

حذف آرتیفکت پلک زدن از سیگنال EEG: مقایسه الگوریتم PCA و فیلتر تطبیقی

| | | |
|--|---|---|
| ناصر حافظی مطلق | محمدعلی خلیلزاده | علی مقیمی |
| دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، گروه مهندسی پزشکی | استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، گروه مهندسی پزشکی | دانشیار، دانشگاه فردوسی مشهد، گروه زیست شناسی |
| E-mail: n_hafezi@um.ac.ir | E-mail: makhalilzadeh@mshdiau.ac.ir | E-mail: moghimi@um.ac.ir |

چکیده - ثبت فعالیت الکتریکی مغز (EEG) توأم با آرتیفکت‌هایی از جمله آرتیفکت چشمی است که بر اثر حرکات کره چشم و پلک زدن ایجاد می‌شود. با توجه به دامنه بسیار زیاد آرتیفکت ناشی از پلک زدن نسبت به سیگنال EEG، روش‌های زیادی برای حذف آن از سیگنال EEG پیشنهاد شده‌است. این مقاله به مقایسه نتایج حاصل از اعمال دو روش فیلتر تطبیقی و الگوریتم PCA در حذف آرتیفکت پلک زدن می‌پردازد. بر اساس نتایج به دست آمده با داده مورد استفاده در این تحقیق، در شرایطی که نسبت سیگنال به نویز بیشتر از 0.0074 باشد روش فیلتر تطبیقی با استفاده از الگوریتم RLS بر اساس معیار میانگین مربعات خطا نتایج بهتری نسبت به الگوریتم PCA خواهد داشت. در حالی که نسبت سیگنال به نویز از 0.0074 کمتر باشد الگوریتم PCA نتایج مناسب‌تری ارائه می‌کند.

کلید واژه- آرتیفکت چشمی، آرتیفکت ناشی از پلک زدن، حذف آرتیفکت، فیلتر تطبیقی، EEG، الگوریتم PCA

۱- مقدمه

انتشار سیگنال EOG در هادی حجمی سر سبب ایجاد آرتیفکت چشمی در فعالیت الکتریکی ثبت شده از مغز توسط الکترودهای سطحی می‌شود که یک مشکل جدی در فرآیند تحلیل سیگنال EEG است.

آرتیفکت چشمی که ناشی از حرکات کره چشم (Eye Movements) و پلک زدن (Eye Blinks) می‌باشد [7]، دارای هم پوشانی فرکانسی با سیگنال EEG است. از طرفی آرتیفکت ناشی از پلک زدن دارای دامنه بسیار بیشتری از سیگنال EEG می‌باشد [7].

تا کنون روش‌های گوناگونی برای حذف آرتیفکت چشمی از سیگنال EEG پیشنهاد شده‌اند از جمله: روش‌های

ثبت سطحی سیگنال EEG (Electroencephalogram) توأم با آرتیفکت‌هایی از جمله آرتیفکت چشمی، آرتیفکت ناشی از فعالیت الکتریکی عضلات، آرتیفکت ناشی از فعالیت الکتریکی قلب و... است [9].

برای بررسی فعالیت الکتریکی چشم می‌توان آن را معادل با یک دوقطبی الکتریکی در نظر گرفت که قطب مثبت آن بر روی قرنیه و قطب منفی آن بر روی شبکیه قرار دارد. حرکات چشم نظیر حرکات کره چشم، پلک زدن و... سبب تغییر در اندازه یا جهت میدان الکتریکی تولید شده توسط این دوقطبی در اطراف چشم شده که تغییر این میدان علت اصلی تولید سیگنال EOG است [7].

مربوطه این است که بردارهای پایه آن متعامد یک‌ه‌اند (Orthonormal).

در حقیقت PCA را می‌توان به صورت یک انتقال (Translation) و چرخش (Rotation) تصور کرد. اگر X داده ورودی و Y خروجی تبدیل PCA باشد، می‌توان تبدیل را به زبان ریاضی به صورت رابطه ۱ بیان کرد.

$$y = A(x - \mu_x) \quad (1)$$

در رابطه ۱، A مطابق رابطه ۲ عبارت است از ماتریس بردارهای اساسی فضای جدید و μ_x مطابق رابطه ۳ عبارت است از میانگین آماری داده‌های ورودی (X).

$$A = [e_1 \ e_2 \ \dots \ e_n]^T \quad (2)$$

$$\mu_x = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (3)$$

در نهایت محاسبه مؤلفه‌های اساسی در حکم حل یک معادله مقادیر ویژه خواهد بود که به راحتی می‌توان آن را حل کرد و درایه‌های ماتریس A یعنی مؤلفه‌های اساسی مورد نظر را به دست آورد.

