

بسمه تعالی

با کمال مسرت به عرض می رساند که مقاله جنابعالی
سر کار: ناصر حافظی مطلق محمدعلی خلیل زاده علی مقیمی

کد: **mcm2.20127**

تحت عنوان: مدل سازی سیگنال EEG، اغتشاش چشمی و آمیختگی سیگنال ها در فضای هادی حجمی سرر
برای ارائه شفاهی در همایش کاربرد ریاضیات و نظریه کنترل در پزشکی بعد از انجام اصلاحات زیر پذیرفته شده است.
اصلاحات:

در صورت ارسال فرمت خواسته شده قابل چاپ است

محترمانه به عرض می رساند که به موارد زیر توجه نمایید:

- ۱- ارائه دهنده مقاله را مشخص نمایید .
- ۲- حد اکثر مهلت ویرایش مقاله کامل و ارسال آن و کپی فیش واریزی از طریق ایمیل آخر وقت اداری ۸۸/۹/۵ می باشد .
- ۳- مقالاتی که به طوز کامل و در فرمت ارائه شده در فرم همایش (WORD 2003) ارسال گردد در پروسه همایش خواهد آمد.
- ۴- یادآور می شود ثبت نام زمانی تکمیل می گردد که مقالات کامل در فرمت خواسته شده و کپی فیش واریزی در موعد مقرر ارسال گردد .
- ۵- به همراه داشتن اصل فیش واریزی در شرکت در همایش الزامی است.

کمیته علمی همایش کاربرد ریاضیات و نظریه کنترل در پزشکی



2nd congress of mathematics & optimal control in medicine



مدل سازی سیگنال EEG، اغتشاش چشمی و آمیختگی سیگنال ها در فضای هادی حجمی سر
کد: mem2.20127

- ۱- ناصر حافظی مطلق، ۲- علی مقیمی ۳- محمدعلی خلیلزاده،
۱- دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی
- ۲- دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی
- ۳- دانشگاه فردوسی مشهد، گروه زیست شناسی

چکیده:

ثبت فعالیت الکتریکی مغز (EEG) دارای استفاده های تشخیصی عمده در کاربردهای بالینی و تحقیقات پزشکی است. این ثبت توأم با اغتشاش هایی از جمله اغتشاش ناشی از فعالیت الکتریکی عضلات (سیگنال EMG) و فعالیت الکتریکی چشم (سیگنال EOG) است. اغتشاش EOG که به نام اغتشاش چشمی شناخته می شود، در سیگنال EEG ثبت شده توسط الکترودهایی که به قسمت پیشانی نزدیک ترند دامنه بیشتری دارد. اغتشاش چشمی ناشی از فعالیت الکتریکی چشم است که در اثر عبور از هادی حجمی سر، سیگنال EEG ثبت شده با استفاده از الکترودهای سطحی را آلوده می سازد. حذف این اغتشاش در بسیاری از کاربردها از جمله کاربردهای BCI و ثبت های تشخیصی EEG ضروری است و برای این منظور شیوه های گوناگونی پیشنهاد شده است. روش های حذف اغتشاش چشمی که تا کنون پیشنهاد شده اند دارای مشکلاتی از جمله عدم استفاده از مدل صحیح آمیختگی سیگنال ها در فضای هادی حجمی سر می باشند. در این تحقیق بر اساس مدل سازی سیگنال EEG، اغتشاش چشمی و آمیختگی این دو در فضای هادی حجمی سر، روش جدیدی جهت اعتبارسنجی روش های حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG ارائه شده است. بر مبنای مدل ارائه شده بر اساس دو قطبی های الکتریکی معادل فعالیت الکتریکی مغز و چشم، امکان تولید سیگنال EEG خالص و سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش چشمی وجود دارد که با استفاده از این دو سیگنال می توان روش های پردازشی حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG را اعتبارسنجی کرد.

مدل‌سازی سیگنال EEG، اغتشاش چشمی و آمیختگی سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر

۱- ناصر حافظی‌مطلق، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی (n_hafezi@um.ac.ir)

۲- محمدعلی خلیل‌زاده، استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی (mkhalilzadeh@mshdiau.ac.ir)

۳- علی مقیمی، دانشیار، دانشگاه فردوسی مشهد، گروه زیست‌شناسی (moghimi@um.ac.ir)

چکیده - ثبت فعالیت‌الکتریکی مغز (EEG) دارای استفاده‌های تشخیصی عمده در کاربردهای بالینی و تحقیقات پزشکی است. این ثبت توأم با اغتشاش‌هایی از جمله اغتشاش ناشی از فعالیت‌الکتریکی عضلات (سیگنال EMG) و فعالیت‌الکتریکی چشم (سیگنال EOG) است. اغتشاش EOG که به نام اغتشاش چشمی شناخته می‌شود، در سیگنال EEG ثبت شده توسط الکترودهایی که به قسمت پیشانی نزدیک‌ترند دامنه بیشتری دارد. اغتشاش چشمی ناشی از فعالیت‌الکتریکی چشم است که در اثر عبور از هادی‌حجمی سر، سیگنال EEG ثبت شده با استفاده از الکترودهای سطحی را آلوده می‌سازد. حذف این اغتشاش در بسیاری از کاربردها از جمله کاربردهای BCI و ثبت‌های تشخیصی EEG ضروری است و برای این منظور شیوه‌های گوناگونی پیشنهاد شده‌است. روش‌های حذف اغتشاش چشمی که تا کنون پیشنهاد شده‌اند دارای مشکلاتی از جمله عدم استفاده از مدل صحیح آمیختگی سیگنال‌ها در فضای هادی‌حجمی سر می‌باشند.

در این تحقیق بر اساس مدل‌سازی سیگنال EEG، اغتشاش چشمی و آمیختگی این دو در فضای هادی‌حجمی سر، روش جدیدی جهت اعتبارسنجی روش‌های حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG ارائه شده است. بر مبنای مدل ارائه شده بر اساس دوقطبی‌های الکتریکی معادل فعالیت‌الکتریکی مغز و چشم، امکان تولید سیگنال EEG خالص و سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش چشمی وجود دارد که با استفاده از این دو سیگنال می‌توان روش‌های پردازشی حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG را اعتبارسنجی کرد.

کلمات کلیدی - اغتشاش چشمی، سیگنال EEG، فضای هادی‌حجمی سر، مدل‌سازی

۱- مقدمه

حذف سیگنال‌های ناخواسته‌ای که توسط میدان‌الکتریکی چشم در اثر پدیده‌هایی مانند پلک‌زدن و حرکات کره چشم ایجاد شده و به عنوان تداخل ناخواسته با سیگنال EEG ثبت شده آمیخته می‌شوند، در بسیاری از کاربردهای تشخیصی و پژوهشی ضروری است.

عدم حذف این سیگنال‌ها سبب خواهد شد ثبت سیگنال EEG به ویژه در کاربردهای تشخیصی و شناختی دارای خطاهای ناشی از اغتشاش چشمی باشد، به این مفهوم که در صورت عدم حذف این اغتشاش، سیگنال EEG به شدت با اغتشاش چشمی آمیخته شده و در صورت حذف اغتشاش با یک روش نامناسب، نتایج حاصل از پردازش‌های لازم در کاربرد مورد نظر صحیح نخواهد بود و نیاز به تکرار ثبت بوده که سبب طولانی شدن آزمون و کاهش کارایی روش‌ها و خستگی سوژه مورد ثبت و حتی ناموفق شدن روش می‌شود.

