بررسی تاثیر "حرکت درمانی بر اساس ایجاد محدودیت" بر سرعت و کینتیک راه رفتن در بیماران همی پارزی

مانیا شیخ: دانشجوی دکتری تخصصی فیزیوتراپی، کارشناس ارشد فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.
***دکتر فرید بحرپیما:** استادیار و متخصص فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، تقاطع بزرگراه جلال آل احمد و شهید چمران (پل نصر)، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (*نویسنده مسئول).
دکتر اسماعیل ابراهیمی تکامجانی: استاد و متخصص فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی تهران، تهران، ایران.
دکتر بیژن فروغ: دانشیار و متخصص طب فیزیکی و توانبخشی، بیمارستان فیروزگر، بخش طب فیزیکی و توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی-درمانی تهران، تهران، ایران.

تاریخ دریافت: ۸۹/۳/۱۰ تاریخ پذیرش: ۸۹/۸/۱۹

چکیده

زمینه و هدف: اختلالات تعادلی و راه رفتن از جمله عوارض حرکتی شایع به دنبال سکته مغزی می باشند. نتایج تحقیقات نشان می دهد که روش های متداول فیزیوتراپی قادر نیستند به طور موثری این اختلالات را درمان نمایند. بنابراین لزوم انجام بررسی های گسترده تر در مورد شناخت علل این عوارض و ارائه راهکارهای درمانی موثر ضروری به نظر می رسد.

روش کار: در این بررسی تجربی ۳۰ بیمار مبتلا به همی پارزی با دامنه سنی ۶۰-۴۰ سال شرکت نمودند. بیماران به طور تصادفی به دو گروه تقسیم شدند. گروه اول به روش "حرکت درمانی بر اساس ایجاد محدودیت" و گروه دوم به روش "حرکت درمانی انبوه" به مدت ۳ هفته تحت درمان قرار گرفتند. ارزیابی های آزمایشگاهی شامل اندازه گیری سرعت سیکل راه رفتن و پارامترهای کینتیک راه رفتن (دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار اندام های سالم و مبتلا در صفحات ساژیتال و فرونتال) بودند که قبل و پس از دوره درمان ثبت و مورد مقایسه قرار گرفتند. جهت آنالیز آماری اطلاعات، در صورت نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون های پارامتری t test و pair t test و در صورت غیر نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون های غیرپارامتری Wilcoxon و Mann-Whitney ، استفاده شد. از SPSS V 11.5 نیز استفاده شد.

یافته ها: سرعت سیکل راه رفتن در هر دو گروه افزایش نشان داد (p=۰/۰۳, p=۰/۰۱). در گروه اول دامنه نوسانات مرکز فشار پای سالم و مبتلا در صفحه فرونتال کاهش معنی داری نشان داد (p=۰/۰۳, p=۰/۰۰۸). ضمناً سرعت نوسانات مرکز فشار پای مبتلا در دو صفحه ساژیتال و فرونتال نیز کاهش معنی داری نشان داد (p=۰/۰۱, p =۰/۰۳). در گروه دوم تنها دامنه نوسانات مرکز فشار پای سالم در صفحه ساژیتال کاهش معنی داری نشان داد (p=۰/۰۳).

نتیجه گیری: فیزیوتراپی به روش "حرکت درمانی بر اساس ایجاد محدودیت" قادر است با غلبه بر پدیده یادگیری در عدم استفاده و با اصلاح عارضه نقص در ارسال پیام های حسی به سمت مراکز کنترل کننده حرکت، به نحو موثرتری اختلالات تعادلی دینامیک ضمن راه‌رفتن را درمان کند.

کلید واژه ها : راه رفتن، کینتیک، حرکت درمانی، همی پارزی

مقدمه

سکتهٔ مغزی بعد از بیماری‌های قلبی- عروقی و سرطان به عنوان سومین عامل مرگ و میر در جهان شناخته شده است و طبق آمار علت بیش از ۱۲-۱۰٪ مرگ و میرها می‌باشد. در عین حال، بیش از ۵۰٪ بیمارانی که زنده می‌مانند دچار ناتوانایی‌های طولانی مدت می‌شوند. سکتهٔ مغزی علامت‌های بسیاری از خود به جا می‌گذارد که همی پارزی یا همی‌پلژی (ضعف و یا فلج یک نیمه از بدن) شاخص ترین علامت آن است.[۱و۲]

سکتهٔ مغزی جزو بیماری‌های نرون محرکهٔ فوقانی در نظر گرفته می‌شود و اختلالات حرکتی که به دنبال این ضایعات رخ می‌دهند، دارای دو دسته نشانه‌های (Symptom) مثبت و منفی هستند. نشانه‌های مثبت شامل افزایش وابسته به سرعت استرچ رفلکس (اسپاستی سیتی) و افزایش سطح فعالیت رفلکس‌های فلکسوری اندام‌های تحتانی می‌باشند. نشانه های منفی شامل ناتوانی در انجام حرکات ظریف و انتخابی و

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

ضعف می‌باشند.[۳و۴]

تحقیقات نشان داده‌اند که نشانه‌های منفی سهم بیشتر و بارزتری در بروز ناتوانایی‌های حرکتی بیماران دارند.[۳] این بیماران در فعال کردن عضلات خود با مشکل مواجهند. حرکت در این بیماران به کندی انجام می‌شود؛ زیرا تعداد واحدهای حرکتی فعال شده و نرخ آتش آن ها کاهش می‌یابد. به علاوه وقتی یک واحد حرکتی فعال می‌شود، نرخ آتش فعالیتش حالت پیوسته ندارد. این مسئله یعنی به کارگیری ناکافی واحدهای حرکتی، باعث ناتوانی در تولید نیروی لازم ضمن انجام فعالیت‌های روزمره می‌شود.[۳]