۲-۲- روش فیلتر تطبیقی

شکل ۱ نشان دهنده شکل کلی یک فیلتر تطبیقی است که برای حذف آرتیفکت ناشی از پلک‌زدن از سیگنال EEG استفاده شده است.

ورودی اولیه عبارت است از سیگنال EEG ثبت شده همراه با آرتیفکت چشمی که می‌توان این آرتیفکت را به صورت نتیجه اعمال یک تابع F بر فعالیت الکتریکی چشم (EOG) در نظر گرفت. تابع F نشان‌دهنده مدل هادی حجمی سر و اثر آن بر انتشار سیگنال EOG از مکان تولید (چشم) تا مکان ثبت است. ورودی اولیه $(EEG+F(EOG))$ از طریق الکترودهای سطحی ثبت می‌شود. ورودی کانال نویز در فیلتر تطبیقی شکل ۱ الگوی پلک‌زدن به دست آمده از ثبت مؤلفه عمودی سیگنال EOG است. فیلتر تطبیقی مربوطه با تابع تبدیل $h_v(n)$ یک فیلتر FIR با مرتبه M است و خروجی نهایی $e(n) = \text{Corrected}$ (EOG) عبارت است از:

رگرسیون پیشرفته (Advanced Regression Method)، تبدیل موجک (Wavelet Transform)، فیلترهای تطبیقی (Adaptive Filters)، تحلیل مؤلفه‌های اساسی (PCA)، تحلیل مؤلفه‌های مستقل (ICA) و ...

از دید مقایسه، روش فیلتر تطبیقی با توجه به نیاز روش‌های رگرسیون پیشرفته به کالیبراسیون اولیه به منظور تعیین تابع تبدیل بین هر کانال ثبت EOG و EEG و همچنین کاربردهای Real Time روش فیلتر تطبیقی، نسبت به روش رگرسیون پیشرفته [3] و الگوریتم PCA نسبت به الگوریتم ICA [1] مناسب‌تر ارزیابی شده‌اند.

بر اساس مطالعات گذشته مشخص شده است که در فرآیند حذف آرتیفکت EOG از سیگنال EEG، سیگنال EOG را می‌توان به صورت برآیند دو مؤلفه عمودی (VEOG) و افقی (HEOG) در نظر گرفت [3].

با توجه به این‌که هدف این مقاله حذف آرتیفکت ناشی از پلک‌زدن می‌باشد، لذا در ثبت داده به ثبت مؤلفه عمودی سیگنال EOG اکتفا شده است.

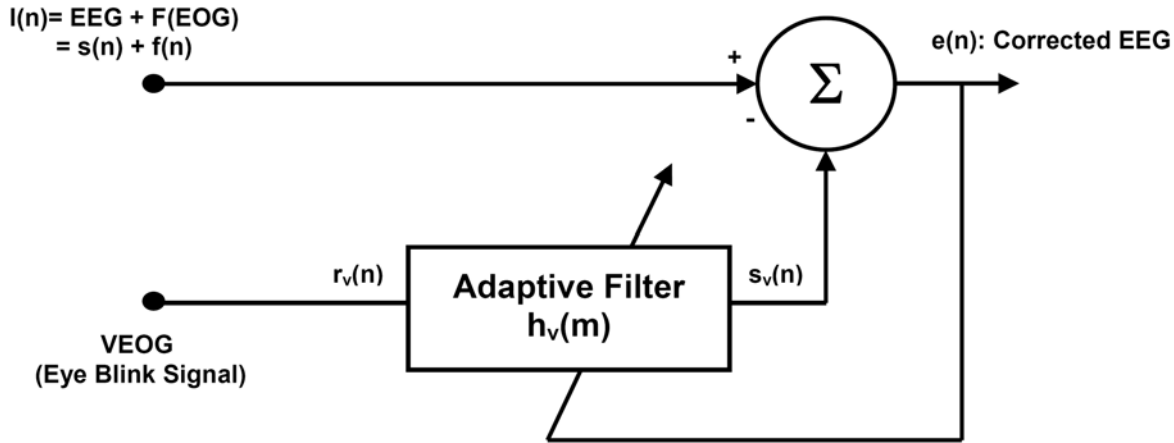
در این مقاله حذف آرتیفکت ناشی از پلک‌زدن از سیگنال EEG توسط روش فیلتر تطبیقی و الگوریتم PCA انجام شده و نتایج دو الگوریتم در نسبت‌های سیگنال به نویز متفاوت توسط معیار میانگین مربعات خطا مقایسه شده‌اند. داده مورد استفاده، داده EEG عاری از آرتیفکت پلک‌زدن و الگوی سیگنال پلک‌زدن نتیجه‌شده از برازش منحنی بر نتیجه میانگین‌گیری از چند نمونه داده واقعی مربوط به پلک‌زدن بوده است.

