



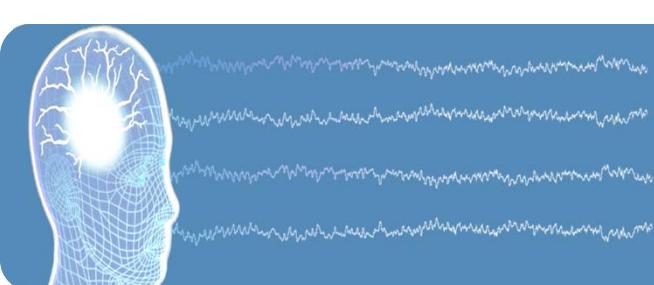
مکانیابی منابع مغزی

BRAIN SOURCE LOCALIZATION

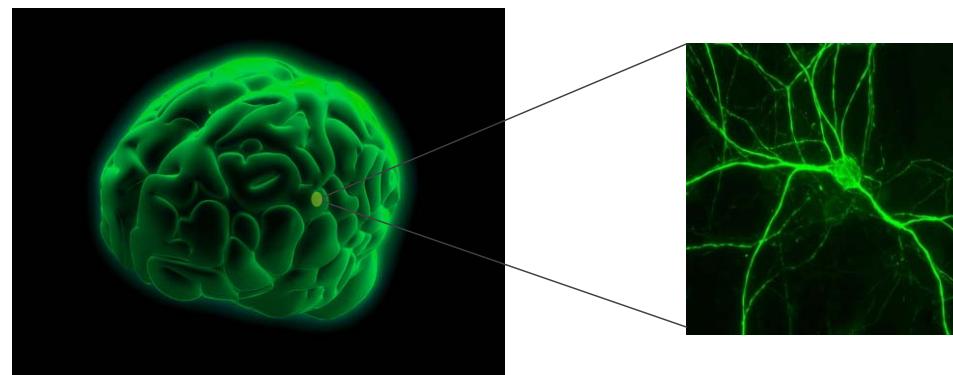


شماره درس: ۲۵۶۳۰
یکشنبه و سه شنبه ۱۵-۳:۱۳
نیم سال اول ۱۴۰۱-۱۴۰۰

فعالیت الکتریکی مغز

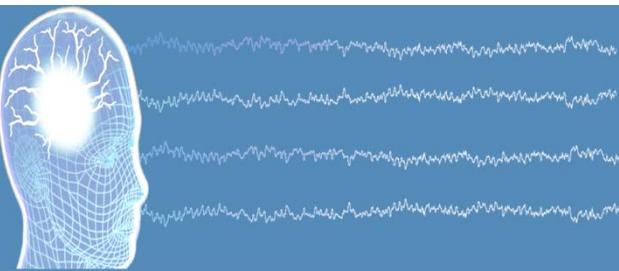


- مغز از حدود 10^{11} نورون تشکیل شده است:

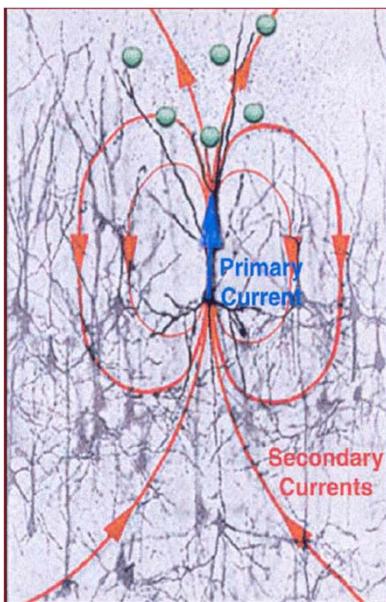


- فعالیت یک نورون برای اینکه از روی پوست سر قابل ثبت باشد، بسیار کوچک است.
- برای اینکه این پتانسیل قابل ثبت بر روی سطح سر باشد، بایستی از فعالیت هم‌زمان تعداد زیادی از نورون‌ها نشأت گرفته باشد.
- سیگنال ثبت شده به این روش، الکتروانسفالوگرام (EEG) نام دارد.

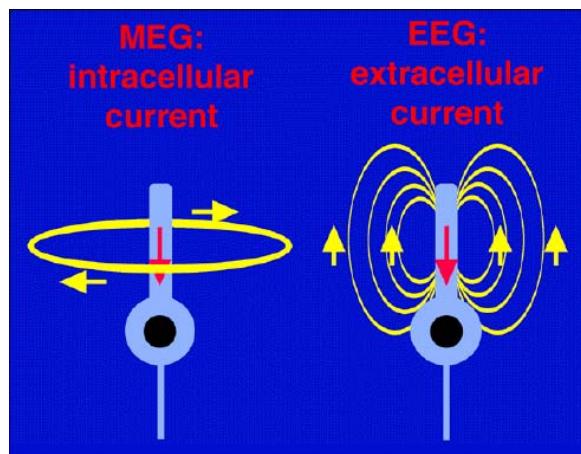
دو قطبی معادل



- پتانسیلهای پس سیناپسی (Postsynaptic potentials – PSP) دو نوع جریان ایجاد می‌کنند:

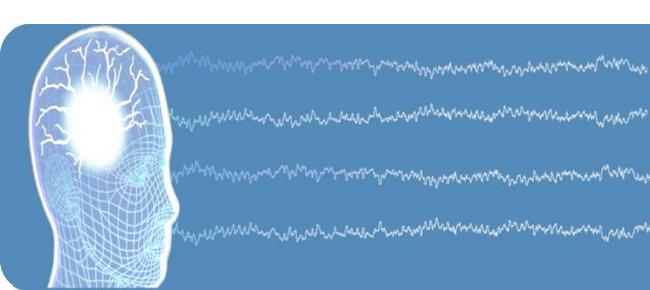


- جریان‌های اولیه (Primary currents)
- در دندریت‌های سلول‌های غشای مغز جریان می‌یابند.
- قابل اندازه‌گیری به صورت میدان مغناطیسی (MEG)

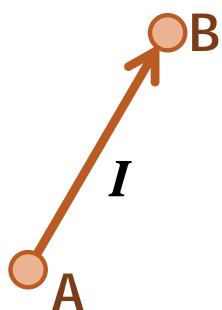


- جریان‌های ثانویه (Secondary currents)
- حلقه‌های جریان را در خارج سلول‌ها تکمیل می‌کنند.
- قابل اندازه‌گیری به صورت پتانسیل الکتریکی (EEG)

دوقطبی معادل



- در سطح میکروسکوپیک:
- توزیع این منابع (source) و مخازن (sink) جریان بسیار پیچیده است و تفسیر شکل موج‌های پتانسیل‌های ثبت شده محلی بسیار مشکل است.
- از دید الکترود ثبت‌کننده دور (به عنوان مثال روی پوست سر):
- فاصله بین مراکز جرم منابع و مخازن نسبت به فاصله تا محل ثبت بسیار کوچک است.
- می‌توان جفت منابع-سینک‌ها را به صورت یک دوقطبی جریان تخمین زد.
- جریان I از منبع A به سینک B
- مدل ریاضی:
- فاصله بین A و B بسیار کوچک است. در نتیجه یک دوقطبی نقطه‌ای (point dipole)

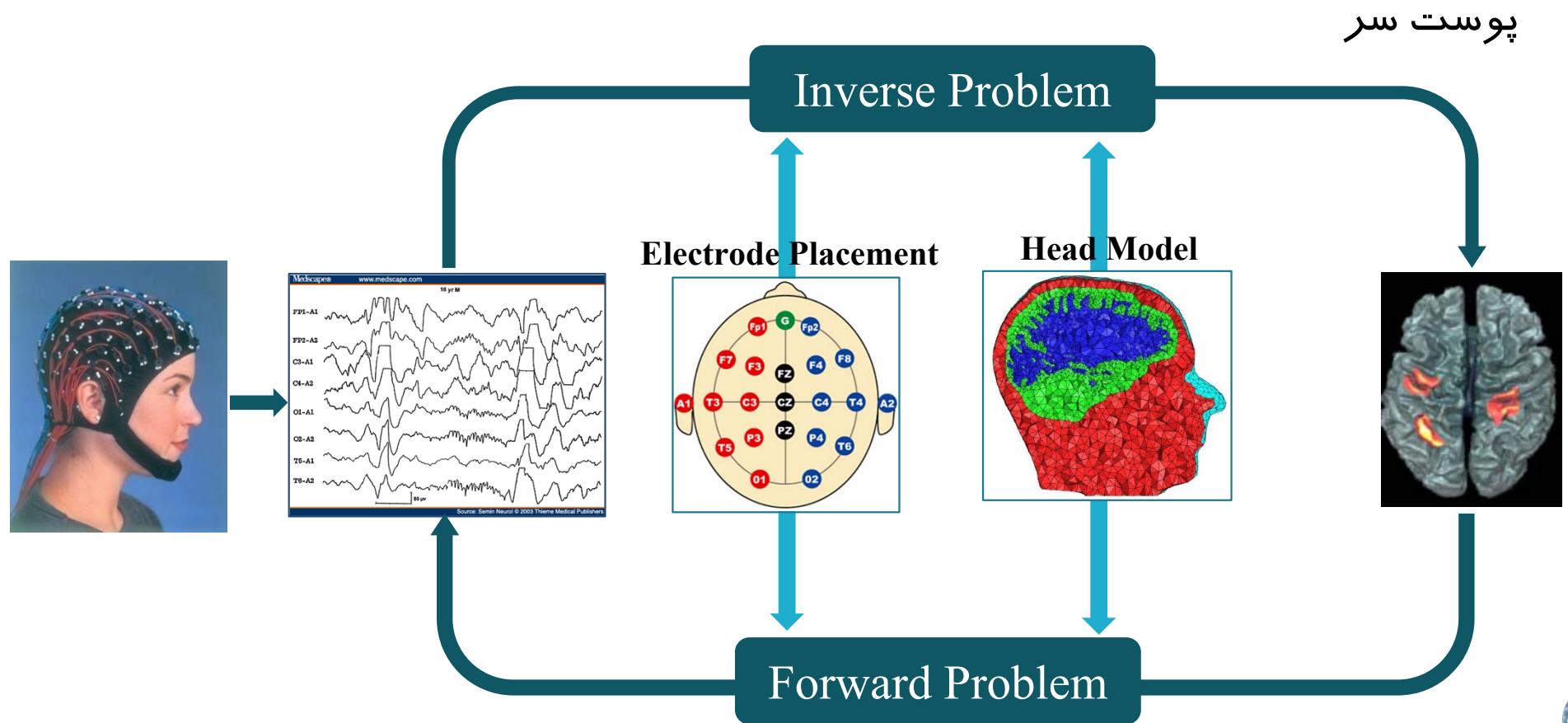


مکان‌یابی منابع مغزی



◦ مکان‌یابی منابع مغزی (Brain Source Localization)

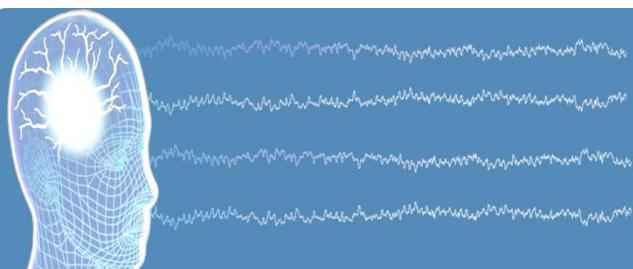
◦ یافتن مکان (و احتمالاً سیگنال زمانی) منابع مغزی با استفاده از EEG ثبت شده از روی





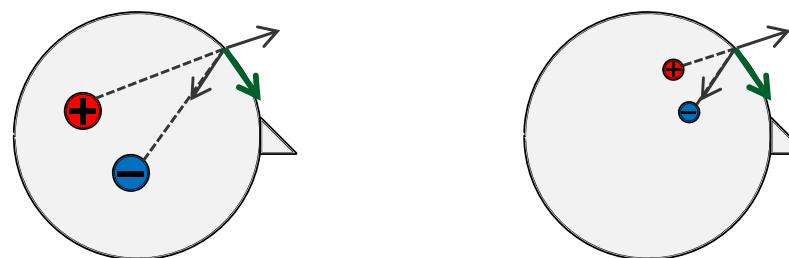
مکانیابی منابع مغزی

- در عمل دو مسئله اساسی برای حل مسئله مکانیابی منابع در سر با استفاده از پتانسیل‌های الکتریکی ثبت شده از روی پوست سر وجود دارد:
 - مسئله مستقیم و مسئله معکوس
- مسئله معکوس شامل تخمین منابع جریان در مغز با استفاده از سیگنال‌های EEG ثبت شده توسط آرایه‌ای از سنسورها است.
- برای اینکه مسئله معکوس قابل حل شود، بایستی ارتباط بین منابع جریان و سنسورها را بدانیم.
- به طور معمول این ارتباط با استفاده از فرمولاسیون مسئله مستقیم که میدان‌های الکترومغناطیسی به دست آمده از مجموعه‌ای مشخص از منابع جریان را تعیین می‌کند، به دست می‌آید.

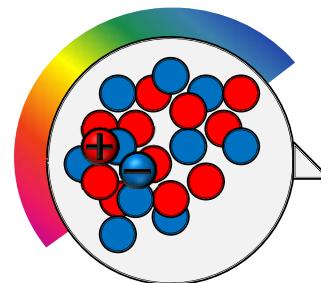


مکان‌یابی منابع مغزی: بین‌هایت پاسخ!

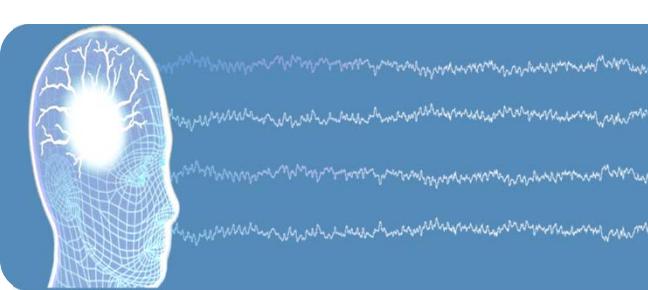
- هر پتانسیل ثبت شده از روی سر می‌تواند با تعداد نامحدودی از چیدمان دوقطبی‌ها ایجاد شود:



- هدف مکان‌یابی تعیین بهترین پاسخ از بین همه پاسخ‌های موجود است:

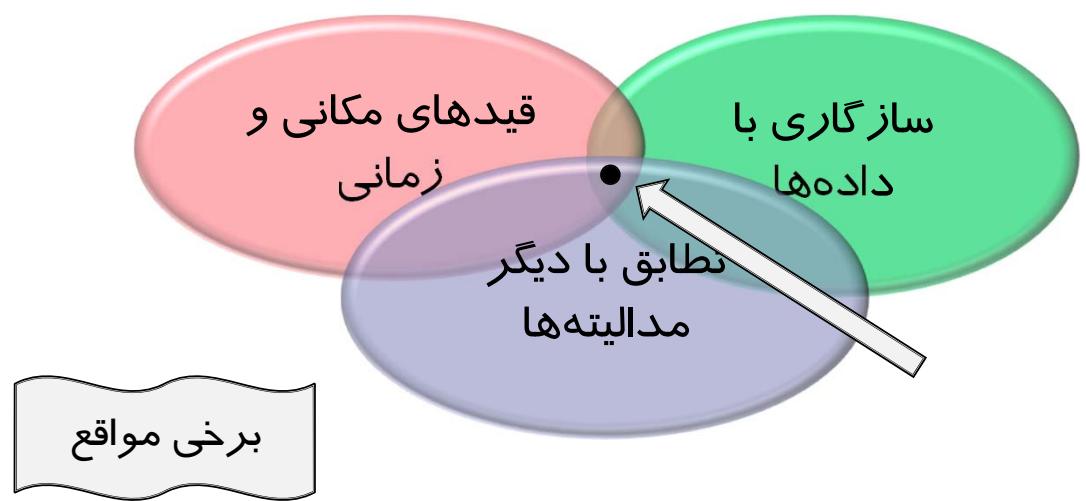


مکانیابی منابع مغزی: بینهایت پاسخ!

