

## بررسی مقایسه‌ای تعیین زمان هدایت مرکزی موتور با استفاده از تحریک مغناطیسی و پاسخ تأخیری موج F در افراد سالم

زهرا رضا سلطانی (M.D)، بهروز توانا (M.D)، مهسا عاشقان\* (M.D)، فاطمه دهقانی زاده (M.D)  
گروه طب فیزیکی و توانبخشی، بیمارستان ۵۰۱ ارتش جمهوری اسلامی ایران - تهران

### چکیده

سابقه و هدف: زمان هدایت مرکزی موتور، زمان تحریک در راه‌های قشری نخاعی (کورتیکواسپاینال) را نشان می‌دهد. طولانی شدن آن در نتیجه نارسایی هدایت در فیبرهای قطور میلین دار و در وضعیت‌های پاتولوژیک مانند میلوپاتی ناشی از اسپوندیلوزیس گردنی، مولتیپل اسکلروزیس و بیماری‌های موتور نوروپاتی می‌دهد. هدف از این مطالعه مقایسه دو روش تحریک مغناطیسی ریشه پاسخ تأخیری موج F برای محاسبه زمان هدایت محیطی موتور و تخمین زمان هدایت مرکزی موتور با این دو روش است.

مواد و روش‌ها: در این طرح، ۳۹ داوطلب سالم با در نظر گرفتن سن، جنس و طول اندام فوقانی شرکت کردند. روش کار به این صورت بود که زمان کل هدایت موتور با قراردادن سیم پیچ مغناطیسی در فاصله ۷ سانتی‌متر خارج از CZ به دست آمد. زمان هدایت محیطی موتور با قراردادن همان سیم پیچ روی زائده خاری مهره C7 ثبت شد. بار دیگر زمان هدایت محیطی موتور با استفاده از تکنیک‌های متداول مطالعات هدایت عصبی و ثبت پاسخ تأخیری موج F به دست آمد. در همه موارد، عضله هدف ابدوکتور پولیسیس برویس دست چپ بود و تحریکات نیز در همان سمت انجام شد.

یافته‌ها: زمان کل هدایت موتور به طور متوسط ۱۹/۷ میلی ثانیه، زمان هدایت مرکزی موتور با تحریک مغناطیسی ریشه، ۷/۳ میلی ثانیه و با استفاده از موج F، ۸/۴ میلی ثانیه بوده است. بین زمان هدایت مرکزی و محیطی موتور با طول اندام فوقانی ارتباط معنی‌داری بدست آمد. اما با سن و جنس ارتباط معنی‌داری وجود نداشت. محاسبه زمان هدایت مرکزی با استفاده از پاسخ تأخیری موج F نسبت به تحریک مغناطیسی ریشه کوتاه‌تر بود. ( $P = 0/002$ ) نتیجه گیری: تحریک مغناطیسی یک روش غیر تهاجمی، بدون درد و با عمق نفوذ زیاد است. دانستن مقادیر نرمال و انتخاب بهترین روش تحریک می‌تواند در تشخیص و پیش‌آگهی بیماری‌های سیستم عصبی موثر باشد.

واژه‌های کلیدی: زمان هدایت مرکزی موتور، پاسخ تأخیری موج F، تحریک مغناطیسی

### مقدمه

به منظور محاسبه زمان هدایت مرکزی موتور (central motor conduction time) می‌توان از دو روش متفاوت استفاده کرد. در یک روش، زمان هدایت محیطی موتور (peripheral motor conduction time) با کمک پاسخ تأخیری موج F و فرمول  $(F+M-1)/2$  (kimura) کیمورا

به دست می‌آید [۱].

در مطالعات دیگر، زمان هدایت محیطی با استفاده از تحریک مغناطیسی ریشه نخاعی تخمین زده می‌شود. این زمان از تحریک شدن ریشه نخاعی تا شروع پاسخ موتور (Motor evoked potential) در عضله هدف را نشان می‌دهد. با تحریک مغناطیسی کورتکس می‌توان زمان کل هدایت موتور

عبارت بودند از: هر نوع وسیله الکترونیکی کاشتنی مثل دستگاه ضربان ساز (Pacemaker) یا حلزون شنوایی کاشته شده، هر نوع وسیله فلزی مثل کلیپس آنوریسمی و سابقه ابتلا به تشنج.

