (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. Neurosci Lett; 350: 137-40.

Anbarian M, Zareei P, Yalfani A, Mokhtary M (2010). The balance recovery mechanism following a sudden external anterior- posterior perturbation in individuals with Kyphosis. J Sports Medicine; 2(4): 115-32. (in persian)

Beyranvand R, Sahebozamani M, Daneshjoo A (2016). A survey on relationship between postural sway parameters and balance recovery strategies in older people. Daneshvar; 23(123): 21-30 (in persian)

Bogle LD (1996). Use of the Berg Balance Test to Predict Falls in Elderly Persons. Phys Ther; 76(6):576-83.

Cheng K (2004). A systematic perspective of postural control. [Thesis]. Toronto, CA: University of Toronto.

Fortin M, Voss P, Lassonde M, Lepore F (2007). Sensory loss and brain reorganization. Medecine sciences; 23(11):917-22.

Gauchard GC, Gangloff P, Vouriot A, Mallie JP, Perrin PP (2002). Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration on static postural control in adult human subjects. J Neurosci; 112: 1191-206.

Gimmon Y, Riemer R, Oddsson L, Melzer I (2011). The effect of plantar flexor muscle fatigue on postural control. J Electromyogr Kinesiol; 21(6): 922-8.

Harringe ML, Halvorsen K, Renstrom P, Werner S (2008). Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. Gait & Posture; 28(1): 38-45.

Hof AL, Curtze C (2016). A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations. Journal of biomechanics; 49(4): 580-5.

Horak FB (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age Ageing; 1(35): 7–11.

Horak FB (2009). Postural control. Encyclopedia of neuroscience: Springer. p. 3212-9.

Hsiao-Wecksler ET, Katdare K, Maston J, Liu W, Lipsitz LA, Collins JJ (2003). Predicting the dynamic postural control response from quiet-stance behavior in elderly adults. J Biomech; 36(9): 1327-1333.

Jilk DJ, Safavynia SA, Ting LH (2014). Contribution of vision to postural behaviors during continuous support-surface translations. Exp Brain Res; 232(1): 169-80.

Karlsson MK, Magnusson H, von Schewelov T, Rosengren BE (2013). Prevention of falls in the elderly—a review. Osteoporos Int; 24(3): 747-762.

Kejonen P, Kauranen K. Reliability and validity of standing balance measurements with a motion analysis system. Physiotherapy. 2002; 88(1): 25-32.

Liu B, Kong W, Zou Y (2007). 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; 21(4):162–5.

Mackey DC, Robinovitch SN (2006). Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with the ankle strategy. Gait & posture; 23(1): 59-68.

Martelli D, Aprigliano F, Tropea P, Pasquini G, Micera S, Monaco V (2017). Stability against backward balance loss: age-related modifications following slip-like perturbations of multiple amplitudes. Gait & Posture; 53: 207-214.

Melzer I, Elbar O, Tsedek I, Oddsson LI (2008). A water-based training program that include perturbation exercises to improve stepping responses in older adults: study protocol for a randomized controlled cross-over trial. BMC Geriatr;8:19.

Meshkati Z, Namazizadeh M, Salavati M, Meshkati L (2010). The comparison of the role of vision on static postural stability in athletes and non-athletes. J Iranian Rehabilitation; 8(11): 50-3.

Mixco A, Reynolds M, Tracy B, Reiser RF (2012). Aging-related cocontraction effects during ankle strategy balance recovery following tether release in women. J Mot Behav; 44: 1-11.

Mousavi SK, Mahdavi M, Farsi A, Sadeghi H, Shushtari P (2014). A Comparison the Role of Vision System on Dynamic Postural Stability on Young Women and Men Elite Athletes. Modern Rehabilitation; 7(4): 15-21. (in persian)

Naimi Kia M, gholami A, Arab-Ameri, A (2013). Vision booth during practice walking on a balance of functional and kinematic parameters of stepping

older women Iran. Motor Behavior; 5(13): 41-56. (in persian)

Paul M, Biswas SK, Sandhu JS (2011). Role of sports vision and eye hand coordination training in performance of table tennis players. Braz J Biomotricity; 5(2): 106-16.

Paulus WM, Straube A, Brant T (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspect. Brain; 107 (Pt 4): 1143-63.

Perrin Ph, Deviterne D, Hugel F, Perrot C (2002). Judo better than dance develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. Gait & Posture; 15: 187-94.

Schmidt RA, Wrisberg CA (2008). Motor learning and performance: A situation-based learning approach. 4th edition. USA: Human Kinetics.

Simmons RW (2005). Sensory organization determinates of postural stability in trained ballet dancers. J Neurosci; 115(l): 87-97.

Singer ML, Smith LK, Dibble LE, Foreman KB (2015). Age-Related Difference in Postural Control During Recovery from Posterior and Anterior Perturbations. Anat Rec (Hoboken); 298: 346-53.

Velázquez R (2010). Wearable assistive devices for the blind. Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment. Springer Berlin Heidelberg. 331-349.

Williams AM, Weigelt C, Harris M, Scott MA (2002). Agerelated differences in vision and proprioception in a lower limb interceptive task: the effects of skill level and practice. Res Q Exerc Sport; 73(4): 386-95.

Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement (2009). USA: John Wiley & Sons.