۲- روش‌های ثبت و پردازش داده

۲-۱- الگوریتم PCA

تحلیل مؤلفه‌های اساسی یکی از روش‌های زیر مجموعه بازشناسی آماری الگوها است. از تحلیل مؤلفه‌های اساسی در کاربردهای بسیاری از جمله حذف نویز از سیگنال، فشرده‌سازی سیگنال و... استفاده می‌شود.

تحلیل مؤلفه‌های اساسی به زبان ساده یک تبدیل خطی (Linear Transformation) است که سیگنال را به فضای جدید انتقال می‌دهد و از مشخصه‌های فضای جدید



شکل ۱: فیلتر تطبیقی با یک ورودی مبنا

۲-۳- داده تحقیق

یک کانال سیگنال EEG مورد استفاده در این روش از یک شخص و از طریق الکترودهای سطحی در نقطه F_z و یک کانال سیگنال VEOG نیز با استفاده از دو الکتروده در بالا و پایین چشم چپ ثبت گردید. هر دو سیگنال از یک فیلتر میان‌گذر FIR با فرکانس قطع پایین 0.1Hz و فرکانس قطع بالای 45Hz عبور داده شده‌اند. فرکانس نمونه‌برداری برابر با 200Hz و سیستم ثبت مورد استفاده، سیستم PowerLab گروه مهندسی پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد ساخت کارخانه ADInstruments استرالیا بوده‌است.

به منظور تولید سیگنال EEG آمیخته با آرتیفکت پلک‌زدن، ۵۰۰ نمونه (معادل 2.5 ثانیه) از سیگنال EEG عاری از آرتیفکت پلک‌زدن انتخاب شده و با فرض آمیختگی خطی سیگنال EEG و سیگنال EOG در فضای هادی حجمی سر با ۵۰۰ نمونه (معادل 2.5 ثانیه) الگوی سیگنال پلک‌زدن جمع شده‌است.

با توجه به این‌که هدف این تحقیق حذف آرتیفکت پلک‌زدن است، به جای استفاده از داده واقعی، الگوی سیگنال پلک‌زدن با میانگین‌گیری از ۳ داده واقعی پلک‌زدن و برازش یک منحنی به نتیجه حاصل، تولید شده‌است. درمیان توابع برازش گوناگون بهترین نتیجه برازش با منحنی گوسی ۸ جمله‌ای حاصل شده‌است. ضریب صحیح K به منظور تغییر نسبت سیگنال به نویز در تابع برازش شده ضرب می‌شود. معادله منحنی گوسی

$$e(n) = I(n) - S_v(n) = s(n) + [f(n) - S_v(n)] \quad (۴)$$

که در آن:

$$S_v(n) = \sum_{m=1}^M h_v(m)r_v(n+1-m) \quad (۵)$$

با فرض این‌که s سیگنال تصادفی ایستادن با میانگین صفر و ناهمبسته با f است داریم:

$$\begin{aligned} E[e^2] &= E[(s + f - S_v)^2] \\ &= E[s^2] + E[(f - S_v)^2] \end{aligned} \quad (۶)$$

هدف آرایش فیلتر تطبیقی شکل ۱ نزدیک کردن مقدار s(n) و e(n) به یکدیگر به صورت آماری است. مشاهده می‌شود که به منظور نزدیک کردن s(n) و e(n) باید مقدار $E[(f - S_v)^2]$ را کمینه کرد.

