

مدل سازی آمیختگی سیگنال EEG و تداخل چشمی در فضای هادی حجمی سر

ناصر حافظی مطلق^{۱*}، محمدعلی خلیل زاده^۲ و علی مقیمی^۳

اطلاعات مقاله	چکیده
<p>واژگان کلیدی: تداخل چشمی، سیگنال EEG، فضای هادی حجمی سر، مدل سازی.</p>	<p>ثبت سیگنال EEG توأم با تداخل‌هایی از جمله تداخل ناشی از فعالیت الکتریکی چشم است. این تداخل در اثر عبور سیگنال فعالیت الکتریکی چشم در فضای حجمی سر ایجاد می‌شود و سیگنال EEG ثبت شده با استفاده از الکترودهای سطحی را آلوده می‌سازد. حذف این تداخل در بسیاری از کاربردها ضروری است و برای این منظور شیوه‌های گوناگونی پیشنهاد شده است. روش‌های پیشنهادی حذف تداخل چشمی دارای مشکلاتی از جمله عدم استفاده از مدل صحیح آمیختگی سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر می‌باشند. در این تحقیق بر اساس مدل سازی سیگنال EEG، تداخل چشمی و آمیختگی این دو در فضای هادی حجمی سر، مدل جدیدی بر مبنای دست‌آوردهای دانش الکتروفیزیولوژی ارائه شده است. بر مبنای مدل ارائه شده براساس دوقطبی‌های الکتریکی معادل فعالیت الکتریکی مغز و چشم، امکان تولید سیگنال EEG خالص و سیگنال EEG آمیخته به تداخل چشمی وجود دارد که با استفاده از این دو سیگنال می‌توان روش‌های پردازشی حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG را اعتبارسنجی کرد.</p>

۱- مقدمه

سیگنال‌های ناخواسته‌ای که توسط میدان الکتریکی چشم در اثر پدیده‌هایی مانند پلک‌زدن و حرکات کره چشم ایجاد می‌شود، به‌عنوان تداخل ناخواسته با سیگنال EEG، آمیخته شده و حذف آن‌ها در بسیاری از کاربردهای تشخیصی و پژوهشی ضروری است.

عدم حذف این سیگنال‌ها سبب خواهد شد فرآیند ثبت سیگنال EEG به‌ویژه در کاربردهای تشخیصی و شناختی دارای خطاهای ناشی از تداخل چشمی باشد. به این مفهوم که در صورت عدم حذف این تداخل، سیگنال EEG به‌شدت با تداخل چشمی آمیخته شده و همچنین در صورت حذف تداخل مربوطه با یک روش نامناسب، نتایج حاصل از پردازش سیگنال در کاربرد مورد نظر صحیح نبوده و نیاز به تکرار ثبت خواهد بود. نتیجه این امر، طولانی‌شدن آزمون، کاهش کارایی روش‌ها، خستگی سوژه مورد ثبت و حتی عدم موفقیت روش است. بیشترین میزان تداخل، مربوط به الکترودهای نقاطی از ثبت است

* پست الکترونیک نویسنده مسؤول: n_hafezi@um.ac.ir

۱. گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران.
۲. دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران.
۳. استاد، گروه زیست‌شناسی، دانشکده علوم، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.

طبق مطالعات تجربی و همچنین تحلیل الکتروفیزیولوژیکی، نمی‌توان فضای هادی حجمی سر را به‌عنوان یک سیستم خطی فرض نمود، لذا تمام روش‌هایی که بر مبنای چنین فرض اولیه‌ای بنا شده‌اند، مانند روش‌های برازش پیشرفته دارای نقص می‌باشند. کرافت و همکارانش روش برازش را مورد استفاده قرار داده‌اند [۱].

ب) فرض آمیختگی خطی سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر: براساس این فرض آمیختگی سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر به‌صورت خطی و به شکل یک حاصل جمع ساده خواهد بود. این فرض نیز بنا به مطالعات تجربی و تحلیل الکتروفیزیولوژیکی مردود بوده و لذا روش‌های مبتنی بر این فرض مانند الگوریتم ICA مورد استفاده توسط فلکسر و همکارانش [۲] قابل اتکا نیستند.

با توجه به دست‌آوردهای دانش الکتروفیزیولوژی، انتشار سیگنال‌های الکتریکی در فضای هادی حجمی سر خطی نیست [۶]. بسیاری از پژوهش‌های پیشین نظیر فرضیات فلکسر و همکارانش و همچنین کرافت و همکارانش [۱ و ۲] بر مبنای یک مدل ساده و غیرواقعی بر مبنای انتشار خطی سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر بنا شده‌اند. پژوهش‌هایی نیز در زمینه مدل‌سازی واقعی‌تر فعالیت الکتریکی چشم، مغز و هادی حجمی سر صورت گرفته است.

برگ و همکارانش مدل‌سازی فعالیت الکتریکی چشم را با استفاده از دوقطبی‌های الکتریکی مجزا برای هر کدام از مؤلفه‌های عمودی، افقی و پلک زدن انجام داده‌اند [۷].

کرکلز و همکارانش نیز با استفاده از دوقطبی‌های الکتریکی فعالیت الکتریکی چشم و مغز و آمیختگی آن‌ها در فضای هادی حجمی سر را مدل کرده‌اند. در پژوهش مربوطه کل نوروهای مغزی، با تعدادی دوقطبی الکتریکی مدل شده و با استفاده از ردیاب چشمی (Eye

که به پیشانی و به‌طور واضح‌تر به حوزه میدان‌الکتریکی چشم نزدیک‌ترند.

اهمیت حذف این تداخل به این دلیل است که تداخل مربوطه دامنه زیادی در بازه فرکانسی سیگنال EEG دارد و لذا سیگنال EEG ثبت‌شده کاملاً در تداخل نام‌برده غرق می‌شود. در بسیاری از کاربردها از جمله BCI و کاربردهای تشخیصی و شناختی حل این مشکل ضروری به‌نظر می‌رسد.