از طرف دیگر زمان بندی و توالی فعالیت عضلانی ضمن انجام یک الگوی حرکتی خاص مختل می‌شود. نتیجهٔ چنین اختلالاتی در فعالیت عضلات اندام تحتانی، ناهنجاری در پاسخ‌های پوسچرال، ناتوانی در حفظ تعادل استاتیک و دینامیک و نهایتاً اختلال در راه رفتن است.[۴و۵] اختلالات شایع در راه رفتن بیماران سکتهٔ مغزی شامل کاهش سرعت راه رفتن و عدم تقارن در پارامترهای زمانی– مکانی و نیز پارامترهای کینتیک و کینماتیک راه رفتن است.[۶-۸]

پایداری(Stability) در حالت ایستاده و راه رفتن به معنای قرارگیری مناسب مرکز جرم و مرکز فشار بدن نسبت به تکیه گاه بدن می‌باشد. هرگونه انحراف از این وضعیت باعث فعال شدن روندهای تطبیق پوسچر و حفظ تعادل بر اساس مکانیزم‌های کنترلی پیش‌خوراند (Feedback) و پس‌خوراند (Feedforward) می‌شود.[۹و۱۰] محل های قرارگیری مرکز جرم و مرکز فشار در حالت ایستاده و در حین حرکت بسیار مهم است و تعیین کننده دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار حین ایستادن و نیز در طول تراژکتوری حرکتی خود ضمن راه رفتن می باشند که تمامی موارد باعث بروز پاسخ های تعادلی طبیعی می شود.[۱۱]

در فرد سالم که عدم تقارن در تحمل وزن و پارامترهای زمانی-مکانی راه رفتن {مانند طول گام و زمان‌های فازهای ایستا (Stance) و نوسانی (Swing)} وجود ندارد، محل های قرارگیری مرکز فشار و مرکز جرم در حین ایستادن و راه رفتن طبیعی است. بنابراین پاسخ های تعادلی طبیعی بر اساس مکانیزم های کنترلی صورت می گیرد.

دربیماران همی پارزی در حالت ایستاده و راه رفتن، مرکز فشار و مرکز جرم به سمت اندام سالم جابجا می‌شوند. بنابراین امکان انتقال مناسب وزن از یک اندام به اندام دیگر در حین راه رفتن وجود ندارد. پس بروز پاسخ های تعادلی طبیعی مختل شده و با افزایش دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار ضمن حرکت در هر دو صفحه ساژیتال و فرونتال در هر دو اندام تحتانی سالم و مبتلا مواجه می‌شویم. مسیر نوسان مرکز فشار نیز از روند طبیعی خود خارج می شود.[۱۱-۱۳]

این اختلالات حتی در بیمارانی که در فاز مزمن بیماری هستند و قادر به آمبوله شدن و راه رفتن بدون وسیلهٔ کمکی نیز می‌باشند، هم دیده شده است. استراتژی جبرانی اتخاذ شده توسط بیمار در مقابله با پایین آمدن سطح پایداری دینامیک در راه رفتن، کاهش سرعت راه رفتن است. به همین دلیل محققان ۲ عامل سرعت و تقارن در راه رفتن را به عنوان مهم ترین فاکتورها در ارزیابی بهبودی راه رفتن بیماران سکتهٔ مغزی معرفی می‌کنند و بررسی های گسترده‌تر را در مورد عوامل تاثیر گذار ایجاد عدم تقارن در راه رفتن را ضروری می‌دانند.[۶،۸و۱۰]

همان طور که اشاره شد بیماران همی پارزی به طور معمول بیشتر وزنشان را بروی اندام تحتانی سالم می‌اندازند که این امر باعث ایجاد یک وضعیت نامتقارن در حالت ایستاده و راه رفتن می‌شود. عدم تقارن تحمل وزن در این بیماران نتیجهٔ "یادگیری در عدم استفاده" از سمت مبتلا است. در کنار این مسئله نقص در حس عمقی و ضعف عضلانی طولانی مدت مکانیزم" یادگیری در عدم استفاده " را تحریک می کنند . بیمار در ابتدا بلافاصله پس از سکته مغزی به دلیل شوک ایجاد شده و ضعف قابل ملاحظه قادر به تحمل وزن روی اندام مبتلا نیست. به تدریج علی رغم بهبود عملکرد حرکتی اندام مبتلا، یادگیری در عدم استفاده از اندام مبتلا بیشتر شده و عدم تقارن در تحمل وزن ادامه می‌یابد.[۱۴-۱۷]

اخیراً جهت کمک به بیماران همی پارزی برای غلبه بر "یادگیری در عدم استفاده" از تکنیک حرکت درمانی بر اساس ایجاد محدودیت (Constraint Induced Movement Therapy-CIMT) استفاده می‌شود. اصول انجام این تکنیک به این صورت است که بیمار در ۹۰% بیداری در حالی که استفاده از اندام سالم را محدود کرده، از اندام مبتلا استفاده می کند.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

پس این تکنیک شامل ۲ بخش ایجاد محدودیت در استفاده از اندام سالم و حرکت درمانی اندام مبتلا و انجام حرکات عملکردی می‌باشد که همزمان با هم انجام می شوند.

