DOI: 10.22041/ijbme.2007.13484

Parameter Identification of a Nonlinear Model for the Hemodynamic System in Functional Magnetic Resonance Imaging

S. M. Shams[1,2], G. A. Hossein-Zadeh[1,2*], M. M. Karimi[1]

[1]Control and Intelligent Processing Center of Excellence, Electrical and Computer Engineering Department, School of Engineering, University of Tehran,

[2]School of Cognitive Science, Institute for Studies in Theoretical Physics and Mathematics

Abstract

In order to analyze the functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI) data, the parameters of a nonlinear model for the hemodynamic system, so called Balloon model, were characterized and estimated. Two different approaches were applied to estimate these parameters. In the first step of both approaches, the voxels which show neural activity were identified. Then, the parameters of the balloon model for these active voxels were estimated by both steepest descent algorithm, and through genetic algorithm. Proposed approaches were applied on experimental fMRI data and the parameters of nonlinear Balloon model were estimated for different brain voxels. Accuracy of these characterizations was assessed via comparing the measured time series at each voxel with the modeled time series. Also, it was shown that the results of the parameter-estimation are consistent with the results obtained from system characterization via Volterra Kernels (which were reported in previous studies). It was concluded that the suggested approaches could accomplish a nonlinear system characterization through numerical methods, whereas they avoid theoretical complexities and they have acceptable speed (especially steepest descent algorithm).

Keywords: **System identification, fMRI (functional MRI), Hemodynamic system, Nonlinear modeling, Balloon model.**

* **Corresponding author**
Address: *Gholam Ali Hossein-Zadeh, Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran, North Kargar Aven, Tehran, I.R. Iran*
Tel: *+98 21 82084178*
Fax: *+98 21 88633029*
E-mail: *ghzadeh@ut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2007.13484

شناسايي پارامترهاي يک مدل غيرخطي از سيستم هموديناميک در تصويربرداري عملکردي تشديد مغناطيسي

سيد محمد شمس[۱،۲]، غلامعلي حسين‌زاده[۱،۲*]، محمدمهدي کريمي[۱]

[۱] قطب علمي کنترل و پردازش هوشمند، دانشکده برق و کامپيوتر، پرديس دانشکده‌هاي فني، دانشگاه تهران
[۲] گروه پردازش سيگنال و تصوير، پژوهشکده علوم شناختي، پژوهشگاه دانش‌هاي بنيادي

چکيده

در اين تحقيق، پارامترهاي يک مدل غيرخطي از سيستم همودیناميک معروف به مدل بالون به منظور تحليل تصاوير تصويربرداري عملکردي تشديد مغناطيسي (fMRI) مورد شناسايي و ارزيابي قرار گرفته است. براي تخمين پارامترهاي اين مدل از دو روش استفاده شد. در اين روش‌ها ابتدا واکسل‌هايي که سري‌هاي زماني آنها حاوي فعاليت عصبي (ايجاد شده در اثر تحريك) هستند، شناسايي مي‌گردد. سپس براي سري زماني هر واکسل، پارامترهاي مدل بالون يک بار با استفاده از روش "تندترين شيب" و يک بار با استفاده از الگوريتم ژنتيك تخمين زده مي‌شوند. روش‌هاي پيشنهادي فوق روي داده‌هاي واقعي تصويربرداري عملکردي تشديد مغناطيسي به کار گرفته شد و شناسايي سيستم غيرخطي بالون براي واکسل‌هاي مختلف مغز توسط آنها انجام گرفت. دقت اين شناسايي‌ها با مقايسه خروجي مدل حاصل و سري زماني هر واکسل (داده واقعي) نشان داده شد. همچنين نتايج تخمين پارامتر با روش‌هاي پيشنهادي و نتايج حاصل از شناسايي سيستم به وسيله کرنل‌هاي ولترا که در ساير تحقيقات انجام شده است، کاملاً سازگار بود. از اين رو روش‌هاي پيشنهادي با احتراز از پيچيدگي‌هاي تحليل نظري و با سرعت قابل قبول (به ويژه روش تندترين شيب) مي‌توانند شناسايي سيستم را با بکارگيري روش‌هاي عددي انجام دهند.

واژه‌هاي کليدي: تصويربرداري عملکردي تشديد مغناطيسي (fMRI)؛ سيستم همودیناميک مغزي؛ شناسائي سيستم؛ مدل بالون؛ مدل غيرخطي

* عهده‌دار مکاتبات

نشاني: تهران، خيابان کارگر شمالي، بالاتر از تقاطع جلال آل احمد، دانشکده مهندسي برق و کامپيوتر، پرديس دانشکده‌هاي فني دانشگاه تهران

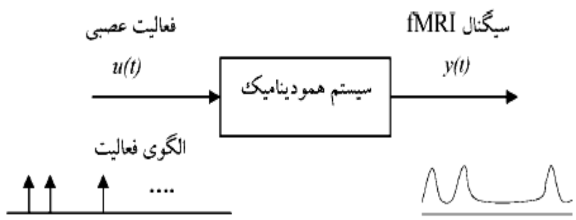
تلفن: ۸۲۰۸۴۱۷۸-۰۲۱، ۶۱۱۱۴۱۷۸-۰۲۱، **دورنگار:** ۸۸۶۳۳۰۲۹-۰۲۱، **پيام‌نگار:** ghzadeh@ut.ac.ir

