

A New Hybrid Method for EOG Artifact Rejection from EEG Signal Using CCA and RLS

M. Tavakoli Najafabadi¹, V. Abootalebi^{2*}, and F. Shayegh³

¹MSC graduated, Electrical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

²Associate Professor, Electrical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

³Assistant Professor, Engineering Department, Payamnoor University, Esfahan, Iran

Receipt in the online submission system: 11 July 2016, received in revised form: 21 October 2016, accepted: 25 October 2016

Abstract

The purpose of this article is to evaluate the efficiency of Canonical Correlation Analysis- Recursive Least Square (CCA-RLS) hybrid method in ElectroOculoGram (EOG) artifact removal from ElectroEncephaloGram (EEG) signal and compare it with Independent Component Analysis (ICA), Canonical Correlation Analysis (CCA), Recursive Least Square (RLS) methods and ICA-RLS hybrid method. After decomposition of the noisy signal by CCA, the noisy components are detected based on their kurtosis, and are filtered by RLS. As the result, the enhanced signal is reconstructed by mixing the original noise-free components and filtered components. In order to compare the methods quantitatively, two evaluation criteria, namely Mean Square Error (MSE) and Signal to Noise Ratio (SNR) are used. The MSE and SNR average values were calculated for five subjects in four different channels. EEG data are taken from BCI2008. According to the results, the combination of CCA-RLS method has better performance compared to the other methods used in this paper.

Key words: *EOG artifact, CCA-RLS method, RLS filter, EEG signal*

***Corresponding author**

Address: Electrical Engineering Department, Yazd University, P.O.Box: 89195-741, Yazd, Iran

Tel: +98-35-31232413

Fax: +98-35-38200144

E-mail: abootalebi@yazd.ac.ir

یک روش ترکیبی جدید برای حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG با استفاده از CCA و RLS

مریم توکلی نجف‌آبادی^۱، وحید ابوطالبی^{۲*}، فرزانه شایق بروجنی^۳

^۱ فارغ التحصیل کارشناسی ارشد مهندسی مخابرات، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه یزد، یزد
^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه یزد، یزد
^۳ استادیار، دانشکده مهندسی، دانشگاه پیام نور، اصفهان

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۴/۲۱، بازنگری: ۱۳۹۵/۷/۳۰، پذیرش قطعی: ۱۳۹۵/۸/۴

چکیده

هدف این مقاله، ارزیابی روش ترکیبی آنالیز همبستگی کانونی- فیلتر تطبیقی حداقل مربعات بازگشتی (CCA-RLS) در حذف آرتیفکت چشمی (EOG) از سیگنال مغزی (EEG) و مقایسه آن با روش‌های آنالیز مؤلفه‌های مستقل (ICA)، آنالیز همبستگی کانونی (CCA)، فیلتر تطبیقی حداقل مربعات بازگشتی (RLS) و روش ترکیبی ICA-RLS است. برای این منظور، بعد از تجزیه سیگنال نویزی توسط CCA، مؤلفه شامل آرتیفکت EOG با محاسبه مقدار کورتوزیس شناسایی شده و با استفاده از فیلتر RLS، فیلتر شده؛ سپس با ترکیب مؤلفه‌ها، سیگنال حذف نویز شده بازسازی شد. برای مقایسه کمی روش‌ها از دو معیار ارزیابی میانگین مجذور مربعات خطا (MSE) و نسبت سیگنال به نویز (SNR) برای داده‌های شبیه‌سازی شده استفاده شده است. متوسط مقادیر MSE و SNR برای ۵ نفر در ۴ کانال مختلف محاسبه شد. داده‌های استفاده شده از مجموعه داده‌های مسابقات BCI2008 انتخاب شدند. با توجه به نتایج به دست آمده، روش ترکیبی پیشنهادی CCA-RLS، عملکرد بهتری نسبت به سایر روش‌های استفاده شده در این مقاله دارد.

کلیدواژه‌ها: آرتیفکت EOG، روش CCA-RLS، فیلتر RLS، سیگنال EEG

*نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده مهندسی برق، دانشگاه یزد، ایران، کد پستی: ۷۴۱-۸۹۱۹۵

تلفن: ۳۱۲۳۲۴۱۳ (۳۵) ۹۸+

دورنگار: ۳۸۲۰۰۱۴۴ (۳۵) ۹۸+

پست الکترونیکی: abootalebi@yazd.ac.ir

۱- مقدمه

سیگنال الکتروانسفالوگرام^۱ (EEG)، حاصل ثبت فعالیت الکتریکی مغز است که کاربرد فراوانی در تشخیص بیماری‌ها و بررسی عملکرد مغز حین انجام فعالیت‌های شناختی دارد. این کاربردها شامل ارتباط مغز با کامپیوتر^۲ (BCI)، تشخیص و بررسی بیماری‌هایی نظیر صرع و بررسی فعالیت‌های شناختی مانند توجه و حافظه می‌شود [۱].

سیگنال‌های EOG^۳ که حاصل ثبت فعالیت الکتریکی چشم هستند، شامل مؤلفه‌های عمودی^۴ (VEOG) ناشی از حرکت عمودی و مؤلفه‌های افقی^۵ (HEOG) ناشی از حرکت مردمک چشم به طرفین می‌باشند. مؤلفه‌های افقی EOG شامل فرکانس‌های پایین‌تر از ۰/۵ هرتز هستند؛ به همین دلیل برخی از این مؤلفه‌های افقی را سیگنال DC در نظر می‌گیرند. بنابراین مؤلفه‌های عمودی EOG به‌عنوان آرتیفکت در سیگنال EEG ظاهر می‌شوند؛ اما می‌توان از اثر مؤلفه‌های افقی EOG صرف‌نظر کرد [۲].

وجود آرتیفکت EOG در سیگنال EEG، یک مسئله عمومی در هنگام ثبت سیگنال است. آرتیفکت EOG که ناشی از حرکات کره چشم و پلک‌زدن می‌باشد، دامنه بالاتری نسبت به سیگنال EEG دارد. تأثیر این آرتیفکت اغلب در باندهای فرکانس پایین سیگنال EEG ظاهر می‌شود که به هم‌پوشانی فرکانسی با سیگنال EEG منجر می‌شود [۳].