استفاده از این تکنیک براساس مطالعاتی که در رابطه با ایجاد "اختلال در ارسال آوران‌های حسی" در میمون‌ها صورت گرفت پیشنهاد شده و تاکنون تنها با هدف بهبود عملکرد حرکتی اندام فوقانی بیماران همی‌پارزی انجام شده است. در آزمایش روی میمون‌ها، با ایجاد اختلال در ارسال پیام‌های حسی از دست های میمون، حیوان دیگر قادر نبود از اندام خود به صورت عملکردی استفاده کند. اما پس از اینکه دست سالم حیوان را بستند و از حرکت آن به مدت ۲-۱هفته جلوگیری کردند و حیوان "مجبور به استفاده" از اندام مبتلای خود شد، اختلال حرکتی حیوان بهبود یافت.[۱۸و۱۹] نتایج استفاده از این تکنیک در اندام فوقانی بیماران همی پارزی بسیار قابل توجه بوده است و بهبودی حرکتی قابل توجهی در اندام مبتلا حتی پس از گذشت سالیان متوالی از سکتهٔ مغزی دیده شده است.[۲۰]

با اینکه امکان استفاده از این تکنیک در فیزیوتراپی راه رفتن به دلیل اینکه محدود کردن حرکت اندام تحتانی سالم مانع راه رفتن می‌شود وجود ندارد، اما مفهوم "استفادهٔ اجباری" از سمت مبتلا در فعالیت‌های عملکردی می‌تواند در همین راستا از ایجاد پدیدهٔ "یادگیری در عدم استفاده" جلوگیری کند.

با توجه به توضیحات فوق و ضرورت فیزیوتراپی راه رفتن در بیماران همی پارزی در این بررسی قصد بر این است تا بر مبنای اصول CIMT، یک شیوه درمانی بر همین اساس جهت اندام‌های تحتانی بیماران همی‌پارزی طراحی و تاثیر آن بر سرعت و پارامترهای کینتیک راه رفتن شامل دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار اندام های تحتانی سالم و مبتلا در دو صفحه ساژیتال و فرونتال مورد بررسی قرار گیرد.

روش کار

در این بررسی تجربی ۳۰ نفر بیمار مبتلا به همی‌پارزی (۱۳ نفر زن و ۱۷ نفر مرد) با دامنه سنی ۶۰-۴۰ سال شرکت نمودند. بیماران با آگاهی و رضایت کامل از شرایط تحقیق در این طرح شرکت نمودند و فرم های رضایتنامه را امضا کردند. لازم به ذکر است که این کارآزمایی بالینی توسط کمیته اخلاق دانشگاه مربوطه تصویب شده است. این افراد که از میان بیماران همی پارتیک مراجعه کننده به مرکز جامع توانبخشی تبسم در تهران انتخاب شدند، پس از انجام معاینات بالینی و دارا بودن شرایط ورود به مطالعه در طرح شرکت نمودند.

شرایط ورود به مطالعه شامل داشتن اولین تجربه سکته مغزی، قرار داشتن در مرحله مزمن همی پارزی، شدت اسپاستی سیتی ۲ یا کمتر عضلات پلانتار فلکسور مچ پا بر اساس مقیاس اشورث (Original Ashworth scale)، توانایی راه رفتن بدون استفاده از وسایل کمکی و نشان دادن عدم تقارن در تحمل وزن بودند. شرایط خروج از مطالعه شامل داشتن ضایعه در مناطق اکسی پوت و سیستم لیمبیک، وجود ضایعه کپسولار، آفازی ورنیکه، اختلالات عروقی اندام های تحتانی و وجود هر گونه ضایعه ارتوپدیک یا نرولوژیک دیگر غیر از سکته مغزی بودند.

تخصیص بیماران به دو گروه به صورت تصادفی صورت گرفت. به این شکل که بیماران واجد شرایط شرکت در پژوهش پس از معرفی به درمانگر، به صورت یک در میان (اولین بیمار در گروه اول قرار می‌گرفت) به دو گروه تقسیم می شدند. در گروه اول بیماران به مدت ۳ هفته تحت درمان به روش CIMT اندام های تحتانی قرار گرفتند. جهت طراحی CIMT اندام تحتانی از اجزای تشکیل دهنده CIMT اندام فوقانی الگوبرداری شد. به این ترتیب که جهت معادل سازی بخش اول درمان ها از یک اورتز شبیه کفش که یک کفی به ضخامت مناسب در کف آن جاسازی شده بود و زیر پای سالم قرار می‌گرفت (معادل استفاده از اسلینگ جهت محدود کردن حرکت اندام فوقانی سالم) استفاده شد. این اورتز با متقارن نمودن توزیع وزن بین اندام های تحتانی، باعث تحمل وزن اجباری اندام مبتلا می‌شد.[۱۴] جهت تعیین ضخامت مناسب کفی که باعث ایجاد حداکثر تقارن در تحمل وزن می‌شد، از صفحه نیروهای دوگانه استفاده شد. به این ترتیب که کفی‌ها به ضخامت‌های ۱۲-۸ میلی‌متر، به‌طور جداگانه، در حالی که بیمار روی صفحه نیروهای دوگانه ایستاده بود، زیر اندام تحتانی سالم قرار می‌گرفتند و با توجه به درصد تحمل وزن هر کدام از اندام‌ها،

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

ضخامتی از کفی که باعث ایجاد حداکثر تقارن در تحمل وزن می شد، انتخاب می گردید.

جزء دوم درمان یعنی حرکت درمانی انبوه (Mass practice) شامل انجام تمرینات مرحله به مرحله جهت به دست آوردن توانایی انجام مهارت‌های حرکتی پیچیده بود که با در نظر گرفتن فعالیت‌های عملکردی و استراتژی‌های کنترل حرکتی اندام‌های تحتانی انتخاب شدند.[۲۱]

مدت زمان درمان و شدت تمرینات بر اساس استانداردهای موجود طراحی شد؛[۱۹] یعنی بیمار حداقل ۶ ساعت در طول روز از اورتز استفاده می کرد و ۴-۲ ساعت حرکت درمانی می شد. کل دوره درمان ۳ هفته به طول انجامید. در گروه دوم از همان شیوه حرکت درمانی گروه اول با شدت و مدت زمان یکسان استفاده شد. تفاوت بین شیوه درمانی دو گروه در عدم استفاده از اورتز ایجاد کننده تحمل وزن اجباری اندام مبتلا در گروه دوم بود.