تا به حال روش‌های زیادی برای حل این مسأله پیشنهاد شده که مهم‌ترین آن‌ها روش‌هایی هستند که در مجموعه روش‌های EOG Correction [۱] طبقه‌بندی می‌شوند.

در مجموعه روش‌های EOG Correction هدف اصلی تخمین تداخل چشمی با استفاده از روش‌های ریاضی و تحلیلی و کاستن آن از سیگنال EEG مطلوب در نقطه ثبت می‌باشد. برخی از این روش‌ها عبارتند از:

الف) روش‌های برازش پیشرفته [۱]

ب) الگوریتم ICA [۲]

پ) روش فیلتر تطبیقی [۳]

ت) الگوریتم PCA [۳]

ث) استفاده از تبدیل موجک [۴]

ج) مدل‌سازی فعالیت الکتریکی چشم، مغز و هادی حجمی سر [۵]

روش‌هایی که تا به حال به‌منظور حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG مورد استفاده قرار گرفته‌اند دارای مشکلات عمده‌ای از جمله مشکلات زیر هستند:

الف) فرض اولیه فضای هادی حجمی سر به‌عنوان یک سیستم خطی: براساس این فرض انتشار سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر در حکم اعمال تابع تبدیل یک سامانه خطی به سیگنال اولیه است. با توجه به این‌که

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.

در شکل ۱ مدل سازی فعالیت الکتریکی مغز و چشم به صورت مجزا صورت گرفته است. نیمه بالایی شکل مربوط به مدل سازی فعالیت الکتریکی چشم و نیمه پایینی متعلق به فعالیت الکتریکی مغز است.

سیگنال های حاصل از این دو مدل سازی نهایتاً در مدل آمیختگی هادی حجمی سر در بخش انتهایی مدل با هم جمع شده و تشکیل سیگنال EEG آمیخته به تداخل چشمی را می دهند. مدل فعالیت الکتریکی مغز پس از عبور سیگنال کنش های مغزی از مدل فضای هادی حجمی سر و جمع شدن با سیگنال EEG پس زمینه تولید می شود.

به منظور مدل سازی سیگنال EEG، سیگنال EEG پس زمینه با عبور دادن نویز سفید گوسی از فیلتر چگالی طیف توان سیگنال EEG (که حاوی مشخصات فرکانسی سیگنال EEG می باشد) تولید شده و حاصل جمع این سیگنال با سیگنال حاصل از مدل دوقطبی الکتریکی کنش های الکتریکی مغز پس از عبور از مدل هادی حجمی سر، سبب تولید سیگنال EEG نهایی خواهد شد.

کنش های الکتریکی مغز مجموعه وسیعی از فعالیت های الکتریکی مغز که در اکثر موارد (و نه همیشه) در سیگنال EEG پس زمینه پنهان هستند را دربر می گیرد. فعالیت هایی نظیر: پتانسیل های برانگیخته مغزی، پتانسیل های وابسته به رخداد (ERPs)، پتانسیل های ناشی از فعالیت کانون های صرعی در مغز و سایر موارد. در این تحقیق روش مدل سازی کنش های الکتریکی مغز

(Tracker)، حرکات کره چشم به منظور مدل سازی تغییرات دوقطبی الکتریکی معادل چشم استفاده شده است. در این تحقیق فعالیت الکتریکی هر چشم تنها با یک دوقطبی الکتریکی مدل شده است [۵].

راه حل پیشنهادی در این مقاله عبارت است از ارائه یک مدل با فرضیات واقعی تر بر مبنای دانش الکتروفیزیولوژی. اساس این مدل سازی، استفاده از مدل کامل فعالیت الکتریکی چشم ارائه شده توسط برگ و همکارانش [۷] و مدل سازی فعالیت الکتریکی مغز با استفاده از روش های الکتروفیزیولوژیکی مسأله مستقیم و معکوس به منظور ارائه مدلی با تعداد دوقطبی بیشتر نسبت به تحقیق کرکلز و همکارانش [۵] برای فعالیت الکتریکی مغز و در نهایت مدل سازی آمیختگی این دو فعالیت الکتریکی در فضای هادی حجمی سر است. برای مدل سازی این آمیختگی، روابط غیرخطی هدایت الکتریکی لایه های درونی سر به سیگنال ها اعمال شده و خروجی ها با هم جمع می شوند.

با توجه به این که ثبت داده EEG خالص (عاری از تداخل چشمی) امکان پذیر نمی باشد، لذا اعتبارسنجی صد در صد روش های حذف تداخل چشمی ارائه شده تاکنون غیرممکن است. اما بر مبنای مدل ارائه شده در این مقاله امکان تعیین روش بهینه حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG با قطعیت بیشتری از پیش وجود خواهد داشت.

هرچند که به علت غیرممکن بودن ثبت واقعی سیگنال EEG عاری از تداخل چشمی، روشی دارای قطعیت کمی برای سنجش صد در صد اعتبار مدل ارائه شده موجود نیست، اما با توجه به استفاده از فرض های واقعی تر مبتنی بر دانش الکتروفیزیولوژی، این مدل می تواند به عنوان یک روش دارای اعتبار بیشتر از مدل های پیشین پذیرفته شود.

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 براساس 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 براساس جهت و اندازه منابع الکتریکی درون مغز (عمدتاً به صورت دوقطبی‌های الکتریکی جریان) و ضرایب هدایت الکتریکی اجزاء سر و شکل هندسی سر.

شکل کامل این مسأله به صورت یک معادله پواسون خواهد بود.

براساس روش الکتروفیزیولوژیکی حل مسأله مستقیم و معکوس بنا شده است.

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 انتخاب فعالیت الکتریکی چشم انتخاب می‌شود. مدل برگزیده برای فعالیت الکتریکی چشم بر مبنای مدل‌سازی برگ و همکارانش انتخاب شده است [۷].

