تأثیر بهبود تقارن در تحمل وزن بر ثبات پاسچر در بیماران همی‌پارزی

*حسین اصغر حسینی[۱]، اسماعیل ابراهیمی[۲]، مهیار صلواتی[۳]، غلامعلی شهیدی[۴]، محمدعلی سنجری[۵]، آرش غلامی‌پور[۶]

چکیده

هدف: اختلال در کنترل پاسچر به عنوان مهمترین عامل زمین‌خوردن در افراد همی‌پارزی به دنبال سکته مغزی شناخته شده است. یکی از مشخصات بارز عدم تعادل پاسچرال در این بیماران، عدم تقارن در تحمل وزن روی اندام تحتانی است. هدف این مطالعه بررسی تأثیر بهبود تقارن از طریق مداخلات درمانی بر ثبات پاسچر در بیماران همی‌پارزی بود.

روش بررسی: در این مطالعه شبه تجربی که از نوع قبل و بعد می‌باشد، ۲۷ بیمار همی‌پارزی به روش در دسترس و ساده از بین بیماران همی‌پارزی مراجعه‌کننده به درمانگاه اعصاب بیمارستان حضرت رسول انتخاب شدند. جهت ارزیابی انحراف پاسچرال از بیماران خواسته شد با چشمان باز و بسته روی صفحات نیرو بایستند. ارزیابی‌ها شامل اندازه‌گیری شاخص عدم تقارن، ریشه دوم میانگین (RMS) نوسان مرکز فشار و RMS سرعت نوسان مرکز فشار در صفحات فرونتال و ساژیتال بود. در مرحله بعد در حالی‌که یک کفی ۱۰ میلی‌متری زیر پای غیردرگیر بیمار قرار داده شده بود، ارزیابی‌های اولیه تکرار شد. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون آماری تحلیل واریانس برای اندازه‌گیریهای مکرر استفاده شد.

یافته‌ها: تأثیر خالص کفی بر شاخص عدم تقارن معنی‌دار بود ($P<۰/۰۰۰۱$). کفی و حالت بینایی تعاملی با یکدیگر نداشته و تأثیر خالص کفی بر شاخصه‌های ثبات پاسچر معنی‌دار نبود (مقدار احتمال برای RMS نوسان مرکز فشار در صفحات فرونتال و ساژیتال به ترتیب $P=۰/۱۸۶$ و $P=۰/۲۴۵$ و برای RMS سرعت نوسان مرکز فشار در صفحات فرونتال و ساژیتال به ترتیب $P=۰/۲۵۹$ و $P=۰/۳۴۲$ بدست آمد).

نتیجه‌گیری: قراردادن کفی با مایل نمودن مرکز گرانش به سمت خط وسط بدن، باعث بهبود تقارن می‌شود. با توجه به این که بهبود تقارن باعث کاهش بی‌ثباتی پاسچرال نگردید، تحمل وزن نامتقارن نمی‌تواند عامل اصلی بی ثباتی پاسچرال باشد. لذا درصورت تأیید این مطلب در مطالعات دیگر و بدون محدودیت‌های این تحقیق، بهبود تقارن نباید هدف اصلی برنامه‌های توانبخشی باشد که به دنبال بهبود تعادل ایستاده هستند.

کلید واژه‌ها: همی‌پارزی / تحمل وزن نامتقارن / بی ثباتی پاسچرال

۱- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد
۲- دکترای فیزیوتراپی، استاد دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران
۳- دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
۴- متخصص مغز و اعصاب بیمارستان حضرت رسول(ص)، دانشیار دانشگاه علوم پزشکی ایران
۵- کارشناس ارشد بیومکانیک، عضو هیئت علمی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران
۶- دستیار مغز و اعصاب بیمارستان حضرت رسول (ص)

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۱/۲۱
تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۴/۱۶

*آدرس نویسنده مسئول:
مشهد، میدان فلسطین، ابتدای خ فلسطین، دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد، گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۰۵۱۱-۷۶۱۰۱۱۱
*E-mail:Drhahoseini@gmail.com

مقدمه

در ایالات متحده آمریکا به طور متوسط سالانه بیش از ۵۵۰ هزار مورد سکته مغزی رخ می‌دهد که ۱۵۰ هزار مورد آن منجر به مرگ شده و ۳۰۰ هزار بازمانده با ناتوانی عمده به جامعه تحمیل می‌شود، به طوری که اکنون سکته مغزی به عنوان اصلی‌ترین عامل ایجاد ناتوانی در افراد مسن و از عوامل عمده دخیل در ایجاد ناتوانی در افراد جوانتر محسوب می‌شود(۳-۱).

