

آیا اعمال میدان الکترومغناطیسی پالسی در ناحیه کمری - لگنی زنان یائسه استئوپروتیک، بر فعالیت نوروهای حرکتی عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس موثر است؟ با تأکید بر بررسی تغییر منحنی فراخوانی رفلکس H

محمدگیلانی^۱ (M.Sc.)، گیتی ترکمان^{۲*} (Ph.D.)، نوشین بیات^۲ (M.D.)

۱- گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

۲- گروه روماتولوژی، بیمارستان بقیه ا...، دانشگاه علوم پزشکی بقیه ا...، تهران، ایران

چکیده

هدف: اعمال میدان‌های الکترومغناطیسی پالسی (Pulsed electromagnetic fields, PEMFs) در زنان استئوپروتیک اولیه در افزایش بیومارکرهای سنتز استخوان و کاهش دامنه و سرعت نوسانات مرکز فشار موثر بوده است. در مطالعه حاضر به منظور بررسی نقش احتمالی این میدان‌ها بر پاسخ‌های عصبی-عضلانی، اثر آنی اعمال میدان الکترومغناطیسی پالسی در ناحیه کمری-لگنی بر منحنی فراخوانی رفلکس H عضله سولئوس و گاستروکنمیوس در زنان یائسه استئوپروتیک بررسی شد. مواد و روش‌ها: برای بررسی اثر آنی اعمال PEMF، ۲۲ زن یائسه استئوپروتیک (۴۸-۶۵ سال) داوطلبانه در مطالعه وارد شدند و به صورت تصادفی در دو جلسه اعمال PEMF و پلاسبو (دستگاه مگنت خاموش) شرکت کردند. میدان الکترومغناطیسی پالسی با فرکانس ۳۰ هرتز، شدت ۴۰ گاوس و مدت ۴۵ دقیقه در ناحیه کمری-لگنی اعمال شد. جهت از بین رفتن اثر احتمالی یک جلسه اعمال میدان الکترومغناطیسی پالسی، بین جلسات پلاسبو و اعمال میدان مغناطیسی، یک هفته فاصله در نظر گرفته شد. قبل و بعد از جلسات، منحنی فراخوانی رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس ثبت شد و دامنه، شدت تحریک و زمان تأخیر مربوط به پاسخ H ابتدایی، حداکثر و انتهای تعیین شد. یافته‌ها: بعد از اعمال ۴۵ دقیقه PEMF، میانگین شدت تحریک لازم جهت ظهور H ابتدایی در عضله سولئوس و گاستروکنمیوس به ترتیب ۰/۴۸ و ۰/۵۵ میلی‌آمپر کاهش پیدا کرد ($P < 0/5$). میانگین تأخیر مربوط به ظهور H ابتدایی در عضله سولئوس و گاستروکنمیوس به ترتیب ۲/۰۱ و ۱/۶۷ میلی‌ثانیه کاهش پیدا کرد ($P < 0/5$). میانگین دامنه‌ی قله به قله مربوط به H ماکزیمم نیز در عضله سولئوس و گاستروکنمیوس در مقایسه با جلسه پلاسبو افزایش پیدا کرد ($P < 0/5$). نتیجه‌گیری: بلافاصله پس از اعمال PEMF تسهیل در پاسخ رفلکس H دو عضله تند و کند انقباض سولئوس و گاستروکنمیوس مشاهده شد. در هر دو عضله بعد از اعمال میدان الکترومغناطیسی پالسی، با کاهش شدت تحریک متناظر با پاسخ آستانه و پاسخ حداکثر و همچنین کاهش در زمان تأخیر مربوط به ظهور H، منحنی‌های فراخوانی دو عضله به سمت چپ جابه‌جا شد که می‌تواند نشانگر تسهیل فعالیت نوروهای حرکتی آلفا در سطح نخاع باشد.

واژه‌های کلیدی: میدان‌های الکترومغناطیسی پالسی، رفلکس H، عضله سولئوس، عضله گاستروکنمیوس، تسهیل نوروهای حرکتی، بوکی استخوان

مقدمه

می‌تواند تحریک‌پذیری کورتکس مغزی و همچنین نخاع را از طریق اثرگذاری بر راه‌های کورتیکوسپینال تغییر دهد [۳،۲]. این میدان‌ها فاقد اثر یونیزان بوده و در فرکانس بالا آثار گرمایی و در فرکانس پایین آثار تحریک عصبی دارد [۴]. شواهد قابل توجه‌ای وجود دارد که بیان می‌کند میدان

تحریک با استفاده از میدان‌های الکترومغناطیسی پالسی روشی است که امروزه جهت برانگیختن پاسخ‌های حرکتی در زمینه تحقیقاتی و کلینیکی مورد توجه قرار گرفته است [۱]. کاربرد میدان‌های الکترومغناطیسی پالسی روش مؤثری است که

درمانی، درد، تمرین درمانی و عملکرد فعالیت‌های حرکتی به کار برود [۳۳]. آمپلی‌تود رفلکس H، زمان تأخیر در شروع این پاسخ رفلکسی و شدت تحریک لازم برای بروز پاسخ ابتدایی (آستانه)، می‌تواند نشان‌دهنده تحریک‌پذیری موتور نورو و مشارکت آکسون‌های حسی و حرکتی و فیبرهای عضلانی تند و کند انقباض در بروز پاسخ باشد [۳۴]. در این زمینه مطالعات محدودی پاسخ رفلکسی H را به‌دنبال استفاده از میدان‌های الکترومغناطیسی مورد بررسی قرار دادند. Awatef در سال ۲۰۱۰ از این نوع میدان با فرکانس ۱۰ هرتز، شدت ۶۰ گوس به مدت ۳۰ دقیقه در بخش خلفی عضلات کاف سمت راست افراد نرمال استفاده کرد نشان داد که به‌دنبال اعمال میدان، شدت تحریک مربوط به آستانه رفلکس H به طور معنی‌دار کاهش یافت [۳۵]. Martin نیز در سال ۲۰۱۱ نشان داد که استفاده از این نوع میدان با فرکانس ۱۵ هرتز بر روی عضله سولئوس سبب افزایش معنی‌داری در نسبت دامنه حداکثر پاسخ H به پاسخ $M(H_{max}/M_{max})$ می‌شود [۳۶]. دربانی و همکاران نشان دادند اعمال PEMF در ناحیه کمری-لگنی در زنان استئوپروتیک سبب کاهش نوسانات مرکز فشار و بهبود پارامترهای تعادل عمل‌کردی می‌شود [۲۴]. پرهام‌پور و همکاران نیز نشان دادند اعمال PEMF در ناحیه کمری-لگنی بیماران هموفیلی مبتلا به پوکی استخوان سبب بهبود تعادل عمل‌کردی بیماران می‌شود [۲۳]. در دو مطالعه فوق بدون بررسی تجربی، تنها اثر احتمالی میدان بر سیستم عصبی-عضلانی و اثرپذیری عمل‌کرد موتور نوروها به‌عنوان دلیل رفتار ثبت شده پیشنهاد شده است. هر چند Martin و Awatef تسهیل پاسخ H حداکثر را پس از کاربرد میدان الکترومغناطیس نشان داده‌اند اما آن‌ها به صورت کاملاً موضعی، به‌طور مستقیم عضلات را تحت تابش میدان قرار داده‌اند [۳۶، ۳۵] و اعمال میدان در ناحیه کمری-لگنی و اثر آن بر فعالیت عضلات از طریق مکانیسم‌های رفلکسی و تحریک موتور نوروها تاکنون در هیچ مطالعه‌ای بررسی نشده است لذا اثبات آن نیازمند بررسی دقیق‌تری خواهد بود. افراد استئوپروتیک علاوه بر تخریب ساختار استخوانی با اختلال