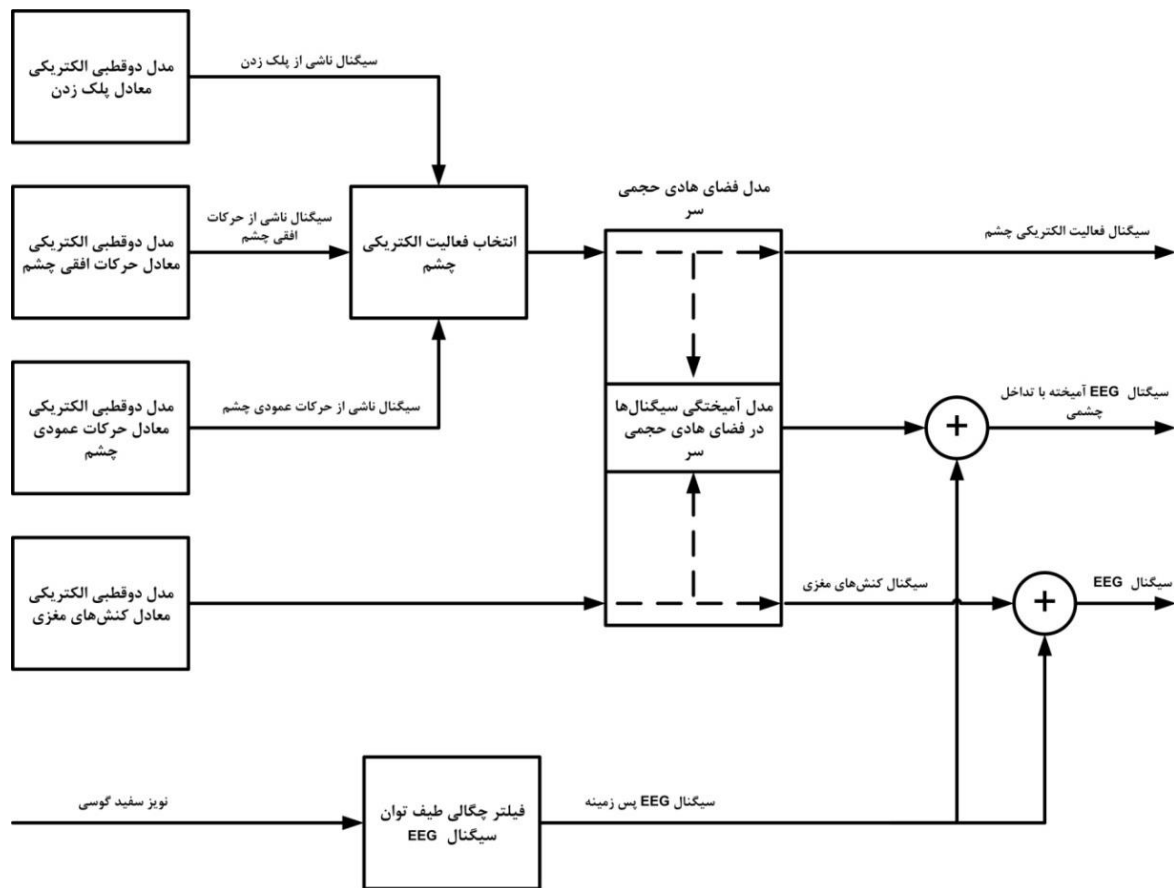
پس از عبور این سیگنال از مدل هادی حجمی سر سیگنال فعالیت الکتریکی چشم تولید خواهد شد.

فعالیت الکتریکی چشم و سیگنال EEG تولیدشده در مدل، در بخش مدل آمیختگی سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر، باهم آمیخته شده و سیگنال EEG آمیخته به تداخل چشمی تولید می‌شود.

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

۲-۲- حل مسأله مستقیم و معکوس

روش مناسب الکتروفیزیولوژیکی برای مدل‌سازی نزدیک‌تر به واقعیت سیگنال EEG، مدل‌سازی منابع الکتریکی مولد



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

در روش مدل‌سازی دوقطبی عمدتاً مکان دوقطبی‌ها و جهت آن‌ها ثابت و اندازه آن‌ها متغیر [۸] فرض می‌شود. در تحقیقات محدودی نیز، جهت دوقطبی هم علاوه بر اندازه آن، متغیر در نظر گرفته شده است [۵].

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، \square نشان‌دهنده ضریب هدایت الکتریکی محیط و n_e تعداد کل الکترودهای ثبت است [۸].

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

اساس مدل دوقطبی الکتریکی که متداول‌ترین مدل برای مدل‌سازی منابع الکتریکی داخل مغز است، عبارت‌است از مدل‌کردن 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 به‌جای تعیین مؤلفه‌های گشتاور دوقطبی، مقدار جریان دوقطبی (یک مؤلفه) و مؤلفه‌های جهت دوقطبی (دو مؤلفه) را به‌دست آوریم.)

غیره است. در صورتی که این سیگنال را MEEG
 Measured EEG) بنامیم می توان آن را با رابطه ۴
 نمایش داد.

$$MEEG = F(EEG, EOG, EMG, ECG, Noise_1, Noise_2, \dots) \quad (4)$$

در رابطه ۴ تابع F، تابع تعامل سیگنال های مختلف
 ذکر شده است. با فرض این که اثرات تداخلی سیگنال های
 ECG و EMG را ناچیز فرض کرده و با فرض این که
 تداخل های الکترومغناطیسی و خطوط توان به علت عدم
 تعامل با سیگنال های زیستی ذکر شده در مراحل
 پیش پردازش با اعمال فیلترینگ حذف شده باشند رابطه ۴
 را می توان به صورت رابطه ۵ ساده کرد.