بیشتر بیماران سکته مغزی، ترکیبی از نقص در سیستمهای حسی، حرکتی، شناختی و عاطفی دارند که منجر به محدود شدن توان آنها در انجام فعالیت‌های روزمره می‌شود. اما در بین تمام عوارض حسی - حرکتی سکته مغزی، نقص در کنترل پاسچر بیشترین تداخل را در دستیابی به استقلال در راه رفتن و انجام فعالیت‌های روزمره ایجاد می‌کند(۶-۴). نقص در کنترل پاسچر به دنبال سکته مغزی به عنوان مهمترین عامل زمین‌خوردن در افراد مسن شناخته شده است(۶). پایلکس و همکاران، تایسون و همکاران و ویرایر و همکاران بی ثباتی پاسچرال ناشی از سکته مغزی را عامل اصلی زمین‌خوردن ذکر کرده‌اند(۹-۷). بنابراین درک مکانیسم‌های کنترل پاسچر در این بیماران جهت کمک به کاهش پدیده زمین‌خوردن حائز اهمیت می‌باشد.

عدم تعادل پاسچرال به دنبال سکته مغزی در هر دو بعد استاتیک و دینامیک وجود دارد. در بعد استاتیک، این بیماران در توزیع وزن روی دو اندام و توزیع فشار بر روی پا و در بعد دینامیک در ایجاد واکنشهای تعادلی و انتقال وزن بین دو اندام اختلال دارند(۱۰).

بیماران مبتلا به همی‌پارزی متعاقب سکته مغزی، به‌طور معمول بیشتر وزن بدنشان را بر روی اندام تحتانی سمت غیردرگیر تحمل می‌کنند که این امر حالتی نامتقارن در هنگام ایستادن و تحمل وزن برای آنها ایجاد می‌کند. عدم تقارن در ایستادن و تحمل وزن ممکن است نتیجه "عدم استفاده آموخته شده[1]" از سمت درگیر باشد. در کنار این مسئله نقص در حس عمقی، مشکلات بینایی- فضایی[2] و ضعف عضلانی طولانی مدت فاکتورهای دیگری هستند که مکانیسم "عدم استفاده آموخته شده" را تحریک می‌کنند. در ابتدا بلافاصله بعد از سکته مغزی، بیمار به خاطر ضعف قابل ملاحظه قادر به تحمل وزن روی اندام درگیر نمی‌باشد. به تدریج علیرغم بهبود عملکرد حرکتی اندام درگیر، "عدم استفاده آموخته شده" از اندام درگیر بیشتر شده و عدم تقارن در تحمل وزن ادامه می‌یابد(۱۳-۱۱).