بیشترین تداخل، مربوط به الکترودهای نقاطی از ثبت است که به پیشانی و به طور واضح‌تر به حوزه میدان‌الکتریکی چشم نزدیک‌ترند. اهمیت حذف این اغتشاش به این دلیل است که تداخل مربوطه دامنه زیادی در بازه فرکانسی سیگنال EEG دارد و لذا سیگنال EEG ثبت شده کاملاً در تداخل نام‌برده غرق می‌شود. در بسیاری از کاربردها از جمله BCI و کاربردهای تشخیصی و شناختی حل این مشکل ضروری به نظر می‌رسد.

تابه حال روش های زیادی برای حل این مسأله پیشنهاد شده که مهم ترین آن ها روش هایی هستند که در مجموعه روش های EOG Correction طبقه بندی می شوند. در مجموعه روش های EOG Correction هدف اصلی تخمین اغتشاش چشمی با استفاده از روش های ریاضی و تحلیلی و کاستن آن از سیگنال EEG مطلوب در نقطه ثبت می باشد. برخی از این روش ها عبارتند از:

الف) روش های رگرسیون پیشرفته

ب) الگوریتم ICA

پ) روش فیلتر تطبیقی

ت) الگوریتم PCA

ث) استفاده از تبدیل موجک

ج) مدل سازی فعالیت الکتریکی چشم، مغز و هادی حجمی سر

روش های فوق که تابه حال به منظور حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG مورد استفاده قرار گرفته اند دارای مشکلات عمده ای از جمله مشکلات زیر هستند:

الف) فرض اولیه فضای هادی حجمی سر به عنوان یک سیستم خطی: بر اساس این فرض انتشار سیگنال ها در فضای هادی حجمی سر در حکم اعمال تابع تبدیل یک سیستم خطی به سیگنال اولیه است. با توجه به این که طبق مطالعات تجربی و هم چنین تحلیل الکتروفیزیولوژیکی، نمی توان فضای هادی حجمی سر را به عنوان یک سیستم خطی فرض نمود، لذا تمام روش هایی که بر مبنای چنین فرض اولیه ای بنا شده اند دارای نقص می باشند.

ب) فرض آمیختگی خطی سیگنال ها در فضای هادی حجمی سر: بر اساس این فرض آمیختگی سیگنال ها در فضای هادی حجمی سر به صورت خطی و به شکل یک حاصل جمع ساده خواهد بود. این فرض بنا به مطالعات تجربی و تحلیل الکتروفیزیولوژیکی مردود بوده و لذا روش های مبتنی بر این فرض قابل اتکا نیستند.

پ) با توجه به این که ثبت داده EEG خالص (عاری از اغتشاش چشمی) امکان پذیر نمی باشد، لذا اعتبارسنجی روش های حذف اغتشاش چشمی ارائه شده تا کنون غیرممکن است.

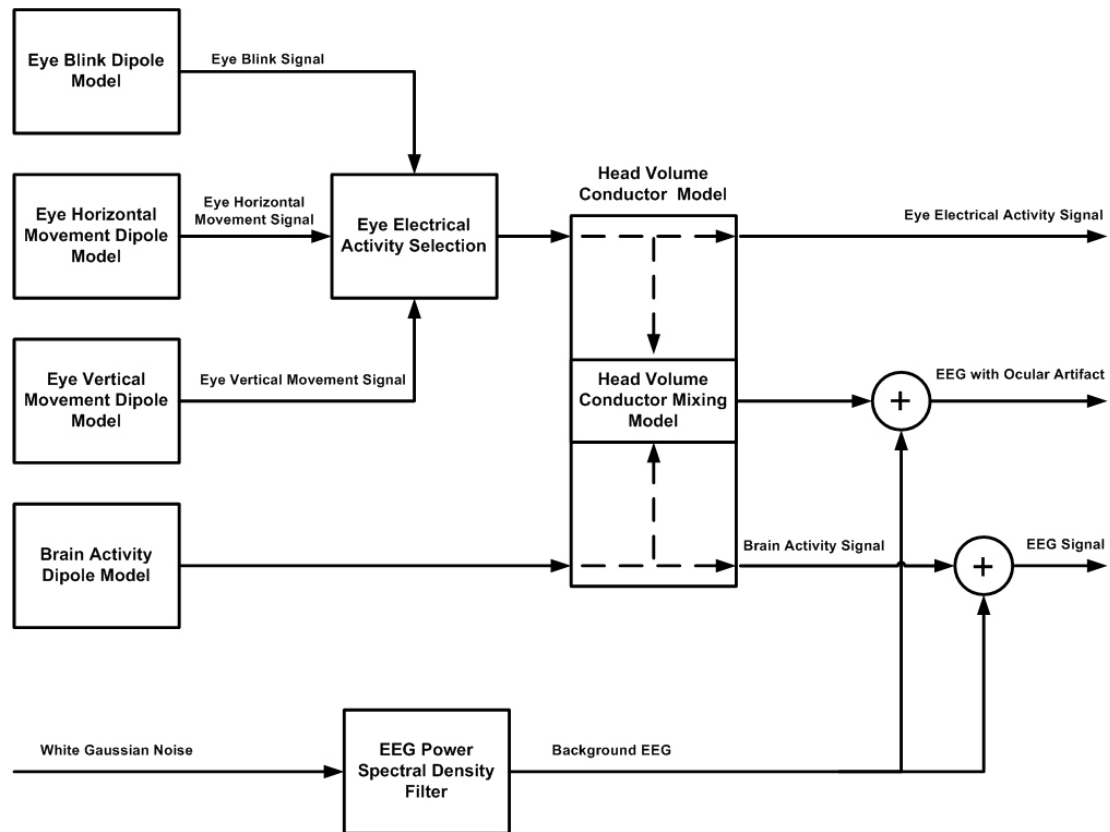
راه حل پیشنهادی در این تحقیق عبارت است از ارائه یک روش اعتبارسنجی مناسب به منظور سنجش اعتبار روش های ارائه شده و مقایسه روش ها بر اساس نتایج اعتبارسنجی. اساس این روش اعتبارسنجی بر مبنای ارائه مدلی تحلیلی از فعالیت الکتریکی مغز، چشم و هادی حجمی سر صورت می گیرد. به این شکل که آمیختگی سیگنال EEG و EOG در فضای هادی حجمی سر توسط یک مدل تحلیلی واقعی تر (در مقایسه با روش های پیشین) تخمین زده می شود. در نهایت بر مبنای روش اعتبارسنجی ارائه شده و سنجش روش های پردازشی حذف اغتشاش چشمی بر مبنای این اعتبارسنجی، امکان تعیین روش بهینه حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG وجود خواهد داشت.

هر چند که روش ارائه شده به منظور اعتبارسنجی، توانایی تعیین اعتبار یک روش به صورت صددرصد را دارا نیست اما با توجه به روش های پردازشی موجود می تواند به عنوان یک روش قابل قبول و معتبرتر از قبل پذیرفته شود.

۲- مدل سازی فعالیت الکتریکی مغز و چشم

۲-۱- روش کلی

روش کلی مدل سازی فعالیت الکتریکی مغز، چشم و آمیختگی این دو در فضای هادی حجمی سر در این تحقیق در شکل ۱ مشخص شده است.



