

استفاده از فیلتر کالمن دوگانه در بازنمایی رابطه زمانی و مکانی بین منابع استخراج

شده از سیگنال الکتریکی مغز

مهدی رجبیون^{۱*}، علی مطیع نصرآبادی^۲، محمدباقر شمس الهی^۳

۱. دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

۲. دانشیار مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

۳. استاد مهندسی پزشکی، دانشکده برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

mrajabioun@gmail.com

a_m_nasrabadi@yahoo.com

mbshams@sharif.edu

چکیده - ارتباط موثر از موضوعاتی است که برای مطالعه مکانیسمها و فعالیتهای بین نواحی مغزی بسیار مناسب بوده و در مورد تاثیر یکی از بخشهای فعال مغز بر روی بخش دیگر بحث می‌کند. روشهای مختلفی برای تخمین ارتباط موثر بین بخشهای مختلف مغزی در مقالات مختلف ارائه شده است که در این مقاله روش جدیدی با استفاده از فیلتر کالمن دوگانه پیشنهاد شده است. در این روش ابتدا بخشهای فعال مغزی با استفاده از روشهای تعیین نواحی فعال مغز استخراج شده و سپس منابع با مدل فضای حالت تطبیق داده شده و ارتباط بین آنها با فیلتر کالمن دوگانه تخمین زده می‌شوند. از مزایای روش پیشنهادی اینست که همراه با تخمین ارتباط موثر بین مناطق فعال، دامنه و میزان فعالیت بخشهای مختلف مغزی نیز بصورت دینامیکی تخمین زده می‌شوند. عبارت دیگر علاوه بر تخمین ارتباط بین بخشهای فعال، فعالیت منابع نیز در هر لحظه از زمان به روز می‌شود. ارزیابی روش پیشنهادی توسط سیگنالهای الکتروانسفالوگرام (EEG) شبیه‌سازی شده با استفاده از ارتباطات معلوم، انجام شده است که نتایج بدست آمده از شبیه‌سازیهای مختلف و مقایسه ارتباط تخمین زده شده توسط روش پیشنهادی و مقدار ازپیش تعریف شده‌ای که در تولید سیگنال فرض کرده بودیم، صحت و دقت مناسب روش را نشان می‌دهد.

کلید واژه- ارتباط موثر، روشهای تعیین نواحی فعال مغز، فیلتر کالمن توام

می‌شود که فهم عملکرد مغز و شناسایی ارتباط بین زیر سیستمهای مغز، یکی از مهمترین دغدغه‌های علم مغز و اعصاب است. در ارتباط بین زیرسیستمهای مغزی که ارتباط مغزی^۱ نامیده می‌شود، دامنه و مسیر اطلاعات بین نواحی مغزی تخمین زده شده و مورد تحلیل قرار گرفته می‌شوند [۱،۲]. در حالت کلی سه نوع توصیف ارتباط مغزی وجود دارد: ارتباط آناتومیکی یا ساختاری^۲ که به ارتباط فیزیکی یا آناتومیکی بین واحدهای

۱- مقدمه

بیشتر سیستمهای بیولوژیکی از زیر سیستمهای مختلفی تشکیل شده‌اند که باهم در ارتباطند که فهم نحوه ارتباط آنها و تعامل آنها با همدیگر در شناسایی و درک عملکرد سیستم بسیار مهم است. مغز بعنوان یک بخش از سیستم بیولوژیکی نیز از زیر سیستمهای مرتبط با همدیگر تشکیل شده است که عملکرد آن با ارتباط بین زیرسیستمها و تاثیر آنها به روی همدیگر تعریف