عدم تقارن در ایستادن به‌صورتی که اکثر تحمل وزن بر روی سمت غیردرگیر انجام شود، نیاز به برداشتن وزن از روی اندام درگیر قبل از فاز نوسانی[3] را کاهش داده و به جلو راندن اندام تحتانی درگیر را تسهیل می‌کند. در عین حال به‌دست آوردن این مزیت به بهای افزایش خطر به زمین‌خوردن تمام می‌شود. عدم تقارن در پاسچرهای ایستاده استاتیک و حرکات عملکردی بیماران سکته مغزی با اختلال در تعادل همراه است و ممکن است در ایجاد اختلال درراه رفتن نیز مشارکت نماید(۱۴). نشان داده شده که عدم تقارن در تحمل وزن با عملکرد حرکتی و طول دوره بستری همبستگی دارد(۱۵). علاوه بر این تصور می‌شود عدم تقارن در تحمل وزن به هنگام انجام عمل نشستن - به- ایستادن در افزایش خطر به زمین‌خوردن بیماران مشارکت می‌نماید(۴). در افراد سالم با افزایش عدم تقارن سرعت نوسان پاسچرال به ویژه در صفحه فرونتال افزایش می‌یابد(۱۶). در بیماران همی‌پارزی مشاهده شده که افزایش انحراف پاسچرال در صفحه فرونتال با افزایش عدم تقارن همبستگی دارد(۱۷). از آنجا که وجود همبستگی لزوماً به معنای وجود رابطه علت ومعلولی نمی‌باشد، برای روشنتر شدن رابطه بین عدم تقارن و انحراف پاسچرال باید مطالعاتی طراحی شوند که در آنها با بهبود تقارن از طریق مداخلات درمانی به بررسی میزان تأثیر پذیری انحراف پاسچرال پرداخته شود.

برای کمک به بیماران همی‌پارزی جهت غلبه بر "عدم استفاده آموخته شده" از اندام درگیر، تکنیکهای مختلفی ارائه شده‌اند. یکی ازاین تکنیکها که بسیار مؤثر واقع شده است "حرکت درمانی از طریق ایجاد محدودیت[4]" نام دارد. این تکنیک شامل محدودکردن استفاده از اندام فوقانی غیردرگیر به‌وسیله قرار دادن آن در اسلینگ به‌مدت دو هفته می‌باشد. نشان داده شده که با استفاده از این تکنیک به‌کارگیری اندام فوقانی درگیر بیشتر می‌شود(۱۸). این تکنیک با وادار کردن بیماران به استفاده از اندام فوقانی، به آنها کمک می‌کند بر "عدم استفاده آموخته شده" غلبه کنند. گر چه این تکنیک نوین می‌تواند در توانبخشی اندام فوقانی مؤثر باشد، امکان استفاده از آن در توانبخشی راه رفتن وجود ندارد، چرا که محدود کردن اندام تحتانی غیردرگیر امکان راه‌رفتن را سلب می‌کند، اما مفهوم "استفاده اجباری[5]" از سمت درگیر می‌تواند در مورد اندام‌های تحتانی نیز اعمال شود(۱۱). بدین‌منظور با قراردادن کفی یا گوه در زیر پای غیر درگیر میزان تحمل وزن در آن سمت را کاهش داده، سمت درگیر را وادار به تحمل وزن بیشتر می‌کنند. چادوری و همکاران با اضافه کردن یک کفی ۱۰ میلی متری زیر اندام غیردرگیر بیمار افزایش تحمل وزن در سمت درگیر را

1 - Learned disuse
2 - Visuospatial
3 - Swing
4 - Constraint Induced Movement Therapy (CIMT)
5 - Compelled weight bearing

مشاهده کردند(۱۹). رودریگوئز و همکاران نیز نشان دادند کفی با ضخامت ۹ میلی متر و گوه با شیب ۵ درجه بیشترین تقارن را در تحمل وزن ایجاد می‌کنند(۱۱).

مطالعات گذشته، اثر فوق العاده کفی و گوه در کاهش عدم تقارن را خاطر نشان کرده‌اند اما به بررسی تأثیر بهبود تقارن بر ثبات پاسچر نپرداخته‌اند. لذا در مطالعه حاضر با استفاده از کفی وضعیت متقارن تحمل وزن را در بیماران همی‌پارزی متعاقب سکته‌مغزی ایجاد کرده و با به‌کارگیری صفحات نیرو[۲] به بررسی تأثیر بهبود تقارن در تحمل وزن بر ثبات پاسچر پرداخته شد.