مغناطیسی پالس به‌طور ایمن، جریان الکتریکی چرخشی کوچکی درون بدن القا می‌کند که می‌تواند سبب دپلاریزه، رپلاریزه و هایپرپلاریزه شدن نورو شود [۵]. با توجه به اثرات زیستی این نوع میدان‌ها، میدان الکترومغناطیس پالسی (Pulsed electromagnetic fields) در حیظه فیزیوتراپی نیز به‌طور وسیعی استفاده شده است و مطالعات نشان داده‌اند که این میدان‌ها سبب کاهش درد و هم‌چنین ادم بعد از آسیب به بافت نرم می‌شود و بیان شده است که برای درمان شکستگی‌های درمان نشده استخوانی و مشکلات مرتبط [۶-۹]، کاهش ادم و درد [۱۰-۱۳]، ترمیم لیگامنت و تاندون [۱۴، ۱۵] و هم‌چنین بهبود زخم‌ها [۱۶، ۱۷] و درمان انواع مختلف پوکی استخوان نیز مؤثر می‌باشد [۱۸-۲۲]. از جمله مواردی که مورد توجه قرار گرفته است، اثربخشی میدان‌های الکترومغناطیس پالس بر تعادل ایستا و پویا می‌باشد [۲۳-۲۸]. نتایج این مطالعات نشان داده که میدان‌های الکترومغناطیس می‌تواند سبب کاهش میزان نوسانات و جابه‌جایی مرکز فشار و هم‌چنین افزایش ثبات پاسچرال شود. اگر چه تغییر پتانسیل غشاء، افزایش کلسیم سلولی [۲۹، ۳۰] تغییرات در ترکیبات مولکولی ساختار غشاء همانند لیپید و پروتئین [۳۱] و هم‌چنین تأثیر بر جهت‌گیری و جابه‌جایی ترکیبات دوقطبی و یونی [۳۲] پس از تابش میدان‌های الکترومغناطیس نشان داده شده است اما مکانیسم اثر آن بر پارامترهای تعادلی مشخص نیست. و این سوال در ذهن متبادر می‌شود که آیا کاربرد میدان الکترومغناطیسی پالسی اثری بر مکانیسم‌های عصبی-عضلانی داشته که در نتیجه آن پایداری وضعیتی و تعادل تحت تاثیر قرار گرفته است؟ یکی از ابزارهای مورد استفاده جهت بررسی مکانیسم‌های عصبی-عضلانی بهره‌گیری از پاسخ رفلکسی H می‌باشد. رفلکس H یک رفلکس مونوسیناپتیک است و روشی مناسب برای برآورد تحریک‌پذیری نورو حرکتی آلفا می‌باشد. اندازه‌گیری‌هایی که با استفاده از این رفلکس به‌دست می‌آید می‌تواند برای ارزیابی پاسخ سیستم عصبی-عضلانی به آسیب‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی، کاربرد مدالیت‌های

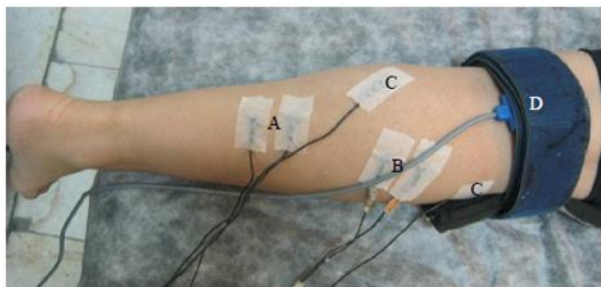
تعادل نیز مواجه هستند [۳۷] و این موضوع در زنان یائسه استئوپروتیک بغرنج تر است زیرا به دلیل سن بالا با بروز سارکوپینیا و نقص عملکردی عضلانی نیز همراه می‌باشند [۳۸-۴۰] به همین دلیل کاربرد روش‌های تمرین درمانی و انجام ورزش‌های تحملی و قدرتی برای تحریک و تقویت ساختار استخوان در این گروه دچار محدودیت است. استفاده از میدان‌های الکترومغناطیس در این بیماران به عنوان روش درمانی موثر و کم‌خطری برای تحریک استخوان‌سازی پیشنهاد شده است که در مطالعات متعددی آثار درمانی آن نشان داده شده است اما نقش آن در چگونگی بهبود پارامترهای تعادلی نیازمند بررسی بیشتر است. لذا در مطالعه حاضر اثر اعمال PEMF بر تحریک‌پذیری موتور نورون‌های نخاعی از طریق ثبت منحنی فراخوانی رفلکس H در زنان استئوپروتیک بررسی شد. همان‌طور که اشاره شد مطالعات قبلی محققین حاضر نشان داده استفاده از میدان الکترومغناطیس پالسی در ناحیه کمری-لگنی، نوسانات مرکز فشار را کاهش داده و پارامترهای تعادلی را بهبود بخشیده است [۲۳، ۲۴] که ممکن است به دلیل اثرگذاری بر فعالیت موتور نورون‌های نخاعی باشد که تاکنون مطالعه‌ای در این زمینه انجام نشده است. اثبات این تأثیرپذیری در بیماران استئوپروتیک به‌عنوان گروه پرخطری که اختلال در عمل‌کرد تعادلی، منجر به سقوط و زمین خوردن و شکستگی‌های استخوانی می‌شود می‌تواند عمل‌کرد میدان‌های الکترومغناطیس را علاوه بر تحریک پدیده استخوان‌سازی در افزایش تحریک‌پذیری موتور نورون‌ها مشخص کند و شاید در درمان این گروه از بیماران و سایر گروه‌های پرخطر مانند افراد مسن قابل توجه باشد. لذا هدف اصلی این مطالعه بررسی تحریک‌پذیری موتور نورون‌های نخاعی به‌دنبال اعمال ۴۵ دقیقه میدان الکترومغناطیس پالسی در ناحیه کمری-لگنی از طریق ثبت منحنی فراخوانی رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس (به‌عنوان نماینده فیبرهای Slow و Fast) است.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع تجربی و یک سویه کور است که پس از تأیید کمیته‌ی اخلاق دانشگاه تربیت مدرس تهران با شرکت ۲۲ زن استئوپروتیک غیرورزشکار (در محدوده‌ی سنی ۶۵-۴۸ سال) در آزمایشگاه الکتروفیزیولوژی بالینی گروه فیزیوتراپی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس انجام گرفت. داوطلبان پس از آشنایی با روند تحقیق، فرم رضایت‌نامه‌ی کتبی شرکت در مطالعه را امضا کردند. شاخص‌های ورود به مطالعه عبارت بود از $Tscore \leq -2.5$ در نواحی گردن استخوان فمور یا مهره‌های کمر، عدم گزارش سابقه‌ی شکستگی ناشی از استئوپروز، نداشتن استئوپروز ثانویه، تحت هورمون درمانی نبودن حداقل ظرف ۶ ماه گذشته، نداشتن اختلالات عصبی-عضلانی-اسکلتی، عدم شرکت در فعالیت ورزشی به‌طور منظم حداقل از یک‌سال قبل از شروع مطالعه و نداشتن ممنوعیت برای استفاده از میدان الکترومغناطیس مانند ضربان‌ساز قلب و ایمپلنت‌های استخوانی. شاخص‌های خروج از مطالعه عبارت بود از حساسیت و عدم تحمل به تحریک الکتریکی، عدم پایداری رفلکس H، و تقاضای بیمار برای قطع همکاری به هر دلیل. پس از کسب معیارهای ورود، پایداری دامنه‌ی رفلکس H در افراد شرکت‌کننده بررسی شد، به این صورت که در این افراد پاسخ حداکثر رفلکس $H (H_{max})$ ثبت شد و در صورتی که تغییرات دامنه‌ی رفلکس H_{max} در پنج پاسخ متوالی کم‌تر از ۱۰٪ بود، فرد وارد مطالعه شد [۴۱، ۴۲]. حجم نمونه با استفاده از نتایج مطالعه دربانی و همکاران که در زنان استئوپروتیک انجام شده است و با سطح اطمینان ۹۵٪ و توان آزمون ۸۰٪ ۲۱ نفر برآورد گردید [۲۴].

اعمال میدان الکترومغناطیس پالسی (جلسه مگنت) و اعمال میدان به صورت پلاسبو با فاصله یک هفته و به‌صورت تصادفی در افراد انجام شد. اعمال PEMF در ناحیه کمری-لگنی به مدت ۴۵ دقیقه با فرکانس ۳۰ هرتز و شدت ۴۰ گوس اعمال شد و قبل و بعد از اعمال میدان منحنی برانگیختگی رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس

محل فاصله بین خط پشت زانو و قوزک داخلی به وسیله متر نواری اندازه‌گیری شده و الکتروود کاتد در وسط این فاصله و الکتروود رفرنس دو سانتی‌متر پایین‌تر قرار گرفت (شکل ۱). محل الکتروودهای ثبات بر روی عضله گاستروکنمیوس خارجی در فاصله‌ی یک چهارم فوقانی و سه چهارم تحتانی خطی که بین خلف زانو و مائلول داخلی رسم شد، حدود ۴-۶ سانتی‌متر خارج‌تر از خط وسط ساق پا قرار گرفت به طوری که موازی فیبرهای عضله گاستروکنمیوس خارجی بود و الکتروود آند ۲ سانتی‌متر پایین‌تر از کاتد قرار داده شد [۴۱]. الکتروودهای ثبات مربوط به دو عضله و هم‌چنین الکتروود زمین (بین الکتروودهای ثبات و تحریک) به وسیله چسب ضد حساسیت ثابت شدند.