۱- مقدمه

وقــوع فعاليــت عــصبي در مغــز، در برگيرنــده فرآينــدهاي فيزيولوژيكي متفاوت و پيچيده‌اي است. اين فرآيندها باعـث ايجاد تغيير در پارامترهاي فيزيكي مي‌شـوند. بعـضي از ايـن پارامترهـا توسـط تـصويربرداري تـشديد مغناطيـسي قابـل مشاهده و اندازه‌گيري مي‌باشند. در تصويربرداري عملكـردي تشديد مغناطيسي[۱] (fMRI) مي‌توان با اندازه‌گيـري بعـضي از تغييرات ثانويه ناشي از فعاليت عصبي به وقوع فعاليت مغز و محل آن پي برد. از ميان اين عوامل، تغييرات ميـزان اكـسيژن خون به دليل ايجاد كنتراست BOLD[۲] عامل مهمي بـه شـمار مي‌رود. مكانيزم‌هاي واسط متعددي مابين فعاليت عصبي مغز و تغييرات ميزان اكـسيژن خـون وجـود دارنـد. تغييـر ميـزان اكسيژن خون مي‌تواند با بكارگيري بعضي از رشته پـالس‌هـا در تصويربرداري عملكردي تشديد مغناطيـسي انـدازه‌گيـري شود.

در شكل ۱، تأثير سيستم همودناميک بر فعاليت عصبي نشان داده شده است [۱]. براي مدل‌سازي اين سيستم رويكردهـاي متعددي وجود دارد. در ساده‌ترين رويكرد فرض مي‌شود كـه عملكرد سيستم همودناميک، خطـي و تغييرناپـذير بـا زمـان است. در اين حالت مي‌توان سيستم را با يک پاسخ ضربه بـه طور كامل توصـيف نمـود. متـداول‌تـرين تـوابعي كـه بـراي مدل‌سازي پاسخ ضربه در اين سيستم به كار مي‌رونـد توابـع پواسن و گاما هستند [۲، ۳].

مدل خطـي و تغييرناپـذير بـا زمـان رويكـرد سـاده‌اي را در توصيف سيستم همودناميک ارائه مي‌كند ولي تحقيقات اخير نشان داده‌اند كه سيستم همودناميک مغز رفتـاري غيرخطـي دارد [۴-۶]. مدل بالون يک مدل غيرخطـي و تغييرناپـذير بـا زمان است كه براي مـدل‌سـازي سـري زمـاني واكـسل‌هـاي تحريک شده در مغز، توسط باكستون و همكارانش ارائه شده است [۷]. هدف آنها ارائه مدلي بوده است كه تا حـد امكـان با واقعيت‌هاي بيولوژيكي همخواني داشـته و در عـين حـال بتواند خصوصيات غيرخطي سـري زمـاني fMRI را بخـوبي مدل كند. فريستون و همكاران پارامترهاي اين مدل را تخمين زده‌انـد [۸].



شكل ۱- سيستم همودناميک به عنوان مكانيزم واسط مابين فعاليت عصبي و سيگنال تصويرگري تشديد مغناطيسي (fMRI)

شيوه‌اي كه توسط آنها براي پيدا كردن پارامترهاي مدل بالون ارائه شده اسـت، اسـتفاده از سـري ولتـرا بـراي پيـدا كـردن پارامترهاي مدل است [۸]. در اين تحقيق، تلاش گرديده تا به كمک شيوه‌هاي جديد پارامترهـاي مـدل بـالون تخمـين زده شوند. اين روش‌ها نسبت به روش ارائه شده توسط فريستون و همكـارانش داراي پيچيـدگي كمتـري هـستند. كـاربرد روش‌هاي ارائه شده، شناسايي سيستم همودناميک است كـه به نوبه خود در موارد متعـددي اسـتفاده مـي‌شـود. مهمتـرين مورد استفاده از مدل سيـستم همودناميـک افـزايش دقـت و حساسيت تشخيص مناطق فعال است [۹]. كاربرد عمده ديگر بررسـي تغييرپـذيري پاسـخ سيـستم همودناميـک در اثـر عارضـه‌هـايي ماننـد زوال عقـل و آلزايمـر مـي‌باشـد [۱۰]. روش‌هاي ارائه شده در اين مقاله بر مبناي تندترين شـيب[۳] و الگوريتم ژنتيک هستند. در هر دو روش، پاسخ سيستم (مـدل شده) به ورودي، با پاسخ اندازه‌گيري شده (داده‌هاي واقعـي) مقايسه مي‌شود. نتايج بدست آمده از روش‌هاي پيشنهادي بـا نتايج ساير مقالات مقايسه شده‌انـد. در هـر دو روش، سـعي مي‌شود تابع خطاي حاصل از داده واقعي و خروجي سيـستم مينيمم شود. روش تندترين شيب نسبت به الگـوريتم ژنتيـک داراي اين مزيت است كه سريع‌تر عمل مي‌كنـد، امـا ممكـن است بـه دليـل انتخـاب نادرسـت محـل اوليـه پارامترهـا در كمينه‌هاي محلي متوقف شود. امـا در الگـوريتم ژنتيـک اگـر محدوده پارامترها درست انتخاب شود و تعداد ژن‌ها به قـدر كافي باشد جواب‌هاي دقيق‌تري به دست مي‌آيد هر چند كـه اين الگوريتم، الگوريتم نسبتاً كندي است.