وجود آرتیفکت EOG در سیگنال EEG به تحلیل نادرست این سیگنال توسط پزشک منجر می‌شود و برای پردازش سیگنال و استخراج ویژگی، نیاز به سیگنال تمیز است؛ در نتیجه حذف این آرتیفکت از سیگنال EEG امری ضروری می‌باشد [۴].

ساده‌ترین و ابتدایی‌ترین روش حذف این آرتیفکت، نادیده گرفتن قسمتی از سیگنال ثبت‌شده شامل آرتیفکت EOG است. در این روش، بخش‌های حاوی آرتیفکت با آستانه‌گذاری دامنه روی سیگنال EEG، شناسایی شده و حذف می‌شوند. مشکل این روش، نابودی بخش عظیمی از داده‌ها است که می‌توانند حاوی اطلاعات مهمی باشند؛ بنابراین برای فردی با تیک عصبی و پلک‌زدن‌های بی‌اختیار، این روش به‌دلیل باقی

ماندن تعداد کمی از بازه‌های سیگنال EEG برای حذف آرتیفکت EOG مناسب نمی‌باشد.

تشخیص چشمی این آرتیفکت‌ها برای داده‌های طولانی، وقت‌گیر و طاقت‌فرسا است. همچنین بخش عظیمی از داده‌ها با این روش از بین می‌رود؛ بنابراین محققان، روش‌های مختلفی برای اصلاح سیگنال EEG و حذف اثر آرتیفکت از روی آن پیشنهاد کرده‌اند. گروهی از روش‌ها بر پایه رگرسیون در حوزه زمان [۵] و حوزه فرکانس [۶] بیان شده‌اند. این روش‌ها به یک سیگنال مرجع نیاز دارند که شامل فعالیت چشم ثبت‌شده هم‌زمان با سیگنال نویزی می‌شود. مشکل این روش آن است که به‌دلیل خالص نبودن سیگنال ثبت‌شده توسط الکترودهای EOG، مقداری از آن به اشتباه نویز در نظر گرفته می‌شود و در نتیجه سیگنال کاهش می‌یابد؛ از این‌رو روش‌های مبتنی بر رگرسیون، روش‌های مطلوبی برای حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG نیستند.

یکی دیگر از روش‌های حذف آرتیفکت، استفاده از فیلترهای تطبیقی است. اولین بار دو^۶ در سال ۱۹۹۴، استفاده از فیلترهای تطبیقی برای حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG را مطرح کرد [۷]. فیلتر تطبیقی به‌گونه‌ای تنظیم می‌شود که از روی سیگنال ورودی اولیه (سیگنال نویزی ثبت‌شده)، تخمینی از آرتیفکت موجود در خروجی به‌دست آید؛ در نهایت با کسر خروجی فیلتر از سیگنال اولیه، سیگنال حذف نویز شده به‌دست می‌آید.

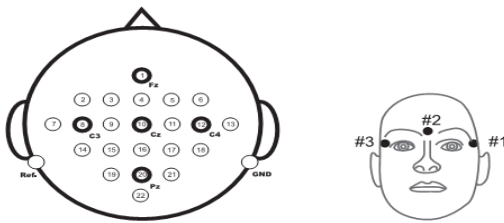
گروه دیگری از روش‌های حذف آرتیفکت EOG، روش‌های مبتنی بر جداسازی کور منابع^۷ (BSS) هستند. روش‌هایی که بر مبنای تجزیه خطی سیگنال‌های EEG به مؤلفه‌های منبع و بدون هیچ اطلاعی از نحوه ترکیب منابع کار می‌کنند، تکنیک‌های BSS نامیده می‌شوند [۸]. این تکنیک‌ها، امکان شناسایی منابع آرتیفکت را فراهم می‌کنند. بعد از شناسایی مؤلفه‌های شامل آرتیفکت، سیگنال حذف نویز شده با صفر کردن این مؤلفه‌ها و ترکیب مؤلفه‌های باقی‌مانده، به‌دست می‌آید.

روش‌های مختلفی برای حل مسئله BSS پیشنهاد شده است که عبارت‌اند از: روش‌های تحلیل مؤلفه‌های مستقل^۸ (ICA) و همبستگی کانونی^۹ (CCA). روش ICA در سال ۱۹۹۶ توسط

^۱ElectroEncephaloGram^۲ Brain Computer Interface^۳ElectroOcluGram^۴Vertical ElectroEncephaloGram^۵HorizontalElectroEncephaloGram^۶Du^۷ Blind Source Separation^۸Independent Component Analysis^۹Canonical Correlation Analysis

۲- داده‌ها و شبیه‌سازی سیگنال شامل آرتیفکت

داده‌های استفاده‌شده در این مقاله، توسط محققان دانشگاه Graz و در سیستم BCI2000 برای مسابقات BCI2008 ثبت شده است. این داده‌ها از ۹ نفر ثبت شده‌اند و شامل ۲۲ کانال EEG (سمت چپ شکل ۱) و ۳ کانال EOG (سمت راست شکل ۱) برای هر نفر هستند. شکل (۱)، روش الکتروگذاری و ثبت سیگنال با استاندارد ۲۰-۱۰ را نشان می‌دهد [۱۴].



شکل (۱) - روش الکتروگذاری و ثبت سیگنال [۱۴]

یک فیلتر میان‌گذر ۱۰۰-۵/۰ Hz، سیگنال‌ها را فیلتر کرده است. برای حذف نویز برق شهر، از یک فیلتر میان‌گذر ۵۰ Hz استفاده شده است. کانال دوم EOG در سمت راست شکل (۱)، پلک‌زدن را نشان می‌دهد. این سیگنال‌ها با فرکانس ۲۵۰ Hz نمونه‌برداری شده‌اند.

