پردازش سیگنال EEG در رابط مغز و رایانه

مهران کریمیان ریزی[۱]، مریم فریور[۲]

[۱] دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز،ایران، mehrankarimian97@ms.tabriz.ac.ir

[۲] مربی سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور، شاهین شهر، ایران، farivar.maryam@yahoo.com

چکیده: رابط مغز – رایانه (BCI) اغلب نگاشت، کمک و یا ترمیم عملکردهای شناختی یا حرکتی- حسی انسان می‌باشد. الکتروانسفالوگرام (EEG) یک روش غیرتهاجمی در شناسایی و ثبت فعالیت الکتریکی مغز می‌باشد. نویزها سیگنالهای ناخالص ثبت شدهٔ EEG هستند که از آرتیفکتهای فیزیولوژیکی و فوق فیزیولوژیکی ناشی می شوند. تکنیک‌های متعددی وجود دارد که برای دستکاری سیگنال ثبت شدهٔ EEG در مرحله پیش پردازش BCI برای دستیابی به نتایج مطلوب در مرحله یادگیری بکار می‌روند. هدف این مقاله ارائه یک بررسی اجمالی از آرتیفکتهای مختلف ثبت کننده سیگنال مغز EEG درBCI و متدولوژیهای آن برای حذف این آرتیفکتها از سیگنال با استفاده از روندهای جدید در زمینه‌های تحقیقاتی BCI می‌باشد.

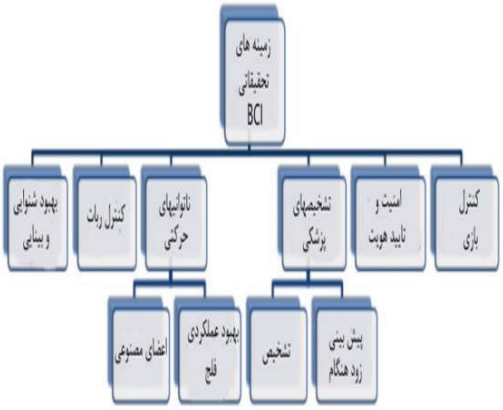
کلیدواژه‌ها: *رابط مغز-رایانه (BCI)، EEG، حذف آرتیفکت، پیش پردازش، EMG، EOG، فیلترینگ*

۱.مقدمه

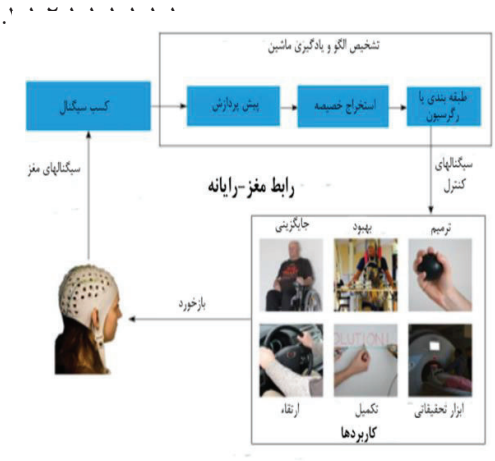
تحقیقات BCI در دهه گذشته آغاز شده است. تحقیق و توسعه BCIعمدتاً بر کاربردهای پروتزهای عصبی تمرکز دارد که هدف آن ترمیم آسیبهای شنوایی، بینایی و حرکت است [۱]. امروزه، تحقیقات BCI به نتایج قابل توجهی در زمینه کنترل ربات [۶،۸،۹۷۱۲]، بهبود ناتوانیهای حرکتی با استفاده از کاشت چیپهای BCI [۴،۵،۷۷۱۱] تشخیص و پیش بینی‌های پزشکی (۱۵،۱۸) امنیت و احراز هویت (۱۴) و کنترل بازی [۱۰،۱۶،۱۷] دست یافته است. شکل ۱ تحقیقات مختلف BCI را نشان می‌دهد .