با توجه به مطالعات قبلی و با استفاده از فرمول حجم نمونه ۳۵ نفر برای بررسی در نظر گرفته شدند و در نهایت ۳۹ داوطلب سالم شامل ۲۳ مرد (۵۹٪) و ۱۶ زن (۴۱٪) با میانگین سنی ۳۹ سال (۶۵-۲۰ سال) در مطالعه شرکت کردند. عضله هدف، ابدوکتور پولیسیس برویس چپ بود و تحریکات نیز در همان سمت انجام شد.

پس از کسب سابقه کامل پزشکی افراد و گرفتن رضایت نامه، ابتدا طول اندام فوقانی چپ از زائده خاری مهره C7 تا برجستگی تئار چپ در حالی که شانه در زاویه از abduction قرار داشت. اندازه‌گیری شد. سپس با استفاده از دستگاه دینامومتر حداکثر قدرت انقباض افراد در حین مشت کردن (grip) در حالت خنثی (neuter) مع مشخص شد. به داوطلبان با کمک دینامومتر آموزش داده شد که ضمن انجام تحریکات با ۲۰-۱۵٪ از حداکثر قدرت خود عضلات تئار را منقبض کنند. تحریک مغناطیسی با استفاده از دستگاه محرک مغناطیسی Medtronic و سیم پیچ پروانه‌ای شکل (butter fly) با قطر ۸ سانتی‌متر انجام شد. برای ثبت پاسخ کورتیکال سیم پیچ به صورت مماس، ۷ سانتی‌متر خارج از نقطه CZ (این نقطه در محل تلاقی دو خط قرار دارد: خطی که tragus دو گوش را به هم وصل کند و خط متصل‌کننده بینی و برجستگی پشت سر) قرار گرفت. ثبت با استفاده از الکترودهای سطحی بر روی عضله ابدوکتورپولیسیس برویس انجام شد. با شدت تحریک ۲۰٪ بیش از آستانه موتور، حداقل ۶-۵ تحریک داده شد و در نهایت کوتاه‌ترین پاسخ تاخیری و بلندترین آمپلی‌تود به عنوان موج انتخابی ثبت شد. این پاسخ زمان کل هدایت موتور را نشان می‌دهد. سپس سیم پیچ روی زائده خاری مهره C7 به صورت مماس قرار گرفت و با همان تکنیک قبلی، پاسخ مناسب ثبت شد که زمان هدایت محیطی با استفاده از تحریک مغناطیسی ریشه نخاعی C8 را نشان

(Total motor conduction time) را ثبت کرد که از برانگیخته شدن کورتکس با محرک مغناطیسی تا شروع پاسخ موتور در عضله هدف را می‌رساند [۲].

با کسر کردن زمان کل هدایت موتور از زمان هدایت محیطی موتور می‌توان زمان هدایت مرکزی را به دست آورد. این زمان، مدت لازم برای تحریک مسیر قشری نخاعی (corticospinal) و انتقال در این بخش را تعیین می‌کند. همچنین ۰/۵ تا ۱ میلی ثانیه تاخیر سیناپسی و تقریباً ۰/۴ میلی ثانیه زمان هدایت در ریشه‌های پروگزیمال گردنی را نشان می‌دهد. طولانی شدن زمان هدایت مرکزی ممکن است مربوط به از دست رفتن میلین (دمیلینزاسیون) در فیبرهای قطور باشد. همچنین ممکن است وقتی فیبرهای قشری نخاعی به علت اختلال عملکرد آکسون‌ها یا جسم سلولی دژنراسیون پیدا کنند، این آهستگی روی دهد [۳، ۴، ۵]. با توجه به اهمیت استفاده از تحریک مغناطیسی در بیماری‌های اعصاب محیطی و مرکزی و شروع استفاده از این روش در داخل ایران، این مطالعه به منظور تعیین مقادیر نرمال زمان هدایت مرکزی موتور و مقایسه تکنیک‌های متداول الکتروود یا گنوزیس و تحریک مغناطیسی ریشه برای محاسبه این زمان انجام شده است. ضمن اینکه مطالعات انجام شده قبلی با سیم پیچ حلقوی انجام شده و محل تحریک کورتکس در مطالعات بسیار متفاوت بوده است. ولی در این مطالعه از سیم پیچ پروانه‌ای که قابلیت لوکالیزاسیون دقیق‌تری دارد استفاده شده است.

