

روش بهبود یافته تحلیل همبستگی متعارف برای بازشناسی فرکانس پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار

سحر صادقی^۱ و علی مالکی^{۲*}

| چکیده | اطلاعات مقاله |
|--|--|
| روش تحلیل همبستگی متعارف (CCA)، یکی از پرکاربردترین روش‌های بازشناسی فرکانس در سیستم‌های واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار (SSVEP) است. روش CCA در اغلب موارد، با نتایج خوبی همراه است، اما اگر میان فرکانس‌های تحریک رابطه هارمونیک برقرار باشد، این روش با چالش مواجه خواهد شد. در این مقاله، روش CCA بهبود یافته پیشنهاد شده است که با اضافه کردن یک مرحله پس‌پردازش در روش CCA، این چالش را تا حدودی رفع می‌کند. بدین منظور، تحریک بینایی در محدوده ۶ تا ۱۶ با گام فرکانسی ۰/۵ هرتز با استفاده از جعبه‌ابزار psychophysics متلب ایجاد شد. ثبت سیگنال SSVEP از ده سوژه و تنها از الکتروود Oz انجام گردید. طبق روش پیشنهادی، پس از اعمال CCA و تعیین فرکانس متناظر با بیشینه همبستگی، اختلاف میزان همبستگی حاصل از این فرکانس و همبستگی حاصل از هارمونیک متناظر، محاسبه می‌شود. سپس با مقایسه مقدار به دست آمده با مقدار آستانه، بازشناسی فرکانس صورت می‌پذیرد. مقدار آستانه بر اساس داده‌های هر سوژه به صورت آفلاین تعیین می‌شود. میانگین صحت بازشناسی روش CCA استاندارد با انتخاب دو هارمونیک در ایجاد سیگنال مرجع ($N=2$)، به ازای پنجره زمانی هشت ثانیه، ۷۴٪ بوده که با روش پیشنهادی به ۸۱٪ رسید. به طور متناظر، به ازای پنجره زمانی چهار ثانیه نیز صحت از ۷۸٪ به ۸۳٪ افزایش یافت. روش پیشنهادی با کاهش خطای بازشناسی هارمونیک توانسته است برای گستره وسیع فرکانسی، صحت بازشناسی را نسبت به روش CCA استاندارد بهبود بخشد. | دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۰۲/۲۶ پذیرش مقاله: ۱۳۹۷/۰۳/۰۲ |
| | واژگان کلیدی: واسط مغز-کامپیوتر، پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار، تحلیل همبستگی متعارف. |

۱- مقدمه

ارتباطی مستقیم میان مغز افراد و کامپیوتر، کانال ارتباطی مازاد را با هدف ارتباط با محیط برای این دسته از بیماران، فراهم می‌کند. از جمله کاربردهای این گونه سیستم‌ها می‌توان به کنترل ربات انسان نما [۲]، کنترل ارتز و پروتزها [۳] و هجی‌کننده‌ها [۴] اشاره کرد. یکی از انواع سیستم‌های BCI، واسط‌های مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار^۴ (SSVEP) هستند. SSVEP پاسخ حالت ماندگار مغز به تکرار یک تحریک بینایی با فرکانس

بیمارانی که از فلج شدید ناشی از ناتوانی‌های جسمی، تحلیل عضلات، بیماری ALS^۱، سکتة ساقه مغز یا دیگر ضایعات نخاعی رنج می‌برند، قادر به برقراری ارتباط با جهان اطراف خود از طریق روش‌های معمول و با استفاده از عضلات و اعصاب محیطی نیستند و نهادینه کردن خدمات توانبخشی برای این دسته از بیماران، امری ضروری است [۱]. سیستم‌های واسط مغز-کامپیوتر^۳ (BCI)، با ایجاد راه

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: amaleki@semnan.ac.ir

۱. دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان

۲. استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان

۲. Amyotrophic lateral sclerosis

۳. Brain computer interface

۴. Steady-state visual evoked potential

هر سوژه، به بهینه‌سازی سیگنال‌های مرجع در روش CCA پرداخته و روش multiset CCA را معرفی کرده‌اند [۱۳]. بدین‌منظور با استخراج ویژگی مشترک تریال‌های داده آموزش، سیگنال‌های مرجع جدیدی را معرفی کردند که در مقایسه با سیگنال‌های مرجع سینوسی کسینوسی ساختگی، اطلاعات دقیق‌تری از خصوصیات EEG واقعی منعکس می‌کنند. در پژوهشی دیگر توسط این گروه، با معرفی روش multiway CCA، با مدنظر قرار دادن احتمال تغییرپذیری تریال‌های مختلف در یک سوژه، از اطلاعات کانال‌ها و تریال‌های مختلف برای بهینه‌سازی سیگنال‌های مرجع استفاده کردند [۱۴].

در این مقاله برای نخستین بار، از اطلاعات داده‌های سوژه برای رفع مشکل هارمونیک استفاده و با اضافه کردن یک مرحله پس‌پردازش در CCA استاندارد، روشی مبتنی بر CCA برای کاهش خطای بازشناسی فرکانس هارمونیک معرفی شده است.