روش بررسی

در این مطالعه شبه تجربی که از نوع قبل و بعد می‌باشد، ۲۷ بیمار همی‌پارزی به روش در دسترس و ساده از بین بیماران همی‌پارزی مرد و زن مراجعه کننده به درمانگاه اعصاب بیمارستان حضرت رسول انتخاب شدند. شرایط ورود به مطالعه شامل موارد زیر بود:

۱ـ در نتیجه سکته مغزی دارای همی‌پارزی یک‌طرفه باشد. ۲ـ اولین سکته مغزی را تجربه کرده باشد. ۳ـ بتواند فرمانهای دو مرحله‌ای را اجراکند. ۴ـ قادر باشد حداقل ۳۰ ثانیه به‌طور مستقل و بدون وسایل کمکی بایستد. ۵ـ به‌صورت واضح عدم تقارن در تحمل وزن را نشان دهد. ۶ـ اسپاستی سیتی کمتراز ۲ بر طبق معیار اشورث تصحیح شده[۲] داشته باشد. وجود فراموشی نیمه بدن[۳]، همی‌پارزی دو طرفه، علائم حیاتی بی ثبات، اختلالات دهلیزی، شناختی و بینایی، اعتیاد به الکل و مواد مخدر و کلاً وجود هرگونه بیماری نورولوژیک یا ارتوپدیک علاوه برسکته مغزی (مانند نوروپاتی محیطی، پیچ خوردگی مچ پا، ...) منجر به حذف بیماران از مطالعه می‌شد. بیماران با آگاهی کامل از شرایط تحقیق در این طرح شرکت نموده و فرمهای رضایت‌نامه را امضا کردند. بعد از انتخاب نهایی نمونه‌ها، بیماران به‌منظور ارزیابی تعادل عملکردی با استفاده از مقیاس تعادلی برگ[۴] مورد ارزیابی قرار گرفتند. دامنه امتیاز آنها بر این اساس بین ۵۵- ۴۰ بود.

برای بررسی میزان انحراف پاسچر بیماران از دو صفحه نیرواستفاده شد (Bertec -MBM 4060 ,USA). قرارگیری بیماران روی صفحات نیرو به‌صورتی بود که هر پا روی یکی از صفحات قرار می‌گرفت. فاصله پاها از یکدیگر براساس راحتی خود بیمار انتخاب می‌شد، لکن محل قرار گیری هر یک از پاها برصفحات نیرو در اولین تکرار علامت زده شده و از بیمار خواسته می‌شد در تکرارهای بعدی روی محل‌های علامت زده شده قرارگیرد. جهت حفظ سلامتی بیماران و جلوگیری از زمین‌خوردن آنها در صورت به هم خوردن تعادل، بیماران به‌وسیله کمربند محافظتی که توسط یک نوار محکم به یک گیره روی سقف بالای سر بیمار متصل شده بود، محافظت می‌شدند.میزان سفتی کمربند و نوار رابط طوری تنظیم می‌شد که به ثبات فرد کمک نکند.ارزیابی انحراف پاسچرال بیماران در دو مرحله انجام می‌شد. در مرحله اول بیمار در دوحالت با چشمان باز و بسته روی صفحات نیرو قرار می‌گرفت. برای هر حالت سه تکرار در نظر گرفته شده و ترتیب حالات و تکرار آنها به‌صورت تصادفی انتخاب می‌شد. مدت زمان آزمون برای هر حالت ۲۰ ثانیه و فرکانس آن ۲۰۰ هرتز انتخاب شده بود. از بیمار خواسته می‌شد در طول این مدت دستانش را در کنار بدنش قرار دهد، تا حد امکان آرام بایستد و به رو برو نگاه کند.برای ارزیابی در حالت چشمان بسته از یک چشم بند استفاده می‌شد. بین هر کدام از حالات ارزیابی و تکرار آنها حداقل دو دقیقه به بیماران استراحت داده می‌شد تا تأثیر خستگی به حداقل رسانده شود. در مرحله دوم ارزیابی، ابتدا یک کفی (از نوع نیمه سخت که تمام طول پا را در بر می‌گرفت) به ضخامت ۱۰ میلی متر زیر پای غیردرگیر بیمار در درون کفش وی قرار می‌گرفت. سپس تمام تستهایی که در مرحله اول انجام شده بودند مجدداً به‌صورت تصادفی تکرار می‌شد.