ارزیابی بیماران قبل و پس از درمان شامل تعیین سرعت سیکل راه رفتن و پارامترهای کینتیک راه رفتن بود. جهت کسب اطلاعات فوق بیماران ضمن راه رفتن با سرعت ترجیحی خود از روی صفحه نیرو(Force platform) ساخت شرکت Kistler عبور می‌کردند؛ به طوری که یک پای بیماران (۳ بار تکرار برای هر کدام از پاهای سالم و مبتلا) با سطح صفحه نیرو که در طول مسیر راه رفتن بیماران قرار گرفته بود، برخورد کند.

جهت محاسبه سرعت سیکل راه رفتن از روش تصویربرداری استفاده شد. به این ترتیب که همزمان با عبور بیماران از روی صفحه نیرو، ثبت فیلم از نمای خارجی توسط یک دوربین زمان حقیقی که عمود بر مرکز مسیر راه رفتن بیماران در محل ثابتی قرار گرفته بود، صورت می گرفت. ضمناً بیماران در حین پیمودن مسیر حرکت خود، از برابر یک دیوار کاذب شطرنجی با ابعاد معین عبور می کردند. جهت تعیین طول و زمان سیکل راه رفتن (Stride) از نشانگرهایی در نواحی داخلی و خارجی پاشنه پاها استفاده شد. فرکانس نمونه‌برداری دوربین، ۳۰ هرتز و فرکانس نمونه‌برداری صفحه نیرو، ۵۰۰ هرتز بود.

جهت همزمان سازی فعالیت دوربین با صفحه نیرو از یک دستگاه بنام سوئیچ تریگر استفاده شد که همزمان با فعال شدن صفحه نیرو، یک سیگنال نوری به دوربین فیلمبرداری ارسال می‌کرد.

تجزیه و تحلیل اطلاعات: مقادیر مربوط به سرعت سیکل راه رفتن از طریق تجزیه و تحلیل فیلم توسط نرم افزار MATLAB محاسبه شد. به این ترتیب که با تفکیک فیلم به صورت فریم به فریم (زمان هر فریم ۱/۳۰ ثانیه بود) و انتخاب فریم‌های مربوط به برخوردکردن پاشنه پا با زمین (Heel Strike)، زمان یک سیکل راه رفتن (فاصله زمانی بین دو برخورد متوالی پاشنه یک پا با زمین) محاسبه گردید. همچنین با تعیین مختصات هر نشانگر در فریم های مربوط به برخورد پاشنه با زمین، طول یک سیکل راه رفتن (فاصله بین دو برخورد متوالی پاشنه یک پا با زمین)، به دست آمده و نهایتاً سرعت سیکل راه رفتن در هر بار تکرار تست محاسبه شد. لازم به ذکر است که دیوار شطرنجی با ابعاد معین، جهت تعیین درستی (Control validity) محاسبات نرم افزاری مورد استفاده قرار گرفت.

اطلاعات مربوط به صفحه نیرو جهت تعیین پارامترهای کینتیک راه رفتن مورد تجزیه تحلیل قرار گرفتند. به این ترتیب که پس از عددی (ASCI) نمودن اطلاعات مربوط به مسیر حرکت مرکز فشار، این اطلاعات با فیلتر پایین گذر ۲۰ هرتز، فیلتر و جهت آنالیز آماده شدند. نهایتاً از طریق محاسبات ریاضی طراحی شده در نرم افزار MATLAB، مقادیر ریشه میانگین مربعات (Root mean square) دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار در جهات داخلی- خارجی (محورx صفحه فرونتال) و قدامی- خلفی (محورy صفحه ساژیتال) پاهای سالم و مبتلا به دست آمد.

جهت آنالیز آماری اطلاعات، در صورت نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون های پارامتری t test و pair t test و در صورت غیر نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون‌های غیرپارامتری Wilcoxon و Mann-Whitney استفاده شد. جهت تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون کلمگروف-اسمیرنف استفاده شد.

یافته ها

در هر دو گروه پس از خاتمه دوره درمان، سرعت سیکل راه رفتن افزایش معنی‌داری نشان داد (گروه اول

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

جدول شماره ۱- مقادیر میانگین و انحراف معیار سرعت سیکل راه رفتن و پارامترهای کینتیک راه رفتن در گروه اول قبل و پس از درمان (واحد اندازه گیری سرعت سیکل راه رفتن و سرعت نوسان های مرکز فشار، سانتی متر بر ثانیه و واحد اندازه گیری دامنه مرکز فشار سانتی متر می باشد).

متغیر	میانگین وانحراف معیار قبل از درمان	میانگین وانحراف معیار بعد از درمان
سرعت سیکل راه رفتن	۴۰/۱۴±۱۸/۵۸	۴۶/۴۵±۲۱/۷۶
دامنه نوسان مرکز فشار پای مبتلا (صفحه فرونتال)	۹/۹۴±۴/۰۳	۷/۷۵±۲/۷۹
دامنه نوسان مرکز فشار پای سالم (صفحه فرونتال)	۱۱/۱۸±۳/۵۷	۸/۷±۳/۱۷
دامنه نوسان مرکز فشار پای مبتلا (صفحه ساژیتال)	۱۴/۳۵±۵/۴۳	۱۳/۴۶±۴/۴۹
دامنه نوسان مرکز فشار پای سالم (صفحه ساژیتال)	۱۱/۷۷±۴/۲۲	۱۱/۲۵±۳/۶۳
سرعت نوسان مرکز فشار پای مبتلا(صفحه فرونتال)	۰/۰۰۲۳۵۱±۰/۰۰۰۴۵	۰/۰۰۰۴۵۸±۰/۰۰۰۱۵۶
سرعت نوسان مرکز فشار پای سالم(صفحه فرونتال)	۰/۰۰۰۴۱۵±۰/۰۰۰۱۹	۰/۰۰۰۳۲۶±۰/۰۰۰۲۸۵
سرعت نوسان مرکز فشار پای مبتلا(صفحه ساژیتال)	۰/۰۰۳۷۰۵±۰/۰۰۰۴۸۶	۰/۰۰۰۴۳۹±۰/۰۰۰۳۱۱
سرعت نوسان مرکز فشار پای سالم(صفحه ساژیتال)	۰/۰۰۰۳۷۹±۰/۰۰۰۱۵۶	۰/۰۰۰۴۶۳±۰/۰۰۰۱۴۴

p=۰/۰۳، گروه دوم p=۰/۰۱). تفاوتی به لحاظ افزایش سرعت سیکل راه رفتن بین دو گروه دیده نشد (p= ۰/۳۹).