۲- روش‌ها

۲-۱- ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرام

برای ثبت داده از یک سیستم الکتروانسفالوگرام ۱۶ کاناله (EEG V.16.24) ساخت شرکت Bayamed استفاده شد. برای ثبت سیگنال تنها از یک الکتروود در محل Oz استفاده گردید. الکتروود مرجع در AFz و الکتروود زمین در نرمه گوش راست قرار داده شد. امپدانس بین الکتروود و پوست در کل روند آزمایش، کمتر از ۵ کیلو اهم نگه داشته شد که برای کاربردهای BCI ایدئال است [۱۵]. برای مدیریت راه‌اندازی تحریک‌ها، نمایش تحریک و نیز ثبت سیگنال، از یک لپ‌تاپ با نمایشگر LED ۱۵/۶ اینچی استفاده شد. ایجاد تحریک بینایی با کمک توابع موجود در جعبه‌ابزار psychophysics متلب انجام گرفت. این جعبه‌ابزار، امکان زمان‌بندی صحیح تحریک‌ها و ایجاد محرک‌های با فرکانس‌های دقیق و مشخص را فراهم می‌سازد. الگوی تحریک بینایی، یک دایره چشمک‌زن به قطر ۱۰ سانتی‌متر در مرکز صفحه نمایشگر، انتخاب و نمونه‌برداری سیگنال الکتروانسفالوگرام با نرخ ۱۰۰۰ انجام شد.

تعداد ده نفر داوطلب سالم در آزمایش شرکت کردند. محدوده سنی داوطلبان بین ۲۲ تا ۳۳ سال بوده، هیچ‌کدام

مشخص است. سیستم‌های BCI مبتنی بر SSVEP به دلیل مزایایی همچون صحت بالا، نرخ انتقال اطلاعات^۱ (ITR) بالا، استفاده از الکتروودهای کمتر جهت ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرام^۲ (EEG) و عدم‌نیاز به فرایند پیچیده یادگیری، توجه بسیاری از محققان را به خود جلب کرده است [۵-۷]. برای افزایش ITR در این‌گونه سیستم‌ها، می‌توان مدت زمان ثبت سیگنال را کاهش و نیز تعداد گزینه‌های فرکانس تحریک را افزایش داد. کاهش زمان ثبت، محدودیت رزولوشن فرکانسی را در پی خواهد داشت. برای افزایش تعداد گزینه‌های فرکانسی نیز می‌توان گام فرکانسی را کاهش یا گستره فرکانسی را افزایش داد. کاهش گام فرکانسی، با محدودیت رزولوشن فرکانسی همراه بوده، افزایش گستره تحریک نیز منجر به فرارگیری فرکانس‌هایی با رابطه هارمونیک در گستره فرکانس تحریک خواهد شد. اطلاعات فرکانسی میان سوژه‌های مختلف، متفاوت بوده، در بسیاری موارد، جزء هارمونیک متناظر با فرکانس تحریک، در مقایسه با فرکانس اصلی، غالب است [۸-۱۰].

تحلیل همبستگی متعارف^۳ (CCA)، یکی از تکنیک‌های متداول برای بازشناسی فرکانس در سیگنال‌های SSVEP است. روش CCA در اغلب موارد با نتایج خوبی همراه است، اما وجود رابطه هارمونیک میان فرکانس‌های تحریک، منجر به خطای بازشناسی فرکانس در این روش خواهد شد و مستقل از تعداد هارمونیک در نظر گرفته‌شده در ایجاد سیگنال مرجع، این روش قادر نخواهد بود برای کل گستره فرکانسی، پاسخ مطلوبی ارائه دهد.

در مطالعه [۱۱] با به‌کارگیری یک مرحله پیش‌پردازش و اعمال روش PSDA^۴ بر روی سیگنال SSVEP و سیگنال‌های مرجع، نتایج تحلیل همبستگی متعارف را در حوزه فرکانس مورد بررسی قرار دادند. ونگ و همکاران از یک مرحله پس‌پردازش PSD بعد از اعمال CCA استفاده کرده‌اند [۱۲]. بدین‌منظور پس از به‌کارگیری CCA، در صورتیکه فرکانس بازشناسی‌شده، از مقدار چگالی طیف توان بالایی خوبی برخوردار بوده، به‌عنوان فرکانس هدف تعیین شده است. در برخی دیگر از مطالعات این زمینه، با هدف دستیابی به نتایج دقیق‌تر، از اطلاعات خاص هر سوژه استفاده شده است. ژنگ و همکاران با استفاده از اطلاعات

^۳.Canonial correlation analysis

^۴.Power spectral density analysis

^۱.Information transfer rate

^۲.Electroencephalogram

و فرکانس مرتبط با بیشینه مقدار همبستگی، به عنوان فرکانس هدف شناسایی می‌شود. پس از یافتن مقدار ρ_k برای تمام فرکانس‌های تحریک، فرکانس مرتبط با بیشینه مقدار ρ_k ، به عنوان فرکانس هدف، تعیین خواهد شد [۱۸-۱۶].