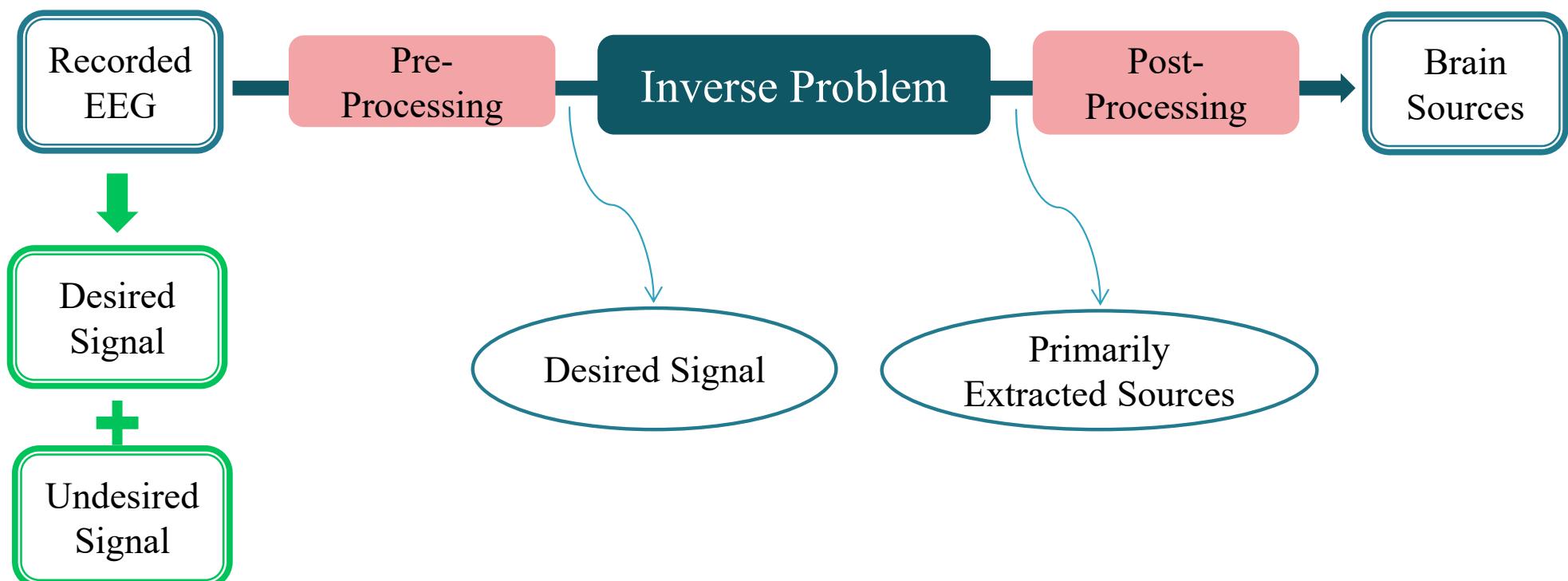


- در واقع هیچ پاسخ «درست»‌ی وجود ندارد:
- مکانیابی منابع، یک مسئله خوش تعریف نیست!
- با استفاده از برخی فرض‌ها، فقط می‌توانیم بینیم کدام پاسخ «بهتر» است:

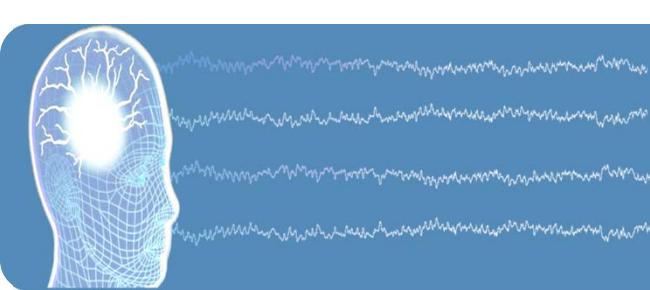
- تعداد دوقطبی‌ها
- همواری
- پیوستگی زمانی
- پیوستگی مکانی
- قیدهای فیزیولوژیک
- ...



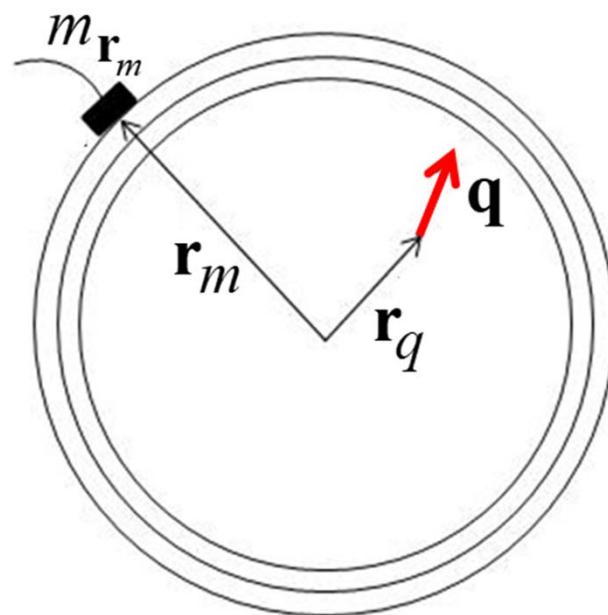
مکانیابی منابع مغزی: رویدرد کلی



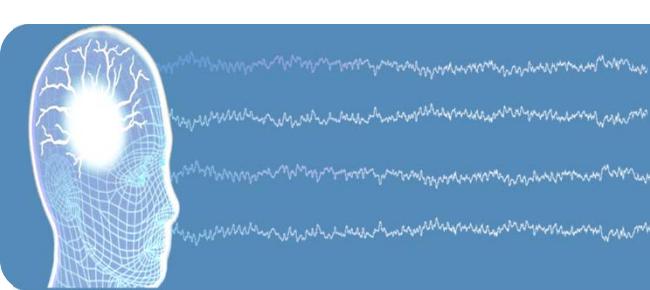
فرمولاسیون کلی



اگر بردار مکان یک دوقطبی را در سر با r_q و بردار ممان آن را با $e_q = q$ مشخص کنیم، مسئله مستقیم EEG به صورت یافتن پتانسیل $g(r_m, r_q, q)$ در الکترود قرار گرفته بر روی پوست سر با بردار مکان r_m تعریف می‌شود.



فرمولاسیون کلی



- می‌توان پتانسیل ثبت شده بر روی یک الکترود ناشی از P منبع دوقطبی مختلف را به صورت

زیر نوشت:

$$m_{\mathbf{r}_m} = \sum_{i=1}^P g(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{q}^i)$$

- \mathbf{q}^i : بردار ممکن دو قطبی i -ام (شامل سه مولفه در سه جهت)
- \mathbf{r}_q^i : بردار مکان دوقطبی i -ام (شامل سه مولفه در سه جهت)
- \mathbf{r}_m : بردار مکان الکترود (شامل سه مولفه در سه جهت)
- $m_{\mathbf{r}_m}$: پتانسیل ثبت شده در الکترود (اسکالر)

فرمولاسیون کلی

○ با توجه به فرض جمع آثار و اینکه می‌توان هر دوقطبی را به صورت مجموع سه دوقطبی در راستاهای X , y و Z در نظر گرفت، می‌توان رابطه پتانسیل را به صورت زیر تغییر داد:

$$m_{\mathbf{r}_m} = \sum_{i=1}^P \mathbf{g}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q^i) (q_x^i, q_y^i, q_z^i)^T$$

○ سه مولفه متناظر با جهت‌های دکارتی X , y و Z دارد.

$$m_{\mathbf{r}_m} = \sum_{i=1}^P \mathbf{g}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q^i) q^i \mathbf{e}_q^i$$

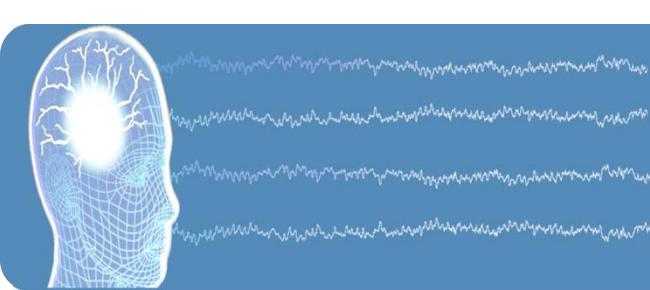
○ دامنه دوقطبی:

$$\mathbf{q}^i = \begin{bmatrix} q_x^i \\ q_y^i \\ q_z^i \end{bmatrix} = q^i \mathbf{e}_q^i$$

$$\mathbf{e}_q^i = \frac{\mathbf{q}^i}{\|\mathbf{q}^i\|}$$

○ بردار یکه جهت دوقطبی:

فرمولاسیون کلی



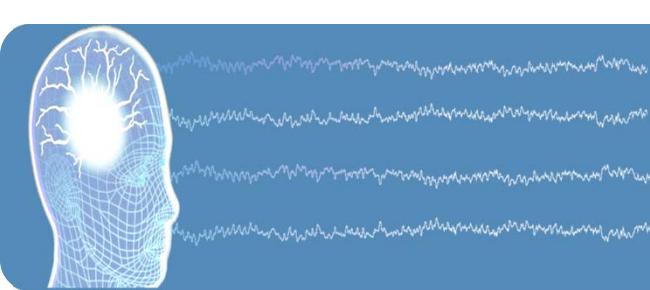
○ برای P دوقطبی و N الکترود می‌توان رابطه را به صورت زیر نوشت:

$$\mathbf{m} = \begin{bmatrix} m_{\mathbf{r}_m^1} \\ \vdots \\ m_{\mathbf{r}_m^N} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^1, \mathbf{r}_q^1) & \dots & \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^1, \mathbf{r}_q^P) \\ \vdots & & \vdots \\ \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^N, \mathbf{r}_q^1) & \dots & \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^N, \mathbf{r}_q^P) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q^1 \mathbf{e}_q^1 \\ \vdots \\ q^P \mathbf{e}_q^P \end{bmatrix} = \mathbf{G}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i\}) \begin{bmatrix} q^1 \mathbf{e}_q^1 \\ \vdots \\ q^P \mathbf{e}_q^P \end{bmatrix}$$

○ هر سطر ماتریس \mathbf{G} به نام lead-field خوانده شده و فلوی جریان را از تمام دوقطبی‌ها به یک الکترود نشان می‌دهد.

○ اندازه ماتریس \mathbf{G} $N \times 3P$

فرمولاسیون کلی



○ برای P دوقطبی، N الکترود و T نمونه زمانی گستته، رابطه ماتریسی زیر حاصل می‌شود:

$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} m_{\mathbf{r}_m^1}(1) & \dots & m_{\mathbf{r}_m^1}(T) \\ \vdots & & \vdots \\ m_{\mathbf{r}_m^N}(1) & \dots & m_{\mathbf{r}_m^N}(T) \end{bmatrix} = \mathbf{G}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i\}) \begin{bmatrix} q^1(1)\mathbf{e}_q^1(1) & \dots & q^1(T)\mathbf{e}_q^1(T) \\ \vdots & & \vdots \\ q^P(1)\mathbf{e}_q^P(1) & \dots & q^P(T)\mathbf{e}_q^P(T) \end{bmatrix} \\ = \mathbf{G}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i\}) \mathbf{Q}$$

○ \mathbf{M} : ماتریس پتانسیل‌های اندازه‌گیری شده ($N \times T$)

○ \mathbf{Q} : ماتریس ممان‌های دوقطبی در زمان‌های مختلف ($3P \times T$)

○ در فرمول بالا فرض شده است که مکان دوقطبی‌ها در زمان ثابت بوده ولی اندازه و جهت آنها متغیر و نامعلوم است.

فرمولاسیون کلی

○ با توجه به این واقعیت که دندانهای نورون‌های رأسی که میدان اندازه‌گیری شده را ایجاد می‌کنند بر سطح کرتکس عمود هستند، می‌توان جهت دوقطبی‌ها را محدود نمود.

○ در این حالت فقط اندازه دوقطبی‌ها تغییر کرده و می‌توان فرمول را به صورت زیر تغییر داد:

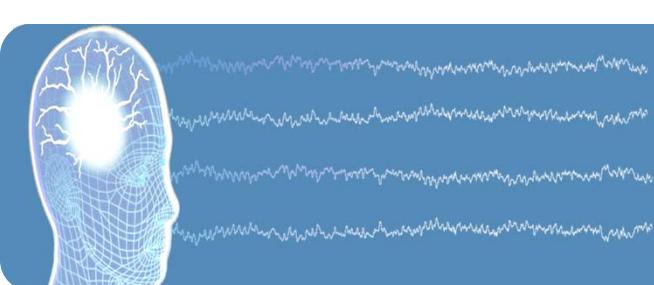
$$\begin{aligned} \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^1, \mathbf{r}_q^1) \mathbf{e}_q^1 & \dots & \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^1, \mathbf{r}_q^P) \mathbf{e}_q^P \\ \vdots & & \vdots \\ \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^N, \mathbf{r}_q^1) \mathbf{e}_q^1 & \dots & \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^N, \mathbf{r}_q^P) \mathbf{e}_q^P \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q^1(1) & \dots & q^1(T) \\ \vdots & & \vdots \\ q^P(1) & \dots & q^P(T) \end{bmatrix} \\ &= \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \begin{bmatrix} q^1(1) & \dots & q^1(T) \\ \vdots & & \vdots \\ q^P(1) & \dots & q^P(T) \end{bmatrix} \\ &= \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \tilde{\mathbf{Q}} \end{aligned}$$

فرمولاسیون کلی

$$\begin{aligned}
 \mathbf{M} &= \begin{bmatrix} \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^1, \mathbf{r}_q^1) \mathbf{e}_q^1 & \dots & \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^1, \mathbf{r}_q^P) \mathbf{e}_q^P \\ \vdots & & \vdots \\ \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^N, \mathbf{r}_q^1) \mathbf{e}_q^1 & \dots & \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^N, \mathbf{r}_q^P) \mathbf{e}_q^P \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q^1(1) & \dots & q^1(T) \\ \vdots & & \vdots \\ q^P(1) & \dots & q^P(T) \end{bmatrix} \\
 &= \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \begin{bmatrix} q^1(1) & \dots & q^1(T) \\ \vdots & & \vdots \\ q^P(1) & \dots & q^P(T) \end{bmatrix} \\
 &= \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \tilde{\mathbf{Q}}
 \end{aligned}$$

◦ $\tilde{\mathbf{G}}$: ماتریس ترکیب (بهره lead-field) با در نظر گرفتن جهت‌های ثابت برای دوقطبی‌ها ($M \times P$)

◦ $\tilde{\mathbf{Q}}$: ماتریس اندازه دوقطبی‌ها در زمان‌های مختلف ($P \times T$)



فرمولاسیون کلی

○ در حالت کلی نویز یا اختلال η نیز به مدل اضافه می‌شود:

$$\mathbf{M} = \mathbf{G}\mathbf{Q} + \boldsymbol{\eta}, \quad \mathbf{M} = \tilde{\mathbf{G}}\tilde{\mathbf{Q}} + \boldsymbol{\eta}$$

○ مسئله مستقیم: تعیین ماتریس بهره G یا \tilde{G} با استفاده از مکان الکترودها و مکان (و احتمالاً جهت) دوقطبی‌ها

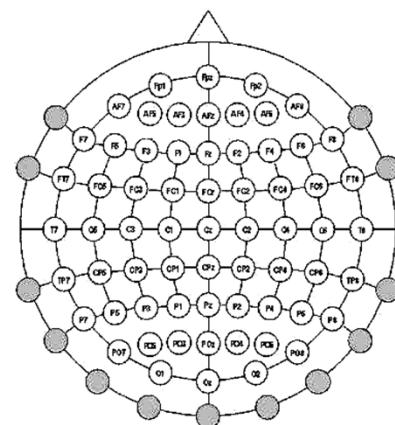
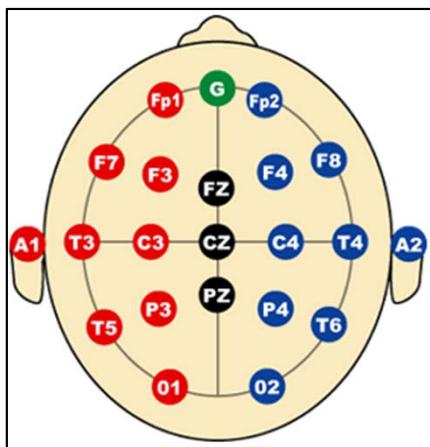
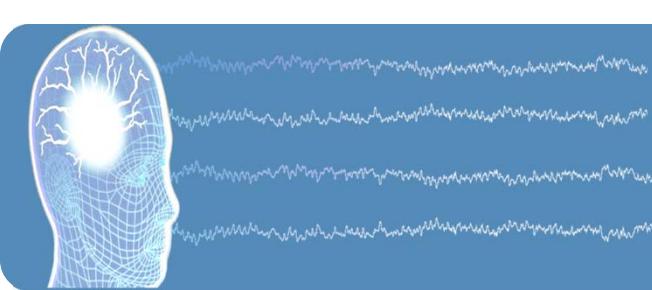
○ مسئله معکوس: یافتن تخمین $\hat{\mathbf{Q}}$ یا $\tilde{\mathbf{Q}}$ با استفاده از مقادیر پتانسیل M , مکان الکترودها و ماتریس بهره G یا \tilde{G}



مسئله مستقیم

- مسئله مستقیم:
- برای یک دسته مشخص از منابع جریان که در واقع دوقطبی‌هایی با مکان و جهت مشخص هستند و همچنین با تعیین مدل الکترومغناطیسی سر، **مسئله مستقیم** پتانسیل‌های ایجاد شده بر روی پوست سر را با حل تخمین شبیه استاتیک از معادلات ماسکول محاسبه می‌کند.
- مسئله مستقیم (به بیان ساده):
- یافتن پتانسیل‌های ایجاد شده بر روی پوست سر با دانستن ناحیه فعال مغز و فعالیت آن
- برای حل مسئله مستقیم به موارد زیر نیاز داریم:
- مکان الکترودها
- مدل سر

مسئله مستقیم



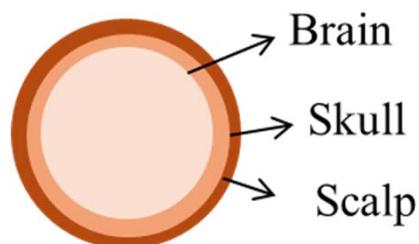
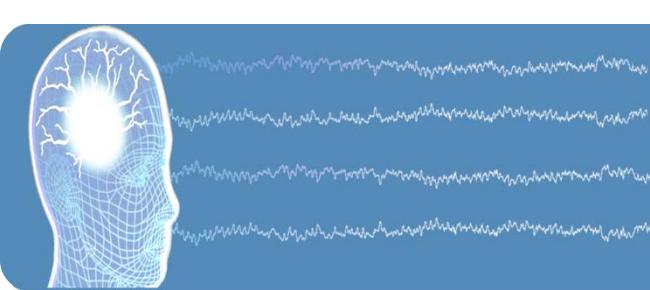
برای تخمین جواب مسئله مستقیم، بایستی مکان سنسورها بر روی پوست سر با دقت معلوم شود. اگر مکان سه بعدی درست تخمین زده نشود، باعث می شود میدان مستقیم به صورت نادرست تعیین شود و در نتیجه در مسئله معکوس تخمین بسیار بدی از منابع خواهیم داشت.