با توجه به الگوریتم‌های متفاوت مورد استفاده برای فیلترهای تطبیقی، الگوریتم RLS (Recursive Least Squares) به دلیل پایداری بالا و همگرایی سریع، در این پردازش انتخاب شده‌است. بر مبنای الگوریتم RLS باید تابع هدف (Target Function) زیر کمینه گردد [6]:

$$\begin{aligned} z(n) &= \sum_{i=M}^n \lambda^{n-i} e^2(i) \\ &= e^2(n) + \lambda e^2(n-1) + \dots + \lambda^{n-M} e^2(M) \end{aligned} \quad (۷)$$

پارامتر λ فاکتور فراموشی (Forgetting Factor) نامیده می‌شود.

سیگنال EEG آمیخته به آرتیفکت پلک زدن با $K = 0.5$ است. نتایج نتایج حاصل از اعمال روش فیلتر تطبیقی و الگوریتم PCA به داده EEG آمیخته به آرتیفکت پلک زدن و مقایسه آن‌ها به شرح زیر است:

مربوطه عبارت است از:

$$g(n) = K \sum_{i=1}^8 a_i \exp(-((n - b_i)/c_i)^2) \quad (8)$$

ضرایب منحنی گوسی برازش شده رابطه ۸ در جدول ۱ نشان داده شده‌اند.

جدول ۱: ضرایب منحنی گوسی رابطه ۸

| ضرایب a_i | | ضرایب b_i | | ضرایب c_i | |
|-------------|---------|-------------|-------|-------------|-------|
| a_1 | 0.5915 | b_1 | 230.8 | c_1 | 19.53 |
| a_2 | 0.03834 | b_2 | 280.1 | c_2 | 3.122 |
| a_3 | 0.8067 | b_3 | 295.3 | c_3 | 60.6 |
| a_4 | -0.408 | b_4 | 234.8 | c_4 | 13.66 |
| a_5 | 0.1991 | b_5 | 198.5 | c_5 | 14.87 |
| a_6 | 0.1879 | b_6 | 334.4 | c_6 | 8.043 |
| a_7 | -0.5794 | b_7 | 331.4 | c_7 | 71.97 |
| a_8 | 0.1807 | b_8 | 163.4 | c_8 | 273.5 |

۳-۱- روش فیلتر تطبیقی

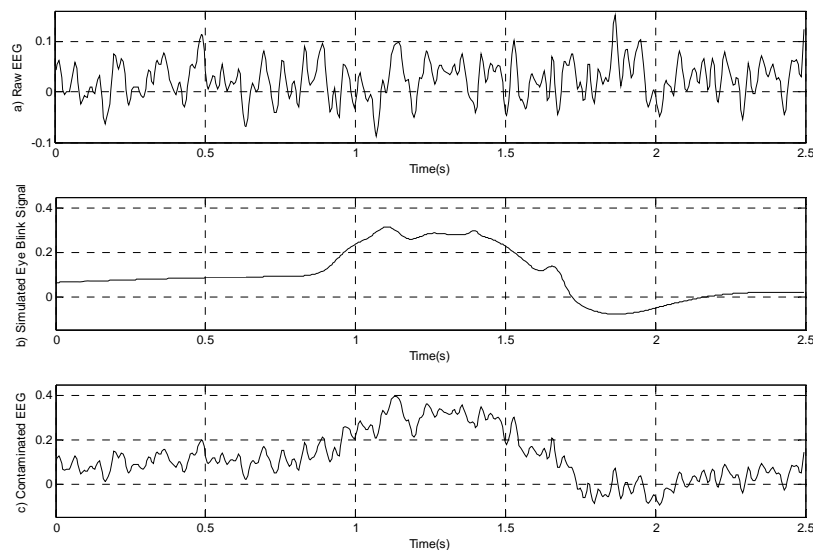
از لحاظ تئوری انتخاب مرتبه فیلتر تطبیقی باید بر مبنای مشخصات تابع تبدیل EEG-EOG صورت گیرد. در این مقاله از مقادیر ۳ و ۶ برای مرتبه فیلتر تطبیقی (M) استفاده شده است. همان‌گونه که اشاره شد از میان الگوریتم‌های متفاوت مورد استفاده برای فیلترهای تطبیقی، الگوریتم RLS (Recursive Least Squares) به دلیل پایداری بالا و همگرایی سریع انتخاب شده است.