¹ Brain Connectivity

² Structural or anatomical connectivity

منبع در آن مکانها قرار می‌گیرند. سپس داده بر روی مدل تطبیق داده شده و پارامترهای مدل توسط روشهای بهینه‌سازی مانند بیشینه کردن امید و انتظار^۶ تخمین زده می‌شوند. فرآیند مدل خودبازگشتی چند متغیره (MVAR) با فرض مدل خطی بین منابع مغزی قادر به مدل کردن ارتباط بین منابع مغزی به شکل معادلات تفاضلی می‌باشد [۱۷]. کامینسکی و لیانگ از مدل طیفی برای تخمین پارامترهای مدل MVAR و استفاده از آن در تخمین ارتباط در EEG استفاده کرده است [۱۸]. آقای امیدوارنیا نیز از فیلتر کالمن دوگانه برای تحلیل EEG نوزادان در فضای سنسور استفاده کرده است [۱۹]. همچنین آقای گیرالدو^۷ روش جدید برای تخمین دینامیکی فعالیت منابع با استفاده از فیلتر کالمن دوگانه بر روی سیگنالهای EEG ارائه کرده است [۲۰]. روش پیشنهادی این مقاله با استفاده از فیلتر کالمن دوگانه اقدام به تخمین ارتباط دوقطبیها در فضای منبع کرده و بصورت موازی فعالیت دوقطبیها و ارتباط بین آنها را تخمین می‌زند.

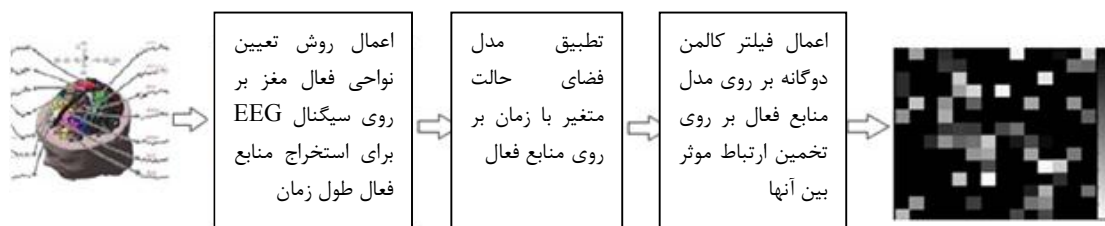
۲- روش پیشنهادی

در روش پیشنهادی مقاله از فیلتر کالمن دوگانه برای تخمین ارتباط موثر بین نواحی فعال مغز استفاده می‌شود. در فیلتر کالمن دوگانه برخلاف کالمن معمولی که تنها حالات سیستم مجهول است، علاوه بر حالات سیستم وزن خاصی نیز مجهول می‌باشد که با استفاده از تخمین موازی اقدام به بدست آوردن اوزان و حالات سیستم می‌شود. روش پیشنهادی از ۳

نرونی در زمان خاص مربوط می‌شود [۵، ۱۰، ۴]. ارتباط عملکردی^۱ به ارتباط آماری وابستگی بین واحدهای عصبی مربوط میشود که با اندازه گیری معیارهای وابستگی آماری در حوزه‌های زمانی یا فرکانسی محاسبه می‌شود. ارتباط موثر^۲ که به نحوه تاثیر یک واحد نرونی به واحد دیگر دلالت دارد [۱-۸]. روشهای متفاوتی برای محاسبه ارتباط موثر بین نواحی مغزی وجود دارند که میتوان به معیار علیت گرنجر^۳ و مدل‌های علی دینامیکی^۴ اشاره کرد [۹-۱۶].

روش علیت گرنجر یکی از روشهای تخمین ارتباط موثر می‌باشد که بر اساس این فرض بنیان گذاشته شده است که هر اثر به دنبال یک علت در زمان رخ می‌دهد. این روش بیشتر به مدل‌های خطی چندمتغیره خودبازگشتی^۵ اعمال شده و پس از مدل کردن اطلاعات توسط روشهای خاص، ارتباط موثر بین آنها توسط معیارهای خاصی تخمین زده می‌شوند. در این روش ابتدا برای بیان وابستگی بین یک دوقطبی نسبت به دوقطبی دیگر مساله را یکبار با فرض استقلال بین دوقطبیها حل کرده و ماتریس کواریانس خطای آنرا بدست می‌آوریم. سپس وابستگی این دوقطبی با دوقطبی دیگری در فضای حالت فرض کرده و دوباره

خطای مساله را بدست می‌آوریم. لگاریتم حاصل تقسیم این دوقطبیها به همدیگر وابستگی بین دوقطبی را تعریف می‌کند [۹-۱۵]. در روش مدل‌های علیت دینامیکی یا DCM پارامترهای مدل توسط روشهای مختلفی برای تطبیق بر روی داده با استفاده از اطلاعات پیشین بهینه می‌شود. در این روش ابتدا مدلی بنا به اطلاعات آناتومیکی و فیزیولوژیکی ساخته شده و تعداد محدودی



