چهاردهمین کنفرانس ملی سالانه انجمن کامپیوتر ایران
دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران) ایران، تهران – ۲۰ و ۲۱ اسفندماه ۱۳۸۷

ارائه روشی جدید برای تعیین نواحی فعال متمرکز مغز توسط سیگنال MEG

مهدی رجبیون
قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران، ایران
E-mail:mrajabioun@gmail.com

عباس باباجانی
آزمایشگاه پردازش تصویر، بیمارستان هنری فورد، دیترویت، MI48202، آمریکا
E-mail:abbasb@rad.hfh.edu

حمید سلطانیان‌زاده
قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران، تهران، ایران
آزمایشگاه پردازش تصویر، بیمارستان هنری فورد، دیترویت، MI48202، آمریکا
E-mail:hszadeh@ut.ac.ir

چکیده: تعیین نواحی فعال مغز یکی از موضوعاتی است که نقش مهمی در شناسایی و تشخیص بیماریهای مغزی دارد. در بین روشهای تعیین نواحی فعال مغز، Magnetoencephalogram(MEG) بعنوان جدیدترین روش ارائه شده در این زمینه است. برای آشکارسازی فعالیت مغز توسط MEG روشهای مختلفی ارائه شده است. در این مقاله روشی برای تعیین نواحی فعال مغز ارائه شده است که از ترکیب روشهای موجود دیگر استفاده شده است که روش ترکیبی نامیده می‌شود. در این روش چندمرحله‌ای از پاسخ مرحله قبلی، ماتریس وزن جدید معرفی شده و به داده MEG اعمال می‌شود. این روش در عین داشتن پاسخ غیر تکراری و زمان محاسباتی کم نسبت به روشهای تکراری مشابه، پاسخ متمرکز با کمترین خطا را بدست می‌دهد. در این مقاله پس از معرفی روش ترکیبی ارائه شده، این روش با دیگر روشهای موجود در دو حالت بدون نویز و نویزی مقایسه شده و کارایی روش ارائه شده نشان داده شده است.

واژه های کلیدی: روش تکراری، روش وزندار، مساله معکوس، Magnetoencephalography(MEG)

۱ – مقدمه

فعالیت هر ناحیه توام از مغز با افزایش فعالیت سلولهای عصبی موجود در آن ناحیه می‌باشد. این موضوع اساس و پایه روشهای تصویربرداری عملکردی از مغز می‌باشد. تصویربرداری عملکردی از مغز نقش بسزایی در تعیین بیماریها و معالجه آنها دارد. برای تصویر برداری عملکردی از مغز روشهای مختلفی ارائه شده است. در روش متابولیکی که شامل روشهای تصویربرداری Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) و Possitron Emission (PET) Tomography می‌باشد، تصویربرداری از نواحی فعال به افزایش میزان اکسیژن‌رسانی خون در ناحیه فعال نسبت به نواحی دیگر مرتبط می‌شود که دارای رزولوشن مکانی مناسب و رزولوشن زمانی کم می‌باشد. اما در روشهای الکترومغناطیسی که شامل روشهای Electroencephalography (EEG) و Magnetoencephalography (MEG) می‌باشد، ثبت فعالیتهای الکتریکی و مغناطیسی مغز بدون واسطه انجام گرفته و دارای رزولوشن زمانی مناسب و رزولوشن مکانی پایین می‌باشند که رزولوشن مکانی پایین به علت illposed حل مساله معکوس می‌باشد [۱].