با فرض پایدار بودن فرآیند پردازش مربوطه در مدت 2.5 ثانیه و با توجه به این‌که بر اساس فرکانس نمونه برداری 200Hz، تعداد نمونه‌ها در این مدت برابر با $N=500$ خواهد بود، پارامتر λ بر اساس رابطه $\lambda^N = 0.5$ برابر با 0.9986 انتخاب شده است [5].

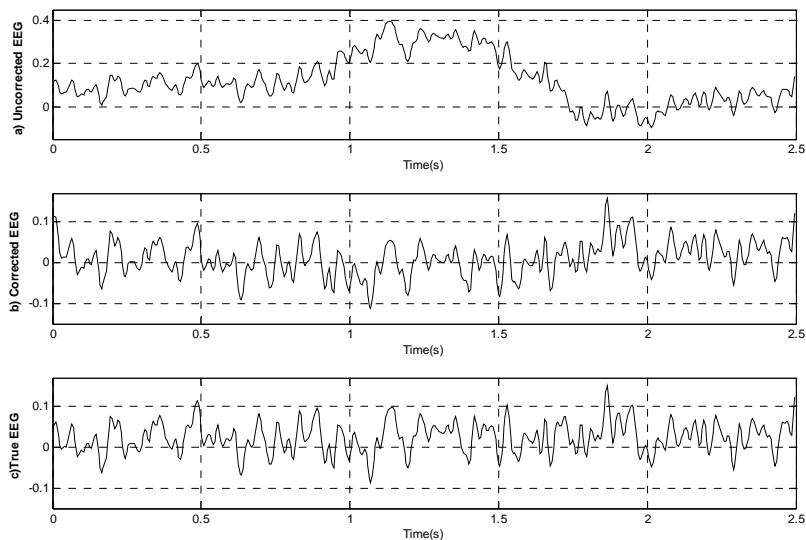
شکل ۳ نشان‌دهنده نتایج حاصل از اعمال فیلتر تطبیقی مرتبه ۶ بر اساس الگوریتم RLS به داده EEG آمیخته به آرتیفکت پلک زدن با $K = 0.5$ است.

۳- نتایج

شکل ۲ نشان‌دهنده سیگنال EEG، الگوی پلک زدن و



شکل ۲: (a) ۵۰۰ نمونه سیگنال EEG عاری از آرتیفکت پلک زدن، (b) ۵۰۰ نمونه الگوی پلک زدن تولید شده، (c) سیگنال EEG آمیخته به آرتیفکت پلک زدن با $K = 0.5$



شکل ۳: نتایج حاصل از اعمال فیلتر تطبیقی مرتبه ۶ بر اساس الگوریتم RLS به داده EEG آمیخته به آرتیفکت پلک‌زدن با $K = 0.5$ (a) داده EEG آمیخته به آرتیفکت پلک‌زدن، (b) خروجی فیلتر تطبیقی مرتبه ۶، (c) داده EEG عاری از آرتیفکت اولیه

به داده EEG آمیخته به آرتیفکت پلک‌زدن با $K = 0.5$ است.

ضرایب مربوط به آخرین نمونه فیلترهای تطبیقی مرتبه ۳ و ۶ در جدول ۲ نمایش داده شده است.