شکل ۱. محل قرارگیری الکتروودهای تحریک کننده، ثبات و زمین. A: محل الکتروود ثبات عضله سولئوس B: محل الکتروود ثبات عضله استروکنمیوس C: محل الکتروود زمین D: محل الکتروود تحریک

روش ثبت منحنی فراخوانی رفلکس H: پس از کاهش امپدانس پوستی در زیر محل قرارگیری الکتروودها با استفاده از الکترول، الکتروودهای تحریک و ثبت رفلکس H در محل‌های تعیین شده قرار گرفت. در این مرحله ثبت رفلکس H با ۱۳ شدت تحریک مختلف انجام شد و با استفاده از پاسخ ثبت شده در این سیزده شدت تحریک، منحنی فراخوانی عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس رسم شد. ترتیب کار به این صورت بود که ابتدا شدت تحریکی که حداقل دامنه پاسخ H را در بر داشت ثبت شد، سپس به ترتیب شدت تحریک مربوط به پاسخ H حداکثر و پاسخ انتهایی (کم‌ترین دامنه H پس از بروز پاسخ M حداکثر) نیز ثبت شد. در مرحله بعد پس از ثبت شدت‌های به دست آمده در نرم‌افزار تحریک، ۱۳ شدت تحریک بین

ثبت شد. در جلسه اعمال میدان به صورت پلاسبو تمامی شرایط لحاظ شد اما دستگاه فاقد خروجی بود.

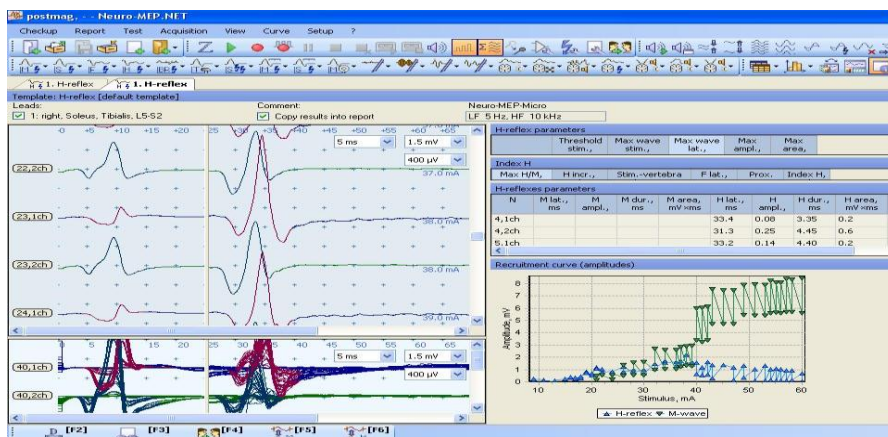
با توجه به این که افراد دو بار با فاصله یک هفته مراجعه می‌کردند، برای محاسبه تکرارپذیری پاسخ‌های ثبت شده، منحنی برانگیختگی H قبل از هر گونه تداخل (اعمال میدان روشن یا خاموش) در هر دو روز ثبت شد و با استفاده از آزمون همبستگی درون رده‌ای Intraclass Correlation Coefficient تکرارپذیری بررسی شد. آزمون همبستگی درون رده‌ای مربوط به متغیرهای منحنی فراخوانی رفلکس H در تمامی موارد از ۰/۸۸ تا ۰/۹۹ متغیر بود که نشان‌دهنده تکرارپذیری بسیار خوب می‌باشد. البته پاسخ H به شدت تحت تأثیر شرایط بیمار و محیط است لذا قبل از ثبت میزان خواب شبانه، فعالیت در روز قبل، خستگی عمومی و عضلانی، استفاده از داروها مانند داروهای خواب‌آور، مسکن و ضدالتهابی و شرایط روحی بیمار در نظر گرفته شد. دمای محیط، میزان نور و پارازیت‌های صوتی نیز مورد توجه بود و شرایط نسبتاً یکسانی در آزمایشگاه لحاظ گردید.

ثبت منحنی فراخوانی رفلکس H از عضله سولئوس و گاستروکنمیوس: ثبت رفلکس H، با استفاده از دستگاه Neuro-MEP دو کاناله ساخت کشور روسیه، قبل و بلافاصله بعد از اعمال PEMF در ناحیه کمری- لگنی از عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس انجام گرفت. اعمال تحریک الکتریکی شامل پالس مربعی با پهنای ۰/۵ میلی‌ثانیه و فرکانس ۰/۵ هرتز از طریق دستگاه تحریک کامپیوتری انجام شد [۴۳].

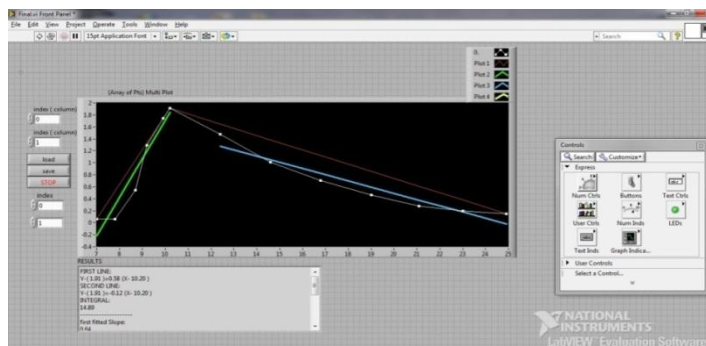
بیمار به حالت پرون بر روی تخت قرار گرفت به طوری که مچ پا از تخت بیرون بود. الکتروودهای تحریک در حفره پشت زانو بین تاندون عضلات دو سر رانی و نیمه غشایی کمی متمایل به سمت خارج قرار گرفت و با تغییرات جزئی بهترین محل برای تحریک عصب تیپال مشخص و الکتروود به وسیله نوار ولکرو ثابت شد. محل الکتروودهای ثبات روی عضله سولئوس در امتداد تاندون آشیل و تقریباً منطبق بر شیار بین دو سر عضله گاستروکنمیوس بود. برای به دست آوردن این

دانه‌های متناظر به‌دست آمده در پاسخ‌های H (شکل ۲)، به صورت فایل متن آماده‌سازی شد و در برنامه تهیه شده در نرم‌افزار Lab View مراحل پردازش و رسم منحنی فراخوانی عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس انجام گرفت (شکل ۳). پارامترهای شدت تحریک لازم برای ثبت H آستانه، شدت تحریک لازم برای ثبت Hmax، شدت تحریک پایانی منحنی فراخوانی رفلکس H، دامنه قله به قله مربوط به H آستانه و ماکزیمم و زمان تاخیر (Latency) مربوط به H آستانه و ماکزیمم استخراج گردید. از نرم‌افزار آماری SPSS 16 برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها در آزمون کلموگروف-اسمیرنوف ($p > 0.05$) از آزمون پارامتریک تی زوج شده برای مقایسه نتایج قبل و بعد از اعمال میدان در هر جلسه استفاده شد. برای مقایسه نتایج بین دو جلسه نیز ابتدا اختلاف قبل و بعد از هر کدام از جلسات محاسبه شد و سپس تغییرات به‌دست آمده در جلسات با استفاده از آزمون پارامتریک تی زوج مقایسه شد.

نقاط حداقل، حداکثر و انتهایی تعیین شد به‌صورتی که شدت تحریک از مقدار حداقل آغاز می‌شد و با افزایش ۰/۵ تا ۳ میلی‌آمپر بر اساس ویژگی پاسخ افراد افزایش میافت تا روند تغییرات دامنه H از ظهور تا حذف تقریبی به طور کامل ثبت شود. برای اطمینان از ثبات پاسخ، در هر شدت تحریک ۳ بار رفلکس H ثبت شد و میانگین پاسخ در این ۳ نقطه برای رسم منحنی فراخوانی مورد استفاده قرار گرفت [۴۳]. در این مطالعه از تحریک الکتریکی با فرکانس نیم هرتز جهت برانگیخته شدن رفلکس H استفاده شد تا از روش به‌کار گرفته شده برای ثبت منحنی فراخوانی H غیر از این نمی‌تواند باشد و فقط با انتخاب فرکانس تحریک مناسب (ترجیحاً کم‌تر از ۱ هرتز که در این تحقیق ۰/۵ هرتز در نظر گرفته شد) باید از کاهش دامنه (H depression) و خستگی عضله جلوگیری شود [۴۵، ۴۴]. پس از ثبت اولیه، اعمال PEMF یا میدان پلاسبو در همان وضعیت به مدت ۴۵ دقیقه انجام شد و پس از آن پاسخ‌های H دو عضله با شدت جریان‌های تعیین شده اولیه مجدداً ثبت شد. پس از انجام مراحل ثبت، شدت تحریک و



شکل ۲. نمونه ای از ثبت پاسخ‌های رفلکس H از عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس



شکل ۳. نمونه ایی از منحنی فراخوانی رسم شده در برنامه Lab view

نتایج

اطلاعات دموگرافیکی آزمودنی‌ها شامل ۲۲ نفر زن یائسه‌ی استئوپوروتیک در جدول ۱ گزارش شده است. تغییرات

پارامترهای منحنی فراخوانی رفلکس H مربوط به عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در جلسه پلاسبو و مگنت به ترتیب در جدول ۲ و ۳ آمده است.