شکل ۱: روش کلی مدل‌سازی فعالیت الکتریکی مغز، چشم و آمیختگی این دو در فضای هادی حجمی سر

در شکل ۱ مدل‌سازی فعالیت الکتریکی مغز و چشم به صورت مجزا صورت گرفته است. نیمه بالایی شکل مربوط به مدل‌سازی فعالیت الکتریکی چشم و نیمه پایینی متعلق به فعالیت الکتریکی مغز است. سیگنال‌های حاصل از این دو مدل‌سازی نهایتاً در مدل آمیختگی هادی حجمی سر در بخش انتهایی مدل با هم آمیخته شده و تشکیل سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش چشمی را می‌دهند. در بخش مدل‌سازی فعالیت الکتریکی چشم، با استفاده از مدل دوقطبی الکتریکی، حرکات عمودی، افقی و پلک‌زدن به صورت جداگانه مدل شده و سپس بسته به نوع فعالیت الکتریکی مورد نیاز چشم در مدل، سیگنال حاصل از یکی از این فعالیت‌ها یا ترکیب آن‌ها در بخش Eye Electrical Activity Selection انتخاب می‌شود.

پس از عبور این سیگنال از مدل هادی حجمی سر سیگنال فعالیت الکتریکی چشم تولید خواهد شد. به منظور مدل‌سازی سیگنال EEG، سیگنال EEG پس‌زمینه با عبور دادن نویز سفید گوسی از فیلتر چگالی طیف‌توان سیگنال EEG (که حاوی مشخصات فرکانسی سیگنال EEG می‌باشد) تولید شده و حاصل جمع این سیگنال با سیگنال حاصل از مدل دوقطبی الکتریکی کنش‌های الکتریکی مغز پس از عبور از مدل هادی حجمی سر، سبب تولید سیگنال EEG نهایی خواهد شد. کنش‌های الکتریکی مغز مجموعه وسیعی از فعالیت‌های الکتریکی مغز که در اکثر موارد (و نه همیشه) در سیگنال EEG پس‌زمینه پنهان هستند را در بر می‌گیرد. فعالیت‌هایی نظیر: پتانسیل‌های برانگیخته مغزی، پتانسیل‌های وابسته به رخداد (ERPs)، پتانسیل‌های ناشی از فعالیت کانون‌های صرعی در مغز و ...

فعالیت الکتریکی چشم و سیگنال EEG تولید شده در مدل، در بخش مدل آمیختگی هادی حجمی سر (Head Volume Conductor Mixing Model)، با هم آمیخته شده و سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش چشمی تولید می‌شود.

از جمله مزایای این مدل، توانایی آن در تولید سیگنال EEG خالص و هم‌چنین اغتشاش چشمی خالص است که سبب می‌شود با پیاده‌سازی آن، اعتبارسنجی روش‌های پردازشی گوناگونی که به منظور حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG به کار می‌روند، امکان‌پذیر شود.

۲-۲- حل مسأله مستقیم و معکوس

یک روش مناسب برای مدل‌سازی نزدیک‌تر به واقعیت سیگنال EEG، مدل‌سازی منابع الکتریکی مولد سیگنال EEG در داخل مغز است. تعیین توزیع جریان در داخل مغز با استفاده از اندازه‌گیری میدان الکتریکی اطراف سر، مسأله معکوس نام دارد. یکی از مشکلات مسأله معکوس این است که حل آن جواب یگانه ندارد، به بیان بهتر تشخیص منابع جریان الکتریکی درون مغز بر اساس میدان اندازه‌گیری شده در خارج سر، جواب یکتا نخواهد داشت. به همین دلیل باید شرایط و محدودیت‌هایی از جمله محدودیت‌های مدل منابع سیگنال، محدودیت‌های مدل هادی حجمی سر، محدودیت‌های فیزیولوژیکی و آناتومیکی و همچنین محدودیت‌هایی برآمده از شرایط ثبت غیرتهاجمی را اعمال کرد تا جواب‌های حاصل از حل مسأله معکوس کمینه شوند.

منبع‌یابی منابع الکتریکی سر از ترکیبی از مسأله مستقیم و مسأله معکوس حاصل می‌شود.

مسأله مستقیم عبارت است از تعیین میدان الکتریکی اطراف سر بر مبنای منابع و توزیع الکتریکی داخل مغز و همچنین مشخصات هدایت الکتریکی اجزاء سر. این اجزاء را می‌توان با ساده‌سازی صرفاً شامل مغز، جمجمه، پوست و مایع مغزی نخاعی دانست. مسأله مستقیم به بیان بهتر یعنی محاسبه توزیع میدان الکتریکی سطح سر بر اساس جهت و اندازه منابع الکتریکی درون مغز (عمدتاً به صورت دوقطبی‌های الکتریکی جریان)، ضرایب هدایت الکتریکی اجزاء سر و شکل هندسی سر. شکل کامل این مسأله به صورت یک معادله پواسون خواهد بود.

در این تحقیق از مدل دوقطبی‌های الکتریکی جریان به منظور تعیین منابع الکتریکی مغز استفاده شده است.

اساس مدل دوقطبی الکتریکی که متداول‌ترین مدل برای مدل‌سازی منابع الکتریکی داخل مغز است، عبارت است از مدل کردن مجموعه‌ای از سلول‌های عصبی که فعالیت الکتریکی دارند و فرض این است که هم‌سو و موازی فعالیت می‌کنند با یک دوقطبی الکتریکی معادل.

یک دوقطبی جریان با شش پارامتر مشخص می‌شود:

(الف) سه پارامتر تعیین‌کننده مکان هندسی آن در سر

(ب) سه پارامتر تعیین‌کننده مؤلفه‌های گشتاور دوقطبی

(روش دیگر این است که به جای تعیین مؤلفه‌های گشتاور دوقطبی، مقدار جریان دوقطبی (یک مؤلفه) و مؤلفه‌های جهت دوقطبی (دو مؤلفه) را به دست آوریم.)

در روش مدل‌سازی دوقطبی عمده‌تاً مکان دوقطبی‌ها و جهت آن‌ها ثابت و اندازه آن‌ها متغیر فرض می‌شود [1]. در تحقیقات محدودی نیز نظیر مرجع [2]، جهت دوقطبی نیز علاوه بر اندازه آن، متغیر در نظر گرفته شده است.

در این تحقیق، دوقطبی‌های الکتریکی مدل مفروض دارای مکان و جهت ثابت و اندازه متغیر است.

محاسبه میدان پتانسیل ناشی از منابع الکتریکی دوقطبی در فضای سر در مکان الکترودهای سطحی روی پوست سر مطابق روابط ۱ و ۲ می‌باشد.

رابطه ۱ نشان‌دهنده مقدار میدان پتانسیل ناشی از یک دوقطبی الکتریکی در مکان L در سر، در نقطه اندازه‌گیری الکتروده شماره I در مکان $R(I)$ است. P نشان‌دهنده گشتاور دوقطبی، σ نشان‌دهنده ضریب هدایت الکتریکی محیط و N_E تعداد کل الکترودهای ثبت است [1].

$$\Phi_d = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{P \cdot (R(i) - L)}{|R(i) - L|^3} \quad \text{for } i = 1, \dots, n_e \quad (1)$$

رابطه ۲ تعمیم‌یافته رابطه ۱ برای تعداد M دوقطبی در فضای سر است.

$$\Phi_d = \frac{1}{4\pi\sigma} \sum_{j=1}^m \frac{P_j \cdot (R(i) - L_j)}{|R(i) - L_j|^3} \quad \text{for } i = 1, \dots, n_e \quad (2)$$

البته باید در نظر داشت که روابط ۱ و ۲ فقط زمانی برقرار هستند که فضای هادی حجمی سر، همگن و دارای ضریب هدایت الکتریکی واحد σ در تمام قسمت‌های آن فرض شود. در شرایطی که این فضا دارای نواحی مختلف دارای ضرایب هدایت الکتریکی متفاوت در نظر گرفته شود، باید با استفاده از شرایط مرزی بین نواحی، میدان پتانسیل را در نقاط مختلف سر و در نهایت در مکان الکترودهای قرار گرفته بر پوست سر محاسبه کرد.

