مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی کردستان/دوره نوزدهم / تابستان ۱۳۹۳/۱۱۳-۱۰۳

تاثیرات استفاده از rTMS با فرکانس پایین بر سفتی مفصلی دست بیماران با همی پلژی ناشی از سکته مغزی

پوپک معتمدوزیری[۱]، فرید بحرپیما[۲]، سید محمد فیروزآبادی[۳]، بشری هاتف[۴]

۱. دکتری فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (مولف مسئول)، تلفن ثابت: ۸۸۴۴۳۳۵۴-۰۲۱، pmoatamedv@gmail.com

۲. استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

۳. استاد گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

۴. استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی بقیه الله، تهران، ایران.

چکیده

مقدمه: ناتوانایی های به جا مانده از سکته مغزی در اندام فوقانی مشکلات عملکردی ماندگارتری داشته و در تحقیقات مختلف کمتر از اندام تحتانی مورد توجه قرار گرفته است. استفاده از تحریکات مغناطیسی به عنوان وسیله‌ای برای تولید جریان‌های القایی در مغز با اهداف درمانی، روش جدیدی است. هدف این مطالعه سنجش تاثیر استفاده از تحریکات مکرر مغناطیسی مغز بر کاهش سفتی مفصل دست مبتلا و مقایسه آن با تأثیرات حاصله از استفاده منحصر توانبخشی بود.

روش بررسی: این تحقیق به صورت تجربی بر روی ۱۲ بیمار همی پلژی با شرایط ورود به مطالعه در دو گروه توانبخشی با تحریک مغناطیسی کاذب و توانبخشی با تحریک مغناطیسی واقعی به منظور تسهیل مکانیزم‌های حرکتی انجام گرفت. درمان ۱۰ جلسه ، ۳ بار در هفته بوده و ارزیابی سفتی مفصل در طی حرکت فلکشن- اکستنشن مچ دست و سوپینیشن- پرونیشن ساعد، پیش از درمان و در انتهای درمان به وسیله Wrist Robo Hab انجام گرفت.

یافته ها : در گروه کنترل، مقاومت عضلات فلکسور مچ دست در برابرحرکت اکستنشن، کاهش غیر معنی دار (p=۰/۲۰۷) و در عضلات پروناتور، کاهش غیر معنی دار (p=۰/۲۹۱) نشان داد. در گروه مداخله، کاهش معنی دار در مقاومت عضلات فلکسور و پروناتور (p=۰/۰۰۹ و p=۰/۰۳۵) دیده شد.

نتیجه گیری : تحریک مغناطیسی مغز ، زمانی که درمان‌های مرسوم کمتر کمک کننده هستند، موجب کاهش سفتی مفصل دست مبتلا بیماران سکته مغزی در مراحل مزمن سکته مغزی می گردد.

کلید واژه: سکته مغزی، تحریک مغناطیسی مغز، توانبخشی مرسوم، سفتی مفصل، Wrist Robo Hab .

وصول مقاله:۹۲/۴/۳۱ اصلاحیه نهایی:۹۲/۸/۲۵ پذیرش:۹۲/۱۰/۱۶

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

مقدمه

سکته شایعترین و ناتوان کننده‌ترین ضایعه نورولوژیکی در بزرگسالان است و 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 درصد مرگ و میرها است. این در حالی است که بیش از ۵۰ درصد بیمارانی که زنده می مانند دچار ناتوانایی های طولانی مدت می شوند (۲و۱).

سکته مغزی جزء بیماری‌های نورون محرکه فوقانی در نظر گرفته می شود (۲). مشکل اصلی این بیماران، عدم هماهنگی در الگوهای طبیعی حرکتی همراه با تون وضعی غیر طبیعی می باشد. همی پلژی (فلج یک سمت از بدن) علامت کلاسیک بیماری عصبی-عروقی مغز است (۳). Magan و Rhines نشان داده‌اند که اسپاستیسیتی به علت آزاد شدن مرکز تسهیلی واقع در ماده مشبک تنه مغزی (که بر دستگاه گاما اثر می کند) از کنترل مراکز مهاری بالا می باشد. به عبارت دیگر شلی عضلانی، به علت مهار بیش از حد فعالیت گاما توسط مخچه است (۴).

اسپاستی سیتی از نظر توانبخشی مهمترین محدودیت در بهبود عملکرد حرکتی طبیعی محسوب می‌شود که فعالیت‌های شدید و تمرینات مقاومتی باعث تشدید آن می‌گردد (۵). توانبخشی در بیمارانی که در آنها سکته باعث اختلالات عملکردی و نورولوژیکی قابل ملاحظه شده است، موثر بوده و می‌تواند توانایی عملکردی را بهبود بخشد. در سال‌های اخیر استفاده از روش جدید درمانی بیماران همی پلژی موسوم به Functional movement therapy گسترش یافته است که در واقع ترکیبی از روش‌های گذشته به علاوه استفاده از حرکات عملکردی در الگوهای تحمل وزن یا غیر تحمل وزن جهت افزایش تحرک مفاصل و کاهش هایپرتونیسیتی عضلات اندام فوقانی و یا تحتانی است (۵). Twitchel در سال ۱۹۵۱ نظریه ای در مورد بیماران همی پلژی ارایه داد که هنوز هم به قوت خود باقی است. در نظریه او عنوان شد که به دنبال سکته، اندام فوقانی بیشتر از اندام تحتانی درگیر می شود و بهبود حرکتی در اندام فوقانی نسبت به اندام تحتانی با تاخیر بیشتری همراه بوده و به میزان کمتری است (۶).