جدول ۱. خصوصیات دموگرافیک نمونه‌ها

سن (سال)	قد (m)	وزن (kg)	BMI (kg/m ²)	Spine T-Score (g/cm ²)	Hip T-Score (g/cm ²)	مدت زمان گذشتن از یانسگی (سال)
۵۳/۵±۳/۷۴	۱/۶۰±۰/۰۴	۶۹/۸۳±۵/۸۳	۲۷±۲/۴	-۲/۹۷±۰/۴۱	-۲/۰۷±۰/۰۵	۵/۳۳±۳/۸۳

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار پارامترهای منحنی فراخوانی رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در جلسه پلاسبو

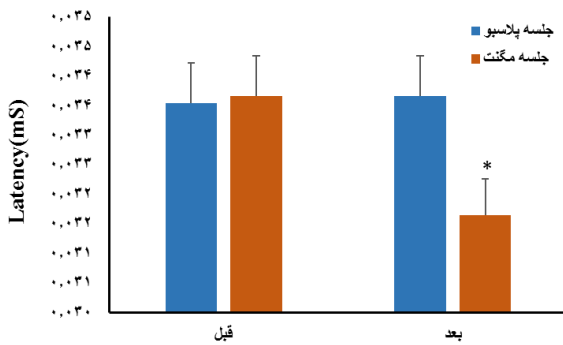
متغیر	قبل از جلسه پلاسبو عضله سولئوس	بعد از جلسه پلاسبو عضله سولئوس	P-Value	قبل از جلسه پلاسبو عضله گاستروکنمیوس	بعد از جلسه پلاسبو عضله گاستروکنمیوس	P-Value
شدت تحریک جهت ظهور H ابتدایی (mA)	۹/۸۵±۱/۵۱	۹/۸۸±۱/۵۰	۰/۱۸	۹/۸۵±۱/۵۱	۹/۹۰±۱/۴۸	۰/۲۹
شدت تحریک جهت ظهور H ماکزیمم (mA)	۱۶/۹۴±۴/۴۷	۱۷/۰۱±۴/۴۹	۰/۱۳	۱۶/۲۶±۴/۲۸	۱۶/۲۹±۴/۳۷	۰/۵۳
شدت تحریک جهت ظهور H انتهایی (mA)	۲۶/۸۲±۳/۶۲	۲۶/۸۱±۳/۶۲	۰/۰۶	۲۶/۸۲±۳/۶۳	۲۶/۸۲±۳/۶۲	۰/۰۶
تاخیر مربوط به ظهور H ابتدایی (mS)	۳۳/۵۵±۲/۸۸	۳۳/۶۶±۲/۹۲	۰/۲۹	۳۱/۹۰±۲/۸۸	۳۱/۹۵±۲/۸۶	۰/۴۹
تاخیر مربوط به ظهور H ماکزیمم (mS)	۳۱/۵۵±۲/۷۲	۳۱/۷۰±۲/۷۲	۰/۳۳	۲۹/۵۱±۲/۷۰	۲۹/۵۵±۲/۷۲	۰/۳۱
دامنه قله به قله H ابتدایی (mV)	۰/۱۲±۰/۳۶	۰/۱۱±۰/۳۶	۰/۱۸	۰/۰۲±۰/۰۴	۰/۰۱±۰/۰۴	۰/۳۱
دامنه قله به قله H ماکزیمم (mV)	۱/۵۷±۱/۵۳	۱/۵۵±۱/۵۱	۰/۳۹	۰/۶۵±۰/۶۵	۰/۶۴±۰/۶۴	۰/۴۹

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار پارامترهای منحنی فراخوانی رفلکس H عضلات سولئوس و گاستروکنمیوس در جلسه مگنت

متغیر	قبل از جلسه مگنت سولئوس	بعد از جلسه مگنت سولئوس	قبل از جلسه مگنت گاستروکنمیوس	بعد از جلسه مگنت گاستروکنمیوس
* شدت تحریک جهت ظهور H ابتدایی (mA)	۹/۸۸±۱/۵۰	۹/۴۰±۱/۲۲	۹/۹۰±۱/۴۸	۹/۳۵±۱/۴۱
* شدت تحریک جهت ظهور H ماکزیمم (mA)	۱۷/۰۱±۴/۴۹	۱۴/۰۹±۳/۲۹	۱۶/۲۹±۴/۳۷	۱۳/۶۷±۳/۷۲
* شدت تحریک جهت ظهور H انتهایی (mA)	۲۶/۸۱±۳/۶۲	۲۶/۱۴±۳/۷۲	۲۶/۸۲±۳/۶۲	۲۵/۷۷±۳/۶۳
* تاخیر مربوط به ظهور H ابتدایی (mS)	۳۳/۶۶±۲/۹۲	۳۱/۶۵±۲/۵۹	۳۱/۹۵±۲/۸۶	۳۰/۲۸±۲/۴۳
* تاخیر مربوط به ظهور H ماکزیمم (mS)	۳۱/۷۰±۲/۷۲	۳۰/۴۶±۲/۳۶	۲۹/۵۵±۲/۷۲	۲۸/۳۳±۲/۱۲
* دامنه قله به قله H ابتدایی (mV)	۰/۱۱±۰/۳۶	۰/۳۴±۰/۴۵	۰/۶۴±۰/۶۴	۰/۹۷±۰/۷۹
* دامنه قله به قله H ماکزیمم (mV)	۱/۵۵±۱/۵۱	۱/۸۷±۱/۵۷	۰/۰۹±۰/۰۸	۰/۱۹±۰/۰۴

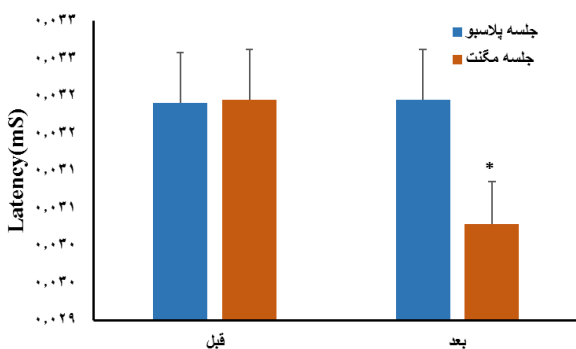
* P-Value ≤ 0/05 معنی‌داری مقایسه پارامترهای رفلکس H قبل و بعد از جلسه مگنت)

آستانه در عضله گاستروکنمیوس (شکل ۵) افزایش معنی‌داری نشان داد ($p < 0.05$). هم‌چنین دامنه‌ی قله به قله مربوط به پاسخ H حداکثر نیز در عضله گاستروکنمیوس افزایش معنی‌داری داشت ($p < 0.05$).



شکل ۶. میانگین Latency مربوط به H آستانه عضله سولئوس (** تفاوت معنی دار با قبل جلسات پلاسبو و مگنت)

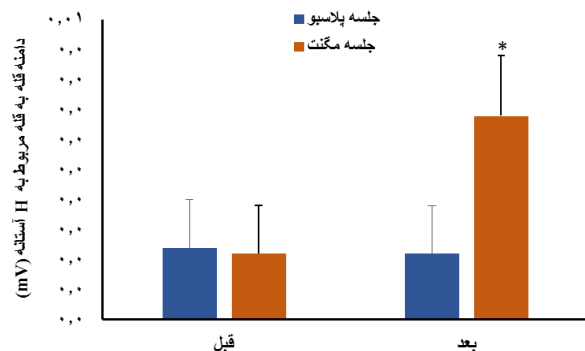
در عضله گاستروکنمیوس نیز پس از اعمال میدان الکترومغناطیس پاسخ ابتدایی و حداکثر به ترتیب با زمان تأخیر کوتاه‌تری، به ترتیب ۲/۰۱ و ۱/۲۳ به دست آمد که این کاهش معنی‌دار بود ($p < 0.05$). پس از ۴۵ دقیقه اعمال PEMF پاسخ مربوط به H ابتدایی، حداکثر و هم‌چنین انتهای مربوط به عضله سولئوس (شکل ۸) در شدت تحریک کم‌تری به دست آمد و این کاهش شدت در هر سه مورد معنی‌دار بود ($p < 0.05$).