مــدل غيرخطــي بــالون واقــع‌گراتــرين مــدل از سيــستم همودناميک و نزديكترين مدل به فيزيولوژي مي‌باشد كـه تـا

[1] **F**unctional **M**agnetic **R**esonance **I**maging
[2] **B**lood **O**xygenation **L**evel **D**ependant
[3] Steepest descent

به حال ارائه شده است. اين مدل كه ورودي آن جريان خون، f و خروجي آن سيگنال BOLD مي‌باشد داراي دو متغير حالت v و q است، كه به ترتيب حجم خون و محتواي دي‌اكسي هموگلوبين آن را نشان مي‌دهند. تمام متغيرهاي اين مدل نرماليزه هستند يعني نسبت دامنه متغير به دامنه آن در حالت استراحت را نشان مي‌دهند. سيگنالي كه در fMRI اندازه‌گيري مي‌شود (تغييرات شدت روشنائي يک واكسل از مغز در طول زمان) متناسب با ميزان اكسيژن خون در آن واكسل است. در اين مدل بعد از محاسبه سيگنال حاصل از درون و خارج رگ، در انتها سيگنال BOLD به صورت تابعي از متغيرهاي حالت سيستم (يعني محتواي دي‌اكسي هموگلوبين و حجم خون) و كسر مصرف اكسيژن، E_0 (كه مقدار ثابتي فرض مي‌شود) به صورت رابطه ۱ نوشته مي‌شود:

$$y(t) = V_0 \times \left[7E_0(1-q) + 2\left(1-\frac{q}{v}\right) + (2E_0 - 0.2)(1-v) \right] \quad (1)$$

در رابطه ۱، V_0، نسبت حجم خون به حجم بافت در حال استراحت است. براي تكميل مدل لازم است كه معادلات ديناميكي متغيرهاي حالت آن نيز نوشته شوند. ارتباط نرخ تغييرات حجم خون $(v' = dv/dt)$ را با فلوي ورودي و خروجي سرخرگ مي‌توان به صورت رابطه ۲ نوشت [۲،۱].

$$\tau_0 v' = f_{in} - f_{out}(v) \quad (2)$$

رفتار فلوي خروجي كه در رابطه فوق تابعي از حجم خون در نظر گرفته شده است، مي‌تواند ظرفيت بالون مانند سرخرگ را نشان دهد. در واقع هر چقدر حجم بالون بيشتر باشد، ميزان فلوي خروجي بيشتر خواهد بود:

$$f_{out} = v^{1/\alpha} \quad (3)$$

نرخ تغييرات دي‌اكسي هموگلوبين، q' را مي‌توان با ميزان دي‌اكسي هموگلوبين وارد شده به رگ و ميزاني كه از آن خارج مي‌شود، توسط رابطه ۴ ارتباط داد:

$$\tau_0 q' = f_{in} \frac{E(f_{in}, E_0)}{E_0} - f_{out}(v) q / v \quad (4)$$

$$E(f_{in}, E_0) = 1 - (1 - E_0)^{1/f_{in}}$$

مجموعه رابطه‌هاي ۱ تا ۴، به مدل بالون موسوم است.

ورودي مدل بالون، جريان (فلوي) خون است كه با فعاليت عصبي تغيير مي‌كند. هرچند در مراجع مختلف اين دو كميت متناسب فرض شده‌اند، اما فريستون با اضافه كردن رابطه‌هاي ۵ و ۶، مدل را به شكلي تكميل نمود كه ورودي آن فعاليت عصبي باشد [۸]:

$$f_{in}' = s \quad (5)$$

$$s' = \varepsilon U(t) - s/\tau_s - (f_{in} - 1)/\tau_f \quad (6)$$

در رابطه بالا، $U(t)$ فعاليت عصبي است.

۲- آزمايش‌ها و روش‌ها

۲-۱- آزمايش‌هاي مختلف fMRI و داده‌هاي مورد استفاده

طرح آزمايش كه در واقع نحوه هدايت شخص (توسط صدا يا تصوير) براي انجام فعاليت‌هاي حسي، حركتي يا دركي مي‌باشد، عمدتاً به دو صورت "طراحي بلوكي"[4] يا "وابسته به رويداد"[5] است. آزمايش طراحي بلوكي بدين صورت است كه شخص در يك فاصله زماني به انجام فعاليت مي‌پردازد و سپس مدتي استراحت مي‌كند و اين بلوك چندين بار تكرار مي‌شود. نمونه‌اي از اين آزمايش "ضربه‌زني با انگشت"[6] است كه در آن شخص مادامي‌كه علامت خاصي را روي صفحه نمايش مي‌بيند انگشتان خود را باز و بسته مي‌كند و اين كار را تكرار مي‌كند تا علامت مذكور از روي صفحه نمايش حذف شده و شخص تا ديدن علامت بعدي استراحت مي‌كند. در طراحي وابسته به رويداد مدت زمان وجود يك تحريك كوتاه است، (در حد چند ثانيه) و هر تحريك به منزله وقوع يك رويداد تلقي مي‌شود. در اين نوع طراحي آزمايش، فاصله بين دو تحريک آنقدر زياد است كه پاسخ سيستم هموديناميک در مغز در فاصله دو تحريک به قدر كافي ميرا شود. در نتيجه هر رويداد شبيه اعمال يک تابع ضربه به سيستم است.

داده مورد استفاده در اين تحقيق شامل ۱۲۴ تصوير حجمي بود كه توسط fMRI Data Center در اختيار ما قرار گرفت [۱۱]. هريك از اين حجم‌ها شامل ۱۶ برش عرضي است. هر برش شامل ۶۴×۶۴ واكسل است. در اين تحقيق، از ۱۲۴ داده

[4] Block design
[5] Event-related
[6] Finger tapping

سه بعدي ۱۶×۶۴×۶۴ استفاده شد. نوع تحريك بكار رفته بـه صورت وابسته به رويداد و فاصله زماني تصويربرداري از هر حجم سر تا برداشت تصوير حجمي بعدي (TR) ۲/۶۸ ثانيـه انتخاب شده است. تحريك‌ها تقريباً هر هشت ثانيه يك بار يا بيشتر انجام گرفته تا اثر تحريك قبلي از بين رفته باشد.