استفاده از جریان‌های مگنتیک به عنوان وسیله‌ای برای تولید جریان‌های القایی در مغز با اهداف درمانی، نوپا است. Repeatitive Transcranial Magnetic Stimulation (تحریک مغناطیسی مکرر خارج مغزی) در درمان بیماری‌های مختلف روحی به طور وسیعی استفاده می‌شود و در سال‌های اخیر از این جریان به عنوان یک تحریک عصبی- عضلانی خارجی در درمان ناتوانایی‌های به جا مانده از سکته‌های مغزی استفاده می‌گردد. کویل‌های دستگاه تحریک الکتریکی مستقیم در کورتکس سطحی ایجاد می‌کنند و قادر به تولید تحریک الکتریکی مستقیم عمقی در مغز نیستند. جریان به کار رفته در کورتکس می‌تواند زنجیره‌های کورتیکال-ساب‌کورتیکال و کورتیکال- لیمبیک را فعال کرده و به این وسیله دامنه اثر خود را افزایش دهد (۷).

با توجه به محدودیت وجود تجهیزات ارزیابی، استفاده از ربات‌های توانبخشی در چند سال اخیر مورد توجه محققان و مراکز درمانی دنیا قرار گرفته است. با توجه به قابلیت‌های سیستم‌های رباتیک، امکان بکارگیری تجربیات افراد متخصص در ارزیابی بیماران، اصلاح حرکت و برنامه ریزی تعداد و تکرار آزمایشات وجود خواهد داشت و از خطاهای انسانی ناشی از خستگی و عدم دقت جلوگیری خواهد شد. ربات Wrist Robo Hab، توسط گروهی از محققان دانشگاهی در ایران طراحی و ساخته شده و پس از انجام آزمون‌های فنی و بالینی به منظور کمک در بازتوانی و ارزیابی دامنه حرکتی و سفتی مفاصل اندام فوقانی در برابر حرکت با سرعت ثابت بیماران با مشکلات نورولوژیکی و ارتوپدی استفاده می‌گردد (۸).

با توجه به اینکه غالب درمان‌های توانبخشی بر روی بهبودی در اندام تحتانی بیماران همی‌پلژی تمرکز کرده‌اند و این نکته که مشکلات اندام فوقانی این بیماران بسیار زیاد و

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

عموما ماندگار است، انجام درمان‌های جدیدتر بر روی اندام فوقانی این بیماران ضروری به نظر می رسد. سنجش کمی میزان سفتی مفاصل مچ دست و ساعد که می تواند بازتابی از اسپاستی سیتی عضلات باشد، به دنبال درمان شامل استفاده از فرکانس بسیار امن ۱ هرتز تحریک مغناطیسی و توانبخشی مرسوم و مقایسه با توانبخشی مرسوم تاکنون انجام نشده است (۹). در اکثر تحقیقات گذشته، بیماران در دو گروه واقعی و کاذب تقسیم‌بندی شده و درمان در گروه واقعی انجام شده و گروه کاذب هیچگونه درمانی دریافت نکرده اند. هدف مطالعه حاضر انجام درمان توانبخشی همراه با تحریک مغناطیسی مغز و مقایسه اثرات آن بر سفتی مفاصل اندام فوقانی با استفاده منحصر از درمان توانبخشی بوده و برای نخستین بار در ایران به انجام رسیده است (۱۵-۱۰).

روش بررسی

بیماران سکته مغزی (همی پلژی اسپاستیک) مراجعه کننده به مرکز درمانی، پس از معاینات بالینی آزمونگر، در صورت برخورداری از شرایط تحقیق، جهت ورود به طرح تایید شدند. نوع مطالعه کلینیکال ترایال تصادفی شده بوده و نمونه‌گیری از بین بیماران در دسترس صورت گرفت و رضایت آگاهانه بیمار و اطلاعات زمینه‌ای وی ثبت گردید. ارزیابی پیش از شروع جلسات درمانی و در انتهای درمان انجام شد و جهت سنجش تست سفتی مفاصل در برابر سرعت ثابت از Wrist Robo Hab، استفاده شد. معیارهای انتخاب بیماران عبارت بودند از: ایجاد همی پلژی در سمت غالب و پس از اولین سکته، درگیری در شریان مغزی میانی و وجود اسپاستیسیتی به دلیل سکته مغزی، گذشتن حداقل ۲ ماه از شروع سکته و مردان و زنان در دامنه سنی ۳۰ تا ۶۵ سال. معیارهای حذف بیماران عبارت بودند از: سکته با منشا آمبولی قلبی، آسیب ماندگار اندام فوقانی همانند شکستگی، وجود ضایعه نورولوژیک دیگری چون پارکینسون، ام.اس و ...، محدودیت حرکتی اندام فوقانی به دلایلی غیر از سکته، سابقه اپی لپسی فردی یا خانوادگی و سابقه آریتمی قلبی، وجود ایمپلنت و یا کلیپس در داخل جمجمه بیمار و یا پیس میکر، ضایعه در مناطق اکسیپوت، سیستم لیمبیک و complementary area، عدم توانایی به همکاری مداوم در جلسات درمانی به مدت ۴ هفته. به استناد مطالعات انجام شده در زمینه درمان با تحریکات مغناطیسی، تخمین احتمالی در هر گروه ۶ نفر بود.