۲-۱- شبیه‌سازی سیگنال شامل آرتیفکت EOG

برای مقایسه کمی روش‌ها به سیگنال تمیز اولیه نیاز داریم تا کارایی روش‌های حذف آرتیفکت را با توجه به آن به‌دست آوریم؛ بنابراین از سیگنال‌های شبیه‌سازی شده استفاده می‌کنیم. برای این‌که سیگنال‌های شبیه‌سازی شده تا حد ممکن به سیگنال‌های واقعی شبیه باشند، ابتدا ۲۰۰۰ نمونه سیگنال تمیز (بدون آرتیفکت) برای ۵ نفر و ۴ کانال مختلف (Fz, FCz, Cz, Pz) را به‌صورت چشمی جدا کردیم. برای حذف نویزها و آرتیفکت‌های بالای ۴۵ Hz، سیگنال‌های EEG به‌وسیله یک فیلتر پایین‌گذر ۴۵ Hz فیلتر شدند و برای خاص‌تر شدن سیگنال EOG از یک فیلتر پایین‌گذر ۲۰ Hz استفاده کردیم [۳].

برای شبیه‌سازی سیگنال نویزی، EOG را به صورت وزن‌دار به سیگنال تمیز اضافه می‌کنیم. وزن EOG برای هر کانال، از

ماکیج^۱ و همکارانش برای حذف آرتیفکت‌های EOG و EMG^۲ از سیگنال EEG و روش CCA در سال ۲۰۰۳ توسط نایت^۳ برای حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG استفاده شدند [۹ و ۱۰].

قاسمی و همکارانش در سال ۱۳۸۷ به بررسی نقاط قوت و ضعف روش ترکیبی Wavelet-RLS پرداختند. روش ترکیبی در مواردی که هدف حفظ حداکثر اطلاعات سیگنال بوده، دارای قوت است. در مواردی که هدف تنها نگهداری اطلاعات با منشأ قطعاً مغزی است، ضعیف‌تر عمل می‌نماید [۱۱].

شایق در سال ۱۳۸۸ با استفاده از روش‌های افقی ICA به حذف برخی (آنلاین) آرتیفکت پلک‌زدن از سیگنال EEG در سیستم‌های ارتباط مغز با کامپیوتر پرداخت. نتایج شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که روش‌های افقی ICA در شرایط خاص به‌خوبی قادر به جداسازی برخی منابع هستند [۱۲].

امروزه، استفاده از روش‌های ترکیبی برای بهبود عملکرد حذف نویز مدنظر است. روش ترکیبی [ICA-RLS^۴] از جمله روش‌های بیان‌شده برای بهبود عملکرد حذف آرتیفکت است. در این روش، بعد از تجزیه سیگنال توسط ICA، مؤلفه‌های شامل اثر آرتیفکت پلک‌زدن توسط روش‌هایی مانند مشاهده چشمی، محاسبه مقدار کورتوزیس، محاسبه مقدار SNR^۵ و ... شناسایی شده و توسط فیلتر RLS، حذف نویز می‌شوند. سپس با ترکیب مؤلفه حذف نویز شده و سایر مؤلفه‌های حاصل از ICA، سیگنال تمیز بازسازی می‌شود.

هدف این مقاله، بهبود روند حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG با استفاده از روش ترکیبی CCA-RLS و همچنین کاهش زمان اجرای روش پیشنهادی در مقایسه با سایر روش‌های استفاده‌شده در این مقاله است. برای این منظور، پس از معرفی داده‌های استفاده‌شده و نحوه شبیه‌سازی سیگنال با آرتیفکت EOG، معیارهای ارزیابی روش‌ها بیان می‌شوند و سپس برخی از روش‌های حذف آرتیفکت به همراه روش پیشنهادی تشریح خواهند شد؛ درنهایت، نتایج حاصل از روش‌ها در بخش آخر مقاله بیان و تحلیل خواهند شد.

^۱Makeig

^۲ElectroMyoGram

^۳Knight

^۴ICA-Recursive Least Square

^۵Signal to Noise Ratio

هدف الگوریتم RLS، کمینه کردن تابع زیر است:

$$Z(n) = \sum_{i=M}^n \lambda^{n-i} e_i^2 \quad (4)$$

که λ به صورت زیر به دست می آید:

$$\lambda^n = 0.5 \quad (5)$$

در روابط بالا، M مرتبه فیلتر، n تعداد نمونه‌های سیگنال، λ فاکتور فراموشی و e تابع خطا می‌باشند. مقدار M به طور تجربی به دست می آید.

روابط ریاضی برای RLS به صورت زیر می‌باشد:

محاسبه بردار بهره:

$$u(n) = \psi_\lambda^{-1}(n-1) * x(n) \quad (6)$$

$$k(n) = \frac{1}{\lambda + x^T(n) * u(n) * u(n)} \quad (7)$$

فیلتر کردن:

$$\hat{y}(n) = \hat{W}^T(n-1) * x(n) \quad (8)$$

تخمین خطا:

$$\hat{e}(n) = d(n) - \hat{y}(n) \quad (9)$$

به روز رسانی بردار وزن و ماتریس ψ_λ^{-1} :

$$\hat{W}(n) = \hat{W}(n-1) + k(n)\hat{e}(n) \quad (10)$$

$$\psi_\lambda^{-1}(n) = \lambda^{-1}(\psi_\lambda^{-1}(n-1) - k(n) * [x^T(n)\psi_\lambda^{-1}(n-1)]) \quad (11)$$

در روابط بالا، ψ_λ^{-1} و $\hat{W}(n-1)$ بردارهای تخمین وزن اولیه هستند [۱۵]. مراحل حذف آرتیفکت توسط فیلتر RLS، به صورت زیر می‌باشد:

(۱) یافتن تخمینی از روی ورودی مرجع $x(n)$ توسط فیلتر

تطبیقی $\hat{W}(n)$ ، که به خروجی $y(n)$ منجر می‌شود.