## مواد و روش‌ها

جامعه آماری شامل کلیه داوطلبانی بود که جهت انجام بررسی الکتروودیاگنوزیس به بخش طب فیزیکی و توانبخشی بیمارستان ۵۰۱ ارتش مراجعه کرده بودند و نتایج بررسی‌ها و معاینات نورولوژیک در آنها طبیعی بود. این افراد تمایل به ورود به مطالعه را داشته و معیارهای خروج از مطالعه را نداشتند. همچنین به هرگونه بیماری‌های سیستم اعصاب مرکزی و محیطی که نتایج مطالعه را مخدوش می‌کند، مبتلا نبودند. معیارهای خروج از مطالعه (Exclusion Criteria)

تفاوت بین زمان هدایت محیطی موتور با تحریک ریشه و

موج F معنی دار نبود. ( $P = 0/79$ )

جدول ۱- یافته‌های الکتروفیزیولوژیک ثبت شده از عضله ابدوکتوربولیسیس برویس افراد سالم (بر حسب میلی ثانیه).

متغیر	زمان هدایت مرکزی (میلی ثانیه)	زمان هدایت محیطی (میلی ثانیه)	تفاوت (میلی ثانیه)	معیار
پاسخ تاخیری موج M	۴/۱۵	۰/۷	۲/۸	۵/۷
پاسخ تاخیری موج F	۲۶/۷	۲/۵	۲۰/۴	۳۰/۸
زمان کل هدایت موتور	۱۹/۷	۲/۸	۱۳/۷	۲۷/۲
زمان هدایت محیطی با تحریک ریشه	۱۲/۳	۲/۸	۶/۳	۱۷/۴
زمان هدایت محیطی با موج F	۱۴/۸	۱/۵	۱۱/۱	۱۸/۱
زمان هدایت مرکزی با تحریک ریشه	۷/۳	۳/۱	۱/۸	۱۵/۷
زمان هدایت مرکزی با موج F	۴/۸	۲/۹	۳	۱۲/۳

جدول ۲- یافته‌های الکتروفیزیولوژیک ثبت شده از عضله ابدوکتوربولیسیس برویس در افراد سالم به تفکیک جنس. (بر حسب میلی ثانیه).

متغیر	میانگین	میانگین	میانگین	میانگین	معیار
زمان هدایت مرکزی	زمان هدایت مرکزی	زمان هدایت مرکزی	زمان هدایت مرکزی	زمان هدایت مرکزی	معیار
موتور از راه F (انحراف معیار)	موتور از راه F (انحراف معیار)	موتور از راه F (انحراف معیار)	موتور از راه F (انحراف معیار)	موتور از راه F (انحراف معیار)	معیار
سن	سن	سن	سن	سن	معیار
جنس	جنس	جنس	جنس	جنس	معیار
مرد	۳۳/۹ (۱۵/۴)	۲۰/۳ (۲/۹)	۷/۷ (۳/۴)	۵/۱ (۳/۱)	۷۳/۵ (۳/۵)
زن	۴۶/۱ (۸/۳)	۱۸/۸ (۲/۴)	۶/۷ (۲/۶)	۴/۲ (۲/۷)	۷۱/۷ (۲/۳)

تفاوت بین زمان هدایت مرکزی موتور با تحریک ریشه و

موج F معنی دار بود. ( $P = 0/002$ )

در این مطالعه زمان کل هدایت موتور و زمان هدایت محیطی با تحریک ریشه و با استفاده از موج F و با دقت آماری ۹۵٪ ارتباط معناداری با سن و جنس نداشتند ولی با طول اندام فوقانی به طرز معنی‌داری همراهی دارند. مقادیر ضریب همگرایی ارتباط بین یافته‌های نور و فیزیولوژیکال و طول اندام فوقانی در جدول ۳ نشان داده شده است.