$$MEEG = F(EEG, EOG) \quad (5)$$

تعامل منابع الکتریکی مولد فعالیت های الکتریکی چشم و
 مغز پیچیده تر از آن است که بتوان به راحتی آن را به شکل
 یک جمع آثار ساده فرض کرده و تابع رابطه ۵ را به شکل
 مجموع دو میدان پتانسیل در نقطه ثبت در آورد اما به
 خاطر پیچیدگی محاسباتی، در بسیاری از تحقیقات بر
 مبنای روش های پردازش خطی سیگنال، این فرض اعمال
 شده و تابع F در رابطه ۵ به شکل رابطه ۶ ساده می شود.
 شکل ۲ نیز نشان دهنده این مدل آمیختگی است. در
 شکل ۲ تابع H(s)، تابع تبدیل سیستم خطی فضای
 هادی حجمی سر است.

$$MEEG = EEG + g(EOG) \quad (6)$$

تابع g در رابطه ۷ بیانگر اثرات هادی حجمی سر بر
 سیگنال EOG از محل منبع مولد سیگنال EOG تا محل
 ثبت EEG است.

مدل شکل ۲ و رابطه ۶ که مورد استفاده بسیاری از
 پژوهش های پیشین بوده است، به واسطه استفاده از
 فرضیات ساده و غیر واقعی، قابل اتکا نیست.

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

رابطه ۲ تعمیم یافته 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 □ در تمام قسمت های آن فرض
 شود. در شرایطی که این فضا دارای نواحی مختلف دارای
 ضرایب هدایت الکتریکی متفاوت در نظر گرفته شود (مانند
 این تحقیق)، 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 منبع یابی
 منابع الکتریکی سر عبارت است از کمینه کردن عبارت زیر:

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

در رابطه ۳، x عبارت است از سیگنال EEG ثبت شده، J
 عبارت است از مجذور نرم فروبنیوسی تفاضل درایه های
 ماتریس داده ثبت شده و داده حاصل از مدل
 دوقطبی الکتریکی و n عبارت است از تعداد نمونه های داده
 ثبت شده و داده حاصل از مدل دوقطبی الکتریکی.

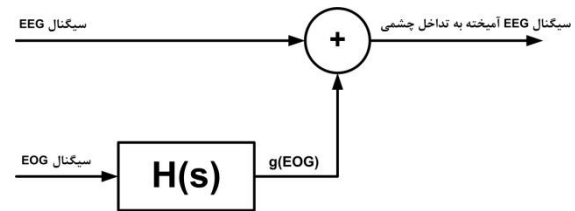
سیگنال الکتریکی اندازه گیری شده از هر نقطه پوست سر
 تابعی از تعامل سیگنال های متفاوتی ناشی از
 منابع الکتریکی مولد مختلف از جمله فعالیت الکتریکی مغز
 (EEG)، فعالیت الکتریکی چشم (EOG)، فعالیت
 الکتریکی عضلات (EMG)، فعالیت الکتریکی قلب (ECG)،
 تداخل خطوط توان، تداخل های الکترومغناطیسی محیط و

۳-۱- مدل سازی سیگنال فعالیت الکتریکی مغز

در این تحقیق از الگوریتم ICA به منظور جداسازی و مکان یابی منابع الکتریکی مغز استفاده شده است، به این صورت که با استفاده از جعبه ابزار EEGLab 7.1.3.10 نرم افزار MATLAB، کنش های الکتریکی مغز با استفاده از مجموعه داده حاوی ۳۲ کانال داده EEG با فرکانس نمونه برداری 128Hz و دارای 12288 نمونه که همراه با این جعبه ابزار ارائه شده است، توسط تعداد ۱۶ عدد دوقطبی الکتریکی مدل شده است. هر چند که استفاده از الگوریتم ICA به واسطه فرض آمیختگی خطی سیگنال ها، به دور شدن از فضای واقعی می انجامد، لیکن در حل مسأله معکوس به علت ضعف روش های پردازشی موجود، در این تحقیق نیز الگوریتم ICA که از جمله روش های جداسازی منابع است استفاده شده است. البته در نهایت با استفاده از مدل نزدیک تر به واقعیت آمیختگی سیگنال ها در فضای هادی حجمی سر در حل مسأله مستقیم سعی شده است که این ضعف جبران شود. جدول ۱ نشان دهنده مشخصات و شکل ۴ نشان دهنده مکان قرارگیری دوقطبی ها در فضای هادی حجمی سر در نمای دوبعدی است. به منظور سنجش صحت اعتبار مدل ارائه شده جهت مدل سازی سیگنال EEG، مطابق رابطه ۷، واریانس باقی مانده (Residual Variance) برای هر کدام از دوقطبی های الکتریکی مدل دوقطبی کنش های الکتریکی مغز محاسبه شده است که نتیجه مطابق جدول ۴ است.

$$R.V\% = 100 \frac{\text{tr}[(\bar{U} - GA)(\bar{U} - GA)^T]}{\text{tr}[\bar{U}\bar{U}]} \quad (7)$$

در رابطه ۷، A ماتریس دوقطبی ها، G ماتریس بهره ثبت منابع با دامنه واحد که به مشخصات مکان و جهت



شکل ۲: مدل خطی آمیختگی سیگنال EEG و تداخل چشمی در فضای هادی حجمی سر

به منظور حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG، راه حل پیشنهادی مناسب، استفاده از روش های تحلیلی به منظور تخمین تابع تعامل سیگنال EEG و EOG است. البته باید در نظر داشت که تخمین این تابع با استفاده از روش های ریاضی موجود کار پیچیده ای 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 ساده سازی ها و فرض های اولیه غیر واقعی بسیاری است) و همچنین بر اساس مطالعات تجربی، انتشار سیگنال EOG در فضای حجمی سر با عکس مجذور فاصله تا محل ثبت متناسب است [۱]، لذا انتشار، خطی نمی باشد. با توجه به ابزارهای پردازشی موجود در بسیاری از روش های پردازشی نظیر روش های برازش پیشرفته، معمولاً این اثر، یک چند جمله ای درجه اول فرض می شود. هدف روش های پردازش سیگنال موجود، یافتن تابع خطی اعمالی بر سیگنال EOG توسط فضای هادی حجمی سر در محل ثبت به منظور کاستن اثر آن از سیگنال EEG است. یکی از پرکاربردترین مجموعه روش های مورد استفاده برای کمینه کردن عبارت رابطه ۳، روش های جداسازی منابع ناشناخته (BSS) است. شکل ۳ [۸] نمای کلی این روش ها در مکان یابی منابع الکتریکی مغز را نشان می دهد.