داده‌های صفحات نیرو پس از استخراج در محیط نرم‌افزار MATLAB فیلتر می‌شدند (Second - order - 10 Hz low pass Butterworth). پنج ثانیه اول و آخر داده‌ها حذف و سپس مقادیر RMS[۵] نوسان مرکز فشار و RMS سرعت نوسان مرکز فشار در هر دو صفحه فرونتال و ساژیتال در محیط نرم‌افزار اکسل محاسبه گردیدند.برای ارزیابی میزان عدم تقارن در تحمل وزن از فرمول زیر استفاده گردید:

Asymmetry Index (A.I) = [(Fzparetic - Fznonparetic) /0.5 (Fzparetic + Fznonparetic)]*100

در فرمول بالا Fz نمایانگر نیروهای عمودی زمین می‌باشند. بر این اساس مقادیر AI پایین‌تر (منفی تر) نشان دهنده تحمل وزن بیشتر بر روی اندام غیردرگیر می‌باشد، درحالی‌که عدد صفر نشان دهنده تقارن کامل است.

جهت تحلیل آماری داده‌ها، با توجه به توزیع نرمال متغیرها، از آزمون آماری تحلیل واریانس برای اندازه‌گیریهای مکرر و نرم‌افزار آماری اس.پی.اس.اس. ویرایش ۱۱/۵ استفاده شد. تکرارپذیری متغیرهای وابسته توسط یک آزمونگر برای دو بار آزمایش با فاصله زمانی یک

1 - Force plate
2 - Modified Ashworth Scale
3 - Hemispatial neglect
4 - Berg Balance Scale
5 - Root Mean Square

هفته، در یک نمونه ۱۰ نفری از افراد مبتلا به سکته مغزی توسط ضریب همبستگی ICC[1] بررسی گردید. براین‌اساس مقدار ICC برای متغیرهای شاخص تقارن، RMS نوسان مرکز فشار در صفحات فرونتال و ساژیتال و RMS سرعت نوسان مرکز فشار در صفحات فرونتال و ساژیتال بترتیب ۰/۶۸۶، ۰/۹۰۳، ۰/۷۶۸، ۰/۹ و ۰/۸۸ بودند (مقدار P کوچکتر از ۰/۰۵ بود).

یافته‌ها

از ۲۷ بیمار شرکت‌کننده در تحقیق، ۲۰ نفر مرد و بقیه زن بودند. ۱۶ نفر از آنها دارای ضایعه سمت چپ و ۱۱ نفر دارای ضایعه سمت راست بودند. ضایعه ۲۰ نفر از نوع ایسکمیک و ۷ نفر بقیه از نوع هموراژیک بود. دامنه سنی آنها بین ۸۲-۲۶ سال و میانگین آن ۷/۳۵±۴۹ بوده و به طور متوسط ۶۷ هفته از زمان سکته آنها می‌گذشت.

جدول (۱) نتایج آزمون تحلیل واریانس برای اندازه‌گیریهای مکرر در زمینه تفاوت شاخص تقارن در حالات بینایی و وجود کفی به‌طور خالص و در اثر متقابل با یکدیگر را نشان می‌دهد. همان طور که مشاهده می‌شود تأثیر متقابل بینایی و کفی بر شاخص عدم تقارن معنی‌دار نبود، حال آنکه تأثیر خالص کفی بر شاخص تقارن معنی‌دار بود. همچنین مطابق نتایج این جدول تأثیر متقابل کفی و باز و بسته بودن چشم بر شاخصه‌های ثبات پاسچر و نیز تأثیر خالص بهبود تقارن ناشی از کاربرد کفی بر شاخصه‌های ثبات پاسچر در صفحات فرونتال و ساژیتال معنی‌دار نمی‌باشد.