نوع تحريك بينايي بوده است. يعني فرد مورد آزمايش هرگاه شكل خاصي را در تصوير مشاهده مي‌كرد انگشت خود را بر روي دكمـه فـشار مـي‌داده و بـا تاريـك شـدن تـصوير بـه استراحت مي‌پرداخته است. الگوي تحريك بـه صـورت زيـر است:

۸ ۱۱ ۱۶ ۲۴ ۲۷ ۳۲ ۳۵ ۴۰ ۴۸ ۵۶ ۵۹ ۶۴ ۷۲
۷۵ ۸۰ ۸۳ ۸۸ ۹۶ ۱۰۴ ۱۰۷ ۱۱۲

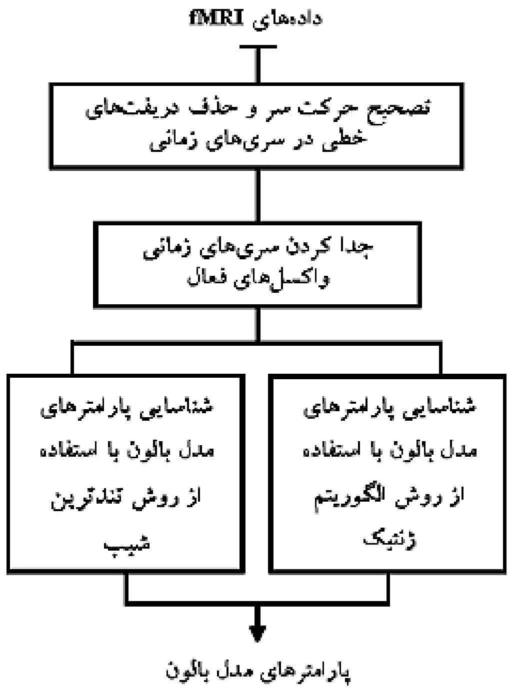
هر عدد نمايانگر انديس تصويري است كه در هنگام برداشت آن تحريک عصبي وجود داشته است. به عبارت ديگـر، اگـر اعداد فوق در ۲/۶۸ ضرب شوند، نمايانگر زمـان‌هـاي وقـوع تحريک (بر حسب ثانيه) خواهند بود.

۲-۲- روش‌ها

در اين پژوهش، جهـت آمـاده‌سـازي داده‌هـاي fMRI مـورد تحليل، يک سري پيش‌پردازش بر روي اين داده‌هـا صـورت گرفت. اين پيش‌پردازش‌ها عبارت بودند از: تصحيح حركـت سر و حذف دريفت‌هاي خطي. پس از اين مرحله با اسـتفاده از تحليل "همبستگي متقابل"[7]، سـري‌هـاي زمـاني متنـاظر بـا واكسل‌هاي فعال از ميان سري‌هاي زماني موجود جدا گرديد. سپس با استفاده از دو روش تندترين شيب و الگوريتم ژنتيک پارامترهاي مدل بالون بر اساس حداقل كردن تفاوت سيگنال شبيه‌سازي شده به كمک مدل بالون و سري زماني هر يک از واكسل‌هاي فعال، استخراج شدند. شكل ۲، شمايي از مراحل اشاره شده را نشان مي‌دهد.

۲-۲-۱- يافتن واكسل‌هاي فعال

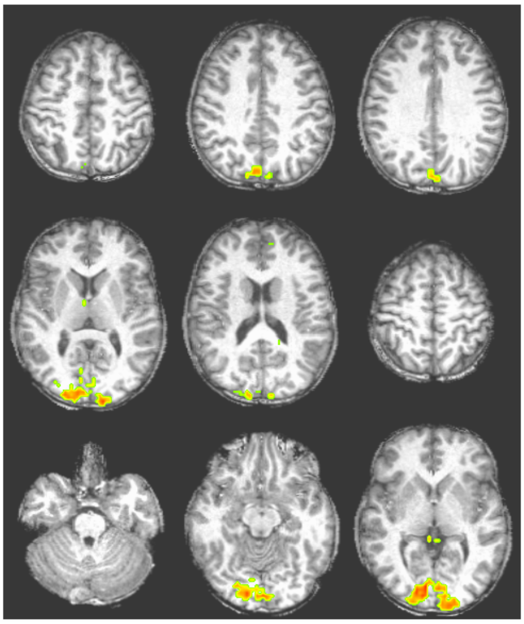
وقوع هر فعاليت حسي يا حركتـي باعـث ايجـاد فعاليـت در مناطقي از مغز مي‌شود. قسمت‌هايي از مغز كه اين فعاليت‌هـا در آنها صـورت مي‌گيرد واكسل‌هاي تحـريک شده يـا فعـال



شكل ۲- مراحل آماده‌سازي و اعمال روش‌هاي پيشنهادي براي يافتن پارامترهاي مدل بالون

ناميده مي‌شوند. تأثير اين فعاليت‌هاي عـصبي در تـصوير بـه صورت تغيير شدت روشنايي تصوير در طول زمان در محـل واكسل‌هاي فعال است. اگـر چـه بـراي يـافتن واكـسل‌هـاي تحريک شده يـا فعـال در آزمـايش fMRI راه‌هـاي متفـاوتي وجود دارد، به دليل اينكه، هدف ايـن پـژوهش يـافتن مـدلي غيرخطـي در سـري زمـاني fMRI بـوده، از روشـي سـاده و متداول براي يافتن اين واكسل‌ها استفاده كرده‌ايم. بـراي ايـن منظور ابتدا مدل شكل ۱، خطي و تغييرناپذير با زمـان فـرض شد و ميزان شباهت سري زماني تمام واكـسل‌هـا بـا الگـوي زماني فعاليت مورد انتظار محاسبه گرديد. اين الگو حاصل از كانولوشـن پاسـخ ضـربه سيـستم بـا الگـوي تحريـک بـود. واكسل‌هايي كه ضريب همبستگي[8] آنها بيشتر از ۰/۳۵ بود، به عنوان واكسل‌هاي فعال در نظر گرفته شدند.