$$E[xx^T] = E[x^T x] = E[W_x^T X X W_x] = 1 \quad (۲)$$

$$E[yy^T] = E[y^T y] = E[W_y^T Y Y W_y] = 1 \quad (۳)$$

$$\rho_k = \rho_{W_x, W_y}(x, y) = \frac{E[x^T y]}{\sqrt{E[x^T x]E[y^T y]}} \\ = \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T X X W_x]E[W_y^T Y Y W_y]}} \quad (۴)$$

$$O = \max_k \rho_k \quad . \quad k = 1.2. \dots .K$$

روش CCA در اغلب موارد با نتایج خوبی همراه است، اما اگر میان فرکانس‌های تحریک، رابطه هارمونیک برقرار باشد، ممکن است با خطای بازشناسی فرکانس همراه شود. به بیان روشن‌تر، در صورت انتخاب دو هارمونیک در ایجاد سیگنال مرجع ($N=2$)، بازشناسی فرکانس‌های تحریک بالا (که هارمونیک فرکانس‌های پایین هستند) ممکن است با خطا همراه شود. در حالت انتخاب تنها هارمونیک اول ($N=1$) نیز احتمال خطای بازشناسی فرکانس‌های پایین وجود خواهد داشت. به عبارت دیگر، مستقل از تعداد هارمونیک، این روش قادر نخواهد بود به‌ازای کل گستره فرکانسی، پاسخی مطلوب به همراه داشته باشد.

۲-۳- روش پیشنهادی

شکل (۱-الف)، نمودار بلوکی روش پیشنهادی را نشان می‌دهد که شامل مراحل پیش‌پردازش، استخراج ویژگی، طبقه‌بندی و پس‌پردازش است. در مرحله پیش‌پردازش، بهبود کیفیت سیگنال، موردنظر است. سیگنال‌های ناخواسته‌ای که در اثر پدیده‌هایی مانند پلک زدن، حرکات کره چشم و... ایجاد می‌شود، به عنوان تداخل ناخواسته با سیگنال EEG آمیخته شده، عدم حذف آن‌ها سبب بروز خطا خواهد شد [۱۹]. ابتدا برای حذف نویز برق شهر، فیلتر ناچ ۵۰ هرتز اعمال گردید و در ادامه، فیلتر ضد تداخل ۸۰ هرتز اعمال و نرخ نمونه‌برداری به ۲۵۰ هرتز کاهش داده شد. سپس یک فیلتر باترورث مرتبه دو پایین‌گذر با فرکانس قطع ۴۰ هرتز و یک فیلتر باترورث مرتبه دو بالاگذر ۱ هرتز

از آن‌ها تجربه استفاده از سیستم BCI نداشتند. پیش از شروع جلسات ثبت سیگنال، تمام مراحل آزمایش برای سوژه‌ها شرح داده شد و آن‌ها با رضایت کامل در آن شرکت کردند. از سوژه‌ها خواسته شد که بر روی صندلی در مقابل نمایشگر بنشینند و بدون حرکت، به صفحه خیره شوند. از هر سوژه ۱۰ جلسه سیگنال ثبت شد. در هر جلسه، تحریک‌های محدوده ۶ تا ۱۶ با گام فرکانسی ۰/۵ هرتز به سوژه ارائه گردید که در مجموع ۲۱ فرکانس را شامل می‌شد. هر تحریک به مدت ۸ ثانیه به کاربر ارائه و مدت زمان ۵ ثانیه به عنوان استراحت بین تحریک‌ها تعیین شد. در بین جلسات نیز مدت ۵ دقیقه به عنوان استراحت برای سوژه‌ها در نظر گرفته شد.

