بررسی تأثیر تقارن در تحمل وزن با استفاده از کفی بر پاسخ‌های پوسچرال عضلات اندام‌های تحتانی در بیماران مبتلا به همی‌پارزی

حسین اصغر حسینی[۱]، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[۲]، مهیار صلواتی[۳]، غلامعلی شهیدی[۴]، محمد علی سنجری[۵]، مانیا شیخ*

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: یکی از مشخصات بارز اختلال در کنترل پوسچر در بیماران همی‌پارزی متعاقب سکته مغزی، عدم تقارن در تحمل وزن بر اندام‌های تحتانی می‌باشد. نظر به اهمیت تأثیر فشار وارد شده بر اندام‌ها بر تصحیح رفلکس‌های پوسچرال، در این مطالعه تأثیر کفی بر تقارن تحمل وزن و نیز تأثیر افزایش بار بر اندام مبتلا بر پاسخ پوسچرال عضلات اندام‌های تحتانی در برابر یک اغتشاش داخلی مورد بررسی قرار گرفت.

مواد و روش‌ها: ۲۷ بیمار همی‌پارزی متعاقب سکته مغزی که همگی قادر بودند حداقل یک دقیقه بدون استفاده از وسایل کمکی بایستند در این بررسی شرکت نمودند. ارزیابی‌ها شامل اندازه‌گیری شاخص تقارن و نیز زمان تأخیر و شدت پاسخ عضلات پوسچرال اندام‌های تحتانی بود که قبل و پس از قرار دادن یک کفی به ضخامت ۱۰ میلی‌متر زیر اندام تحتانی سالم بیماران ثبت و مورد مقایسه قرار گرفت. جهت اندازه‌گیری شاخص تقارن از بیمار خواسته شد به مدت ۲۰ ثانیه روی صفحه نیرو بایستد. جهت بررسی پاسخ‌های پوسچرال از ثبت الکترومایوگرافی برای عضلات گاستروکنموس داخلی، سولئوس و همسترینگ خارجی اندام‌های تحتانی سالم و مبتلا استفاده شد. از حرکت فلکسیون اندام فوقانی سالم به عنوان یک اغتشاش درونی و به منظور تحریک پاسخ عضلات پوسچرال استفاده شد.

یافته‌ها: تأثیر کفی بر بهبود شاخص تقارن معنی‌دار بود (P = ۰/۰۰۱)، اما افزایش بار بر اندام مبتلا، تأثیری بر زمان تأخیر و شدت پاسخ‌های پوسچرال عضلات اندام‌های تحتانی سالم و مبتلا نداشت.

نتیجه‌گیری: قرار دادن کفی با نزدیک کردن مرکز گرانش به خط وسط بدن باعث بهبود تقارن تحمل وزن می‌شود. نتایج تحقیق حاضر حاکی از آن است که کاهش بار بر اندام تحتانی مبتلا متعاقب سکته مغزی نمی‌تواند به طور کامل توجیه کننده وجود پاسخ‌های پوسچرال با شدت کم و زمان تأخیر بالا باشد.

کلید واژه‌ها: پاسخ‌های پوسچرال، تحمل وزن نامتقارن، سکته مغزی

ارجاع: حسینی حسین اصغر، ابراهیمی تکامجانی اسماعیل، صلواتی مهیار، شهیدی غلامعلی، سنجری محمد علی، شیخ مانیا. **بررسی تأثیر تقارن در تحمل وزن با استفاده از کفی بر پاسخ‌های پوسچرال عضلات اندام‌های تحتانی در بیماران مبتلا به همی‌پارزی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۳): ۳۸۶-۳۷۷.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۲/۱۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۵/۵

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه دکتری تخصصی فیزیوتراپی می‌باشد و هزینه‌های آن از طریق معاونت تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی ایران تأمین شده است.

* استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران (نویسنده مسؤول)

Email: sheikhm@mums.ac.ir

۱- استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران

۲- استاد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۳- استاد، گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران

۴- استاد، گروه مغز و اعصاب، بیمارستان حضرت رسول اکرم (ص)، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

۵- استادیار، گروه علوم پایه توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران

مقدمه

سکته مغزی به عنوان دومین عامل مرگ و میر در دنیا شناخته شده است و اصلی‌ترین عامل ایجاد ناتوانی در افراد مسن می‌باشد که شیوع سکته مغزی ایسکمیک (Ischemic) در آن‌ها نسبت به افراد جوان بیشتر است (۱). بیشتر بیماران سکته مغزی ترکیبی از نقص در سیستم‌های حسی، حرکتی و شناختی دارند که باعث محدود شدن توان آن‌ها در انجام فعالیت‌های روزمره می‌شود (۲). در بین تمام عوارض حسی-حرکتی سکته مغزی، نقص در کنترل پوسچر و نیز پاسخ‌های پوسچرال غیر طبیعی بیشترین تداخل را در دستیابی به استقلال در انجام فعالیت‌های روزمره ایجاد می‌کنند (۴، ۳). وجود پاسخ‌های پوسچرال غیر طبیعی به عنوان یکی از مهم‌ترین علل پدیده زمین خوردن در این بیماران شناخته شده است (۵). زمین خوردن‌های مکرر در این بیماران با افزایش خطر شکستگی‌های استخوانی باعث بروز ناتوانایی‌های گسترده شده و اختلال جدی در روند توان‌بخشی این بیماران ایجاد می‌کند (۶). اختلال واکنش‌های پوسچرال ناشی از سکته مغزی، سرعت بهبود راه رفتن و استقلال عملکردی را کاهش می‌دهد و با تغییرات عملکردی رابطه دارد (۵). از این رو انجام مطالعات گسترده‌تر جهت ارایه راهکارهای درمانی مؤثرتر در بهبود نقایص واکنش‌های پوسچرال در این بیماران ضروری به نظر می‌رسد.