تعداد اين واكسل‌هاي فعال در كل حجم مغز سوژه مورد نظر ۸۵ واكسل بود، كه در ايـن ميـان بيـشترين ضـريب شـباهت ۰/۴۸ بود. اين واكسل‌هاي فعال در ۹ تصوير عرضي شكل ۳ (توسـط نرم افـزار AFNI [۱۲]) نشان داده شـده‌اند. اكثر اين واكسل‌هاي فعال در منطقه كورتكس بينايي قرار دارند.



شکل ۳- واکسل‌هاي فعال در ۹ تصوير عرضي

۲-۲-۲- تخمين پارامترهاي مدل بالون توسط روش تندترين شيب

براي تخمين پارامترهاي مدل بالون موارد زير در اختيار قرار دارد:

الف- معادلات حالت سيستم که شامل شش پارامتر است.

ب- الگوي تحريک عصبي که شامل تعدادي تابع ضربه است.

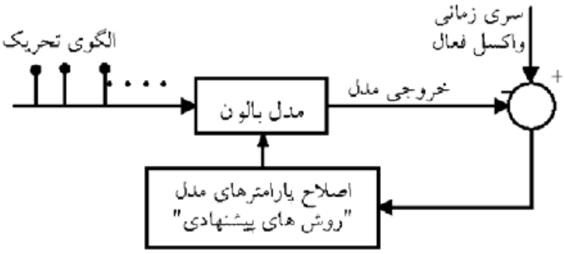
ج- سري زماني واکسل‌ها که از تصوير با کنتراست BOLD طي اسکن‌هاي مختلف به دست مي‌آيد.

در اين مرحله مي‌بايست با داشتن رابطه ورودي و خروجي و نيز معادلات حالت سيستم، پارامترهاي اين مدل تخمين زده شوند.

جهت تخمين پارامترها ابتدا از شرايط اوليه‌اي براي پارامترها که نسبتاً نزديک به پارامترهاي مدل بالون است براي معادلات حالت بالا توسط simulink استفاده مي‌شود. سپس با يک گام کم (۰/۰۲) پارامترها در جهت گراديان افزايش داده شد، و دوباره معادلات حالت حل مي‌گردد. براي هر يک از پارامترها مقدار گراديان توسط رابطه ۷ به دست مي‌آيد:

$$Grad(e) = \frac{e(n) - e(n-1)}{a(n) - a(n-1)}$$

$$e(n) = y_{real} - y(n) \qquad (۷)$$



شکل ۴- نحوه تخمين پارامترهاي مدل در روش‌هاي پيشنهادي با استفاده از خطاي مدل و داده‌هاي واقعي

که در اين رابطه $e(n)$، خطاي گام nام و $y(n)$ سيگنال خروجي مدل در گام nام است. شکل ۴، اين فرآيند را بهتر نشان مي‌دهد. سپس مقدار جديد پارامترها قابل دستيابي است:

$$a(n+1) = a(n) - \rho * Grad(e(n)) \qquad (۸)$$

مقدار جديد پارامترها را به همين ترتيب در معادلات حالت جايگزين کرده و اين روش ادامه مي‌يابد تا خطاي کمتر از ۰/۰۲ بين $e(n)$ و $e(n\text{-}1)$ حاصل شود.

۳-۲-۲- تخمين پارامترهاي مدل به کمک الگوريتم ژنتيک

در اين روش همانند روش قبلي ابتدا پاسخ مدل بالون براي يک سري از پارامترهاي معلوم محاسبه شده و سپس با مقايسه پاسخ مدل و داده‌هاي واقعي سعي شده است تا در تکرارهاي بعدي، پارامترها طوري تنظيم شوند که بيشينه شباهت بين اين دو وجود داشته باشد. براي تخمين اين پارامترها از الگوريتم ژنتيک معرفي شده توسط چن و همکاران [۱۳] بهره گرفته شده است. اين الگوريتم ژنتيک سريع است. براي بهينه‌سازي به روش الگوريتم ژنتيک در ابتدا تابع هزينه مشخص مي‌گردد. تابع هزينه تفاوت سري زماني حاصل از مقادير اندازه‌گيري شده توسط تصويرگري عملکردي تشديد مغناطيسي براي يک واکسل تحريک شده را با سري زماني حاصل از مدل بالون نشان مي‌دهد.

با توجه به اين مطلب مي‌توان از دو تابع هزينه بهره جست:

الف- اندازه (نرم) تفاوت مابين اين دو سري زماني

ب- شباهت ما بين دو سري زماني که از طريق ضريب همبستگي متقابل بين دو سيگنال اندازه‌گيري شده است.

نتايج حاصل از بکارگيري دو معيار فوق نشان داد که تابع هزينه‌اي که بر اساس کاهش نرم تفاوت مابين دو سري زماني، تعريف مي‌شود، نتايج بهتري را در پي دارد. علت اين امر وجود نويز در داده‌هاي واقعي است که باعث منحرف شدن معيار همبستگي متقابل مي‌شود. تعداد تکرار بکار گرفته شده جهت الگوريتم ژنتيک، ۷۰۰ بار انتخاب شد که داراي دقت لازم براي تحليل داده‌هاي شبيه‌سازي بود.

۳- نتايج

نتايج حاصل از تخمين پارامترهاي مدل بالون به وسيله دو روش با آنچه فريستون و همکاران [۸] از طريق استخراج کرنل‌هاي سري ولترا از معادلات حالت به صورت نظري به دست آوردند، مقايسه شده است. هيستوگرام‌هاي شکل‌هاي ۵ و ۶ نتيجه تخمين پارامترهاي مدل بالون بر روي ۸۵ واکسل است. اين تخمين بر روي داده‌اي که از يک شخص مسن به دست آمده، انجام شده است. داده‌اي که فريستون و همکاران استفاده کردند با داده مورد استفاده در اين تحقيق از نظر زمان تصويربرداري (TR)، سن شخص و شيوه يافتن واکسل‌هاي تحريک شده متفاوت است. اما هر دو روش به پاسخ نسبتاً نزديکي رسيده‌اند و اختلاف بين پارامترها را مي‌توان به تغييرپذيري مدل بالون در اشخاص مختلف تعبير نمود.