جدول ۲: ضرایب مربوط به آخرین نمونه فیلترهای تطبیقی مرتبه ۳ و ۶

۴- نتیجه‌گیری

به منظور مقایسه نتایج دو روش فوق در نسبت‌های سیگنال به نویز متفاوت، ابتدا نسبت سیگنال به نویز را به صورت حاصل تقسیم واریانس سیگنال (EEG) به واریانس نویز (سیگنال پلک‌زدن) تعریف می‌کنیم:

$$SNR = \text{Var}(\text{Signal}) / \text{Var}(\text{Noise}) \quad (9)$$

معیار مقایسه مورد استفاده، معیار میانگین مربعات خطا (MSE) است که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$MSE = \left(\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (f_i - g_i)^2 \right) \times 100 \quad (10)$$

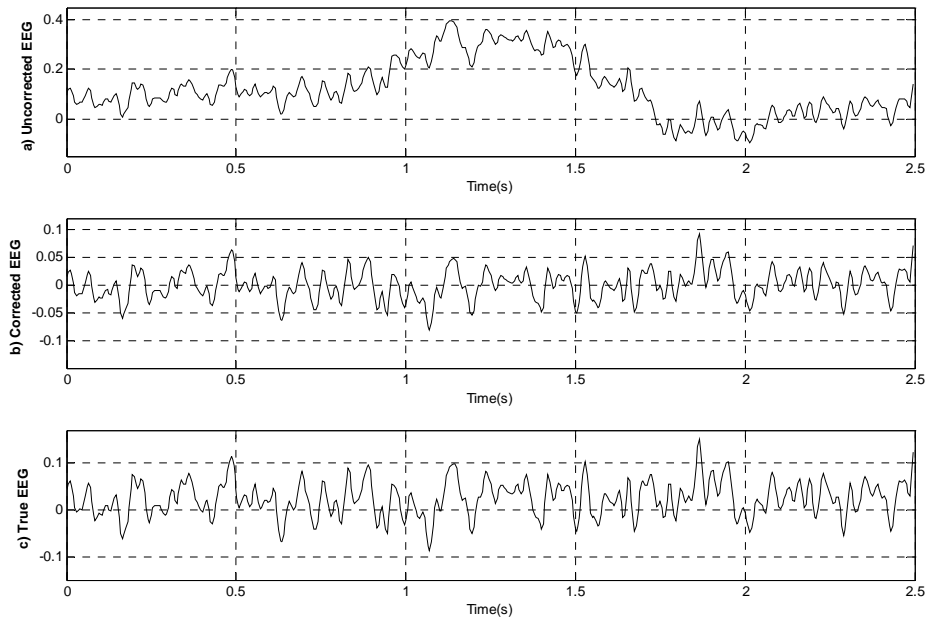
در رابطه ۱۰، N تعداد نمونه‌ها است که در داده مورد استفاده ۵۰۰ بوده است. f_i عبارت است از خروجی فیلتر تطبیقی یا الگوریتم PCA که داده EEG با اصلاح آرتیفکت است و g_i عبارت است از داده EEG عاری از آرتیفکت اولیه. جدول ۳ و شکل ۵ نشان‌دهنده میانگین مربعات خطای دو روش در نسبت‌های سیگنال به نویز متفاوت با تغییر ضریب K است.

| ضرایب | $h_v (M = 3)$ | $h_v (M = 6)$ |
|-------|---------------|---------------|
| h_1 | 0.3424 | 0.2797 |
| h_2 | 0.3533 | 0.2190 |
| h_3 | 0.3895 | 0.1753 |
| h_4 | | 0.1457 |
| h_5 | | 0.1314 |
| h_6 | | 0.1352 |

۲-۲- الگوریتم PCA

با توجه به نوع آمیختگی سیگنال و نویز، الگوریتم PCA به تمام سیگنال اعمال شده است.

تعداد مقادیر ویژه با توجه به رتبه ماتریس کواریانس (2×2) حداکثر ۲ است که در نهایت یکی از مقادیر ویژه حذف شده و سیگنال عاری از نویز به دست خواهد آمد. شکل ۴ نشان‌دهنده نتایج حاصل از اعمال الگوریتم PCA



شکل ۴: نتایج حاصل از اعمال الگوریتم PCA به داده EEG آمیخته به آرتیفکت پلک‌زدن با $k = 0.5$
(a) داده EEG آمیخته به آرتیفکت پلک‌زدن، (b) خروجی الگوریتم PCA، (c) داده EEG عاری از آرتیفکت اولیه