سلول‌های مغز از طریق تکانه های الکتریکی که سیگنال مغز را تشکیل می‌دهند با یکدیگر ارتباط برقرار می‌کنند. تکنیک‌های متعددی برای دریافت سیگنال مغز وجود دارد: تهاجمی، نیمه تهاجمی و غیر تهاجمی [۱۰،۱۹]. تکنیک EEG (که در این مقاله مد نظر قرار دارد) یک تکنیک غیرتهاجمی برای دریافت سیگنال مغز است. این تکنیک سیگنال مغز را در طول جمجمه از طریق اندازه گیری نوسانات ولتاژ، همراه با انتقالات عصبی داخلی مغز ثبت می‌کند. مزایای اصلی EEG غیر تهاجمی بودن آن است، به طوریکه هیچ گونه جراحی برای تنظیم الکترودهای مغز، سهولت نسبی استفاده ، قابل حمل بودن، رزولوشن زمانی عالی، (آن توانایی دیدن فعالیت مغز را ارائه می‌دهد بطوریکه آن را در زمان واقعی در سطح میلی ثانیه (هزارم یک ثانیه) آشکار می‌سازد)، قیمت پایین نسبت به سایر تکنیکهای اکتساب سیگنال مغز مورد نیاز نمی‌باشد. معایب EEG که نسبت بسیار کوچک سیگنال به نویز آن و رزولوشن مکانی فضایی است، محدودیتی را نسبت به سایر روشهای دریافت سیگنال مغز نشان می‌دهد. با توجه به بسیار کوچک بودن سیگنال نسبت به نویز در سیگنال ثبت شدهٔ EEG ، آن نمی‌تواند به طور مستقیم در مرحله پردازش مثل استخراج خصیصه و تشخیص الگو به طور مستقیم در سیستم BCI بکار رود. سیگنال ثبت شدهٔ EEG باید از مرحله حذف آرتیفکت و فیلترینگ در پیش پردازش در سیستم BCI بگذرد. شکل ۲ مراحل سیستم BCI و مؤلفه‌های آن را نشان می‌دهد [۲۰].

ادامهٔ این مقاله به شرح زیر است: بخش ۲ در مورد انواع مختلف آرتیفکتهایی که سیگنال مغز دریافت شده با استفاده از EEG را آلوده می‌کنند توضیح می‌دهد. بخش ۳ متدولوژی‌های مختلفی را در مورد کاربردهای جدید BCI که هدفشان حذف این آرتیفکتهاست توضیح می‌دهد و در نهایت نتیجه گیری کوتاهی در بخش ۴ ارائه می‌شود .



شکل ۱: زمینه‌های تحقیقاتیBCI



شکل ۲: مراحل BCI

۲- آرتیفکت‌های EEG

آرتیفکت‌های سیگنال ثبت شدهٔ EEG همه سیگنالهایی هستند که سیگنال مغز را در طی فرایند دریافت آن آلوده کرده‌اند. دو نوع آرتیفکت وجود دارد: آرتیفکت‌های فیزیولوژیکی و فوق فیزیولوژیکی. آرتیفکت‌های فوق فیزیولوژیکی با توجه به محیط خارجی به جای بدن انسان در طی دریافت سیگنالهای مغزی مانند (محیط، تجهیزات) رخ می‌دهند. آرتیفکت‌های فیزیولوژیکی با توجه به بدن انسان رخ داده و از منابعی غیر از مغز مثل (چشمک زدن، حرکت کرهٔ چشم، تنفس، ضربان قلب، حرکات عضلانی) ناشی می‌شوند[۲۰].

۲-۱- آرتیفکت‌های فوق فیزیولوژیکی

۲-۱-۱- آرتیفکت جریان متناوب ۶۰ هرتز

جریان متناوب ۶۰ هرتزی یکی از مشکلات آماده سازی فنی دریافت EEG است. آن در زمانی رخ می‌دهد که اتصال مناسبی بین الکترودهای کلاهک EEG بر روی سر بیمار و زمین وجود نداشته باشد. امپدانس بین زمین آمپلی فایر و الکترودهای فعال کلاهک EEG بطور قابل توجهی افزایش پیدا می‌کند. در این مورد، زمین مانند الکترودی عمل می‌کند که آرتیفکت ۶۰ هرتزی را تولید می‌کند و بطور متمایزی موجب ثبت سیگنال می‌شود.