(۲) محاسبه خطا به صورت $e(n) = d(n) - y(n)$

(۳) به روز رسانی بازگشتی بردار بهره $k(n)$

(۴) به روز رسانی ضرایب فیلتر تطبیقی

تجزیه ICA سیگنال‌های اصلی به دست می آید. فرض کنید سیگنال مشاهده X با روش ICA به صورت زیر تجزیه شود:

$$X = A * S \quad (1)$$

ستون متناظر با سطر منبع نویزی ماتریس جداکننده (A) در رابطه ۱، شامل ضرایب EOG برای هر کانال است. X بردار مشاهده، A ماتریس جداکننده و S مؤلفه‌های مستقل هستند. با توجه به اینکه ضرایب به دست آمده روی کانال EOG ثبت شده اعمال می‌شوند نه روی منبع EOG مفروض در ICA، تمام ضرایب مربوط به اثر EOG به دست آمده در کانال‌های مختلف نسبت به ضرایب کانال EOG نرمال می‌شوند [۱۴].

۲-۲- معیارهای ارزیابی روش‌ها

برای مقایسه روش‌ها از دو معیار ارزیابی MSE^1 و SNR استفاده می‌شود که به صورت زیر تعریف می‌شوند [۱۵ و ۱۶]:

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^n [e(i) - x(i)]^2}{n} \quad (2)$$

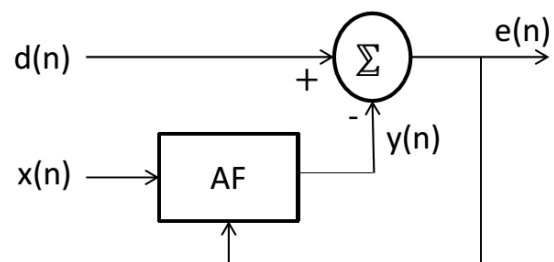
$$SNR = 20 * \log\left(\frac{\sqrt{\text{mean}(e(n))^2}}{\sqrt{\text{mean}(e(n) - x(n))^2}}\right) \quad (3)$$

در روابط بالا، e سیگنال حذف نویز شده، x سیگنال تمیز اولیه و n تعداد نمونه‌های سیگنال هستند.

۳- تئوری روش‌ها

۳-۱- روش RLS

شکل ۲، بلوک دیاگرام حذف نویز توسط فیلتر RLS را نشان می‌دهد که در آن، $d(n)$ سیگنال ورودی، $x(n)$ سیگنال مرجع و $y(n)$ خروجی فیلتر است.

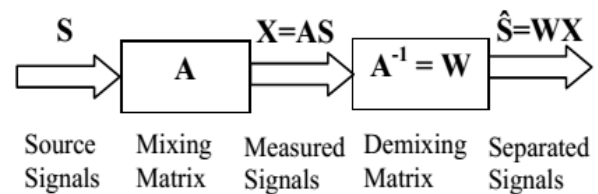


شکل (۲) - بلوک دیاگرام حذف نویز توسط فیلتر RLS [۱۷]

¹Mean Square Error

۳-۲- روش ICA

شکل ۳، بلوک دیاگرام تجزیه ICA را نشان می‌دهد. زمانی که منابع مستقل باشند، از روش‌هایی مانند ICA در حل مسئله BSS استفاده می‌شود. اساس روش ICA، یافتن تعدادی منبع مستقل از روی چند سیگنال مشاهده است؛ به گونه‌ای که تمام مشاهدات با ترکیب خطی آن‌ها ساخته شده باشند [۱۸].



شکل (۳) - بلوک دیاگرام تجزیه ICA [۱۸]

اگر X داده‌های EEG ثبت شده باشد، آنگاه عناصر ICA، یعنی همان S ، طبق رابطه زیر به دست می‌آیند:

$$S = W * X \quad (12)$$

پس از صفر کردن منابع نویزی، برای بازسازی سیگنال تمیز از رابطه زیر استفاده می‌شود:

$$X = A * S \quad (13)$$

« W » ماتریس جداکننده نامیده می‌شود و به گونه‌ای تخمین زده می‌شود که اطلاعات متقابل بین مؤلفه‌ها، کمینه شود. برای استقلال منابع باید $WW^T = I$ باشد. الگوریتم‌های متفاوتی برای کمینه کردن اطلاعات ارائه شده‌اند که معروف‌ترین آن‌ها، الگوریتم infomax است. در این الگوریتم، بیشینه کردن همزمان آنتروپی معادل با کمینه کردن اطلاعات متقابل است.

در تمام روش‌هایی که براساس تجزیه سیگنال کار می‌کنند، مانند روش مبتنی بر ICA، روش تشخیص منابع نویزی از بقیه منابع از بخش‌های مهم کار است. برخی از روش‌های تشخیص منابع نویزی از منابع غیرنویزی در روش‌های مبتنی بر ICA، به صورت زیر می‌باشند:

۱) مشاهده چشمی: ماکیج^۱ و همکارانش در سال ۱۹۹۶ و همچنین جانگ^۲ و همکارانش در سال ۱۹۹۸ برای تشخیص منابع نویزی در روش ICA از مشاهده چشمی استفاده کردند

[۱۹ و ۲۰]. در این روش به سیگنال EOG ثبت شده هم‌زمان با سیگنال EEG نیاز است. (۲) گشتاور مرتبه چهارم: هیوارینن^۳ و آجا^۴ در سال ۲۰۰۰ از محاسبه مقادیر کورتوزیس برای شناسایی منبع شامل آرتیفکت EOG استفاده کردند. کورتوزیس، میزان معمول غیرگوسی بودن را اندازه‌گیری می‌کند. مقدار کورتوزیس از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$K = E(X)^4 - 3(E(X))^2 \quad (14)$$

منبع شامل آرتیفکت EOG دارای بزرگ‌ترین مقدار کورتوزیس می‌باشد [۲۱].

(۳) طبقه‌بندی کننده‌ها: شوکر^۵ و همکارانش در سال ۲۰۰۵ از طبقه‌بندی کننده ماشین بردار پشتیبان (SVM) برای شناسایی منبع شامل آرتیفکت EOG در روش ICA استفاده کردند. آن‌ها برای آموزش SVM ویژگی‌های استخراج شده از ۱۰۰ منبع مستقل شامل آرتیفکت پلک‌زدن و ۱۰۰ منبع بدون اثر آرتیفکت پلک‌زدن، استفاده کردند [۲۲].