۳- نتایج

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.

۳-۳- مدل سازی آمیختگی سیگنال‌ها در فضای سر

به منظور مدل سازی آمیختگی سیگنال EEG و تداخل چشمی در فضای هادی حجمی سر، مدل هادی حجمی سر به صورت مدل کروی دارای چهار لایه و با مشخصات ضخامت و ضریب هدایت لایه‌ها براساس جدول ۳ انتخاب شده‌اند.

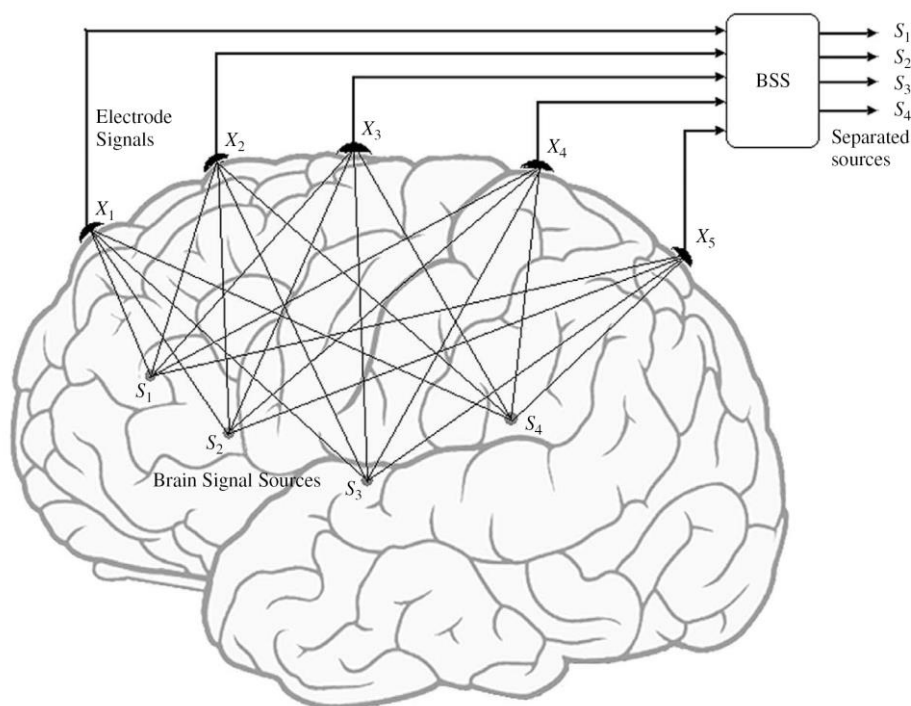
مدل دوقطبی فعالیت الکتریکی چشم بر اساس جدول ۲ و مدل سیگنال EEG بر اساس جدول ۱ در نرم افزار مدل ساز Dipole Simulator 3.2.0.5 قرار داده شده و سیگنال EEG آمیخته به تداخل چشمی به دست می‌آید.

دوقطبی‌ها بستگی دارد، و \bar{U} میانگین داده‌های واقعی معادل با هر مؤلفه مستقل می‌باشد.

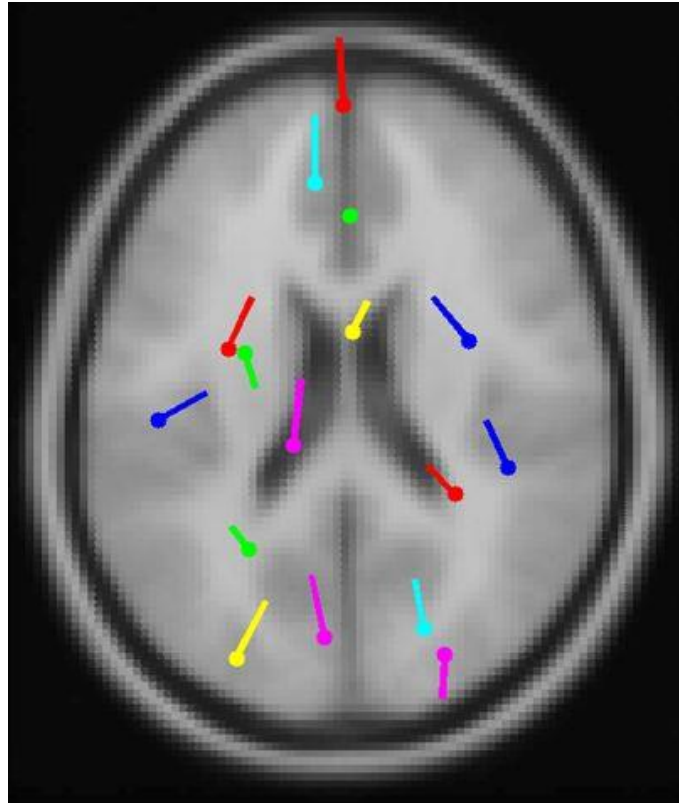
۲-۳- مدل سازی فعالیت الکتریکی چشم

در این تحقیق، مدل سازی فعالیت‌های الکتریکی چشم بر مبنای مدل سازی صورت گرفته توسط برگ و همکارانش در مرجع [۷] انجام شده‌است. در مدل سازی مذکور، پلک زدن 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. مشخصات دوقطبی‌های الکتریکی مدل در جدول ۲ نشان داده شده است.