واکنش‌های پوسچرال پاسخ‌هایی هستند که به واسطه رفلکس‌های عضلات پوسچرال در برابر اغتشاشاتی که به بدن وارد می‌شوند ایجاد شده و با تکیه بر توانایی سیستم عصبی مرکزی در تفسیر اطلاعات آوران سعی در حفظ مرکز جرم بدن در محدوده تکیه‌گاه دارند. آوران‌های عمقی عضلات اکستانسور ساق به همراه آوران‌های اکستروسپتیو (Exteroceptive) گیرنده‌های مکانیکی پا اطلاعاتی هستند که برای تصحیح وضعیت ایستاده یا پاسخ‌های پوسچرال توسط سیستم عصبی مرکزی مورد استفاده قرار می‌گیرند (۸، ۷). نوع این اطلاعات در خصوص فشار تحمل شده توسط اندام‌های تحتانی می‌باشد که گزارش دهنده موقعیت مرکز جرم بدن است. Dietz و همکاران (۹) و Duysens و همکاران (۱۰) در دو مطالعه جداگانه با قرار دادن افراد در وضعیت ایستاده در داخل آب به بررسی پاسخ‌های پوسچرال آن‌ها در برابر جابجایی سطح اتکا پرداختند. آن‌ها نشان دادند که با کاهش وزن بدن، شدت رفلکس‌های پوسچرال کاهش می‌یابد. همین گروه در مطالعه دیگری نشان دادند که با اعمال فشار بیشتر به یکی از اندام‌های تحتانی در افراد سالم، پاسخ‌های پوسچرال در عضلات اکستانسور افزایش می‌یابد.

مطالعاتی که به بررسی پاسخ‌های پوسچرال در برابر اغتشاشات بیرونی و درونی در بیماران سکته مغزی پرداخته‌اند از وجود پاسخ‌ها با شدت کم و زمان تأخیر بالا در سمت مبتلا حکایت می‌کنند (۱۱). از آن‌جایی که بیماران سکته مغزی تمایل دارند بیشتر وزن بدن را روی اندام سالم تحمل کنند، می‌توان گفت که شاید یکی از دلایل تغییر در واکنش‌های تعادلی، عدم تقارن در تحمل وزن (کاهش فشار روی اندام مبتلا) باشد (۱۳، ۱۲، ۷)، اما این سؤال پیش می‌آید که آیا تصحیح پاسخ‌های پوسچرال بر اساس میزان بار متعاقب سکته مغزی نیز وجود دارد؟ Marigold و همکاران با بررسی پاسخ‌های پوسچرال عضلات اکستانسور مچ پا در مواجهه با اغتشاشات سطح اتکا که به صورت ناگهانی به سمت جلو و عقب وارد می‌شدند، دریافتند که بیماران سکته مغزی نیز مانند افراد سالم توانایی تصحیح پاسخ‌های پوسچرال را بر اساس میزان فشار دارند (۱۴).

در توان‌بخشی بیماران سکته مغزی روش‌های گوناگونی جهت وزن‌اندازی روی اندام تحتانی مبتلا و بهبود تقارن در تحمل وزن وجود دارد (۱۵). Aruin و همکاران (۱۶) و Rodriguez و Aruin (۱۷) طی بررسی‌های متعدد نشان دادند که یک روش ساده جهت تحمل وزن اجباری اندام تحتانی مبتلا و تقارن در تحمل وزن در وضعیت ایستاده، قرار دادن یک کفی با ضخامت مناسب یا یک گوه با شیب مناسب زیر اندام سالم یا کفش اندام سالم می‌باشد. قرار دادن کفی یا گوه در سمت سالم با جابجا کردن مرکز گرانش به سمت خط وسط باعث افزایش تحمل وزن روی اندام تحتانی مبتلا و کاهش تحمل وزن روی اندام تحتانی سالم می‌شود.

با توجه به مستندات ذکر شده در بالا و به دلیل اهمیت

بهبود واکنش‌های تعادلی در بیماران سکته مغزی، هدف از پژوهش حاضر این بود که با بهبود تقارن در تحمل وزن روی اندام‌های تحتانی از طریق قرار دادن یک کفی زیر اندام تحتانی سالم و در واقع تحمل وزن اجباری روی اندام تحتانی مبتلا، چگونگی تغییر پاسخ‌های پوسچرال عضلات اندام‌های تحتانی در برابر اغتشاشات خارجی بررسی گردد.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع مداخله‌ای بود که در آن ۲۷ بیمار مبتلا به سکته مغزی (۲۰ نفر مرد و ۷ نفر زن) شرکت نمودند. روش نمونه‌گیری از نوع آسان یا در دسترس بود. این افراد شامل بیماران مراجعه کننده به درمانگاه مغز و اعصاب بیمارستان حضرت رسول اکرم (ص) شهر تهران بودند که پس از معاینه توسط متخصص مغز و اعصاب و احراز شرایط ورود به مطالعه به آزمونگر معرفی شدند. افراد مورد مطالعه با امضای رضایت‌نامه برای ورود به مطالعه اعلام رضایت کردند. پس از انجام مطالعه مقدماتی بر روی ۱۰ بیمار با در نظر گرفتن خطاهای نوع اول و دوم، انحراف معیار و میانگین متغیر مورد بررسی قبل و پس از مداخله از طریق فرمول آماری مربوط و بر اساس نوع مطالعه، تعداد نمونه محاسبه شد. لازم به ذکر است که با در نظر گرفتن تعداد نمونه، تأثیر مداخله و نیز خطاهای نوع اول و دوم به ترتیب به میزان ۵ و ۱۰ درصد توان آزمون‌های آماری محاسبه گردید.