۲-۲- تحلیل همبستگی متعارف

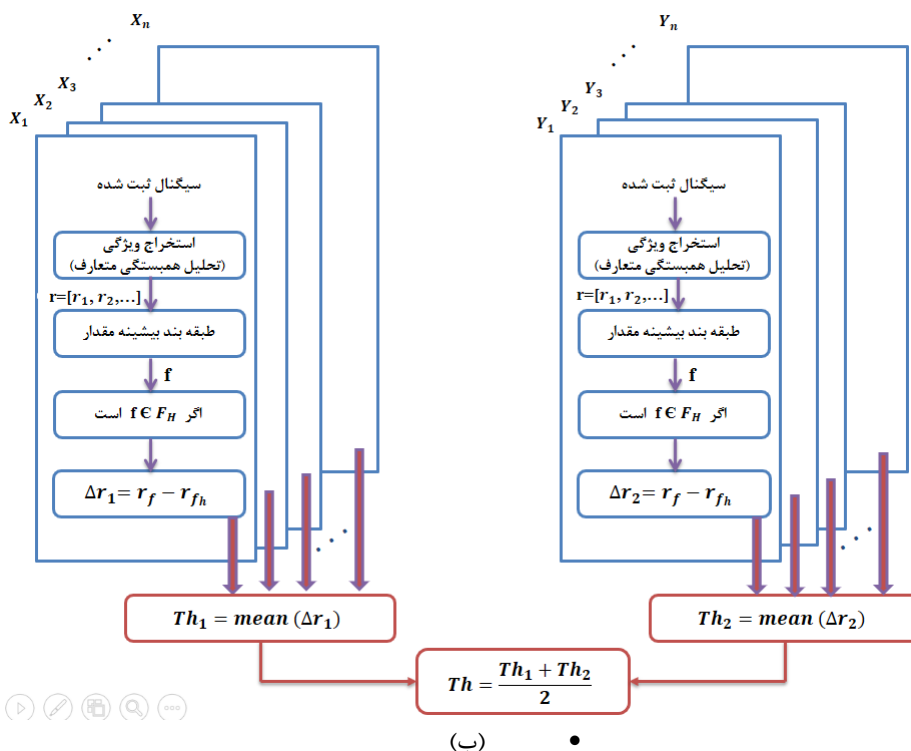
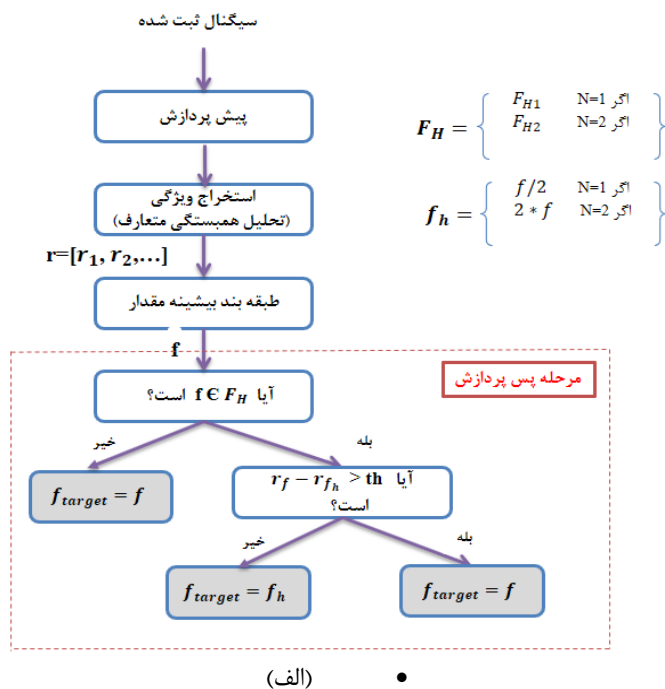
روش تحلیل همبستگی متعارف، یکی از تکنیک‌های متداول برای بازشناسی فرکانس تحریک در سیگنال‌های SSVEP چندکاناله است. برای دو بردار متغیرهای تصادفی $X = (X_1, \dots, X_n)$ و $Y = (Y_1, \dots, Y_m)$ که میان متغیرهای آن‌ها رابطه همبستگی برقرار است، روش تحلیل همبستگی متعارف، ترکیب‌های خطی میان X_i و Y_i را پیدا خواهد کرد که دارای بیشترین همبستگی با یکدیگر باشند. این روش، X سیگنال SSVEP حاصل از تحریک بینایی با گزینه‌های فرکانسی مشخص را دریافت و سیگنال‌های مرجع ساختگی Y با فرکانس‌های متناظر ایجاد می‌کند. سیگنال تحریک Y متناوب موج مربعی در فرکانس f را می‌توان به سری فوریه شامل هارمونیک‌هایش طبق معادله (۱) تجزیه کرد.

$$Y = \begin{bmatrix} \sin(2\pi(f_i)t) \\ \cos(2\pi(f_i)t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi(Nf_i)t) \\ \cos(2\pi(Nf_i)t) \end{bmatrix} . t = \frac{1}{F_s} . \frac{2}{F_s} . \dots . \frac{T}{F_s} \quad (۱)$$

که f فرکانس تحریک، T تعداد نقاط نمونه، N نشان‌دهنده تعداد هارمونیک‌های در نظر گرفته شده و F_s نرخ نمونه‌برداری است. این الگوریتم در پی یافتن بردارهای وزن W_x و W_y است که همبستگی میان متغیرهای تصادفی $x = X^T W_x$ و $y = Y^T W_y$ (ترکیب خطی هارمونیک‌های سیگنال مرجع) را بیشینه کند. بدین منظور با در نظر گرفتن دو شرط مطابق با رابطه (۲) و (۳)، همبستگی کل با حل مسئله بهینه‌سازی، رابطه (۴) حاصل

هریک از فرکانس‌های تحریک استخراج می‌شود.

اعمال گردید. در مرحله دوم، روش CCA بر روی سیگنال پیش‌پردازش شده اعمال شده، مقادیر همبستگی متناظر با



شکل (۱) الف- نمودار بلوکی استخراج ویژگی و طبقه‌بندی روش پیشنهادی، ب- فلوچارت روند تعیین آستانه. مجموعه فرکانس‌های تحریک دارای رابطه هارمونیک، زیرمجموعه فرکانس‌های هارمونیک، زیرمجموعه فرکانس‌های نصف هارمونیک، ...، تریال‌های با فرکانس تحریک عضو مجموعه، ...، تریال‌های با فرکانس تحریک عضو مجموعه، Γ بردار همبستگی حاصل از CCA، f فرکانس متناظر با بیشینه همبستگی، همبستگی متناظر با فرکانس بازشناسی شده CCA، همبستگی متناظر با هارمونیک فرکانس بازشناسی شده CCA، Δr_1 اختلاف مقادیر همبستگی و مقدار آستانه تعیین شده را نشان می‌دهد.

