

تأثیر یک پروتکل تمرینی ویژه بر پارامترهای راه رفتن در مردان مبتلا به حوادث عروق مغز

چکیده

زمینه: صدمات مغزی به هر نوع از آسیب ناشی از ضربه مستقیم و یا غیرمستقیم به مغز و عناصر وابسته به آن اطلاق می‌گردد. حدود ۶۰ درصد از بازماندگان صدمات مغزی دارای عملکرد اختلالی دائم هستند. هدف از تحقیق حاضر مطالعه اثر یک دوره تمرینی ویژه ۱۲ هفته‌ای بر پارامترهای راه رفتن مردان متعاقب صدمات مغزی بود.

روش کار: در این مطالعه نیمه تجربی، تعداد ۳۰ نفر آزمودنی مرد با میانگین و انحراف معیار سن $52 \pm 5/4$ سال، وزن $78 \pm 5/3$ کیلوگرم و قد $173 \pm 4/2$ سانتی متر، بصورت هدفمند و در دسترس انتخاب و بطور تصادفی به دو گروه تجربی (۱۵ نفر) و کنترل (۱۵ نفر) تقسیم شدند. به منظور ارزیابی راه رفتن از شتاب سنج استفاده شد که متغیرهای کینماتیکی سرعت گام برداری، شتاب گام برداری، طول گام، آهنگ گام برداری، میزان تغییر جهت راه رفتن را بررسی کرد. تحلیل داده‌ها بوسیله آزمون تی وابسته و تی مستقل با استفاده از نرم افزار SPSS-21 در سطح $P \leq 0/05$ انجام شد.

یافته‌ها: یافته‌ها نشان داد تأثیر تمرینات ویژه بر راه رفتن و متغیرهای کینماتیکی آن (سرعت گام برداری، شتاب گام برداری، طول گام، آهنگ گام برداری، میزان تغییر جهت راه رفتن و شباهت راه رفتن با افراد سالم) معنی دار بود ($P=0/00$).

نتیجه گیری: براساس مطالعه حاضر، تمرینات ویژه اثر مثبتی در راه رفتن و پارامترهای مرتبط با آن در بیماران مرد با صدمات مغزی دارد، بنابراین می‌تواند به عنوان یکی از مهمترین راهکارهای توانبخشی این افراد توصیه شود.

واژگان کلیدی: حوادث عروق مغزی، عملکرد حرکتی، راه رفتن

^۱ دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

^۲ دانشیار آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

^۳ استادیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه اصفهان اصفهان، ایران.

* نشانی نویسنده مسنول:

دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

نشانی الکترونیک:

Kazemidr@yahoo.com

مقدمه

حوادث عروق مغزی^۱ (CVA) یکی از شایعترین عوامل اختلال در حرکات هستند (۱). صدمات مغزی به هر نوع آسیب ناشی از ضربه مستقیم و یا غیرمستقیم به مغز و عناصر وابسته به آن اطلاق گردیده و به سه دسته خفیف ($GCS=14-15$)^۲، متوسط ($GCS=9-13$) و شدید ($GCS<9$) طبقه‌بندی می‌گردد. آمارهای گرفته شده نشان می‌دهد که از کل صدمات مغزی ایجاد شده ۸۰ درصد از نوع خفیف و ۲۰ درصد از نوع متوسط و شدید می‌باشند (۲). تخمین زده می‌شود که حدود ۶۰ درصد بازماندگان CVA دارای عملکرد اختلالی دائم هستند (۳). بررسی‌های جهانی بیانگر این واقعیت است که صدمات مغزی حدود ۲۰ درصد از کل سوانح را به خود اختصاص می‌دهد و همچنان میزان صدمات عروق مغزی در جهان رو به افزایش می‌باشد (۳).

حوادث عروق مغزی (CVA) در حال حاضر یکی از عوامل اصلی ناتوانی حرکتی است. CVA با اختلال حرکتی در اندام فوقانی و تحتانی همراه می‌باشد و گرچه اغلب افراد، استراتژی‌های جبرانی مربوط به هر دو اندام دچار اختلال شده و سالم را توسعه می‌دهند ولی با این حال، کنترل ارادی اندام دچار عارضه دشوار می‌باشد. در واقع، اطلاعات زیادی در مورد موثرترین راه برای بازسازی سیستم حرکتی برای به حداکثر رساندن بهبود در عملکرد عصبی وجود ندارد (۴-۶). نکته دیگر اینکه ناتوانی پس از آسیب مغزی در نتیجه اثر ترکیبی آسیب عصبی و مشکلات ثانویه است که به طور بالقوه قابل پیشگیری یا درمان است. برخی از مشکلات ثانویه ناشی از عدم تحرک است (به عنوان مثال تغییر عملکرد عضله، کاهش ظرفیت هوازی) و این مشکلات ثانویه به احتمال زیاد به بیماران با سطوح مختلف از شدت معلولیت پس از آسیب مغزی تحمیل می‌شود (۷).

از تبعات حوادث عروق مغزی می‌توان به کاهش سرعت حرکت، ضعف، اختلالات عملکردی، کاهش قدرت و تعادل اشاره نمود (۸)، این دو عامل بر اساس فرضیه خودکارآمدی^۳ باندورا مبتنی هستند. باندورا، خودکارآمدی را ادراک فرد از توانایی‌های خود در حوزه‌ی خاصی از فعالیت‌ها تعریف کرده است (۹). پاول و می‌یر، خودکارآمدی افتادن را باورهای فرد به توانایی خود برای شرکت در فعالیت‌های خاصی از زندگی روزانه بدون افتادن یا از دست دادن تعادل تعریف کرده‌اند (۱۰). حدود ۲۲٪ تا ۵۹٪ افراد مبتلا به سکته مغزی، ترس از افتادن را گزارش کرده‌اند. تعادل به معنی توانایی حفظ مرکز ثقل در سطح اتکا می‌باشد که عواملی همچون قدرت، استقامت، انعطاف پذیری و حس عمقی در آن دخیل می‌باشند. این فاکتورها در افراد بعد از سکته مغزی رو به کاهش و از دست رفتن

است. عامل روانشناختی دیگر مرتبط با افتادن اعتماد به تعادل است. اعتماد به تعادل درکی از باور افراد به تواناییشان برای انجام تکالیف کارکردی روزانه، بدون از دست دادن تعادل می‌باشد (۱۱).

