

## Research Note

# Correlation Method with Pre-Tuning Using CCA for SSVEP-Based Brain-Computer Interface System

M. Alirezaei Alavijeh<sup>1</sup>, A. Maleki<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>M.SC. Student, Bioelectric Department, Semnan University, Semnan, Iran

<sup>2</sup>Assistant Professor, Bioelectric Department, Semnan University, Semnan, Iran

Receipt in the online submission system: 6 February 2017, received in revised form: 7 May 2017, accepted: 29 September 2017

---

### Abstract

Brain-computer interface system based on Steady-state visual evoked potentials is taken into consideration due to advantages such as simplicity of installation and use of the system, enough accurate and acceptable Information transfer rate. In addition to these benefits, short processing time is also an important criterion to have a system that is applicable in real life and have the ability to use online. In this paper, a method based on standard CCA have been present for recognition of stimulus frequency. The proposed method is performed in two stages, offline and online. In the offline stage, the standard CCA is applied to the SSVEP and sin-cos reference signals. After that, template signals are constructed using weights that generate maximum correlation. In online stage, cross correlation between test signal and each template signals are calculated and the stimulus frequency is recognized. The greater accuracy of frequency recognition and less calculation time at the same time are shown by stimulation result.

**Key words:** *Brain-computer interface, Steady-state visual evoked potentials, Canonical correlation analysis.*

---

#### \* Corresponding author

**Address:** Biomedical Engineering Department, Semnan University, P.O. Box: 3513119111, Semnan, Iran  
**Tel:** +98-23-33383982  
**Fax:** +98-23-33383982  
**E-mail:** [amaleki@semnan.ac.ir](mailto:amaleki@semnan.ac.ir)

## یادداشت کوتاه پژوهشی

### روش همبستگی با پیش تنظیم براساس CCA برای سیستم واسط مغز-کامپیوتر

#### مبتنی بر SSVEP

مرضیه علیرضایی علویجه<sup>۱</sup>، علی مالکی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان  
<sup>۲</sup> استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۱۱/۱۸، بازنگری: ۱۳۹۶/۲/۱۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۷/۷

#### چکیده

سیستم واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل‌های برانگیختهٔ بینایی حالت ماندگار، به دلیل مزایایی چون سادگی راه‌اندازی و استفاده از سیستم، صحت کافی و همچنین نرخ تبادل اطلاعات قابل قبول، مورد توجه قرار گرفته است. علاوه بر این مزایا، برای داشتن سیستمی که در دنیای واقعی قابل استفاده بوده و قابلیت کاربرد برخط را داشته باشد، زمان پردازش کوتاه نیز معیاری مهم است. در این مقاله، با ارائه روشی بر مبنای استفاده از معیار همبستگی، فرکانس تحریک در SSVEP بازنمایی شده است. روش پیشنهادی در دو مرحلهٔ برون خط و برخط انجام می‌شود. در مرحلهٔ برون خط، روش CCA استاندارد، بین ثبت SSVEP فرد و سیگنال‌های مرجع سینوسی-کسینوسی اجرا شده و برای ساخت سیگنال‌های الگو از وزن‌های به وجود آورندهٔ بیشینهٔ همبستگی استفاده می‌شود. در مرحلهٔ برخط، با محاسبهٔ همبستگی برای سیگنال آزمایش و سیگنال‌های الگو و استفاده از بزرگ‌ترین مقدار همبستگی، فرکانس متناسب با آن به عنوان فرکانس تحریک تعیین می‌شود. نتایج شبیه‌سازی، صحت بازنمایی فرکانس بیشتر و در عین حال، زمان محاسبات کمتر روش پیشنهادی را نسبت به روش CCA استاندارد، نشان می‌دهند.

**کلیدواژه‌ها:** واسط مغز-کامپیوتر، پتانسیل‌های برانگیختهٔ بینایی حالت ماندگار، تحلیل همبستگی متعارف

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران، کد پستی: ۳۵۱۳۱۱۹۱۱۱

تلفن: ۳۳۳۸۳۹۸۲ (۲۳) +۹۸

دورنگار: ۳۳۳۸۳۹۸۲ (۲۳) +۹۸

پست الکترونیکی: amaleki@semnan.ac.ir

## ۱- مقدمه

واسط مغز- کامپیوتر<sup>۱</sup> (BCI)، سیستمی است که فعالیت سیستم اعصاب مرکزی<sup>۲</sup> (CNS) را اندازه‌گیری کرده و با تبدیل آن به خروجی‌های مصنوعی، امکان جایگزینی<sup>۳</sup>، بازیابی<sup>۴</sup>، بهبود<sup>۵</sup> و تکمیل<sup>۶</sup> خروجی‌های طبیعی CNS را فراهم کرده و به این شکل، تعاملات بین CNS و محیط داخلی و خارجی را تغییر می‌دهد [۱].

هدف BCI، کمک به افرادی با ناتوانی حرکتی شدید برای کنترل ابزارهایی چون کامپیوتر، ویلچر و پروتزها است [۲] و می‌تواند در زمینه‌هایی مانند سرگرمی، ایمنی و امنیت نیز به کار رود [۳]. برای BCI، می‌توان از سیگنال‌های کنترلی متفاوتی چون پتانسیل‌های برانگیخته بینایی حالت ماندگار<sup>۷</sup> (SSVEP)، پتانسیل برانگیخته بینایی P300 و پتانسیل‌های ناشی از قشر حسی- حرکتی، استفاده کرد [۴].