جدول۱- نتایج تحلیل واریانس برای اندازه‌گیریهای مکرر در زمینه شاخص تقارن، RMS جابجایی مرکز فشار و RMS سرعت جابجایی مرکز فشار در صفحات فرونتال و ساژیتال در حالات بینایی، وجود کفی و اثر متقابل بینایی - کفی

متغیر وابسته	متغیر مستقل	مقدار احتمال
شاخص تقارن	بینایی	۰/۹۳۲
	کفی	۰/۰۰۰۱
	بینایی- کفی	۰/۶۷
RMS جابجایی مرکز فشار در صفحه فرونتال	بینایی	۰/۲۶۶
	کفی	۰/۱۸۶
	بینایی- کفی	۰/۵۰
RMS جابجایی مرکز فشار در صفحه ساژیتال	بینایی	۰/۲۴۵
	کفی	۰/۰۷۲
	بینایی- کفی	۰/۷۵۹
RMS سرعت جابجایی مرکز فشار در صفحه فرونتال	بینایی	۰/۲۵۹
	کفی	۰/۱۱۹
	بینایی- کفی	۰/۷۳۶
RMS سرعت جابجایی مرکز فشار در صفحه ساژیتال	بینایی	۰/۶۸
	کفی	۰/۳۴۲
	بینایی- کفی	۰/۵۰۸

بحث

بیماران همی‌پارزی معمولاً بیشتر وزن بدنشان را بر روی اندام تحتانی سمت غیردرگیر تحمل می‌کنند. کاملاً محتمل است که این‌چنین تحمل وزن نامتقارن در وضعیت ایستاده، با مایل نمودن مرکز گرانش به یک سمت و ایجاد بی‌ثباتی، خطر به‌زمین‌خوردن فرد را افزایش دهد. در مطالعه‌ای مشخص شده‌که بین تعداد زمین‌خوردن و انحراف معیار توزیع وزن روی دو اندام همبستگی وجود دارد(۱۵).

مطالعات گذشته نشان داده‌که اگر از بیماران همی‌پارزی خواسته شود، می‌توانند حتی بیشتر از ۵۰ درصد وزن خود را روی اندام تحتانی درگیر تحمل کنند و نیز در طی حرکت نشستن ـ به ـ ایستادن اگر از افراد خواسته شود، می‌توانند بیشتر از حد طبیعی نیز بر روی اندام درگیر تحمل وزن کنند(۲۰). تکنیکهای مختلفی جهت بازآموزی ایستادن متقارن وجود دارد. مایل کردن[2] وزن بدن به سمت درگیر می‌تواند به‌صورت ارادی توسط خود بیمار، در پاسخ به دستور فیزیوتراپیست یا به کمک وسایل مکانیکی انجام شود. اگر چه بیمار می‌تواند به‌صورت ارادی باعث افزایش میزان تحمل وزن روی سمت

1 - Intraclass Correlation Coefficient
2- Shift

درگیر شود، ولی تأثیر این روش مورد ابهام است(۲۱). در تکنیک بوبات[1] از تسهیل تحمل وزن روی اندام درگیر استفاده می‌شود. در این تکنیک در طول فاز ایستایی[2] اندام درگیر، فیزیوتراپیست لگن سمت درگیر را به سمت پایین و جلو فشار می‌دهد که این امر باعث بهبود تقارن وزن می‌شود.

در این مطالعه مشخص شد که با افزودن یک کفی ۱۰میلی متری به سمت غیردرگیر می‌توان میزان تقارن را بهبود بخشید. براساس نتایج به دست آمده تأثیر خالص کفی بر شاخص عدم تقارن معنی‌دار است. با افزوده شدن کفی به سمت غیردرگیر مرکز گرانش بیشتر به خط وسط بدن نزدیک شده و منجر به بهبود تقارن می‌شود. یافته‌های مطالعه حاضر با یافته‌های آروئین و همکاران، چادوری و همکاران و رودریگز و همکاران مطابقت دارد(۱۹، ۱۱، ۱).