فرکانس هدف درست تشخیص داده شود، اختلاف ماکزیمم اول و دوم مقادیر همبستگی‌ها بسیار زیاد است. به‌عنوان نمونه، مقادیر همبستگی برای دو تریال مختلف از داده‌های سوژه اول که فرکانس بازشناسی روش CCA در هر دو ۶ هرتز بوده، در قالب نمودار شکل (۲) رسم شده است. فرکانس تحریک در تریال متناظر با شکل (۲(a))، ۶ هرتز و در تریال متناظر با شکل (۲(b))، ۱۲ هرتز بوده است. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، اختلاف ماکزیمم اول و دوم مقادیر همبستگی در تریال با نتایج بازشناسی صحیح (a)، زیاد و در تریال با نتایج بازشناسی نادرست (b)، بسیار کم است. بنابراین، ایده مقایسه اختلاف ماکزیمم اول و دوم مقادیر همبستگی با مقدار آستانه پیشنهاد شد.

به‌منظور ارزیابی روش پیشنهادی، از داده‌های تمام ۱۰ جلسه هر سوژه استفاده شده است. تعیین آستانه برای هر سوژه نیز با استفاده از همین داده‌ها صورت پذیرفته است. جدول ۱ نتایج حاصل از روش پیشنهادی را به‌زای پنجره‌های زمانی چهار ثانیه‌ای و هشت ثانیه‌ای از سیگنال نشان می‌دهد. برای مقایسه، روش CCA برای شرایط استفاده از یک و دو هارمونیک در ایجاد سیگنال مرجع نیز پیاده‌سازی و گزارش شده است. به‌زای پنجره زمانی هشت ثانیه‌ای، میانگین درصد صحت بازشناسی روش CCA روی همه سوژه‌ها به‌زای $N=1$ ، ۷۸٪ و برای حالت $N=2$ ، ۷۴٪ بوده که برای روش پیشنهادی، به‌ترتیب به ۸۰٪ و ۸۱٪ رسیده است. به‌زای پنجره چهار ثانیه‌ای، میانگین صحت CCA برای هر دو حالت $N=1$ و $N=2$ ، ۷۸٪ بوده که برای روش پیشنهادی به‌ترتیب به ۸۰٪ و ۸۳٪ افزایش یافته است.

شکل (۳) میانگین درصد صحت بازشناسی حاصل از روش CCA استاندارد و CCA بهبودیافته را در دو حالت انتخاب یک و دو هارمونیک برای یک پنجره زمانی چهار ثانیه‌ای از سیگنال برحسب فرکانس تحریک نشان می‌دهد. همان‌طور که از شکل مشخص است، در حالت انتخاب یک هارمونیک در ایجاد سیگنال مرجع ($N=1$)، درصد صحت بازشناسی فرکانس‌های تحریک پایین‌تر، میزان کمی بوده که با استفاده از روش پیشنهادی، این درصد افزایش یافته است. همچنین در حالت انتخاب دو هارمونیک ($N=2$)،

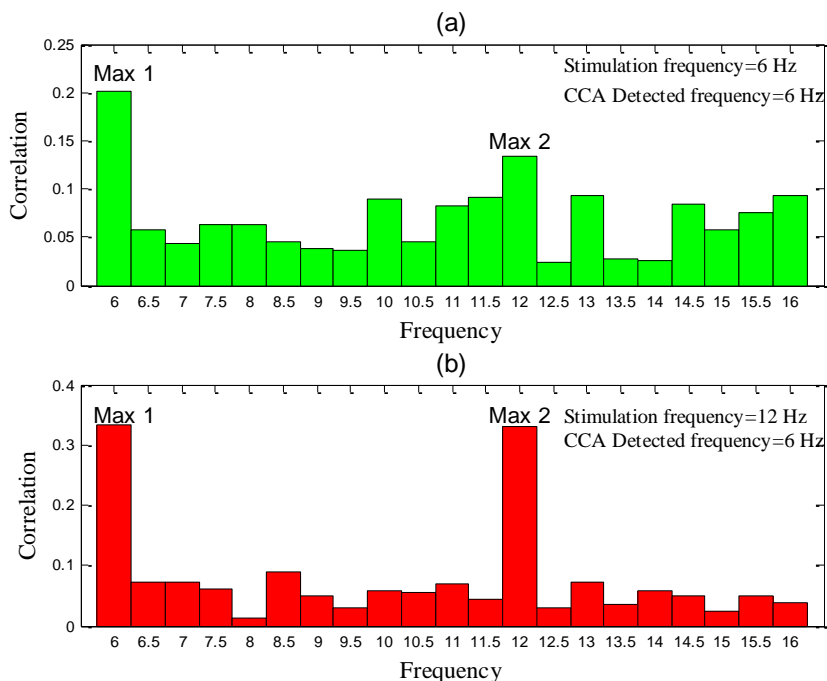
در مرحله سوم، با استفاده از طبقه‌بند بیشینه مقدار، فرکانس متناظر با ماکزیمم مقدار همبستگی تعیین می‌شود. مرحله چهارم، مرحله پس‌پردازش نامیده شده است. در این مرحله، ابتدا فرکانس‌های تحریکی که دارای رابطه هارمونیک با دیگر فرکانس‌های گستره تحریک هستند، به‌صورت یک مجموعه به نام F_H در نظر گرفته شده، سپس مجموعه F_H به دو زیرمجموعه شامل مجموعه فرکانس‌های هارمونیک (F_{H1}) و مجموعه فرکانس‌های نصف هارمونیک (F_{H2}) تقسیم می‌شود. در ادامه، اگر فرکانس خروجی طبقه‌بند حاصل از مرحله سوم، در مجموعه F_H قرار داشته باشد، شرط اختلاف همبستگی موردبررسی قرار می‌گیرد. بدین‌منظور، ابتدا اختلاف مقادیر همبستگی متناظر با فرکانس خروجی طبقه‌بند و دیگر فرکانس دارای رابطه هارمونیک با آن که f_h نامگذاری شده، محاسبه و با مقایسه مقدار حاصل با یک آستانه، فرکانس هدف بازشناسی می‌شود.