جهت انجام درمان، بیماران بطور تصادفی به ۲ گروه شش نفری تقسیم‌بندی شدند. گروه شاهد، توانبخشی مرسوم اندام فوقانی مربوط به بیماران همی پلژی را دریافت کردند؛ به این صورت تمرینات مشخص و ثابتی در قالب حرکات فانکشنال به مدت ۶۰ دقیقه توسط این بیماران انجام شد. در تمرین درمانی از الگوهای عملکردی ترکیبی اندام فوقانی، تحرک مفاصل ساعد، مچ دست و انگشتان، کشش عضلات هایپر تون به صورت آرام و تقویت عضلات ضعیف اندام فوقانی در الگوهای تحمل یا غیر تحمل وزن جهت افزایش تحرک مفاصل، رفع ایمبالانس قدرت عضلات، کسب کنترل حرکتی اندام مبتلا، کاهش سفتی عضلات و کسب دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام فوقانی مبتلا استفاده شد. به منظور یکسان سازی گروه‌های تحت آزمایش و سنجش تاثیر واقعی استفاده از جریان‌های مگنتیک، بیماران در گروه شاهد به طور کاذب تحت درمان ۲۰ دقیقه تحریک با rTMS خاموش قرار گرفتند و در پایان فیزیوتراپی فانکشنال انجام شد. ۱۰ جلسه درمان، حداقل ۳ بار در هفته انجام شد و مدت زمان هر جلسه ۸۰ دقیقه بود.

بیماران گروه مداخله، تحت درمان با تحریکات مغناطیسی قرار گرفتند. تحریکات با فرکانس یک هرتز به مدت ۱۰ جلسه و حداقل ۳ جلسه در هفته انجام شد و به دنبال تحریکات، درمان توانبخشی مرسوم با همان روش به مدت ۶۰ دقیقه انجام شد.محل کویل دستگاه با استفاده ازثبت نوار عصبی- عضلانی از اولین عضله بین استخوانی خلفی دست مبتلا در حین تحریک منطقه حرکتی اولیه نیمکره سالم مشخص شد. کویل دستگاه به شکل 8 و با قطر خارجی ۱۰

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

سانتی‌متر بوده که در ناحیه حرکتی اولیه نیمکره سالم به حالت مماس با سر قرار گرفت. پس از پیدا کردن منطقه حرکتی اولیه در سمت سالم، جریان تا حدی بالا رفت که اولین انقباض در اولین عضله بین استخوانی خلفی دست مبتلا دیده شد. این مقدار از جریان به عنوان آستانه حرکتی بیمار در نظر گرفته شد که در هر فرد بسته به شرایط جسمانی و فیزیولوژیک متفاوت بود (۱۷و۱۶). با شدت ۸۰-۶۰ درصد آستانه حرکتی، جریان به صورت متوالی با شدت ۲-۱/۵ تسلا در سطح کویل و به مدت ۲۰ دقیقه مورد استفاده قرار گرفت. مدت زمان درمان در هر جلسه ۸۰ دقیقه بود.



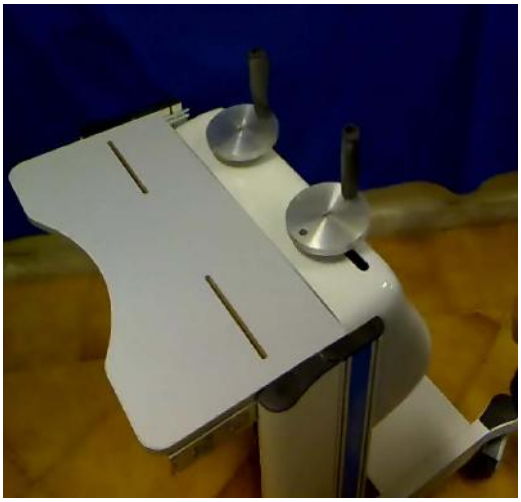
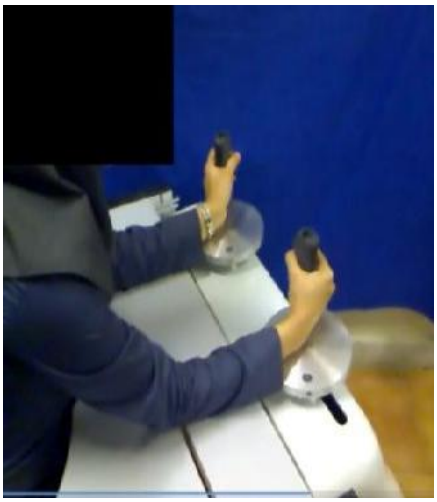
ربات Wrist Robo Hab، پس از طراحی و ساخت مورد ارزیابی بر روی بیماران همی پلژی قرار گرفت و اعتبار و تکرارپذیری دستگاه ثابت شد (۱۸). این دستگاه قابلیت انجام و سنجش حرکات فلکسیون- اکستانسیون مچ دست و سوپیناسیون – پروناسیون ساعد را در مودهای اکتیو، پسیو و ثبت نمودار گشتاور- زاویه مفاصل در برابر سرعت ثابت را دارا بوده و نمرات کمی و آبجکتیو از وضعیت بیماران ارایه می دهد (۱۹). سفتی عضله، تابع طول و سرعت حرکت و ورودیها از مراکز بالاتر و سفتی مفصل، حاصل جمع سفتی تک تک عضلات عمل کننده بر مفصل می باشد و درمقابل کشش افزایش تورک در سفتی مفصلی و اسپاستی سیتی دیده شده است (۲۰و۳). به نظر می رسد ارزیابی سفتی مفصل می‌تواند روند تغییرات اسپاستی سیتی را نیز نشان دهد. Rashedi عنوان کرد که افزایش در نیروی عضلانی منجر به افزایش سفتی عضلانی و نهایتا افزایش سفتی مفصلی خواهد شد (۱۹). Mally در تحقیق خود عنوان کرد که علیرغم استفاده وسیع از تست اشوردس جهت سنجش اسپاستی سیتی عضلات بیماران با بیماریهای سیستم حرکتی فوقانی، اعتبار این تست به دلیل دخالت ارزیاب و وجود خطای انسانی در دقت نمره، زیر سوال است. به همین دلیل وجود وسیله ارزیابی کمی و ابجکتیوی که درصد خطای انسانی را کمتر نموده و ارزیابی عددی از وضعیت مفصل و حرکات آن ارایه نماید، لازم به نظر می رسد (۲۱).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]