مشخصات مکان و جهت دوقطبی‌ها براساس مشخصات هندسی استاندارد مدل کروی سر طبق جدول ۳ استخراج شده‌اند. دوقطبی‌های مدل جدول ۲ دارای مکان و جهت ثابت و دامنه متغیر هستند.



شکل ۳: تعیین منابع الکتریکی سر با استفاده از روش‌های جداسازی منابع ناشناخته [۸]



شکل ۴: 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 دو قطبی الکتریکی فعالیت الکتریکی چشم [۷]

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: مقادیر استاندارد ضخامت لایه‌های متناظر با قسمت‌های مختلف مغز و ضرایب هدایت آن‌ها

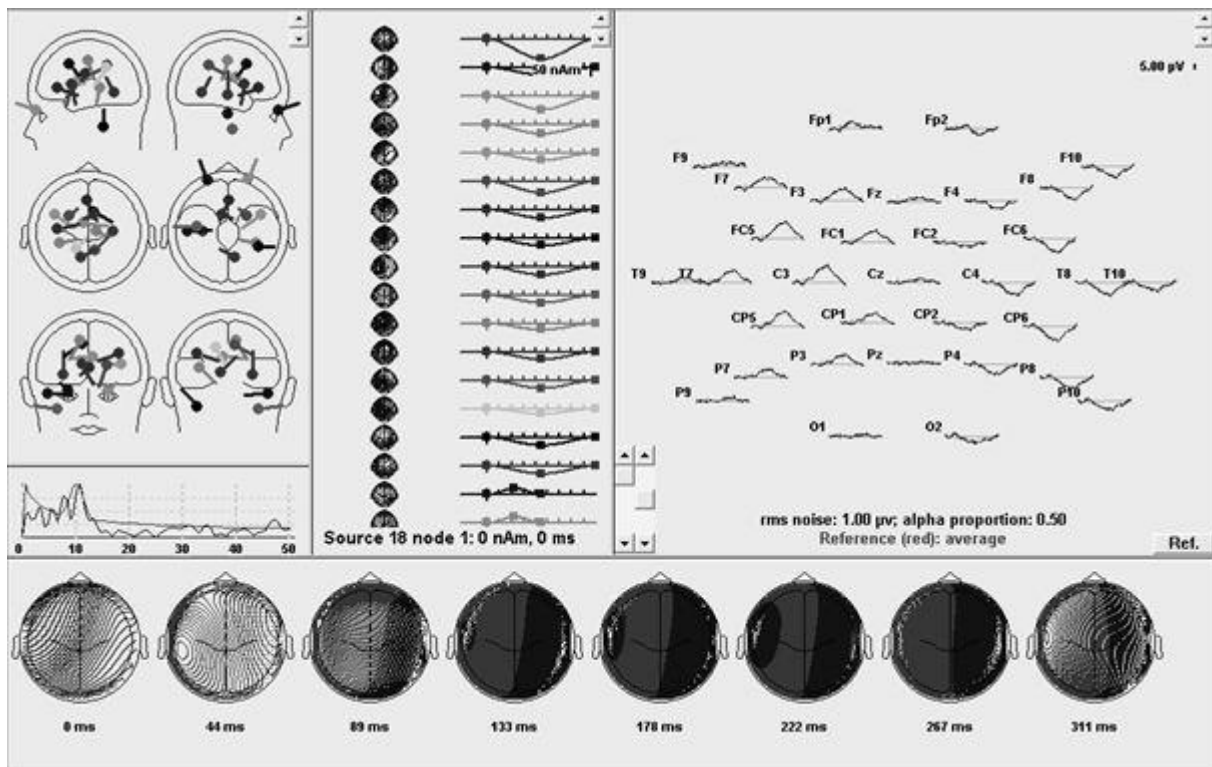
Tissue	Thickness (mm)	Conductivity (s/m)
Scalp	6	0.33
Skull	7	0.0042
CSF	1	1
Brain	85	0.33