معیارهای ورود به مطالعه بر اساس مطالعات مشابه شامل: ۱- همی‌پارزی یک طرفه در نتیجه سکته مغزی، ۲- داشتن اولین تجربه سکته مغزی، ۳- قادر به ایستادن به مدت حداقل یک دقیقه به طور مستقل و بدون استفاده از وسیله کمکی، ۴- عدم تقارن در تحمل وزن و ۵- اسپاستی‌سیتی (Spasticity) ۲ یا کمتر عضلات پلانتار فلکسور بر اساس Modified Ashworth scale و معیارهای خروج از مطالعه شامل: ۱- وجود فراموشی یک طرفه، ۲- همی‌پارزی دو طرفه، ۳- بی‌ثباتی در علایم حیاتی، ۴- اختلالات دهلیزی و شناختی، ۵- اختلالات بینایی و ۶- وجود هر گونه بیماری نورولوژیک یا ارتوپدیک علاوه بر سکته مغزی بود. مشخصات بیماران مورد بررسی در جدول ۱ آمده است. جمع‌آوری اطلاعات از طریق پرسش‌نامه، معاینه بالینی، دستگاه الکترومیوگرافی و صفحه نیرو بود.

جدول ۱. مشخصات بیماران شرکت کننده در بررسی

مشخصات	بیماران همی‌پارزی (تعداد = ۲۷ نفر)	
جنس	مرد	۲۰
	زن	۷
سن (سال)		۵۶/۴۴ ± ۱۲/۴۴
قد (سانتی‌متر)		۱۷۱/۳۷ ± ۹/۱۳
وزن (کیلوگرم)		۶۸/۲۴ ± ۹/۳۳
مدت زمان شروع بیماری (ماه)		۱۲/۴۴ ± ۲/۷۰
سمت مبتلا	راست	۱۴
	چپ	۱۳
نوع سکته	ایسکمیک	۲۱
	هموراژیک	۶
NIHSS*		۴/۲۵ ± ۱/۲۸
آزمون تعادلی Berg (نمره)		۴۵/۴۸ ± ۳/۵۱

* NIHSS: National institutes of health stroke scale

مقادیر جنس، سمت مبتلا و نوع سکته به صورت تعداد ارایه شده است

جهت تعیین تقارن در تحمل وزن قبل و پس از قرار دادن یک کفی ۱۰ میلی‌متری زیر اندام تحتانی مبتلا از دو عدد صفحه نیرو (Bertec-MBM ساخت کشور آمریکا) که به صورت هم‌زمان با هم فعالیت می‌کردند، استفاده شد. بدین ترتیب که از بیمار خواسته می‌شد روی صفحات نیرو به صورتی قرار گیرد که هر پا روی یکی از صفحات باشد و در حالی که سر در حالت مستقیم قرار داشت به یک نقطه تعیین شده ثابت در جلو نگاه کند (۱۸). ثبت به مدت ۲۰ ثانیه در دو حالت ایستاده عادی و سپس ایستاده در حالی که یک کفی به ضخامت ۱۰ میلی‌متر زیر اندام تحتانی سالم قرار داشت، صورت گرفت. فرکانس نمونه‌برداری صفحه نیرو به میزان ۲۰۰ هرتز انتخاب گردید. این آزمون ۳ بار تکرار شد و میانگین نیروی وزن تحمل شده توسط هر کدام از اندام‌های تحتانی سالم و مبتلا محاسبه شد. سپس شاخص تقارن در تحمل وزن بر اساس رابطه زیر به دست آمد.

www.mui.ac.ir

$$\text{Symmetry index (SI)} = [(F_{Z\ \text{Paretic}}) \div (F_{Z\ \text{Paretic}} + F_{Z\ \text{Nonparetic}})] \times ۱۰۰$$

در فرمول بالا F_Z نمایانگر نیروهای عمودی زمین می‌باشد. بر این اساس مقادیر پایین‌تر شاخص تقارن نشان دهنده تحمل وزن بیشتر بر اندام سالم می‌باشد؛ در حالی که عدد ۵۰ نشان دهنده تقارن کامل است (۱۲).

جهت بررسی پاسخ‌های پوسچرال عضلات سولئوس، گاستروکنمیوس داخلی و همسترینگ خارجی اندام‌های تحتانی سالم و مبتلا در برابر اغتشاش داخلی از ثبت الکترومایوگرافی سطحی توسط دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله (Biometrics Data Link ساخت کشور انگلستان) استفاده شد. محل قرارگیری الکترود سطحی فعال روی موتور پوینت عضلات مورد نظر بر اساس منبع معتبر تعیین شد (۱۹). پس از مشخص شدن محل الکترودها و آماده‌سازی پوست ناحیه الکترودهای ثبات فعال در محل و الکترودهای ثبات غیر فعال به فاصله ۲ سانتی‌متر از آن‌ها قرار گرفتند و از طریق بستن ولکرو به طور کامل ثابت شدند. الکترود گراند نیز روی سر فیبولا (نازک‌نی) قرار داشت. کل دستگاه الکترومایوگرافی و الکترودها به وسیله کمربند به کمر بیمار بسته شدند. جهت تعیین میزان اغتشاش داخلی ایجاد شده از طریق حرکت Forward flexion اندام فوقانی سالم از یک شتاب‌سنج (Biometrics Data Link ساخت کشور انگلستان) با قابلیت اتصال به دستگاه الکترومایوگرافی سطحی استفاده شد. این شتاب‌سنج با چسب به طور محکم در فضای وب بین شست و سبابه اندام سالم قرار می‌گرفت.