شکل ۱. اساس و ساختار روش پیشنهادی برای تخمین ارتباط موثر بین منابع فعال مغز که شامل سه مرحله است. در مرحله اول یکی از روشهای تعیین نواحی فعال مغز بر روی سیگنال EEG اعمال و منابع فعال در طول زمان استخراج می‌شوند. سپس مدل فضای حالت متغیر با زمان بر روی دوقطبیها تطبیق داده شده و در مرحله سوم فیلتر کالمن دوگانه برای استخراج ارتباط موثر بین منابع به مدل فضای حالت اعمال می‌شود

^۶ Expectation Maximization

^۷ Evarado Giraldo

^۱ Functional connectivity

^۲ Effective connectivity

^۳ Granger

^۴ Dynamic causal model

^۵ Linear Autoregressive models

که \hat{J}_k میزان منابع فعال تخمین زده شده می‌باشد. در رابطه شماره ۲ مقدار T از رابطه ۳ و ۴ بدست می‌آید

$$T = G^T H [H G G^T H + \alpha H]^+ \quad (3)$$

$$H = I - 11^T / 1^T 1 \quad (4)$$

پس از حل مساله sLORETA و محاسبه ماتریس \hat{J}_k فعالیت دوقطبیها تخمین زده شده و منابعی که فعالیت بیشتری در طول زمان دارند استخراج می‌شوند.

در مرحله دوم مدل فضای حالت خطی دینامیکی به دوقطبیهای فعال تطبیق داده شده و منابع استخراج شده توسط مدل فضای حالت بصورت رابطه زیر مدل می‌شوند.

$$\begin{aligned} J_{k+1} &= F_k J_k + \eta_k \\ V_k &= G J_k + \varepsilon_k \end{aligned} \quad (5)$$

که $V_k (m \times 1)$ سیگنال EEG نمونه k ام، $G (m \times n)$ ماتریس leadfield، η_k نویز حالت و ε_k نویز اندازه‌گیری سیستم می‌باشند.

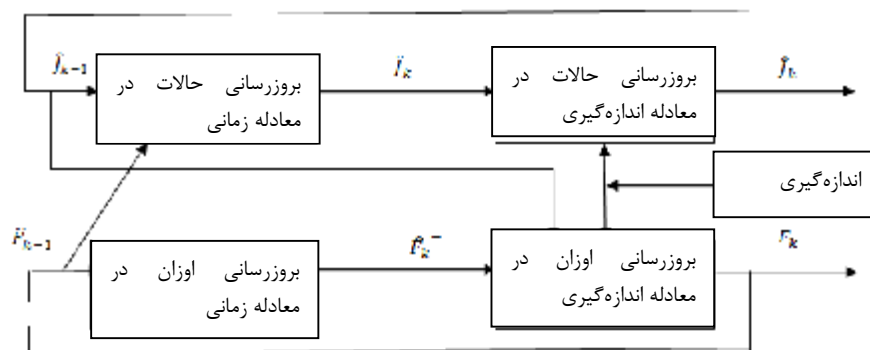
مرحله بعد شامل اعمال فیلتر کالمن دوگانه بر مدل فضای حالت رابطه شماره ۵ و تخمین دو ماتریس F_k و J_k بصورت توام و موازی می‌باشد که با بدست آمدن ماتریس F_k رابطه بین منابع در طول زمان و نسبت به همدیگر و J_k میزان فعالیت دوقطبیهای فعال در طول زمان تخمین زده می‌شوند. ساختار کلی فیلتر کالمن دوگانه در شکل شماره ۲ نشان داده شده است. در این نوع فیلتر برخلاف فیلترهای معمولی علاوه بر حالات سیستم، یکی از اوزان نیز مجهول بوده و ابتدا یکی از متغیرها براساس