۳-۳- روش CCA

روش CCA، یکی دیگر از روش‌های مبتنی بر BSS است که در واقع، اندازه‌گیری وابستگی خطی بین دو گروه داده است. CCA، دو تبدیل خطی یکی برای X و یکی برای Y می‌یابد که این تبدیلات، همبستگی X و Y را در مختصات جدید بیشینه می‌کنند. X بردار مشاهدات شامل N کانال است و Y بردار دیگری است که شیفت یافته X در کاربردهای حذف آرتیفکت است. در این روش برای حذف آرتیفکت به صورت زیر عمل می‌شود:

اگر $X = [X_1(n) \dots X_N(n)]$ سیگنال‌های مشاهده به صورت باشد، Y را برابر با نمونه‌های شیفت یافته X به صورت $Y = [X(n-1) \dots X(n-N)] = [Y_1 \dots Y_N]$ در نظر می‌گیریم. آنگاه همبستگی بین هر Y با بردار X محاسبه می‌شود و Y با بیشترین همبستگی به عنوان Y بهینه در نظر گرفته می‌شود؛ سپس ترکیب خطی آن‌ها را به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$u = a_{x_1}X_1 + \dots + a_{x_n}X_n = A_x^T X \quad (15)$$

$$v = a_{y_1}Y_1 + \dots + a_{y_n}Y_n = A_y^T Y \quad (16)$$

^۱Hyvarinen

^۲Oja

^۳Shoker

^۴Support Vector Machine

^۱Makeig

^۲Jung

روش CCA می‌باشد که به تخمین بهتر ماتریس‌های وزن منجر می‌شود و در نتیجه مؤلفه‌های CCA بهتر به دست می‌آیند؛ به عبارت دیگر مؤلفه شامل اثر آرتیفکت، اطلاعات کمتری از سیگنال EEG را در خود دارد. در روش ICA-RLS، به جای بلوک ICA از CCA استفاده می‌شود. مراحل روش پیشنهادی CCA-RLS به صورت زیر هستند:

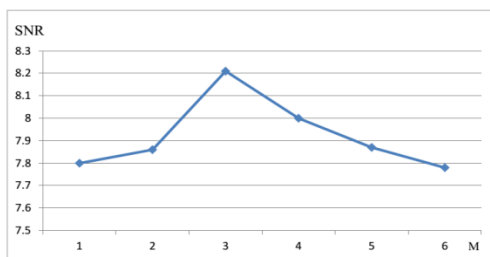
- (۱) اعمال CCA روی سیگنال نویزی؛
- (۲) اعمال فیلتر RLS روی مؤلفه شامل اثر آرتیفکت EOG.
- (۳) ترکیب مؤلفه فیلتر شده و سایر مؤلفه‌های حاصل از CCA.

۴- نتایج

در این بخش، نتایج کمی به دست آمده در قسمت‌های مختلف ارائه خواهند شد.

۴-۱- نتایج روش RLS

برای حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG در این روش، از یک فیلتر RLS استفاده شد. مقدار فاکتور فراموشی، طبق رابطه ۵، برابر با ۰/۹۹ در نظر گرفته شد و برای تعیین مرتبه فیلتر، مقدار SNR آن برای مرتبه‌های ۱ تا ۶ محاسبه شد. زمانی فیلتر عملکرد بهتری دارد که SNR، بیشترین مقدار را داشته باشد و در واقع در این حالت آرتیفکت EOG از سیگنال EEG ناخالص به صورت بهتری حذف شده است. نمودار شکل (۴)، مقادیر SNR به دست آمده برای مرتبه‌های مختلف در کانال Fz را با استفاده از ۲۰۰۰ نمونه نشان می‌دهد.



شکل (۴) - مقادیر SNR برای مرتبه‌های مختلف فیلتر RLS

با توجه به نمودار بالا، مقدار SNR از مرتبه ۱ تا ۳ افزایش می‌یابد و پس از آن، این مقدار کاهش می‌یابد. بنابراین مرتبه ۳، که دارای بیشترین مقدار SNR است، مرتبه مناسب برای این داده‌ها است. جدول ۱، مقادیر MSE و SNR به دست آمده برای ۵ نفر و ۴ کانال مختلف را در حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG توسط فیلتر مرتبه ۳، به عنوان مرجع مقایسه، نشان می‌دهد.

CCA، ماتریس‌های وزن A_x و A_y را به گونه‌ای می‌یابد که همبستگی بین u و v را بیشینه کنند و مؤلفه‌های CCA، مستقل از یکدیگر باشند.

$$\max \rho(u, v) = \max \frac{A_x^T C_{XY} A_y}{\sqrt{A_x^T C_{XX} A_x} \sqrt{A_y^T C_{YY} A_y}} \quad (17)$$

C_{XY} ، کواریانس بین X و Y و C_{XX} ، کواریانس X هستند. پس از به دست آوردن u یعنی عناصر CCA، توسط ضریب همبستگی، میزان شباهت هر عنصر CCA با آرتیفکت مرجع، که هم‌زمان با سیگنال‌ها ثبت شده است، با استفاده از معادله ۱۸ سنجیده می‌شود و عناصر به ترتیب کاهش همبستگی مرتب می‌شوند. آرتیفکت EOG، اولین عنصر با بیشترین همبستگی است که با صفر کردن آن و ترکیب دوباره باقی مانده‌ها، سیگنال تمیز را به دست می‌آوریم [۲۳].

$$\rho_i(u_i, x_{eyeblink}) = \frac{\sum_{n=1}^N u_i(n) x_{eyeblink}(n)}{\sqrt{\sum_{n=1}^N u_i^2(n)} \sqrt{\sum_{n=1}^N x_{eyeblink}^2(n)}} \quad (18)$$