باتوجه به روابط فوق، حل مسأله معکوس مکان‌یابی منابع الکتریکی سر عبارت‌است از کمینه کردن عبارت زیر:

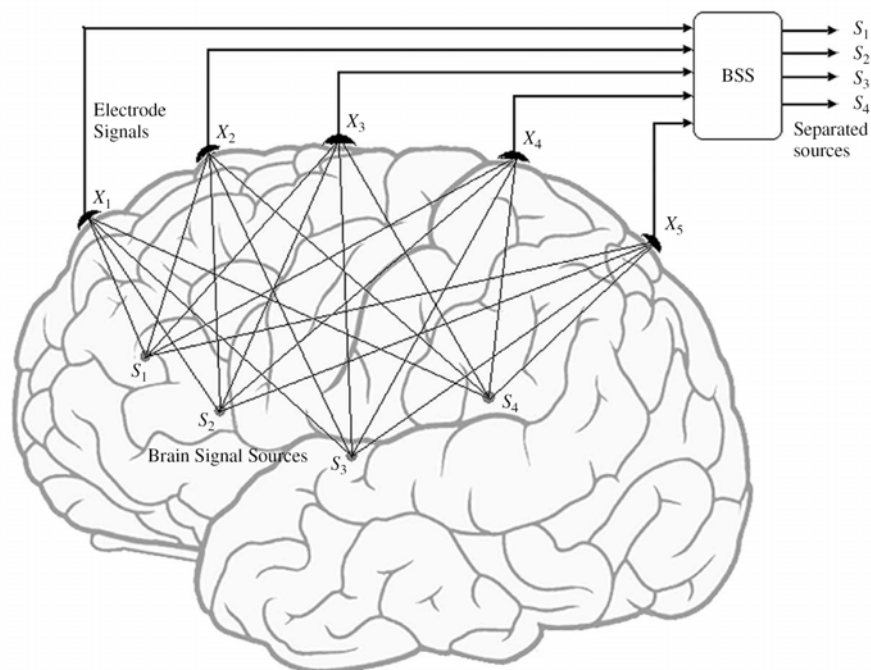
$$J = \|X - \Phi_d\|_F^2 = \left(\sum_{i=1}^{n_e} \sum_{j=1}^n |x_{ij} - \Phi_{d_{ij}}|^2 \right)^2 \quad (3)$$

در رابطه ۳، X عبارت‌است از سیگنال EEG ثبت‌شده، J عبارت‌است از مجذور نرم فروبنیوسی تفاضل درایه‌های ماتریس داده ثبت‌شده و داده حاصل از مدل دوقطبی الکتریکی و N عبارت‌است از تعداد نمونه‌های داده ثبت‌شده و داده حاصل از مدل دوقطبی الکتریکی.

۳- نتایج

۳-۱- مدل‌سازی فعالیت الکتریکی مغز و سیگنال EEG

یکی از پرکاربردترین مجموعه روش‌های مورد استفاده برای کمینه‌کردن عبارت رابطه ۳، روش‌های جداسازی منابع ناشناخته (BSS) است. شکل ۲ نمای کلی این روش‌ها در مکان‌یابی منابع الکتریکی مغز را نشان می‌دهد [1]. در این تحقیق از الگوریتم ICA به منظور مکان‌یابی منابع الکتریکی مغز استفاده شده‌است، به این صورت که با استفاده از جعبه ابزار EEGLab 7.1.3.10 نرم‌افزار Matlab، کنش‌های الکتریکی مغز با استفاده از مجموعه داده حاوی ۳۲ کانال داده EEG با فرکانس نمونه‌برداری 128Hz و دارای 12288 نمونه که همراه با این جعبه‌ابزار ارائه شده‌است، توسط تعداد ۱۶ عدد دوقطبی الکتریکی مدل شده‌است. جدول ۱ نشان‌دهنده مشخصات و شکل ۳ نشان‌دهنده مکان قرارگیری دوقطبی‌ها در فضای هادی حجمی سر در نمای دوبعدی است.



شکل ۲: تعیین منابع الکتریکی سر با استفاده از روش‌های جداسازی منابع ناشناخته

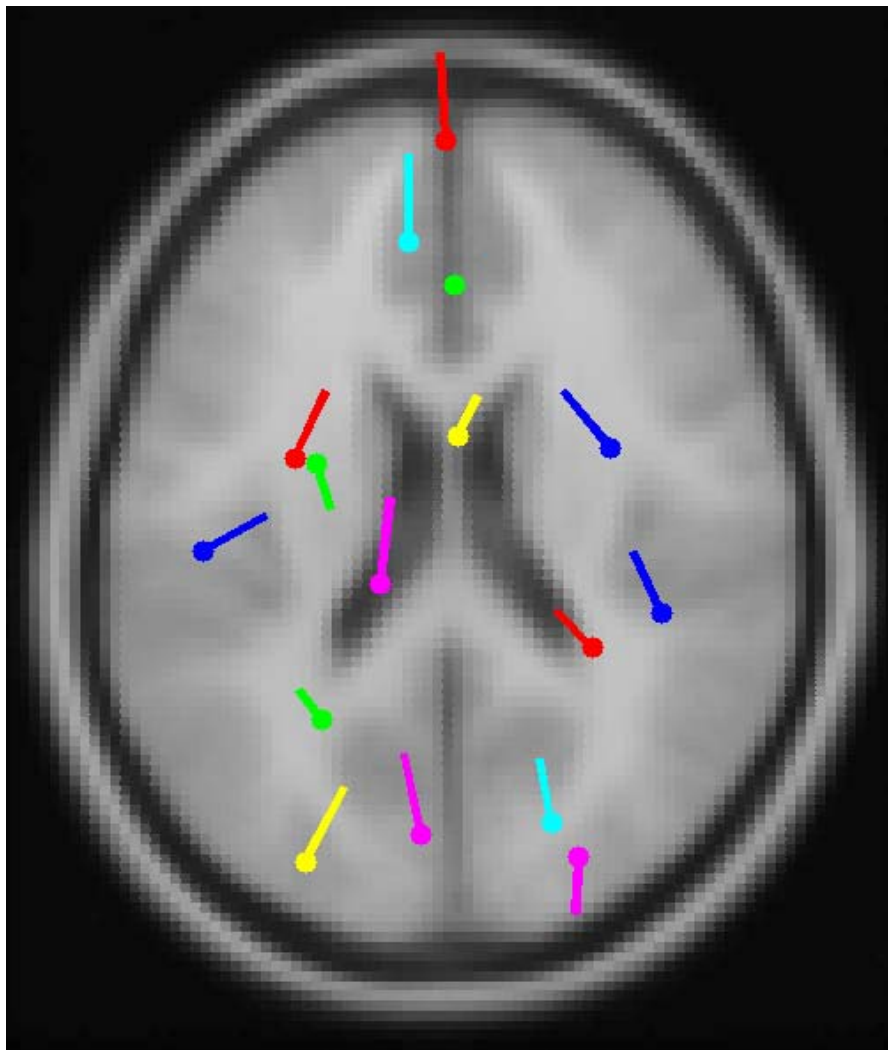
به منظور سنجش صحت اعتبار مدل ارائه شده جهت مدل‌سازی سیگنال EEG، مطابق رابطه ۴، واریانس باقی‌مانده (RESIDUAL VARIANCE) برای هر کدام از دوقطبی‌های الکتریکی مدل دوقطبی کنش‌های الکتریکی مغز محاسبه شده‌است که نتیجه مطابق جدول ۳ است.

$$RV\% = 100 \frac{tr[(\bar{U} - GA)(\bar{U} - GA)^T]}{tr[\bar{U}\bar{U}]} \quad (4)$$

در رابطه ۴، A ماتریس دوقطبی‌ها، G ماتریس بهره ثبت منابع با دامنه واحد که به مشخصات مکان و جهت دوقطبی‌ها بستگی دارد، و \bar{U} میانگین داده‌های واقعی معادل با هر مؤلفه مستقل می‌باشد.