۲-۱-۲- آرتیفکت‌های الکترود

خارج شدن الکترود و موقعیت نامناسب قرارگیری الکترود EEG، از شایع‌ترین آرتیفکتهای الکترود در دریافت سیگنال مغز EEG هستند. موقعیت نامناسب قرارگیری الکترود EEG به عنوان یک مسئله در آماده سازی فنی در نظر گرفته می‌شود. قرارگیری نادرست الکترود روی سر بیمار موجب دریافت نامناسب سیگنال EEG می‌شود. آرتیفکت خارج شدن الکترود به دلیل اختلال در تغییر امپدانس در سیگنال پذیرفته شده رخ می‌دهد. به لحاظ دیداری می‌توان تشخیص داد که آن موجب چند شکل موج تند می‌شود که با سیگنال EEG مرتبط است[۲۵].

۲-۱-۳- حرکت در محیط ضبط

هر یک از حرکات سایر افراد دور و بر بیمار می‌تواند آرتیفکتهایی را در ثبت سیگنال بوجود آورد و بطور معمول این آرتیفکت دارای منشأ خازنی یا الکترواستاتیکی است. باید تا حد امکان از این کار جلوگیری شود، و در صورتیکه نتوان از این کار در فضای عملیاتی و بخش مراقبتهای ویژه (ICU) جلوگیری کرد، نشان مناسبی (علامت‌ها) باید بر روی رکوردهای سیگنال ثبت شده قرار داده شود.

۲-۱-۴- تداخل سایر تجهیزات

این نوع آرتیفکتها نویز خط نیرو نیز نامیده می‌شوند. تشعشعات فرکانس بالا از دستگاههای مختلفی مثل رادیو، تلویزیون، تماس تلفنی، سیستم‌های پیجینگ بیمارستان، نور فلورسنت، و تجهیزاتی که در تداخل الکترود نقش دارند می‌توانند آمپلی فایرهای EEG را آورلود کنند. در این خصوص، سیگنال EEG نمی‌تواند ثبت شود زیرا قلمها ممکن است کاملاً به سمت بالا با پایین منحرف شوند. راه حل بهینه برای حل این مسئله، خاموش کردن این دستگاهها در طی ثبت سیگنال مغز توسط ماشین EEG است.

۲-۲- آرتیفکت‌های فیزیولوژیکی

۲-۲-۱- الکتروکولووگرافی (EOG)

EOG آرتیفکت سیگنالی است که از عملکرد حرکت چشم در طی ثبت EEG رخ می‌دهد. EOG با سیگنالهای ثبت شده از EEG مغز همپوشانی دارد. این تنها در موارد پزشکی برای تشخیص مراحل خواب در سیگنال EEG سودمند است. پدیده بل با حرکات عمودی چشم (مثلاً پلک زدن) مشاهده می‌شود که انحرافات متقارن رو به پایینی را برای ثبت الکترودهای قطبی جلویی ایجاد می‌کند، درحالیکه حرکات جانبی چشم بر ثبت الکترودهای جلویی جانبی تأثیر می‌گذارد[۲۱].

۲-۲-۲- الکتروکاردیوگرام (EKG یا ECG)

آرتیفکت‌های ECG (یا EKG) به عنوان بزرگ‌ترین آرتیفکت‌هایی در نظر گرفته می‌شوند که می‌توانند در سیگنالهای ثبت شدهٔ EEG بخصوص برای آن دسته از بیمارانی که گردن پهن و کوتاه دارند مشاهده شود. ECG از تداخل پتانسیلهای ضربان قلب و حرکات بر روی سطح پوست سر بیمار ایجاد می‌شود [۲۴]. با توجه به منظم بودن (ریتم داری) و متقارن شدن با آرتیفکت ECG، آن می‌تواند بخوبی از طریق ثبت سیگنال EEG تشخیص داده شود. مشکل تشخیص این آرتیفکت در مواردی اتفاق می افتد که فعالیت غیرعادی مغزی با سایر آرتیفکتهای سیگنال EEG همپوشانی داشته باشد و به ظاهر آن توجه نشود (۲۵).

۲-۲-۳- آرتیفکت پالس

رابطه مستقیمی بین امواج پالس و ECG وجود دارد. آرتیفکت‌های امواج پالس زمانی رخ می‌دهد که الکترود EEG در جاهایی روی یک رگ تپنده موجب آرام شدن امواج شود که می‌تواند فعالیت EEG را شبیه سازی کند[۲۵]. ساده‌ترین راه حل برای کاهش این آرتیفکت، جابجا کردن الکترود روی پوست سر است.