تعیین آستانه برای هر سوژه به‌صورت آفلاین انجام می‌گیرد. بدین‌منظور ابتدا روش CCA بر روی هر یک از تریال‌های با فرکانس‌های تحریک عضو مجموعه F_{H1} اعمال شده، فرکانس متناظر با بیشینه همبستگی استخراج می‌شود. در ادامه، اگر فرکانس بازشناسی شده متعلق به مجموعه F_H باشد، اختلاف میان همبستگی متناظر با این فرکانس و همبستگی متناظر با هارمونیک این فرکانس محاسبه می‌شود (Δr_1). در نهایت، با میانگین‌گیری از مقادیر Δr_1 حاصل از تمامی تریال‌ها، آستانه Th_1 تعیین می‌گردد. روند فوق به‌طور مشابه برای تریال‌های با فرکانس‌های تحریک عضو مجموعه F_{H2} تکرار و Th_2 حاصل می‌شود. در انتها، با میانگین‌گیری از مقادیر دو آستانه به‌دست‌آمده، آستانه کل تعیین می‌شود. فلوجارت شکل (۱-ب)، روند تعیین آستانه را برای هر سوژه نشان می‌دهد.

۳- یافته‌ها و بحث

در صورت وجود رابطه هارمونیک میان فرکانس‌های تحریک، با استفاده از روش CCA و تعیین ماکزیمم اول مقادیر همبستگی، فرکانس هدف اشتباه تشخیص داده می‌شود. در این شرایط، ماکزیمم دوم مقادیر همبستگی متناظر با فرکانس هدف بوده، اختلاف مقادیر این دو همبستگی بسیار کم است. این در حالی است که اگر

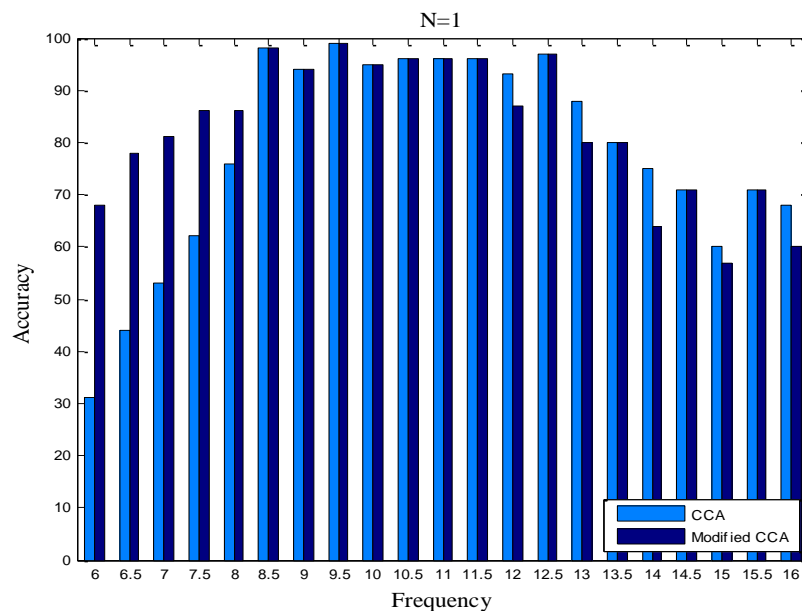
فرکانس‌های پایین از درصد بازشناسی بالایی برخوردارند، پیشنهادی، آن را بهبود بخشیده است. اما فرکانس‌های بالا، درصد صحت پایینی دارند که روش