جدول ۴: واریانس باقی مانده دوقطبی‌های الکتریکی مدل

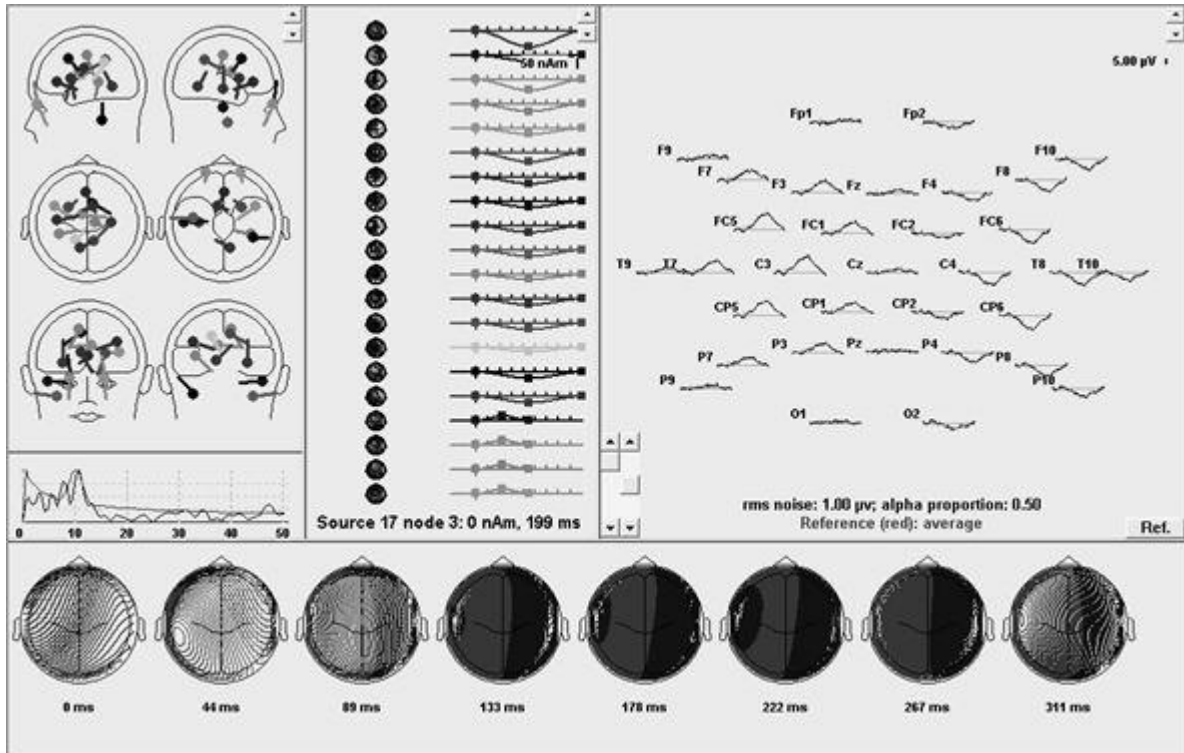
کنش‌های الکتریکی مغز

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

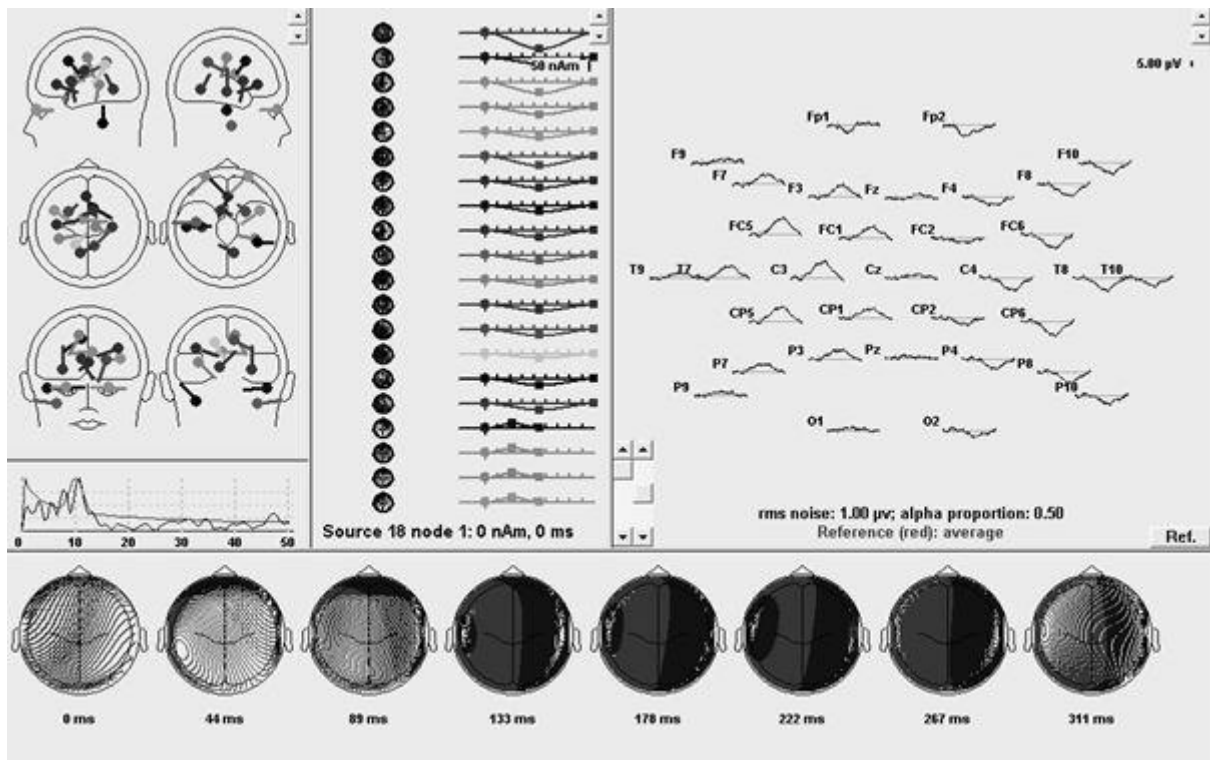
شکل ۵ نشان‌دهنده سیگنال EEG آمیخته به تداخل پلک‌زدن، شکل ۶ نشان‌دهنده سیگنال EEG آمیخته به تداخل حرکات عمودی چشم و شکل ۷ نشان‌دهنده سیگنال EEG آمیخته به تداخل حرکات افقی چشم در نقاط متناظر با محل قرارگیری ۳۲ الکتروود ثبت سیگنال EEG می‌باشد.



شکل ۵: سیگنال EEG آمیخته به تداخل پلک‌زدن



شکل ۶: سیگنال EEG آمیخته به تداخل حرکات عمودی چشم



شکل ۷: سیگنال EEG آمیخته به تداخل حرکات افقی چشم

۴- بحث و نتیجه گیری

الکتروفیزیولوژیکی حل مسأله مستقیم و معکوس و تخمین مدل فعالیت الکتریکی مغز با تعداد دوقطبی‌های الکتریکی بیشتر.

(ب) امکان تولید سیگنال EEG و سیگنال فعالیت الکتریکی چشم خالص و عاری از تداخل.

(پ) امکان تولید سیگنال EEG آمیخته به تداخل فعالیت الکتریکی چشم به منظور سنجش اعتبار روش‌های حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG (شایان ذکر است چون این مدل توانایی تولید سیگنال EEG خالص و همچنین سیگنال EEG آمیخته به تداخل چشمی را دارد، اعتبارسنجی و مقایسه روش‌های حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG به راحتی با آن امکان پذیر است).