برای منحصر بفرد کردن پاسخ مساله معکوس و رفع حالت illposed آن، روشهای مختلفی در مقالات مختلف پیشنهاد شده‌اند که هرکدام دارای مزایا و معایب مخصوص خود می‌باشند. در این مقاله روش چند مرحله‌ای در این مورد ارائه شده است. این روش از نوع روشهای وزندار جدیدی بوده که ماتریس وزن خود را از روی پاسخ مرحله قبلی تعریف می‌کند. این روش علاوه بر تکراری نبودن و بار محاسباتی کم، می‌تواند با تنظیم پارامتر تمرکز به میزان تمرکز دلخواه کاربر با کمترین خطای مورد انتظار برسد. در این مقاله پاسخ این روش به منابع متمرکز بررسی شده است و در مقالات بعدی پاسخ روش برای داده‌های منابع بررسی خواهد شد. در مقالات قبلی ارائه شده در این زمینه، این روش تنها با یک ماتریس وزن ارائه شده و برای حالت نویزی یا بدون نویز بصورت منفرد با ارائه دو روش ترکیبی جداگانه بررسی شده است [۲،۳]. در این مقاله روشهای ارائه شده در دو مقاله قبلی را بوسیله پارامتر مرتبط به نویز روش باهم مخلوط شده و روش جدیدی ارائه شده است که برای دو حالت نویزی و بدون نویز پاسخ مناسب می‌دهد. این روش بر اساس پاسخ روشهای قبلی موجود در مقالات دیگر در این زمینه، ماتریس وزن جدید را تعریف می‌کند. روشهایی را که روش ارائه شده از پاسخ آنها برای تعریف ماتریس وزن خود استفاده می‌کند، روش پایه می‌نامیم. در ادامه روشهای پایه مورد استفاده در روش ارائه شده ، در این مقاله معرفی شده است، بطور مختصر بررسی می‌شوند. همانطور که اشاره شد در روش جدید ارائه شده دو حالت نویزی و بدون نویز پیش‌بینی شده است که بسته به میزان نویزی بودن سیگنال می‌توان پارامتر نویز را تغییر داد. همچنین این روش دارای پارامتری برای تنظیم میزان تمرکز پاسخ مطلوب کاربر می‌باشد که با تنظیم آن می‌توان به میزان تمرکز دلخواه دست یافت. روشهای قبلی ارائه شده در زمینه بازسازی منابع فعال متمرکز مغز، برای بدست آوردن پاسخ متمرکز طبیعت تکراری داشته و دارای زمان محاسباتی بالایی هستند. اما روش ترکیبی جدید ارائه شده بعلت طبیعت غیرتکراری الگوریتم زمان محاسباتی کمی نسبت به روشهای تکراری قبلی دارد.

در این مقاله پس از ارائه روش ترکیبی و معرفی روشهای پایه ارائه شده

با استفاده از پاسخ این روش با روشهای دیگر شبیه‌سازی‌های مختلف مقایسه شده‌اند. این شبیه‌سازی‌ها شامل بررسی پاسخ مکانی و زمانی روشها، بررسی تاثیر نویز در روشها و بررسی قرارگیری دوقطبیها در نقاط مختلف مغز (سطحی و عمقی) در حالت بدون نویز می‌باشد. در پایان مقاله با استناد به نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده نتیجه‌گیری کلی انجام شده و روش جدید با روشهای دیگر موجود مقایسه شده است.

۲- ارائه روش پیشنهادی

در این بخش از مقاله پس از معرفی مساله مستقیم و معکوس MEG به معرفی روش جدید پیشنهادی اشاره خواهد شد. سپس الگوریتمها و روشهای موجود در روش جدید پیشنهادی را معرفی کرده و به بررسی روشهای Minimum Norm، Minimum Norm وزندار و رگولاریزه شده پرداخته خواهد شد. در پایان این بخش روش FOCUSS را بعنوان روش تکراری برای مقایسه با روش پیشنهادی ارائه خواهیم کرد.