۲-۲-۴- آرتیفکت‌های پوست

عرق کردن پوست (تعریق یا دیافورزیس) و وجود مو بر روی پوست بیمار از آرتیفکت‌های اصلی پوست است. عرق مایعی است که توسط غدد عرق ترشح می‌شود. اجزای اصلی عرق عبارتند از اسید لاکتیک و کلرید سدیم که به دلیل واکنش با فلزات الکترود موجب کاهش بسیار زیاد در میزان پایه می‌شود[۲۴]. آرتیفکت مودار بودن پوست موجب افزایش امپدانس بین الکترود و پوست می‌شود که بر درست بودن سیگنال ثبت شدهٔ EEG تأثیر می‌گذارد.

۲-۲-۵- آرتیفکت سینتیک زبان

این آرتیفکت از حرکت زبان ایجاد می‌شود و مشابه آرتیفکت EOG است که از حرکت چشم بوجود می‌آید، هر چند که شدت آن کمتر از آرتیفکتهای ایجاد شده با حرکت چشم است[۲۶]. آرتیفکت سینتیک زبانی دارای زمینه بالقوه گسترده‌ای است که از ناحیه فوقانی تا ناحیه پس سری می‌رسند. در این آرتیفکت، دامنه فوق سهمی کوچکتر و پایینتر از نواحی پتانسیل است.

۲-۲-۶- الکترومیوگرام (EMG)

EMG به سیگنال ایجاد شده توسط حرکت عضلات گفته می‌شود. رایج‌ترین تأثیر آرتیفکت بر سیگنال EEG، پتانسیل‌های ناشی از عضلات است که از به هم فشردن عضلات فک ایجاد می‌شوند (عضلات فرونتالیس و تمپورال). پتانسیل ایجاد شده توسط مغز نسبت به پتانسیلهای ایجاد شده توسط ماهیچه، طولانی‌ترند. این آرتیفکتها بر روی فرکانس، مدت زمان و مورفولوژی سیگنال تعیین می‌شوند [۱۳]. عضلات فرونتالیس و تمپورال (برای مثال به هم فشردن عضلات فک) از دلایل شایع آن هستند. بطور کل، پتانسیل‌های ایجاد شده در عضلات، نسبت به پتانسیلهای ایجاد شده در مغز دارای طول کوتاهتری هستند و بر اساس طول مدت، مورفولوژی، و سرعت پرتاب (برای مثال فرکانس) مشخص می‌شوند [۲۶].

۳- حذف آرتیفکت ها

در سیستم BCI، فیلترینگ سیگنالهای EEG در مرحله پیش پردازش انجام می‌شود. روش‌های متعددی وجود دارند که برای از بین بردن نویز ناشی از آرتیفکتهای مختلف سیگنال EEG طراحی شده‌اند. این بخش انواع مختلفی از رویکردهای قابل توجه فیلترینگ را که در سیستمهایBCI بکار برده می‌شود، نشان می‌دهد.

۳-۱- جلوگیری از آرتیفکت‌ها

ایده مورد نظر در اینجا، حذف آرتیفکتهای فیزیولوژیکی اضافه با تصحیح تخصیص کلاهک EEG بر روی بیماران و آماده سازی جای ثبت دستگاههای دیگر است که می‌توانند بر دریافت سیگنال EEG از بیمار تأثیر بگذارند. این الگوریتمی نیست که مورد استفاده قرار گیرد، بلکه یک آماده سازی فنی برای دریافت رکوردهای باکیفیت قبل از فیلترینگ سیگنال از آرتیفکتهای فیزیولوژیکی است.