بخش تشکیل شده است که بطور کلی در شکل ۱ نشان داده شده است. در مرحله اول باید نواحی فعال مغزی استخراج شوند تا تعداد کمی از دوقطبیها استخراج شده و در مدل فضای حالت مورد استفاده قرار گیرند. این امر با استفاده از روشهای تعیین مناطق فعال مغز یا بعبارت دیگر حل مساله معکوس EEG امکانپذیر است. حل مساله معکوس EEG حالت ill-posed بوده و پاسخ منحصر بفردی بدست نمی‌دهد. بنابراین برای تعیین نواحی فعال مغز روشهای مختلفی ارائه شده‌اند. در این مقاله از روش^۱ sLORETA استفاده شده است. در این روش سعی در کمینه سازی تابع زیر را داریم

$$F = \|V_k - G J_k\|_2 + \alpha \|J_k\|_2 \quad (1)$$

که $V_k (m \times 1)$ سیگنال EEG از m کانال در نمونه k ام، $G (m \times n)$ ماتریس leadfield حاصل از حل مساله مستقیم EEG یا بعبارت دیگر دربرگیرنده اثر فعالیت هر یک از دوقطبیها بر روی سنسورها می‌باشد که با استفاده روشهای المان محدود مانند FEM^۲ و BEM^۳ و توسط قوانین الکترومغناطیس تعیین می‌شوند [۲۱-۲۵]. $J_k (n \times 1)$ بردار منابع یا دوقطبیهای مغزی می‌باشند که تعداد آنها n عدد است. α پارامتر رگولاریزاسیون می‌باشد. تابع (۱) با معلوم بودن G ، V_k ، α نسبت به J_k کمینه شده و میزان فعالیت منابع بدست می‌آیند. با حل صریح مساله کمینه سازی با روش sLORETA بصورت زیر بدست می‌آید.

$$\hat{J}_k = T \cdot V_k \quad (2)$$



شکل ۲. اساس و ساختار فیلتر کالمن دوگانه که شامل دو مرحله بروزرسانی اوزان و حالات بصورت موازی باهم می‌باشد. این مراحل نیز از استفاده از دو معادله زمانی و اندازه‌گیری مدل فضای حالت اقدام به تخمین پارامترهای حالت و وزن می‌کنند.

¹ Standardized low resolution brain electromagnetic topography

² Finite element methods

³ Boundary element methods

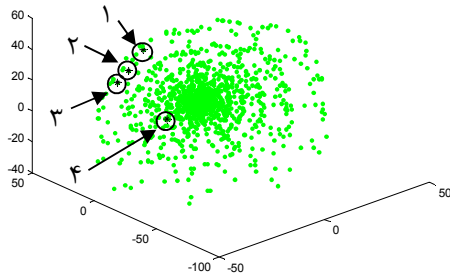
باشد و به این صورت ارتباط موثر منابع نسبت به هم تخمین زده می‌شوند [۲۶-۲۷].

۳- شبیه‌سازی و نتایج

در این بخش پس از معرفی روش پیشنهادی سعی در اعمال روش بر روی سیگنال‌های EEG شبیه‌سازی شده داریم که این سیگنالها با فعال در نظر گرفته شدن تعدادی از منابع و معلوم بودن ارتباط بین آنها تولید می‌شوند. سپس روش پیشنهادی را به سیگنال‌های تولید شده اعمال کرده و ارتباط بین دوقطبیها را با استفاده از روش پیشنهادی تخمین و با مقادیر معلوم از قبل تعیین شده مقایسه می‌کنیم.

برای تولید سیگنال ابتدا چهار عدد دوقطبی را که در شکل ۳ نشان داده شده است از بین فضای نمونه فعال فرض کرده و سپس آنها را با استفاده از رابطه زیر به هم مرتبط می‌کنیم:

$$\left\{ \begin{array}{l} J_1(n) = 0.65J_1(n-1) + a(n)J_2(n-1) \\ \quad + b(n)J_3(n-1) + \eta_1(n) \\ J_2(n) = 0.87J_2(n-1) + c(n)J_3(n-1) \\ \quad + \eta_2(n) \\ J_3(n) = 0.56J_3(n-1) + \eta_3(n) \\ J_4(n) = 0.87J_4(n-1) + \eta_4(n) \\ J_l(n) = \eta_l(n) \quad l = 5 \dots 19 \\ J_1(1) = J_2(1) = J_3(1) = J_4(1) = 1 \end{array} \right. \quad (20)$$



شکل ۳. کل فضای نمونه منابع و دوقطبیهای فعال نشان داده شده است. سیگنال EEG با فرض فعال بودن دوقطبیهای نشان داده شده و ارتباط بین آنها تولید می‌شود

سپس برای تولید سیگنال EEG، ابتدا ماتریس leadfield را که از حل مساله مستقیم EEG با استفاده از روشهای المان محدود و قوانین الکترومغناطیسی بدست می‌آید را در ماتریس دوقطبی بدست آمده از معادله ۲۰ ضرب کرده و ماتریس بدست