در مورد این که آیا بهبود تقارن در تحمل وزن می‌تواند منجر به کاهش انحراف پاسچرال در بیماران سکته مغزی شود. نتایج این مطالعه نشان داد که بهبود تقارن در تحمل وزن که به دلیل قرار دادن کفی در زیر پای غیردرگیر ایجاد شده بود، نمی‌تواند باعث کاهش انحراف پاسچرال شود. ماری‌گلد و همکاران نشان دادند که افزایش عدم تقارن در تحمل وزن، با افزایش انحراف پاسچرال در صفحه فرونتال همبستگی دارد. آنها این گونه استدلال کردند که احتمالاً افزایش عدم تقارن در تحمل وزن، در مواردی که اختلالات وابسته به سکته مغزی (مانند اختلال در حس عمقی و ضعف عضلانی) شدید هستند دیده می‌شود و مقادیر بالای انحراف پاسچرال این افراد نیز در نتیجه همین اختلالات است(۱۷). با توجه به نتایج مطالعه حاضر نیز، از آنجا که بهبود تقارن باعث کاهش انحراف پاسچرال نگردید، به نظر می‌رسد که انحراف پاسچرال و عدم تقارن در تحمل وزن با وجود همبستگی تأثیری بر یکدیگر ندارند و هر دو معلول اختلالات وابسته به سکته مغزی هستند.

در مواردی چون سکته مغزی، که بی ثباتی پاسچرال و تحمل وزن نامتقارن همزمان باهم وجود دارند، تعیین این که چه مقدار از بی‌ثباتی وابسته به تغییر قیود بیومکانیکی[3] (در نتیجه تحمل وزن نامتقارن) است و چه مقدار در نتیجه آسیب مغزی، بسیار مشکل است. آنکر و همکاران برای تعیین سهم تحمل وزن نامتقارن در بی‌ثباتی پاسچرال مطالعه‌ای را طراحی کردند که در آن به بررسی تأثیر تحمل وزن نامتقارن بر ثبات پاسچرال افراد سالم پرداختند. در این مطالعه آنها نشان دادند با افزایش عدم تقارن، سرعت انحراف پاسچرال به ویژه در صفحه فرونتال افزایش می‌یابد. آنها این گونه استدلال کردند که تأثیر تحمل وزن نامتقارن بر کنترل پاسچر احتمالاً از طریق تغییر قیود بیومکانیکی وضعیت ایستاده قائم می‌باشد. در عین حال پیشنهاد کردند که توزیع نامتقارن وزن با کاهش تأثیرمکانیسم گذاشتن وزن / برداشتن وزن[4] در مفصل هیپ و افزایش گشتاورهای جبرانی در مفصل مچ باعث افزایش بی‌ثباتی پاسچرال می‌شود(۱۶).

در مطالعه‌ای دیگر جنتون و همکاران برای افتراق بین بی‌ثباتی پاسچرال ناشی از آسیب مغزی و بی‌ثباتی پاسچرال ناشی ازتغییر قیود بیومکانیکی مطالعه‌ای را طراحی کردند که در آن ۱۰ بیمار سکته مغزی و ۱۰ فرد سالم تطبیق داده شده شرکت داشتند. میزان انحراف پاسچرال بیماران در وضعیت ایستاده دلخواه و افراد سالم در حالتی که عدم تقارن در تحمل وزن را به خود می‌گرفتند ثبت شد. نتایج نشان داد که میزان بی ثباتی پاسچرال افراد بیمار به مراتب بیشتر از افراد سالم بود. آنها همچنین نشان دادند تحمل وزن نامتقارن و بی‌ثباتی پاسچرال عمدتاً وابسته به غفلت فضایی هستند. بر این اساس پیشنهاد کردند که تحمل وزن نامتقارن نمی‌تواند عامل اصلی بی‌ثباتی پاسچرال در افراد سکته مغزی باشد، بلکه خود نتیجه اختلال در کنترل ثبات پاسچر اندامها است(۲۲).

نتیجه‌گیری

از آنجا که مطالعه حاضر نشان داد که بهبود تقارن با استفاده از کفی نمی‌تواند باعث کاهش انحراف پاسچرال در بیماران سکته مغزی شود، بهبود عدم تقارن نمی‌تواند هدف اصلی برنامه‌های توانبخشی باشد که به دنبال بهبود تعادل ایستاده هستند. ولی ازآنجا که در این مطالعه تقارن به صورت لحظه‌ای بهبود داده شد، پیشنهاد می‌شود جهت روشن‌تر شدن بهتر رابطه عدم تقارن در تحمل وزن و انحراف پاسچرال در بیماران سکته مغزی، در آینده مطالعاتی طراحی شوند که از طریق مداخلات درمانی طولانی‌مدت، بهبود تقارن ایجادکرده و در این شرایط به بررسی رابطه بین عدم تقارن و انحراف پاسچرال بپردازند.