مسئله مستقیم: مدل‌های سر

- هدف از مدلسازی سر یافتن مدلی است که بخش‌های سر با رسانایی‌های مختلف را توصیف کند.
- علت اهمیت مدلسازی بخش‌های مختلف رسانایی در سر این است که تضعیف EEG ثبت شده بر روی پوست سر بسیار به امپدانس محیط از منبع تا پوست سر وابسته است.
- این موضوع به این معناست که مکان منابع در سر و همچنین رسانایی‌های مختلف بخش‌های سر، توزیع متفاوتی از میدان مغناطیسی ایجاد می‌کنند.
- مدل‌های سر:
 - مدل‌های کروی (spherical models)
 - مدل‌های واقع‌گرایانه (realistic models)
 - مدل‌های ترکیبی (combined models)

مدل‌های سر: مدل کروی



- به علت سادگی به طور معمول در بسیاری از کاربردهای کلینیکی و تحقیقات وابسته به مکانیابی منابع در سر استفاده می‌شود.

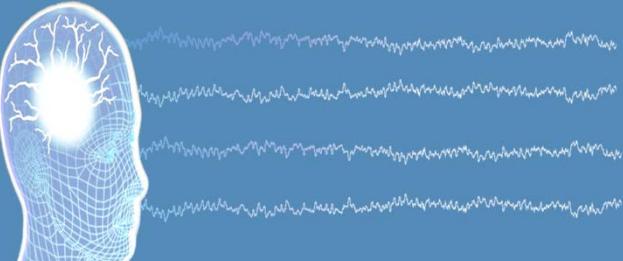
- مدل کروی از مجموعه‌ای از لایه‌های کروی همگن، تو در تو و هم مرکز تشکیل شده است.
- در ساده‌ترین حالت مدل سر می‌تواند با یک تک کره با رسانایی ایزوتروپیک و همگن تقریب زده شود. در این حالت شعاع و مرکز کره به گونه‌ای محاسبه می‌شوند که به بهترین نحو با هندسه سر تطابق داشته باشند.
- در یک تقریب بهتر از قشرهای همگن، هم مرکز و تودرتو با شعاع و رسانایی معلوم استفاده می‌شود. این مدل می‌تواند تا ۵ لایه مختلف داشته باشد که بیانگر پوست سر، جمجمه، مایع مغزی-نخاعی، ماده خاکستری و ماده سفید مغز هستند.



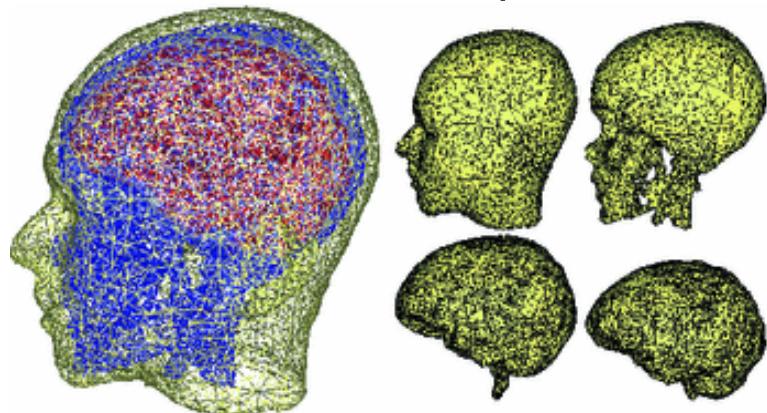
مدل‌های سر: مدل کروی

- اهمیت مدل کروی در این است که هندسه ساده آن، این امکان را به وجود می‌آورد که بتوانیم برای مسئله مستقیم، جواب آنالیتیک محاسبه کنیم.
- در این حالت جواب بسیار سریع به دست می‌آید.
- معمولاً مدل‌های کروی سر یک تقریب معقول برای بخش‌های نزدیک به سطح مغز، یعنی قسمتی که سر تقریباً کروی است، ایجاد می‌کنند اما در حالت کلی برای به دست آوردن صحت مکانیابی خوب در مغز مدل‌های واقع‌گرایانه نیاز است.

مدل‌های سر: مدل واقع گرایانه



- مدل کروی سر، مدل بسیار ساده‌سازی شده است. در واقع سر، غیر ایزوتropیک، ناهمگن و غیرکروی است. درنتیجه برای به دست آوردن جواب‌های دقیق‌تر برای مسئله مستقیم، از مدل‌های واقع گرایانه‌تر استفاده می‌شود.
- این مدل‌ها از تصاویر حجمی مغز با رزولوشن بالا، مانند MRI، برای استخراج اطلاعات آناتومیک استفاده می‌کنند. این تصاویر برای استخراج رویه مرزهای جداکننده کرتکس، جمجمه و پوست سر برای ایجاد مدل سر استفاده می‌شوند.
- برای استخراج این سطوح از MRI با رزولوشن بالا، دو مدل مرسوم روش المان محدود (BEM) و روش المان مرزی (FEM) ارائه شده است.





مدل‌های سر: مدل واقع گرایانه

- در مدل BEM مرز مناطق با استفاده از تصاویر MRI تعیین شده و این مرزها با مثلثبندی مشخص می‌شوند. مدل BEM ایزوتropی و رسانایی همگنی را در هر لایه فرض می‌کند.
- روش دیگر مدل FEM است که فرض ایزوتropی از آن حذف شده است. در این روش تمام حجم مغز موzaïekبندی شده، و غیر همگنی به دست آمده از تصاویر MRI با در نظر گرفتن رسانایی غیرهمگن منحصر به فرد برای هر نقطه، در این مدل وارد شده است.
- روش‌های واقع گرایانه نسبت به مدل‌های کروی سر، در ازای زمان محاسبات بیشتر دقت بهتری در حل مسئله مستقیم دارند.
- زمان محاسبات زیاد این روش‌ها (مخصوصاً FEM)، آنها را برای مسائل سریع و زمان حقیقی نامناسب می‌سازد.



مدل‌های سر: مدل واقع گرایانه

- از طرف دیگر در این مدل‌ها فرض می‌کنند که تصویر MRI سر برای هر سوژه در دسترس است. این فرض همیشه قابل قبول نیست و برای کاربردهای مقیاس بزرگ محدود نیست. در عوض اطلس تصاویر سر قابل استفاده است. البته با استفاده از اطلس سر فقط هندسه صحیح سر (برای مدل BEM) قابل استخراج است.
- علاوه بر مدل‌های کروی و واقع گرایانه، روش‌هایی برای تصحیح تحریف هندسی تقریب‌های کروی ارائه شده‌اند. این روش‌ها از ترکیب هر دو دیدگاه استفاده می‌کنند. با استفاده از این روش‌ها، محاسبه سریع و آسان بوده و جواب هم دقت هندسی بهتری دارد.
- مدل سر کروی با قیدهای آناتومیک
- مدل سر با کره‌های همپوشان



معادلات ماسول برای حل مسئله مستقیم

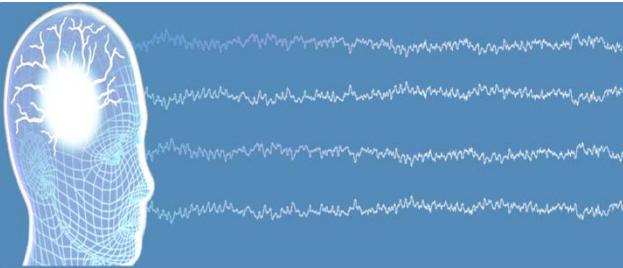
- مسئله تعیین پتانسیل‌های ایجاد شده بر روی پوست سر توسط منابع جریان مغزی را می‌توان به صورت مسئله تعیین پتانسیل‌ها بر روی یک پوسته از یک حجم قراردادی با مناطقی با رسانایی‌های مختلف تعبیر کرد.
- معمولاً فرض می‌کنیم که مرزهای مناطق مختلف معلوم بوده و رسانایی ایزوتروپیک ثابت و معلومی دارند.
- معادلات پیچیده با اعمال قیدهای مرزی (پیوستگی جریان و پتانسیل در مرزها).



معادلات ماسول برای حل مسئله مستقیم

- مدل‌های کروی سر، هندسه سر را با کره‌های تو در توی هم مرکز تقریب می‌زنند.
- این تقریب به طور قابل ملاحظه‌ای معادلات را ساده می‌کند. با دانستن شعاع سر، شعاع‌های مؤلفه‌های داخلی سر می‌توانند با نسبت‌هایی که از قبل محاسبه شده‌اند، تخمین زده شوند.
- در حالت مدل سر کروی با ۳ لایه، i -امین سطر ماتریس $G(r_q)$ به صورت زیر به دست می‌آید:
$$G_i(r_q) = \sum_{j=1}^3 \lambda_j (\mathbf{h}(\mathbf{r}_m^i, \mu_j \mathbf{r}_q) - \mathbf{h}(\mathbf{r}_m^{N+1}, \mu_j \mathbf{r}_q))^T$$
- الکترود $1 + N$ -ام به عنوان مرجع برای محاسبه پتانسیل در N مکان دیگر الکترودها استفاده می‌شود.

معادلات ماسول برای حل مسئله مستقیم



○ بردار $\mathbf{h}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q)$ با ابعاد 1×3 به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\mathbf{h}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q) = \frac{(c_1(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q) - c_2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q) \mathbf{r}_m^T \mathbf{r}_q) \mathbf{r}_q + c_2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q) \|\mathbf{r}_q\|^2 \mathbf{r}_m}{4\pi\sigma_3 \|\mathbf{r}_q\|^2}$$

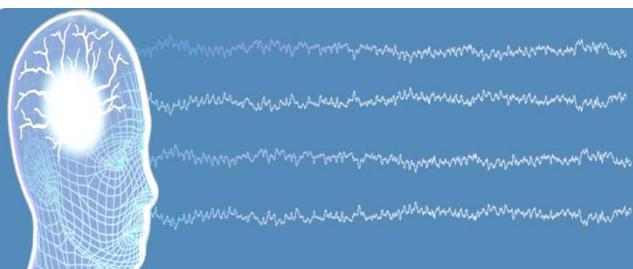
○ رسانایی لایه خارجی در مدل کروی ۳ لایه سر است.

$$c_1(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q) = 2 \frac{(\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_q)^T \mathbf{r}_q}{\|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_q\|^3} + \frac{1}{\|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_q\|} - \frac{1}{\|\mathbf{r}_m\|}$$

$$c_2(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_q) = \frac{2}{\|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_q\|^3} + \frac{\|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_q\| + \|\mathbf{r}_m\|}{\|\mathbf{r}_m\| \|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_q\| (\|\mathbf{r}_m\| \|\mathbf{r}_m - \mathbf{r}_q\| + \|\mathbf{r}_m\|^2 - \mathbf{r}_q^T \mathbf{r}_m)}$$

○ پارامترهای Berg: ثابت‌های $\{\mu_j\}_{1 \leq j \leq 3}$ و $\{\lambda_j\}_{1 \leq j \leq 3}$ و $\{R_j\}_{1 \leq j \leq 3}$ که تنها به شعاع کره‌ها

رسانایی آنها $\{\sigma_j\}_{1 \leq j \leq 3}$ در مدل کروی سر وابسته هستند.



معادلات ماسول برای حل مسئله مستقیم

○ مقادیر محاسبه شده پارامترهای Berg برای شعاع‌ها و رسانایی‌های مشخص:

$R_1(cm)$	R_2	R_3	$\sigma_1(S/cm)$	σ_2	σ_3
8	8.5	9.2	3.3×10^{-3}	8.25×10^{-5}	3.3×10^{-3}
λ_1	λ_2	λ_3	μ_1	μ_2	μ_3
0.5979	0.2037	0.0237	0.6342	0.9364	1.0362



مسئله معکوس

○ اصلی‌ترین مشکل در بازیابی منابع EEG ابهام در مسئله معکوس است. یعنی پتانسیل الکتریکی معلوم ثبت شده بر روی پوست سر می‌تواند با فعالیت بینهایت ساختار مختلف از منابع درون جمجمه‌ای توصیف شود. درنتیجه این مسئله تنها با اضافه کردن فرض‌های اولیه در مورد منابع و مناطق مغزی قابل حل می‌شود.

○ متأسفانه حقیقت در مورد نحوه تولید سیگنال‌ها به طور کامل شناخته شده نیست، درنتیجه این کاربر است که باید تصمیم بگیرد که شرط‌های استفاده شده در مسئله معکوس از نظر فیزیولوژیکی تا چه حد محتمل هستند.

○ داش ما به طور پیوسته در مورد نحوه تولید سیگنال‌ها افزایش می‌یابد و این اطلاعات می‌توانند به عنوان شرط‌های اولیه در حل مسئله معکوس مورد استفاده قرار گیرند: توسعه پیوسته روش‌های جدید برای حل مسئله معکوس



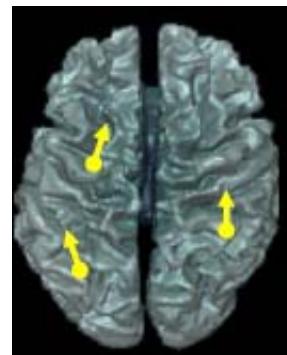
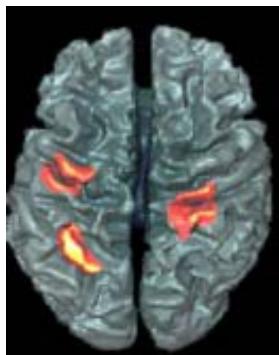
مسئله معکوس

- در مسئله معکوس برای هر دوقطبی ۶ پارامتر مجهول وجود دارد:
- ۳ پارامتر برای مکان فضایی دوقطبی (x, y, z)
- ۳ مؤلفه ممان دوقطبی (زاویه‌های جهت دوقطبی (φ, θ)) و اندازه دوقطبی q یا به طور معادل اندازه دوقطبی در سه راستا (q_x, q_y, q_z) .
- اگر چند قید به منابع اضافه کنیم، این پارامترها کاهش خواهند یافت.
- بسته به اینکه تعداد دوقطبی‌ها را دانسته فرض کنیم یا اینکه مکان، اندازه و یا جهت یک یا چند دوقطبی را ثابت یا معلوم در نظر بگیریم، می‌توان مدل‌های ریاضی مختلفی ایجاد نمود.



مسئله معکوس

- مدل‌های مرسوم در ادبیات حل مسئله معکوس:
- یک دوقطبی واحد با مکان، جهت و اندازه نامعلوم و متغیر در زمان.
- تعداد مشخصی دوقطبی با مکان و جهت ثابت نامعلوم و اندازه متغیر در زمان.
- دوقطبی‌هایی با مکان معلوم و ثابت با جهت و اندازه متغیر در زمان.
- دوقطبی‌هایی با تعداد متغیر.
- دو رویکرد اصلی برای حل مسئله معکوس وجود دارد:



- روش‌های غیرپارامتری
- روش‌های پارامتری



مسئله معکوس: مدل‌های غیرپارامتری

- روش‌های غیرپارامتری به نام‌های مدل‌های منابع توزیع شده (Distributed Source) یا (Distributed Inverse Solutions) یا (Models تصویربرداری Imaging Methods) نیز خوانده می‌شوند.
- در این روش‌ها تعداد زیادی منبع دوقطبی با مکان ثابت (و احتمالاً با جهت ثابت) در کل حجم مغز و سطح مغز در نظر گرفته می‌شوند.
- با توجه به اینکه منابع به صورت جریان‌های درون سلولی فرض می‌شوند که در بدنه دندربیت‌های نورون‌های مخروطی مغز تولید می‌شوند و این نورون‌ها بر سطح مغز عمودند، جهت دوقطبی‌های مورد نظر معمولاً عمود بر سطح مغز فرض می‌شود.



مسئله معکوس: مدل‌های غیرپارامتری

- از آنجایی که در این مسئله مکان دوقطبی‌ها تخمین زده نمی‌شود و فقط باید اندازه (و جهت) دوقطبی‌ها را محاسبه نمود، مسئله به یک مسئله خطی تبدیل می‌شود.

$$\mathbf{M} = \mathbf{G}\mathbf{Q} + \boldsymbol{\eta}, \quad \mathbf{M} = \tilde{\mathbf{G}}\tilde{\mathbf{Q}} + \boldsymbol{\eta}$$

- ماتریس \mathbf{G} lead-field (یا $\tilde{\mathbf{G}}$) به طور کامل دانسته فرض می‌شود.
- هدف: تخمین \mathbf{Q} (شامل دامنه منابع دوقطبی q^i و جهت این منابع e_q^i) یا $\tilde{\mathbf{Q}}$ (شامل فقط دامنه منابع دوقطبی q^i با فرض دانسته بودن جهت دوقطبی‌ها) با استفاده از ماتریس \mathbf{G} (یا $\tilde{\mathbf{G}}$) و اندازه‌گیری‌های \mathbf{M} .

- با توجه به تعداد زیاد دوقطبی‌ها نسبت به مقادیر ثبت‌شده ($P \gg N$)، مسئله underdetermined است.