مدل فضای حالت تخمین زده شده و سپس با فرض معلوم بودن متغیر اول، متغیر دوم تخمین زده می‌شود. در حل فیلتر کالمن دوگانه علاوه بر فرض مدل برای تخمین حالات J_k باید یک دینامیک ساده نیز برای فیلتر اوزان یا همان F_k در نظر بگیریم. این معادله نیز بصورت معادله ۶ نوشته می‌شود

$$\begin{cases} F_k = F_{k-1} + u_{1k} \\ J_k = C_k F_k + u_{2k} \end{cases} \quad (6)$$

که در آن C_k بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$C_k = \begin{bmatrix} J_1^{(k-1)} & \dots & J_m^{(k-1)} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & J_1^{(k-1)} & \dots & J_m^{(k-1)} & 0 & \dots & 0 \\ & \vdots & & \vdots & & \vdots & \\ & 0 & \dots & 0 & \dots & J_1^{(k-1)} & \dots & J_m^{(k-1)} \end{bmatrix} \quad (7)$$

پس از فرض مدل برای دو فرایند، فیلتر کالمن دوگانه به بصورت توأم به هر دو فرایند اعمال و پارامترهای J_k و F_k طی روند زیر تخمین زده می‌شوند.

۱. پیشفرض مقدماتی

$$P_{F_0} = E[(F - E[F])(F - E[F])^T] \quad (8)$$

$$P_{J_0} = E[(J - E[J])(J - E[J])^T] \quad (9)$$

که E نشاندهنده امید ریاضی می‌باشد.

۲. برای هر نمونه زمانی برورسانی معادله زمانی

$$\hat{F}_k^- = \hat{F}_{k-1} \quad (10)$$

$$P_{F_k}^- = P_{F_{k-1}} + R_{u1} = \lambda^{-1} P_{F_{k-1}} \quad (11)$$

که R_{u1} کواریانس نویز فرآیند در نمونه $k-1$ است

۳. فیلتر حالت نیز مطابق مرحله زیر محاسبه می‌شود:

$$\hat{J}_k^- = \hat{F}_k \hat{J}_{k-1} \quad (12)$$

$$P_{J_k}^- = \hat{F}_k P_{J_{k-1}} \hat{F}_k^T + R_\eta \quad (13)$$

که R_η کواریانس نویز حالت می‌باشد

۴. معادله برورسانی اندازه گیری

$$K_k^J = P_{J_k}^- G^T (G P_{J_k}^- G^T + R_e)^{-1} \quad (14)$$

$$\hat{J}_k = \hat{J}_k^- + K_k^J (V_k - G \hat{J}_k^-) \quad (15)$$

$$P_{J_k} = (I - K_k^J G) P_{J_k}^- \quad (16)$$

که R_e کواریانس نویز اندازه‌گیری می‌باشد

۵. برورسانی فیلتر وزنی

$$K_k^F = P_{F_k}^- C_k^T (C_k P_{F_k}^- C_k^T + R_{u2})^{-1} \quad (17)$$

$$\hat{F}_k = \hat{F}_k^- + K_k^F (\hat{J}_k - G \hat{F}_k^-) \quad (18)$$

$$P_{F_k} = (I - K_k^F C_k) P_{F_k}^- \quad (19)$$

که R_{u2} کواریانس نویز فرآیند در نمونه $k-1$ است.

پس از محاسبه و تخمین F_k ، هر درایه از آن میتواند نشانگر وابستگی فعالیت هر دوقطبی به دوقطبی دیگر در زمان پیشین