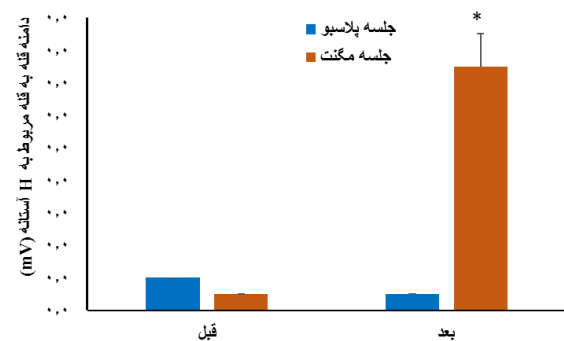
شکل ۷. میانگین Latency مربوط به H آستانه عضله گاستروکنمیوس (** تفاوت معنی دار با قبل جلسات پلاسبو و مگنت)

مقایسه پارامترهای ذکر شده بین جلسات پلاسبو و PEMF نشان داد که تأخیر مربوط به ظهور H ابتدایی و

پس از اعمال ۴۵ دقیقه PEMF در ناحیه کمری-لگنی دامنه‌ی قله به قله مربوط به پاسخ H آستانه عضله سولئوس (شکل ۴) افزایش معنی‌داری نشان داد ($p < 0.05$). هم‌چنین دامنه‌ی قله به قله مربوط به پاسخ H حداکثر نیز در عضله سولئوس پس از اعمال میدان الکترومغناطیس افزایش معنی‌داری پیدا کرد ($p < 0.05$). پس از اعمال میدان، پاسخ H ابتدایی و حداکثر در عضله سولئوس (شکل ۶) با زمان تأخیر کوتاه‌تری، به ترتیب ۲/۰۱ و ۱/۲۳ به دست آمد که این کاهش معنی‌دار بود ($p < 0.05$). پس از ۴۵ دقیقه اعمال PEMF پاسخ مربوط به H ابتدایی، حداکثر و هم‌چنین انتهای مربوط به عضله سولئوس (شکل ۸) در شدت تحریک کم‌تری به دست آمد و این کاهش شدت در هر سه مورد معنی‌دار بود ($p < 0.05$).



شکل ۴. میانگین دامنه قله به قله مربوط به H آستانه عضله سولئوس (** تفاوت معنی دار با قبل جلسات پلاسبو و مگنت)

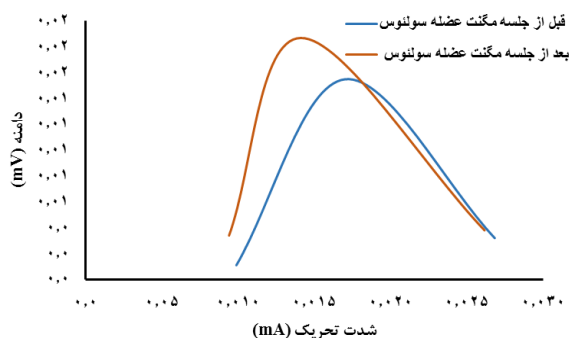


شکل ۵. میانگین دامنه قله به قله مربوط به H آستانه عضله گاستروکنمیوس (** تفاوت معنی دار با قبل جلسات پلاسبو و مگنت)

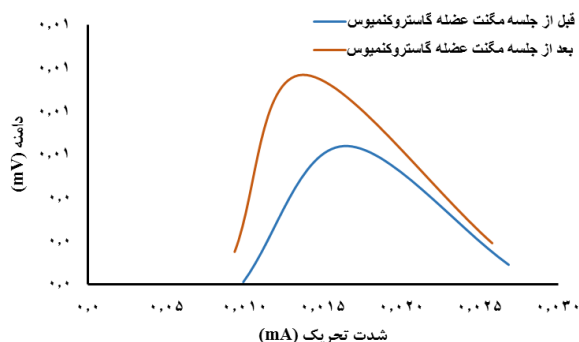
پس از ۴۵ دقیقه اعمال میدان الکترومغناطیسی پالس در ناحیه کمری-لگنی دامنه‌ی قله به قله مربوط به پاسخ H

دو جلسه معنی دار بود ($p < 0/05$). دامنه‌ی قله به قله H آستانه و حداکثر در عضله گاستروکنمیوس پس از اعمال میدان نسبت به جلسه پلاسبو افزایش معنی دار نشان داد ($p < 0/05$). شدت تحریک لازم جهت ظهور H ابتدایی، حداکثر و انتهایی در عضله گاستروکنمیوس به ترتیب به میزان $0/55$ ، $2/62$ و $1/05$ کاهش پیدا کرد که در مقایسه با جلسه پلاسبو معنی دار بود ($p < 0/05$).

در مجموع، منحنی فراخوانی رفلکس H مربوط به عضله سولئوس (شکل ۱۰) و گاستروکنمیوس (شکل ۱۱) پس از اعمال میدان الکترومغناطیسی پالسی به سمت چپ جابه‌جا شد.



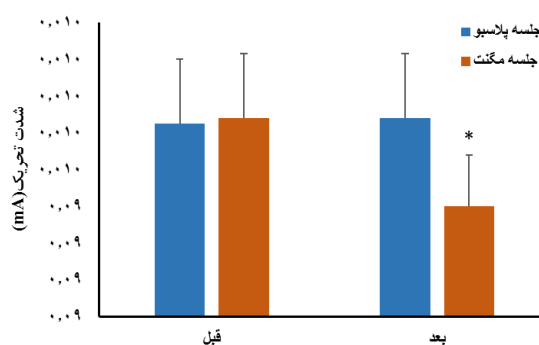
شکل ۱۰. تغییرات منحنی فراخوانی رفلکس H عضله سولئوس پس از اعمال میدان



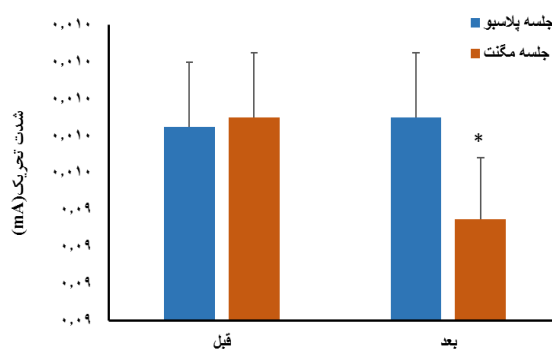
شکل ۱۱. تغییرات منحنی فراخوانی رفلکس H عضله گاستروکنمیوس پس از اعمال میدان

مقایسه میانگین پارامترهای ثبت شده قبل و بعد از جلسه پلاسبو در دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس اختلاف معنی داری نشان نداد ($p > 0/05$).

حداکثر عضله سولئوس در جلسه پلاسبو به ترتیب به میزان $0/10$ و $0/15$ میلی‌ثانیه افزایش پیدا کرد در صورتی‌که در جلسه مگنت به ترتیب به میزان $2/01$ و $1/23$ کاهش پیدا کرد که مقایسه تغییرات بین دو جلسه معنی دار بود ($p < 0/05$). دامنه‌ی قله به قله مربوط به H آستانه و حداکثر در عضله سولئوس پس از اعمال میدان به ترتیب به میزان $0/23$ و $0/32$ افزایش داشت که در مقایسه با جلسه پلاسبو معنی دار بود ($p < 0/05$). مقایسه اختلاف شدت تحریک لازم جهت ظهور H ابتدایی، حداکثر و هم‌چنین انتهایی در عضله سولئوس نشان داد که پس از اعمال میدان پاسخ‌ها با شدت تحریک کم‌تری به دست آمده است ($p < 0/05$).