شکل ۱. ربات در حالت ارزیابی سوپینیشن- پرونیشن

شکل۲. ربات در حالت ارزیابی فلکشن –اکستنشن

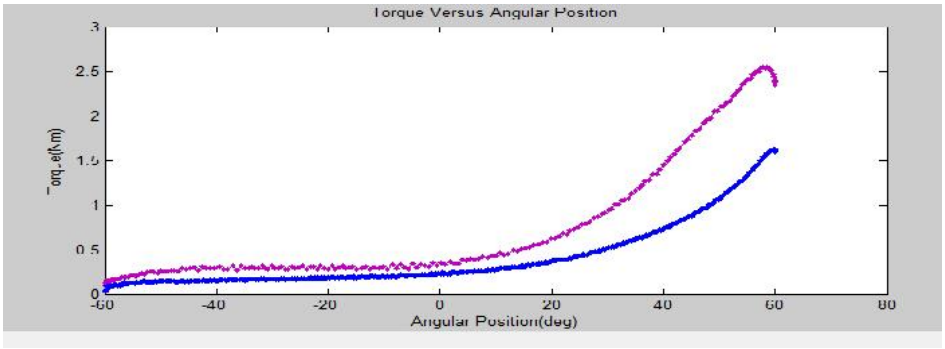
دستگاه ربوهب، در اندازه‌گیری میزان گشتاور زاویه‌ای مفاصل و دامنه‌های حرکتی اکتیو و پسیو بیماران، دقت بسیار مطلوبی داشته و در مقایسه با روش‌های سنتی، (با دقت: ۵ درجه)، دارای دقت ۰/۱ درجه در اندازه‌گیری دامنه‌ی حرکتی و دقت ۰/۲ نیوتن متر در گشتاور بوده و محدودیت‌های روش‌های سنتی مانند: قابلیت اطمینان پایین به علت وابستگی به فرد ارزیاب (تست آبجکتیو)، وارد شدن خطاهای انسانی و زمان بر بودن انجام تست را برطرف کرده و ایمنی بالا و اطمینان از عدم بروز هر گونه آسیب به بیمار در طی تست را تضمین می نماید (۱۹و۱۸). ابتدا دست بیمار به دستگیره‌ی دستگاه بسته شد و آزمونگر با احتیاط کامل و خم نمودن مچ دست بیمار به آرامی و بدون آسیب رساندن به دست، مچ دست را به دستگیره بست. در حالت سوپینیشن- پرونیشن، استرپ ساعد بسته نشد تا جلوی آزادی حرکت را نگیرد و فقط استرپ مچ دست بسته شد. محور حرکتی در حرکت مچ دست در راستای استخوان‌های ردیف دیستال مچ و در حرکت ساعد، در راستای محور طولی ساعد قرار داشت. در حالت فلکشن- اکستنشن هر دو استرپ مچ و ساعد بسته شده و پس از آن تست‌ها انجام گردید. بدنه و مکانیک ربات با توجه به خصوصیات آنتروپومتری طراحی گردیده و به همین دلیل به راحتی برای افراد با سایزهای مختلف، قابل تنظیم بود (شکل‌های ۱و۲).

جهت سنجش میزان گشتاور زاویه‌ای گروه عضلات پروناتور (فلکسور)، ربات دست مبتلای بیمار را به ماکزیمم پرونیشن (فلکشن) برده و با سرعت ۳۰ درجه به انتهای سوپینیشن (اکستنشن) بر گرداند و در این میان منحنی