۴-۲- روش ICA-RLS

هی^۱ و یانگ^۲ در سال ۲۰۱۴، روش ترکیبی ICA-RLS را برای حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG مطرح کردند. آن‌ها ابتدا مؤلفه‌های مستقل را توسط ICA به دست آوردند. سپس مؤلفه‌های شامل آرتیفکت EOG را با RLS فیلتر کردند و در نهایت با ترکیب مؤلفه‌ها، سیگنال تمیز را به دست آوردند. برای مقایسه کمی روش‌ها، طبقه‌بندی‌کننده SVM برای تشخیص داده‌های نویزی از تمیز، تعلیم داده شده است. با اعمال این طبقه‌بندی‌کننده روی خروجی روش‌های ICA و ICA-RLS، درصد تشخیص داده‌های تمیز در روش ترکیبی ۶/۷٪ بیشتر از روش ICA بوده است که حاکی از عملکرد بهتر روش ترکیبی نسبت به روش ICA می‌باشد [۱۳].

۴-۳- روش CCA-RLS

این روش با توجه به عملکرد بهتر CCA نسبت به ICA، که نتایج آن در بخش‌های ۲-۴ و ۳-۴ بیان می‌شوند، پیشنهاد می‌شود. این عملکرد بهتر به دلیل شرط بیشینه همبستگی در

^۱He

^۲Yang

۴-۴- نتایج روش ICA-RLS

برای تعیین مرتبه فیلتر برای روش‌های ICA-RLS، مقدار SNR برای مرتبه‌های ۱ تا ۶ محاسبه شد. نمودار شکل ۵، مقادیر SNR به دست آمده برای مرتبه‌های مختلف در کانال Fz را با استفاده از ۲۰۰۰ نمونه نشان می‌دهد. متوسط مقادیر MSE و SNR مربوط به روش ICA-RLS، در جدول ۴ بیان شده‌اند.

جدول (۴) - میانگین مقادیر MSE و SNR روش ICA-RLS

معیار	Fz	FCz	Cz	Pz
MSE	$6 \pm 2/1$	$3/6 \pm 1/3$	$2/4 \pm 0/7$	$1/5 \pm 0/4$
SNR	$5/7 \pm 2/7$	$10 \pm 3/3$	$13 \pm 2/9$	$16 \pm 3/2$

با توجه به نتایج حاصل برای روش ICA-RLS، می‌توان گفت که روش ICA-RLS از نظر MSE و SNR عملکرد بهتری نسبت به روش‌های ICA و RLS دارد.

۴-۵- نتایج روش CCA-RLS

روش CCA-RLS برای بهبود نتایج چهار روش قبلی پیشنهاد شد. برای این منظور بعد از تجزیه سیگنال مشاهده توسط CCA، مؤلفه شامل آرتیفکت با فیلتر RLS مرتبه ۳ فیلتر شد و در نهایت با ترکیب مؤلفه حذف نویز شده و سایر مؤلفه‌ها، سیگنال حذف نویز شده به دست آمد. جدول ۶ متوسط مقادیر MSE و SNR روش CCA-RLS را بیان می‌کند.

جدول (۶) - میانگین مقادیر MSE و SNR روش CCA-RLS

معیار	Fz	FCz	Cz	Pz
MSE	$3/5 \pm 1/2$	$2/3 \pm 0/8$	$1/4 \pm 0/5$	$0/8 \pm 0/3$
SNR	$10 \pm 2/1$	$13/9 \pm 1/9$	17 ± 2	$21/2 \pm 2/8$

با توجه به نتایج به دست آمده برای روش CCA-RLS، روش CCA-RLS از نظر MSE و SNR عملکرد بهتری نسبت به روش‌های ICA، RLS، CCA و ICA-RLS دارد.

۵- نتیجه گیری

در این مطالعه، تلاش بر بهبود روند حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG با استفاده از روش ترکیبی CCA-RLS بوده است. متوسط مقادیر MSE و SNR در سه روش پایه RLS، ICA و ICA-RLS برای حذف آرتیفکت برای ۵ نفر در ۴ کانال مختلف، در نمودار شکل‌های ۶ و ۷ نشان داده شده‌اند.

جدول (۱) - میانگین مقادیر MSE و SNR روش RLS

معیار	Fz	FCz	Cz	Pz
MSE	$6/1 \pm 1/8$	$5/1 \pm 1/2$	$4/3 \pm 1/5$	$3/8 \pm 1/4$
SNR	$4/5 \pm 1/8$	$5/7 \pm 1/7$	$7/5 \pm 2$	$7/6 \pm 2/7$

۴-۲- نتایج روش ICA

متوسط مقادیر MSE و SNR به همراه انحراف معیار روش ICA برای ۵ نفر در ۴ کانال مختلف، در جدول ۲ بیان شده است. لازم به ذکر است که منبع شامل آرتیفکت در این روش با محاسبه مقدار کورتوزیس از رابطه ۱۴ برای مؤلفه‌های مستقل به دست آمده، شناسایی شد.

جدول (۲) - میانگین مقادیر MSE و SNR روش ICA

معیار	Fz	FCz	Cz	Pz
MSE	$7/9 \pm 1/3$	$4/8 \pm 0/9$	$3/1 \pm 0/5$	$1/9 \pm 0/5$
SNR	$2/7 \pm 1/6$	$6/9 \pm 3/2$	$10/5 \pm 2$	$14 \pm 3/3$

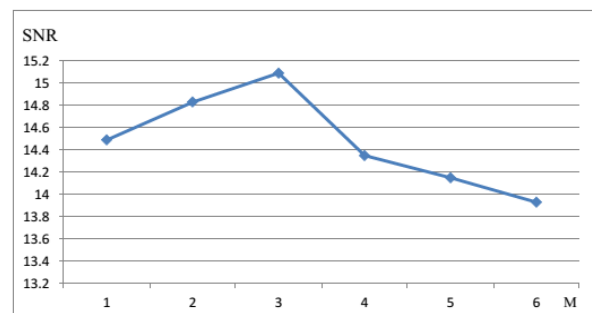
۴-۳- نتایج روش CCA

جدول ۳، متوسط مقادیر MSE و SNR روش CCA را برای حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG برای ۵ نفر در ۴ کانال مختلف نشان می‌دهد.