مسئله معکوس: مدل‌های پارامتری

- در رویکرد پارامتری (یا مدل‌های دوقطبی)، یک یا تعداد کمی منطقه از مغز به عنوان مناطق فعال فرض می‌شوند. تعداد این مناطق نیز دانسته فرض شده یا با استفاده از روشی تخمین زده می‌شود. هر منطقه فعال با یک دوقطبی جریان معادل مدل می‌شود.
- این روش با اعمال جستجوی غیرخطی به دنبال بهترین مکان، جهت و اندازه برای هر دوقطبی است.
- در اینجا بایستی مسئله برای Q , $\{e_q^i\}$ ها و $\{r_q^i\}$ ها با داشتن M و آنچه که از G می‌دانیم، حل شود.

$$\mathbf{M} = \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \begin{bmatrix} q^1(1) & \dots & q^1(T) \\ \vdots & & \vdots \\ q^P(1) & \dots & q^P(T) \end{bmatrix} = \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \tilde{\mathbf{Q}}$$

مسئله معکوس: مدل‌های پارامتری



$$\mathbf{M} = \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \begin{bmatrix} q^1(1) & \cdots & q^1(T) \\ \vdots & & \vdots \\ q^P(1) & \cdots & q^P(T) \end{bmatrix} = \tilde{\mathbf{G}}(\{\mathbf{r}_m^j, \mathbf{r}_q^i, \mathbf{e}_q^i\}) \tilde{\mathbf{Q}}$$

- در اینجا بایستی مسئله برای \mathbf{Q} و آنچه که از \mathbf{G} می‌دانیم، حل شود.
- با توجه به اینکه $\{\mathbf{r}_q^i\}$ ها و $\{\mathbf{e}_q^i\}$ ها در معادله به صورت غیرخطی وارد می‌شوند، مسئله غیرخطی است.
- مسئله overdetermined است.



مدل‌های غیرپارامتری

- با توجه به این مسئله ذاتی که تعداد دقیق منابع دوقطبی در حالت کلی قابل تعیین نیست، روش‌هایی که به این فرض اولیه نیاز ندارند مورد توجه قرار گرفته‌اند.
- این مدل‌های غیرپارامتری بر مبنای بازیابی فعالیت الکتریکی مغز در هر نقطه از شبکه سه‌بعدی نقاط ممکن جواب، عمل می‌کنند.
- تعداد نقاط بسیار بیشتر از تعداد نقاط اندازه‌گیری بر روی پوست سر است.
- هر نقطه جواب به عنوان یک موقعیت ممکن برای منبع جریان دوقطبی در نظر گرفته می‌شود، درنتیجه به هیچ فرض اولیه‌ای در مورد تعداد دوقطبی‌ها در مغز نیاز نیست.
- برخلاف روش‌های پارامتری، مکان این دوقطبی‌ها ثابت است و فقط جهت و اندازه آنها متغیر است.



مدل‌های غیرپارامتری

- این روش‌ها به دنبال یافتن ساختار یکتایی از دوقطبی‌های توزیع شده در تمام حجم مغز هستند که اندازه‌گیری‌های سطحی را تولید کند.
- بینهایت ساختار مختلف منابع جریان در فضای شبکه سه‌بعدی وجود دارد که می‌توانند نقشه پتانسیل یکسانی را بر روی پوست سر ایجاد کنند. این بدان معناست که مسئله معکوس بسیار underdetermined است.
- این طبیعت underdetermined مدل‌های غیرپارامتری، استفاده از فرض‌های مختلف برای تعیین جواب بهینه یا محتمل‌تر را لازم می‌دارد.
- تفاوت روش‌های مختلف معرفی شده در ادبیات این مسئله در انتخاب و چگونگی پیاده‌سازی این قیود است.



مدل‌های غیرپارامتری

- برخی از این قیدها کاملاً ریاضی هستند، برخی از آنها از دانش بیوفیزیک یا فیزیولوژیک استفاده می‌کنند و برخی از یافته‌های به دست آمده از دیگر روش‌های تصویربرداری ساختاری یا عملکردی استفاده می‌کنند.
- صحت جواب معکوس مبتنی بر صحت قیدهای اولیه است.
- با توجه به خطی بودن معادلات مسئله معکوس در این مدل‌ها، می‌توان یک ماتریس ایجاد نمود که به صورت خطی داده‌های اندازه‌گیری شده را با مقادیر جواب مرتبط سازد.
- یعنی جواب‌های خطی به دست آمده این خاصیت را دارند که تخمین به دست آمده به طور دقیق داده‌های اندازه‌گیری شده را تولید می‌کند.



مدل‌های غیرپارامتری

- با این وجود در عمل پارامترهای رگولاریزاسیون برای توصیف نویز داده استفاده می‌شوند و در نتیجه توزیع منابع ایجاد شده به طور کامل داده‌های اندازه‌گیری شده را توصیف نمی‌کند.
- اگر پارامتر رگولاریزاسیون به طور مناسب بر مبنای تخمین نویز باشد، بخش توصیف نشده داده، در حقیقت متناظر با نویز می‌شود.
- استفاده از عملکر رگولاریزاسیون به جواب پایداری می‌دهد به‌گونه‌ای که تغییرات کوچک در داده تغییرات شدید در ساختار منابع ایجاد نکند.



مدل‌های غیرپارامتری: فرمولاسیون بیزین

○ بسیاری از روش‌های ارائه شده برای حل مسئله معکوس underdetermined را می‌توان توسط فرمولاسیون بیزین بیان نمود.

○ در روش بیزین به دنبال تخمین \hat{x} از x هستیم که احتمال پسین x را با داشتن اندازه‌گیری‌های

$$\hat{x} = \arg \max_{\mathbf{x}} [p(\mathbf{x} | \mathbf{y})] \quad y \text{ پیشینه کند:}$$

○ $p(x|y)$ توزیع احتمال شرطی x با داشتن اندازه‌گیری‌های y است.

○ این تخمین گر، محتمل‌ترین تخمین گر با توجه به مقادیر اندازه‌گیری شده و شرط‌های پیشین است.

○ با توجه به قانون بیز داریم:

$$p(\mathbf{x} | \mathbf{y}) = \frac{p(\mathbf{y} | \mathbf{x})p(\mathbf{x})}{p(\mathbf{y})}$$



مدل‌های غیرپارامتری: فرمولاسیون بیزین

○ با فرض داشتن توزیع احتمال گوسی برای $p(x)$ و $p(y|x)$:

$$\hat{\mathbf{x}} = \arg \min_{\mathbf{x}} (F_\alpha(\mathbf{x}))$$

$$F_\alpha(\mathbf{x}) = U_1(\mathbf{x}) + \alpha L(\mathbf{x})$$

○ $L(\mathbf{x})$ و $U_1(\mathbf{x})$ به ترتیب توابع انرژی متناظر با $p(x)$ و $p(y|x)$ هستند.

○ α نیز یک اسکالر مثبت است که به عنوان پارامتر رگولاریزاسیون استفاده می‌شود.



مدل‌های غیرپارامتری: فرمولاسیون بیزین

○ در حل مسئله معکوس:

$$U_1(\mathbf{x}) = \|\mathbf{Kx} - \mathbf{y}\|^2$$

○ K ماتریس مدل‌کننده مسئله مستقیم است.

○ $L(x)$ را نیز می‌توان به صورت مجموع $(x)U_t(x)$ و $U_S(x)$ نوشت که به ترتیب بیانگر اطلاعات اولیه فضایی و زمانی هستند.

○ در نتیجه:

$$\hat{\mathbf{x}} = \min_{\mathbf{x}}(F_\alpha(\mathbf{x})) = \min_{\mathbf{x}} \left(\|\mathbf{Kx} - \mathbf{y}\|^2 + \alpha L(\mathbf{x}) \right)$$

○ این معادله بیانگر یک مصالحه بین اعتماد به مقادیر اندازه‌گیری شده و قیدهای فضایی و زمانی است که با پارامتر α تعیین می‌شود.



مدل‌های غیرپارامتری: روش تخمین کمترین نرم

- تخمین کمترین نرم (Minimum Norm Estimate (MNE))
- تخمین کلی برای توزیع منابع مغزی سه‌بعدی بدون داشتن هرگونه اطلاعات اولیه، جواب کمترین نرم است.
- در این روش تنها فرض موجود این است که توزیع جریان سه‌بعدی باید کمترین شدت کلی (کمترین نرم ۲) را داشته باشد.
- روش MNE یک جواب یکتا می‌دهد، بدین معنی که یک ترکیب از منابع درون جمجمه‌ای وجود دارد که هم کمترین شدت کلی را دارد و به طور هم‌زمان به طور دقیق بر روی داده‌ها تطابق دارد.



مدل‌های غیرپارامتری: روش تخمین کمترین نرم

○ جواب کمترین نرم با در نظر گرفتن رگولاریزاسیون Tikhonov، یعنی $L(Q) = \|Q\|^2$ ، به

صورت زیر است:

$$\hat{\mathbf{Q}}_{MNE} = \min_{\mathbf{Q}} \left(\|\mathbf{GQ} - \mathbf{M}\|^2 + \alpha \|\mathbf{Q}\|^2 \right)$$

$$\hat{\mathbf{Q}}_{MNE} = \mathbf{G}^T (\mathbf{GG}^T + \alpha \mathbf{I}_N)^{-1} \mathbf{M}$$

○ با این وجود این محدودیت که شدت کلی بایستی تا حد ممکن کوچک باشد، الزاماً از نظر فیزیولوژیکی صحیح نیست.

○ الگوریتم MNE پاسخ‌هایی را که فعالیت نسبتاً قوی در تعداد زیادی از نقاط جواب دارند، حذف می‌کند. به این معنی که این الگوریتم الگوهایی را که فعالیت کانونی و ضعیف دارند، ترجیح می‌دهد.



مدل‌های غیرپارامتری: روش تخمین کمترین نرم

- بالتبغ این الگوریتم منابع سطحی (نژدیک‌تر به الکتروودها) را ترجیح می‌دهد، چون برای داشتن یک توزیع پتانسیل سطحی معین، فعالیت کمتری در نقاط جواب نژدیک‌تر به سطح لازم است.
- درنتیجه این الگوریتم منابع عمیق‌تر را به صورت نادرست بر روی سطح تصویر می‌کند.
- آزمایش‌های انجام شده نیز نشان داده‌اند که MNE تخمین بسیار ضعیفی از مکان صحیح منابع هم در مدل‌های واقع‌گرایانه سر و هم در مدل‌های کروی ایجاد می‌کند.
- توجه: الگوریتم MNE برای هر نمونه زمانی قابل اجراءست:

$$\hat{\mathbf{Q}}_{MNE}(:, t) = \mathbf{G}^T (\mathbf{G}\mathbf{G}^T + \alpha\mathbf{I}_N)^{-1} \mathbf{M}(:, t) \quad t = 1 \dots T$$



مدل‌های غیرپارامتری: روش تخمین کمترین نرم وزن دار

- تخمین کمترین نرم وزن دار (Weighted Minimum Norm Estimate (WMNE))
- برای چیره شدن به ایراد تخمین کمترین نرم برای تمایل به منابع سطحی، استراتژی‌های مختلف وزن دهنده ارائه شده‌اند.
- در مسئله وزن دهنده اطلاعات اولیه (قیدها) می‌توانند کاملاً ریاضی باشند یا مبنای فیزیولوژیکی داشته باشند. برای وزن دهنده می‌توان اطلاعاتی در مورد همبستگی زمانی و مکانی، مکان منابع و یا عمق آنها را در نظر گرفت.
- با در نظر گرفتن ماتریس وزن دهنده $W_{3P \times 3P}$ ، پاسخ معکوس به صورت زیر به دست می‌آید:

$$L(\mathbf{Q}) = \|\mathbf{W}\mathbf{Q}\|^2$$

$$\hat{\mathbf{Q}}_{WMNE} = (\mathbf{W}^T \mathbf{W})^{-1} \mathbf{G}^T (\mathbf{G}(\mathbf{W}^T \mathbf{W})^{-1} \mathbf{G}^T + \alpha \mathbf{I}_N)^{-1} \mathbf{M}$$



مدل‌های غیرپارامتری: روش تخمین کمترین نرم وزن دار

- ساده‌ترین روش وزن دهی بر مبنای نرم ستون‌های ماتریس G است:

$$\mathbf{W} = \boldsymbol{\Omega} \otimes \mathbf{I}_3 = \begin{bmatrix} \Omega_{11}\mathbf{I}_3 & \cdots & \Omega_{1P}\mathbf{I}_3 \\ \vdots & & \vdots \\ \Omega_{P1}\mathbf{I}_3 & \cdots & \Omega_{PP}\mathbf{I}_3 \end{bmatrix} \quad L(\mathbf{Q}) = \|\mathbf{W}\mathbf{Q}\|^2$$

- $\boldsymbol{\Omega}$ یک ماتریس قطری $P \times P$ است که عناصر قطری آن به صورت زیر هستند:

$$\Omega_{\beta\beta} = \sqrt{\sum_{\alpha=1}^N \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^\alpha, \mathbf{r}_q^\beta) \cdot \mathbf{g}(\mathbf{r}_m^\alpha, \mathbf{r}_q^\beta)^T}, \quad \text{for } \beta = 1, \dots, P$$

- در واقع در این روش با وزن دهی منابع عمقی، ایجاد روش MNE در انتخاب منابع سطحی تا حد خوبی برطرف می‌شود.



مدل‌های غیرپارامتری: روش نقشه‌برداری الکتریکی با رزولوشن کم

◦ نقشه‌برداری الکتریکی با رزولوشن کم

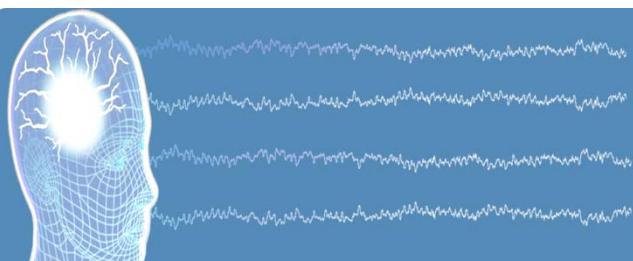
(Low Resolution Electrical Tomography (LORETA))

- شرط‌های دیگری نیز می‌توانند به وزن‌دهی عمقی اضافه شوند. یک نمونه مشهور استفاده از لپلاسین است. شرط مشخص در این حالت این است که این روش هموارترین توزیع فضایی را با کمینه کردن لپلاسین منابع وزن‌دار ایجاد می‌کند.
- از آنجایی که همواری به طور یکتا برای میدان‌های برداری تعریف نمی‌شود، تعاریف مختلف برای همواری می‌توانند نتایج مختلفی ایجاد کنند.
- دلیل فیزیولوژیکی برای شرط همواری این است که فعالیت نورون‌ها در مناطق همسایه در بخش قشری مغز همبسته است.



مدل‌های غیرپارامتری: روش نقشه‌برداری الکترویکی با رزولوشن کم

- هرچند این فرض از نظر پایه‌ای درست است، باید در نظر داشت که فاصله بین نقاط جواب و رزولوشن فضایی محدود در ثبت EEG یک مقیاس فضایی ایجاد می‌کنند که این همبستگی‌ها به طور معمول قابل انتظار نیستند.
- همچنین ممکن است مناطقی که از نظر عملکرد بسیار متمایز هستند، از نظر آناتومیک بسیار نزدیک باشند، مثلًاً مانند بخش میانی دو نیم کره.
- الگوریتم LORETA در حالت کلی تصاویر محوری ایجاد می‌کند.
- در واقع ترکیب استفاده از وزن‌دهی منابع عمقی و عملگر لaplacien روش LORETA را ایجاد می‌کند.



مدل‌های غیرپارامتری: روش نقشه‌برداری الکترویکی با رزولوشن کم

○ ماتریس وزن در روش LORETA به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\mathbf{W} = (\boldsymbol{\Omega} \otimes \mathbf{I}_3) \mathbf{B}^T \mathbf{B} (\boldsymbol{\Omega} \otimes \mathbf{I}_3)$$

- ماتریس \mathbf{B} بیانگر عملگر گسته لایپلاسین فضایی است.
- ماتریس $\boldsymbol{\Omega}$ وزندهی بر مبنای نرم ستون‌های ماتریس \mathbf{G} است.
- برای یک فضای جواب با یک شبکه سه‌بعدی معمول و با فاصله بین نقاط " d "، عملگر لایپلاسین که در عمل استفاده می‌شود، به صورت زیر تعیین می‌شود:

$$\left\{ \begin{array}{l} \mathbf{B} = \frac{6}{d^2} (\mathbf{A} - \mathbf{I}_{3P}) \text{ with : } \mathbf{A} = \mathbf{A}_0 \otimes \mathbf{I}_3, \\ \mathbf{A}_0 = [diag(\mathbf{A}_1 \mathbf{1}_P)]^{-1} \mathbf{A}_1 \\ [\mathbf{A}_1]_{\alpha\beta} = \begin{cases} (1/6), & \text{if } \|\mathbf{r}_\alpha - \mathbf{r}_\beta\| = d \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}, \quad \forall \alpha, \beta = 1, \dots, P \end{array} \right.$$



مدل‌های غیرپارامتری: کمترین نرم L_p

- رویکرد کمترین نرم (درجه ۲) می‌تواند برای تولید الگوریتم‌های غیرخطی با استفاده از نرم L_p تعمیم داده شود.
- در میان جواب‌های نرم L_p نرم L_1 به طور خاص ویژگی‌های جالبی دارد از جمله اینکه جواب‌های تنک ایجاد کرده و می‌توان آن را به صورت یک مسئله برنامه‌ریزی خطی (LP) فرمول‌بندی کرد.
- تنک بودن جواب می‌تواند یک خاصیت دلخواه برای تحقیقاتی باشد که انتظار می‌رود بخش نسبتاً کوچکی از مغز فعال شود. همچنین شرط فعالیت مغزی تنک می‌تواند همراه با فرض‌های دیگر مانند تعداد و اندازه مناطق فعال، در بخش فرض‌های اولیه در فرمولاسیون اصلی وارد شود.
- این روش‌های غیرخطی نسبت به رویکردهای خطی کمترین نرم ۲، محاسبات زیادی نیاز دارند.