۴- نتیجه‌گیری

مطالعه ارتباط و تعامل بین نواحی فعال مغز و عملکرد آن یکی از مهمترین زمینه‌های آنالیز عملکرد مغز می‌باشد. این ارتباط بین نواحی مغزی به سه بخش تقسیم می‌شود که یکی از آنها ارتباط موثر می‌باشد که به تاثیر اثر هریک از نواحی بر روی ناحیه دیگر بحث می‌کند. در این مقاله روشی پیشنهادی برای تخمین ارتباط موثر بین نواحی فعال با استفاده از فیلتر کالمن دوگانه ارائه شد که ارتباط موثر بین نواحی مغز را بصورت موازی با محاسبه دامنه فعالیت منابع محاسبه کرده و در طول زمان فعالیت منابع را بصورت بروز محاسبه می‌کند. بنابراین این روش نسبت به روشهای دیگر که فعالیت منابع را بصورت ایستا و بدون در نظر گرفتن زمان تخمین می‌زدند، مزیت مهمی دارد. همچنین برخلاف بیشتر روشها مانند مدل‌های علی دینامیکی، روش پیشنهادی نیازی به هیچگونه اطلاعات آناتومیکی و فیزیولوژیکی ندارد. روش پیشنهادی ارائه شده در این مقاله بر روی سیگنالهای شبیه‌سازی شده با ارتباط معلوم اعمال شده و جواب قابل قبولی نسبت به مقدار پیشفرض بدست داده است. این روش در این مقاله بخوبی توانسته ارتباطات ثابت و متغیر با زمان را در شرایط نویزی تعقیب کرده و آنها را تخمین بزند. در مقالات بعدی میتوان روش را در شرایط مختلف نویزی مورد بررسی قرار داده و همچنین درجه فیلتر کالمن دوگانه که در این مقاله ۱ بوده است افزایش داد تا بتوان کارایی روش در تخمین ارتباطات با درجه بالاتر را بررسی کرد. همچنین می‌توان روش پیشنهادی را به داده‌های حقیقی اعمال کرده و کارایی این روش را در بررسی بیماریهایی که ارتباط موثر بین نواحی مغزی در آنها دچار تغییر می‌شوند (مانند اوتیسم)، را بررسی کرد.

۵- منابع

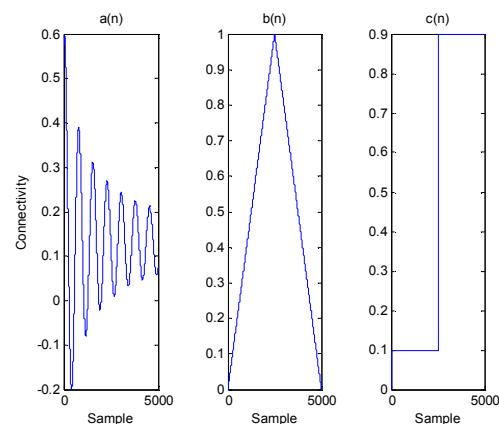
- [1] Y. Liu and S. Aviyente, "Quantification of Effective Connectivity in the Brain Using a Measure of Directed Information," *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, Vol. 2012.
- [2] S. L. Bressler, "Large-scale cortical networks and cognition," *Brain Research Reviews*, Vol. 20, No. 3, pp. 288-304, 1995.
- [3] O. Sporns, D. R. Chialvo, M. Kaiser, and C. C. Hilgetag, "Organization, development and function of complex brain networks," *Trends in Cognitive Sciences*, Vol. 8, No 9, pp. 418-425, 2004.
- [4] M. A. Koch, D. G. Norris, and M. Hund-Georgiadis, "An investigation of functional and anatomical connectivity using magnetic resonance imaging," *NeuroImage*, Vol. 16, No. 1, pp. 241-250, 2002.
- [5] K. J. Friston, "Functional and effective connectivity: a review," *Brain Connectivity*, Vol. 1, No. 1, pp. 13-36, 2011.

آمده را با مقداری نویز جمع و سیگنال EEG مطابق معادله ۲۱ بدست می‌آید.