در مرحله اول ارزیابی، برای ثبت متغیرها در حالت ایجاد اغتشاش از بیمار خواسته می‌شد دست سالم را با حداکثر سرعت بالا آورده و به موازات شانه به مدت ۱ ثانیه نگه دارد و سپس آن را آرام پایین بیاورد و آرام بایستد تا زمان نمونه‌گیری (۲۰ ثانیه) به پایان برسد (۲۰). در مرحله دوم ارزیابی، یک کفی ۱۰ میلی‌متری زیر پای سالم بیمار قرار می‌گرفت، سپس ارزیابی مشابه مرحله اول دوباره تکرار می‌شد. آزمون‌های قبل و بعد هر کدام ۳ بار تکرار می‌شدند و جهت کاهش تأثیر خستگی، بین تکرارها استراحت کافی به میزان ۲ دقیقه به بیماران داده می‌شد. سیگنال‌های الکترومایوگرافی و شتاب‌سنج با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری می‌شدند و محدوده گذردهی آن‌ها ۴۵۰–۲۰ هرتز بود. برای حفظ سلامتی بیماران و جلوگیری از زمین خوردن آن‌ها در صورت به هم خوردن تعادل از یک کمربند محافظتی که به وسیله یک نوار محکم به یک گیره روی سقف بالای سر بیمار متصل می‌گردید، استفاده شد.

لازم به ذکر است که برای حصول اطمینان از یکسان بودن میزان اغتشاش درونی در طی آزمون، قبل از شروع ارزیابی با گرفتن ۲۰ تکرار از عمل فلکسیون اندام فوقانی سالم، میزان شتاب حرکت اندام ثبت شد. سپس میانگین شتاب حرکت اندام و خطای معیار محاسبه گردید. قبل از شروع تجزیه و تحلیل سیگنال الکترومایوگرافی در وضعیت ایجاد اغتشاش درونی، کلیه تکرارهایی که میزان اغتشاش در آن‌ها کمتر از تفاضل میانگین شتاب اغتشاش و دو برابر خطای معیار بود، حذف شدند (۲۰). متغیرهایی که توسط دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شدند شامل زمان تأخیر فعالیت عضله و میزان بزرگی پاسخ در برابر اغتشاش بودند. محاسبه این مقادیر از طریق نرم‌افزار MATLAB صورت گرفت. برای به دست آوردن این مقادیر ابتدا از سیگنال‌ها، RMS (Root mean square) گرفته شد. سپس طبق تعاریف زیر مقادیر مطلوب محاسبه شدند. زمان شروع حرکت اندام به وسیله سیگنال شتاب‌سنج معین شد و عبارت بود از نقطه‌ای که افزایش پیش‌رونده شتاب اندام مشاهده می‌شد. زمان شروع و انقطاع فعالیت عضلانی بر اساس قاعده ۲ برابر انحراف معیار تعیین و از طریق ارزیابی چشمی توسط دو آزمونگر تأیید گردید. زمان تأخیر فعالیت عضله حاصل تفاضل زمان شروع فعالیت عضلانی از زمان شروع حرکت بود. میزان تغییر فعالیت عضله در پاسخ به اغتشاش درونی، حاصل تفاضل سطح زیر منحنی فعالیت زمینه‌ای عضله در بازه زمانی ۱ ثانیه از سطح زیر منحنی در محدوده زمانی شروع و خاتمه فعالیت عضله بود (۲۳–۲۱). کلیه ارزیابی‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام گرفت.

جهت بررسی تکرارپذیری عملکرد دستگاه‌های مورد استفاده در این پژوهش، آزمون‌ها در ۱۰ نفر از بیماران به فاصله یک هفته تکرار شدند. میزان تکرارپذیری مطلق و نسبی از طریق محاسبه ضریب همبستگی درونی (Intraclass correlation coefficient یا ICC) و خطای معیار اندازه‌گیری (Standard error of measurement یا SEM) به دست آمد. در این پژوهش جهت تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. در ضمن از آزمون آماری Paired t جهت بررسی تأثیر کفی بر تقارن در تحمل وزن و نیز تأثیر کفی بر پاسخ‌های پوسچرال عضلانی در وضعیت ایجاد اغتشاش درونی استفاده شد.

یافته‌ها

بر اساس نتایج آزمون Shapiro-Wilk، کلیه متغیرهای مورد بررسی دارای توزیع نرمال بودند. نتایج این بررسی نشان داد که کفی ۱۰ میلی‌متری باعث افزایش معنی‌دار تقارن در تحمل وزن می‌شود (جدول ۲). زمان تأخیر و سطح زیر منحنی فعالیت عضلات سولئوس، گاسترکنموس داخلی و همسترینگ خارجی در برابر اغتشاش داخلی در دو حالت عدم استفاده از کفی و استفاده از کفی بررسی شد و نتایج نشان داد که بهبود تقارن ایجاد شده توسط کفی باعث ایجاد تغییرات معنی‌دار در متغیرهای مذکور نشده است (جداول ۲ و ۳). لازم به ذکر است که توان هر کدام از آزمون‌های آماری مورد استفاده با در نظر گرفتن تعداد نمونه، خطاهای نوع اول و دوم و نیز مقدار تغییرات میانگین متغیرهای مورد نظر محاسبه گردید و بین ۸۵ تا ۹۰ درصد بود که توان قابل قبولی محسوب می‌گردد. نتایج آزمون‌های تکرارپذیری نیز در حد به نسبت بالایی قرار داشت. مقادیر تکرارپذیری نسبی (ICC) و مطلق (SEM) جهت کسر تقارن در حالت بدون کفی به ترتیب ۰/۸۷ و ۱/۰۹ و با کفی ۰/۹۱ و ۱/۴۹ بود. در ضمن مقادیر ICC و SEM جهت زمان تأخیر عضلات در دو سمت سالم و مبتلا و در حالات با و بدون کفی به ترتیب بین ۰/۹۳–۰/۸۵ و ۲/۶۷–۲/۳۰ و جهت سطح زیر منحنی فعالیت عضلات در هر دو سمت و در حالات با و بدون کفی به ترتیب بین ۰/۹۴–۰/۸۹ و ۲/۲۹–۱/۸۴ بود.