۲-۱- تعریف مساله معکوس MEG

برای شناسایی نقاط فعال مغز با استفاده از سیگنالهای MEG، می‌توان فعالیت توده‌های نرونی موجود در مغز که بصورت همزمان فعالیت می‌کنند را بصورت دوقطبیهای کوچک جریان مدلسازی کرد و موقعیت و اندازه این دوقطبیها را با استفاده از اخذ سیگنالهای MEG در سنسورهای مختلف و حل مساله معکوس MEG تخمین زد. اما قبل از حل مساله معکوس لازم است تا ارتباط بین سیگنالهای ثبت شده در سنسورها با اندازه و جهت هر یک از دوقطبیهای جریان بدست آید که به مساله مستقیم MEG معروف است . مساله مستقیم و بدست آوردن ماتریس مربوطه بوسیله معادلات آمپر-لاپلاس و روشهای عددی FEM و BEM قابل حل است. پس از حل مساله مستقیم، شکل نهایی بصورت یک رابطه ماتریسی درمی‌آید که در آن منابع جریان داخل مغز رابطه خطی با میدانهای مغناطیسی اندازه‌گیری شده به صورت زیر دارند:

$$b = G.q \qquad (۱)$$

که در آن $q_{3N\times 1}$ بردار حاوی سه مولفه ممان دو قطبی‌ها در جهت‌های x، y و z می‌باشد و $b_{M\times 1}$ بردار حاوی مقادیر میدان مغناطیسی اندازه‌گیری شده در سنسورها است. ماتریس G که ماتریس Lead field نامیده می‌شود، شامل اطلاعات هندسی و هدایت الکتریکی بافتهای مختلف سر بوده و از حل مساله مستقیم MEG توسط روشهای عددی بدست می‌آید.

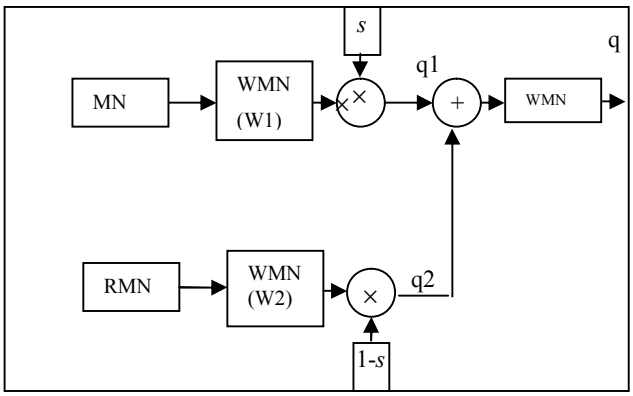
پس از تعریف مساله مستقیم MEG و تعیین ماتریس G، به معرفی مساله معکوس می‌پردازیم. این مساله عبارت از تعیین ماتریسی است که با اعمال آن به میدانهای مغناطیسی اخذ شده توسط سنسورهای MEG، بتوان ماتریس q را که همان دامنه و موقعیت منابع فعال داخل مغز است را به صورت زیر تخمین زد:

$$\hat{q} = T.b \qquad (۲)$$

از آنجایی که در رابطه (۲)، تعداد مجهولات (مقادیر دامنه دوقطبیهای جریان) از تعداد معلومات (مقادیر اندازه‌گیری شده میدان مغناطیسی توسط سنسورها) بیشتر می‌باشد، حل مساله معکوس منجر به پاسخ منحصر به فردی نشده و مساله معکوس ill-posed می‌باشد. برای حل مشکل عدم منحصربفردی و ill-posed بودن مساله معکوس MEG، روشهای مختلفی ارائه شده‌اند که هر کدام با پیشنهاد شکل یا الگوریتم خاصی برای تعیین ماتریس T سعی در حل مساله معکوس MEG دارند.

۲-۲- روش ارائه شده

در شکل ۱ بلوک دیاگرام کلی روش پیشنهادی نشان داده شده است.