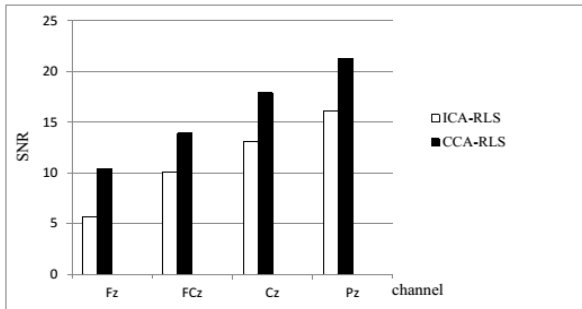
جدول (۳) - میانگین مقادیر MSE و SNR روش CCA

معیار	Fz	FCz	Cz	Pz
MSE	$5/8 \pm 1/5$	$2/4 \pm 0/4$	$1/7 \pm 0/6$	$1/1 \pm 0/2$
SNR	$7/7 \pm 0/2$	$13/9 \pm 1/3$	$13 \pm 7/3$	$18 \pm 0/7$

با توجه به جدول‌های ۲ و ۳ می‌توان گفت که روش CCA عملکرد بهتری در حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG دارد.



شکل (۵) - مقادیر SNR برای مرتبه‌های مختلف فیلتر RLS در روش ICA-RLS



شکل (۹) - متوسط مقادیر SNR، دو روش ترکیبی ICA-RLS و CCA-RLS برای حذف آرتیفکت EOG برای ۵ نفر در ۴ کانال

جدول ۷، متوسط زمان اجرای روش‌های ترکیبی بیان شده در این مقاله را نشان می‌دهد. این پردازش‌ها توسط نرم‌افزار متلب و پردازنده Corei3 با سرعت ۲/۳GHz انجام شده است. با توجه به فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰Hz، روش‌های مطرح شده برای کاربردهای آنلاین مناسب هستند.

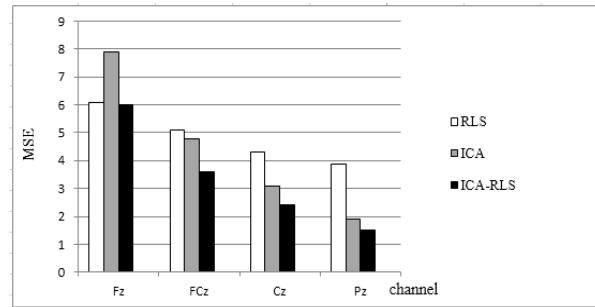
جدول (۷) - متوسط زمان اجرای دو روش حذف آرتیفکت EOG (ICA-RLS و CCA-RLS) برای ۵ نفر و ۴ کانال مختلف

روش	ICA-RLS	CCA-RLS
زمان (sec)	۰/۲۳	۰/۲۲

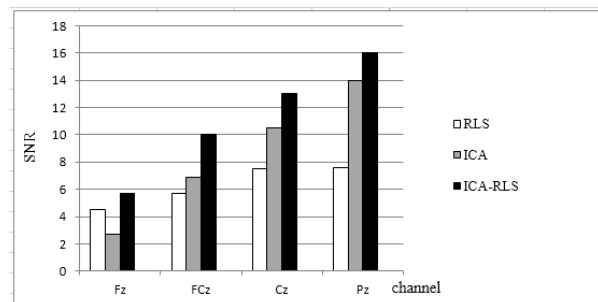
با توجه به جدول بالا، روش CCA-RLS به زمانی کمتری از روش ICA-RLS نیاز دارد. با توجه به نتایج به دست آمده در این بخش، می‌توان گفت روش پیشنهادی CCA-RLS به دلیل اعمال فیلتر RLS روی مؤلفه حاصل از CCA دارای عملکرد بهتری نسبت به سایر روش‌های استفاده شده در این مقاله بود. مؤلفه حاصل از CCA در روش پیشنهادی، اطلاعات کمتری از سیگنال EEG نسبت به ICA، دارد؛ در نتیجه فیلتر RLS تخمین بهتری از EOG مرجع دارد و این به بهتر شدن عملکرد روش CCA-RLS نسبت به روش ICA-RLS منجر شده است.

۶-مراجع

- [1] E. Nidermeyer, F.L. Silva, "Historical Aspects," in *Electroencephalography: Basic Principles*, 5th ed. Philadelphia, 2012, pp17-85.
- [۲] م. شاه بختی، «کاهش اثر آرتیفکت‌های پلک‌زدن در سیگنال‌های EEG» مجله مهندسی پزشکی، شماره ۱۳۶، صفحه ۴۳-۴۱، ۱۳۸۵.
- [3] S. Puthusserypady, T. Ratnarajah, "Robust Adaptive Techniques for Minimization of EOG Artifacts from EEG Signals," *ELSEVIER Transaction on Signal Processing*, vol. 86, pp. 2351-2363, 2006.

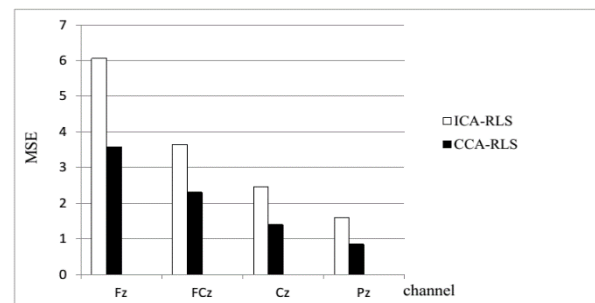


شکل (۶) - متوسط مقادیر MSE در سه روش حذف آرتیفکت EOG برای ۵ نفر در ۴ کانال مختلف



شکل (۷) - متوسط مقادیر SNR در سه روش حذف آرتیفکت EOG برای ۵ نفر در ۴ کانال مختلف

با توجه به نمودارهای به دست آمده، روش ICA-RLS عملکرد بهتری نسبت به دو روش ICA و RLS دارد. با توجه به عملکرد بهتر روش CCA نسبت به روش ICA در حذف آرتیفکت EOG، در این مقاله سیگنال نویزی به جای استفاده از ICA توسط CCA تجزیه شد. سپس مؤلفه شامل اثر پلک‌زدن، با RLS مرتبه ۳ فیلتر شد و در نهایت با ترکیب مؤلفه حاصل از RLS و سایر مؤلفه‌های حاصل از CCA، سیگنال تمیز حاصل شد. نمودار شکل‌های ۸ و ۹، مقایسه‌ای از روش پیشنهادی با روش ICA-RLS را نشان می‌دهد.