بحث

نتایج این بررسی نشان داد که کفی با ضخامت ۱۰ میلی‌متر توانست باعث افزایش تقارن وزن در بیماران همی‌پارزی شود. در رابطه با تأثیر کفی بر بهبود تقارن در تحمل وزن، نتایج این بررسی با مطالعات قبلی انجام شده توسط Aruin و همکاران (۱۶)، Rodriguez و Aruin (۱۷) و Chaudhuri و Aruin (۲۴) مطابقت دارد. به نظر می‌رسد با قرار دادن کفی در سمت سالم، مرکز گرانش بدن –که به دلیل تحمل وزن نامتقارن به سمت سالم نزدیک شده بود– به خط وسط نزدیک شده و باعث افزایش تحمل وزن روی سمت مبتلا

جدول ۲. مقادیر شاخص تقارن و شدت فعالیت عضلات قبل و پس از استفاده از کفی

متغیرها	قبل از کاربرد کفی (انحراف معیار ± میانگین)	بعد از کاربرد کفی (انحراف معیار ± میانگین)	سطح معنی‌داری
شاخص تقارن (درصد)	۳۸/۴۹ ± ۸/۹۷	۴۴/۲۶ ± ۷/۹۴	۰/۰۱*
میزان شتاب (متر بر مجذور ثانیه)	۳۸/۴۵ ± ۱۰/۳۹	۳۸/۲۰ ± ۹/۶۲	۰/۶۰
شدت فعالیت عضله سولئوس پای مبتلا (میکروولت در ثانیه)	۵/۲۴ ± ۳/۰۷	۵/۹۴ ± ۳/۴۵	۰/۴۲
شدت فعالیت عضله سولئوس پای سالم (میکروولت در ثانیه)	۶/۸۲ ± ۳/۸۹	۵/۹ ± ۲/۹۸	۰/۴۹
شدت فعالیت عضله گاسترکنموس داخلی پای مبتلا (میکروولت در ثانیه)	۶/۰۱ ± ۳/۳۱	۵/۳۱ ± ۲/۲۲	۰/۴۵
شدت فعالیت عضله گاسترکنموس داخلی پای سالم (میکروولت در ثانیه)	۶/۶ ± ۲/۸۴	۷/۸۵ ± ۳/۹۵	۰/۳۹
شدت فعالیت عضله همسترینگ خارجی پای مبتلا (میکروولت در ثانیه)	۹/۵۷ ± ۶/۵۵	۱۰/۸۸ ± ۶/۵۱	۰/۲۰
شدت فعالیت عضله همسترینگ خارجی پای سالم (میکروولت در ثانیه)	۱۲/۷۷ ± ۸/۴۳	۱۴/۰۹ ± ۹/۷۵	۰/۷۱

* وجود تفاوت معنی‌دار (سطح معنی‌داری ۰/۰۵ است)

www.mui.ac.ir

جدول ۳. مقادیر زمان تأخیر فعالیت عضلات قبل و پس از استفاده از کفی

متغیرها	قبل از کاربرد کفی (انحراف معیار ± میانگین)	بعد از کاربرد کفی (انحراف معیار ± میانگین)	سطح معنی‌داری
عضله سولئوس پای مبتلا (هزارم ثانیه)	۷/۵۸ ± ۴۱/۳۹	۲/۲۱ ± ۵۰/۲۳	۰/۸۴
عضله سولئوس پای سالم (هزارم ثانیه)	-۱۳/۶۷ ± ۳۰/۰۲	-۱۴/۸۶ ± ۳۳/۱۱	۰/۵۶
عضله گاسترکنموس داخلی پای مبتلا (هزارم ثانیه)	۱۶/۷ ± ۴۹/۵۷	۲۱/۶۶ ± ۵۵/۳۶	۰/۱۹
عضله گاسترکنموس داخلی پای سالم (هزارم ثانیه)	-۳۷/۵۹ ± ۴۳/۵۹	-۳۵/۵۳ ± ۵۷/۷۰	۰/۹۳
عضله همسترینگ خارجی پای مبتلا (هزارم ثانیه)	۱۳/۲۸ ± ۳۶/۳۵	۱/۰۳ ± ۸۷/۳۹	۰/۶۴
عضله همسترینگ خارجی پای سالم (هزارم ثانیه)	۳۷/۵۵ ± ۳۲/۱۶	-۳۷/۹۱ ± ۳۲/۱۱	۰/۹۷

می‌گردد. لازم به ذکر است که در بیماران همی‌پارزی متعاقب سکته مغزی، به دلیل تنوع در نوع آسیب اولیه، وسعت آسیب، میزان اثربخشی درمان‌های توان‌بخشی صورت گرفته، ابعاد آنتروپومتریک و ... قدری تنوع در میزان عدم تقارن اولیه در تحمل وزن نشان می‌دهند. در نتیجه جهت بهبود عدم تقارن‌های متفاوت، باید کفی با ضخامت‌های متنوع استفاده شود، اما از آن‌جایی که رسیدن به این هدف مستلزم طولانی‌تر شدن زمان کار با هر بیمار می‌شد، ترجیح داده شد بر اساس نتایج بررسی‌های سایر محققین از مؤثرترین ضخامت کفی در ایجاد تقارن در تحمل وزن استفاده گردد.