شدت آسیب سیستم عصبی مرکزی، با توجه به ضایعه یا سن فرد می‌تواند در پتانسیل بازآموزی حرکت بیمار اثر بگذارد، همچنین شرایط محیطی و آموزش هم در بهبود حرکتی تاثیر گذار است. توافق عمومی وجود دارد که توانبخشی اولیه موجب ارتقاء کیفیت در بازیابی و اینکه شدت درمان‌های فیزیکی به خصوص در ماه اول پس از سکته مغزی مهم است. شاید در این زمینه مهم‌ترین عامل، آموزش است. پژوهش‌های اخیر نشان می‌دهد که بهترین راه برای یادگیری یک فعالیت، تمرین آن فعالیت بعنوان یک وظیفه است. یافته‌های اخیر در مورد آموزش تعادل می‌تواند موجب بهبود تقارن حرکات اندام در هنگام راه رفتن باشد که از ویژگی مفهوم آموزش پشتیبانی می‌کند (۱۲). توانبخشی یکی از مهم‌ترین فرآیندهایی است که می‌توان در مورد این بیماران انجام داد تا عملکرد این بیماران را در زندگی روزمره بهینه کند. در توانبخشی برنامه‌های درمانی مختلفی وجود دارد. هرچند که هنوز ثابت نشده است که موثرترین این روش‌ها کدام می‌باشد. برنامه‌های درمانی امروزه موفقیت‌های خوبی داشته‌اند. بطور مثال پان تاثیر تمرین توانبخشی زود هنگام را بر فاکتورهای راه رفتن و کیفیت زندگی در افراد دارای صدمات عروق مغزی حاد انجام داد. نتیجه نشان از تاثیر معنی دار توانبخشی زود هنگام داد و محققان با توجه به تحقیق خود و نتایج تحقیقات مشابه تاکید بر شروع توانبخشی زود هنگام داشتند (۱۳). اورسین و همکاران تحقیقی با هدف بررسی راه رفتن و تعادل، یک سال بعد از سکته مغزی و ارتباط آن با مهارت شناختی افراد پس از سکته مغزی انجام دادند. نتیجه تحقیق حاکی از ارتباط دمانس با اختلال توانایی در راه رفتن و تعادل ضعیف بود. نتیجه اینکه در صورت عدم توانبخشی فیزیکی، این موارد بر مهارت شناختی مغز نیز اثرات مخرب دارد (۱). آنالیز راه رفتن در افراد سالم و بیمار تاریخچه طولانی دارد. در سال ۱۹۷۶، گاواینا انرژی مکانیکی باز یافتی را در راه رفتن افراد سالم بررسی کرد (۱۴) و سپس در سال ۱۹۸۴، وینتر مطالعات دقیقی بر روی انرژی جنبشی و پتانسیل افراد سالم و دچار اختلال در طول راه رفتن انجام داد (۱۵). در سال ۲۰۰۲، Mela و همکاران اثر حرکات مختلف را بر روی ماهیچه‌های تحتانی بررسی کردند (۱۶). در سال ۲۰۰۶، رومکز و همکاران عوامل بیومکانیکی راه رفتن را در بچه‌هایی با فلج نخاعی در راه رفتن به کمک اورتز بررسی کردند (۱۷). Van de Walle و همکاران اثر انرژی مکانیکی را در افراد با فلج نخاعی مورد تحقیق و بررسی قرار دادند (۱۸). یکی از عوامل مهم در اندازه‌گیری‌ها استفاده از ابزارهای قابل حمل و پوشیدنی مانند شتاب‌سنج‌ها می‌باشد که بطور گسترده ای توسط محققان مورد استفاده قرار گرفته است (۱۹ و ۲۰).

1. Cerebra Vascular Accidents

۲. Glasgow Coma Scale

۳. Self-efficacy

برای استفاده بسیار راحت آزادانه و بدون در نظر گرفتن محیط کاری در دوره زمانی طولانی در طول روز مناسب می‌کند و از طرفی کم هزینه هستند و می‌توان آنها را به سادگی توسعه داد. پارامترهای مختلفی را می‌توان با این دستگاه‌ها مانند شتاب، سرعت، انرژی مصرفی تقریبی محاسبه کرد، این دستگاه را می‌توان نه تنها در استخوان ساکروم بلکه در سایر نقاط بدن با توجه به نوع حرکت نصب کرد. هدف ما به طور عمده استفاده از شتاب سنج سه محوره، که به نظر می‌رسد از نظر سبکی و امکان تشخیص لرزش در سه جهت (X-Y-Z) توسط یک نقطه اندازه گیری تک اختصاص یافته ایده آل است. در این مطالعه از سه شتاب‌سنج سه محوره برای هر شرکت کننده استفاده می‌شود. یکی از شتاب‌ها بر روی ساکروم نصب می‌شود که با کمک آن می‌توان داده‌های کلی بدن را محاسبه کرد. دو شتاب‌سنج بعدی بر روی ران‌ها نصب می‌شود و با کمک آن می‌توان داده‌های مربوط به اندام تحتانی را محاسبه نمود. از شرکت‌کنندگان خواسته شد که در یک مسیر بطور نرمال برای حداقل ۶ مرتبه راه بروند. علاوه بر داده‌های آنتروپومتریک شامل سن، وزن و قد، از داده‌هایی که مستقیم از شتاب‌سنج بدست می‌آیند و همچنین داده‌هایی مانند سرعت و مکان که با کمک فیلترینگ مناسب و انتگرال گیری از داده های شتاب بدست می‌آیند و شاخص انرژی مکانیکی که از محاسبه جرم و سرعت و مکان بدست می‌آید، استفاده گردید (۲۱).