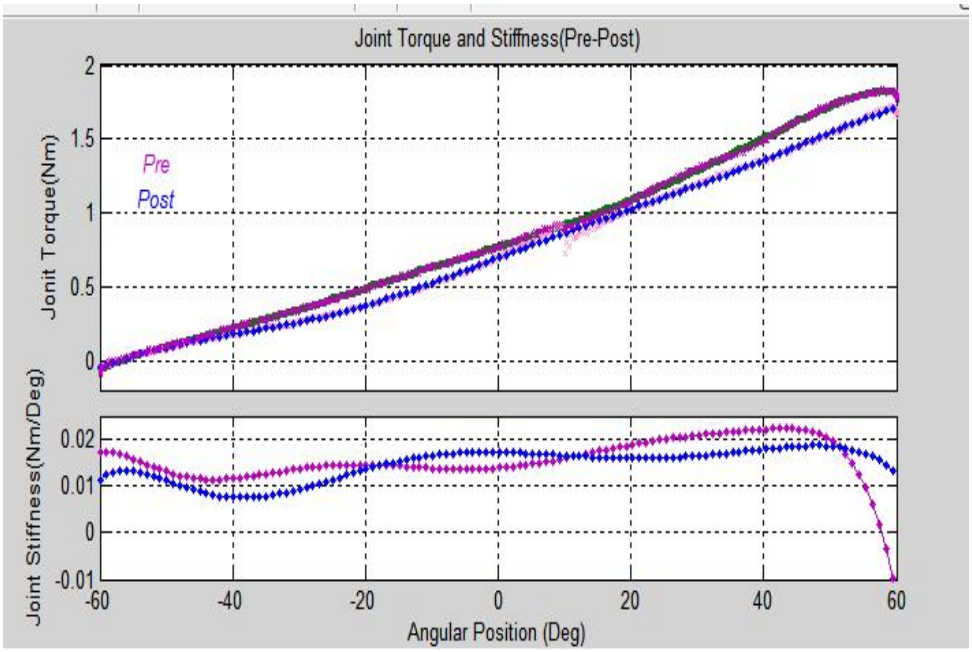
[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

گشتاور مقاوم دست بر حسب زاویه را رسم نمود (۲۲و۱۸). بدین ترتیب در فرآیندی الهام گرفته از تست Ashworth، سفتی مفصل(ماکزیمم شیب منحنی گشتاور- زاویه) بصورت کاملاً کمّی و دقیق و مستقل از مهارت ارزیاب محاسبه شد. با انجام این تست در جلسات اول و دهم، نمودار تغییرات سفتی مفاصل به دنبال درمان و همچنین مقادیر عددی آن نشان داده شد (نمودارهای ۱و۲).



نمودار ۱. گشتاور- زاویه در طی حرکت فلکشن- اکستنشن؛ قبل(صورتی) و بعد (آبی) از درمان در گروه دوم



نمودار۲. گشتاور- زاویه(بالا) و نمودار سفتی مفصلی در طی حرکت سوپینیشن- پرونیشن؛ قبل(صورتی) و بعد (آبی) از درمان در گروه دوم

ارزیابی پیش از درمان و در انتهای درمان توسط درمانگر انجام شد. پس از محاسبه نمرات پرسشنامه ها، داده ها جهت انجام آنالیز آماری ثبت شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کولموگراف-اسمیرنف به ثبت رسید ($p>۰/۰۵$). جهت آنالیز آماری داده‌ها از آزمون‌های t زوجی و t مستقل استفاده شد.

نتایج

در گروه شاهد، به دنبال درمان فیزیوتراپی روتین، سفتی مفصلی پرونیشن ($p=۰/۲۹۱$) و سفتی مفصلی فلکشن ($p=۰/۲۰۷$)، کاهش غیرمعنی‌دار نشان داد، بدین معنی که کاهش در سفتی مفصلی در هر دو حالت دیده شد اما در حد معنی داری نبود (جدول ۱).

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

در گروه مداخله، به دنبال درمان با تحریک مغناطیسی خارج مغزی فرکانس پایین به همراه فیزیوتراپی روتین، سفتی مفصلی پرونیشن (p=۰/۰۳۵) و سفتی مفصلی فلکشن (p=۰/۰۰۹)، کاهش یافتند و این کاهش از نظر آماری معنی‌دار بود (جدول ۱). جهت مقایسه تغییرات نمرات آزمون‌ها بین گروه شاهد و مداخله، آزمون t مستقل به انجام رسید. در سفتی مفصلی پرونیشن (p=۰/۹۴۴) و سفتی مفصلی فلکشن (p=۰/۷۵۴)، اختلاف معنی دار بین دو گروه پس از درمان دیده نشد.

جدول ۱ : مقادیر میانگین و انحراف معیار سفتی مفصلی پرونیشن و فلکشن در گروه اول و دوم

متغیرهای ارزیابی	میانگین و انحراف معیار قبل از درمان		میانگین و انحراف معیار پس از درمان		P-value	
	گروه شاهد	گروه مداخله	گروه شاهد	گروه مداخله	گروه شاهد	گروه مداخله
سفتی مفصلی پرونیشن	۱.۳۲۱± ۰.۷۴۱	۱.۳۲۷±۰.۸۳۰	۱.۰۹۵ ± ۰.۷۷۰	۰.۸۸۶ ± ۰.۸۴۶	۰/۲۹۱	۰/۰۳۵
سفتی مفصلی فلکشن	۱.۵۹۵ ± ۰.۸۳۴	۲.۸۸۱±۰.۹۰۸	۱.۱۱۶ ± ۱.۰۱۶	۱.۶۱۳±۰.۶۹۷	۰/۲۰۷	۰/۰۰۹

بحث

درگروه شاهد، بیماران درمان توانبخشی مرسوم را دریافت کردند و مقاومت عضلات پروناتور و عضلات فلکسور پس از درمان کاهش غیرمعنی داری را نشان داد (جدول۱).