می‌دهد. سپس با استفاده از دستگاه الکترودیگنوزیس Medtronic و با استفاده از تکنیک‌های معمولی، موج F با شدت تحریک سوپرماگزیمال از عصب مدیان به دست آمد. حداقل ۱۲ تحریک انجام شد و کوتاه‌ترین پاسخ تاخیری به عنوان موج F انتخاب شد. در این‌جا، تحریک ۸ سانتی‌متر پروگزیمال به الکتروود فعال (active) در مسیر عصب مدیان انجام شد. و به این صورت موج M نیز ثبت شد. سپس با استفاده از فرمول kimura، زمان هدایت محیطی مجدداً محاسبه شد. در فرمول کیمورا F کوتاه‌ترین پاسخ تاخیری موج F از میان ۱۲ موج، M پاسخ تاخیری موج موتور حاصل از عضله را نشان می‌دهد. سپس باید ۱ میلی ثانیه تاخیر سیناپسی در طناب نخاعی را نیز منظور کنیم.

در همه موارد، ثبت با الکتروود سطحی از روی عضله ابدوکتوربولیسیس برویس انجام شد. ضمن انجام تحریکات، از افراد خواسته شد طبق شیوه آموزش داده شده عضله تتر را منقبض کنند تا پدیده تسهیل موجب شود آستانه فعال شدن عضله کاهش یافته و پاسخ بهتری ثبت شود. sweep speed در دستگاه روی  $5 \frac{ms}{div}$  و gain روی  $1 \frac{mv}{div}$  تنظیم شد دمای پوست مچ و ساعد در محدوده ۳۲ تا ۳۳ درجه سانتیگراد قرار داشت داوطلبان به صورت راحت نشسته بودند و ضمن انجام تحریکات مغناطیسی ریشه گردن را خم (Flex) می‌کردند. در نهایت برای تجزیه و تحلیل اطلاعات از آزمون t-test در سطح معنی‌داری ۵ درصد استفاده شد.

## نتایج

متوسط سن افراد مورد مطالعه ۳۸/۹۵ سال ( $SD = 14/2$ ) بود و محدوده سن آنها از ۲۰ تا ۶۵ سال بود. ۵۹ درصد افراد مورد مطالعه مرد (۲۳ نفر) و ۴۱ درصد زن (۱۶ نفر) بودند. متوسط طول اندام فوقانی ۷۲/۷ سانتی‌متر ( $SD = 3/1$ ) بود و محدوده آن از ۶۷/۵ تا ۸۲ سانتی‌متر بدست آمد. متغیرهای حاصل از مطالعه در جدول ۱ و ۲ نشان داده شده است.

جدول ۳- مقادیر ضریب همگرایی ارتباط بین یافته‌های الکتروفیزیولوژیک عضله ابدوکتورپولیسیس برویس افراد سالم و طول اندام فوقانی.

متغیر	ضریب همگرایی
زمان کل هدایت موتور	۰/۷۱
زمان هدایت مرکزی موتور با تحریک ریشه	۰/۵۶
زمان هدایت مرکزی موتور با موج F	۰/۵۹

شده از عضلات تنار و تیبیالیس آنتریور برای تشخیص میلوپاتی اسپوندیلوزی استفاده شد [۱۹، ۱۸]. به همین ترتیب در بسیاری از بیماری‌های دیگر مثل سکنه‌های مغزی [۲۰] بیماری‌های موتورنورون [۲۱]، و ضایعات نخاعی [۲۲] تغییراتی در مشخصات این امواج نشان داده شد.

بدلیل اینکه تحریکات مغناطیسی برخلاف تحریکات الکتریکی بدون درد هستند، ثبت پاسخ حرکتی عضله با این روش برای افراد هوشیار که قادر به همکاری و انقباض عضله مورد نظر هستند روش انتخابی است.

در مطالعه Chein wei chag و Norlien میزان زمان کل هدایت موتور برای عضله ابدوکتورپولیسیس برویس  $17/6 \pm 1/4$  میلی ثانیه (SD  $\pm$  mean) گزارش شد. در این مطالعه بین جنس و پاسخ تاخیری ارتباطی وجود نداشت. در مطالعه ما متوسط زمان کل هدایت موتور از عضله ابدوکتورپولیسیس برویس  $19/7$  میلی ثانیه بود و با سن و جنس ارتباط معنی‌دار نداشت. در مطالعه Ghezzi و همکاران [۲۳، ۲۴] مقدار متوسط زمان هدایت مرکزی از راه فرمول (CMCTF) برابر  $6/9$  میلی ثانیه (۴/۵-۹/۴) بود. در این مطالعه زمان کل هدایت موتور و زمان هدایت محیطی موتور با تحریک C7 و محاسبه از راه فرمول F با قد فرد و طول دست ارتباط داشتند. که در مطالعه ما نیز نتایج مشابهی بدست آمد.