۳-۲- مدل‌سازی فعالیت الکتریکی چشم

در این تحقیق، مدل‌سازی فعالیت‌های الکتریکی گوناگون چشم بر مبنای مدل‌سازی صورت گرفته در مرجع [16] انجام شده‌است. در مدل‌سازی مذکور، پلک‌زدن با یک عدد دوقطبی الکتریکی برای هر چشم و حرکات افقی و عمودی هر کدام با دو عدد دوقطبی الکتریکی برای هر چشم مدل شده‌است. جدول ۲ نشان‌دهنده مشخصات دوقطبی‌های الکتریکی مدل مربوطه است. مشخصات مکان و جهت دوقطبی‌ها بر اساس مشخصات هندسی استاندارد مدل کروی سر طبق جدول ۴ استخراج شده‌اند. دوقطبی‌های مدل جدول ۲ دارای مکان و جهت ثابت و دامنه متغیر هستند. مطابق جدول ۲، گشتاور دوقطبی‌ها از مقدار صفر تا مقدار حداکثر که در جدول ۲ در ستون Moment مشخص شده‌است در بازه زمانی مشخص شده در ستون Time Range افزایش و مجدداً تا اندازه صفر کاهش می‌یابد.



شکل ۳: مکان دوقطبی‌های الکتریکی مدل کنش‌های الکتریکی مغز در نمای دوبعدی (TOP VIEW)

جدول ۱: مکان، جهت و گشتاور هر کدام از دوقطبی‌های مدل کنش‌های الکتریکی مغز

Brain Electrical Activity Dipole Model							
Dipole	Location (mm)			Orientation (mm)			Moment (nA.m)
	x	y	z	x	y	z	
Dipole 1	42.63	-0.75	-6.24	0.04	-0.04	0.99	82.01
Dipole 2	-13.34	-44.44	2.08	0.67	0.38	0.63	38.39
Dipole 3	68.63	1.38	-38.08	-0.99	0.08	-0.05	31.05
Dipole 4	-9.76	14.20	25.41	0.98	-0.12	-0.08	56.86
Dipole 5	-49.20	-21.80	6.29	0.74	0.16	-0.64	39.14
Dipole 6	-56.57	29.51	12.80	0.84	-0.53	-0.06	31.32
Dipole 7	-32.20	26.25	10.76	0.36	0.31	-0.87	48.61
Dipole 8	-3.46	51.25	7.51	0.40	-0.85	-0.32	35.42
Dipole 9	10.68	32.38	47.19	0.76	-0.42	-0.48	31.87
Dipole 10	-52.57	5.34	30.23	0.92	0.23	-0.30	34.99
Dipole 11	52.62	9.10	-64.86	0.98	0.005	0.17	32.16
Dipole 12	14.36	-1.54	52.47	0.48	-0.27	-0.82	26.45
Dipole 13	11.20	28.02	12.11	-0.46	-0.19	-0.86	31.37
Dipole 14	12.93	-33.50	45.09	0.65	0.65	-0.37	32.33
Dipole 15	-21.08	-30.16	45.40	0.44	0.50	-0.74	21.89
Dipole 16	-52.08	-27.41	-59.03	-0.68	0.031	0.72	33.46

جدول ۲: مشخصات مدل دوقطبی الکتریکی فعالیت الکتریکی چشم [16]

Eye Blink Dipole Model								
Dipole	Location (mm)			Orientation (mm)			Moment (nA.m)	Time Range (ms)
	x	y	z	x	y	z		
Right Eye Dipole	35	85	-33	32	88	34	-25	0-200
Left Eye Dipole	-35	85	-33	-32	88	34	-25	0-200

Eye Vertical Movement Dipole Model								
Dipole	Location (mm)			Orientation (mm)			Moment (nA.m)	Time Range (ms)
	x	y	z	x	y	z		
Right Eye Dipole 1	31	86	-32	-10	16	98	-25	0-200
Right Eye Dipole 2	31	86	-32	7	-42	-91	-25	200-400
Left Eye Dipole 1	-30	85	35	10	16	98	-25	0-200
Left Eye Dipole 2	-31	86	-32	-7	-42	-90	-25	200-400

Eye Horizontal Movement Dipole Model								
Dipole	Location (mm)			Orientation (mm)			Moment (nA.m)	Time Range (ms)
	x	y	z	x	y	z		
Right Eye Dipole 1	36	86	-37	-77	-64	0	-25	0-200
Right Eye Dipole 2	38	85	-37	66	-75	0	-25	200-400
Left Eye Dipole 1	-37	85	-39	-72	-69	0	-25	0-200
Left Eye Dipole 2	-36	86	-37	78	-63	0	-25	200-400

جدول ۳: واریانس باقی مانده دوقطبی های الکتریکی مدل کنش های الکتریکی مغز

Dipole	R.V (%)
Dipole 1	2.61
Dipole 2	4.33
Dipole 3	0.37
Dipole 4	4.25
Dipole 5	1.32
Dipole 6	0.84
Dipole 7	2.28
Dipole 8	7.06
Dipole 9	6.24
Dipole 10	2.85
Dipole 11	1.91
Dipole 12	3.63
Dipole 13	7.56
Dipole 14	1.36
Dipole 15	6.08
Dipole 16	4.70