ميانگين پارامترهاي تخمين‌زده شده از دو روش پيشنهادي (روش تندترين شيب و الگوريتم ژنتيک) به همراه مقادير به دست آمده از سري ولترا در مرجع [۸]، در جدول ۱ نشان داده شده‌اند.

براي نشان دادن ميزان انطباق خروجي مدل (با پارامترهاي تخمين‌زده شده) بر داده‌هاي fMRI، نمونه‌اي از خروجي مدل در شکل ۷ به همراه سري زماني نمونه بدون نويز نشان داده شده است. براي تخمين پارامترها، الگوريتم ژنتيک ۱۵۰۰ بار تکرار شده و پارامترها در مدل بالون جايگذاري و خروجي آن با خط منقطع نشان داده شده است. همان طور که در اين شکل ديده مي‌شود، الگوريتم سعي کرده است پاسخ نهايي سيستم را به سري زماني fMRI (سري زماني نشان داده شده با خط پيوسته) نزديک کند.

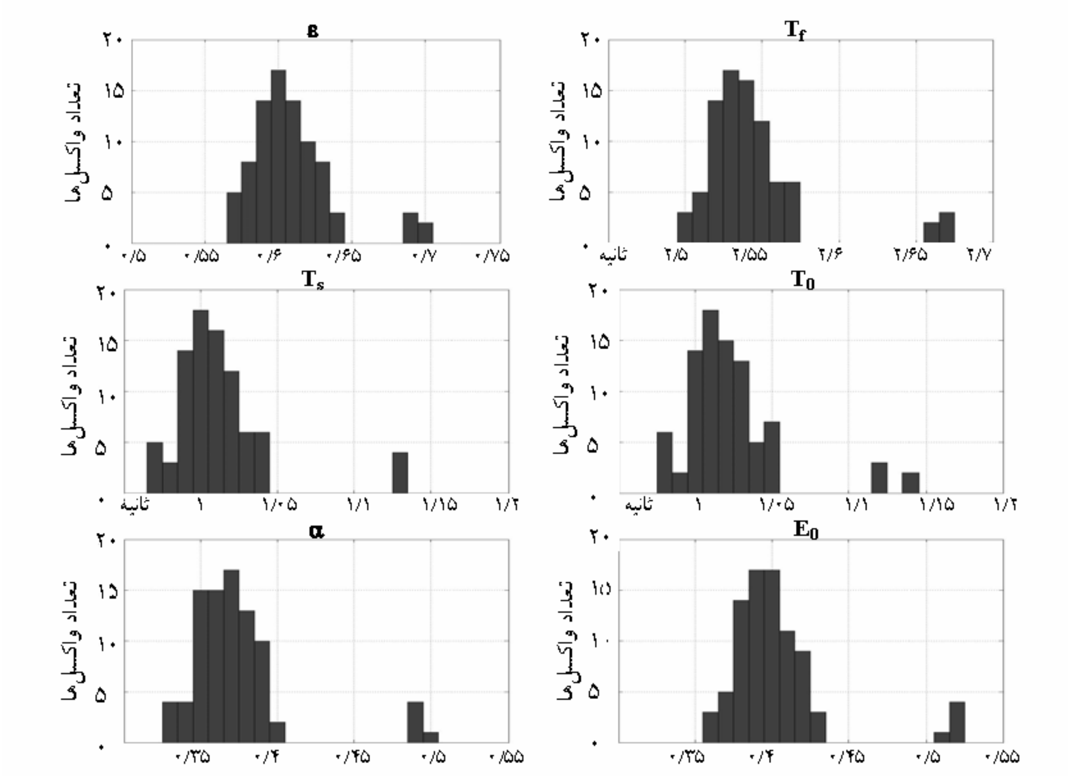
۴- بحث

با مقايسه نتايج حاصل در شکل‌هاى ۵ و ۶ مشخص مي‌شود، هيستوگرام‌هاي مربوط به تخمين مقادير پارامترهاي مدل بالون به روش الگوريتم ژنتيک نسبت به روش تندترين شيب واريانس بيشتري دارد، که به نظر مي‌رسد حاصل از گريز الگوريتم ژنتيک از بيشينه‌هاي محلي باشد. جهت ارزيابي عملکرد دو روش پيشنهادي از ميانگين سري‌هاي زماني ۱۰ واکسل فعال بهره گرفته شد. در اين مرحله پس از ميانگين‌گيري ۱۰ سري زماني، پارامترهاي مدل بالون براي سري زماني حاصل به وسيله دو روش پيشنهادي به دست آمد. پارامترهاي به دست آمده را به مدل بالون اعمال کرده و ميزان صحت مدل و همچنين عملکرد روش‌ها به وسيله ارزيابي ميزان شباهت سري زماني حاصل از مدل و ميانگين سري‌هاي زماني واکسل‌هاي فعال بررسي گرديد. ميزان شباهت دو سري زماني به وسيله ميانگين مربعات خطا[۹] به دست آمد. ميانگين مربعات خطا براي روش الگوريتم ژنتيک ۰/۶۱ و براي روش تندترين شيب برابر ۰/۵۹ حاصل شد. همان طوري که مقادير به دست آمده نشان مي‌دهند، الگوريتم ژنتيک به نتايج بهتري دست يافته است. شکل ۸، سري‌هاي زماني حاصل از مدل بالون بر اساس مقادير پارامترهاي به دست آمده از الگوريتم ژنتيک را نشان مي‌دهد.