در مطالعه Rossini و همکاران در سال ۱۹۹۴ که روی عضله ابدوکتورپولیسیس برویس انجام شد، میزان زمان هدایت مرکزی محاسبه شده از راه ریشه (CMCTr) برابر  $6/6$  میلی ثانیه و میزان زمان هدایت مرکزی محاسبه شده از راه موج F (CMCTF) برابر  $5/2$  میلی ثانیه بدست آمد (اختلاف  $0/8$  میلی ثانیه) ضمن اینکه آنها نشان دادند پاسخ ثبت شده در تحریک الکتریکی کوچک‌تر و زمان تاخیر آن کوتاه‌تر از تحریک مغناطیسی است [۲۵].

در مطالعه ما همانند این مطالعات زمان هدایت محیطی با تحریک ریشه عصبی (PMCTr) از زمان هدایت محیطی

## بحث و نتیجه‌گیری

پتانسیل‌های تحریکی موتور (Motor evoked potential) MEP = اشاره به پاسخ الکتریکی ثبت شده از عضله، اعصاب محیطی و ... در پاسخ به تحریک کورتکس مغز یا راه‌های حرکتی سیستم عصبی مرکزی دارد. این تحریک به دو صورت الکتریکی و مغناطیسی قابل ایجاد است. در سال ۱۸۷۰ از تحریک الکتریکی ترانس کوتاتوس مغز در حیوانات جهت ایجاد پاسخ عضلانی استفاده شد و درانسان در سال ۱۹۸۰ Morton و همکاران از شوک‌های الکتریکی روی اسکالپ (Scalp) برای ایجاد پاسخ در عضله استفاده کردند [۶]. در تحقیقات بعدی ثبت پاسخ موتور بوسیله تحریک الکتریکی ریشه‌های گردنی نیز انجام شد.

در سال ۱۹۸۵ نتایج تحریکات مغناطیسی مغز توسط Barker و همکاران منتشر شد [۷]

میدان مغناطیسی توسط عبور جریان از یک سیم پیچ ایجاد می‌شود که می‌تواند سبب القای جریانهای تحریکی در بافت عصبی مجاور شود. از آن زمان از این تکنیک برای بررسی راههای عصبی مرکزی و محیطی استفاده می‌شد ولی محدود به کارهای تحقیقاتی بود. بعدها نشان داده شد که در بسیاری از بیماری‌ها تغییراتی در مشخصات امواج از جمله پاسخ تأخیری (latency)، آمپلیتود، شکل موج، آستانه ایجاد و تغییر پذیری غیرطبیعی آن بوجود می‌آید که باعث شد این روش به عنوان یک روش تشخیصی برای بررسی هدایت عصبی محیطی و مرکزی مطرح شود [۸-۱۰]. مثلاً در بیماری مولتیپل اسکلروز [۱۱-۱۴] نشان داده شد که میزان غیرطبیعی شدن زمان هدایت مرکزی موتور با میزان ناتوانی بیمار ارتباط مستقیم دارد [۱۵، ۱۶]. همچنین از پاسخ‌های حرکتی ثبت

می‌تواند سوراخ بین مهره‌ای یا دیستال‌تر به آن باشد [۲۶]، [۲۷]. مقایسه با تحریک الکتریکی مستقیم ریشه نشان می‌دهد که محل دیپولاریزاسیون در ناحیه گردنی احتمالاً حدود ۷ سانتی‌متر دیستال به سوراخ بین مهره‌ای است [۳۰].

ولی در مطالعه Macdonell et al از مقایسه تحریک مغناطیسی و زمان تاخیری موج F نتیجه گرفته شده که محل تحریک ریشه قبل از ورود آن به فورامن بین مهره‌ای و در داخل کانال نخاع می‌باشد. [۳۱].