Hardy و Lin در تحقیقاتی مجزا، به دنبال انجام ۱۰ و ۱۵ جلسه توانبخشی مرسوم اندام فوقانی، کاهش ۱ نمره‌ای در نمره تست مودیفای اشوردس را عنوان کردند (۲۴و۲۳). Hesse به دنبال استفاده از ۳۰ جلسه تمرین ۲۰ دقیقه‌ای با ربات کمک آموزشی، در دوگروه تحت آزمایش و کنترل، کاهش تون را در هیچکدام از گروه‌ها گزارش نداد وعلت آن را انجام درمان بر روی بیماران سکته‌ای حاد ذکر نمود (۲۵). در تحقیقات با تحریک مغناطیسی که کاهش تون عضلات را سنجیده اند، گروه کنترل به عنوان گروهی در نظر گرفته شده که به جز تحریک کاذب، هیچ درمان دیگری دریافت نکرده است (۲۸-۲۶). Theilig پس از استفاده از یک جلسه تحریک مغناطیسی فرکانس پایین بر کورتکس حرکتی سالم و ارزیابی بلافاصله، کاهش اسپاستی سیتی و عدم تفاوت معنی دار در گروه تحریک واقعی و کاذب را در کاهش اسپاستیسیتی ذکر نمود (۱۵). محققان بسیاری به دنبال انجام درمانهای توانبخشی مرسوم بر روی بیماران سکته مغزی، عنوان کرده اند که بهبود عملکرد بالاتر به دنبال انجام توانبخشی نیازمند طول درمان بیشتر، شدت تمرینات بالاتر و قرار داشتن بیمار در شرایط حاد و تحت حاد می باشد (۳۱-۲۹). به نظر می رسد تفاوت در متد و زمان ارزیابی، درمان ۱۰ جلسه‌ای در گروه با تحریک واقعی و وجود ترکیبی از بیماران حاد و مزمن در تحقیق حاضر منجر به تفاوت نتایج با تحقیقات دیگر شده است.

درگروه مداخله، بیماران تحت درمان با تحریک مغناطیسی مغزی، و توانبخشی مرسوم قرار داشتند و مقاومت عضلات پروناتور و فلکسور پس از درمان کاهش معنی داری نشان

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

داد (جدول۱). Kakuda و همکاران در دو تحقیق مجزا، کاهش نمره مودیفای اشوردس فلکسورهای مچ دست را به دنبال استفاده از ۲۲ جلسه درمانی ترکیب تحریک مغناطیسی فرکانس پایین و کاردرمانی شدید در ۱۲ بیمار نشان دادند (۲۸و۲۷). Izumi کاهش اسپاستیسیتی عضلات فلکسور را به دنبال ۴ جلسه تحریک مغناطیسی فرکانس بالا بر همی‌سفر درگیر نشان داد (۲۶). Mally در تحقیق خود وجود هایپر تونیا به دنبال سکته را در اثر تغییرات ایجاد شده در هر دو نیمکره ذکر کرده و ریلیز تون عضله به دنبال تحریک مغناطیسی را مستقل از قضیه عصب دهی مجدد به دنبال تحریک کورتکس حرکتی سالم عنوان کرد. طبق نظر او و سایرین وجود ایمبالانس نوروترنسمیتری در داخل مغز به دنبال سکته، از علل مهم ایجاد افزایش تون عضلانی است و تحریک مغناطیسی، با فعال کردن بالانس بین نوروترنسمیترهای گابا و گلوتامات در مناطق کورتیکال منجر به تغییرات هموستاتیکی در مغز، بهبود پیام‌های ارسالی از مغز به اندام‌ها و در نتیجه نرمالیز شدن تون عضله می‌گردد (۳۳و۲۱).

محققان بسیاری طی آزمایشات مختلف چگونگی عملکرد تحریکات مغناطیسی را به این گونه تفسیر کرده‌اند که در فرکانس پایین، rTMS تحریک پذیری کورتیکال را مهار کرده وکاهش مهار بین نیمکره‌ای در نیمکره درگیر را به دنبال داشته و به طور غیر مستقیم موجب افزایش تحریک پذیری کورتیکو موتور نیمکره درگیر می شود و عملکرد حرکتی را افزایش می دهد. آنها پیشنهاد دادند که افزایش در تحریک پذیری کورتیکال و انتقال سیناپتیک می تواند دلیل موجهی برای نوروپلاستی سیته بوده و بهبود بالانس بین همی سفری و ایجاد پلاستی سیتی عصبی و عضلانی با هدف افزایش عملکرد عضله دیده می‌شود (۴۰-۳۴و۳۲و۲۷و۲۲و۲۱و۱۹).