محاسبه انرژی مکانیکی مصرفی

$$E = E_k + E_p$$

که در آن E انرژی کل بدن، E_k انرژی جنبشی و E_p انرژی پتانسیل است.

$$E_k = 1/2 \cdot m \cdot V^2$$

که در آن m جرم و V سرعت حرکت است.

$$E_p = m \cdot g \cdot h$$

که در آن m جرم، g شتاب جاذبه زمین و h جابجایی است. لازم به ذکر است که انرژی یک بار نسبت به مرکز جرم کل بدن (کار خارجی) و یک بار نسبت به مرکز جرم ران‌ها نسبت به مرکز جرم کل بدن (کار داخلی) سنجیده می‌شود و بدین طریق می‌توان پارامترهای اندام تحتانی را بصورت جداگانه ارزیابی کرد (۲۱). پروتکل تمرینی شامل سه بخش اصلی بود. (۱) تمرینات تقویتی و کششی با رویکرد (NASM)، (۲) تمرینات تعادلی سطح پایه و پیشرفته، (۳) تمرینات آموزش مجدد راه رفتن (۲۲). هر سه بخش در جلسه تمرین با توجه به نیاز فرد و میزان پیشرفت او انجام شد. تمرینات به شکل تدریجی افزایش شدت داشت. در ابتدا ۱۰ دقیقه برای آمادگی سازمانی مانند تعویض لباس و غیره نیاز بود. همچنین در انتهای جلسه تمرین ۵ دقیقه حرکات کششی به منظور سرد کردن انجام شد. حرکات تمرینی در شکل شماره ۴ نشان داده شده است.

با توجه به هدف اصلی این پژوهش، که ارزیابی کمی پارامترهای بیومکانیکی افراد بالغ با صدمات مغزی در هنگام راه رفتن و ارائه برنامه تمرینی می‌باشد، بررسی‌ها نشان می‌دهد که مطالعات صورت گرفته در این زمینه تنها به بعد خاصی از مسئله و علت یابی آن پرداخته شده و مطالعه ای که مدل جامعی از ارزیابی کمی پارامترهای بیومکانیکی افراد بالغ با صدمات مغزی در هنگام راه رفتن و با هدف اصلاح برنامه تمرینی ارائه نماید، یافت نشد. مطالعات انجام شده در این زمینه، تنها ارزیابی کمی پارامترهای بیومکانیکی را مد نظر قرار داده اند و از توجه به برنامه تمرینی غفلت شده است، لذا از این حیث این مطالعه یک پژوهش نو به شمار می‌رود. برخی از فاکتورهای تحقیق تاکنون در ارزیابی کمی پارامترهای بیومکانیکی افراد بالغ با صدمات مغزی مورد مطالعه قرار نگرفته‌اند و لذا از این حیث مطالعه‌ی حاضر سعی دارد به اهمیت رویکردهای درمانگرانه در علم پزشکی ورزش بپردازد.

روش کار

طرح تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی با طرح پیش آزمون و پس آزمون (یا گروه تجربی و کنترل) بود. به منظور کاهش تأثیرات ناشی از اختلاف موجود میان نمونه‌ها و همچنین کنترل متغیرهای مداخله گر و مزاحم از روش گروه‌بندی تصادفی استفاده شد. مکان انجام مطالعه بیمارستان حضرت رسول اکرم (ص) تهران واقع در منطقه ستارخان تهران و زمان انجام آن آذر، دی و بهمن ماه سال ۱۳۹۷ بود.

در این پژوهش، جامعه آماری شامل کلیه بیماران مرد دارای حوادث عروق مغزی مراجعه کننده به این بیمارستان بودند. ۳۰ نفر آزمودنی های این پژوهش به صورت هدفمند و نمونه در دسترس و با در نظر گرفتن صدمات مغزی، انتخاب شدند. گروه‌های تحقیق شامل: ۱۵ نفر گروه تمرین ویژه و ۱۵ نفر گروه کنترل بود.

معیار ورود آزمودنی‌ها شامل داشتن صدمات مغزی مشخص (تایید و ارجاع پزشک متخصص) و معیار خروج عدم ابتلا به بیماری جسمی یا روانی شناخته شده یا تحت درمان، نداشتن استرس شدید نظیر فوت نزدیکان و یا عمل جراحی در سه ماه اخیر، مصرف دارو و شرکت در دیگر مطالعات مشابه بود.

به منظور ارزیابی راه رفتن از شتاب سنج استفاده شد (شکل ۱ - ۱). بعد از انجام این تمرینات، از شتاب‌سنج‌ها برای گرفتن داده‌های راه رفتن از هر دو گروه استفاده شد و از شرکت کننده خواسته شد که با پای برهنه در یک مسیر ۱۰ متری حداقل ۶ بار بطور نرمال راه برود. البته داده‌های بیماران قبل از تمرینات نیز گرفته شد. شتاب سنج‌های الکترونیکی، امیدوار کننده‌ترین سنسورهای حرکتی برای ارزیابی فعالیت بدنی در زندگی روزمره افراد هستند. از مزایای استفاده از شتاب‌سنج‌ها می‌توان گفت که سیار و سبک هستند و استفاده از آنها ساده است و این آنها را



شکل شماره ۱. دستگاه شتاب سنج و نصب آن

از نرم افزار آماری SPSS نسخه ۲۱ برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. با استفاده از آزمون کلموگروف اسمیرنوف توزیع طبیعی داده‌ها بررسی شد. از آزمون تی وابسته و تی مستقل به منظور بررسی تغییرات بین و درون گروهی متغیرهای وابسته استفاده شد. سطح معنی داری در سراسر تحقیق در سطح ۹۵ درصد با آلفای کوچک‌تر و یا مساوی ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای رسم نمودارها از نرم افزار ۲۰۱۳-EXCEL استفاده شد.