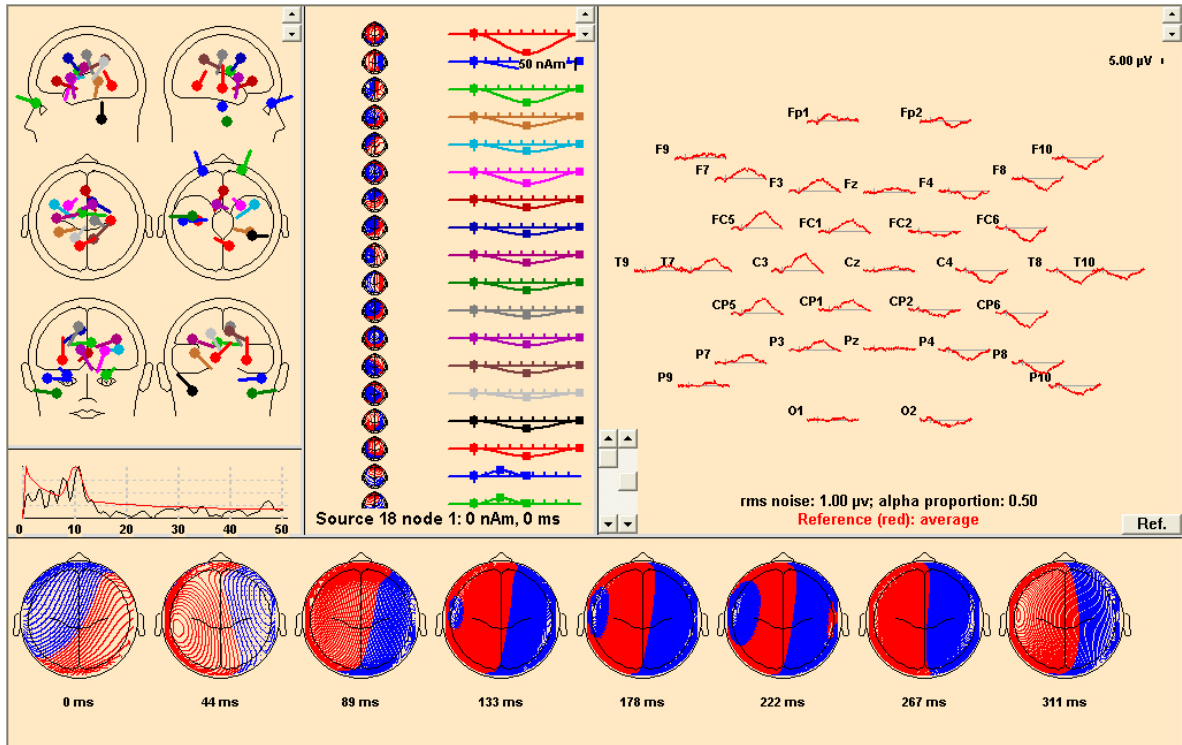
۳-۳- مدل سازی آمیختگی سیگنال ها در فضای سر

به منظور مدل سازی آمیختگی سیگنال EEG و اغتشاش چشمی در فضای هادی حجمی سر، مدل هادی حجمی سر مدل کروی دارای چهار لایه و مشخصات ضخامت و هدایت لایه ها بر اساس جدول ۴ انتخاب شده اند.

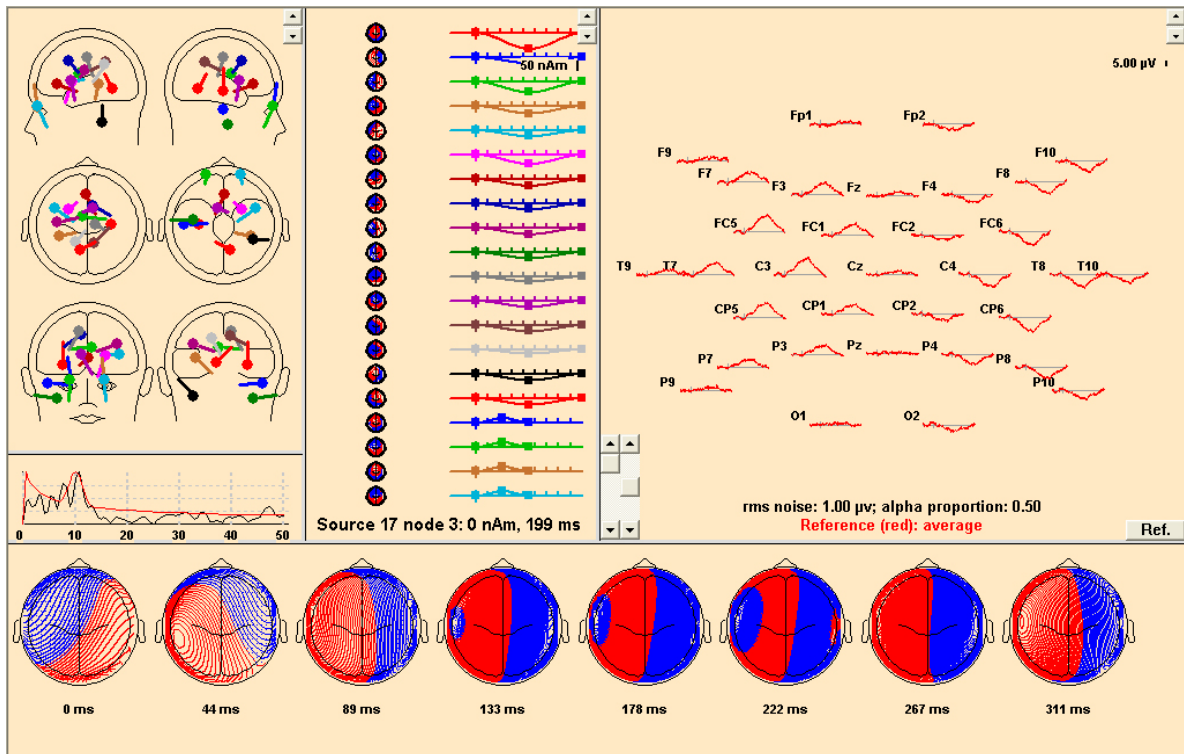
جدول ۴: مقادیر استاندارد ضخامت لایه های متناظر با قسمت های مختلف مغز و ضرایب هدایت آن ها

Tissue	Thickness (mm)	Conductivity (s/m)
Scalp	6	0.33
Skull	7	0.0042
CSF	1	1
Brain	85	0.33

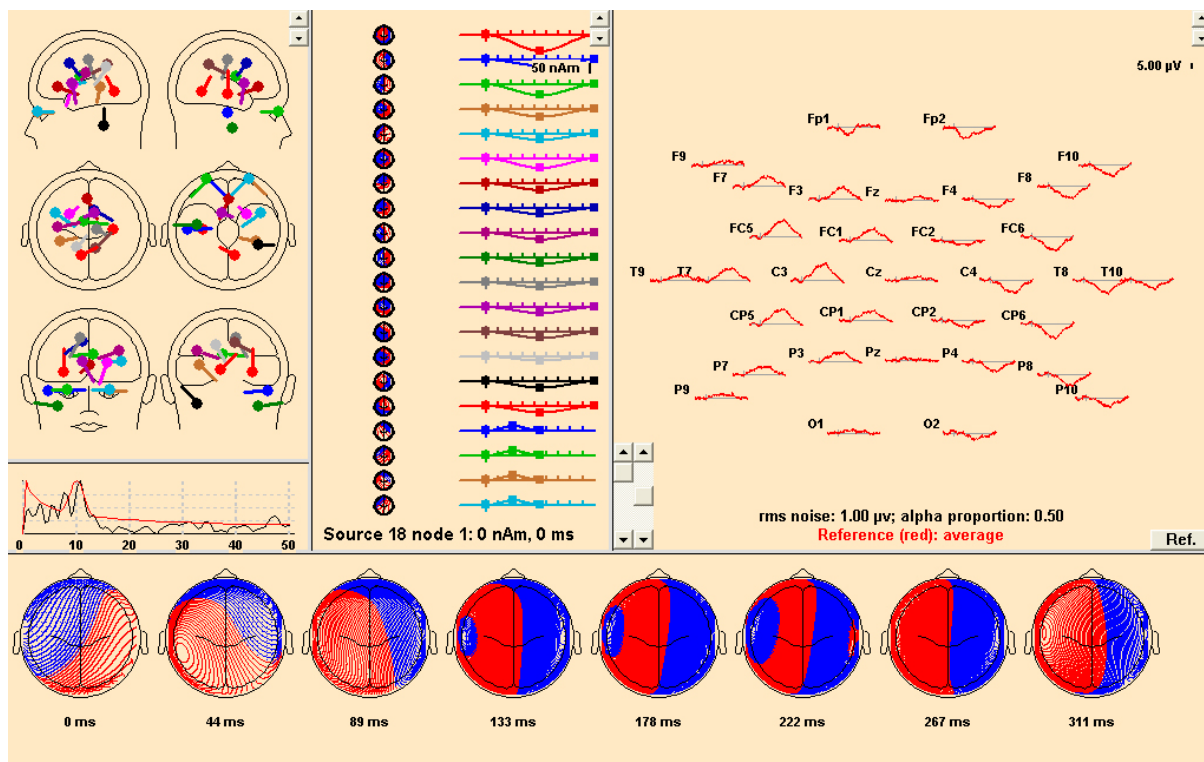
مدل دوقطبی فعالیت الکتریکی چشم بر اساس جدول ۲ و مدل سیگنال EEG بر اساس جدول ۱ در نرم افزار مدل ساز Dipole Simulator 3.2.0.5 قرار داده شده و سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش چشمی به دست می آید. شکل ۴ نشان دهنده سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش پلک زدن، شکل ۵ نشان دهنده سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش حرکات عمودی چشم و شکل ۶ نشان دهنده سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش حرکات افقی چشم در نقاط متناظر با محل قرارگیری ۳۲ الکتروود ثبت سیگنال EEG می باشد.