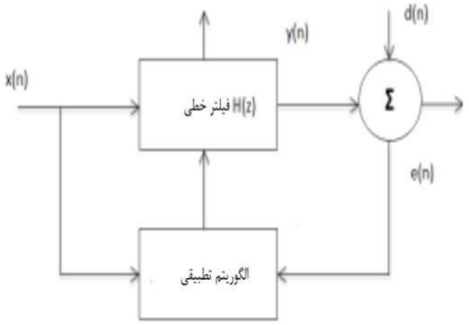
۳-۲- فیلترینگ خطی

فیلترینگ خطی به طور معمول برای از بین بردن آرتیفکتهای واقع در سیگنالهای خاصی بکار می‌رود که هیچ یک از باندهای فرکانسی آن با فرکانس سیگنال مغز همپوشانی ندارد. فیلترینگ پایین گذر و بالاگذر از قابل توجه ترین نمونه‌ها برای فیلترینگ خطی الگوریتم‌ها می‌باشند[۲۳]. فیلتر بالاگذر معمولاً برای حذف آرتیفکتهای EOG به کار می‌رود در حالیکه آرتیفکت‌های EOG متشکل از بخشهای فرکانس پایین هستند. فیلتر پایین گذر ممکن است بیشتر آرتیفکتهای EMG را حذف کند، درحالیکه بیشتر بخشهای EMG دارای مقادیر فرکانس بالا می‌باشد.

سهولت اجرا از دیدگاه نرم افزاری و سخت افزاری، یکی از مزیتهای اصلی فیلتر خطی است. علاوه بر این، آن به هیچ گونه اطلاعات اضافی در مورد خود آرتیفکتها نیاز ندارد، برای مثال، فیلتر خطی برای حذف نویزهای EOG یا EMG از سیگنال EEG، به پیش تعریف اطلاعات سیگنال نیازی ندارد[۲]. اشکال اصلی فیلتر خطی این است که در صورت هرگونه همپوشانی بین دو سیگنال EEG و EOG یا (EMG) یا دو سیگنال EMG و EOG، فیلتر نمی‌تواند سیگنال EEG را فیلتر کند و نمی‌تواند آرتیفکتهای EOG و EMG را از سیگنال EEG حذف نماید.

۳-۳- فیلتر تطبیقی خطی

فیلتر تطبیقی خطی که در [۲] معرفی شد، عمدتاً بر اساس نظریه بهینه سازی و اینکه چگونه طراحی فیلتر می‌تواند ویژگیهای آن را بر اساس ویژگیهای انتخابی از سیگنالی که باید مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرد تغییر دهد، می‌باشد. ایده اصلی فیلتر تطبیقی، انطباق واکنش فرکانس (ضریب) فیلتر خطی با یک سیگنال مشابه با نویز موجود در سیگنالی است که باید فیلتر شود. این الگوریتم فیلتر تطبیقی خطی نشان می‌دهد که دو سیگنال اولیه و ثانویه، به ترتیب d(n) و x(n) وجود دارند. H (z) یک فیلتر خطی است که خروجی y (n) را تولید می‌کند. برای محاسبه خطای e(n)، مقدار خروجی y(n) از سیگنال اولیه d(n) کسر می‌شود (۲،۲۳). شکل ۳ ساختار اصلی تطبیقی- خطی را نشان می‌دهد. دو فرایند اصلی این الگوریتم فیلترینگ عبارتند از: فرایند فیلترینگ و فرایند تطبیقی. در فرایند فیلترینگ، سیگنال خروجی واکنش یک فیلتر دیجیتال است. در این فرآیند، بطور معمول از فیلترهای FIR استفاده می‌شود، زیرا آنها فیلترهای ساده، خطی و پایداری هستند. در فرایند تطبیقی، توجیه تابع انتقال H(z) بر اساس الگوریتم بهینه سازی است. این انطباق با توجه به مقدار اختلاف (خطای) سیگنال اولیه و خروجی فیلتر صورت می‌گیرد.



شکل ۳. ساختار فیلتر تطبیقی- خطی

۳-۴- فیلتر مبتنی بر شبکه عصبی کوانتوم

با توجه به قانون مور، توجه به یافتن یک طرح سخت افزاری جدید به جای کامپیوترهای کلاسیک، منجر به نوآوری‌های مختلفی در محاسبات کوانتوم و الگوریتمهای برگرفته از کوانتوم شد. الگوریتم‌های برگرفته از کوانتوم، نتایج قابل توجهی را در