در گروه اول دامنه نوسانات مرکز فشار پای سالم و مبتلا در صفحه فرونتال کاهش معنی داری نشان داد (پای سالم p=۰/۰۰۸، پای مبتلا p=۰/۰۳). دامنه نوسانات پای سالم و مبتلا در صفحه ساژیتال تغییری نکرد (پای سالم p=۰/۶، پای مبتلا p=۰/۴). در ضمن سرعت نوسان مرکز فشار پای مبتلا در هر دو صفحه کاهش معنی داری نشان داد (صفحه ساژیتال p=۰/۰۱، صفحه فرونتال p=۰/۰۳). سرعت نوسان مرکز فشار پای سالم در دو صفحه تغییر معنی‌داری نکرد (صفحه ساژیتال p=۰/۴، صفحه فرونتال p=۰/۱) (جدول شماره ۱).

در گروه دوم دامنه نوسان مرکز فشار پای سالم در صفحه ساژیتال کاهش معنی‌داری نشان‌داد (p=۰/۰۳). سایر پارامترهای مرکز فشار تغییرات معنی‌داری نشان ندادند (جدول شماره ۲).

بحث و نتیجه گیری

هدف مطالعه انجام شده مقایسه میزان تاثیر دو روش درمانی CIMT و حرکت درمانی انبوه (Mass practice) بود.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که به دنبال هر دو روش درمانی سرعت سیکل راه رفتن در بیماران همی پارزی افزایش پیدا می‌کند و این تاثیر بین دو روش درمانی یکسان بود.

Parvataneni و همکارانش معتقدند که سرعت راه رفتن در بیماران همی پارزی بسیار تکرار پذیر است و بهبود آن ارتباط زیادی با استقلال و سطح فعالیت اجتماعی فرد دارد. سرعت راه رفتن عمدتا جهت ارزیابی اثرات پروتکل‌های درمانی مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد.[۲۲و۲۳]

Milot و همکارانش نشان دادند که کاهش قابل

جدول شماره ۲- مقادیر میانگین و انحراف معیار سرعت سیکل راه رفتن و پارامترهای کینتیک راه رفتن در گروه دوم قبل و پس از درمان.

متغیر	میانگین وانحراف معیار قبل از درمان	میانگین وانحراف معیار بعد از درمان
سرعت سیکل راه رفتن	۳۳/۰۲±۱۵/۷۸	۳۹/۷۵±۲۰/۴۱
دامنه نوسان مرکز فشار پای مبتلا (صفحه فرونتال)	۸/۸۷±۲/۸۷	۹/۲۴±۲/۸۸
دامنه نوسان مرکز فشار پای سالم (صفحه فرونتال)	۹/۲۵±۴/۶۷	۹/۳۶±۳/۸۲
دامنه نوسان مرکز فشار پای مبتلا (صفحه ساژیتال)	۱۳/۸۷±۳/۶۸	۱۳/۰۹±۳/۵۷
دامنه نوسان مرکز فشار پای سالم (صفحه ساژیتال)	۱۴/۷۷±۳/۷۸	۱۲/۹۵±۴/۰۶
سرعت نوسان مرکز فشار پای مبتلا(صفحه فرونتال)	۰/۰۰۲۴۹۲±۰/۰۰۰۸۵	۰/۰۰۱۴۲±۰/۰۰۰۳۷۱
سرعت نوسان مرکز فشار پای سالم(صفحه فرونتال)	۰/۰۰۱۵۶۴±۰/۰۰۰۳۴	۰/۰۰۲۲۳۱±۰/۰۰۰۷۰۳
سرعت نوسان مرکز فشار پای مبتلا(صفحه ساژیتال)	۰/۰۰۰۴۱۷±۰/۰۰۰۲۵۸	۰/۰۰۰۳۲۵±۰/۰۰۰۱۴۴
سرعت نوسان مرکز فشار پای سالم(صفحه ساژیتال)	۰/۰۰۳۲۶۱±۰/۰۰۰۶۵۶	۰/۰۰۱۹۲۷±۰/۰۰۰۶۵۲

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

توجه سرعت در این بیماران در اثر ضعف و عدم هماهنگی عملکرد عضلات اندام تحتانی به طور عمده پلانتار فلکسورها و در درجات بعد دورسال فلکسورها، اکستانسورهای زانو و فلکسورهای هیپ ایجاد می‌شود.[۲۴] به علاوه Lamontagne و همکارانش معتقدند که کاهش سرعت می تواند به عنوان یک استراتژی جبرانی جهت کاهش مصرف انرژی ضمن راه رفتن در نظر گرفته شود.[۹]

به نظر می رسد در بیماران مورد بررسی این پژوهش، بازآموزی نحوه صحیح و عملکردی راه رفتن، بازآموزی توانایی کنترل انتخابی و فعالیت به موقع عضلات به جای فعالیت های همزمان و بدون برنامه عضلات در مراحل مختلف یک سیکل راه رفتن که باعث مصرف زیاد انرژی می شود، می‌توانند به عنوان عوامل مسئول در افزایش سرعت راه رفتن مطرح شوند. در ضمن تقویت عضلات و افزایش توان هوازی فرد که تمامی اینها از اجزاء تشکیل دهنده برنامه تمرین درمانی در دو گروه می‌باشند، قادرند از طریق ایجاد تطابق‌های فیزیولوژیکی و افزایش بهره متابولیکی بدن در افزایش سرعت راه رفتن موثر باشند. از آنجا که شدت و مدت زمان تمرینات درمانی در دو گروه یکسان بوده، تفاوتی به لحاظ میزان افزایش سرعت در دو گروه دیده نشد.