شکل ۴: سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش پلک زدن



شکل ۵: سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش حرکات عمودی چشم



شکل ۶: سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش حرکات افقی چشم

۴- بحث و نتیجه گیری

سیگنال الکتریکی اندازه‌گیری شده از هر نقطه پوست سر تابعی از تعامل سیگنال‌های متفاوتی ناشی از منابع الکتریکی مولد مختلف از جمله فعالیت الکتریکی مغز (EEG)، فعالیت الکتریکی چشم (EOG)، فعالیت الکتریکی عضلات (EMG)، فعالیت الکتریکی قلب (ECG)، تداخل خطوط توان، تداخل‌های الکترومغناطیسی محیط و... است. در صورتی که این سیگنال را MEEG (Measured EEG) بنامیم می‌توان آن را با رابطه ۵ نمایش داد.

$$MEEG = F(EEG, EOG, EMG, ECG, Noise_1, Noise_2, \dots) \quad (5)$$

در رابطه ۵ تابع F ، تابع تعامل سیگنال‌های مختلف ذکر شده است. با فرض این‌که اثرات تداخلی سیگنال‌های EMG و ECG را ناچیز فرض کرده و با فرض این‌که تداخل‌های الکترومغناطیسی و خطوط توان به علت عدم تعامل با سیگنال‌های زیستی ذکر شده در مراحل پیش‌پردازش با اعمال فیلترینگ حذف شده باشند رابطه ۵ را می‌توان به صورت رابطه ۶ ساده کرد.

$$MEEG = F(EEG, EOG) \quad (6)$$

تعامل منابع الکتریکی مولد فعالیت‌های الکتریکی چشم و مغز پیچیده‌تر از آن است که بتوان به راحتی آن را به شکل یک جمع آثار ساده فرض کرده و تابع رابطه ۶ را به شکل مجموع دو میدان پتانسیل در نقطه ثبت درآورد اما به خاطر پیچیدگی محاسباتی، در بسیاری از تحقیقات بر مبنای روش‌های پردازش خطی سیگنال، این فرض اعمال شده و تابع F در رابطه ۶ به شکل رابطه ۷ ساده می‌شود. شکل ۷ نیز نشان‌دهنده این مدل آمیختگی است. در شکل ۷ تابع $H(s)$ ، تابع تبدیل سیستم خطی فضای هادی حجمی سر است.

$$MEEG = EEG + g(EOG) \quad (7)$$

تابع g در رابطه ۷ بیانگر اثرات هادی حجمی سر بر سیگنال EOG از محل منبع مولد سیگنال EOG تا محل ثبت EEG است. بدیهی است که خطی فرض کردن تابع g چندان معقول نیست. زیرا از دید تحلیلی بر مبنای آنالیز منابع بیوالکتریک (که خود

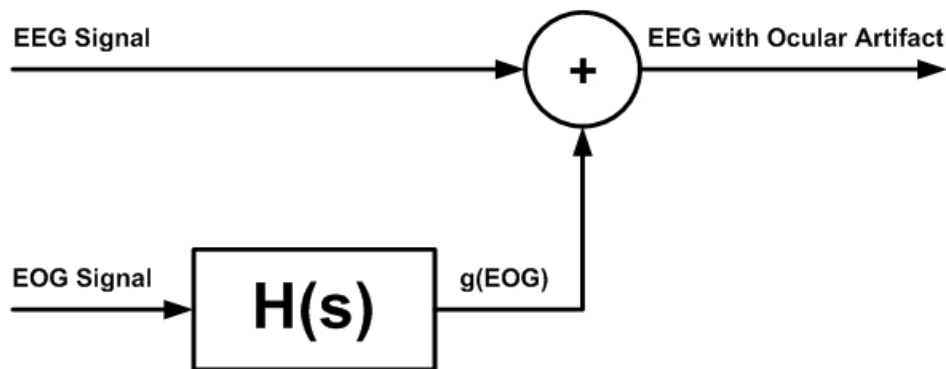
نیز مشمول ساده‌سازی‌ها و فرض‌های اولیه غیرواقعی بسیاری است) و هم‌چنین بر اساس مطالعات تجربی، انتشار سیگنال EOG در هادی‌حجمی سر با عکس مجذور فاصله تا محل ثبت متناسب است [12]، لذا انتشار، خطی نمی‌باشد. با توجه به ابزارهای پردازشی موجود در بسیاری از روش‌های پردازشی نظیر روش‌های رگرسیون پیشرفته، معمولاً این اثر یک چندجمله‌ای درجه اول فرض می‌شود.

هدف روش‌های پردازش سیگنال موجود، یافتن تابع خطی اعمالی بر سیگنال EOG توسط فضای هادی‌حجمی سر در محل ثبت به منظور کاستن اثر آن از سیگنال EEG است.

بنا به دلایل ذکرشده، روش‌های پردازشی موجود دارای نواقص زیادی هستند که ناشی از فرض‌های اولیه غیرواقعی می‌باشند. لذا هم‌چنان روش‌های غالب در حذف اغتشاش چشمی در ثبت‌های بالینی محدود به ثبت با چشم‌های بسته یا روش EOG Rejection است. البته شایان ذکر است برخی از دستگاه‌های جدید ثبت سیگنال EEG بر مبنای روش‌های پردازشی ذکرشده، خود دارای امکان حذف اغتشاش چشمی به صورت On Line هستند.

به منظور حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG راه حل پیشنهادی مناسب، استفاده از روش‌های تحلیلی به منظور تخمین تابع تعامل سیگنال EEG و EOG است. هرچند که تخمین این تابع با استفاده از روش‌های ریاضی موجود کار پیچیده‌ای است.

به‌منظور رفع این مشکل، در این تحقیق بر مبنای مدل‌سازی تحلیلی انتشار و آمیختگی سیگنال‌ها در فضای هادی‌حجمی سر مدلی به‌منظور تخمین آمیختگی سیگنال EEG و اغتشاش چشمی در فضای هادی‌حجمی سر ارائه شده است. خروجی‌های مدل ارائه‌شده که در حکم سیگنال EEG و اغتشاش چشمی می‌باشند، در مدل آمیختگی ارائه‌شده بر مبنای مشخصات فضای هادی‌حجمی سر با یکدیگر آمیخته‌شده و سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش چشمی تولید می‌شود.