الگوریتمهای مختلف حاصل کردند[۳]. یک نمونه از الگوریتمهای برگرفته از کوانتوم برای فیلترینگ سیگنال EEG، شبکه عصبی کوانتومی بازگشتی (RQNN) است. فیلتر RQNN کیفیت سیگنال مغز EEG به دست آمده، و تفکیک آرتیفکتهای سیگنال را بهبود می‌بخشد. مکانیسم فیلتر RQNN ترکیبی از شبکه‌های عصبی بازگشتی (RNN) و مکانیسمها و مفاهیم معماری کامپیوترهای کوانتوم است. مکانیسم کوانتومی RQNN که بر مبنای معادله موج Schrodinger است سبب شد که شبکه عصبی مرکزی به طور کارآمدی با فیلترینگ سیگنال EEGمقابله کند. علاوه بر این کهRNN از یک الگوریتم یادگیری بدون نظارت استفاده می‌کند، ولی فیلتر را به ابزار قدرتمندی برای دریافت رفتار آماری سیگنال مغز EEG تبدیل می‌کند. فیلتر RQNN، نتیجه قابل توجهی را برای نسبت نویز به سیگنال برای فیلترینگ سیگنال EEG در مقایسه با روش فیلتر RNN نشان می‌دهد [۳]. اشکال اصلی فیلترهای مبتنی بر شبکه عصبی، این است که پیاده سازی آنها بر روی یک چیپ سخت افزاری پوشیدنی با محدودیتهای اندازه با توجه به نیاز به مقادیر عظیم سیم و مدار برای اجرای شبکه عصبی کار دشواری است، به طوریکه آن برای کاربردهای متعددی در پزشکی مثل چیپهای پیش بینی حمله (در صرع) [۱۵،۲۲] و تشخیص بیماری آلزایمر [۱۸] مناسب نیست.

۳-۵- فیلترینگ فضایی

مفهوم فیلترینگ فضایی، یعنی استفاده از تعداد اندکی از کانالهای جدید که یک ترکیب خطی از کانالهای اصلی بازخوانی سیگنال مغز EEG هستند [۲]. به طور کلی، فیلتر فضایی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\tilde{x}=\sum_i w_i\, x_i=wX$$

که در اینجا $\tilde{x}$ سیگنال فیلترشدهٔ فضایی است، x_i سیگنال EEG از کانال i است، w_i وزن داده شده به کانال در فیلتر فضایی است و x ماتریس اصلی سیگنالهای مغز EEG از همه کانال‌ها می‌باشد.

فیلترینگ فضایی یک مفهوم نوروفیزیولوژیکی دارد، زیرا با جمع آوری اطلاعات مربوط به کانالهای EEG مختلف، به بهبود سیگنال اصلی مغز کمک می‌کند. علاوه بر این، ابعاد کانالهای EEG را به تعداد کمتری از سیگنالهای فیلتر شدهٔ فضایی کاهش می‌دهد. بطوریکه می‌توان از فیلترینگ فضایی برای کاهش فضا، فیلتریگ سیگنال و بازیابی سیگنال اصلی مغز بطور همزمان استفاده کرد.

۳-۶- فیلتر مبتنی بر توزیع کوشی

تکنیک فیلتر مبتنی بر توزیع کوشی که در [۱۵] ارائه شد، در چیپ تشخیص حمله ناگهانی (صرع) مورد استفاده قرار می‌گیرد. این پیاده سازی سخت افزاری فیلتر را می‌توان تحت محدودیت اندازه چیپهای BCI برای چیپهای تشخیص پزشکی مغز بکار برد. فیلتر پیشنهادی مبتنی بر توزیع کوشی، نویزهای ضربه‌ای را مورد هدف قرار می‌دهد، زیرا این یک توزیع دم بلند است که برای تشخیص تغییرات ناگهانی در نویز، قویتر از توزیع گاوسی است. توزیع کوشی آرتیفکتهای ضربه‌ای را در مشاهدات EEG مانند EMG و EOG توصیف می‌کند. تابع تراکم احتمال توزیع کوشی از این قرار است:

$$c(\tilde{x}.\mu.s)=1/(s\pi(1+ [[((\tilde{x}-\mu)/s)]] \hat{}2))$$

که در اینجا μ پارامتر موقعیت مکانی است که مکان اوج توزیع کوشی را نشان می‌دهد و S پارامتر مقیاس است که نصف پ۰هنا را در نیمی از ماکسیموم مشخص می‌کند.