مدل‌های پارامتری

○ فرض اولیه در مورد مدل‌های پارامتری این است که تعداد کمی از منابع جریان در مغز می‌توانند به طور مناسبی مقادیر اندازه‌گیری شده پتانسیل بر روی پوست سر را مدل کنند.

○ یادآوری: مدل تولید پتانسیل بر روی پوست سر:

$$\mathbf{M} = \mathbf{G}\mathbf{Q} + \boldsymbol{\eta}$$

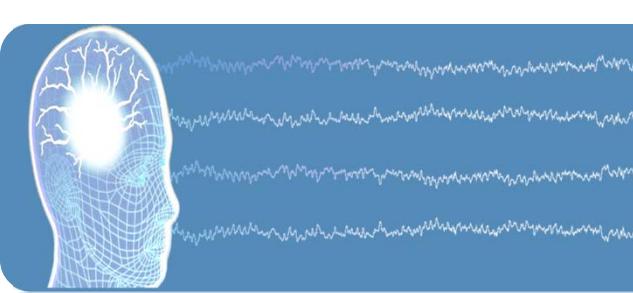
○ \mathbf{M} : ماتریس پتانسیل‌های اندازه‌گیری شده ($N \times T$)

○ \mathbf{G} : ماتریس `lead_filed`

○ \mathbf{Q} : ماتریس ممان‌های دوقطبی در زمان‌های مختلف ($3P \times T$)

○ N : تعداد الکترودها

○ P : تعداد منابع دوقطبی



مدل‌های پارامتری

- در حالت پارامتری فرض می‌شود که تعداد کمی از منابع فعال هستند و هر منطقه فعال می‌تواند با یک دوقطبی نمایش داده شود.
- هدف: تعیین مکان، جهت و اندازه هر دوقطبی
- تعداد پارامترهای مورد تخمین باقیستی همیشه کمتر یا مساوی تعداد الگترودها باشد.
- مسئله overdetermined است.
- به دست آوردن تخمین درستی از تعداد منابع، سوال کلیدی است که کاربر مدل‌های منابع overdetermined باید به آن جواب دهد.



مدل‌های پارامتری: روش‌های تعیین تعداد منابع

- ۱- استفاده از پیش‌بینی‌هایی است که بر اساس دانش فیزیولوژیک به دست می‌آیند.
- به طور مثال، معمولاً فرض می‌شود پتانسیل برانگیخته با تاخیر کم یا فعالیت صریع توسط تعداد محدودی از منابع با فعالیت هم‌زمان تولید می‌شوند.
- با این وجود برخی مواقع حتی در این موقعیت‌ها نیز این فرض جای سوال دارد. به طور مثال، بسیاری از تحقیقات فیزیولوژیکی انجام شده فعالیت سریع و موازی منابع مختلفی از مغز را خارج از قشر بینایی نشان می‌دهند.
- هم‌چنین در صرع، فعالیت در بازه‌های غیرتشنجمی می‌تواند بسیار سریع منتشر شود که نشان دهنده فعالیت چندین منبع است که در زمان قله spike‌های سطحی به طور گسترده در حجم مغز پخش شده‌اند. در نتیجه حذف دوقطبی‌هایی که درون منطقه مورد انتظار نیستند یا دامنه کمی دارند، همیشه درست نیست.



مدل‌های پارامتری: روش‌های تعیین تعداد منابع

- ۲- استفاده از دیگر داده‌های تصویربرداری عملکردی مانند PET یا fMRI
- با توجه به این واقعیت که رابطه بین تغییرات همودینامیکی اندازه‌گیری شده با fMRI و تغییرات الکتروفیزیولوژیکی اندازه‌گیری شده با EEG هنوز کاملاً مشخص نیست، استفاده از این روش کاملاً مطمئن نیست.
- مخصوصاً این مسئله زمانی و خیمتر می‌شود که با استفاده از داده‌های fMRI نه تنها تعداد دوقطبی‌ها بلکه مکان آنها توسط مقدار بیشینه پاسخ BOLD تعیین شده و سپس از مدل فضایی-زمانی دوقطبی برای تعیین فعالیت زمانی این مناطق استفاده می‌شود.
- رویکردهای بیتر، روش‌هایی هستند که در آنها مدلسازی منابع EEG به طور مستقل انجام شده و برای انتخاب منابع محتمل‌تر در بین تمام منابع ممکن نتایج با نتایج fMRI مقایسه می‌شوند.



مدل‌های پارامتری: روش‌های تعیین تعداد منابع

۳- استفاده از رویکردهای ریاضی برای تعیین تعداد دوقطبی‌های بھینه برای یک بازه از داده

- استفاده از روش طبقه‌بندی چند سیگنالی MUSIC

- یک تکنیک جستجو در تکنولوژی رادار برای جداسازی سیگنال از نویز

- استفاده از روش‌های مبتنی بر PCA و ICA که با تجزیه فضایی-زمانی، زیرفضای منابع را تعیین نموده و یک تخمین از کمترین تعداد دوقطبی‌ها به دست می‌آورند.

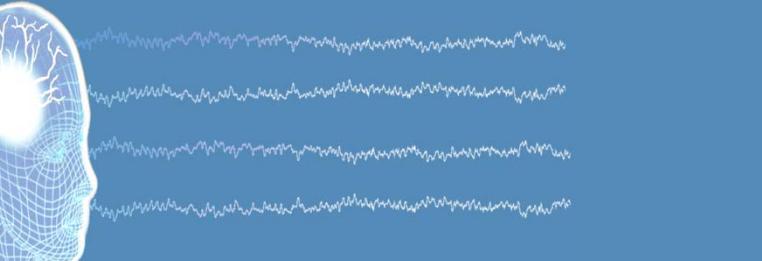


مدل‌های پارامتری: تخمین منابع با حداقل مربعات

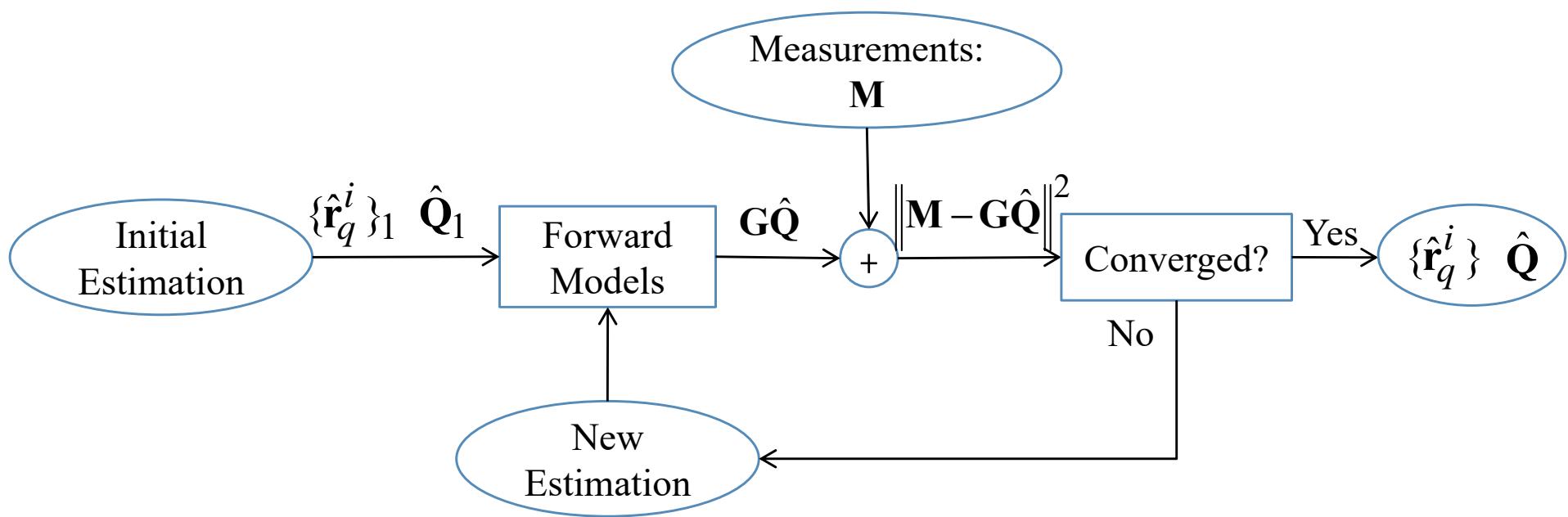
- روش اصلی برای حل یک مسئله overdetermined تخمین منابع با کمترین مربعات است.
- در این روش معمولاً از یک جستجوی غیرخطی بر روی پارامترهای مکان، جهت و اندازه برای یافتن بهترین تطابق استفاده می‌شود.
- مکان، جهت و اندازه دوقطبی‌های حدس‌زده شده برای بازیابی پتانسیل الکتروودها استفاده شده و مربع اختلاف بین مقادیر بازیابی شده و مقادیر حقیقی پتانسیل‌ها برای ارزیابی میزان تطابق محاسبه می‌شود:

$$\min_{x,y,z,\varphi,\theta,q} \|\mathbf{M} - \mathbf{GQ}\|^2$$

مدل‌های پارامتری: تخمین منابع با حداقل مربعات



$$\min_{x, y, z, \varphi, \theta, q} \| \mathbf{M} - \mathbf{GQ} \|^2$$





مدل‌های پارامتری: تخمین منابع با حداقل مربعات

- نکته مهم در اجرای جستجوی غیرخطی این است که در کمینه‌های محلی قرار نگیریم.
- تمام روش‌های کلاسیک بهینه‌سازی مانند Simplex، Simulated Annealing و الگوریتم ژنتیک می‌توانند برای این منظور استفاده شوند.
- در این روش بعد زمانی داده‌ها به دو روش می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد:
 - ۱ - جواب می‌تواند برای هر نمونه زمانی به صورت جداگانه به دست آید، یعنی مکان دوقطبی‌ها و جهت آنها می‌تواند از یک نمونه به نمونه بعدی تغییر کند.
 - ۲ - مکان و جهت دوقطبی‌ها برای یک پنجره زمانی ثابت فرض می‌شود، در حالی که اندازه آن در زمان تغییر می‌کند.



مدل‌های پارامتری: تخمین منابع با حداقل مربعات

- پیچیدگی الگوریتم‌های جستجو و مسئله کمینه محلی هر دو با افزایش تعداد دوقطبی‌ها افزایش می‌یابد.
- درنتیجه بیشینه تعداد منابع مستقل که در عمل می‌توانند به طور قابل اعتمادی مکان‌یابی شوند، کمتر از آن مقداری است که از نظر تئوری قابل قبول است.
- جدا کردن تخمین خطی و غیرخطی پارامترهای دوقطبی‌ها می‌تواند پیچیدگی را کاهش دهد و در تعیین کمینه دقیق در مدل با تعداد زیادی از منابع، مؤثر باشد.



مدل‌های پارامتری: روش‌های مبتنی بر MUSIC

- ایده اصلی روش‌های مبتنی بر MUSIC:
- جداسازی پارامترهای خطی و غیرخطی
- کاهش ابعاد فضای جستجو
- ابتدا پارامترهای مکان دوقطبی‌ها را تعیین کرده و سپس پارامترهای جهت و اندازه دوقطبی‌ها را مشخص می‌کنیم.
- یافتن فضای جوابی برای مکان دوقطبی‌ها (منتظر با زیرفضای تولید شده توسط ستون‌های ماتریس G) که به بهترین نحو با زیرفضای سیگنال (منتظر با بردارهای ویژه (با مقادیر ویژه بزرگ) ماتریس کوواریانس مشاهدات) تطابق داشته باشد.



مدل‌های پارامتری: روش‌های MUSIC مبتنی بر

- الگوریتم MUSIC را می‌توان در دو مرحله خلاصه کرد:
- تعیین پارامترهای غیرخطی منابع (مختصات مکان دوقطبی‌ها) به‌گونه‌ای که فضای تولید شده بیشترین همبستگی را با فضای سیگنال مشاهدات داشته باشد
- تعیین پارامترهای خطی (جهت و دامنه هر دوقطبی)
- دیگر روش‌های مبتنی بر MUSIC:
 - (Recursively Applied and Projected (RAP) MUSIC)
 - RAP-MUSIC
 - 4-RAP-MUSIC
 - 4-MUSIC
 - 4-ExSo-MUSIC



مدل‌های پارامتری یا غیرپارامتری؟

- روش‌های دوقطبی (پارامتری) معمولاً زمانی که فعالیت‌های کانونی داریم مانند تحریک‌های آنالیز فعالیت‌های صریعی، نتایج بسیار دقیقی ایجاد می‌کنند.
- با این وجود در کاربردهای مربوط به آزمایش‌های شناختی که تعداد مناطق فعال در مغز قابل تعیین نیست یا اینکه مناطق بزرگی از مغز ممکن است در تولید پاسخ شرکت داشته باشند، مدل‌های دوقطبی ضعیف عمل می‌کنند و روش‌های غیرپارامتری می‌توانند مناسب‌تر باشند.
- همچنین با توجه به اینکه به علت نگاشت تعداد کم سنسورها (در حدود 10^2) به تعداد زیاد نقاط شبکه (در حدود 10^4)، روش‌های خطی معمولاً پاسخ‌هایی با رزولوشن پایین تولید می‌کنند که فعالیت در بخش وسیعی از سطح مغز را نشان می‌دهند، روش‌های غیرپارامتری دچار کمبود دقت در تطابق تعداد کم دوقطبی هستند. درنتیجه برای دستیابی به نتایج مناسب، بایستی این روش‌ها را با استفاده از اطلاعات اولیه محدود کنده‌تر، دقیق‌تر ساخت.



روش‌های ارزیابی حل مسئله معکوس

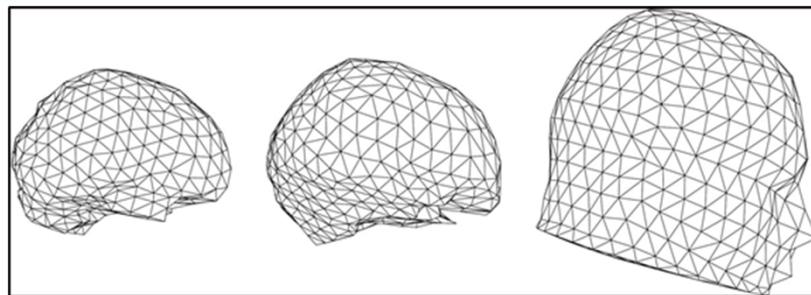
- سوال بسیار مهم: چه قدر منابع تخمین‌زده شده قابل اعتماد هستند و کدام روش بایستی انتخاب شود؟
- در مورد داده‌های واقعی، جواب سرراستی برای این سوال وجود ندارد.
- مسئله مکانیابی منابع معکوس این مشکل را دارد که به دست آوردن مدرکی برای مکان صحیح منابع، با مشکل همراه است زیرا هیچ‌گونه استاندارد مرجع (طلایی) واضحی که بتوان با استفاده از آن جواب‌های به دست آمده را ارزیابی کرد، وجود ندارد.
- روش‌های تصویربرداری عملکردی مانند fMRI نمی‌توانند به عنوان استاندارد مرجع استفاده شوند زیرا ارتباط بین پاسخ‌های الکتریکی و همودینامیکی مشخص نیست.
- معمولاً الگوریتم‌های مکانیابی منابع با استفاده از داده‌های شبیه‌سازی شده ارزیابی و مقایسه می‌شوند.



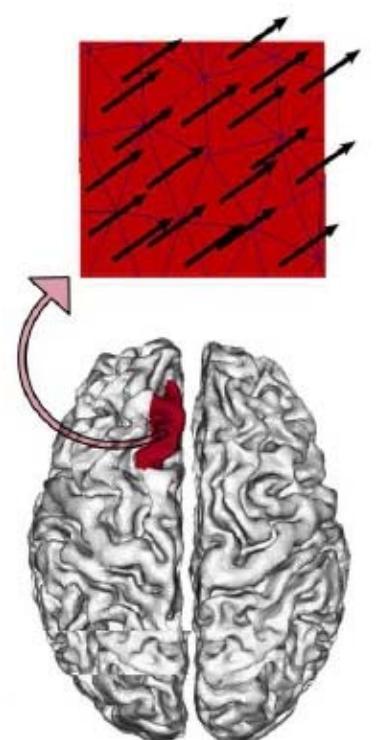
روش‌های ارزیابی حل مسئله معکوس

- روش پایه‌ای برای ارزیابی الگوریتم‌های مکان‌یابی با استفاده از داده‌های شبیه‌سازی:
- یک دوقطبی در مدل مغز قرار داده شده و جواب مسئله مستقیم برای تعیین پتانسیل‌ها بر روی پوست سر محاسبه می‌شود.
- الگوریتم مورد نظر برای مکان‌یابی منابع بر پتانسیل‌ها اعمال شده و فاصله بین منبع تخمین‌زده شده و منبع واقعی به عنوان خطای الگوریتم محاسبه می‌شود.
- در الگوریتم‌های غیرپارامتری که منابع جریان توزیع شده تخمین زده می‌شوند، فاصله بین منبع ماکزیمم و منبع شبیه‌سازی به عنوان خطا محاسبه می‌شود.
- معیارهای مرسوم: خطای مکان‌یابی، خطای انرژی (صحت اندازه دوقطبی تخمین‌زده شده)، خطای تطابق داده‌ها و ...