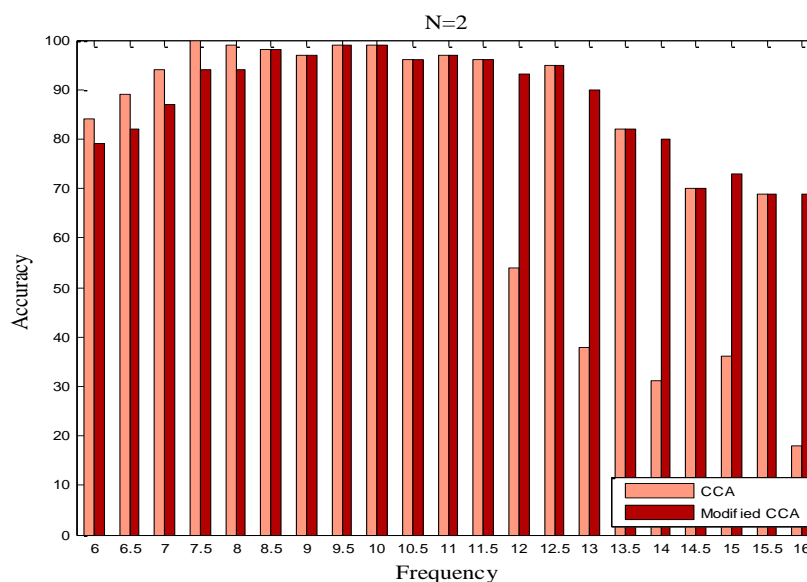
شکل (۲) - مقادیر همبستگی حاصل از روش CCA برای دو تریال مختلف با فرکانس بازشناسی شده ۶ هرتز از داده‌های سوژه اول. (a) تریال با فرکانس تحریک ۶ هرتز، (b) تریال با فرکانس تحریک ۱۲ هرتز

جدول ۱- درصد صحت بازشناسی روش CCA بهبودیافته در مقایسه با روش CCA استاندارد برای پنجره‌های زمانی هشت و چهار ثانیه

| چهار ثانیه | | هشت ثانیه | | | | پنجره زمانی | | |
|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|----------------|---------------|-------------------------------|
| (N=۲) | | (N=۱) | | (N=۲) | | (N=۱) | | تعداد هارمونیک در سیگنال مرجع |
| CCA بهبودیافته | CCA استاندارد | CCA بهبودیافته | CCA استاندارد | CCA بهبودیافته | CCA استاندارد | CCA بهبودیافته | CCA استاندارد | سوژه‌ها |
| ۹۰ | ۸۲ | ۹۳ | ۹۰ | ۹۱ | ۷۹ | ۹۲ | ۹۲ | ۱ |
| ۸۲ | ۷۶ | ۸۳ | ۸۳ | ۸۵ | ۷۴ | ۸۶ | ۸۶ | ۲ |
| ۸۰ | ۸۰ | ۷۰ | ۶۹ | ۶۸ | ۶۷ | ۶۶ | ۵۸ | ۳ |
| ۷۴ | ۷۲ | ۷۵ | ۷۵ | ۶۷ | ۶۵ | ۷۱ | ۷۱ | ۴ |
| ۸۱ | ۸۳ | ۷۰ | ۶۸ | ۷۹ | ۷۵ | ۶۷ | ۶۶ | ۵ |
| ۸۳ | ۷۵ | ۷۲ | ۶۹ | ۸۰ | ۷۳ | ۷۲ | ۷۴ | ۶ |
| ۸۰ | ۷۱ | ۷۹ | ۷۹ | ۸۳ | ۷۱ | ۸۴ | ۸۴ | ۷ |
| ۸۰ | ۷۳ | ۷۶ | ۷۰ | ۷۳ | ۶۹ | ۷۱ | ۶۵ | ۸ |
| ۹۵ | ۸۷ | ۹۵ | ۹۵ | ۹۵ | ۸۵ | ۹۷ | ۹۷ | ۹ |
| ۸۸ | ۸۱ | ۹۰ | ۸۳ | ۸۹ | ۸۲ | ۹۰ | ۸۵ | ۱۰ |
| ۸۳ | ۷۸ | ۸۰ | ۷۸ | ۸۱ | ۷۴ | ۸۰ | ۷۸ | میانگین |



(الف)



(ب)

شکل (۳)- مقایسه میانگین صحت بازشناسی CCA استاندارد و CCA بهبودیافته به تفکیک فرکانس برای یک و دو هارمونیک در ایجاد سیگنال مرجع. الف- انتخاب یک هارمونیک ($N=1$). ب- انتخاب دو هارمونیک ($N=2$)

توجه به محدودیت رزولوشن فرکانسی، ناگزیر به افزایش گستره فرکانسی خواهیم شد که ممکن است با قرارگیری هارمونیک در گستره فرکانس‌های تحریک همراه شود. روش CCA استاندارد عمدتاً با نتایج خوبی همراه است، اما در صورت وجود رابطه هارمونیک میان فرکانس‌های تحریک، با

۴- نتیجه گیری

در این مقاله، روش تحلیل همبستگی متعارف بهبودیافته برای کاربردهای با گستره فرکانس تحریک وسیع، پیشنهاد شد. یکی از راه‌های افزایش ITR در سیستم‌های BCI مبتنی بر SSVEP، افزایش تعداد گزینه‌های فرکانس تحریک است و با

صحت بازشناسی کل را نسبت به CCA استاندارد برای هر دو حالت انتخاب تعداد یک و دو هارمونیک در ایجاد سیگنال مرجع، بهبود بخشید. در نتیجه، امکان افزایش نرخ انتقال اطلاعات در سیستم‌های BCI مبتنی بر SSVEP با وسیع‌تر کردن گستره فرکانس تحریک، فراهم می‌شود.