تابع مشاهدات نویز بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$z_t=Wx_t+u_\upsilon \qquad u_t\sim C(\tilde{x};0.s)$$

درجاییکه یک بردار با ویژگی n بعدی است که مشاهده را در زمان t نشان می‌دهد، x_t بصورت زیر تعریف می‌شود:

$$x_t= [[(x_t\hat{}0.x_t\hat{}1.\cdots.x_t\hat{}q)]] \hat{}T$$

که در اینجا $x_t\hat{}i$ نسبت x_t را به توان i نشان می‌دهد، W یک ماتریس $n\times(q+1)$ است که شامل ضرایب یک تابع چندجمله‌ای می‌باشد، u_t نویز مشاهدات سیگنال است.

EOG و EMG با تغییرات ناگهانی در سیگنال مغز EEG مانند نوسانات بزرگ و فرکانس‌های بالا، اجرا می‌شوند. فیلتر کوشی می‌تواند به طور موثری برای فیلتر کردن این آرتیفکتها بخصوص در کاربردهای پزشکی مثل حملات ناگهانی صرع بکار رود.

۴-نتیجه گیری

فیلترینگ سیگنال مغز EEG، مرحله مهمی در مرحله پیش پردازش BCI برای آماده سازی یک سیگنال کارآمد برای تشخیص و طبقه بندی مراحل یادگیری است. برای انتخاب مؤثر روشها و استفاده از آنها برای مواجهه با حذف آرتیفکتهای

سیگنال مغز EEG، می‌بایست در مورد سیستم BCI تصمیم گیری شود و باید تمام محدودیتهای سخت افزاری برای انتخاب روش مناسب و آسان برای فیلترینگ و پیش پردازش سیگنال مغز EEG مشخص شود. سیستم‌های BCI برای حذف چند آرتیفکت از ثبت سیگنال مغز EEG، دارای الزامات مختص به خود هستند. این مقاله قابل توجه ترین رویکرد فیلتر را برای کاربردهای مختلف BCI نشان می‌دهد. کاربردهای پزشکی که به ویژه به تشخیص آنلاین بیماریهایی مانند حمله ناگهانی صرع مربوط می‌شوند، محدودیت‌های محدودی در مورد اجرای سخت افزار دارند. در چنین موردی، یک تکنیک فیلترینگ خوب با پیاده سازی سخت افزاری مناسب و آسان مورد نیاز است. برنامه‌های نرم افزاری بازی و امنیتی که هیچ محدودیتی در مورد اجرای سخت افزار ندارند، می‌توانند از تکنیکهای قدرتمندتر فیلترینگ مثل شبکه‌های عصبی استفاده کنند.

مراجع

[1] E. A. Curran and S. J. Maria, S. J, "Learning to control brain activity: A review of the production and control of EEG components for driving brain–computer interface (BCI) systems", Brain and Cognition, vol. 51, no. 3, April 2003, pp. 326–336.

[2] M. Honing and D. Messerschmitt, "Adaptive Filters: Structures, Algorithms and Applications", ISBN-13: 978- 0898381634, 1984, Kluwer Academic Publishers.

[3] V. Gandhi, V. Arora, G. Prasad, D. Coyle and T. M. McGinnity, “A novel EEG signal enhancement approach using a recurrent quantum neural network for a brain– computer interface,” in Proc. 3rd Eur. Conf., Tech. Assist. Rehabil., Mar. 2011, pp. 1–8.

[4] Z. S. Zaghloul and M. Bayoumi, "Implementable Spike Sorting techniques for VLSI wireless BCI/BMI implants: A survey," 5th International Conference on Energy Aware Computing Systems & Applications, Cairo, 2015, pp. 1-4

[5] P. Horki, T. Solis-Escalante, C. Neuper, "Combined motor imagery and SSVEP based BCI control of a 2 DoF artificial upper limb" , Medical & Biological Engineering & Computing, May 2011, vol. 49, no. 5, pp 567–577

[6] A. Jackson, C. T. Moritz, J. Mavoori, T. H. Lucas and E.

[7] E. Fetz, "The neurochip BCI: towards a neural prosthesis for upper limb function," in IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, no. 2, June 2006, pp. 187-190.

[8] Z. S. Zaghloul and M. Bayoumi, "Toward fast low power adaptive spike sorting VLSI chip design for wireless BCI implants," 2015 IEEE 58th International Midwest Symposium on Circuits and Systems (MWSCAS), Fort Collins, CO, 2015, pp. 1-4.