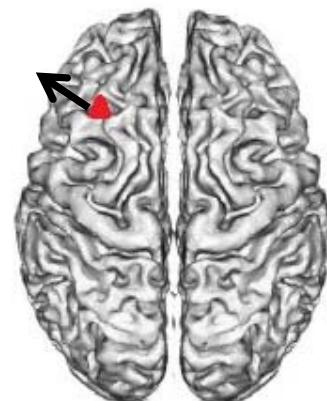
نتایج شبیه‌سازی



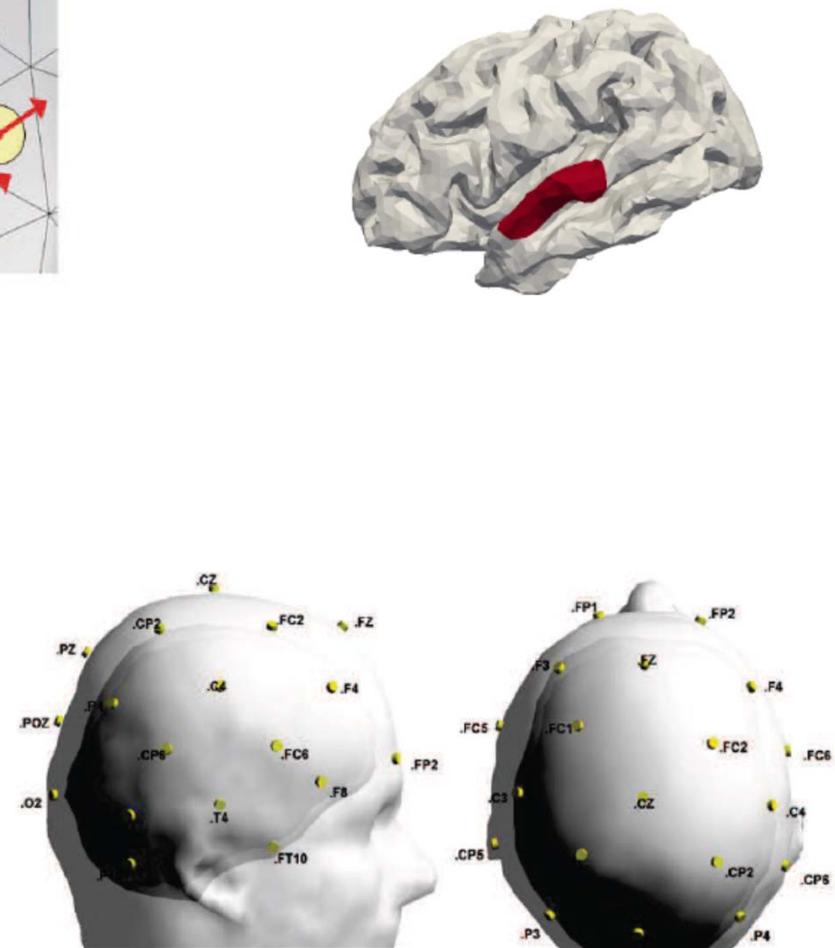
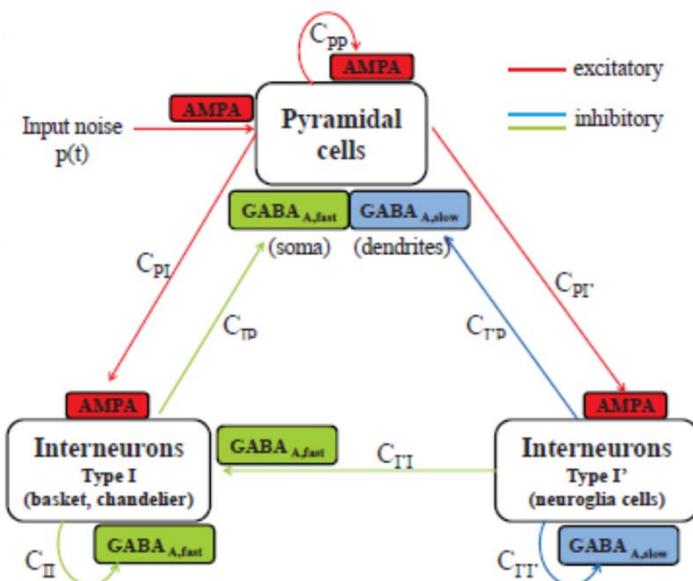
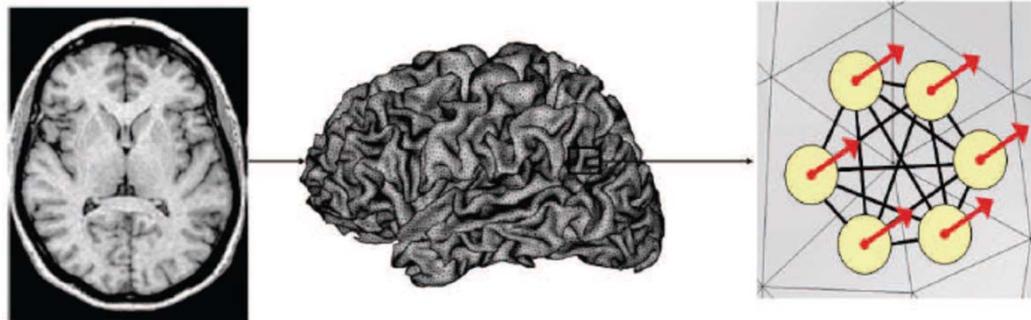
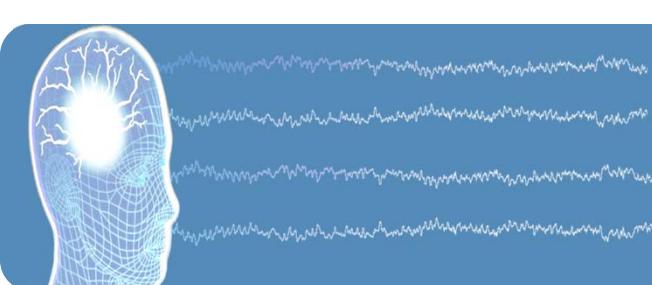
◦ مدل سر: مدل واقع گرایانه BEM



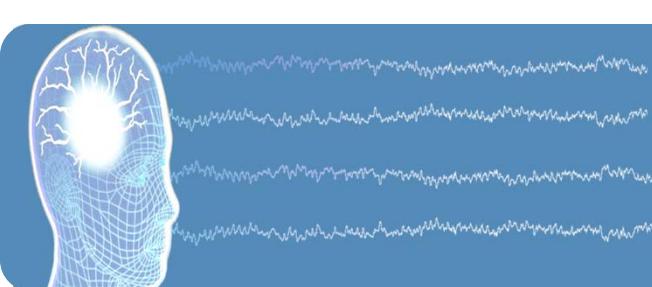
◦ منابع دوقطبی یا منابع گستردگی (Extended Sources)



تاج شیوه‌سازی

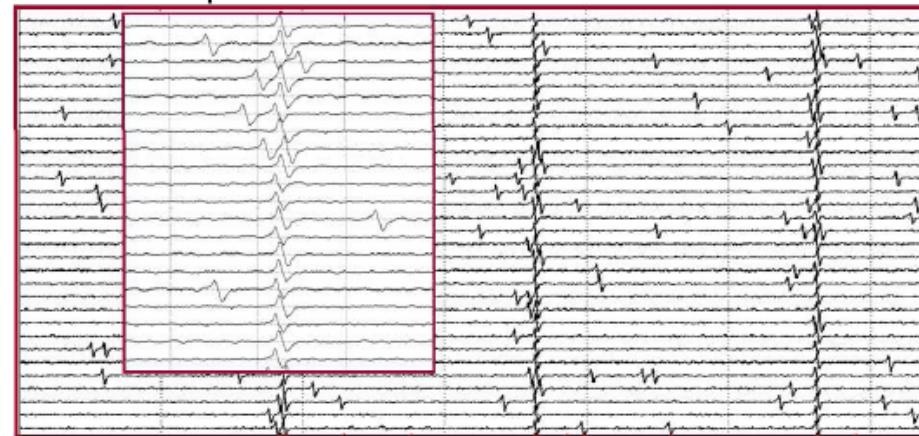
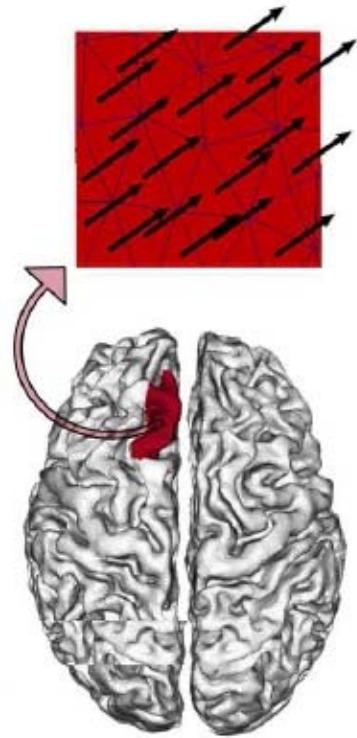


نتایج شبیه‌سازی

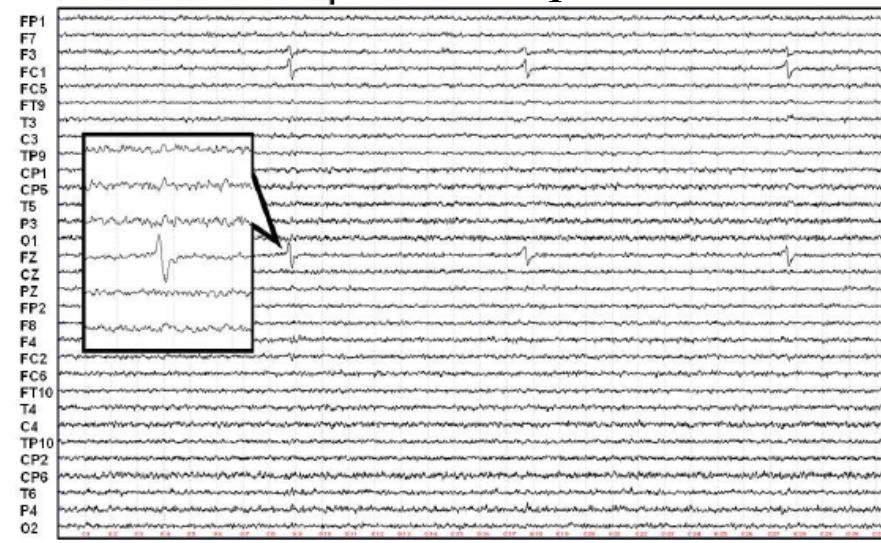
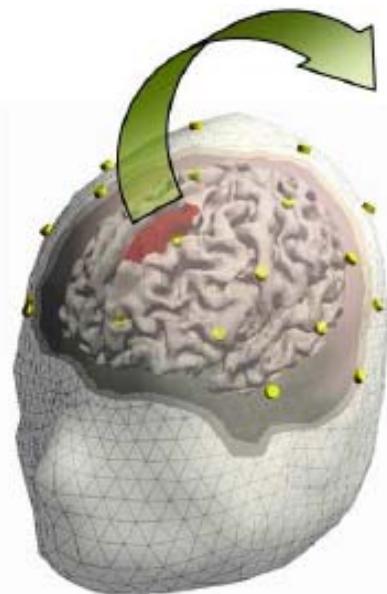


○ داده‌های شبیه‌سازی شده صرعی (غیرتشنجی):