یافته‌ها

تعداد ۳۰ آزمودنی به صورت هدفمند انتخاب و به صورت تصادفی و مساوی در ۲ گروه تمرین ویژه و گروه کنترل قرار گرفتند. برخی از ویژگی‌های جمعیت شناختی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آمده است.



شکل شماره ۴. برنامه تمرینی ویژه

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت شناختی نمونه‌ها

انحراف معیار	میانگین	تعداد	گروه	
۴/۴۷	۵۲/۴	۱۵	تمرین ویژه	سن (سال)
۶/۳۸	۵۲	۱۵	کنترل	
۳/۸۵	۱۷۱/۵	۱۵	تمرین ویژه	قد (سانتیمتر)
۴/۶۴	۱۷۵	۱۵	کنترل	
۷/۵۳	۷۷/۸	۱۵	تمرین ویژه	وزن (کیلوگرم)
۳/۲۴	۷۹/۹	۱۵	کنترل	
۳/۰۷	۲۶/۵	۱۵	تمرین ویژه	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر متر مربع)
۱/۵	۲۶/۱	۱۵	کنترل	

نتایج حاصل از t همبسته (جدول ۲) نشان داد که سرعت گام برداری، شتاب گام برداری، طول گام و میزان تغییر جهت راه رفتن گروه تجربی قبل و بعد از ۱۲ هفته برنامه تمرینی ویژه تفاوت معنی داری وجود داشت ($p=0/00$). همچنین تغییر معنی داری در هیچ کدام از متغیرها در گروه کنترل مشاهده نشد.

جدول ۲. نتیجه آزمون t همبسته برای بررسی تاثیر برنامه تمرینی ویژه بر میزان تغییر جهت راه رفتن شتاب گام برداری، طول گام و انرژی راه رفتن بیماران با CVA (گروه تجربی ۱۵ نفر)

متغیرها	محل اتصال سنسور	زمان اندازه گیری	میانگین	انحراف استاندارد	t وابسته		
					t محاسبه شده	df	sig
میزان تغییر جهت راه رفتن	محور X-سنسور کمر	پیش آزمون پس آزمون	۷/۰۴۴۴ ۶/۸۶۹۷	۱/۲۰۵ ۱/۳۹۵	۴/۳۵۷	۱۴	۰/۰۰۱*
شتاب راه رفتن	سنسور کمر	پیش آزمون پس آزمون	۹/۸۶۹ ۱۱/۰۳۵۷	۱/۳۹۲ ۱/۱۲۳	-۲/۵۷۴	۱۴	۰/۰۲۲*
	سنسور پای راست	پیش آزمون پس آزمون	۱۰/۸۰۳ ۱۴/۲۷۲	۱/۱۸۶ ۱/۳۳۵	-۷/۱۲۳	۱۴	<۰/۰۰۱
	سنسور پای چپ	پیش آزمون پس آزمون	۱۲/۱۶۴ ۱۵/۰۴۱	۱۰۱۶ ۱/۳۳۰	-۸/۸۵۱	۱۴	<۰/۰۰۱
طول گام	-	پیش آزمون پس آزمون	۸۶/۲۹۴ ۹۵/۹۶۹	۵/۰۱۳۵ ۷/۶۰۴۵	-۳/۷۳۸	۱۴	۰/۰۲*
انرژی مصرفی	-	پیش آزمون پس آزمون	۲۷/۳۹۲۷ ۳۲/۱۹۵۵۸	۲/۴۶۶۰ ۱/۷۷۸۹	-۵/۶۶۳	۱۴	<۰/۰۰۱*

سرعت راه رفتن در تحقیق حاضر در هر سه محور حرکتی و همچنین هر سه عضو نصب شده (کمر، پای چپ و پای راست) بررسی شده است که در جدول شماره ۳ قابل مشاهده است.

جدول ۳. نتیجه آزمون t همبسته برای بررسی تاثیر برنامه تمرینی ویژه بر سرعت راه رفتن بیماران با CVA (گروه تجربی ۱۵ نفر)

متغیرها	زمان اندازه گیری	میانگین	انحراف استاندارد	t وابسته		
				t محاسبه شده	df	sig
محور X-سنسور کمر	پیش آزمون پس آزمون	۱۳/۸۴ ۱۵/۶۴	۲/۰۱۰ ۱/۸۱۶	-۲/۴۶۰	۱۴	۰/۰۲*
محور Y-سنسور کمر	پیش آزمون پس آزمون	۱۵/۳۳۵ ۱۷/۲۳۴	۱/۸۷۹ ۲/۱۵۶	-۲/۳۰۹	۱۴	۰/۰۳۷*
محور Z-سنسور کمر	پیش آزمون پس آزمون	۱۲/۷۸۲ ۱۵/۳۰۰	۱/۴۵۰ ۱/۵۹۵	-۳/۸۹۳	۱۴	۰/۰۲*
محور X-سنسور پای راست	پیش آزمون پس آزمون	۱۱/۶۸۰ ۱۳/۳۳۱	۲/۱۱۰ ۱/۷۵۲	-۴/۰۷۸	۱۴	۰/۰۱*
محور Y-سنسور پای راست	پیش آزمون پس آزمون	۱۵/۹۳۱ ۱۸/۲۲۳	۲/۲۸۵ ۲/۵۱۲۶	-۲/۶۰۹	۱۴	۰/۰۲۱*
محور Z-سنسور پای راست	پیش آزمون پس آزمون	۱۵/۵۱۰ ۱۶/۸۱۷	۲/۵۳۴ ۱/۰۴۸	-۲/۲۱۹	۱۴	۰/۰۴۴*
محور X-سنسور پای چپ	پیش آزمون پس آزمون	۱۲/۶۸۷ ۱۴/۹۰۲	۱/۳۱۵ ۲/۰۲۳۵	-۳/۴۷۹	۱۴	۰/۰۴*
محور Y-سنسور پای چپ	پیش آزمون پس آزمون	۱۱/۶۴۹ ۱۶/۹۸۲	۲/۲۹۶ ۱/۱۱۹	-۰/۱۳۵	۱۴	۰/۰۱*
محور Z-سنسور پای چپ	پیش آزمون پس آزمون	۱۲/۵۸۲ ۱۵/۵۰۰	۱/۳۰۹ ۱/۷۵۹	-۴/۸۷۴	۱۴	<۰/۰۰۱*