به منظور ارائه یک مدل کامل تر و نزدیک تر به واقعیت در حوزه مدل سازی فعالیت الکتریکی چشم، مغز و آمیختگی این دو در فضای هادی حجمی سر، در راستای ادامه این پژوهش موارد زیر پیشنهاد می شود:

(الف) بهره گیری از یک روش نزدیک تر به واقعیت نسبت به الگوریتم ICA در حوزه مدل سازی کنش‌های الکتریکی مغز: به منظور 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 دوقطبی‌های الکتریکی به منظور مدل سازی کنش‌های الکتریکی مغز.

(پ) مدل سازی کنش‌های 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

روش‌های پردازشی موجود به منظور حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG دارای نواقص زیادی بوده که ناشی از فرض‌های اولیه غیر واقعی می باشند. لذا هم چنان روش‌های غالب در حذف تداخل 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 ذکر شده، دارای امکان حذف تداخل چشمی به صورت برخط (On Line) هستند.

به منظور رفع مشکلات ذکر شده در روش‌های پردازشی، در این تحقیق بر مبنای مدل سازی تحلیلی انتشار و آمیختگی سیگنال‌ها در فضای هادی حجمی سر مدلی به منظور تخمین آمیختگی سیگنال EEG و تداخل چشمی در فضای هادی حجمی سر ارائه شده است. خروجی‌های مدل ارائه شده که در حکم سیگنال EEG و تداخل چشمی می باشند، در مدل آمیختگی ارائه شده بر مبنای مشخصات فضای هادی حجمی سر با یکدیگر آمیخته شده و سیگنال EEG آمیخته به تداخل چشمی تولید می شود.

بر اساس خروجی‌های تولید شده توسط این مدل امکان اعتبارسنجی روش‌های پردازشی حذف تداخل چشمی از سیگنال EEG امکان پذیر می شود.

خروجی‌های مدل ارائه شده به صورت داده شبیه سازی شده سیگنال EEG، تداخل چشمی و سیگنال EEG آمیخته به تداخل چشمی با تعداد نمونه ۱۵۰ و فرکانس نمونه برداری 100Hz است.

مدل ارائه شده نسبت به پژوهش‌های پیشین دارای مزایای زیر است:

(الف) استفاده از فرض‌های واقعی تر در زمینه مدل سازی فعالیت الکتریکی مغز نسبت به پژوهش کرکلز و همکارانش [۵] به واسطه بهره گیری از روش‌های

ث) استفاده از یک مدل نزدیک‌تر به واقعیت جهت مدل‌سازی فضای هادی حجمی سر: در این تحقیق از مدل کروی چهار لایه به‌منظور مدل‌سازی فضای هادی حجمی سر استفاده شده‌است. با توجه به این‌که شکل هندسی سر به‌صورت کره کامل نیست و در حالت کلی، تعداد لایه‌های هادی حجمی سر که دارای ضرایب هدایت‌الکتریکی متفاوت می‌باشند محدود به چهار لایه نمی‌باشد، استفاده از مدلی با شکل هندسی نزدیک‌تر به واقعیت و دارای تعداد لایه‌های بیشتر به‌منظور مدل‌سازی فضای هادی حجمی سر پیشنهاد می‌شود.

ج) یافتن یک تابع غیرخطی واقعی‌تر نسبت به عمل‌گر جمع برای آمیختگی سیگنال‌ها.

بر مبنای این توزیع‌شدگی بنا شده باشد، نزدیک‌تر به واقعیت خواهد بود.

ت) مدل‌سازی فعالیت‌الکتریکی چشم با یک مدل نزدیک‌تر به واقعیت: در این تحقیق از دو عدد دوقطبی‌الکتریکی برای مدل‌سازی فعالیت‌الکتریکی ناشی از پلک‌زدن و از چهار عدد دوقطبی‌الکتریکی به‌منظور مدل‌سازی هر کدام از فعالیت‌های الکتریکی ناشی از حرکات عمودی و افقی چشم استفاده شده‌است. استفاده از مدلی با تعداد بیشتر دوقطبی‌الکتریکی به‌منظور مدل‌سازی فعالیت‌الکتریکی چشم یا مدلی نزدیک‌تر به توزیع جریان‌الکتریکی چشم نظیر Double Layer پیشنهاد می‌شود.

۵- مراجع

- [1] Croft, R. J., Barry, R. J. (2000). "Removal Of Ocular Artifact From The EEG: A Review". *Clinical Neurophysiology*. vol. 30, pp. 5-19.
- [2] Flexer, A., Bauer, H., Pripfl, J., Dorffner, G. (2005). "Using ICA for Removal of Ocular Artifacts in EEG Recorded from Blind Subjects ". *Neural Networks*. vol. 18, pp. 998-1005.
- [۳] حافظی مطلق، ن.، خلیل‌زاده، م.ع.، مقیمی، ع. (۱۳۸۷). "حذف آرتیفکت پلک‌زدن از سیگنال EEG: مقایسه الگوریتم PCA و فیلتر تطبیقی". پانزدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران، مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد.
- [4] Kalpakam, N. V., Venkataramanan, S. (2004). "Haar Wavelet Decomposition of EEG Signal for Ocular Artifact De-Noising : A Mathematical Analysis". *Poster Session2: Applications & Emerging Technologies*. pp. 141-144.
- [5] Kierkels, J. J. M., Boxtel, G. J. M. v., Vogten, L. L. M. (2006). "A Model-Based Objective Evaluation of Eye Movement Correction in EEG Recordings". *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*. vol. 53, pp. 246-253.
- [6] Plonsey, R., Barr, R.C. (2000). "Bioelectricity, A Quantitative Approach". 2nd ed. New York, Springer.
- [7] Berg, P., Scherg, M. (1991). "Dipole Modelling of Eye Activity And its Application To The Removal of Eye Artefacts from The EEG And MEG ". *Clinical Physics and Physiological Measurement*. vol. 12, pp. 49-51.
- [8] Sanei, S., Chambers, J.A. (2007). "EEG Signal Processing". 1 ed, John Wiley & Sons Ltd.