تشکر و قدردانی

لازم است مراتب تقدیر و تشکر خود را از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی ایران به جهت تأمین هزینه این طرح و نیز مرکز تحقیقات توانبخشی، بخش نورولوژی بیمارستان حضرت رسول (ص) و دپارتمانهای کاردرمانی و ارتوپدی فنی دانشکده توانبخشی به دلیل همکاری در انجام این پروژه بیان داریم.

1- Bobath
2-Stance
3- Biomechanical Constraints
4-Loading/unloading

منابع:

1- Aruin AS, Hanke T, Chaudhuri G, Harvey R, Rao N. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal - directed balance exercise. J Rehabil Res Dev 2000; 37(1): 65-72

2- Gillen G, Burkhardt A. Stroke Rehabilitation. First ed. Mosby; 1998.

3- Herman B, Leyten AC, Van Luijk JH, Frenken CW, Op de Coul AA, Schulte BP. Epidemiology of stroke in Tilburg, the Netherlands. The population-based stroke incidence register: 2. Incidence, initial clinical picture and medical care, and three-week case fatality. Stroke 1982; 13(5): 34-629.

4- Bohannon RW, Leary KM. Standing balance and function over the course of acute rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil 1995; 76(11): 994-6.

5- Sandin KJ, Smith BS. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. Stroke 1990; 21(1): 82-6.

6- Harris JE, Eng JJ, Marigold DS, Tokuno CD, Louis CL. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. Phys Ther 2005; 85(2): 150-8.

7- Paillex R, So A. Changes in the standing posture of stroke patients during rehabilitation. Gait Posture 2005; 21(4): 403-9.

8- Vearrier LA, Langan J, Shumway-Cook A, Woollacott M. An intensive massed practice approach to retraining balance post-stroke. Gait Posture 2005; 22(2): 154-63.

9- Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley A, Tallis RC. Balance disability after stroke. Phys Ther 2006; 86(1): 30-8.

10- De Haart M, Geurts AC, Dault MC, Nienhuis B, Duysens J. Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: a rehabilitation cohort study. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(4): 755-62.

11- Rodriguez GM, Aruin AS. The effect of shoe wedges and lifts on symmetry of stance and weight bearing in hemiparetic individuals. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83(4): 478-82.

12- Pollock A, Baer G, Pomeroy V, Langhorne P. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke. Cochrane Database Syst Rev 2003(2): CD001920.

13- Nardone A, Galante M, Lucas B, Schieppati M. Stance control is not affected by paresis and reflex hyperexcitability: the case of spastic patients. J Neurol Neurosurg Psychiatry 2001; 70(5): 635-43.

14- Wall JC, Turnbull GI. Gait asymmetries in residual hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil 1986; 67(8): 550-3.

15- Sackley CM. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. Int Disabil Stud 1991; 13(1): 1-4.

16- Anker LC, Weerdesteyn V, Van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts A C. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. Gait Posture 2008; 27(3): 471-7.

17- Marigold DS, Eng JJ. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. Gait Posture 2006; 23(2): 249-55.

18- Ostendorf CG, Wolf SL. Effect of forced use of the upper extremity of a hemiplegic patient on changes in function. A single-case design. Phys Ther 1981; 61(7): 1022-8.

19- Chaudhuri S, Aruin AS. The effect of shoe lifts on static and dynamic postural control in individuals with hemiparesis. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81(11): 1498-503.

20- Engardt M, Oisson E. Body weight bearing while rising and sitting down in patientswith stroke. Scand J Rehabil med 1992; 24: 67-74.

21- Winstein C, Cardner E, McNeil D, Barto P, Nicholson D. Standing balance training:effect of balance and locomotion in hemiparetic adults. Arch Phys Med Rehabil 1989; 70: 755-62.

22- Genthon N, Rougier P, Gissot AS, Froger J, Pelissier J, Perennou D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. Stroke 2008; 39(1):91