مدل سازی جریان حاصل از تحریک مغناطیسی نیز نشان داده است که بیشترین دانسیته جریان در ناحیه سوراخ بین مهره‌ای است [۳۲ - ۳۴]

برای مقایسه تحریک مغناطیسی و الکتریکی ریشه‌ها باید به نکاتی توجه شود:

تحریک الکتریکی ریشه در کلینیک به عنوان روشی برای ارزیابی ضایعات شبکه و قسمت پروگزیمال اعصاب مورد قبول بوده است. در این روش جریان الکتریکی با ولتاژ بالا توسط سوزن در نزدیکی ریشه عصبی وارد می‌شود، در نتیجه مزیت آن ایجاد تحریک سوپراماگزیمال است (گرچه برای بیمار ناراحت کننده است). از طرفی مزیت تحریک مغناطیسی این است که نسبتاً بدون درد است. و در مواردی که آمپلیتود موج برای ما مهم نباشد ممکن است بتوان از آن برای نشان دادن کند شدن هدایت در قسمت پروگزیمال سیستم عصبی محیطی استفاده کرد. مجموعاً به نظر می‌رسد که در روش تحریک مغناطیسی یا الکتریکی ریشه مقداری از زمان هدایت موج در قسمت پروگزیمال اعصاب محیطی نیز در واقع جزء زمان هدایت مرکزی محاسبه می‌شود بنابراین نشان دهنده میزان واقعی زمان هدایت در راه‌های مرکزی نیست.

کاربرد تحریک مغناطیسی علیرغم بی‌دردی نسبی و عمق نفوذ بیشتر، در سیستم اعصاب محیطی محدود است و بزرگ‌ترین مشکل آن لوکالیزه نبودن تحریک است و حتی از یک تحریک به تحریک بعدی ممکن است زمان تأخیر موج متغیر باشد. با وجودی که تغییراتی در شکل و اندازه سیم پیچ‌ها به منظور لوکالیزه کردن بیشتر و تغییرپذیری کمتر موج

تخمین زده شده از فرمول کیمورا (PMCTF) به میزان ۲/۵ میلی ثانیه کمتر بود (۱۲/۳ در مقابل ۱۴/۸ میلی ثانیه).

بنابراین زمان هدایت مرکزی از راه تحریک ریشه (CMCTr) از زمان هدایت مرکزی از راه (CMCTF) بیشتر بدست آمد. (۷/۳ در مقابل ۴/۸ میلی ثانیه)

در مطالعه Ghezzi نیز مقادیر زمان هدایت محیطی موتور با تحریک ریشه بیشتر از زمان هدایت محیطی موتور با فرمول F گزارش شد [۲۴]. یافته‌های مشابهی در مطالعات دیگر وجود داشت مثلاً در مطالعه Mills & Murray این اختلاف ۱/۶ میلی‌ثانیه بود (البته آنها در فرمول ۱ میلی ثانیه را کسر نکرده بودند) [۲۶] و در مطالعه Ugawa et al ۱/۴ میلی ثانیه [۲۷] و در مطالعه Picone et al به میزان ۰/۵ میلی ثانیه محاسبه شد [۲۸]. در مطالعه Cros et al برخلاف همه این مطالعات زمان هدایت محیطی از راه تحریک مغناطیسی ریشه بیشتر از راه فرمول F گزارش شد (اختلاف ۰/۱ میلی ثانیه) [۲۹].

در مطالعه ما اختلاف این روش بیش از سایر مطالعات بدست آمد (۲/۵ میلی ثانیه در برابر ۰/۸ ، ۱/۶ ، ۱/۴ ، ۰/۵ میلی ثانیه در مطالعات دیگر) که ممکن است به دلیل استفاده از سیم پیچ پروانه‌ای برای تحریک مغناطیسی کورتکس و ریشه، استفاده از کوتاه‌ترین زمان تاخیری F در مقابل متوسط آن در برخی مطالعات، تحریک کورتکس در همان سمت، جمعیت مورد مطالعه، اثرات محیطی باشد.

بدلیل اینکه هنوز استانداردهای تکنیکی روش تحریک مغناطیسی در کتب مرجع مشخص نشده است و هنوز بسیار مورد اختلاف نظر می‌باشد، بهتر است برای مقایسه مقادیر نرمال و قضاوت درباره پاتولوژی‌ها حتماً مشابه بودن تکنیک و دستگاه مورد استفاده مد نظر قرار گیرد.