$$V(n) = GJ(n) + \varepsilon \quad (21)$$

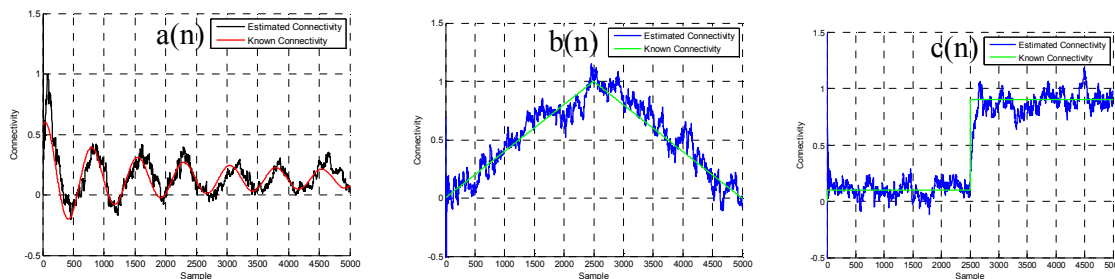
بعنوان شبیه‌سازی اول ابتدا بجای مقادیر $a(n)$ ، $b(n)$ ، $c(n)$ مقادیر ثابت ۰٫۹، ۰٫۵ و ۰٫۷ قرار داده شده و سیگنال EEG را همانند توضیحاتی که داده شد، با اضافه کردن نویز با نسبت سیگنال به نویز ۲۰ دسیبل تولید می‌شود. سپس روش پیشنهادی توضیح داده شده را به سیگنال تولید شده اعمال کرده و ارتباط موثر بین دوقطبیها را تخمین زده می‌شوند. ارتباط تخمین زده شده برای روش پیشنهادی دارای میانگین ۰٫۸۹۵۶، ۰٫۴۶۷۶، ۰٫۷۰۳۸، برای $a(n)$ ، $b(n)$ و $c(n)$ می‌باشد که نزدیک مقادیر پیشفرض ۰٫۹، ۰٫۵، ۰٫۷ می‌باشد. انحراف معیار ارتباطات تخمین زده شده نیز به ترتیب ۰٫۰۵۴۲، ۰٫۰۹۲۲ و ۰٫۰۷۶۸ می‌باشد که مقدار قابل قبولی می‌باشد. این نتایج نشاندهنده تخمین مناسب روش پیشنهادی است.

در شبیه سازی دوم ارتباط بین دوقطبیها را متغیر با زمان همانند شکل ۴ فرض کرده و پس از اضافه کردن نویز سیگنال EEG تولید می‌شود. سپس روش پیشنهادی برای تخمین ارتباط متغیر با زمان بین منابع به سیگنال تولیدی اعمال شده و ارتباط بین منابع بدست می‌آیند. این ارتباطات همراه با مقادیر پیش فرض در شکل ۵ نشان داده شده‌اند. همانطور که از اشکال استنباط می‌شود ارتباط بین منابع بخوبی توسط روش پیشنهادی تخمین زده شده و ارتباطات تخمین زده شده حوالی مقدار پیشفرض نوسان دارد. در جدول ۱ نیز میزان خطای میانگین مربعات روش پیشنهادی با دو روش دیگر در این زمینه مقایسه شده است.



شکل ۴. ارتباطات متغیر با زمان برای تولید سیگنال EEG که در شبیه‌سازی دوم برای ارزیابی روش پیشنهادی در تخمین ارتباطات متغیر با زمان فرض شده‌اند. سیگنال EEG با فرض این ارتباطات توسط معادلات ۲۰ و ۲۱ ساخته می‌شود.