در بررسی انجام شده دیده شد که در گروه اول دامنه نوسانات مرکز فشار پاهای سالم و مبتلا در جهت داخلی- خارجی و سرعت نوسان مرکز فشار پای مبتلا در جهت داخلی- خارجی و قدامی- خلفی کاهش معنی‌داری نشان دادند. در گروه دوم تنها دامنه نوسان مرکز فشار پای سالم در جهت قدامی-خلفی کاهش معنی‌داری نشان داد.

مقادیر مربوط به دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار اندام های تحتانی قادرند اطلاعاتی راجع به تغییرات نروموتور که بخشی از استراتژی های کنترل حرکت می باشند، فراهم آورند که نشان دهنده میزان توانایی عملکردی اندام‌های تحتانی و توانایی حفظ تعادل دینامیک ضمن راه رفتن می‌باشند. Mizelle و همکارانش معتقدند که سرعت راه رفتن یک معیار نسبتا غیر دقیق (Gross) در ارزیابی عملکرد نروموتور به شمار می رود، در حالی که دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار وضعیت کنترل نروموتور را به طور دقیق‌تری ضمن راه رفتن نشان می دهند.[۱۱] Nardone و همکارانش بیان می کنند که در بیماران همی پارزی دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار هر دو اندام نسبت به افراد طبیعی افزایش پیدا می‌کند که علت آن بروز نقص در مکانیزم های کنترل حرکت می‌باشد.[۱۳]

می‌دانیم که آوران‌های حسی پیکری به عنوان مهم‌ترین منبع فراهم آورنده اطلاعات ورودی سیستم کنترل تعادل به شمار می‌روند و راه رفتن نیز از عملکردی ترین مهارت های تعادلی محسوب می‌شود. بنابراین اطلاعات حسی پیکری ارسالی از اندام‌های تحتانی که اصلی ترین آن‌ها اطلاعات مربوط به نیروهای وارده به اندام ها ضمن راه رفتن می باشند و عمدتاً از طریق آوران‌های Ib گیرنده های وتری گلژی و نیز گیرنده های فشاری پوستی و مفصلی به مراکز بالا ارسال می‌شوند، نقش مهمی در حفظ تعادل دینامیک ضمن راه رفتن دارند.[۲۵و۲۶]

تعادل دینامیک ضمن راه رفتن وقتی برقرار می شود که پاسخ های عضلانی با دامنه و زمان مناسب در مراحل مختلف سیکل راه رفتن وجود داشته باشند. پاسخ های مناسب عضلات توسط سیستم کنترل تعادل در صورت وجود اطلاعات حسی پیکری صحیح اتخاذ می‌شوند.[۲۷] بررسی هایی که توسط Lamontagne و همکارانش انجام شده نشان می‌دهند که میزان نیروی وارده بر اندام‌های تحتانی بر زمان و مقدار فعالیت عضلات در مراحل مختلف سیکل راه رفتن و نیز بر کیفیت پاسخ های تعادلی استاتیک اثر بسزایی دارد.[۹]

آنچه که در بیماران همی پارزی رخ می دهد نقص در ارسال پیام های حسی به سمت بالا می باشد؛ به این ترتیب که بیمار پس از راه افتادن به علت ضعف عضلات اندام تحتانی مبتلا و فقدان توانایی جهت ساپورت مرکز جرم بدن توسط اندام تحتانی مبتلا، درصد بیشتر وزن خود را روی اندام سالم می اندازد (همان پدیده یادگیری در عدم استفاده). آوران‌های اندام مبتلا از تحمل نیروی وزن طبیعی محروم می‌شوند.[۲۷] Morris و همکارانش معتقدند CIMT با محدود ساختن استفاده از اندام سالم و بازسازی مجدد حرکات عملکردی اندام مبتلا قادراست با پدیده یادگیری در عدم استفاده مقابله کند.[۱۹] نتایج مطالعات بسیاری که در این زمینه انجام شده نشان دهنده اثرات قابل

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

توجهCIMT بر بهبود عملکرد حرکتی اندام فوقانی مبتلا می‌باشد.[۲۸-۳۲] Wittenberg و همکارانش بیان می‌کنند که اثرات CIMT بر بهبود عملکرد حرکتی می‌تواند در نتیجه تغییرات ساختاری یا عملکردی مغز و یا تغییر در خصوصیات اجزاء عضلانی اسکلتی اندام مبتلا ایجاد شود.[۳۳]

با توجه به نتایج تحقیق حاضر، اساس CIMT اندام‌های تحتانی، باز آموزی الگوهای صحیح حرکتی درکنار ارسال اطلاعات حسی پیکری طبیعی می باشد (تاکید بر تصحیح عدم تقارن تحمل وزن در حالت ایستاده). در گروه اول که این تصحیح با پوشیدن اورتز پیشنهادی صورت گرفت، با کاهش دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار مواجه شدیم که حاکی از افزایش توانایی عضلات اندام های تحتانی در برابر اغتشاشات خارجی وارده ضمن راه رفتن می باشد. به بیان دیگر، گیرنده های فشاری در این حالت اطلاعات خود را در یک دامنه فیزیولوژیک به بالا ارسال می کنند و سیستم مرکزی کنترل کننده تعادل بر مبنای این اطلاعات تصمیم گیری صحیحی انجام می‌دهد. این مسئله نشان دهنده افزایش توانایی سیستم کنترل حرکت جهت استفاده از استراتژی های طبیعی برای کنترل دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار درجهت داخلی-خارجی می‌باشد.