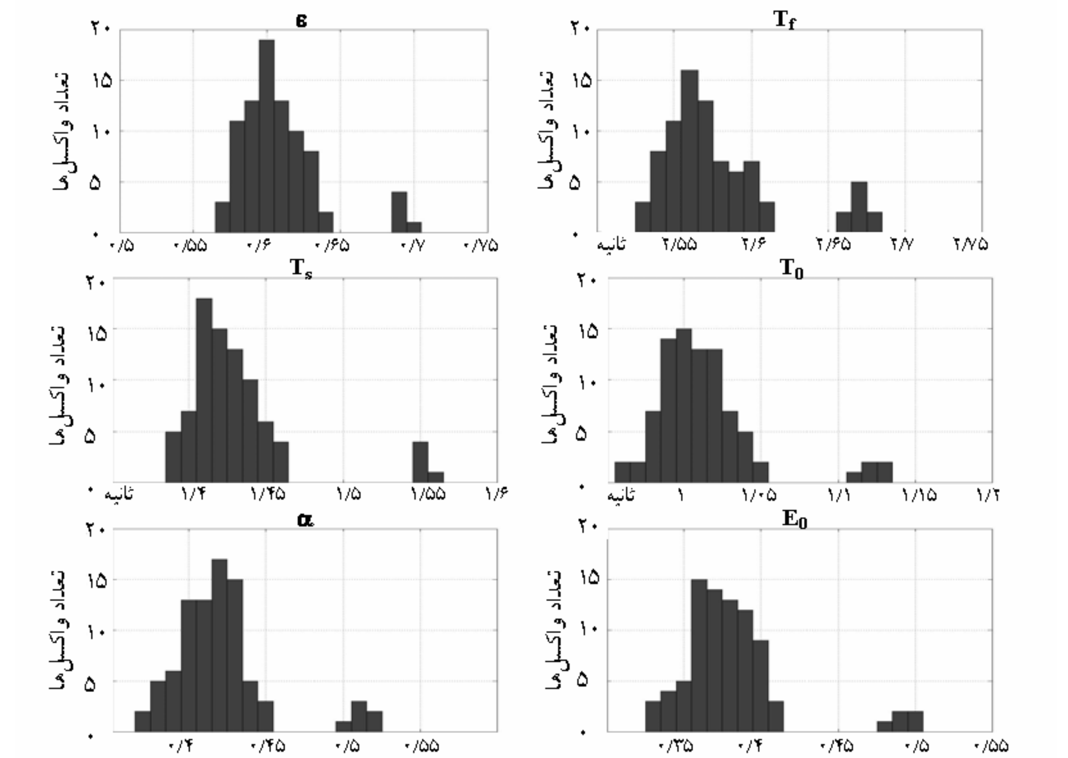
۵- نتيجه‌گيري

در اين پژوهش، ابتدا سيستم همودناميک و رويکردهاي مختلف جهت مدل‌سازي اين سيستم معرفي گرديد. سپس با فرض غيرخطي بودن اين سيستم براي آن يک مدل پارامتري در نظر گرفته شد و دو روش بر مبناي تندترين شيب و الگوريتم ژنتيک جهت تخمين پارامترهاي اين مدل ارائه گرديد. براي ارزيابي روش‌هاي پيشنهادي، نتايج عملکرد دو روش در تخمين پارامترهاي مدل بالون بر روي داده‌هاي شبيه‌سازي و واقعي به دست آمد. مقايسه نتايج به دست آمده از دو روش ارائه شده با نتايج روش پيشين نشان مي‌دهد، تخمين پارامترهاي مدل بالون به وسيله الگوريتم‌هاي بهينه‌سازي، نظير روش‌هاي پيشنهادي، مي‌تواند جايگزين

[۹] Mean square error



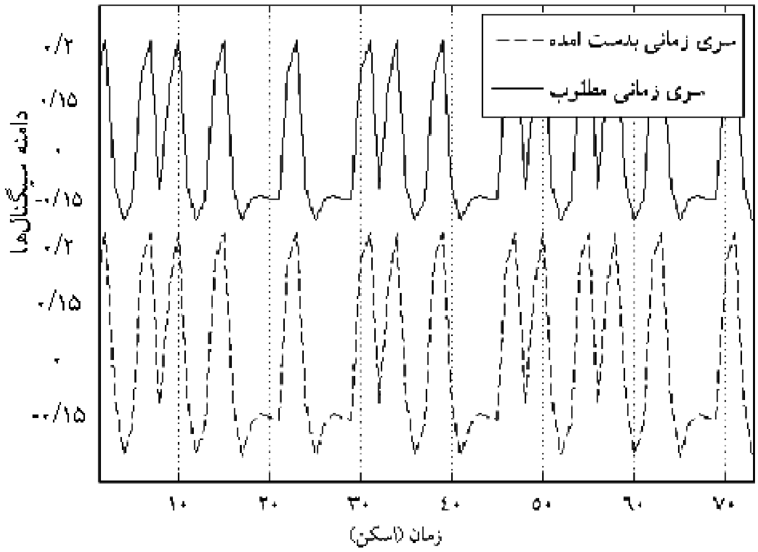
شکل ۵- هیستوگرام پارامترهاي مدل بالون براي ۸۵ واکسل با استفاده ازروش تندترین شیب (مقادیر α، ε و E_0 بدون واحد هستند.)