شکل ۷: مدل خطی آمیختگی سیگنال EEG اغتشاش چشمی در فضای هادی‌حجمی سر

بر اساس خروجی‌های تولیدشده توسط این مدل امکان اعتبارسنجی روش‌های پردازشی حذف اغتشاش چشمی از سیگنال EEG امکان‌پذیر می‌شود.

خروجی‌های مدل ارائه‌شده به صورت داده شبیه‌سازی شده سیگنال EEG، اغتشاش چشمی و سیگنال EEG آمیخته به اغتشاش چشمی با تعداد نمونه ۱۵۰ و فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰Hz است.

به‌منظور ارائه یک مدل کامل‌تر و نزدیک‌تر به واقعیت در حوزه مدل‌سازی فعالیت‌الکتریکی چشم، مغز و آمیختگی این دو در فضای هادی‌حجمی سر، در راستای ادامه این تحقیق موارد زیر پیشنهاد می‌شود:

الف) بهره‌گیری از یک روش نزدیک‌تر به واقعیت نسبت به الگوریتم ICA در حوزه مدل‌سازی کنش‌های الکتریکی مغز: به‌منظور حل مسأله معکوس و یافتن مدل دوقطبی‌های الکتریکی کنش‌های الکتریکی مغز، روش ICA بر مبنای جداسازی منابع مستقل بنا

شده است، لذا با توجه به این که منابع مولد فعالیت الکتریکی مغز مستقل نمی باشند، استفاده از یک روش جداسازی منابع نزدیک تر به واقعیت پیشنهاد می شود.

ب) بهره گیری از مدلی با تعداد بیشتر دوقطبی های الکتریکی به منظور مدل سازی کنش های الکتریکی مغز.

پ) مدل سازی کنش های الکتریکی مغز با مدلی نزدیک تر به واقعیت نسبت به مدل دوقطبی الکتریکی: با توجه به این که مجموعه منابع مولد فعالیت الکتریکی مغز به صورت توزیع شده در مغز می باشند، استفاده از مدلی که بر مبنای این توزیع شدگی بنا شده باشد، نزدیک تر به واقعیت خواهد بود.

ت) مدل سازی فعالیت الکتریکی چشم با یک مدل نزدیک تر به واقعیت: در این تحقیق از دو دوقطبی الکتریکی برای مدل سازی فعالیت الکتریکی ناشی از پلک زدن و از چهار دوقطبی الکتریکی به منظور مدل سازی هر کدام از فعالیت های الکتریکی ناشی از حرکات عمودی و افقی چشم استفاده شده است. استفاده از مدلی با تعداد بیشتر دوقطبی الکتریکی به منظور مدل سازی فعالیت الکتریکی چشم یا مدلی نزدیک تر به توزیع جریان الکتریکی چشم نظیر Double Layer پیشنهاد می شود.

ث) استفاده از یک مدل نزدیک تر به واقعیت جهت مدل سازی فضای هادی حجمی سر: در این تحقیق از مدل کروی چهار لایه به منظور مدل سازی فضای هادی حجمی سر استفاده شده است. با توجه به این که شکل هندسی سر به صورت کره کامل نیست و در حالت کلی، تعداد لایه های هادی حجمی سر که دارای ضرایب هدایت الکتریکی متفاوت می باشند محدود به چهار لایه نمی باشد، استفاده از مدلی با شکل هندسی نزدیک تر به واقعیت و دارای تعداد لایه های بیشتر به منظور مدل سازی فضای هادی حجمی سر پیشنهاد می شود.

مراجع

- [1] S. Sanei and J. A. Chambers, EEG Signal Processing, 1 ed, John Wiley & Sons Ltd, 2007.
- [2] J. J. M. Kierkels, G. J. M. v. Boxtel, and L. L. M. Vogten, "A Model-Based Objective Evaluation of Eye Movement Correction in EEG Recordings" IEEE Transactions On Biomedical Engineering, vol. 53, pp. 246-253, 2006.
- [3] G. B. Arden and P. A. Constable, "The electro-oculogram" Retinal and Eye Research, vol. 25, pp. 207-248, 2006.
- [4] B. L. Lam, Electrophysiology of Vision: Clinical Testing and Applications, 1 ed. ESSEX, GB Informa Healthcare, 2005.
- [5] M. Iwasakia, C. Kellinghaus, A. V. Alexopoulou, R. C. Burgess, A. N. Kumar, Y. H. Han, H. O. Luders, and R. J. Leigh, "Effects of Eyelid Closure, Blinks, and Eye Movements on the Electroencephalogram" Clinical Neurophysiology, vol. 116, pp. 878-885, 2005.
- [6] N. V. Thakor and S. Tong, "Advances in Quantitative Electroencephalogram Analysis methods" Annual Review of Biomedical Engineering, vol. 6, pp. 453-495, 2004.
- [7] N. Ille, P. Berg, and M. Scherg, "Artifact Correction of the Ongoing EEG Using Spatial Filters Based on Artifact and Brain Signal Topographies," Journal of Clinical Neurophysiology, vol. 19, pp. 113-124, 2002.
- [8] R. Plonsey and R. C. Barr, Bioelectricity, A Quantitative Approach, 2nd ed. New York: Springer, 2000.
- [9] T. W. Picton, P. v. Roon, M. L. Armiljo, P. Berg, N. Illec, and M. Scherg, "The Correction Of Ocular Artifacts: A Topographic Perspective" Clinical Neurophysiology vol. 111, pp. 53-65, 2000.
- [10] T.-P. Jung, S. Makeig, C. Humphries, T.-W. Lee, M. J. Mckeown, V. Iragui, And T. J. Sejnowski, "Removing Electroencephalographic Artifacts By Blind Source Separation" Psychophysiology, Vol. 37, pp. 163-178, 2000.
- [11] A. Hyvarinen and E. Oja, "Independent Component Analysis: Algorithms and Applications" Neural Networks, vol. 13, pp. 411-430, 28 March 2000 2000.
- [12] R. J. Croft and R. J. Barry, "Removal Of Ocular Artifact From The EEG: A Review" Neurophysiol Clin, vol. 30, pp. 5-19, 2000.
- [13] P. Berg and M. Scherg, "A Multiple Source Approach to The Correction of Eye Artifacts " Electroencephalography and clinical Neurophysiology, vol. 90, pp. 229-241, 1994.
- [14] O. G. Lins, Terence W. Picton, Patrick Berg, and M. Scherg, "Ocular Artifacts in EEG and Event-Related Potentials I: Scalp Topography" Brain Topography, vol. 6, pp. 51-63, 1993.
- [15] O. G. Lins, Terence W. Picton, P. Berg, and M. Scherg, "Ocular Artifacts In Recording EEGs And Event-Related Potentials II: Source Dipoles and Source Components " Brain Topography, vol. 6 pp. 65-78, 1993.
- [16] P. Berg and M. Scherg, "Dipole Modelling of Eye Activity And its Application To The Removal of Eye Artefacts from The EEG And MEG " Clin. Phys. Physiol. Meas, vol. 12, pp. 49-51, 1991.
- [17] P. Berg and M. Scherg, "Dipole Models of Eye Movements And Blinks" Electroencephalography and clinical Neurophysiology, vol. 79, pp. 36-44, 1991.
- [18] M. Scherg, "Fundamentals of Dipole Source Potential Analysis" Advances in Audiology vol. 6, pp. 40-69, 1990.
- [19] P. Berg and M. Scherg, "Modelling the ocular dipoles" Psychophysiological Brain Research, pp. 22-25, 1990.