هدف دیگر این مطالعه، بررسی تأثیر افزایش بار روی اندام مبتلا از طریق قرار دادن کفی زیر اندام سالم بر تصحیح پاسخ‌های پوسچرال عضلات اندام تحتانی در برابر اغتشاشات درونی بود. نتایج بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات گاسترکنموس داخلی، سولئوس و همسترینگ خارجی نشان داد، اول این‌که افزایش بار بر اندام تحتانی مبتلا تأثیر معنی‌داری بر فعالیت عضلات مذکور نداشت و دوم این‌که زمان تأخیر پاسخ عضلات به اغتشاش درونی با افزایش بار بر اندام مبتلا تغییر معنی‌داری نکرد.

Dietz و Duysens ثابت کردند که شدت رفلکس‌های پوسچرال عضلات اکستانسور مچ پای افراد سالم نسبت به میزان بار تغییر می‌کند (۹). Marigold و همکاران نیز نشان دادند که متعاقب سکته مغزی، شدت رفلکس‌های پوسچرال عضلات اکستانسور مچ پا در پاسخ به مقادیر مختلف بار بر اندام مبتلا تغییر می‌کند (۱۴). به نظر می‌رسد در بیماران سکته مغزی، قابلیت تصحیح رفلکس‌های پوسچرال بر اساس اطلاعات آوران‌ها حفظ می‌شود. این واقعیت که در بیماران آسیب نخاعی قابلیت تصحیح فعالیت عضلات اندام‌های تحتانی در برابر بار وجود دارد این فرض که تصحیح پاسخ عضلات بر اساس میزان بار در سطح نخاع صورت می‌پذیرد را تقویت می‌کند (۲۵). آوران‌های حسی اندام وتری گلژی (Golgi tendon organ)، دوک‌های عضلانی، گیرنده‌های مفصلی و گیرنده‌های مکانیکی جلدی کف پا در تصحیح رفلکس‌های پوسچرال در برابر اغتشاشات نقش دارند. در برخی حیوانات مانند گربه، آوران‌های Ib اندام‌های گلژی مسؤول افزایش فعالیت عضلات در پاسخ به افزایش بار روی اندام‌ها هستند (۲۶).

نتایج تحقیقات سایر محققان از جمله Duysens و همکاران نشان داد که گیرنده‌های وتری گلژی و نیز گیرنده‌های مکانیکی کف پا، در کنترل پوسچر و ایجاد رفلکس‌های پوسچرال جبرانی در پاسخ به انحراف بدن به سمت جلو در وضعیت ایستاده نقش دارند (۱۰). بر همین اساس Marigold و همکاران نیز افزایش پاسخ عضلات اکستانسور مچ پا را در پاسخ به افزایش بار بر اندام مبتلا گزارش نمودند (۱۴). در توضیح علت عدم تطابق این یافته در بررسی حاضر با مطالعات مشابه می‌توان به میزان تفاوت بار بین حالات مقایسه این مطالعه با مطالعه Marigold و همکاران اشاره کرد. در مطالعه آن‌ها بررسی پاسخ عضلات اکستانسور مچ به مقادیر مختلف بار بر اندام مبتلا در برابر اغتشاش بیرونی در سه حالت بار کاهش یافته، بار معمولی و

www.mui.ac.ir

بار افزایش یافته انجام شد. در حالت بار کاهش یافته، متوسط بار بر اندام مبتلا ۲۳/۸ درصد کل وزن بدن بود. در حالت بار معمولی این مقدار به ۴۱/۹ درصد و در حالت بار افزایش یافته به ۶۱/۳ درصد وزن بدن افزایش یافت. بین دو حالت بار کاهش یافته و بار معمولی، تفاوت تحمل وزن بر اندام مبتلا به طور تقریبی ۱۸ درصد وزن بدن و بین دو حالت بار معمولی و بار افزایش یافته به اندازه ۲۰ درصد وزن بدن بود. این میزان تفاوت بار بر اندام مبتلا در سه حالت ارزیابی، توانست باعث تصحیح پاسخ‌های پوسچرال گردد (۱۴). در این بررسی و در وضعیت بدون کفی، میزان بار بر اندام مبتلا به طور متوسط ۳۹/۵ درصد وزن بدن بود که پس از قرار دادن کفی به ۴۴ درصد وزن بدن رسید. شاید افزایش نزدیک به ۵ درصدی وزن بدن بر اندام مبتلا به اندازه‌ای نبوده است که باعث افزایش مؤثر فعالیت آوران‌های نیروی عضلات اکستانسور مچ پا و گیرنده‌های مکانیکی کف پا گردد. در نتیجه میزان فعالیت این عضلات نسبت به افزایش بار بر اندام مبتلا در برابر اغتشاشات درونی تغییر نیافت.

فعالیت عضله همسترینگ خارجی نیز تغییری نکرد که این یافته با نتایج مطالعات Dietz و Duysens مطابقت دارد. آن‌ها اظهار کردند که این عضله به طور مستقیم در برابر تغییرات نیرو واکنش نشان نمی‌دهد (۹). در عین حال در بیماران سکته مغزی عامل دیگری که می‌تواند تصحیح پاسخ‌ها بر اساس میزان بار را تحت تأثیر قرار دهد، آتروفی (Atrophy) گیرنده‌های مکانیکی در محل اتصال عضله به تاندون می‌باشد. مطالعات نشان داده‌اند که در بیماران سکته مغزی مزمن، گیرنده‌های مکانیکی ارتباط خود را با فیبرهای عضلانی و بندل‌های تاندونی از دست می‌دهند (۲۷).