شکل ۸. میانگین شدت تحریک لازم جهت ظهور H آستانه عضله سولئوس (**تفاوت معنی دار با قبل جلسات پلاسبو و مگنت)



شکل ۹. میانگین شدت تحریک لازم جهت ظهور H آستانه عضله گاستروکنمیوس (**تفاوت معنی دار با قبل جلسات پلاسبو و مگنت)

تأخیر مربوط به ظهور H ابتدایی و حداکثر عضله گاستروکنمیوس در جلسه پلاسبو به ترتیب به میزان $0/05$ و $0/03$ میلی‌ثانیه افزایش پیدا کرد اما پس از اعمال میدان به ترتیب به میزان $1/66$ و $1/21$ کاهش پیدا کرد که مقایسه بین

بحث و نتیجه گیری

پس از اعمال ۴۵ دقیقه میدان الکترومغناطیس پالسی در ناحیه کمری-لگنی، شدت تحریک لازم جهت ظهور H آستانه، ماکزیمم و انتهای منحنی فراخوانی رفلکس H در هر دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس کاهش معنی داری پیدا کرد (در عضله سولئوس شدت تحریک لازم جهت ظهور H آستانه، ماکزیمم و انتهای به ترتیب ۰/۴۸، ۲/۹۲ و ۰/۶۷ میلی آمپر و در عضله گاستروکنمیوس ۰/۵۵، ۲/۶۲ و ۱/۰۵ میلی آمپر کاهش پیدا کرد). مقایسه میزان کاهش در شدت تحریک لازم جهت ظهور H آستانه، ماکزیمم و هم چنین انتهای نیز بین جلسات پلاسبو و PEMF معنی دار بود. این کاهش نشان می دهد که پس از اعمال میدان الکترومغناطیس پالسی، پاسخ H با شدت تحریک کمتری ظاهر شده که این رفتار احتمالاً به دلیل فایرینگ سریع تر موتور نورون ها و به عبارت دیگر تسهیل پاسخ موتور نورون هاست. پس از اعمال میدان، دامنه قله به قله مربوط به H آستانه و ماکزیمم (با شدت تحریک های ثابت) در عضله سولئوس به ترتیب ۱/۵۴٪ و ۰/۴۸٪ و در عضله گاستروکنمیوس به ترتیب ۱/۳۵ و ۰/۹۹٪ افزایش داشت که این افزایش نسبت به درصد تغییرات مربوط به جلسه پلاسبو معنی دار بود. زمان تأخیر مربوط به ظهور H آستانه و ماکزیمم نیز در عضله سولئوس به ترتیب به میزان ۲/۰۱ و ۱/۲۴ میلی ثانیه و در عضله گاستروکنمیوس به ترتیب به میزان ۱/۶۷ و ۱/۲۲ میلی ثانیه بعد از اعمال یک جلسه میدان الکترومغناطیس پالسی، کاهش معنی دار داشت که نسبت به جلسه پلاسبو نیز معنی داری بود. بعد از اعمال یک جلسه PEMF، مجموع تغییرات فوق موجب شد منحنی فراخوانی رفلکس H در هر دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس به سمت چپ جابه جا شود یعنی با شدت تحریک های ثابت پاسخ رفلکسی سریع تر و بزرگ تر ظاهر شد که می تواند نشان دهنده اثر احتمالی PEMF بر افزایش تسهیل در مسیر آوران های نخاعی یا افزایش تحریک پذیری در موتور نورون ها باشد [۳۵، ۴۶].

Labib و همکاران در سال ۲۰۱۰ به دنبال اعمال PEMF با فرکانس ۱۰ هرتز و شدت ۶۰ گوس نشان دادند که شدت تحریک لازم جهت ظهور H آستانه کاهش معنی داری پیدا کرد و بیان کردند که PEMF می تواند تحریک پذیری موتور نورون ها را افزایش دهد [۳۵]. Musaev و همکاران در سال ۲۰۰۳ به دنبال اعمال میدان الکترومغناطیسی با فرکانس مدوله ۱۰ و ۱۰۰ هرتز با شدت ۸ میلی تسلا در اندام های فوقانی و تحتانی بیماران پلی نوروپاتی دیابتی، بیان کردند که اعمال میدان الکترومغناطیسی سبب افزایش عمل کرد هدایتی اعصاب محیطی (ENMG) جهت بررسی سرعت هدایت ایمپالس عصبی (Impulse Conduction Velocity) در طول فیبرهای اعصاب مدیان، اولنار، تی بیال و پروتال استفاده شد. اطلاعات ENMG نشان دهنده افزایش معنی دار در ICV در طول فیبرهای عصبی محیطی بود، افزایش دامنه ی پتانسیل عمل عضله، افزایش در تعداد موتور یونیت های عمل کردی و افزایش تسهیل پذیری رفلکسی در موتور نورون های Small و Large طناب نخاعی می شود و بیان کرده اند که این افزایش عمل کرد رفلکسی به دلیل اثر مستقیم میدان الکترومغناطیسی بر فیبرهای آوران Ia می باشد [۴۶]. هم چنین بیان شده است که افزایش تحریک پذیری در موتور نورون ها به دنبال کاربرد PEMF، می تواند به افزایش نوروترانسمیترهای شیمیایی و هم چنین کاهش مهار پیش سیناپسی فیبرهای Ia مربوط باشد [۴۷].

در مطالعه ی حاضر دامنه ی منحنی فراخوانی رفلکس H بعد از اعمال یک جلسه ای PEMF در هر دو عضله کند و تند انقباض سولئوس و گاستروکنمیوس افزایش معنی داری پیدا کرد که احتمالاً می تواند نشان دهنده ی شدت و قدرت کافی میدان الکترومغناطیس برای ایجاد تغییرات در غشا سلول جهت تسهیل در تحریک پذیری و هم چنین ایجاد پتانسیل عمل و یا تغییر در پتانسیل استراحت غشاء سلول باشد [۳۵]. مشخص شده که اعمال میدان الکترومغناطیسی متغیر با زمان، سبب القای جریان الکتریکی در بافت می شود که این جریان الکتریکی، پتانسیل استراحت غشاء سلول را تحت تأثیر قرار

داده و سبب کاهش آستانه دیپلاریزه شدن (افزایش تحریک پذیری) و بهبود انتشار ایمپالس عصبی می‌شود [۴۹، ۴۸]. به علاوه PEMF این توانایی را دارد تا تغییرات ساختاری در کانال‌های یونی یا غشاء سلول عصبی (مانند تأثیر بر جهت‌گیری فسفولیپید، پروتئین و ...) ایجاد کند و به واسطه‌ی این تغییرات، به‌طور غیرمستقیم بر روی پتانسیل استراحت و عمل سلول اثر گذارد [۵۱، ۵۰].

بررسی رفلکس مونوسیناپتیک H پس از اعمال میدان الکترومغناطیسی پالسی به‌صورت آنی نشان می‌دهد که PEMF ممکن است اثرات مثبتی در وضعیت عمل‌کردی ساختارهای سگمنتال طناب نخاعی داشته باشد [۴۶]. در هر دو عضله کند و تند انقباض سولئوس و گاستروکنمیوس بعد از اعمال میدان به‌صورت آنی، کاهش در شدت تحریک پاسخ آستانه و هم‌چنین کاهش در زمان تأخیر مربوط به ظهور H آستانه ثبت شد که ممکن است به دلیل افزایش سرعت هدایت در فیبرهای آوران Ia یا تسهیل پاسخ نورون‌های حرکتی در سطح نخاع باشد [۴۶]. اگر چه اثبات این مدعا نیازمند ثبت تغییرات سرعت هدایت در عصب و به‌طور دقیق‌تر در فیبرهای مسیر آوران و وایران است که باید در مطالعات آینده مد نظر قرار گیرد. در بانی و همکاران در مطالعه خود نشان دادند که به‌دنبال اعمال PEMF در ناحیه کمری-لگنی، نوسانات مرکز فشار در زنان استئوپروتیک کاهش و پارامترهای تعادل عمل‌کردی افزایش می‌یابد [۲۴]. پرهام‌پور و همکاران نیز نشان دادند که اعمال PEMF در ناحیه کمری-لگنی در بیماران هموفیلی شدید A مبتلا به پوکی استخوان سبب بهبود تعادل عمل‌کردی بیماران می‌شود [۲۳]. در این مطالعات به اثر احتمالی میدان بر سیستم عصبی-عضلانی و تأثیر میدان بر افزایش احتمالی تحریک‌پذیری موتور نورون‌های نخاعی اشاره شده است در حالی که هیچ پاسخ مستقیمی ثبت نشده است. بررسی رفلکس H در مطالعه حاضر پس از ۴۵ دقیقه اعمال میدان PEMF در ناحیه کمری-لگنی، می‌تواند نشان‌دهنده تأثیر میدان بر برخی عمل‌کردهای عصبی-عضلانی باشد. شاید تأثیر میدان بر تغییر پتانسیل سلولی، فعالیت موتور نورون‌ها، فعالیت گیرنده‌های

عصبی و سرعت هدایت فیبرهای عصبی عامل تغییر در پارامترهای تعادلی باشد که ثبت بسیاری از آن‌ها در مطالعات انسانی امکان ندارد. در مطالعه حاضر تمرکز بر تغییرات منحنی فراخوانی پاسخ H پس از یک جلسه اعمال میدان بود و ماندگاری پاسخ بررسی نشد که باید در مطالعات آتی مورد توجه قرار گیرد. علاوه بر این لازم است اثر میدان پس از یک دوره درمانی (حداقل ۱۲ جلسه) به‌طور هم‌زمان بر پاسخ‌های عصبی-عضلانی و عمل‌کردهای تعادلی بیماران استئوپروتیک بررسی شود تا ارتباط بین تسهیل موتور نورون‌ها و تغییر پارامترهای تعادلی بررسی شود. با توجه به اختلال تعادل در افراد استئوپروتیک و افراد مسن و محدودیت کاربرد روش‌های تمرین درمانی (انجام ورزش‌های تحملی و قدرتی برای تحریک و تقویت سیستم عضلانی-اسکلتی به‌دلیل ایجاد سارکوپنیای مرتبط با افزایش سن و به‌دنبال آن نقص عمل‌کرد عضلانی-اسکلتی) [۳۸-۴۰] در این گروه‌های پر خطر، شاید بتوان از PEMF برای تسریع پاسخ‌های عمل‌کردی در سیستم عصبی-عضلانی استفاده کرد. اگر چه اعمال میدان الکترومغناطیسی پالسی در دوره‌های کوتاه و بلندمدت درمانی و بررسی هم‌زمان پاسخ‌های عصبی-عضلانی و اندازه‌گیری پارامترهای تعادلی باید در گروه‌هایی که دچار اختلال تعادل هستند مانند افراد استئوپروتیک انجام شود تا آثار کاربردی این روش ساده و کم‌خطر درمانی مشخص‌تر شود.