در برخی مطالعات ذکر شده است که اختلاف بین زمان هدایت محیطی با تحریک ریشه و زمان هدایت محیطی محاسبه شده از فرمول F می‌تواند بدلیل آن باشد که در تحریکات مغناطیسی ریشه محل واقعی تحریک محلی دیستال‌تر به خروج ریشه عصبی از نخاع است. این محل

- [14] Hess CW, Mills KR, Murray NM, Schriefer TN. Magnetic brain stimulation: central motor conduction studies in multiple sclerosis. *Ann Neurol*. 1987; 22: 744-752.
- [15] Mills KR, Murray NM. Corticospinal tract conduction time in multiple sclerosis. *Ann Neurol*. 1985; 18: 601-605.
- [16] Snooks SJ, Swash M. Motor conduction velocity in the human spinal cord: slowed conduction in multiple sclerosis and radiation myelopathy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1985; 48: 1135-1139.
- [17] Kandler RH, Jarratt JA, Davies-Jones GA, Gumpert EJ, Venables GS, Sagar HJ, et al. The role of magnetic stimulation as a quantifier of motor disability in patients with multiple sclerosis. *J Neurol Sci*. 1991; 106: 31-34.
- [18] Abbruzzese G, Dall'Agata D, Morena M, Simonetti S, Spadavecchia L, Severi P, et al. Electrical stimulation of the motor tracts in cervical spondylosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1988; 51: 796-802.
- [19] BRAIN. Some unsolved problems of cervical spondylosis. *Br Med J*. 1963 23; 1: 771-777.
- [20] Macdonell RA, Donnan GA, Bladin PF. A comparison of somatosensory evoked and motor evoked potentials in stroke. *Ann Neurol*. 1989; 25:68-73.
- [21] Mills KR, Nithi KA. Peripheral and central motor conduction in amyotrophic lateral sclerosis. *J Neurol Sci*. 1998 Jul 15; 159:82-7.
- [22] Gianutsos J, Eberstein A, Ma D, Holland T, Goodgold J. A noninvasive technique to assess completeness of spinal cord lesions in humans. *Exp Neurol*. 1987; 98: 34-40.
- [23] Chang CW, Lien IN. Estimation of normal motor conduction velocity of spinal cord by using transcranial electric stimulation and F-wave study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1991; 31: 47-52.
- [24] Ghezzi A, Callea L, Zaffaroni M, Zibetti A, Montanini R. Study of central and peripheral motor conduction in normal subjects. *Acta Neurol Scand*. 1991; 84: 503-506.
- [25] Rossini PM, Barker AT, Berardelli A, Caramia MD, Caruso G, Cracco RQ, Lucking CH, et al. Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1994; 91: 79-92.
- [26] Mills KR, Murray NM, Hess CW. Magnetic and electrical transcranial brain stimulation: physiological mechanisms and clinical applications. *Neurosurgery*. 1987; 20: 164-168.
- [27] Ugawa Y, Rothwell JC, Day BL, Thompson PD, Marsden CD. Magnetic stimulation over the spinal enlargements. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1989; 52:1025-32.
- [28] Chokroverty S, Picone MA, Chokroverty M. Percutaneous magnetic coil stimulation of human cervical vertebral column: site of stimulation and clinical application. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1991; 81: 359-365.
- [27] Cros D, Chiappa KH, Gominak S, Fang J, Santamaria J, King PJ, Shahani BT. Cervical magnetic stimulation. *Neurology*. 1990 Nov; 40: 1751-1756.
- [28] Patton HD, Amassian VE. Single and multiple-unit analysis of cortical stage of pyramidal tract activation. *J Neurophysiol*. 1954; 17: 345-363.
- [29] Macdonell RA, Cros D, Shahani B. TLumbosacral nerve root stimulation comparing electrical with surface magnetic coil techniques. *Muscle Nerve*. 1992; 15: 885-890.
- [30] Epstein CM, Fernandez-Beer E, Weissman JD, Matsuura S. Cervical magnetic stimulation: the role of the neural foramen. *Neurology*. 1991; 41:677-680.
- [31] Odderson IR, Halar EM. Localization of nerve depolarization with magnetic stimulation. *Muscle Nerve*. 1992; 15:711-5.
- [32] Griskova I, Hoppner J, Ruksenas O, Dapsys K. Transcranial magnetic stimulation: the method and application. *Medicina (Kaunas)*. 2006; 42:798-804. Review.
- [33] Odderson IR, Halar EM. Localization of nerve depolarization with magnetic stimulation. *Muscle Nerve*. 1992; 15:711-5.
- [34] Griskova I, Hoppner J, Ruksenas O, Dapsys K. Transcranial magnetic stimulation: the method and application. *Medicina (Kaunas)*. 2006; 42:798-804. Review.