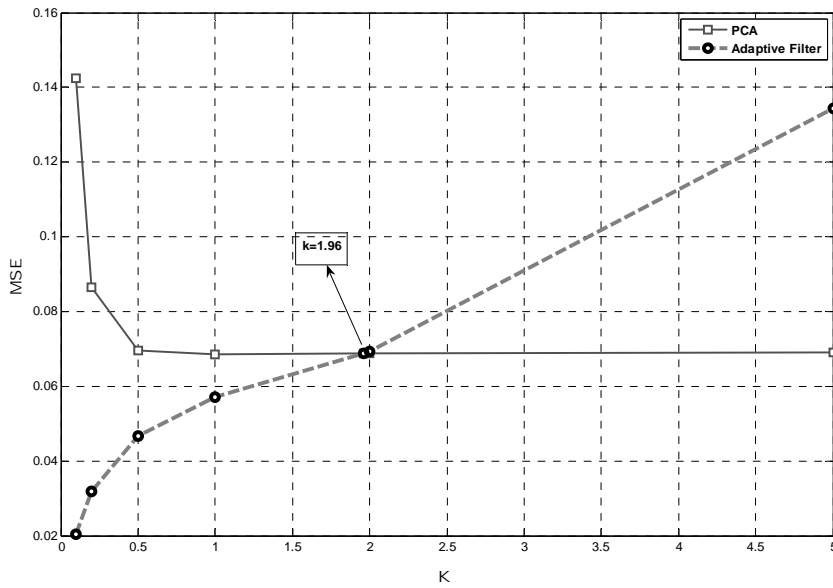
با توجه به نتایج جدول ۳، در صورتی که نسبت سیگنال به نویز کمتر از یک حد آستانه باشد، الگوریتم PCA و در صورتی که بیشتر از حد آستانه باشد، روش فیلتر تطبیقی (الگوریتم RLS) نتایج مناسب‌تری ارائه می‌کند. حد آستانه نسبت سیگنال به نویز برای داده‌های مورد استفاده در این مقاله 0.0074 ($k = 1.96$) بوده است. بنابراین به منظور حذف آرتیفکت پلک‌زدن از سیگنال EEG باید به صورت زیر عمل کرد:

۱- ثبت مؤلفه عمودی سیگنال EOG هم‌زمان با ثبت سیگنال EEG.

۲- Epoch بندی EEG توأم با آرتیفکت پلک‌زدن به Epoch های با تعداد کافی نمونه. تعداد کافی نمونه‌ها به فرکانس نمونه‌برداری و پایین‌ترین مؤلفه‌های فرکانسی سیگنال EEG ثبت شده بستگی دارد. در این مقاله تعداد نمونه‌ها برابر با عدد ۵۰۰ انتخاب شده است.

جدول ۳: مقایسه معیار میانگین مربعات خطا (MSE) نتایج الگوریتم PCA و فیلتر تطبیقی مرتبه ۶ (ANC) در نسبت‌های سیگنال به نویز (SNR) متفاوت با تغییر ضریب K

| K | SNR | MSE (PCA) | MSE (ANC) |
|------|-------------------------|-----------|-----------|
| 0.1 | 2.8553 | 0.1425 | 0.0204 |
| 0.2 | 0.7138 | 0.0865 | 0.0319 |
| 0.5 | 0.1142 | 0.0697 | 0.0466 |
| 1 | 0.0286 | 0.0686 | 0.0571 |
| 1.96 | 0.0074 | 0.0688 | 0.0688 |
| 2 | 0.0071 | 0.0688 | 0.0693 |
| 5 | 0.0011 | 0.0691 | 0.1343 |
| 10 | 2.8553×10^{-4} | 0.0692 | 0.3745 |
| 20 | 7.1382×10^{-5} | 0.0693 | 1.3419 |



شکل ۵: نمودار میانگین مربعات خطای دو روش فیلتر تطبیقی و الگوریتم PCA بر حسب تغییر ضریب K

فیلتر تطبیقی متداول تر است. در پردازش انجام شده با استفاده از نرم افزار Matlab و یک کامپیوتر دارای ریزپردازنده‌ای با سرعت 2.4GHz زمان لازم برای انجام روش فیلتر تطبیقی برابر با 0.02875 ثانیه اندازه‌گیری شده است که با توجه به فرکانس نمونه برداری 200Hz نشان‌دهنده این است که استفاده از فیلتر تطبیقی برای پردازش On-line مناسب می‌باشد.