Cortical spike-like activities within the ExSo

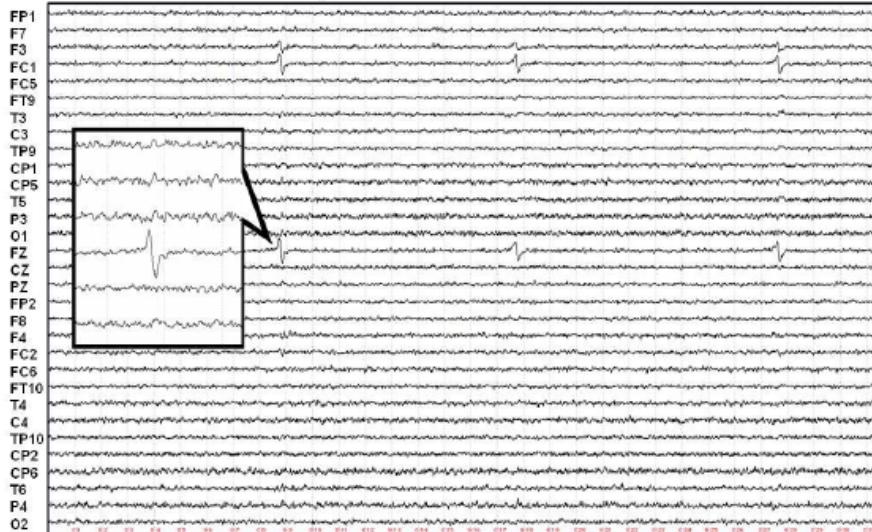


Simulated scalp EEG



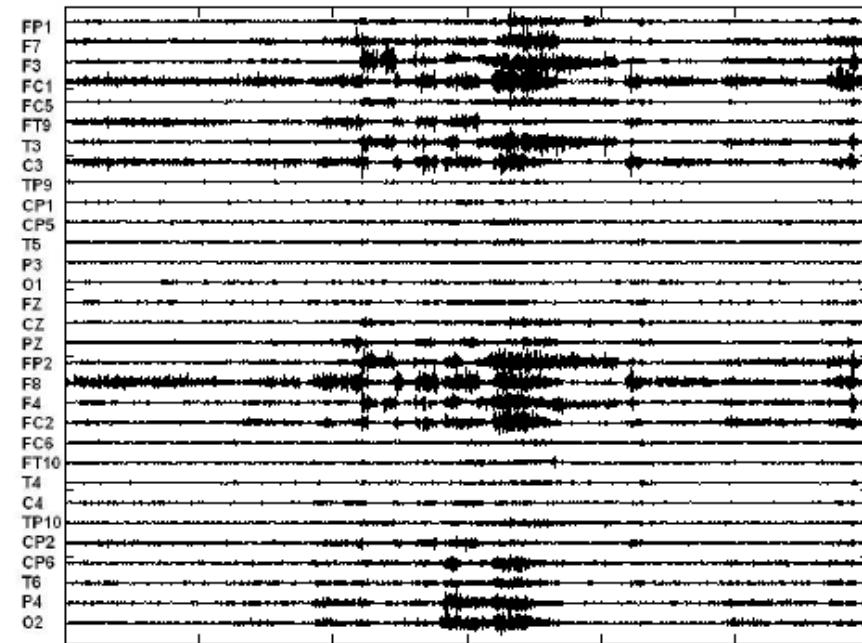
نتایج شبیه‌سازی

Simulated scalp EEG



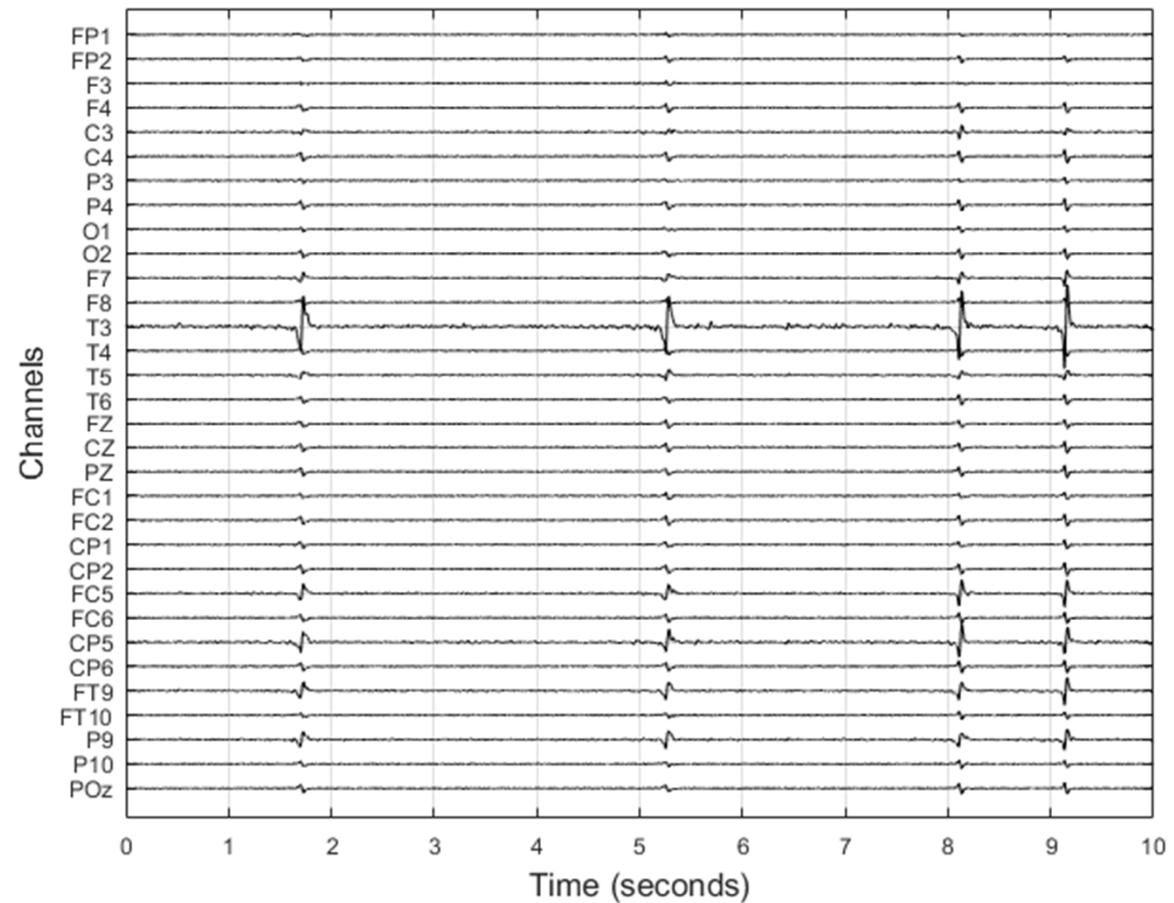
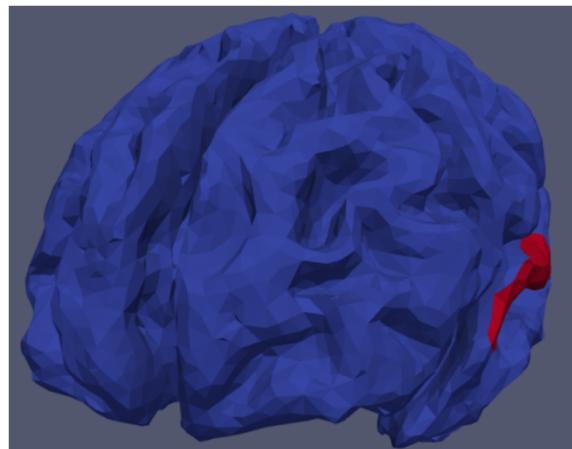
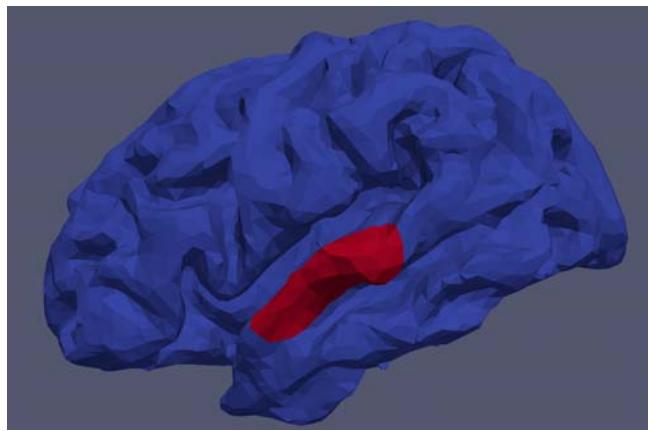
○ داده‌های شبیه‌سازی شده صرعنی (غیرتشنجی):

Real Background EEG and muscle noise

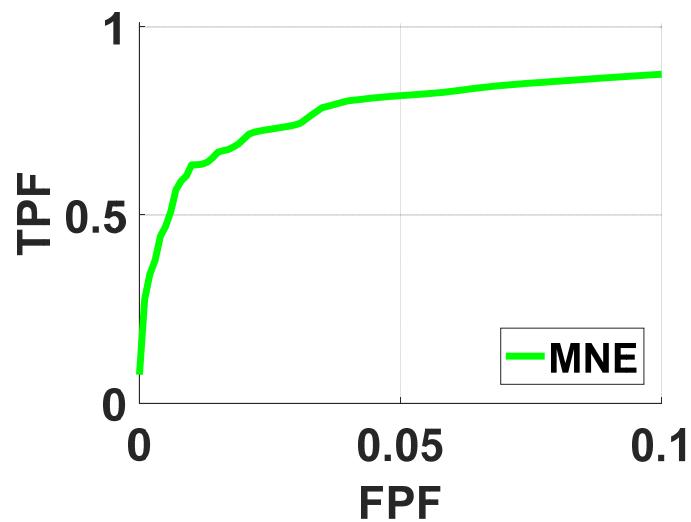
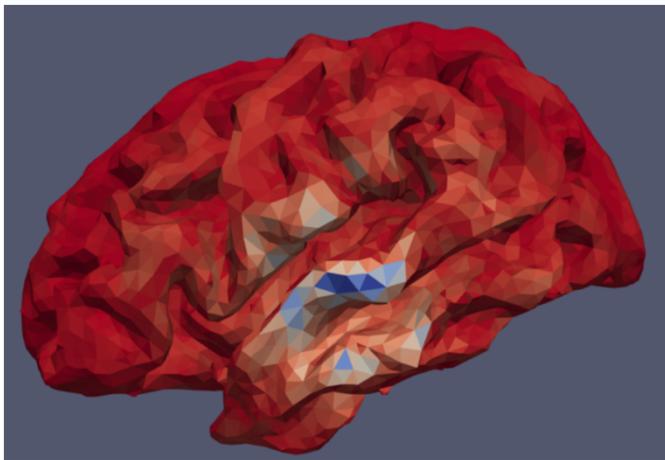


نتایج شبیه‌سازی

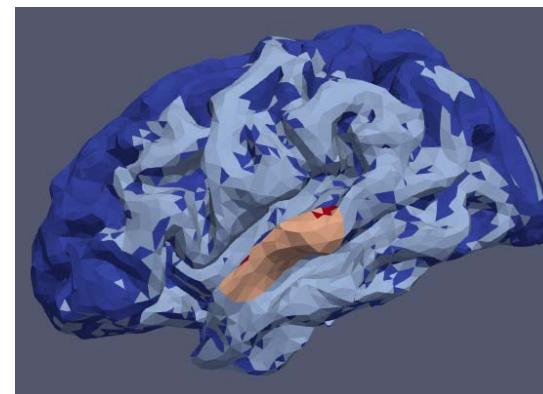
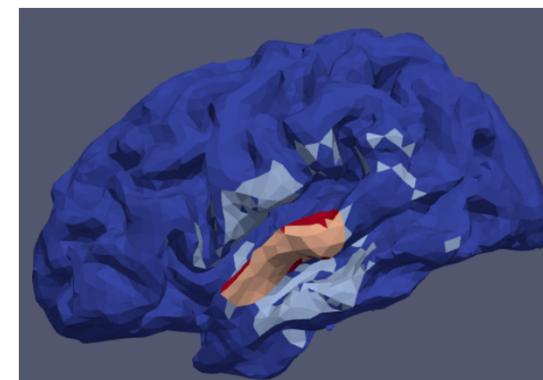
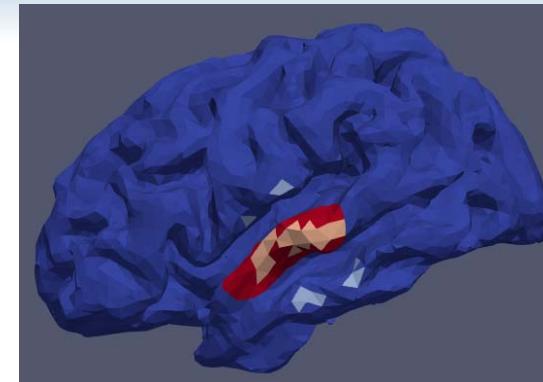
- داده‌های شبیه‌سازی شده صرعی (غیرتشنجی) با یک منبع گستردگ (بدون نویز):



نتایج شبیه‌سازی



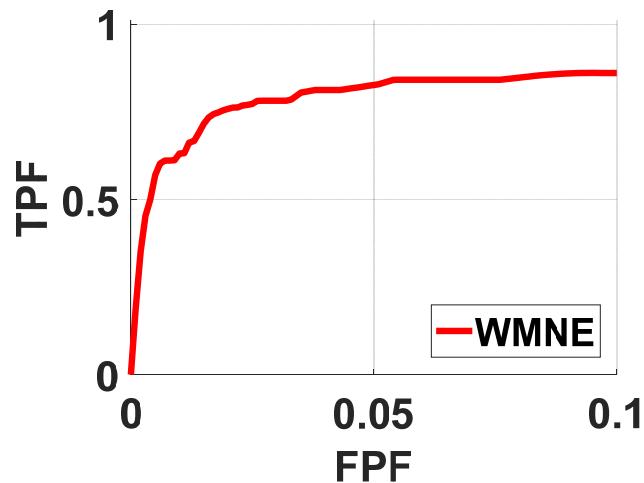
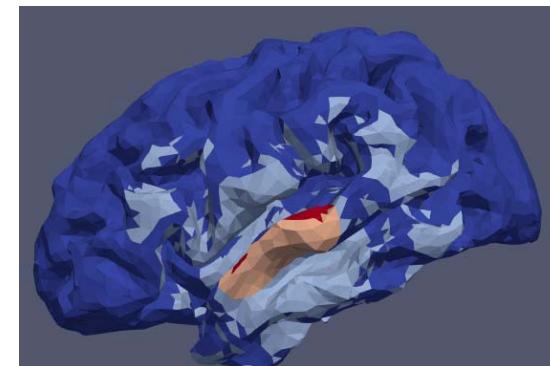
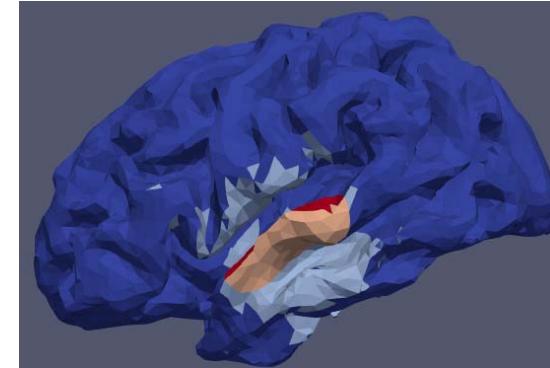
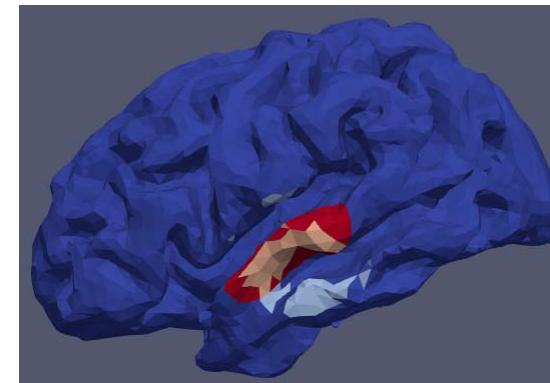
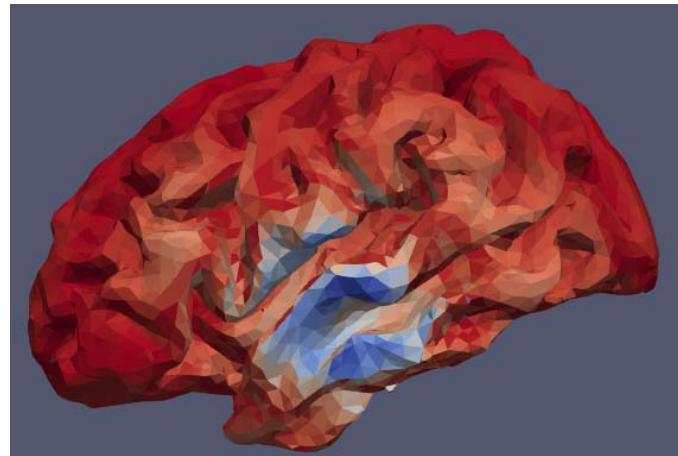
area under the curve = 0.76682



:MNE روش

نتایج شبیه‌سازی

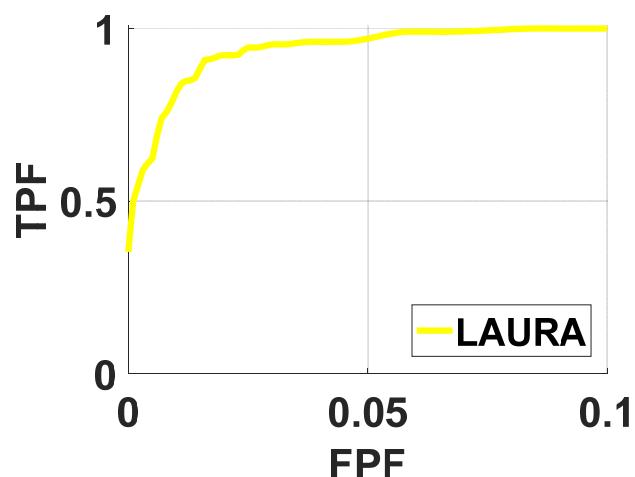
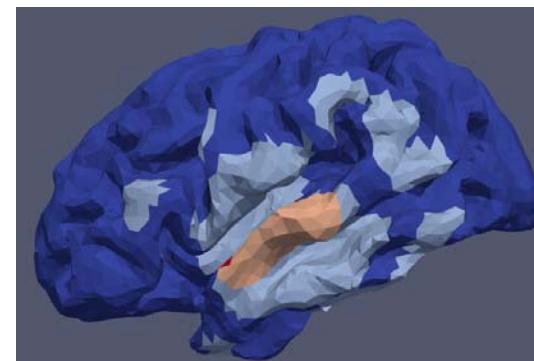
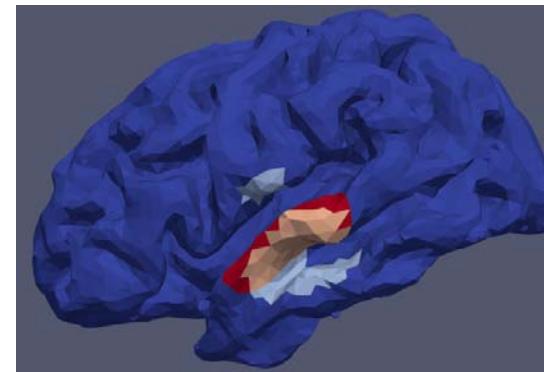
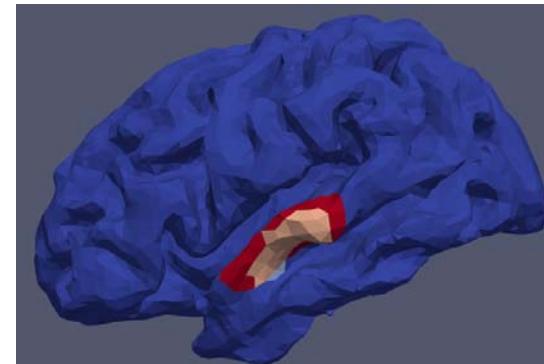
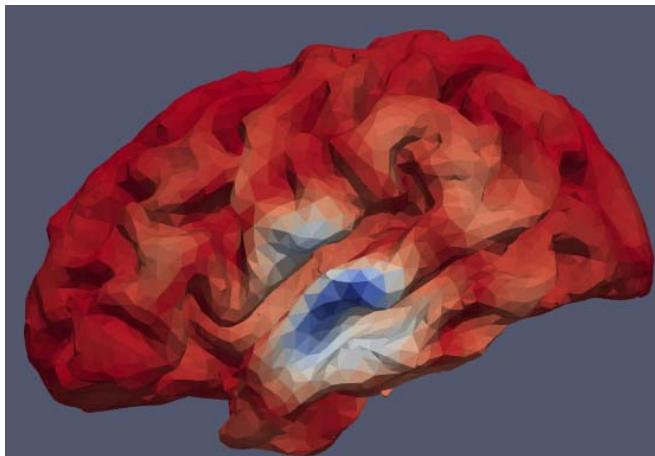
روش WMNE



area under the curve = 0.78162

نتایج شبیه‌سازی

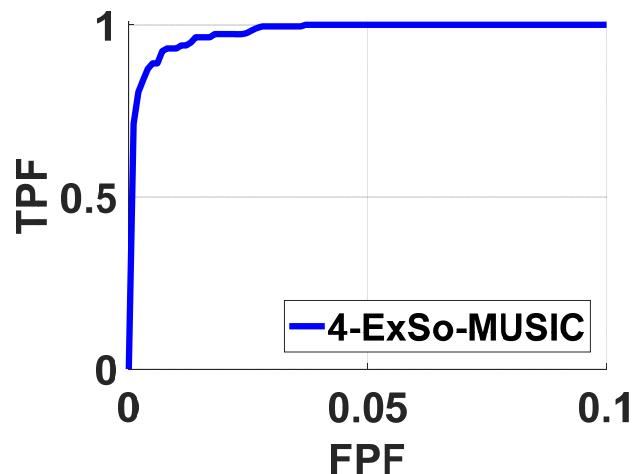
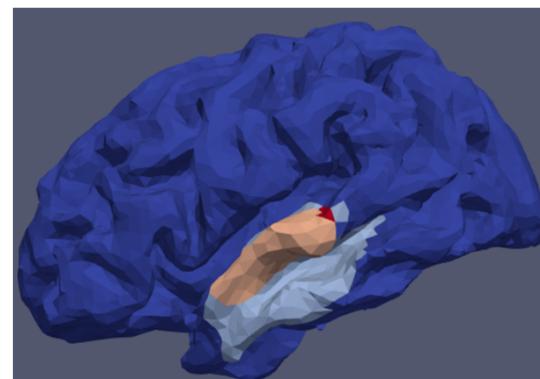
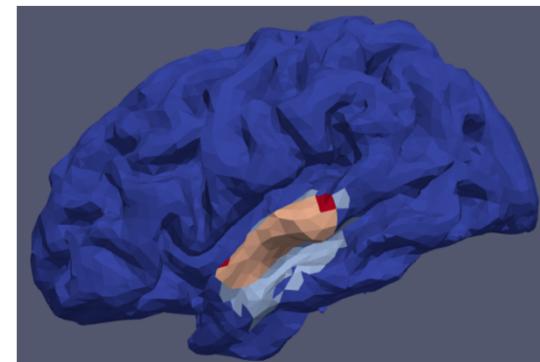
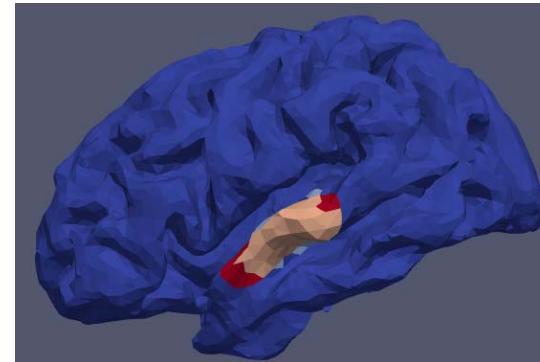
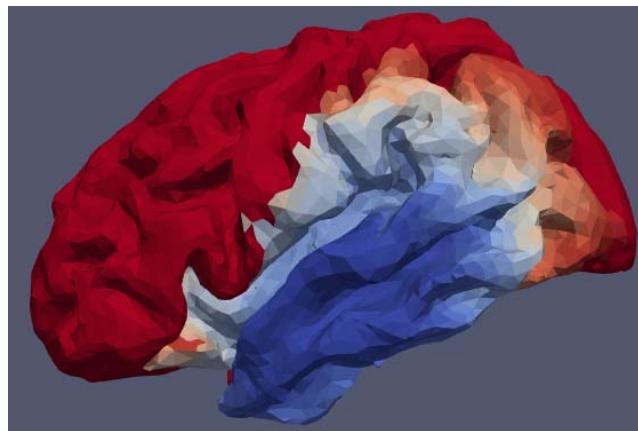
روش LAURA