شکل ۱. بلوک دیاگرام روش ترکیبی در این مقاله . MN:Minimum Norm، WMN: Weighted Minimum Norm, RMN : Regularized Minimum Norm

همانطور که مشاهده می‌شود پس از حل مساله معکوس توسط روشهای Minimum Norm(MN) و Minimum Norm رگولاریزه شده(RMN) ماتریس وزن Minimum Norm وزن‌داده(WMN) شده بوسیله رابطه زیر تعیین می‌شود:

$$W_{1,2} = diag(|\, q \,|^{\beta_1,\beta_2}) \qquad (۳)$$

که q پاسخ روش پایه و β_1, β_2 پارامتر تمرکز روش می‌باشند. عبارت diag در معادله (3) نشان‌دهنده تبدیل بردار ستونی به ماتریس مربعی قطری است بگونه‌ای که اعضای بردار در قطر اصلی ماتریس مربعی قرار گیرند[۲ ، ۳]. پس از حل روش وزندار دو پاسخ q_1 مربوط به مسیر دارای الگوریتم پایه Minimum Norm و پاسخ q_2 مربوط به مسیر دارای الگوریتم پایه Minimum Norm رگولاریزه شده با پارامتر نویزی

s بصورت زیر باهم مخلوط می‌شوند:

$$q = sq_1 + (1-s)q_2 \qquad (۴)$$

سپس مرحله آخر روش و بار دیگر الگوریتم وزندار Minimum Norm (WMN)اعمال شده و ماتریس وزن را بصورت زیر تعیین می‌شود:

$$W = diag(|q|^{\alpha}) \qquad (۵)$$

که α پارامتر مربوط به تمرکز روش می‌باشد. پس از تعیین ماتریس وزن الگوریتم وزندار اعمال شده و پاسخ نهایی بدست می‌آید. همانطور که مشاهده شد الگوریتم پیشنهادی روش تکراری نبوده و پس از سه مرحله به پاسخ نهایی با دقت بالا و تمرکز کافی منجر می‌شود. حال پس از معرفی روش پیشنهادی به بررسی روشهای موجود در الگوریتم می‌پردازیم:

۲-۳-روش Minimum Norm وزندار

روشهای وزندار دسته‌ای از روشهای ارائه شده در حل مساله معکوس MEG هستند که با اختصاص وزنهای مختلفی به منابع فعال موجود در مناطق مختلف مغز، سعی در حل مساله معکوس دارند. در این مقاله ما با استفاده از این روش و ارائه وزن خاص، سعی در حل مساله معکوس و ارائه ماتریس T مناسب در این مورد داریم. ماتریس حل مساله معکوس(T) در روشهای وزندار بصورت زیر بدست می‌آید:

$$T = W^{-1}G^T\left(GW^{-1}G^T\right)^{+} \qquad (۶)$$

که $()^{+}$ نشان‌دهنده اپراتور شبه معکوس (pseudo inverse) می‌باشد. حال به بررسی روشهای پایه برای معرفی ماتریس وزن جدید پرداخته می‌شود.

۲-۴-روش Minimum Norm (MN)

یکی از ساده‌ترین روشهای مورد استفاده در حل مساله معکوس MEG است که در این روش ماتریس T بصورت زیر تعریف می شود:

$$T = G^T(GG^T)^{-1} \qquad (۷)$$

برعکس روش Minimum Norm، با بکارگیری این روش بعنوان روش پایه در روش جدید ارائه شده، پاسخی کاملاً متمرکز بدست می‌آید که در بیشتر مواقع به پاسخ صحیح با خطای تعیین محل صفر منجر می‌شود[۴].

۲-۵- روش Regularized Minimum Norm (RMN)

با کمی دقت در ساختار روش Minimum Norm ذکر شده در بخش قبلی مشاهده می‌شود که تاثیر نویز در این روش در نظر گرفته نشده است. روش Minimum Norm کاملاً حساس به نویز بوده و در اثر نویزی بودن محیط و سیگنال به پاسخ اشتباهی منجر می‌شود. بنابراین روشهای ذکر شده و روش ارائه شده بر پایه این روشها، در شرایط نویزی جواب خوبی بدست نمی‌دهند. روش Regularized Minimum Norm برای رفع این مشکل ارائه شده است و مشکل حساسیت زیاد روشهای قبلی را نسبت به نویز حل می کند. ماتریس مساله معکوس این روش بصورت زیر تعریف می‌شود.

$$\begin{cases} T = LG^T(GLG^T + \lambda I_d)^{-1} \\ L = inv(WW^T) \end{cases} \qquad (۸)$$

که W ماتریس وزن می‌باشد که در روش MN ماتریس واحد بوده و در WMN ماتریس وزن متریک می‌باشد. با بکارگیری این روش بعنوان روش پایه، می‌توان اثر نویز را کاهش داد.

۲-۶- روش FOCUSS

در این قسمت برای مقایسه روش پیشنهادی جدید با روشهایی که دارای ساختار تکراری می‌باشند، روش FOCUSS انتخاب شده است که یک روش با الگوریتم تکراری می‌باشد توسط گرونیتسکی و همکارانش در [۵] ارائه شده است. حالت بلورشدگی و پراکندگی پاسخ روش MN توسط این روش برطرف می‌شود. در این روش رابطه زیر بصورت تکراری مورد استفاده قرار می‌گیرد:

$$\hat{q}^{(k)} = W^{(k)}(GW^{(k)})^{+}.b \qquad (۹)$$

که در آن W یک ماتریس مربعی می‌باشد که با استفاده از پاسخ بدست آمده در مرحله قبل به یکی از دو شکل زیر قابل محاسبه می‌باشد:

$$\begin{cases} W^{(k)} = diag(\hat{q}^{(k-1)}) \\ W^{(k)} = W^{(k-1)}diag(\hat{q}^{(k-1)}) \end{cases} \qquad (۱۰)$$

۳- شبیه‌سازی

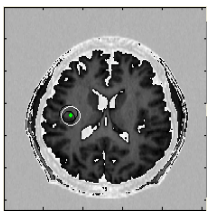
نرم افزار مورد استفاده در این مقاله نرم افزار MEG_Tools است که در اینترنت قابل دستیابی می‌باشد [۵]. همچنین شبیه‌سازی‌ها و بررسی‌های انجام شده در این مقاله بر روی داده‌های Coronal با ۳۱۴، Axial و Sagital با ۲۵۶ اسلایس صورت می‌گیرد که شامل ۲۸۷۱ منبع بعنوان منابع فعال می‌باشد. در این شبیه‌سازی برای سادگی کار و افزایش سرعت، تعداد فضای نمونه را به یک اسلایس Axial با ۳۶۵ نقطه کاهش داده‌ایم. لازم به ذکر است که سنسورهای موجود در این شبیه‌سازی، ۱۴۸عدد سنسور SQUID از نوع Magnetometer می‌باشند.

در این قسمت لازم است که قبل از اشاره به شبیه‌سازی‌ها و نتایج حاصله از آنها، معیارهای بکار گرفته شده برای خطا را تعریف کنیم که برای مقایسه نتایج روشهای مختلف ارائه شده‌اند. اولین معیار خطا خطای دامنه بوده که برابر مجموع مربعات تفاضل دامنه منابع تخمینی با منابع دامنه اصلی می‌باشد. خطای دوم که خطای تعیین محل منابع است، فاصله نقطه ماکزیمم بدست آمده از نتایج را نسبت به منبع واقعی نشان می‌دهد. خطای سوم میزان تمرکز پاسخ را نشان داده و با استفاده از فرمول زیر تعریف می‌شود:

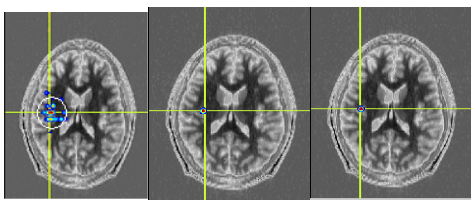
$$Spreadity = \frac{\sum_i \| d_i - d_{\max} \| . | q_i |}{\sum_i | q_i |} \qquad (۱۱)$$

که $d_i, d_{\max}$ موقعیتهای منابع با حداکثر دامنه و منبع iام را نشان می‌دهد. این سه معیار برای خطا بعنوان معیارهای اصلی تعریف شده در این زمینه می‌باشند و کلیه نتیجه‌گیری‌ها در این مقاله بر اساس این سه معیار خطا صورت می گیرد [۶].

در قسمت اول از شبیه‌سازیها، پاسخ مکانی روش پیشنهادی با سایر روشهای موجود برای منبع نقطه‌ای نشان داده شده در شکل ۲ مقایسه شده است که نتیجه این مقایسه در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل۲: منبع نقطه‌ای فعال انتخابی برای بررسی پاسخ مکانی و زمانی روشهای مختلف.



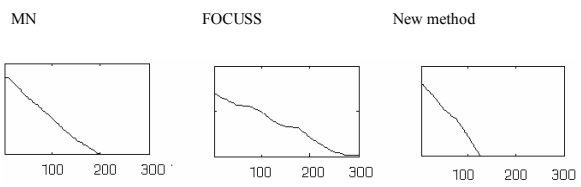
شکل ۳: پاسخ روش‌های مختلف (از چپ به راست) Minimum Norm، FOCUSS، روش پیشنهادی با $s=1$ به منبع نقطه‌ای نشان داده شده در شکل۲ . $\beta=2\ \alpha=4$

در ادامه روشهای موجود با روشهای ارائه شده از نظر بار محاسباتی با یکدیگر مقایسه شده‌اند. برای این کار ابتدا منبع نقطه‌ای نشان داده شده در شکل ۲ بعنوان منبع جریان فعال در نظر گرفته شده و نویز با SNR ۱۰۰ dB به سیگنال MEG خالص شبیه‌سازی شده اضافه می‌شود. روشهای مختلف به سیگنال MEG شبیه‌سازی شده اعمال شده و میزان زمان لازم برای اجرای آنها بصورت جداگانه ثبت شده‌اند که نتایج در جدول ۱ نشان داده شده است. قابل ذکر است که این شبیه‌سازی با ۱۴۸ سنسور و ۳۶۵ منبع جریان انجام شده است که شامل ۸۸ نقطه زمانی برای شبیه‌سازی می‌باشد. شایان ذکر است که این شبیه‌سازی بوسیله کامپیوتر با پردازنده AMD و فرکانس ۳ گیگاهرتز و RAM با ظرفیت ۱ گیگابایت انجام شده است.

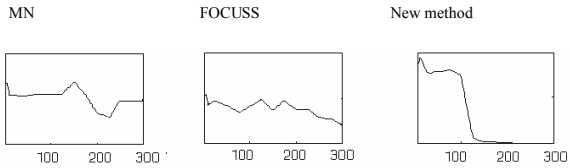
روش پیشنهادی	FOCUSS	RMN	MN	روش
۱۹۹/۷	۲۲۷۹/۱۹	۲۹/۱	۲۶	زمان (ثانیه)

جدول ۱ : پاسخ زمانی روشهای مختلف برای بازسازی سیگنال نویزی(۱۰۰dB) ناشی از فعال شدن دوقطبی نشانداده شده در شکل ۲