همچنین از آزمون تی مستقل در پس آزمون گروه مورد مطالعه و کنترل استفاده شد تا تغییرات بین گروهی نیز بررسی شود که نتایج آن در جداول شماره ۴ و ۵ قابل مشاهده است.

جدول ۴. نتایج آزمون T مستقل برای مقایسه میزان تغییر جهت راه رفتن، شتاب راه رفتن، طول گام و انرژی مصرفی در پس آزمون دو گروه (تجربی ۱۵ نفر، کنترل ۱۵ نفر)

متغیر	گروه	t	df	p
تغییر جهت راه رفتن	سنسور کمر - انحراف از مرکز ثقل جهت x	۴/۱۸۷۷	۲۸	<۰/۰۰۰۱
شتاب راه رفتن	کمر	۵	۲۸	۰/۰۰۰
	پای راست	۴	۲۸	۰/۰۰۰
	پای چپ	۵	۲۸	۰/۰۰۰
طول گام	طول گام	۰/۴۳۰۹	۲۸	<۰/۰۰۰۱
انرژی مصرفی	انرژی مصرفی	۰/۸۳۰۱	۲۸	<۰/۰۰۰۱

جدول ۵. نتایج آزمون t مستقل برای مقایسه سرعت راه رفتن در پس آزمون دو گروه (تجربی ۱۵ نفر، کنترل ۱۵ نفر)

متغیر	گروه	T	Df	p
کمر -RMS_SPEED-X	تجربی کنترل	۲	۲۸	۰/۰۰۰
کمر RMS_SPEED-Y -	تجربی کنترل	۶	۲۸	۰/۰۰۰
کمر RMS_SPEED-Z -	تجربی کنترل	۳	۲۸	۰/۰۰۰
پای راست -RMS_SPEED-X	تجربی کنترل	۶	۲۸	۰/۰۰۰
پای راست RMS_SPEED-Y -	تجربی کنترل	۸	۲۸	۰/۰۰۰
پای راست RMS_SPEED-Z -	تجربی کنترل	۳	۲۸	۰/۰۰۰
پای چپ -RMS_SPEED-X	تجربی کنترل	۳	۲۸	۰/۰۰۰
پای چپ RMS_SPEED-Y -	تجربی کنترل	۵	۲۸	۰/۰۰۰
پای چپ RMS_SPEED-Z -	تجربی کنترل	۴	۲۸	۰/۰۰۰

همانند آزمون تی وابسته، در مورد مقایسه با گروه کنترل، سرعت راه رفتن در تحقیق حاضر در هر سه محور حرکتی و همچنین هر سه عضو نصب شده (کمر، پای چپ و پای راست) بررسی شده است که در جدول شماره ۵ قابل مشاهده است.

نتایج آزمون تی مستقل در هر دو جدول شماره ۴ و ۵ نشان می دهد که تغییرات پارامترهای مختلف راه رفتن بین گروه تمرین و کنترل تغییر معنی دارد.

بحث و نتیجه گیری

تحقیق حاضر با هدف بررسی یک دوره برنامه تمرینی بر برخی پارامترهای کینماتیکی راه رفتن مردان با CVA انجام شد. تأثیر ۱۲ هفته تمرین ویژه بر سرعت گام برداری، طول گام، تعداد گام در دقیقه، زاویه میچ پا، زاویه زانو و زاویه ران در لحظه تماس پاشنه پا با زمین و در لحظه جدا شدن پا از زمین در افراد با CVA افزایش معناداری داشت. این نتیجه با نتایج تحقیقات اورسین و همکاران (۱)، پان (۱۳)، لوی و انج (۲۳) و دوگاری و همکاران (۲۴) (۲۴ و ۲۳ و ۱۳ و ۱) همسو و با تحقیقات اکبری و همکاران و قاسمی و همکاران ناهمسو بود (۲۶ و ۲۵). یکی از دلایل ناهمسویی را می توان به تمرینات تحقیق مذکور نسبت داد. در تحقیق اکبری و همکاران فقط از تمرینات قدرتی استفاده شده است در حالی که تمرینات پژوهش حاضر دارای حرکات کششی، قدرتی، مهار عضلات و انسجام بود. همچنین در تحقیق قاسمی و همکاران طول مدت تمرین ۴ هفته بود که مدت زمان

به روش‌های مختلف ارائه می‌گردد، فیدبک دیداری، شنیداری، لمسی و... که ممکن است توسط فرد آموزش دهنده ارائه شود. این روند همان فرایندی است که در نوروپلاستی سیتی رخ می‌دهد. آموزش و بازخورد که بصورت بینایی، شنوایی و حس عمقی ارائه می‌گردد، ممکن است باعث تحریک یا جذب سیناپس‌های بلا استفاده یا سیناپس‌های تحت استفاده در جهت کنترل حرکتی گردد و احتمالاً باعث ایجاد تحریک‌های پایدار حسی می‌شود و در نتیجه بهبود عصبی-عضلانی را در پی خواهد داشت (۲۸).

سکته مغزی یک ضایعه در سیستم عصب مرکزی است و در ناحیه قشر ارتباطی یا قشر مکمل حرکتی بیمار دچار اختلال و عدم هماهنگی می‌شود (۲۹). در تمرین درمانی و بازآموزی راه رفتن از سیستم‌های حسی مختلف بینایی، شنوایی و عمقی بصورت همزمان جهت درمان استفاده می‌شود. تلفیق این امور در مناطق ثانویه و ارتباطی مغز می‌باشد، لذا می‌توان چنین استدلال نمود که احتمالاً استفاده از این روش‌های فعال موجب بکارگیری ساختارهای سیستم عصبی مرتبط با این امر شده و قشر حرکتی مکمل که بعنوان یک منطقه ارتباطی مغز در نظر گرفته می‌شود در انجام کارهای حرکتی در قالب الگوهای مشخص شناختی نقش مهمی را ایفا می‌کند. بنابراین احتمالاً استفاده از آموزش مجدد راه رفتن میتواند باعث ساماندهی اطلاعات حسی و یکپارچگی آن شود و عامل بهبودی گردد (۲۹). فردی که دچار فلج ثانویه به دلیل ابتلا به سکته مغزی است، دچار پدیده «عجز آموخته شده» می‌گردد، این فرد عدم استفاده از اندام را آموخته و به آن عادت کرده است. این بیماران معمولاً در هنگام توجه به اندام در انجام فعالیت ناتوان هستند، اما وقتی بواسطه تمرینات بازآموزی راه رفتن (و همچنین تعادلی و غیره)، کانون توجه فرد را از اندام توانمند به اندام ناتوان، هدایت می‌کنیم، فرد بصورت عینی توانایی خود را درک کرده و این می‌تواند یکی از عوامل محرک برای بهبود عملکرد باشد (۳۰).

همچنین ذکر این نکته مهم هست که بدلیل ماهیت سیستم عصبی در امر انعطاف پذیری سیناپسی از طریق فرآیندهای یادگیری، حافظه و انطباق در طی تجارب حرکتی، مغز قادر خواهد بود یک واقعیت جدید را به ذهن بسپارد یا مهارتی جدید را فراگیرد، حافظه ای جدید تشکیل دهد یا با شرایط تازه انطباق یابد و نهایتاً با کسب یک الگوی حرکتی جدید بتوان بر مشکلات و ناتوانی‌های شناختی فائق آید (۳۱). ناشر و همکاران گزارش کردند که در بیماران همی پلژی مراحل فعالیت عضلانی در اغتشاش رو به جلو در پای غیر همی پلژی از گاستروکیمنوس شروع وبعد از ۳۰ ثانیه به همسترینگ می‌رسد، اما در پای همی پلژی اول از همسترینگ شروع وبعد به گاستروکیمنوس می‌رسد. این تغییر الگوی بکارگیری عضلات باعث کاهش گشتاور پای همی پلژی می‌شود و در نهایت الگوی راه رفتن تغییر می‌یابد (۳۲). لذا می‌توان عنوان کرد که در بیمار همی پلژی الگوی فعالیت دیستال به پروگزیمال عضلات دچار اختلال می‌شود. بیماران دچار نقص

بسیار کوتاهی بود. از طرفی تمرکز تحقیق آنان بر جریان‌های الکتریکی و بیوفیدبک بوده است.

این بهبود احتمالاً ناشی از پیشرفت مولفه‌های قدرت، استقامت، تعادل و غیره می‌باشد که همین موارد باعث جلوگیری از افتادن فرد می‌شود و همچنین تعادل او را بهبود می‌بخشد. تمرینات حس عمقی در تحقیق حاضر به گونه ای طراحی شدند که موجب بر هم زدن تعادل افراد می‌شود که در این حالت تعادل فرد به چالش کشیده می‌شود و حس افتادن در او به وجود می‌آید (۲۷). این مورد باعث می‌شود بدن فرد با استراتژی‌های حفظ تعادل مانند حس عمقی، قدرت، تعادل و... مبادرت به جلوگیری از افتادن کند (۲۷) که این مورد باعث اطمینان فرد از تعادل خود و همچنین بهبود عملکرد حرکتی شده باشد.

برای برداشتن یک گام علاوه بر جنبه‌های تعادلی به مجموعه همکاری گروه‌های مختلف عضلانی نیاز می‌باشد و میزان حرکت خم شدن، باز شدن، دور شدن و نزدیک شدن‌ها برای برداشتن یک گام به میزان قدرت و استقامت عضلانی در گام‌های متوالی بستگی دارد. قدرت و استقامت عضلانی کافی سبب می‌شود تا طول گام‌های متناسب با اندازه بدن برداشته شود (۱۹). به همین علت، طبیعی به نظر می‌رسد که جبران نقصان به وجود آمده در قدرت و استقامت عضلات موثر در راه رفتن، بتواند اندازه طول گام افراد بیمار در گام‌های متوالی را افزایش داد.

سرعت یکی از جنبه‌های مهم راه رفتن است، به طوری که از نظر کلینیکی، کاهش زیاد سرعت راه رفتن، شاخص مهمی برای ارزیابی مشکلات تعادلی بیماران و ریسک افتادن می‌باشد. از آنجائی که سرعت راه رفتن به اندازه طول گام و ریتم گام برداری وابسته می‌باشد، افزایش اندازه طول گام و ریتم تند تر راه رفتن هر دو می‌تواند به افزایش سرعت راه رفتن منجر شد (۲۳). در پژوهش حاضر احتمالاً انقباضات اسپاستیک در گروه آزمون که تحت درمان با تمرین قرار گرفتند کاهش داشته است، یکی از دلایل احتمالی آن می‌تواند حرکات رهاسازی و کششی در عضلات هیپرتون و همچنین بهبود در تلفیق حس‌های بینایی، شنوایی و حس عمقی باشد که ممکن است در نواحی ارتباطی قشر مغز اتفاق افتاده باشد و ممکن است همین تلفیق در بهبودی بیمار تاثیر مثبت داشته باشد و موجب یادگیری (راه رفتن) در فرد گردد (۲۴).

فرآیند یادگیری از ابتدا در هر فرد وجود دارد و در طول زندگی ادامه می‌یابد و با پدیده پلاستی سیتی همگون است، یادگیری در قالب دو فرآیند بنام‌های فرآیند روالی (انجام وظایف بصورت اتوماتیک که نیاز به توجه شناختی ندارد) و فرآیند بیانی که چند مرحله ایست و بطور شناختی یادآوری می‌شود، صورت می‌پذیرد. البته با تکرار و تمرین یادگیری بیانی به یادگیری روالی تبدیل خواهد شد و نیاز به توجه شناختی کاهش می‌یابد. در این راستا بازآموزی راه رفتن با تکنیک‌های راه رفتن همچنین بازخورد مربی تکنیک موثری در پیشرفت یادگیری بیانی می‌باشد (۲۸). علاوه بر تکرار و تمرین برای آموزش، جهت یادگیری و پیشرفت آن در فرد می‌توان از تکنیک‌های دیگری مانند بازخورد استفاده کرد. بازخورد

در بعضی موارد ازدست دادن چندین حس باعث بی ثباتی می شود. در بیماران همی پلژی در صورتی که علاوه بر سیستم حسی - حرکتی، سیستم بینایی نیز دچار اختلال گردد، تعادل در آنها به طور معنی داری کاهش می یابد و آنها دچار بی ثباتی می شوند (۳۴). عدم تطابق حسی می تواند ناشی از وزن گذاری خشک بر روی اطلاعات حسی باشد. این بدان معناست که در بیماران با نقص نورولوژیک، به یک حس وابستگی زیادی پیدا می کنند مثلاً وابستگی به بینایی. هنگامی که حس های دیگر پیام کمتری ارسال نمایند دقت گزارشهای نهایی کاهش پیدا می کند و بی ثباتی حاصل می شود. برای ایجاد یک جواب پوسچرال احتیاج به یک چارچوب پوسچرال به عنوان رفرنس وجود دارد، که این ناشی از تغییر اطلاعات حسی و ایجاد یک تصویر کلی از بدن می باشد. به عنوان مثال در افراد سالم محدوده ثبات شامل دو پا می باشد، اما در بیماران همی پلژی راست محدوده ثبات شامل پای چپ و عصا در سمت چپ می باشد (۳۳). اختلاف بین تصویر واقعی و تصویر درونی محدوده ثبات می تواند باعث بی ثباتی و افزایش ریسک افتادن شود. بر اساس مطالعه حاضر می توان نتیجه گیری کرد که تمرینات ویژه در پژوهش انجام شده اثر مثبتی در راه رفتن و پارامترهای مرتبط با آن در بیماران مرد با صدمات مغزی دارد.

عصبی گاهی اوقات تاخیر طولانی غیرطبیعی در بکارگیری عضلات پروگزیمال سینرژی دارند. شامووی کوک و اولم شید در سال ۱۹۹۰ بر روی بیماران بزرگسال با ضایعه تروماتیک مغزی تحقیقی را انجام دادند و عنوان کردند که عضلات پروگزیمال به دنبال اعمال اغتشاش به طور غیرطبیعی تاخیر دارند. لذا تاخیر در فعالیت این عضلات باعث حرکت اضافی در زانو و هیپ می شود. لذا سینرژی عضلانی کارایی لازم را برای کنترل فرد برای تاثیر غیرمستقیم روی مچ پا را ندارد (۳۳). انقباض همزمان، مشکل شایعی در بیماران با نقص نورولوژیک می باشد. مشخصه انقباض همزمان، انقباض همزمان عضلات گروه جلویی و گروه خلفی بدن می باشد. انقباض همزمان باعث ایجاد rigidity (سفتی) می شود که راه رفتن را مختل می کند. در یکی از تحقیقات فعالیت عضلات را در جواب به اعمال اغتشاش به شکل انتقالی و چرخشی در بیماران همی پلژی مطالعه کردند. آنها گزارش کردند که اختلال در مرحله بندی، زمانبندی و آمپلی تود فعالیت عضلات پوسچرال پای همی پلژی وجود دارد. این مورد علاوه بر کاهش تعادل، موجب اختلال در راه رفتن می شود (۳۲). تمرینات ویژه در مطالعه حاضر علاوه بر بهبود سفتی در عضلات، موجب بهبود زمانبندی بکارگیری عضلات درگیر داشته است.