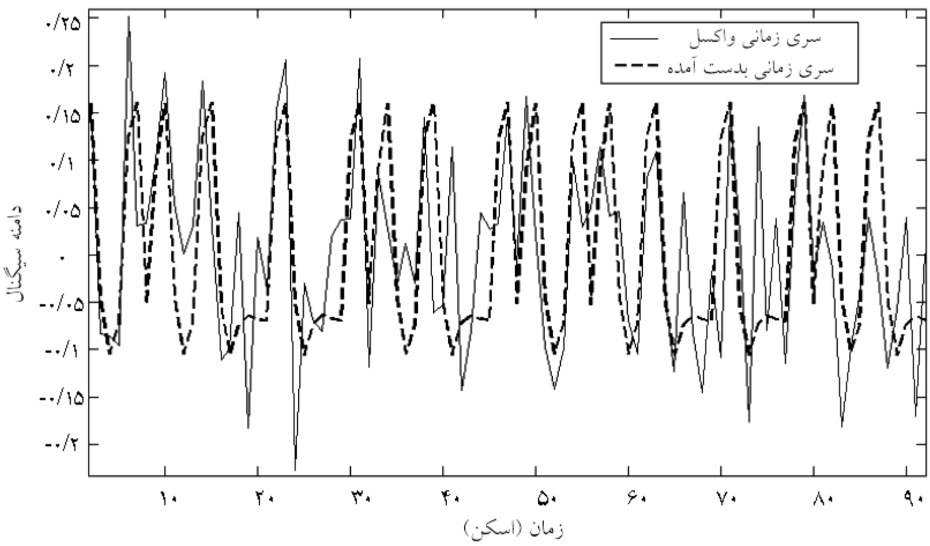
شکل ۶- هیستوگرام پارامترهاي مدل بالون براي ۸۵ واکسل با استفاده ازروش الگوریتم ژنتیک (مقادیر α، ε و E_0 بدون واحد هستند.)

جدول ۱- مقايسه پارامترهاي مدل بالون با استفاده از سه روش مختلف (پارامترهاي ε، E_0 و α.بدون واحد هستند.)

پارامترها	ε	T_s (ثانيه)	T_f (ثانيه)	T_0 (ثانيه)	α	E_0
تندترين شيب	۰/۶	۱/۶	۲/۵۶	۱/۰۲	۰/۳۷	۰/۴
الگوريتم ژنتيک	۰/۶	۱/۴۳	۲/۵۸	۱/۰۱	۰/۴۲	۰/۳۸
سري ولترا [۸]	۰/۵۴	۰/۵	۲/۴۶	۰/۹۸	۰/۳۳	۰/۳۴



شکل ۷- خروجي مدل بالون با پارامترهاي به دست آمده از الگوريتم ژنتيک (خط منقطع) به همراه سيگنال مورد تحليل (خط ممتد)
چنانچه ملاحظه مي‌شود الگوريتم سعي نموده است تا خروجي مدل را بسيار به سيگنال واقعي نزديک نمايد.



شکل ۸- خروجي مدل بالون با پارامترهاي به دست آمده از الگوريتم ژنتيك (خط ناپيوسته)، به همراه سيگنال fMRI مورد تحليل (خط پيوسته)

قابل قبولي براي روش‌هاي تحليلي شد.تخمين پارامترهاي اين سيستم ضمن اينكه توصيف نسبتاً خوبي از سيستم همودناميک ارائه مي‌دهد، مي‌تواند در پژوهش‌هاي بعدي جهت تشخيص بيماري‌هاي خاص كه بر روي پارامترهاي مدل همودناميک تأثير مي‌گذارند، مانند نوعي از ديوانگي، به كار رود.

مراجع

[۱] حسين‌زاده غلامعلي، تشخيص فعاليت در تصويرنگاري عملكردي تشديد مغناطيسي با استفاده بهينه از اطلاعات مكاني، رساله دكتري، دانشكده فني دانشگاه تهران، اسفند۱۳۸۱.

[2] Cohen MS; Parametric analysis of fMRI data using linear systems methods; NeuroImage 1997; 6:93–103.

[3] Bandettini PA, Cox RW; Event-related fMRI contrast when using constant inter stimulus interval: Theory and experiment; Magnetic Resonance in Medicine 2000; 43: 540–548.

[4] Friston KJ, Josephs O, Rees G, Turner R; Nonlinear event-related response in fMRI; Magnetic Resonance in Medicine 1998; 39: 41–52.

[5] Vazquez AL, Noll DC; Nonlinear aspects of the BOLD response in functional MRI; NeuroImage 2001; 13: 1–12.

[6] Miller KL, Luh W, Liu TT, Martinez A, Obata T, Wong EC, Frank LR, Buxton RB; Nonlinear temporal dynamics of the cerebral blood flow response; Human Brain Mapping 2001; 13: 1–12.

[7] Buxton RB, Wong EC, Frank LR; Dynamics of blood flow and oxygenation changes during brain activation: The Balloon model; Magnetic Resonance in Medicine 1998; 39: 855–864.

[8] Friston KJ, Mechelli A, Turner R, Price CJ; Nonlinear responses in fMRI: The Baloon model, Voltera kernels, and other hemodynamics; NeroImage 2000; 12: 466–477.

[9] Gholam-Ali H-Z, Babak A, and Hamid S; A signal subspace approach for modeling the hemodynamic response in fMRI; Magnetic Resonance Imaging 2003; 21: 835–843.

[10] Buckner RL, Snyder AZ, Sanders AL, Raichle ME, Morris JC; Functional brain imaging of young, nondemented, and demented older adults; Journal of Cognitive Neuroscience 2000; 12(2): 24–34.

[11] fMRI data center at http://www.fmridc.org (Accession #: 2-2000-1118W).

[12] Talairach J, Tournoux P; A Co-planar stereotaxic atlas of a human brain; Thieme, Stuttgart, 1988.

[13] Chen B, Lee F, Peng S; Maximum likelihood parameter estimation of F-ARIMA process using the genetic algorithm in the frequency domain; IEEE Transaction on Signal Processing 2002; 50: 2208–2220.