احتمال دارد در گروه شاهد، انجام حرکات اکتیو، پسیو، چرخشی و استرچینگ در طی تمرین درمانی، براساس کاهش اثر مهاری سیستم عصبی مرکزی و GTO، منجر به بهبود عملکرد عضلات و کاهش مقاومت عضلات پرونیشن و فلکسور اما نه در حد معنی دار شده است. به نظر می رسد در گروه مداخله، بهبود بالانس نوروترنسمیتری موجب بهبود تحریک‌پذیری کورتکس مبتلا، در نتیجه بهبود حرکت اندام مبتلا و کاهش سفتی مفصلی سمت مبتلا شده است. احتمال دارد انجام تحریک مغناطیسی خارجی و دنبال کردن اثرات این تحریکات با تمرینات ارادی می‌تواند فرضیه تقویت و طولانی کردن اثرات آنی تحریک مغناطیسی به کمک تمرین درمانی را تایید کند. یادگیری به دنبال تکرارهای مکرر اتفاق افتاده و می‌تواند تغییرات نورونال شامل افزایش انشعابات عصب به عضله، و تغییرات سیناپتیک فانکشنال و آناتومیک شامل افزایش تعداد سیناپس و تغییر ارتباطات سیناپسی مانند افزایش حضور نوروترنسمیتر در محل اتصال عصب و عضله، افزایش ریلیز نوروترنسمیتر و افزایش گیرنده های نوروترنسمیتر در غشا عضله باشد. افزایش مهارت و یادگیری می تواند در اثر افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی، افزایش همزمانی فایرینگ نرخ آتش و افزایش نرخ آتش واحدهای حرکتی و کاهش اثر مهاری سیستم عصبی مرکزی و GTO بوده و منجر به کاهش مقاومت عضلات پرونیشن و فلکسور شده است. با توجه به اینکه تنظیم سفتی عضله، نتیجه تنظیم ترکیب فعالیت دوک عضلانی و GTO می باشد، به نظر می رسد ایجاد پلاستی سیته مدارهای عصبی موجب بهبود گاما بایاس و مهار تون وضعی غیر طبیعی، همچنین بهبود عصب گیری معکوس و افزایش عمل رنشاو منجر به کاهش سفتی مفصلی شده است.نتیجه این تغییرات ایجاد پلاستی سیته عصبی و عضلانی با هدف افزایش عملکرد عضله است. این احتمال وجود دارد که تسهیل راههای حرکتی به کمک تحریکات مغناطیسی و تحریک سیستم لیمبیک به دلیل انجام حرکت ارادی در طی تمرین درمانی، می‌تواند خواستگاه بهبود سفتی مفاصل باشد (۴۰و۲۸و۲۷و۲۱).

در تحقیق حاضر در گروه مداخله، از تحریک فرکانس پایین با شدت کم تحریک و در تعداد جلسات درمانی کم

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

استفاده شده، در حالی که شدت و زمان تاثیرات کلینیکی تحریک مغناطیسی بسته به تعداد جلسات تحریک داشته و جهت رسیدن به نتایج مشابه، تحقیقات دیگر با درصد شدت تحریک بالاتر به انجام رسیده اند. به نظر می رسد با ترکیب تمرینات مرسوم و تحریک مغناطیسی، نیاز به انجام تعداد جلسات درمانی و فرکانس درمانی بیشتر با تحریک مغناطیسی کاهش یافته و می توان با شدت تحریک پایین تر به همان نتایج دست یافت.

نتیجه تحقیق حاضر با توجه به تفاسیر فوق؛ به نظر می رسد جهت بهبود عملکرد حرکتی دست بیماران سکته مغزی، توانبخشی مرسوم (گروه شاهد)، به تنهایی کمک کننده نبوده و نیازمند استفاده طولانی مدت و تحمیل هزینه های درمانی بالاتر به بیماران است و بهبودی در شرایطی محقق می شود که کوتاهی های عضلانی در درجات پایین تر باشند و بیماران وارد فاز مزمن بیماری نشده باشند (۴۱و۳۲و۱۶).

نتیجه گیری

در مراحل مزمن بیماری ، rTMS می‌تواند به عنوان درمان مکمل، زمانی که سایر درمان‌ها کمک کننده نیستند (گروه مداخله) استفاده شود و مزیت استفاده از آن، بهبود علایم بیماران به دنبال استفاده از آن درتعداد جلسات کم و تحمیل هزینه های درمانی کمتر به بیماران می باشد که این قضیه همسو با نتایج سایر تحقیقات بوده و از مزایای این روش درمانی می باشد.

تقدیر و تشکر

این تحقیق با همکاری بخش توانبخشی بیمارستان فیروزگر، گروه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس و بیماران حاضر در پژوهش میسر گردید و بدینوسیله از آنها تقدیر بعمل می‌آید.

Reference

1. Tyson S, Hanley M, Chillala J. Balance disability after stroke. Physical Therapy 2006;86:30-38.
2. Tink Martin S, Kessler M. Neurologic intervention for physical therapist assistants.1st ed. london, WB Saunders Company. 2006.p.87-98.
3. Bobat B. Adult hemiplegia evaluation and treatment. Translated by: NN Ansari, S Naghdi.3rd ed, Tehren: Nakhl Publication. 2002.p.7-17. [In Persian]
4. Dobkin BH. Rehabilitation after stroke. The New England Journal of Medicine 2005;352:1677-84.
5. Ryerson S, Levit K. Functional movement reducation. 1th ed. London: Churchill Livingstone 1997.p.131-182.
6. Delisa J. Physical medicine and rehabilitation. 1th ed. Illinois Lippincott Williams and Wilkins, 2005.p.1655-1675.
8. Shadmehr R, Wise S. The computational neurobiology of reaching and pointing. Massachusetts Institute of Technology, 2005.P.141-175.
9. Rashedi E,Nassajian MR, Nasseroleslami B, Parnianpour M. How does CNS address the kinetic redundancy in lumbar spine? Dimensional isometric exertions with 18 hill muscle fascicles at L4/L5 level. Stroke 2008;43:108-12.
10. Mansur CG, Fregni F. A sham stimulation-controlled trial of rTMS of the unaffected hemisphere in stroke patients. Neurology 2005;64:1802-4.
11. Boggio PS, Alonso-Alonso M. Hand function improvement with low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation of the unaffected hemisphere in a severe case of stroke. Journal of Physical Medicine Rehabilitation 2006;85:927-30.
12. Takeuchi N, Tada T. Inhibition of the unaffected motor cortex by 1 Hz repetitive transcranial magnetic stimulation enhances motor performance and training effect of the