همان طور که می دانیم حرکات مرکز فشار در جهت داخلی-خارجی از طریق استراتژی هیپ کنترل می‌شود. درواقع جهت حفظ ثبات استاتیک و دینامیک در صفحه فرونتال عمدتاً تنه و مفصل هیپ درگیر هستند. اصلی ترین حرکت تنه در صفحه داخلی-خارجی، حرکت جانبی لگن است که اداکسیون (Adduction) پا و ابداکسیون (Abduction) پای دیگر را می طلبد.[۳۴] بنابراین می‌توان اظهار کرد که تغییر میزان نیروی وارده بر اندام ها در طول دوره درمان در گروه اول، از طریق تاثیر بر عملکرد عضلات دخیل در استراتژی هیپ، باعث افزایش کیفیت عملکردی این عضلات و بهبود توانایی آن ها در کاهش دامنه و سرعت جابجایی مرکز فشار و درنتیجه افزایش پایداری دینامیک ضمن راه رفتن شده است. در توجیه نتایج مطالعه حاضر می توان به نقش عوامل آناتومیکال نیز اشاره‌ایی داشت.[۳۵] یعنی می توان احتمال داد در گروه اول، اورتز متقارن کننده تحمل وزن با تغییر در جهت گیری لگن یعنی پایین بردن لگن مبتلا و بالا آوردن لگن سالم، عضلات مفاصل هیپ را در شرایط بهتری جهت مقابله با اغتشاشات طرفی در صفحه فرونتال قرار داده است.

البته در گروه دوم نیز کاهش دامنه نوسان مرکز فشار پای سالم در صفحه قدامی- خلفی اتفاق افتاد که نشان دهنده آن است که انجام تمرینات با هدف بازآموزی نحوه صحیح راه رفتن نیز قادراست باعث بهبودی در هماهنگی فعالیت عضلات و کنترل دینامیک راه رفتن بشود. لازم به توضیح است که استراتژی مچ پا، حرکات مرکز فشار را در جهت قدامی-خلفی کنترل می‌کند.[۳۴] کاهش جابجایی مرکز فشار پای سالم درصفحه ساژیتال در گروه دوم، نشان دهنده بهبودی در استراتژی مچ پا در کنترل حرکات مرکز فشار پای سالم در این صفحه می باشد.

در هر حال با توجه به نتایج تحقیق حاضر می توان اظهار داشت که در گروه اول که پارامترهای بیشتری مربوط به نوسانات مرکز فشار در هر دو اندام کاهش مقدار نشان دادند، کنترل بیشتری در سطح تعادل دینامیک ضمن راه رفتن به دست آمده است.

در پایان لازم به ذکر است که کم بودن تعداد بیماران همی پارزی واجد شرایط تحقیق و نیز عدم همکاری بیمار در طول درمان که منجر به حذف بیمار از مطالعه می شد، از جمله مهم ترین عوامل ایجاد محدودیت در پژوهش حاضر بشمار می رفتند.

ضمناً لازم است که بررسی های گسترده تری درباره کاربرد درمان CIMT اندام های تحتانی با شدت و مدت زمان های متفاوت و نیز بررسی تاثیر این روش درمانی در فاز حاد سکته مغزی انجام پذیرد.

بنابراین نتایج این تحقیق نشان داد چنانچه CIMT اندام تحتانی با رعایت دو جزء اصلی خود انجام شود، یعنی با تحمل وزن اجباری توسط کفی، جزء اول درمان عملی گردد و در کنار آن تمرین درمانی فشرده انجام شود، تعادل دینامیک و سرعت راه رفتن در بیماران همی پارزی بهبودی قابل توجهی خواهد یافت. در واقع می توان گفت CIMT قادراست با غلبه بر پدیده یادگیری در عدم استفاده و با اصلاح عارضه نقص در ارسال پیام های حسی به سمت مراکز کنترل کننده حرکت، به نحو موثرتری اختلالات تعادلی دینامیک ضمن راه رفتن را درمان کند.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

با توجه به نتایج تحقیق حاضر و نیز سهولت استفاده از اورتز ایجاد کننده تحمل وزن اجباری توسط پای سالم بیماران همی پارزی در این پژوهش و ساده و ارزان قیمت بودن این اورتز، استفاده از این اورتز ضمن تمرین درمانی شدید و پیشرونده در این بیماران توصیه می شود.

تقدیر و تشکر

نویسندگان این مقاله از مهندس محمد راوری عضو هیات علمی گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد به دلیل همکاری در استخراج داده‌ها تقدیر و تشکر می نمایند.

فهرست منابع

1. Gillen G, Burkhardt A. Stroke rehabilitation. 1st ed. New York: Mosby; 1998.p.1-4.

2. 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): 629-34.

3. Mayer N. Clinicophysiologic concepts of spasticity and motor dysfunction in adults with an upper motoneuron lesion. Muscle & Nerve; 1997. 6: 1-13.

4. Bohannon RW, Leary KM. Standing balance and function over the course of acute rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil; 1995. 76(11): 994-96.

5. Sandin KJ, Smith BS. The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. Stroke; 1990. 21(1): 82-86.

6. Higginson JS, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA, Delp SL. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. J Biomech; 2006. 39(10): 1769-77.

7. Kim CM, Eng JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. Gait Posture; 2004. 20(2): 140-46.

8. Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, Duysens J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. Gait Posture; 2007. 25(3): 342-52.

9. Lamontagne A, Stephenson JL, Fung J. Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. Clin Neurophysiol; 2007. 118(4): 717-29.

10. Patterson KK, Parafianowicz I, Danells CJ, Closson V, Verrier MC, Staines WR, et al. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. Arch Phys Med Rehabil; 2008. 89(2): 304-10.

11. Mizelle C, Rodgers M, Forrester L. Bilateral foot center of pressure measures predict hemiparetic gait velocity. Gait Posture; 2006. 24(3): 356-63.