area under the curve = 0.93509

نتایج شبیه‌سازی

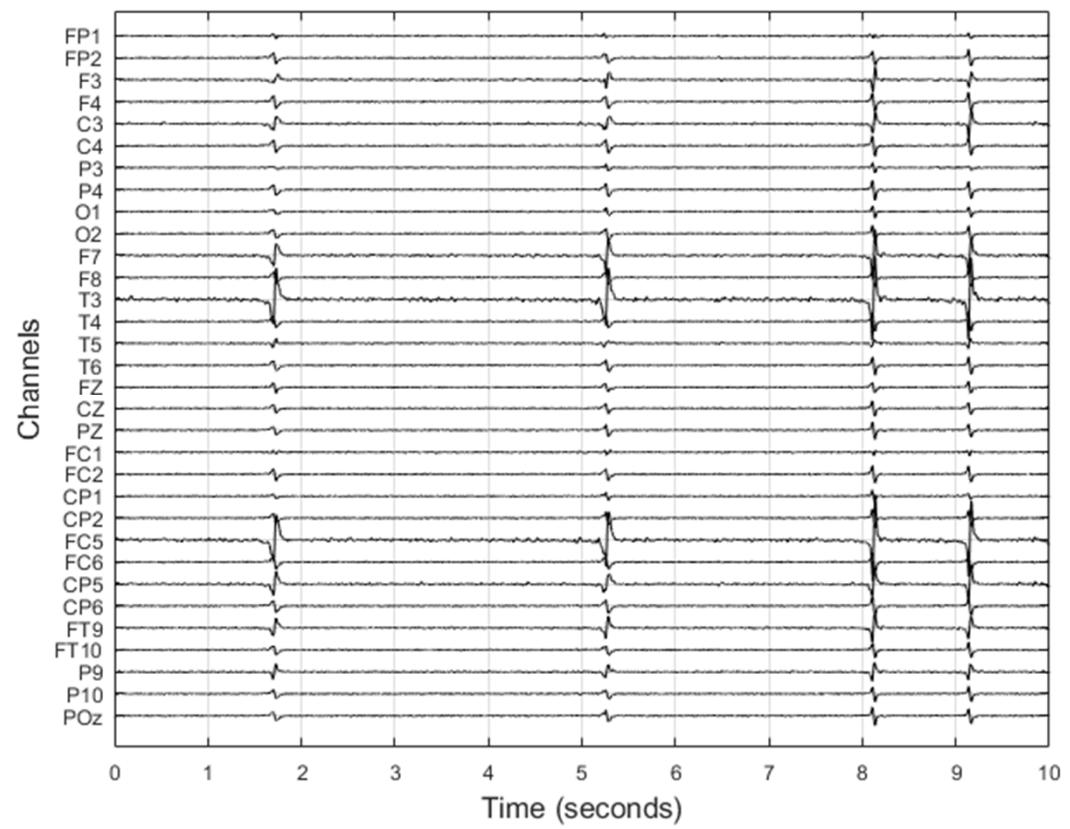
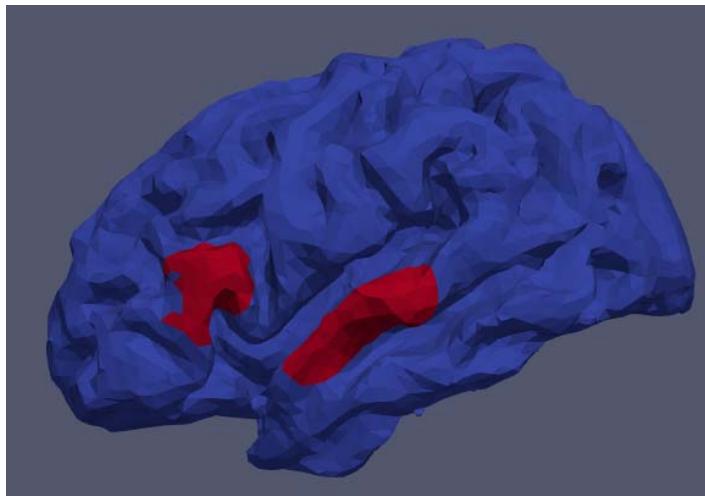
روش 4-ExSo-MUSIC



area under the curve = 0.97634

نتایج شبیه‌سازی

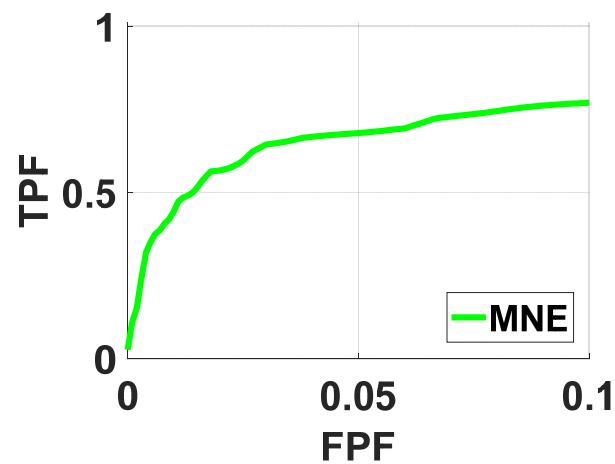
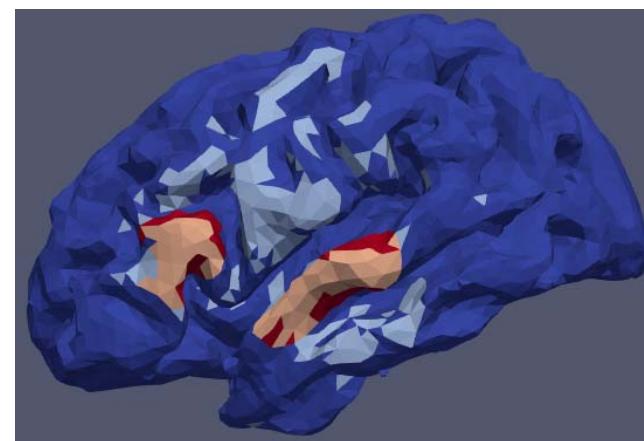
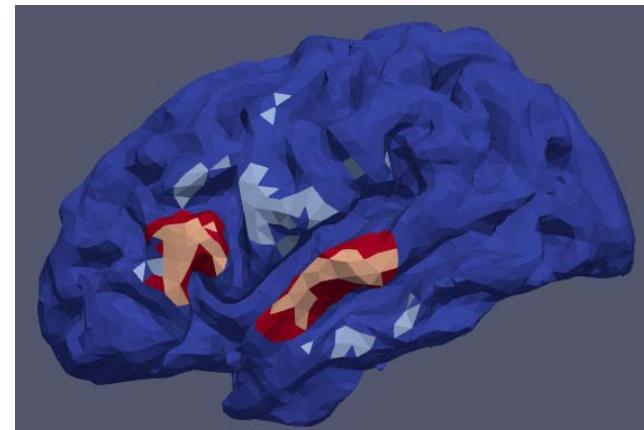
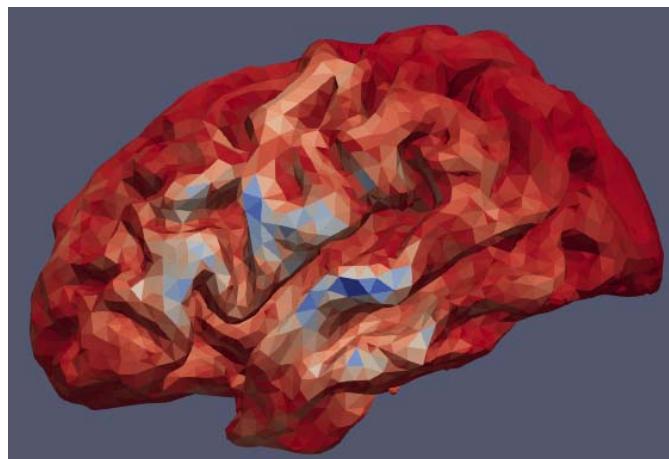
- داده‌های شبیه‌سازی شده صرعی (غیرتشنجی) با دو منبع گستردگی همبسته (بدون نویز):





نتایج شبیه‌سازی

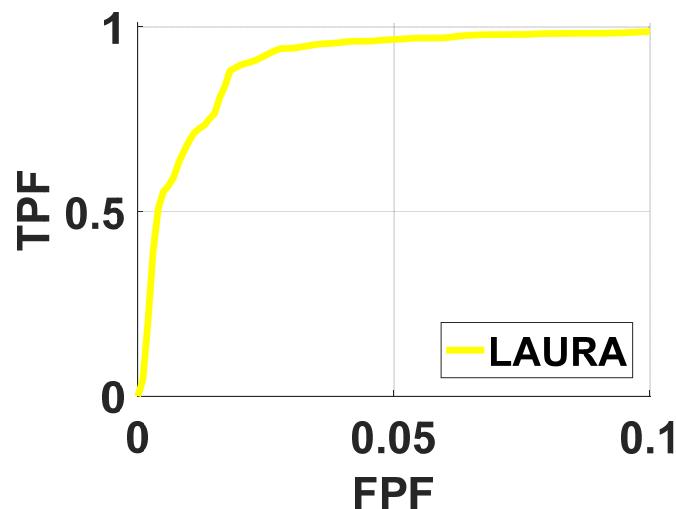
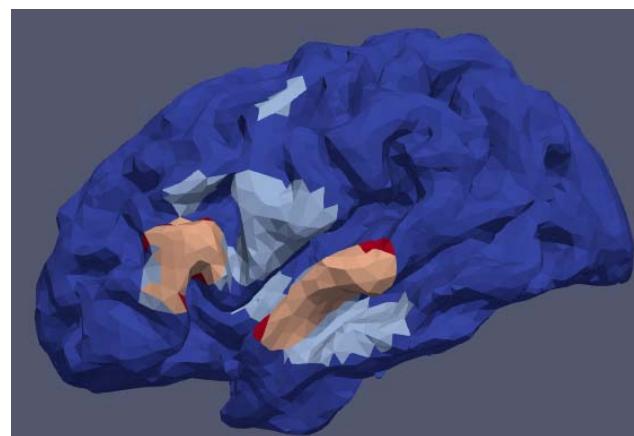
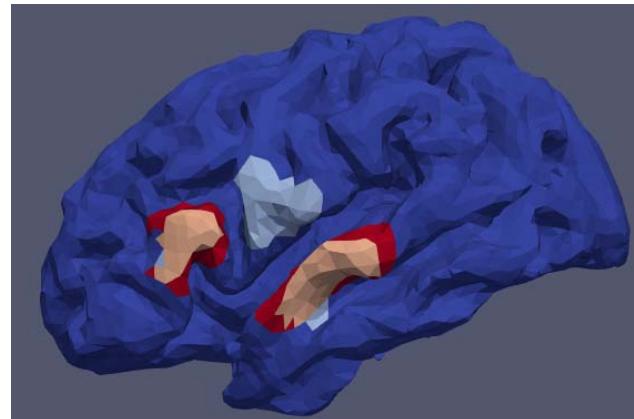
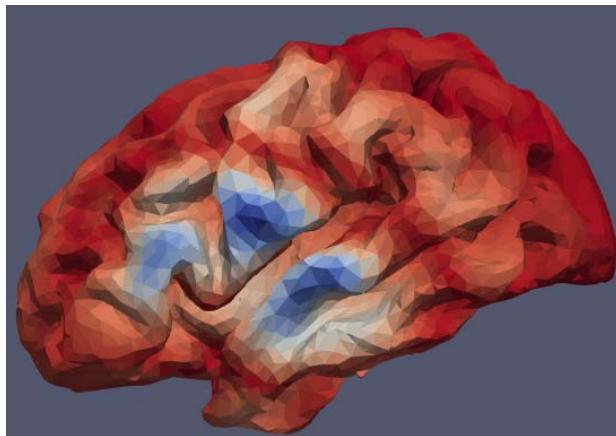
روش MNE



area under the curve = 0.64003

نتایج شبیه‌سازی

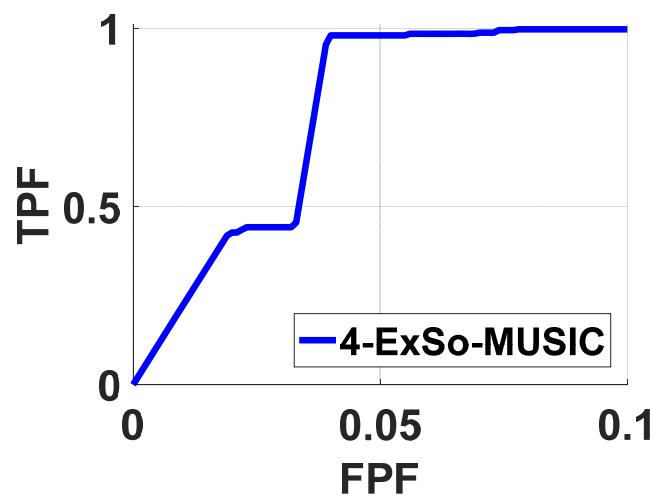
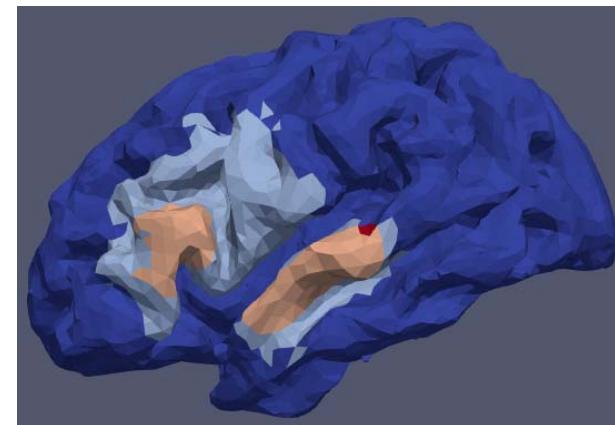
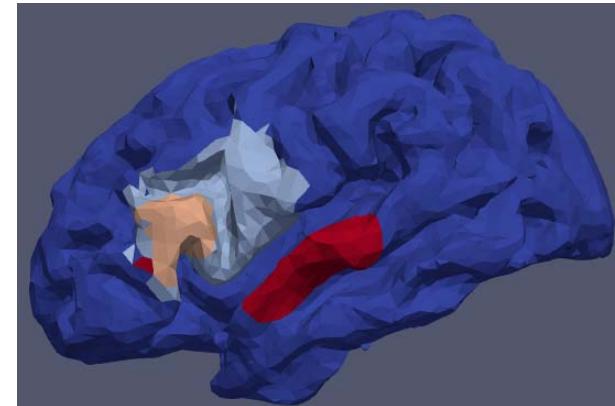
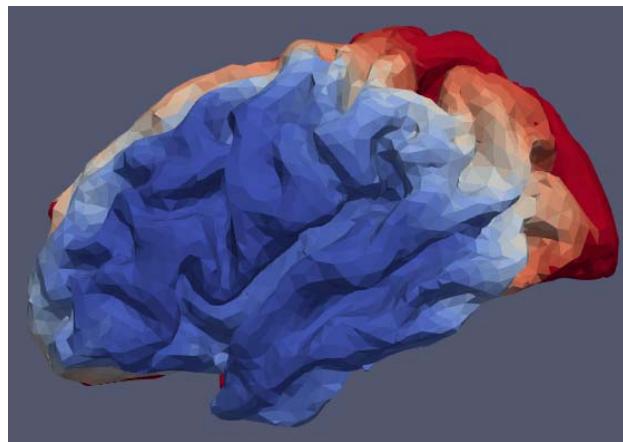
روش LAURA



area under the curve = 0.89705

نتایج شبیه‌سازی

روش 4-ExSo-MUSIC



area under the curve = 0.74677