همان طور که ذکر شد، در پاسخ به افزایش بار بر اندام تحتانی مبتلا در برابر اغتشاشات درونی، زمان تأخیر فعالیت عضلات تغییری نکرد. این یافته با نتایج سایر بررسی‌ها در این زمینه منطبق می‌باشد. Marigold و همکاران نیز نشان دادند که با وجود کاهش زمان تأخیر فعالیت عضله گاستروکنموس داخلی در افراد سالم در برابر تغییرات نیرو، بیماران سکته مغزی چنین تغییری را نشان ندادند (۱۴). چنین یافته‌ای بر این نکته تأکید می‌کند که ایستادن نامتقارن نمی‌تواند تأخیر در شروع فعالیت عضلانی در پاسخ به اغتشاشات را توجیه کند. بنابراین نقص در زمان تأخیر عضلات اندام‌های تحتانی شاید می‌تواند به عوامل دیگری چون فقدان کنترل سوپرااسپینال و یا تغییر در خصوصیات عضله ناشی از سکته مغزی نسبت داده شود. تأخیر در زمان شروع رفلکس‌های پوسچرال می‌تواند نشانگر پایین بودن سرعت هدایت حرکتی سمت مبتلا نسبت به سمت سالم باشد. تأخیر در شروع فعالیت عضلات اندام تحتانی مبتلا احتمال زمین خوردن را افزایش می‌دهد (۲۸). Marigold و همکاران نشان دادند که در هر سه وضعیت بار افزایش یافته، بار معمولی و بار کاهش یافته، در پاسخ به جابجایی قدامی سطح اتکا، زمان تأخیر عضله تیبیالیس قدامی در افرادی که زمین خوردند بیشتر بود (۲۹).

نتیجه‌گیری

در این تحقیق مشاهده شد که افزودن یک کفی ۱۰ میلی‌متری در سمت سالم می‌تواند به بهبود تقارن در تحمل وزن کمک کند. بیماران سکته مغزی در نتیجه تحمل وزن نامتقارن طولانی مدت، مستعد ایجاد تغییرات تخریبی پیش‌رونده در عناصر مفصلی به خصوص در مفصل زانو هستند که به طور ثانویه باعث ایجاد مشکلات بیشتر در این بیماران شده و تداخل جدی در برنامه‌های توان‌بخشی آن‌ها ایجاد می‌کند. در ضمن تحمل وزن نامتقارن ضمن ایستادن و راه رفتن باعث کاهش سطح تعادل شده و خطر زمین خوردن بیماران را افزایش می‌دهد. بنابراین استفاده از کفی به منظور ایجاد تقارن در تحمل وزن ضمن انجام فعالیت‌های روزمره، از اصلی‌ترین نتایج کاربردی این پژوهش به شمار می‌آید.

از طرف دیگر، افزایش بار بر اندام تحتانی مبتلا باعث بهبود زمان تأخیر و شدت پاسخ عضلات پوسچرال در برابر اغتشاشات درونی نگردید. با این توصیف، کاهش بار بر اندام مبتلا متعاقب سکته مغزی نمی‌تواند به طور کامل توجیه کننده پاسخ‌های ضعیف با زمان تأخیر بالای عضلات پوسچرال در برابر اغتشاشات باشد. مطالعات بیشتر جهت

www.mui.ac.ir

یافتن عوامل دخیل و ارایه راهکارهای درمانی مناسب ضروری به نظر می‌رسد.

محدودیت‌ها

ثبت فعالیت الکترومایوگرافی از مجموعه بیشتری از عضلات اندام‌های تحتانی و نیز فراهم کردن شرایطی جهت ثبت پاسخ‌های پوسچرال این عضلات در برابر اغتشاشات خارجی در حالت ایجاد تقارن در تحمل وزن که از جمله محدودیت‌های این پژوهش به شمار می‌رود می‌تواند در مطالعات بعدی مورد توجه قرار گیرد.

پیشنهادها

در مطالعه حاضر اثر فوری کفی در ایجاد تقارن در تحمل وزن بر پاسخ‌های پوسچرال مورد بررسی قرار گرفت. پیشنهاد می‌شود با استفاده طولانی‌تر از این وسیله ضمن انجام فعالیت‌های روزمره، تأثیر یادگیری تقارن وزن بر متغیرهای مذکور و نیز الگوی راه رفتن بیماران مورد بررسی قرار گیرد. در ضمن از آن‌جایی که هر بیمار متناسب با سطح اختلال، میزان عدم تقارن متفاوتی دارد، پیشنهاد می‌گردد برای هر بیمار کفی با اندازه مناسب انتخاب گردد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از کلیه همکاران درمانگاه مغز و اعصاب بیمارستان حضرت رسول اکرم (ص) که در انجام این پروژه همکاری نمودند، صمیمانه تشکر می‌گردد.