شکل (۸) - متوسط مقادیر MSE، دو روش ترکیبی ICA-RLS و CCA-RLS برای حذف آرتیفکت EOG برای ۵ نفر در ۴ کانال

- [14] Site of BCI Competition 2008 – Graz Dataset IIa, Available:http://bci/competition_IIa.
- [15] P. He, E.G. Wilson, C. Russell, "Removal of Ocular Artifacts from Electro Encephalogram by Adaptive Filtering," Proc. Int. Conf. on Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 42, pp. 407-412, 2004.
- [16] C. Teng, Y. Zhang, G. Wang, "The Removal of EMG Artifact from EEG Signals by the Multivariate Empirical Mode Decomposition," Proc. Int. Conf. on Communications and Computing, Vol. 13, pp. 873-876, 2014.
- [17] L. Ferdouse, N. Akhtar, T.H. Nipa, F.T. Jaigirdar, "Simulation and Performance Analysis of Adaptive Filtering Algorithms in Noise Cancellation," International Journal of Computer Science, Vol. 8, pp. 185-192, 2011.
- [18] V. Krishnaveni, S. Jayaraman, P.M. Kumar, K. Shivakumar, K. Ramadoss, "Comparison of Independent Component Analysis Algorithms for Removal of Ocular Artifacts from Electroencephalogram," International Journal of Measurement Science Review, Vol. 5, pp. 67-79, 2005.
- [19] S. Makeig, A.J. Bell, T.P. Jung, T.J. Sejnowski, "Independent Component Analysis of Electroencephalographic data," In Advances in Neural Information Processing systems, Vol. 8, pp. 145-151, 1996.
- [20] T.P. Jung, C. Humphries, T.W. Lee, S. Makeig, M.J. Sejnowski, "Removing Electroencephalographic Artifacts: Comparison between ICA and PCA," IEEE Transaction on Signal Processing, Vol. 8, pp. 63-72, 1998.
- [21] A. Hyvarinen, E. Oja, "Independent Component Analysis: Algorithms and Applications," ELSEVIER Transaction on Neural Network, Vol. 13, pp. 411-430, 2000.
- [22] L. Shoker, S. Anaei, J. Chambers, "Artifact Removal from Electroencephalograms using a Hybrid BSS-SVM Algorithm," IEEE Transaction on Signal Processing Letters, Vol. 12, pp. 721-726, 2005.
- [23] M.H. Soomro, N. Badruddin, M. Z Yusoff, M.A. Jatoi, "Automatic Eye-Blink Artifact Removal Method Based on EMD-CCA," IEEE Conf. on Complex Medical Engineering, pp. 186-190, 2013.
- [4] H. Shahabi, S. Moghimi, H. Zamani-Jafarian, "EEG Eye Blink Artifact Removal by EOG Modeling and Kalman Filter," IEEE Transaction on BioMedical Engineering and Informatics, pp. 496-500, 2012.
- [5] F.C. Gratton, M.J. Coles, E. Donchin, "A New Method for Offline Removal of Ocular Artifact," ELSEVIER Transaction on Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, Vol. 55, pp. 468-484, 1983.
- [6] J. C. Woesternburg, M.N. Verbaten, J.N. Slangen, "the Removal of the Eye-Movement Artifact from the EEG by Regression Analysis in the Frequency Domain," ELSEVIER Transaction on Biological Physiology, Vol. 16, pp. 127-147, 1983.
- [7] W. Du, H.M. Leong, A.S. Gevins, "Ocular Artifact Minimization by Adaptive Filtering," Proc. IEEE Conf. on Statistical Signal and Array Processing, pp. 433-436, 1994.
- [8] W. Qi, "EOG Artifacts Removal in EEG Measurements for Affective interaction with Brain Computer interface," Proc. IEEE Conf. on Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing, pp. 471-475, 2012.
- [9] S. Makeig, A.J. Bell, T.P. Jung, T.J. Sejnowski, "Independent Component Analysis of Electroencephalographic data," In Advances in Neural Information Processing systems, Vol. 8, pp. 145-151, 1996.
- [10] J.N. Knight, "Signal Fraction Analysis and Artifact Removal in EEG," thesis for Degree of Master of science, Colorado State University, Fall 2003.
- [۱۱] ف. قاسمی، م. مرادی، م. تهرانی دوست، و. ابوطالبی، "نقاط قوت و ضعف استفاده از ترکیب آنالیز مؤلفه‌های مستقل و تبدیل ویولت به منظور حذف خودکار آرتیفکت چشمی از سیگنال الکتروانسفالوگرام" کنفرانس ملی سالانه انجمن کامپیوتر ایران، ۱۳۸۷.
- [۱۲] ف. شایق، ع. عرفانیان، "حذف بر خط آرتیفکت پلک‌زدن از سیگنال‌های مغزی در سیستم‌های ارتباطی مغز با کامپیوتر با استفاده از تحلیل وفقی مؤلفه‌های مستقل" مجله مهندسی برق و کامپیوتر ایران، شماره ۳، صفحه ۲۱۰-۱۹۹، ۱۳۸۸.
- [13] B. Yang, L. He, "Removal of Ocular Artifacts from EEG signals using ICA-RLS in BCI," IEEE Transaction on Electronics, Computer and Applications, Vol. 25, pp. 544-547, 2014.