12. Pollock A, Langhorn P, Baer G, 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.

13. Nardone A, Godi M, Grasso M, Guglielmetti S, Schieppati M. Stabilometry is a predictor of gait performance in chronic hemiparetic stroke patients. Gait Posture; 2009. 30(1): 5-10.

14. 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.

15. 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.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

(2): CD001920.

16. 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.

17. 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.

18. M.Morris D, Cargo jE, C.deluca S, D.Pidikitti R, Taub E .Constraint - induced movement therapy for motor recovery after stroke. Neurorehabilitation; 1997. 9: 29-43.

19. Morris DM, Taub E, Mark VW. Constraint-induced movement therapy: characterizing the intervention protocol. Eura Medicophys; 2006. 42(3): 257-68.

20. Zaflarski JP, Page SJ, Kissela BM, Lee JH, Levine P, Strakowski SM. Cortical reorganization following modified constraint-induced movement therapy: a study of 4 patients with chronic stroke. Arch Phys Med Rehabil; 2006. 87(8): 1052-58.

21. Davies PM. Steps to follow. 2nd ed. Berlin: Springer; 2000.p.248-64.

22. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. Gait Posture; 2005. 22(1): 51-56.

23. Parvataneni K, Olney SJ, Brouwer B. Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke. Clin Biomech; 2007. 22(7): 813-20.

24. Milot MH, Nadeau S, Gravel D, Bourbonnais D. Effect of increases in plantar flexor and hip flexor muscle strength on the levels of effort during gait in individuals with hemiparesis. Clin Biomech; 2008. 23(4): 415-23.

25. Dietz V, Gollhofer A, Kleiber M, Trippel M. Regulation of bipedal stance: dependency on "load" receptors .Exp Brain Res; 1992. 89(1): 229-31.

26. Duysens J, Clarac F, Cruse H. Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects. Physiol Rev; 2000. 80(1): 83-133.

27. Marigold DS, Eng JJ, Timothy Inglis J. Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. Clin Neurophysiol; 2004. 115(12): 2789-97.

28. Azab M, Al-Jarrah M, Nazzal M, Maayah M, Sammour MA, Jamous M. Effectiveness of constraint-induced movement therapy (CIMT) as home-based therapy on Barthel Index in patients with chronic stroke. Top Stroke Rehabil; 2009. 16(3): 207-11.

29. Barzel A, Liepert J, Haevernick K, Eisele M, Ketels G, Rijntjes M, et al. Comparison of two types of Constraint-Induced Movement Therapy in chronic stroke patients: A pilot study. Restor Neurol Neurosci; 2009. 27(6): 673-80.

30. Lin KC, Chang YF, Wu CY, Chen YA. Effects of constraint-induced therapy versus bilateral arm training on motor performance, daily functions, and quality of life in stroke survivors. Neurorehabil Neural Repair; 2009. 23(5): 441-48.

31. Kim DG, Cho YW, Hong JH, Song JC, Chung HA, Bai DS, et al. Effect of constraint-induced movement therapy with modified opposition restriction orthosis in chronic hemiparetic patients with stroke. NeuroRehabilitation; 2008. 23(3): 239-44.

32. Brogardh C, Flansbjer UB, Lexell J. What is the long-term benefit of constraint-induced movement therapy? A four-year follow-up. Clin Rehabil; 2009. 23(5): 418-

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

23.

33. Wittenberg GF, Schaechter JD. The neural basis of constraint-induced movement therapy. Curr Opin Neurol; 2009. 22(5): 1-7.

34. Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. J Neurophysiol; 1996. 75(6): 2334-343.

35. Rougier PR. Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. J Biomech; 2007. 40(11): 2477-82.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]

Original Article

The effect of "constraint induced movement therapy" on velocity and gait kinetics in hemiparetic patients

M. Shaikh, PhD student of physiotherapy, MSc in Physiotherapy, Physiotherapy Department, School of Medicine, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
***F. Bahrpeyma, PhD,** Assistant Professor of Physiotherapy, Crossing of Shaheed Chamran and Jalal-e Al Ahmad Expressways, Physiotherapy Department, School of Medicine, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran (*Corresponding author).
E. Ebrahimi Takamajani, PhD, Professor of Physiotherapy, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.
B. Forough, MD, Associate Professor of Physical Medicine and Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences and Health Services, Tehran, Iran.

Abstract

Introduction: Balance and gait disorders are common motor complications after stroke. Studies have revealed that conventional physiotherapy cannot manage these disorders efficiently; so more studies addressing the causes of these complications and presenting efficient treatment protocols are crucial.
Methods: Thirty hemiparetic patients (age range 40-60 years old) participated in this experimental study. Patients were randomly divided in to 2 groups. One group received Constraint Induced Movement Therapy (CIMT) (group1) and the other Mass Practice (group 2) for 3 weeks. Experimental assessments included stride velocity and kinetic parameters of gait (amplitude and velocity of center of pressure sways of paretic and non-paretic limbs in sagittal and frontal planes) that were recorded and compared before and after treatment. For statistical analysis of data, if distribution of data was normal, parametric tests of t and pair t-tests were used. If distribution of data was not normal, non parametric tests of Wilcoxon and Mann-Whitney were used. SPSS V.11.5 was also used for data analysis.
Results: In both groups, stride velocity increased ($p=0.03$, $p=0.01$). In CIMT group, COP sway for paretic and non-paretic limbs decreased in frontal plane ($p=0.03$, $p=0.008$). COP sway velocity for paretic limb decreased in both planes ($p=0.01$, $p=0.03$). For mass practice group, only COP sway amplitude for non-paretic limb decreased in sagittal plane ($p=0.03$).
Conclusion: Physical therapy based on "Constraint Induced Movement Therapy" can more efficiently manage dynamic balance gait disorders by overcoming "learned non-use" phenomena and improving somato-sensory deafferentation to central motor controllers.

Keywords: Gait, Kinetics, Movement therapy, Hemiparesis

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-16]