References

1. Verma R, Arya KN, Sharma P, Garg RK. Understanding gait control in post-stroke: implications for management. J Bodyw Mov Ther 2012; 16(1): 14-21.
2. Pinter MM, Brainin M. Rehabilitation after stroke in older people. Maturitas 2012; 71(2): 104-8.
3. Mansfield A, Inness EL, Komar J, Biasin L, Brunton K, Lakhani B, et al. Training rapid stepping responses in an individual with stroke. Phys Ther 2011; 91(6): 958-69.
4. Gray VL, Juren LM, Ivanova TD, Garland SJ. Retraining postural responses with exercises emphasizing speed poststroke. Phys Ther 2012; 92(7): 924-34.
5. Mansfield A, Inness EL, Wong JS, Fraser JE, McIlroy WE. Is impaired control of reactive stepping related to falls during inpatient stroke rehabilitation? Neurorehabil Neural Repair 2013; 27(6): 526-33.
6. Weerdesteyn V, de NM, van Duijnhoven HJ, Geurts AC. Falls in individuals with stroke. J Rehabil Res Dev 2008; 45(8): 1195-213.
7. Genthon N, Rougier P. Influence of an asymmetrical body weight distribution on the control of undisturbed upright stance. J Biomech 2005; 38(10): 2037-49.
8. Kiyota Y, Hase K, Nagashima H, Obara T, Liu M. Adaptation process for standing postural control in individuals with hemiparesis. Disabil Rehabil 2011; 33(25-26): 2567-73.
9. Dietz V, Duysens J. Significance of load receptor input during locomotion: a review. Gait Posture 2000; 11(2): 102-10.
10. Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. Physiol Rev 2000; 80(1): 83-133.
11. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. J Physiol 2001; 532(Pt 3): 869-78.
12. 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.
13. Aruin AS. The effect of asymmetry of posture on anticipatory postural adjustments. Neurosci Lett 2006; 401(1-2): 150-3.
14. Marigold DS, Eng JJ, Timothy IJ. Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. Clin Neurophysiol 2004; 115(12): 2789-97.
15. Pollock A, Baer G, Langhorne P, Pomeroy V. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke: a systematic review. Clin Rehabil 2007; 21(5): 395-410.
16. 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.
17. 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.

18. Mansfield A, Danells CJ, Inness E, Mochizuki G, McIlroy WE. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2011; 26(3): 312-7.
19. Campanini I, Merlo A, Degola P, Merletti R, Vezzosi G, Farina D. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. J Electromyogr Kinesiol 2007; 17(4): 515-26.
20. Garland SJ, Gray VL, Knorr S. Muscle activation patterns and postural control following stroke. Motor Control 2009; 13(4): 387-411.
21. Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2009; 24(3): 236-45.
22. Hwang IS, Lee HM, Cherng RJ, Chen JJ. Electromyographic analysis of locomotion for healthy and hemiparetic subjects--study of performance variability and rail effect on treadmill. Gait Posture 2003; 18(1): 1-12.
23. Reaz MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications (Correction). Biol Proced Online 2006; 8: 163.
24. 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.
25. Bastiaanse CM, Duysens J, Dietz V. Modulation of cutaneous reflexes by load receptor input during human walking. Exp Brain Res 2000; 135(2): 189-98.
26. Faist M, Hoefer C, Hodapp M, Dietz V, Berger W, Duysens J. In humans Ib facilitation depends on locomotion while suppression of Ib inhibition requires loading. Brain Res 2006; 1076(1): 87-92.
27. Jozsa L, Kannus P, Jarvinen TA, Balint J, Jarvinen M. Number and morphology of mechanoreceptors in the myotendinous junction of paralysed human muscle. J Pathol 1996; 178(2): 195-200.
28. 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.
29. Marigold DS, Eng JJ, Tokuno CD, Donnelly CA. Contribution of muscle strength and integration of afferent input to postural instability in persons with stroke. Neurorehabil Neural Repair 2004; 18(4): 222-9.

The effect of weight bearing symmetry on the postural responses of lower limb muscles in hemi-paretic patients

Hossein Asghar Hosseini[1], Esmaeil Ebrahimi Takamjani[2], Mahyar Salavati[3], Gholamali Shahidi[4], Mohammad Ali Sanjari[5], Mania Sheikh*

Original Article

Abstract

Introduction: Asymmetric weight bearing is one of the prominent characteristics of impaired postural control in hemi-paresis after stroke. Considering the important effect of load exerted on limbs in correcting postural reflexes, the effect of sole on weight bearing symmetry and also the effect of increased load on paretic limb on the postural responses of lower limb muscles against an internal perturbation were investigated.

Materials and Methods: 27 hemi-paretic post-stroke patients, who were able to stand independently without assistive devices for one minute, participated in this study. Evaluations included measuring symmetry index, the latency and amplitude of postural responses of lower limb muscles that was carried out before and after placing a 10-mm-thick sole under intact lower limb of patients. To measure symmetry index, the patients were asked to stand on force platform for 20 seconds. Electromyographic recordings from medial gastrocnemius, soleus and lateral hamstring muscles of paretic and non-paretic limbs were obtained for evaluating postural responses. Rapid flexion movement of non-paretic upper limb was used as an internal perturbation for exciting postural muscle responses.

Results: The effect of lift on improving symmetry index was significant (P = 0.001). Increasing load on paretic limb did not exert any effects on the latency and amplitude of postural responses.

Conclusion: Inserting a lift improved symmetry by shifting center of gravity toward midline. The results of the present study show that decreased load on a paretic limb following stroke cannot fully explain the weak and latent responses of postural muscles.

Keywords: Postural responses, Weight bearing asymmetry, Stroke

Citation: Hosseini HA, Ebrahimi Takamjani E, Salavati M, Shahidi Gh, Sanjari MA, Sheikh M. **The effect of weight bearing symmetry on the postural responses of lower limb muscles in hemi-paretic patients.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(3): 377-86.

Received date: 01/05/02013 Accept date: 27/07/2013

* Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Paramedical Sciences, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran (Corresponding Author) Email: sheikhm@mums.ac.ir
1- Assistant Professor, Department of Physiotherapy, School of Paramedical Sciences, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran
2- Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3- Professor, Department of Physiotherapy, University of Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran
4- Professor, Department of Neurology, Rasul-e Akram Hospital, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
5- Assistant Professor, Department of Rehabilitation Basic Sciences, School of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran