مقـــاله تحقیقی

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

سعید کاظمی[1*]، دکتر رضا مهدوی نژاد[2]، دکتر شهرام لنجان نژادیان[3]

[1] دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

[2] دانشیار آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

[3] استادیار بیومکانیک ورزشی دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

* نشانی نویسنده مسئول:

دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

نشانی الکترونیک:

Kazemisdr@yahoo.com

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 هفته ای 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 ۵/۴±۵۲/۲ سال، وزن ۵/۳±۷۸/۸ کیلوگرم و قد ۴/۲±۱۷۳/۲ 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 $P \leq ۰/۰۵$ انجام شد.

یافته ها: یافته ها نشان داد تاثیر 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($P=۰/۰۰$).

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 می تواند به عنوان یکی از مهمترین راهکارهای توانبخشی این افراد توصیه شود.

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

مقدمه

حوادث عروق مغزی (CVA)[1] 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=۱۴-۱۵[2])، متوسط (GCS=۹-۱۳) و شدید (GCS<۹) 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 (۲). بررسی های 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 وگرچه 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 (۶-۴). 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[3] باندورا مبتنی هستند. باندورا، خودکارآمدی را ادراک فرد از توانایی های خود در حوزه ی خاصی از فعالیت ها 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 کرده اند (۱۰). حدود ۲۲٪ تا ۵۹٪ افراد مبتلا به سکته مغزی، ترس از افتادن را گزارش کرده اند. تعادل به معنی توانایی حفظ مرکز ثقل در سطح اتکا می باشد که عواملی همچون قدرت، استقامت، انعطاف پذیری و حس عمقی در آن دخیل می باشند. 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 داری 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 زودهنگام 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، گاواجانا انرژی مکانیکی بازیافتی 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 دچاراختلال 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 بیو مکانیکی 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 (۲۰ و ۱۹).

۱. Cerebra Vascular Accidents
۲. Glasgow Coma Scale
۳. Self-efficacy

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 می رود. 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. به‌منظور 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). بعد از انجام این تمرینات، از شتاب‌سنج‌ها برای گرفتن داده‌های راه رفتن از هر دو گروه استفاده شد و از شرکت‌کننده خواسته شد که با پای برهنه در یک مسیر ۱۰ متری حداقل ۶ بار بطور نرمال راه برود. البته داده‌های بیماران قبل از تمرینات نیزگرفته شد. شتاب سنج‌های الکترونیکی، امیدوار کننده‌ترین سنسورهای حرکتی برای ارزیابی فعالیت بدنی در زندگی روزمره افراد هستند. از مزایای استفاده از شتاب‌سنج‌ها می توان گفت که سیار و سبک هستند و استفاده از آنها ساده است و این آنها را 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 می توان 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 می رسد 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 می شود. یکی از شتاب‌ها بر روی ساکروم نصب می شود 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 می آیند 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، Ek انرژی جنبشی و Ep انرژی پتانسیل است.

$$E_k = 1/2.m.V^2$$

که در آن m جرم و V سرعت حرکت است.

$$E_p=m.g.h$$

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 ران ها نسبت به مرکز جرم کل بدن (کار داخلی) سنجیده می شود و بدین طریق می توان 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.

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 EXCEL-2013 استفاده شد.



شکل شماره ۱. دستگاه شتاب سنج و نصب آن

یافته‌ها

تعداد ۳۰ آزمودنی به‌صورت 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

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

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=۰/۰۰). همچنین تغییر معنی‌داری 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	۷/۰۴۴۴	۱/۲۰۵	۴/۳۵۷	۱۴	۰/۰۰۱*
		پس آزمون	٤/۸۶۹۷	۱/۳۹۵			
شتاب راه رفتن	سنسور کمر	پیش آزمون	۹/۸۶۹	۱/۳۹۲	-۲/۵۷۴	۱۴	۰/۰۲۲*
		پس آزمون	۱۱/۰۳۵۷	۱/۱۲۳			
	سنسور پای راست	پیش آزمون	۱۰/۸۰۳	۱/۱۸۶	-۷/۱۲۳	۱۴	<۰/۰۰۱
		پس آزمون	۱۴/۲۷۲	۱/۳۳۵			
	سنسور پای چپ	پیش آزمون	۱۲/۱۶۴	۱۰۱۶	-۸/۸۵۱	۱۴	<۰/۰۰۱
		پس آزمون	۱۵/۰۴۱	۱/۳۳۰			
طول گام	-	پیش آزمون	۸۶/۲۹۴	۵/۰۱۳۵	-۳/۷۳۸	۱۴	۰/۰۲*
		پس آزمون	۹۵/۹۶۹	۷/۶۰۴۵			
انرژی مصرفی	-	پیش آزمون	۲۷/۳۹۲۷	۲/۴۶۶۰	-۵/۶۶۳	۱۴	<۰/۰۰۱*
		پس آزمون	۳۲/۱۹۵۵۸	۱/۷۷۸۹			

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

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	تجربی کنترل	۴/۱۸۷۷	۲۸	<۰/۰۰۰۱
شتاب راه رفتن	کمر	تجربی کنترل	۵	۲۸	۰/۰۰۰
	پای راست	تجربی کنترل	۴	۲۸	۰/۰۰۰
	پای چپ	تجربی کنترل	۵	۲۸	۰/۰۰۰
طول گام	طول گام	تجربی کنترل	۰/۴۳۰۹	۲۸	<۰/۰۰۰۱
انرژی مصرفی	انرژی مصرفی	تجربی کنترل	۰/۸۳۰۱	۲۸	<۰/۰۰۰۱

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 مچ 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 دوگارو 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

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

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

این بهبود احتمالا ناشی از پیشرفت مولفه های قدرت، استقامت، تعادل و غیره می‌باشد که همین موارد باعث جلوگیری از افتادن فرد می شود و همچنین تعادل او را بهبود می بخشد. تمرینات حس عمقی در تحقیق حاضر به گونه ای طراحی شدند که موجب بر هم زدن تعادل افراد می شود که در این حالت تعادل فرد به چالش کشیده می شود و حس افتادن در او به وجود می آید (۲۷). این مورد باعث می شود بدن فرد با استراتژی های 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، بتوان 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 احتمالا انقباضات اسپاستیک در گروه آزمون که تحت درمان با تمرین قرار گرفتند کاهش داشته است، یکی از دلایل احتمالی آن می تواند حرکات رهاسازی و کششی در عضلات هیپرتون و همچنین بهبود در تلفیق حس های 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 بنام های فرآیند روالی (انجام وظایف بصورت اتوماتیک که نیاز به توجه شناختی ندارد) و فرآیند بیانی که چند مرحله ایست و بطور شناختی یادآوری می شود، صورت می پذیرد. 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 تکنیک های راه رفتن همچنین بازخورد مربی تکنیک موثری در پیشرفت یادگیری بیانی می باشد(۲۸). علاوه بر تکرار و تمرین برای آموزش، جهت یادگیری و پیشرفت آن در فرد می توان از تکنیک های دیگری مانند بازخورد استفاده کرد. بازخورد به روش‌های مختلف ارائه می گردد، فیدبک دیداری، شنیداری، لمسی و... که ممکن است توسط فرد آموزش دهنده ارائه شود. این روند همان فرایندی است که در نوروپلاستی سیتی رخ می دهد. آموزش و بازخورد که بصورت بینایی، شنوایی وحس عمقی ارائه می گردد، ممکن است باعث تحریک یا جذب سیناپس های بلا استفاده یا سیناپس های تحت استفاده در جهت کنترل حرکتی گردد و احتمالا باعث ایجاد تحریک های پایدار حسی می شود 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 سیستم های 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 می شود در انجام کارهای حرکتی در قالب الگوهای مشخص شناختی نقش مهمی را ایفا می کند. 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» می گردد، این فرد عدم استفاده از اندام را آموخته و به آن عادت کرده است. این بیماران معمولا 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 می کنیم، فرد بصورت عینی توانایی خود را درک کرده و این می تواند 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 ناتوانی های شناختی فائق آید (۳۱). ناشنر و همکاران گزارش کردند که دربیماران همی پلژی مراحل فعالیت عضلانی دراغتشاش رو به جلو در پای غیر همی پلژی از گاستروکیمنوس شروع وبعد از ۳۰ ثانیه به همسترینگ می رسد ، اما در پای همی پلژی اول از همسترینگ شروع وبعد به گاستروکیمنوس می رسد. این تغییر الگوی بکارگیری عضلات باعث کاهش گشتاور پای همی پلژی می شود و درنهایت الگوی راه رفتن تغییر می یابد(۳۲). لذا می توان عنوان کرد که دربیمار همی پلژی الگوی فعالیت دیستال به پروگزیمال عضلات دچار اختلال می‌شود. بیماران دچارنقص

عصبی گاهی اوقات تاخیرطولانی غیرطبیعی دربکارگیری عضلات پروگزیمال سینرژی دارند. شامووی کوک و اولم شید درسال ۱۹۹۰ برروی بیماران بزرگسال با ضایعه تروماتیک مغزی تحقیقی را انجام دادند و عنوان کردند که عضلات پروگزیمال به دنبال اعمال اغتشاش به طورغیرطبیعی تاخیر دارند. لذا تاخیر درفعالیت این عضلات باعث حرکت اضافی درزانو وهیپ می شود. لذا سینرژی عضلانی کارآیی لازم را برای کنترل فرد برای تاثیرغیرمستقیم روی مچ پا را ندارد(۳۳). انقباض همزمان، مشکل شایعی دربیماران با نقص نورولوژیک می باشد. مشخصه انقباض همزمان، انقباض همزمان عضلات گروه جلویی وگروه خلفی بدن می باشد. انقباض همزمان باعث ایجاد rigidity (سفتی) می‌شود 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.

در بعضی موارد ازدست دادن چندین حس باعث بی ثباتی می شود .در بیماران همی پلژی درصورتی که علاوه برسیستم حسی – حرکتی، سیستم بینایی نیز دچاراختلال گردد، تعادل درآنها به طورمعنی داری کاهش می یابد وآنها دچار بی ثباتی می‌شوند (۳۴). عدم تطابق حسی می تواند ناشی از وزن گذاری خشک برروی اطلاعات حسی باشد . این بدان معناست که دربیماران 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 تغییراطلاعات حسی وایجاد یک تصویرکلی ازبدن مـــی باشد . به عنوان مثال درافراد سالم محدوده ثبات شامل دو پا می باشد ، اما دربیماران همی پلژی راست محدوده ثبات شامل پای چپ وعصا درسمت چپ می‌باشد (۳۳). اختلاف بین تصویر واقعی وتصویردرونی محدوده ثبات می‌تواند باعث بی‌ثباتی و افزایش ریسک افتادن شود. بر اساس مطالعه حاضر می‌توان نتیجه‌گیری 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.

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. InInternational 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 CONFbal 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, Huijing 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, Truijen 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. In2015 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 Tuşnad for the rehabilitation of post-stroke patients. Balneo Research Journal 2017;8(1):5-10.

۲۵. اکبری اصغر, کریمی حسین, کاظم نژاد انوشیروان, قبائی مژده. تأثیر تمرین‌های تقویتی بر تونیسیته 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 تاثیر 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. sixth2006, Missuri: Mosby.

29. Purves, D., et al., Neuroscince. Third ed2004, 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.