پس از اعمال یک جلسه میدان الکترومغناطیسی پالسی در ناحیه کمری-لگنی، در هر دو عضله سولئوس و گاستروکنمیوس کاهش شدت تحریک لازم جهت ظهور H آستانه، ماکزیمم و انتهایی، افزایش دامنه قله به قله مربوط به H آستانه و ماکزیمم، کاهش زمان تأخیر مربوط به ظهور H آستانه و ماکزیمم مشاهده شد که می‌تواند نشان‌دهنده‌ی اثر تسهیلی میدان الکترومغناطیسی پالس بر فعالیت موتور نورون‌های نخاعی و افزایش تحریک‌پذیری آن‌ها باشد. به نظر می‌رسد میدان الکترومغناطیسی پالس علاوه بر تحریک استئوبلاست‌ها که در مطالعات پیشین نشان داده شده است [۵۳، ۵۲، ۷] با نفوذ عمقی خود موجب تحریک‌پذیری موتور

[12] Hedén P, Pilla AA. Effects of pulsed electromagnetic fields on postoperative pain: a double-blind randomized pilot study in breast augmentation patients. *Aesthetic Plast Surg* 2008; 32: 660-666.

[13] Sutbeyaz ST, Sezer N, Koseoglu BF. The effect of pulsed electromagnetic fields in the treatment of cervical osteoarthritis: a randomized, double-blind, sham-controlled trial. *Rheumatol Int* 2006; 26: 320-324.

[14] Lee EW, Maffulli N, Li CK, Chan KM. Pulsed magnetic and electromagnetic fields in experimental achilles tendonitis in the rat: a prospective randomized study. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78: 399-404.

[15] Denaro V, Ruzzini L, Barnaba SA, Longo UG, Campi S, Maffulli N, Sgambato A. Effect of pulsed electromagnetic fields on human tenocyte cultures from supraspinatus and quadriceps tendons. *Am J Phys Med Rehabil* 2011; 90: 119-127.

[16] Stiller M, PAK GH, Shupack J, Thaler S, Kenny C, Jondreau L. A portable pulsed electromagnetic field (PEMF) device to enhance healing of recalcitrant venous ulcers: a double-blind, placebo-controlled clinical trial. *Brit J Dermatol* 1992; 127: 147-154.

[17] Callaghan MJ, Chang EI, Seiser N, Aarabi S, Ghali S, Kinnucan ER, et al. Pulsed electromagnetic fields accelerate normal and diabetic wound healing by increasing endogenous FGF-2 release. *Plast Reconstr Surg* 2008; 121: 130-141.

[18] Chang K, Chang WHS. Pulsed electromagnetic fields prevent osteoporosis in an ovariectomized female rat model: A prostaglandin E2-associated process. *Bioelectromagnetics* 2003; 24: 189-198.

[19] Shen WW, Zhao JH. Pulsed electromagnetic fields stimulation affects BMD and local factor production of rats with disuse osteoporosis. *Bioelectromagnetics* 2010; 31: 113-119.

[20] Chen B CH, Zhang L, others. A pilot observation of curative effect of pulsed electromagnetic fields on postmenopausal osteoporosis. *Chin J Rehabil Theory Pract* 2003; 8: 1-15.

[21] Giordano N, Battisti E, Geraci S, Fortunato M, Santacroce C, Rigato M, et al. Effect of electromagnetic fields on bone mineral density and biochemical markers of bone turnover in osteoporosis: a single-blind, randomized pilot study. *Curr Ther Res* 2001; 62: 187-193.

[22] Huang LQ, He HC, He CQ, Chen J, Yang L. Clinical update of pulsed electromagnetic fields on osteoporosis. *Chin Med J* 2008; 121: 2095-2099.

[23] Parhampour B, Torkaman G, Horfar H, Hedayati M, Ravanbod R. The effect of resistance training with and without pulsed electromagnetic field on muscle strength and balance in severe Haemophilia A patients. *J Res Rehabil Sci* 2013; 9: 171-184.

[24] Darbani. The comparison of static, dynamic and functional balance parameters in osteoporotic and non-osteoporotic women. Master of science thesis, Tehran: Tarbiat Modares Univ 1393. (Persian).

[25] Rezaei. Comparison of the effects of 6 weeks resistance training with pulsed electromagnetic field stimulation on the indices of Bone Specific Alkaline Phosphatase (BSALP), N-terminal telopeptide of type I collagen (NTX) and balance in In postmenopausal women with primary osteoporosis. Master of science thesis, Tehran: Tarbiat mModares Univ 1390. (Persian).

[26] Thomas A, Drost D, Prato F. Human subjects exposed to a specific pulsed (200 μ T) magnetic field: effects on normal standing balance. *Neurosci lett* 2001; 297: 121-124.

[27] Thomas A, White K, Drost D, Cook C, Prato F. A comparison of rheumatoid arthritis and fibromyalgia patients and healthy controls exposed to a pulsed (200 μ T)

نورون‌های نخاعی شود که به صورت غیرمستقیم بر عمل‌کرد عضلات و مکانیسم‌های کنترلی فرد موثر باشد هر چند در مطالعات آتی ثبت هم‌زمان این تغییرات ضرورت دارد.

تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه دوره کارشناسی ارشد مصوب دانشگاه تربیت مدرس می‌باشد و بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی خود را از مسئولین پژوهشی دانشگاه تربیت مدرس اعلام می‌نمایند. هم‌چنین از تمامی افرادی که با شرکت در این مطالعه زمینه انجام این تحقیق را فراهم نمودند تشکر و قدردانی به‌عمل می‌آید.

منابع

[1] Roick H, Von Giesen H, Benecke R. On the origin of the postexcitatory inhibition seen after transcranial magnetic brain stimulation in awake human subjects. *Exp Brain Res* 1993; 94: 489-498.

[2] Valero-Cabr e A, Oliveri M, Gangitano M, Pascual-Leone A. Modulation of spinal cord excitability by subthreshold repetitive transcranial magnetic stimulation of the primary motor cortex in humans. *Neuroreport* 2001; 12: 3845-3848.

[3] Fadiga L, Craighero L, Dri G, Facchin P, Destro MF, Porro CA. Corticospinal excitability during painful self-stimulation in humans: a transcranial magnetic stimulation study. *Neurosci lett* 2004; 361: 250-253.

[4] Saghafinia M M-DA, Nafissi N, Mohebi H. Study of destructive effects of electromagnetic weapons on human and medium. *Military Med* 2005; 7: 69-74. (Persian).

[5] Weintraub MI, Cole SP. Pulsed magnetic field therapy in refractory neuropathic pain secondary to peripheral neuropathy: electrodiagnostic parameters—pilot study. *Neurorehabil Neural Repair* 2004; 18: 42-46.

[6] Aaron RK, Ciombor DM, Simon BJ. Treatment of nonunions with electric and electromagnetic fields. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 419: 21-29.

[7] Diniz P, Shomura K, Soejima K, Ito G. Effects of pulsed electromagnetic field (PEMF) stimulation on bone tissue like formation are dependent on the maturation stages of the osteoblasts. *Bioelectromagnetics* 2002; 23: 398-405.

[8] Sharrard W. A double-blind trial of pulsed electromagnetic fields for delayed union of tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 1990; 72: 347-355.

[9] Ryaby JT. Clinical effects of electromagnetic and electric fields on fracture healing. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 355: 205-215.

[10] Cheing G, Wan J, Lo SK. Ice and pulsed electromagnetic field to reduce pain and swelling after distal radius fractures. *J Rehabil Med* 2005; 37: 372-377.