انجام شده است دقت این تکنیک در بررسی اعصاب محیطی از تحریک الکتریکی ریشه کمتر است [۳۳]. در مجموع با توجه به اینکه تحریک الکتریکی ریشه دردناک بوده و تحریک مغناطیسی نیز از دقت کافی برخوردار نیست پیشنهاد می‌شود برای محاسبه زمان هدایت مرکزی (CMCT) از افتراق مقدار محاسبه شده زمان هدایت محیطی با فرمول F از زمان کل هدایت موتور استفاده شود.

در هر صورت کاربرد محرک مغناطیسی ریشه و فرمول کیمورا برای محاسبه زمان هدایت محیطی و مرکزی موتور هنوز مورد اختلاف نظر است و استفاده از محرک مغناطیسی برای تحریک ریشه هنوز به تحقیقات بیشتری نیاز دارد

## منابع

- [1] Kimura J. An evaluation of the facial and trigeminal nerves in polyneuropathy: electrodiagnostic study in Charcot-Marie-Tooth disease, Guillain-Barre syndrome, and diabetic neuropathy. *Neurology*. 1971; 21: 745-752.
- [2] Joel A. Delisa, editor. Manual of nerve conduction velocity and clinical neurophysiology. New York: Raven press; 1994.
- [3] Thompson PD, Day BL, Rothwell JC, Dick JP, Cowan JM, Asselman P, Griffin GB, Sheehy MP, Marsden CD. The interpretation of electromyographic responses to electrical stimulation of the motor cortex in diseases of the upper motor neurone. *J Neurol Sci*. 1987; 80: 91-110.
- [4] Ilic TV, Petkovic S. Principles and application of transcranial magnetic stimulation. *Vojnosanit Pregl*. 2005; 62: 389-402. Review.
- [5] Alisaukiene M, Truffert A, Vaiciene N, Magistris MR. Transcranial magnetic stimulation in clinical practice. *Medicina (Kaunas)*. 2005; 41: 813-824. Review.
- [6] Merton PA, Hill DK, Morton HB, Marsden CD. Scope of a technique for electrical stimulation of human brain, spinal cord, and muscle. *Lancet*. 1982; 2: 597-600.
- [7] Barker AT, Freeston IL, Jabinous R, Jarratt JA. Clinical evaluation of conduction time measurements in central motor pathways using magnetic stimulation of human brain. *Lancet*. 1986; 1: 1325-1326.
- [8] Boggio PS, Fregni F, Rigonatti SP, Marcolin MA, Silva MT. Transcranial magnetic stimulation in neuropsychology: new horizons for brain research. *Rev Bras Psiquiatr*. 2006; 28:44-9. Review.
- [9] Maertens de Noordhout A. General principles for clinical use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS). *Neurophysiol Clin*. 2006; 36: 97-103.
- [10] Maertens de Noordhout A. Clinical applications of repetitive transcranial magnetic stimulation. *Rev Med Liege*. 2004; 59 Suppl 1: 170-175. Review.
- [11] Cowan JM, Rothwell JC, Dick JP, Thompson PD, Day BL, Marsden CD. Abnormalities in central motor pathway conduction in multiple sclerosis. *Lancet*. 1984; 11; 2: 304-307.
- [12] Lefaucheur JP. Transcranial magnetic stimulation: applications in neurology. *Rev Neurol (Paris)*. 2005; 161:1121-30.
- [13] Hess CW, Mills KR, Murray NM. Measurement of central motor conduction in multiple sclerosis by magnetic brain stimulation. *Lancet*. 1986; 16; 2: 355-358.