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

paretic hand in patients with chronic stroke. Journal of Rehabilitation Medicine 2008;40:298-303.
13. Khedr EM, Abdel-Fadeil MR. Role of 1 and 3 Hz repetitive transcranial magnetic stimulation on motor function recovery after acute ischemic stroke. European Journal of Neurology 2009;16:1323-1330.
14. Khedr EM, Etraby AE. Long-term effect of repetitive transcranial magnetic stimulation on motor function recovery after acute ischemic stroke. Acta Neurologica Scandinavica 2010;121:30-37.
15. Theilig S, Podubecka J. Functional neuromuscular stimulation to improve severe hand dysfunction after stroke: does inhibitory rTMS enhance therapeutic efficiency? Experimental Neurology 2011;230:149-155.
16. Yazbatiran N, Alonso-Alonso M. Safety and behavioral effects of high-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation in stroke. Stroke 2009;40:309-12.
17. Rossi S, Hallet M. Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research. Clinical Neurophysiology 2009;30:1-3.
18. Baniasad MA, Akbar M, Alasty A, Farahmand F. fuzzy control of a hand rehabilitation robot to optimize the exercise speed in passive working mode.Studies in Health Technology and Informatics 2011; 163: 39-43.
19. Rashedi E, Mirbagheri A Taheri B, Farahmand F, Vossoughi GR, Parnianpour M. Design and development of a hand robotic rehabilitation device for post stroke patients . Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE EMB*S*, Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009.p. 5026-5029.
21. Dinya E, Mally J. Recovery of motor disability and spasticity in post-stroke after rTMS. Brain Research Bulletin 2008;76:388-395.
22. Arab Baniasad M. Provide the robotic hand rehabilitation motor. MS thesis, Tehran, Sharif University; 2010.p.81-188. [In Persian]
23. Hardy K, Suever K, Sprague A, Hermann V, Levine P, Page SJ. Combined bracing, electrical stimulation, and functional practice for chronic, upper-extremity spasticity. Am J Occup Ther 2010;64:720-726.
24. Lin Z, Yan T. Long-term effectiveness of neuromuscular electrical stimulation for promoting motor recovery of the upper extremity after stroke. Journal of Rehabilitation Medicine 2011;43:506-510.
25. Hesse S, Werner C, Pohl M, Mehrholz J, Lingnau ML. Computerized arm training improves the motor control of the severely affected arm after stroke: a single-blinded randomized trial in two centers Stroke 2005;36:1960-1966.
26. Izumi S, Kondo T, Shindo K. Transcranial magnetic stimulation synchronized with maximal effort of the hemiplegic hand after stroke: double-blinded controlled pilot study. J Rehabil Med 2008;40:49-54.
27. Kakuda W, Abo M. Six-day course of repetitive transcranial magnetic stimulation plus occupational therapy for post-stroke patients with upper limb hemiparesis: a case series study. Disability Rehabilitation 2010;32:801-807.
28. Kakuda W, Abo M. Low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation and intensive occupational therapy for post stroke patients with upper limb hemiparesis: preliminary study of a 15-day protocol. International Journal of Rehabilitation Research 2010 ;12: 24-30.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]

29. Thrasher TA, Zivanovic V. Rehabilitation of reaching and grasping function in severe hemiplegic patients using functional electrical stimulation therapy. Neurorehabilitation Neural Repair 2008;22:706-722.
30. Cooke EV, Mares K. The effects of increased dose of exercise-based therapies to enhance motor recovery after stroke: a systematic review and meta-analysis. BMC Medicine 2010;8:60.
31. Plavsić A, Svirtlih L. Effects of functional electrical therapy on upper extremity functional motor recovery in patients after stroke-our experience and future directions. Medicinski Pregled 2011;64:299-303 .
32. Emara TH, Moustafa RR. Repetitive transcranial magnetic stimulation at 1Hz and 5Hz produces sustained improvement in motor function and disability after ischemic stroke. Journal of Neurol 2010;33:123-9.
33. Di Lazzaro V, Profice P. The effects of motor cortex rTMS on corticospinal descending activity. Clinical Neurophysiology 2010;121:464-473.
34. Takeuchi N, Chuma T. Repetitive transcranial magnetic stimulation of contralesional primary motor cortex improve hand function after stroke. Stroke 2005;36:2681-6.
35. Kim YH, Sung H. Repetitive transcranial magnetic stimulation-induced corticomotor excitability and associated motor skill acquisition in chronic stroke. Stroke 2006;37:1471-1476.
36. Didier Cros, Oscar Soto. Transcranial magnetic stimulation during voluntary action: Directional facilitation of outputs and relationships to force generation. Brain Research 2007;85:103-116.
37. Valerie M Pomeroy, Geoffrey Cloud. Transcranial magnetic stimulation and muscle contraction to enhance stroke recovery. Neurorehabil Neural Repair 2007;21:509-517.
38. Liepert J, ZittelS. Improvement of dexterity by single session low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation over the contralesional motor cortex in acute stroke. Restor Neurol Neurosci 2007;25:461-5.
39. Cogiamanian F, Marceglia S. Improvement isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas. Journal of Neuroscience 2007;26:242-9.
40. Kandel E, Schwartz J, Jessell T. Principles of neural science.4th ed. United States of America: McGraw-Hill Companies,1976.p.653-1230.
41. Chang WH, Kim YH. Long-term effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on motor recovery in patients after subacute stroke. Journal of Rehabilitation Medicine 2010;42:758-764.

[Downloaded from sjku.muk.ac.ir on 2026-11-05]

[DOI: 10.22102/19.2.103]