[11] Pipitone N, Scott DL. Magnetic pulse treatment for knee osteoarthritis: a randomised, double-blind, placebo-controlled study. *Curr Med Res Opin* 2001; 17: 190-196.

aging and body composition study. *J Am Geriatr Soc* 2002; 50: 897-904.

[41] Sarmadi A, Firoozabadi SM, Torkaman G, Fathollahi Y. Assessing information of soleus and gastrocnemius motor unit H-reflex response to paired stimulation. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2004; 44: 401-408.

[42] Simorgh L, Torkaman G, Firoozabadi SM. Effects of tripolar TENS on slow and fast motoneurons: a preliminary study using H-reflex recovery curve method. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2008; 48: 301-309.

[43] Bagheri R, Sarmadi A, Torkaman G. Effects of the lower leg tapping on H reflexes recruitment curve parameters: a comparison of soleus and lateral gastrocnemius muscles motor neurons. *Journal of Shahrekord Univ Med Sci* 2012; 14: 1-10. (Persian).

[44] Winkler T, Hering P, Straube A. Spinal DC stimulation in humans modulates post-activation depression of the H-reflex depending on current polarity. *Clin Neurophysiol* 2010; 121: 957-961.

[45] Schindler-Ivens S, Shields RK. Low frequency depression of H-reflexes in humans with acute and chronic spinal-cord injury. *Exp Brain Res* 2000; 133: 233-241.

[46] Musaev A, Guseinova S, Imamverdieva S. The use of pulsed electromagnetic fields with complex modulation in the treatment of patients with diabetic polyneuropathy. *Neurosci Behav Physiol* 2003; 33: 745-752.

[47] Panagopoulos DJ, Karabarbounis A, Margaritis LH. Mechanism for action of electromagnetic fields on cells. *Biochem Biophys Res Commun* 2002; 298: 95-102.

[48] Liboff A, Jenrow K. Physical mechanisms in neuroelectromagnetic therapies. *Neurorehabilitation* 2002; 17: 9-22.

[49] Hong CZ, Lin J, Bender L, Schaeffer J, Meltzer R, Causin P. Magnetic necklace: its therapeutic effectiveness on neck and shoulder pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1982; 63: 462-466.

[50] Rosen AD. Mechanism of action of moderate-intensity static magnetic fields on biological systems. *Cell Biochem Biophys* 2003; 39: 163-173.

[51] Segal NA, Toda Y, Huston J, Saeki Y, Shimizu M, Fuchs H, et al. Two configurations of static magnetic fields for treating rheumatoid arthritis of the knee: a double-blind clinical trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1453-1460.

[52] Chang WHS, Chen LT, Sun JS, Lin FH. Effect of pulse- burst electromagnetic field stimulation on osteoblast cell activities. *Bioelectromagnetics* 2004; 25: 457-465.

[53] Selvamurugan N, Kwok S, Vasilov A, Jefcoat SC, Partridge NC. Effects of BMP- 2 and pulsed electromagnetic field (PEMF) on rat primary osteoblastic cell proliferation and gene expression. *J Orthop Res* 2007; 25: 1213-1220.

magnetic field: effects on normal standing balance. *Neurosci lett* 2001; 309: 17-20.

[28] Suomi R, Kocejka DM. Effect of magnetic insoles on postural sway measures in men and women during a static balance test. *Percept Mot Skills* 2001; 92: 469-476.

[29] Spadaro J, Bergstrom W. In vivo and in vitro effects of a pulsed electromagnetic field on net calcium flux in rat calvarial bone. *Calcif Tissue Int* 2002; 70: 496-502.

[30] Pessina G, Aldinucci C, Palmi M, Sgaragli G, Benocci A, Meini A, Pessina F. Pulsed electromagnetic fields affect the intracellular calcium concentrations in human astrocytoma cells. *Bioelectromagnetics* 2001; 22: 503-510.

[31] Bassett CA. Beneficial effects of electromagnetic fields. *J Cell Biochem* 1993; 51: 387-393.

[32] Zare S, Hayatgeibi H, Alivandi S, Ebadi A. Effects of whole-body magnetic field on changes of glucose and cortisol hormone in guinea pigs. *Am J Biochem Biotechnol* 2005; 1: 217-219. (Persian).

[33] Apple S, Ehlert K, Hysinger P, Nash C, Voight M, Sells P. The effect of whole body vibration on ankle range of motion and the H-reflex. *N Am J Sports Phys Ther* 2010; 5: 33-39.

[34] MJ. A. *Electromyography in clinical practice*. 3, editor. New York, London, Tokyo: Churchill Livingstone 1998; 544-552.

[35] Labib AM, Hamid SA, Hosny H. Effect of low pulsed magnetic field therapy on the motor neuron excitability in normal subjects. *Egypt J Neurol Psychiat Neurosurg* 2010; 47: 131-136.

[36] Behrens M, Mau-Möller A, Zschorlich V, Bruhn S. Repetitive peripheral magnetic stimulation (15 Hz RPMS) of the human soleus muscle did not affect spinal excitability. *J Sports Sci Med* 2011; 10: 39-44.

[37] Liu-Ambrose T, Eng JJ, Khan KM, Carter ND, McKay HA. Older women with osteoporosis have increased postural sway and weaker quadriceps strength than counterparts with normal bone mass: overlooked determinants of fracture risk? *The Journals of Gerontology Series A: Biol Sci Med Sci* 2003; 58: 862-866.

[38] Lang T, Streeter T, Cawthon P, Baldwin K, Taaffe DR, Harris T. Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment. *Osteoporos Int* 2010; 21: 543-559.

[39] Moreland JD, Richardson JA, Goldsmith CH, Clase CM. Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta- analysis. *J Am Geriatr Soc* 2004; 52: 1121-1129.

[40] Visser M, Kritchevsky SB, Goodpaster BH, Newman AB, Nevitt M, Stamm E, Harris TB. Leg muscle mass and composition in relation to lower extremity performance in men and women aged 70 to 79: the health,

Does applying pulsed electromagnetic field on the lumbopelvic area of postmenopausal women with osteoporosis affect the motoneuron activities of soleus and gastrocnemius muscles? An emphasis on the H-reflex recruitment curve changes

Mohammad Gilani (M.Sc)¹, Giti Torkaman (Ph.D)^{*1}, Noshin Bayat (M.D)²

1- Department of Physical Therapy, School of Medical Sciences, Tarbiat Modarres University, Tehran, Iran

2- Department of Rheumatology, Baghiyatallah university of Medical Sciences, Tehran, Iran

(Received: 3 Jul 2016; Accepted: 8 Apr 2017)

Introduction: Applying Pulsed Electromagnetic Field (PEMF) on the primary osteoporotic women have been effective in increasing the bone synthesis biomarkers and decreasing of the amplitude and velocity of center of pressure. In the present study, in order to investigate the possible effect of PEMF on the neuromuscular responses, the acute effect of PEMF on the lumbopelvic area in the postmenopausal women with Osteoporosis was studied by recording the soleus and gastrocnemius recruitment curves.

Materials and Methods: For investigating the acute effect of PEMF, 22 postmenopausal women with osteoporosis (age 48-65) voluntarily entered in the study and randomly participated in two separately sessions applying PEMF and placebo (magnet device off). PEMF was applied on the lumbopelvic area with frequency of 30Hz and intensity of 40G for 45 min. One-week interval was considered between placebo and PEMF sessions. Before and after each session, H- reflex recruitment curve was recorded for soleus and gastrocnemius muscles and then amplitude, intensity of stimulation and latency of threshold, maximum and final H-reflex were determined.

Results: After application of 45 min PEMF, the mean stimulus intensity for recording of initial H-reflex was decreased significantly, in soleus and gastrocnemius muscles (0.48 and 0.55 mA respectively). The latency of this H threshold was decreased significantly also in both muscles (2.01 and 1.67 ms, respectively). The peak to peak amplitude of maximum H response increased significantly, in both muscles compared to the placebo session ($p < 0.05$).

Conclusion: Immediately after applying of PEMF, facilitation in H-reflex response was observed in both soleus and gastrocnemius as a slow and fast twitch muscle. In both muscles, after applying PEMF, recruitment curves shifted to the left side by decreasing the stimulus intensity of initial and maximum H-responses and also their latencies. Conclusively, this may be caused by the facilitation in the activities of alpha motoneurons in the spinal cord level.

Keywords: Pulsed electromagnetic fields, H-reflex, Soleus Muscle, Gastrocnemius Muscle, Motoneuron Facility, Osteoporosis

* Corresponding author. Tel: +98 2182884509

Torkamg@modares.ac.ir