چالش مواجه خواهد شد. ایده انجام مرحله پس‌پردازش روش CCA استاندارد و استفاده از اختلاف مقادیر همبستگی متناظر با فرکانس‌های دارای رابطه هارمونیک، این چالش را تا حدودی رفع کرده است. مقایسه نتایج نشان داد روش پیشنهادی توانست با کاهش خطای بازشناسی هارمونیک،

مراجع

- [۱] م. بامداد و ه. زرشناس، «طراحی دستگاه توان‌بخشی آرنج بر پایه محرک کابل»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، سال چهاردهم، شماره ۴۵، ۱۳۹۵، صفحه ۴۹-۶۱.
- [۲] م. سعادت فومنی، م.م. خطیبی، م. مرادی و م. کارآموز مهدی‌آبادی، «تحلیل سینماتیکی- سینتیکی پیمایش مستقیم‌الخط ربات انسان‌نما»، مجله مدل‌سازی در مهندسی، سال هفتم، شماره ۱۷، صفحه ۱۷-۲۵.
- [3] G. Pfurtscheller and et al., "Self-paced operation of an SSVEP-Based orthosis with and without an imagery-based "brain switch" a feasibility study towards a hybrid BCI", IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 18, No. 4, 2010, pp.409-414.
- [4] E. Yin and et al., "A speedy hybrid BCI spelling approach combining P300 and SSVEP", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 61, No. 2, 2014, pp.473-483.
- [5] M.M. Movahedi, A.R. Mehdizadeh and A. Alipour, "Development of a brain computer interface (BCI) speller system based on ssvep signals", Journal of Biomedical Physics and Engineering, Vol. 3, No.3, 2013, pp. 81-86.
- [6] V.P. Oikonomou, G. Liaros, K. Georgiadis, E. Chatzilari, K. Adam, S. Nikolopoulos and I. Kompatsiaris, "Comparative evaluation of state-of-the-art algorithms for SSVEP-based BCIs", arXiv:1602.00904, 2016.
- [7] N.R. Waytowich and D.J. Krusienski, "Multiclass Steady-State Visual Evoked Potential Frequency Evaluation Using Chirp-Modulated Stimuli", IEEE Transactions on Human-Machine Systems, Vol. 46, No. 4, 2016, pp. 593-600.
- [8] H.J. Hwang, D.H. Kim, C.H. Han and C.H. Im, "A new dual-frequency stimulation method to increase the number of visual stimuli for multi-class SSVEP-based brain-computer interface (BCI)", Brain Research, 1515, 2013, pp. 66-77.
- [9] J. Cui, W. Wong and S. Mann, "Time-frequency analysis of visual evoked potentials by means of matching pursuit with chirplet atoms", 26th Annual International Conference of the IEEE in Engineering in Medicine and Biology Society (IEMBS'04), Vol. 1, 20014, pp. 267-270.
- [10] C.M. Wong, B. Wang, F. Wan, P.U. Mak, P.I. Mak and M.I. Vai, "A solution to harmonic frequency problem: frequency and phase coding-based brain-computer interface", The 2011 International Joint Conference on in Neural Networks (IJCNN), 2011, pp. 2119-2126.
- [11] J. Castillo-Garcia, S. Müller, E. Caicedo, A. Cotrina and T. Bastos, "Comparison among feature extraction techniques based on power spectrum for a SSVEP-BCI", 12th IEEE International Conference on Industrial Informatics (INDIN), 2014, pp. 284-288.

[12] R. Wang, W. Wu, K. Iramina and S. Ge, "The combination of CCA and PSDA detection methods in a SSVEP-BCI system", IEEE 11th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA), 2014, pp. 2424-2427.

[13] Y.U. Zhang, G. Zhou, J. Jin, X. Wang and A. Cichocki, "Frequency recognition in SSVEP-based BCI using multiset canonical correlation analysis", International Journal of Neural Systems, Vol. 24, No. 04, 2014, pp.1450013.

[14] Y. Zhang, G. Zhou, Q. Zhao, A. Onishi, J. Jin, X. Wang and A. Cichocki, "Multiway canonical correlation analysis for frequency components recognition in SSVEP-based BCIs", In Neural Information Processing, 2011, pp. 287-295.

[۱۵] ف. آهنین جان و ع. مالکی، «توسعه یک سیستم واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار برای تایپ متون فارسی»، مجله دانشکده پزشکی اصفهان، سال ۳۴، شماره ۳۹۳، ۱۳۹۵، صفحه ۹۱۴-۹۱۸.

[16] R.M. Tello, S.M. Muller, T. Bastos-Filho and A. Ferreira, "A comparison of techniques and technologies for SSVEP classification", 5th ISSNIP-IEEE Conference in Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), 2014, pp. 1-6.

[17] G. Bin, X. Gao, Z. Yan, B. Hong and S. Gao, "An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method", Journal of Neural Engineering, Vol. 6, No. 4, 2009, pp. 046002.

[18] J. Castillo, S. Muller, E. Caicedo and T. Bastos, "Feature extraction techniques based on power spectrum for a SSVEP-BCI", IEEE 23rd International Symposium in Industrial Electronics (ISIE), 2014, pp. 1051-1055.

[۱۹] ن. حافظی مطلق، م.ع. خلیلزاده و ع. مقیمی، «مدل سازی آمیختگی سیگنال EEG و تداخل چشمی در فضای هادی حجمی سر»، مجله مدل سازی در مهندسی، سال سیزدهم، شماره ۴۰، صفحه ۱۱۵-۱۲۸.