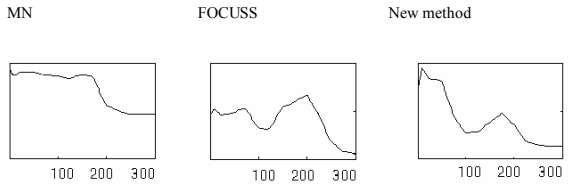
برای بررسی تاثیر نویز در پاسخ روشهای مختلف، ابتدا دوقطبی جریان نقطه‌ای شکل ۲ انتخاب شده است. پس از محاسبه سیگنال مغناطیسی ناشی از فعال شدن آن، این سیگنال با نویزهایی با سیگنال به نویز ۵، ۱۰، ۲۵، ۵۰، ۷۵، ۱۰۰، ۱۲۵، ۱۵۰، ۱۷۵، ۲۰۰، ۲۲۵، ۲۵۰، ۲۷۵، ۳۰۰ دسیبل(dB) مخلوط شده و خطاهای دامنه، تعیین محل و پراکندگی را در مورد پاسخ هرکدام از روشها محاسبه شده است و خطاهای پاسخ روشهای مختلف برای بازسازی منبع فعال نقطه‌ای شکل ۲ در سه نمودار مختلف۴، ۵ و ۶ نشان داده شده‌اند. همچنین در مطالعه نمودارها باید به این نکته توجه کرد که محور x که همان محور SNR بوده از نوع لگاریتمی می‌باشد ($dB = 20\log A$)محور خطای دامنه نیز لگاریتمی در نظر گرفته شده است.



شکل ۴: خطای دامنه روش‌های مختلف (از چپ به راست) Minimum Norm، FOCUSS، روش پیشنهادی با $s=1$ در اثر افزایش SNR از ۵ تا ۳۰۰دسیبل $\beta=2\ \alpha=4$

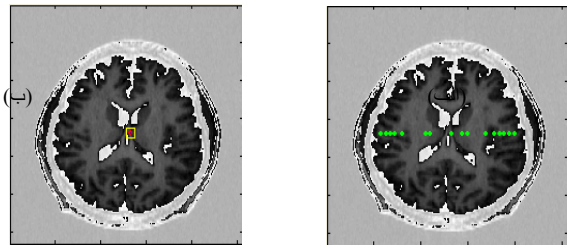


شکل ۵: خطای تعیین محل روش‌های مختلف (از چپ به راست) Minimum Norm، FOCUSS، روش پیشنهادی با $s=1$ $\alpha=4$ $\beta=2$ در اثر افزایش SNR از ۵ تا ۳۰۰دسیبل

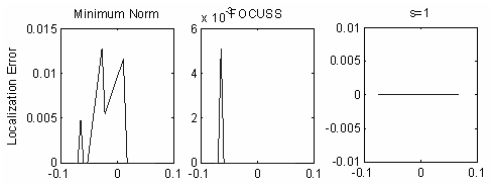


شکل ۶: خطای پراکندگی روش‌های مختلف (از چپ به راست) Minimum Norm، FOCUSS، روش پیشنهادی با $s=1$ $\alpha=4$ $\beta=2$ در اثر افزایش SNR از ۵ تا ۳۰۰دسیبل

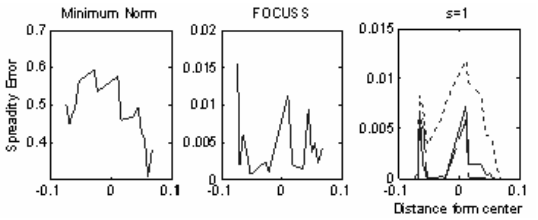
در شبیه‌سازی پایانی پاسخ روشهای مختلف نسبت به تغییر محل منبع نقطه‌ای فعال بررسی و مقایسه شده است. در این شبیه‌سازی منابع فعال نشان داده شده در شکل‌الف۷ یک به یک فعال شده و سیگنال ناشی از فعال شدن هر منبع فعال نقطه‌ای شبیه‌سازی می‌شود. سپس پاسخ مساله معکوس MEG هر بار بوسیله یکی از روشهای موجود بدست آمده و خطای تعیین محل و خطای پراکندگی روشهای مختلف نسبت به فاصله هریک از دوقطبیهای فعال از دوقطبی شکل ب۷ محاسبه شده است. در نمودارهای در شکلهای ۸ و ۹ محور x نمودارهای رسم شده نشان‌دهنده فاصله منابع فعال نقطه‌ای الف- ۷ نسبت به منبع مرکزی نشان داده شده در شکل ب-۷ بوده که بر حسب متر نشان داده شده است. در نمودارهای رسم شده، منابع فعال نقطه‌ای موجود در سمت چپ منبع مرکزی با مقدار فاصله منفی و منابع فعال نقطه‌ای موجود در سمت راست دوقطبی مرکزی با فاصله مثبت نشان داده شده‌اند.