منابع

1. Ursin MH, Bergland A, Fure B, Thommessen B, Hagberg G, Øksengård AR, et al. Gait and balance one year after stroke; relationships with lesion side, subtypes of cognitive impairment and neuroimaging findings-a longitudinal, cohort study. *Physiotherapy* 2019;105(2):254-261.
2. Reid SR, Roesler JS, Gaichas AM, Tsai AK. The epidemiology of pediatric traumatic brain injury in Minnesota. *Arch Pediatr Adolesc Med* 2001;155(7):784-9.
3. Dobkin B. The economic impact of stroke. *Neurology*. 1995 Feb;45(2 Suppl 1):S6-9.
4. Stein DG. Brain injury and theories of recovery. In: *International handbook of neuropsychological rehabilitation* 2000 (pp. 9-32). Springer, Boston, MA.
5. Duncan PW, Lai SM, Keighley J. Defining post-stroke recovery: implications for design and interpretation of drug trials. *Neuropharmacology* 2000;39(5):835-41.
6. Cauraugh JH, Kim S. Two coupled motor recovery protocols are better than one: electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and bilateral movements. *Stroke* 2002;33(6):1589-94.
7. Bateman A, Culpan FJ, Pickering AD, Powell JH, Scott OM, Greenwood RJ. The effect of aerobic training on rehabilitation outcomes after recent severe brain injury: a randomized controlled evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(2):174-82.
8. Rehman B, Rawat P, Agarwal V, Verma SK. A study on the effectiveness of Bobath approach versus constraint induced movement therapy (CIMT) to improve arm motor function and the hand dexterity function in post stroke patients. *Int J Physiother Res* 2015;3(2):912-8.
9. Bandura A. Theoretical perspectives. Self-efficacy: The exercise of control. 1997:1-35.
10. Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995;50A(1):M28-34.
11. Simpson JM, Worsfold C, Fisher KD, Valentine JD. The CON-Fbal scale: a measure of balance confidence--a key outcome of rehabilitation. *Physiotherapy* 2009;95(2):103-9.
12. Rea M, Rana M, Lugato N, Terekhin P, Gizzi L, Brötz D, et al. Lower Limb Movement Preparation in Chronic Stroke: A Pilot Study Toward an fNIRS-BCI for Gait Rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair* 2014;28(6):564-75.
13. Pan XL. Efficacy of early rehabilitation therapy on movement ability of hemiplegic lower extremity in patients with acute cerebrovascular accident. *Medicine (Baltimore)* 2018;97(2):e9544.
14. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 1976;262(3):639-57.
15. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human movement science* 1984;3(1-2):51-76.
16. Mela P, Veltink PH, Huijting PA, Salmons S, Jarvis JC. The optimal stimulation pattern for skeletal muscle is dependent on muscle length. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2002;10(2):85-93.
17. Romkes J, Hell AK, Brunner R. Changes in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. *Gait Posture* 2006;24(4):467-74.
18. Van de Walle P, Hallemans A, Schwartz M, Truijten S, Gosselink R, Desloovere K. Mechanical energy estimation during walking: validity and sensitivity in typical gait and in children with cerebral palsy. *Gait Posture* 2012;35(2):231-7.
19. Ferrero R, Gandino F, Montrucchio B, Rebaudengo M, Vel-

- asco A, Benkhelifa I. On gait recognition with smartphone accelerometer. In 2015 4th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO) 2015 (pp. 368-373). IEEE.
20. Liu T, Inoue Y, Shibata K. Development of a wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement* 2009;42(7):978-88.
21. Blake R, Shiffrar M. Perception of human motion. *Annu Rev Psychol.* 2007;58:47-73.
22. Clark M, Lucett S, editors. *NASM essentials of corrective exercise training*. Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
23. Louie DR, Eng JJ. Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review. *J Neuroeng Rehabil* 2016;13(1):53.
24. Dogaru G, Ispas A, Stănescu I, Motricala M, Ákos M. A clinical study on the efficacy of natural therapeutic factors in Băile Tușnad for the rehabilitation of post-stroke patients. *Balneo Research Journal* 2017;8(1):5-10.
۲۵. اکبری اصغر، کریمی حسین، کاظم نژاد انوشیروان، قبانی مژده. تأثیر تمرین‌های تقویتی بر تونسیته تشدید شده عضلانی در بیماران همی‌پارزی مزمن ناشی از سکته مغزی. *مجله دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان*. ۱۳۸۳؛ ۳(۳): ۱۹۹-۲۰۶.
۲۶. قاسمی احسان، شایگان نژاد وحید، جوکار صغرا، رضاییان فاطمه، آرمک معصومه، محمودی زهرا. بررسی مقایسه ای تأثیر سه روش درمانی جریان‌های الکتریکی عملکردی، بیوفیدبک و تمرین درمانی بر پارامترهای قدرت عضلانی اندام تحتانی، کینماتیک راه رفتن و بالانس بیماران مبتلا به سکته مغزی. *پژوهش در علوم توانبخشی*. ۱۳۸۹؛ ۶(۱): ۲۵-۱۴.
27. Devereux K, Robertson D, Briffa NK. Effects of a water-based program on women 65 years and over: a randomised controlled trial. *Aust J Physiother* 2005;51(2):102-8.
28. Pendleton, H.M. and W. Schultz-Krohn, *Pedrettis occupational therapy; practice skill for physical Dysfunction*. 2005 ed, ed. sixth 2006, Missouri: Mosby.
29. Purves, D., et al., *Neuroscience*. Third ed 2004, Massachusetts U.S.A.: Sunderland,
30. Shea S, Moriello G. Feasibility and outcomes of a classical Pilates program on lower extremity strength, posture, balance, gait, and quality of life in someone with impairments due to a stroke. *J Bodyw Mov Ther* 2014;18(3):332-60.
31. Dromerick AW, Edwards DF, Hahn M. Does the application of constraint-induced movement therapy during acute rehabilitation reduce arm impairment after ischemic stroke? *Stroke* 2000;31(12):2984-8.
32. Nashner LM, Shumway-Cook A, Marin O. Stance posture control in select groups of children with cerebral palsy: deficits in sensory organization and muscular coordination. *Exp Brain Res* 1983;49(3):393-409.
33. Shumway-Cook A, Olmscheid R. A systems analysis of postural dyscontrol in traumatically brain-injured patients. *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*. 1990.
34. Di Fabio RP, Badke MB. Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72(5):292-5.