دو روش پردازش ارائه شده فوق با شرط خطی فرض کردن انتشار سیگنال در فضای هادی حجمی سر و مدل جمع شونده سیگنال EEG و آرتیفکت‌چشمی در هادی حجمی سر، اعمال شده‌اند. بدیهی است در صورتی که مدل‌سازی تحلیلی و دقیق‌تری از آمیختگی دو سیگنال مربوطه در فضای هادی حجمی سر صورت گرفته و آمیختگی دو سیگنال در شبیه‌سازی، بر مبنای آن مدل صورت گیرد، نتایجی نزدیک‌تر به واقعیت به دست خواهد آمد. همچنین می‌توان با توسعه الگوریتم‌های مورد استفاده بر مبنای پردازش غیرخطی نتایج مناسب‌تری به دست آورد.

سپاس‌گزاری

به این وسیله از آقای مهندس رضاشعی که در ثبت داده‌های مربوط به فعالیت الکتریکی چشم و مغز در آزمایشگاه فیزیولوژی گروه مهندسی پزشکی دانشکده

۳- انتخاب یک Epoch حاوی داده EEG بدون آرتیفکت پلک‌زدن و محاسبه واریانس آن.

۴- به دست آوردن الگوی سیگنال پلک‌زدن با میانگین‌گیری از سیگنال‌های پلک‌زدن متفاوت ثبت شده و برازش یک منحنی گوسی به آن.

۵- محاسبه واریانس الگوی سیگنال پلک‌زدن و نسبت‌های سیگنال به نویز متفاوت با تغییر ضریب K.

۶- تعیین حد آستانه سیگنال به نویز به منظور انتخاب روش فیلتر تطبیقی یا الگوریتم PCA.

۷- محاسبه نسبت سیگنال به نویز Epoch‌های متفاوت EEG آمیخته به آرتیفکت پلک‌زدن با محاسبه واریانس آن‌ها و تقسیم آن بر واریانس به دست آمده در بند ۴.

۸- انتخاب روش فیلتر تطبیقی یا الگوریتم PCA با توجه به نسبت سیگنال به نویز به دست آمده در بند ۶ و مقایسه آن با حد آستانه.

۹- اعمال الگوریتم انتخاب شده در بند ۷ به Epoch مربوطه با بهره‌گیری از Epoch معادل مؤلفه عمودی EOG.

البته باید توجه داشت در پردازش‌های On-line، روش

فنی مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد ما را یاری نمودند سپاس گزاری می شود.

۵- مراجع

- [1] J. J. M. Kierkels, G. J. M. v. Boxtel, and L. L. M. Vogten, "A Model-Based Objective Evaluation of Eye Movement Correction in EEG Recordings," *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, vol. 53, pp. 246-253, 2006.
- [2] G. B. Arden and P. A. Constable, "The Electro-Oculogram" *Retinal and Eye Research*, vol. 25, pp. 207-248, 2006.
- [3] P. He, M. Kahle, G. Wilson, and C. Russell, "Removal of Ocular Artifacts from EEG: A Comparison of Adaptive Filtering Method and Regression Method Using Simulated Data ", in *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, 2005.
- [4] A. Erfanian and B. Mahmoudi, "Real-Time Ocular Artifact Suppression Using Recurrent Neural Network For Electro-Encephalogram Based Brain-Computer Interface," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 43, pp. 296-305, 2005.
- [5] P. He, G. Wilson, and C. Russell2, "Removal Of Ocular Artifacts From Electro-Encephalogram By Adaptive Filtering," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, pp. 407-412, 2004.
- [6] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, 3rd ed. Prentice Hall, 2001.
- [7] R. J. Croft and R. J. Barry, "Removal Of Ocular Artifact From The EEG: A Review," *Neurophysiol Clin*, vol. 30, pp. 5-19, 2000.
- [8] O. G. Lins, Terence W. Picton, Patrick Berg, and M. Scherg, "Ocular Artifacts in EEG and Event-Related Potentials I: Scalp Topography," *Brain Topography*, vol. 6, pp. 51-63, 1993.
- [9] O. G. Lins, T. W. Picton, P. Berg, and M. Scherg, "Ocular Artifacts In Recording EEGs And Event-Related Potentials II: Source Dipoles And Source Components " *Brain Topography*, vol. 6 pp. 65-78, 1993.