شکل ۷. الف. محل دوقطبیهایی که برای تعیین تاثیر محل منابع بر پاسخ روشهای مختلف یک به یک فعال می‌شوند. ب. محل دوقطبی مرکزی.



شکل ۸. خطای تعیین محل روشهای Minimum Norm، FOCUSS و روش جدید ارائه شده (با $\alpha=2$, $(\beta_1=\beta_2=2$) ($\alpha=2$, $\beta_1=\beta_2=4$) ($\alpha=8$, $\beta_1=\beta_2=8$) نسبت به فعال شدن دوقطبی‌های نشان داده شده در شکل۷.الف .



شکل ۹. خطای پراکندگی روشهای Minimum Norm، FOCUSS و روش جدید ارائه شده (با $\alpha=2$, $(\beta_1=\beta_2=2$) ($\alpha=2$, $\beta_1=\beta_2=4$) ($\alpha=8$, $\beta_1=\beta_2=8$) نسبت به فعال شدن دوقطبی‌های نشان داده شده در شکل ۷.الف .

۴- نتیجه‌گیری

رزولوشن مکانی روش MEG بعلت ill-posed بودن حل مساله معکوس پایین بوده و جواب منحصر بفردی بدست نمی‌دهد. برای حل این مشکل روشهای مختلفی ارائه شده‌اند که از مهمترین این روشها می‌توان به روشهای وزندار اشاره کرد. در این مقاله روش وزندار جدیدی ارائه شد. الگوریتم جدید ارائه شده دارای دو پارامتر کنترلی نویز و تمرکز بوده و در عین تکراری نبودن و زمان محاسباتی کم به پاسخ خوب با دقت بالا منجر می‌شود.

۵- مراجع

[1] M. Hämäläinen, R. Hari, R.J. Ilmoniemi, J. Knuutila, O.V. Lounasmaa, " Magnetoencephalography - theory, instrumentation and applications to noninvasive studies of the working human brain," Rev. of Modern. Phys., vol. 65, pp. 413-497, 1993.

[۲] مهدی رجبیون، عباس باباجانی، حمید سلطانیان‌زاده "ارائه روش جدید برای حل مساله معکوس MEG"، یازدهمین کنفرانس بین المللی انجمن کامپیوتر ایران، صفحه ۳۳۵-۳۴۲، بهمن ۱۳۸۴.

[۳] مهدی رجبیون، عباس باباجانی، حمید سلطانیان‌زاده "ارائه یک روش جدید وزندار برای کاهش حساسیت به نویز در حل مساله معکوس MEG"، چهاردهمین کنفرانس بین المللی مهندسی برق،دانشگاه صنعتی امیرکبیر، اردیبهشت ۱۳۸۵.

[4] Olaf Hauk, "Keep it simple: a case for using classical minimum norm estimation in the analysis of EEG and MEG data," Elsevier Electroenc. Clin. Neurophy., vol. 21, pp. 1612– 1621, 2004.

[5] Web address: http://rambutan.phy.oakland.edu/~meg.

[۶] محمد حسين نكويي، عباس باباجاني، حميد سلطانيان‌زاده "ارزيابي روش خطي حل مساله معكوس MEG بر مبناي مدل منابع توزيع شده و توسعه يك روش تركيبي مناسب،" يازدهمين كنفرانس مهندسي پزشكي ايران، صفحه ۲۵۹-۲۶۶، بهمن ۱۳۸۲.