[9] Y. Chae, J. Jeong and S. Jo, "Toward Brain-Actuated Humanoid Robots: Asynchronous Direct Control Using an EEG-Based BCI," in IEEE Transactions on Robotics, vol. 28, no. 5, Oct. 2012, pp. 1131-1144.

[10] Z. Saad Zaghloul and M. Bayoumi, "Adaptive neural matching online spike sorting VLSI chip design for wireless BCI implants," 2015 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), South Brisbane, QLD, 2015, pp. 977-981.

[11] D. Nurseitov, A. Serekov, A. Shintemirov and B. Abibullaev, "Design and evaluation of a P300-ERP based BCI system for real-time control of a mobile robot," 2017 5th International Winter Conference on Brain- Computer Interface (BCI), Sabuk, 2017, pp. 115-120.

[12] M. van de Velde, G. van Erp, PJ. Cluitmans PJ., "Detection of muscle artifact in the normal human awake EEG," Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol. 107, no. 2, April 1998, pp. 149– 158.

[13] M. K. Bashar, I. Chiaki and H. Yoshida, "Human identification from brain EEG signals using advanced machine learning method EEG-based biometrics," 2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), Kuala Lumpur, 2016, pp. 475-479.

[14] Y. Wang et al., "A Cauchy-Based State-Space Model for Seizure Detection in EEG Monitoring

Systems," in IEEE Intelligent Systems, vol. 30, no. 1, pp. 6-12, Jan.-Feb. 2015.

[15] D. Coyle, J. Principe, F. Lotte and A. Nijholt, "Guest Editorial: Brain/neuronal - Computer game interfaces and interaction," in IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games, vol. 5, no. 2, pp. 77-81, June 2013.

[16] L. Liao, C. Chen, I. Wang, S. Chen, S. Li, B. Chen, J. Chang and C. Lin, "Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors," Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 9, no. 5, January 2012, pp. 1-11.

[17] W. L. Woon, A. Cichocki, F. Vialatte and T, Musha, "Techniques for early detection of Alzheimer's disease adsorption of proteins at surfaces, Science, 252 (1991)1164.

using spontaneous EEG recordings, "Physiological Measurement, vol. 28, 2007, pp. 335–347.

[18] R. Oostenveld, P. Fries, E. Maris, and J. Schoffelen, "FieldTrip: open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data," Neuroscience, article 1, January 2011, 9 pages.

[19] J. R. Wolpawa,b, N. Birbaumerc, D. J. McFarlanda, G. Pfurtschellere, T. M. Vaughan, "Brain–computer interfaces for communication and control," Clinical Neurophysiology, vol. 113, March 2002, pp. 767–791.

[20] T. W. Picton, P. van Roon, M. L. Armilio, "The correction of ocular artifacts: a topographic perspective," Clinical Neurophysiology, vol. 111, no. 1, January 2000,pp. 53–65.

[21] N. Elsayed, Z. S. Zaghloul, M. Bayoumi, "BCI/AIS Low Power Adaptive Architecture for Early Prediction of Epilepsy Seizures," 15th IEEE International New Circuits and Systems Conference (NEWCAS), Strasbourg, France, June 2017, in press.

[22] A. GuruvaReddy, S. Narava, "Artifact Removal from EEG Signals," International Journal of Computer Applications, vol. 77, no. 13, September 2013, pp. 17-19.

[23] D. Craven, B. McGinley, L. Kilmartin, M. Glavin and E. Jones, "Adaptive Dictionary Reconstruction for Compressed Sensing of ECG Signals," in IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 21, no. 3, May 2017, pp. 645-654.

[24] S. R. Benbadis and K. Lin, "Errors in EEG Interpretation and Misdiagnosis of Epilepsy," European Neurology, vol. 59, 2008, pp. 267–271.

[25] D. V. Morettia, F. Babilonia, F. Carduccia, F. Cincottia,E. Remondinia, P.M. Rossinib, S. Salinarie, C. Babiloni, "Computerized processing of EEG–EOG–EMG artifacts for multi-centric studies in EEG oscillations and event- related potentials," International Journal of Psychophysiology, vol. 47, no. 3, March 2003, pp. 199– 216.