- [17] G. L. Holmes, and C. T. Lombroso, "Prognostic Value of Background Patterns in the Neonatal EEG," *Journal of Clinical Neurophysiology*, Vol. 10, No. 3, pp. 323-352, 1993.
- [18] C. Porcaro, F. Zappasodi, P. Maria Rossini, F. Tecchio, "Choice of multivariate autoregressive model order affecting real network functional connectivity estimate," *Clinical Neurophysiology*, Vol. 120, pp. 436-448, 2009
- [19] A.H. Omidvarnia, M. Mesbah, M. S. Khilfi, J.M. O Toole, P.B. Colditz, B. Boashash, "Kalman filter-based time-varying cortical connectivity analysis of newborn EEG," 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, Massachusetts USA, 2011
- [20] E. Giraldo, C. G. Castellanos, "Estimation of neuronal and brain dynamics using a dual Kalman filter with physiological based linear model," *Revista Ingenierías Universidad de Medellín*, Vol. 12, No. 22 pp. 169 – 180, 2013
- [21] Niedermeyer, F.H. Lopes da Silva, "Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields," Williams & Wilkins, Baltimore, 1999
- [22] T. Brookings, S. Ortigue, S. Grafton, J. Carlson, "Using ICA and realistic BOLD models to obtain joint EEG/fMRI solutions to the problem of source localization," *NeuroImage*, Vol. 44, pp. 411-420, 2009.
- [23] Y. Jonmohamadi, G. Poudel, C. Innes, R. Jones, "Source space ICA for EEG source separation, localization, and time-course reconstruction," Vol. 101, pp. 720-737, 2014
- [24] J. A. Nedler, R. Mead, "A simplex method for function minimization," *Computation J*, Vol. 7, pp. 308-313, 1965.
- [25] L. Zhukov, D. Weinstein and C. Johnson, "Independent Component Analysis For EEG Source Localization In Realistic Head Models," Center for Scientific Computing and Imaging, University of Utah, 2000
- [26] E. Giraldo, C. G. Castellanos, "Estimation of neuronal and brain dynamics using a dual Kalman filter with physiological based linear model," *Revista Ingenierías Universidad de Medellín*, Vol. 12, No. 22 pp. 169 – 180, 2013
- [27] S. Haykin, "Kalman filtering and neural networks," First ed. McMaster University, Hamilton, Ontario, Canada: JOHN WILEY & SONS, 20
- [6] K. J. Friston, "Functional and effective connectivity in neuroimaging: a synthesis," *Human Brain Mapping*, Vol. 2, No. 1-2, pp. 56-78, 1994.
- [7] S. Haufe, "Towards EEG source connectivity analysis," PhD thesis, Berlin Institute of Technology, 2012
- [8] R. Vicente, M. Wibral, M. Lindner, G. Pipa, "Transfer entropy—a model-free measure of effective connectivity for the neurosciences," *J. of Computer Neuroscience*, Vol. 30, pp. 45-67, 2011
- [9] V. Sakkalis, "Review of advanced techniques for the estimation of brain connectivity measured with EEG/MEG," *Computing in Biology and Medicine*, Vol. 41, pp. 1110-1117, 2011
- [10] W.R. Adey, D.O. Walter, C.E. Hendrix, "Computer techniques in correlation and spectral analyses of cerebral slow waves during discriminative behavior," *Exp. Neurology*, Vol. 3, pp. 501-524, 1961.
- [11] M. Brazier, J. Casby, "Cross-correlation and autocorrelation studies of electro-encephalographic potentials, Electroencephalography," *Clinical. Neurophysiology*, Vol. 4, No. 2, pp. 201-211, 1952.
- [12] G. Pfurtscheller, C. Andrew, "Event-related changes of band power and coherence: methodology and interpretation," *Clinical. Neurophysiology*, Vol. 16, No. 6, pp. 512-519, 1999.
- [13] J.S. Bendat, A.G. Piersol, "Engineering Applications of Correlation and Spectral Analysis," J. Wiley, New York, 1993.
- [14] A. Pikovsky, M. Rosenblum, J. Kurths, "Synchronization: A Universal Concept in Nonlinear Sciences," Cambridge Nonlinear Science Series, Cambridge University Press, 2003.
- [15] V. Sakkalis, et al., "Assessment of linear and nonlinear synchronization measures for analyzing EEG in a mild epileptic paradigm," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.* Vol. 13, No. 4, pp. 433-441, 2009.
- [16] R. Grech, T. Cassar, J. Muscat, K. P. Camilleri, S. G. Fabri, M. Zervakis, et al., "Review on solving the inverse problem in EEG source analysis," *Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation*, Vol. 5, No. 25, 2008.



شکل ۵. ارتباط موثر تخمین زده شده و پیشفرض برای شبیه‌سازی دوم. در این شبیه‌سازی ارتباط بین دوقطبیها متغیر با زمان در نظر گرفته شده و سیگنال با استفاده از این ارتباطات پیشفرض تولید و با اعمال فیلتر کالمن دوگانه ارتباطات تخمین زده می‌شوند.

جدول ۱. میانگین مربعات خطا مقدار تخمین زده شده توسط روشهای مختلف با مقدار واقعی. در این شبیه‌سازی ارتباط بین دوقطبیها بصورت متغیر با زمان مطابق شکل ۴ فرض شده است

	a(n)	b(n)	c(n)
روش معمولی حل مساله MVAR با minimum norm	۰,۳۵۳۴	۰,۳۲۳۵	۰,۳۰۲۱
روش معمولی حل مساله MVAR با sLORETA	۰,۳۶۴۳	۰,۳۲۴۵	۰,۳۱۶۵
روش فیلتر کالمن معمولی با sLORETA	۰,۲۸۴۳	۰,۲۸۶۴	۰,۲۴۷۶
روش پیشنهادی	۰,۱۸۴۵	۰,۱۵۶۷	۰,۱۵۴۲