BCI مبتنی بر SSVEP، به دلیل مزایایی چون راحتی کاربر، نرخ تبادل اطلاعات<sup>۸</sup> بالا و صحت بازشناسی قابل قبول، به طور گسترده مطالعه می‌شود [۵].

SSVEP، پتانسیل الکتریکی متناوبی است که در هنگام تمرکز فرد روی یک محرک دیداری تناوبی با فرکانس مشخص، در مغز وی آشکار می‌شود [۶]. این فعالیت الکتریکی می‌تواند در ناحیه پس‌سری<sup>۹</sup>، در فرکانس‌های متناظر با فرکانس تحریک شناسایی شود [۷].

روش‌های پردازشی متفاوتی برای تشخیص SSVEP ها ارائه شده است. تبدیل فوریه سریع<sup>۱۰</sup> (FFT) و روش‌های مبتنی بر تحلیل چگالی طیف توان<sup>۱۱</sup> (PSDA)، از اولین روش‌های استفاده شده در این حوزه هستند [۸ و ۹]. رافائل<sup>۱۲</sup> و همکارانش در سال ۲۰۱۶، با پیاده‌سازی روش PSDA روی پایگاه داده AVI SSVEP، به میانگین صحت بازشناسی فرکانس ۶۶/۱۷ دست یافته‌اند [۱۰]. با وجود این، در تشخیص SSVEP به کمک PSDA، دو اشکال عمده وجود دارد: (۱) اجرای PSDA با

یک کانال تکی یا دوقطبی، حساسیت زیادی به نویز دارد؛ در نتیجه، نسبت سیگنال به نویز<sup>۱۳</sup> (SNR) پایین را در پی خواهد داشت و (۲) برای داشتن یک رزولوشن فرکانسی مناسب در این روش‌ها، نیاز به محاسبه تخمین طیف روی پنجره‌هایی با طول زیاد است [۱۱]. این دو نقص، به محدودیت روش‌های مبتنی بر PSDA در کاربرد برخط<sup>۱۴</sup> BCI منجر می‌شود.

برای غلبه بر نقایص روش‌های مبتنی بر PSDA، روش‌های دیگری ارائه شدند. در این میان، می‌توان به روش تحلیل همبستگی متعارف<sup>۱۵</sup> (CCA) اشاره کرد که به طور وسیع استفاده می‌شود. اولین استفاده از روش CCA در حوزه BCI، مربوط به سال ۲۰۰۷ است [۱۲]؛ جایی که لین<sup>۱۶</sup> با تحلیل همبستگی متعارف بین سیگنال‌های EEG و سیگنال‌های سینوسی- کسینوسی ساخته شده در هر فرکانس تحریک، فرکانس متناظر با بیشینه مقدار همبستگی را به فرکانس هدف، نسبت داده و از این طریق، شناسایی را انجام داد. روش معرفی شده توسط لین، که به عنوان CCA استاندارد شناخته می‌شود، به دلیل داشتن مزایایی چون کارایی بالا و سادگی پیاده‌سازی، در سال‌های اخیر به طور وسیع در BCI برخط استفاده می‌شود [۱۳ و ۱۴]. اگرچه CCA در BCI مبتنی بر SSVEP، به خوبی کار می‌کند و عملکرد شناسایی بهتری را نسبت به PSDA نشان داده است؛ ولی از آنجایی که از اطلاعات مختص فرد<sup>۱۷</sup> و inter-trial استفاده نکرده و تمام پارامترها را تنها از داده آزمایش محاسبه می‌کند، ویژگی‌های سیگنال آموزش را شامل نمی‌شود که ممکن است هنگام استفاده از طول پنجره کوچک، سبب بروز بیش‌برازش<sup>۱۸</sup> شود [۱۱ و ۱۵].

روش پیشنهادی این مقاله، بر پایه استفاده از CCA و در نتیجه، بهره‌مندی از مزایای این روش، بنا شده است؛ در عین حال برای غلبه بر نقص این روش، که پیش‌تر مطرح شد، روش پیشنهادی در دو مرحله برون خط (تنظیم<sup>۱۹</sup>) و برخط

<sup>۱۱</sup> Power spectrum density analysis

<sup>۱۲</sup> Rafael

<sup>۱۳</sup> Signal-to-noise ratio

<sup>۱۴</sup> On-line

<sup>۱۵</sup> Canonical correlation analysis

<sup>۱۶</sup> Lin

<sup>۱۷</sup> Subject-specific

<sup>۱۸</sup> Overfitting

<sup>۱۹</sup> Off-line

<sup>۱</sup> Brain-computer interface

<sup>۲</sup> Central nervous system

<sup>۳</sup> Replace

<sup>۴</sup> Restore

<sup>۵</sup> Enhance

<sup>۶</sup> Supplement

<sup>۷</sup> Steady State Visual Evoke Potential

<sup>۸</sup> Information transfer rate

<sup>۹</sup> Occipital

<sup>۱۰</sup> Fast Fourier transform

در نظر گرفته شود [۱۲]. نمودار بلوکی این روش در شکل ۱ نشان داده شده است. در روش CCA، دو بردار  $Y=(Y_1, \dots, Y_m)$  و  $X=(X_1, \dots, X_n)$  فرض می‌شود، که بین متغیرهای همبستگی وجود دارد؛ بنابراین CCA، ترکیبات خطی  $X_i$  و  $Y_j$  را چنین می‌یابد که دارای بیشینه همبستگی شوند [۱۷].

در روش CCA برای کاربرد BCI، همبستگی بین سیگنال مرجع  $(Y_f)$  و سیگنال SSVEP محاسبه می‌شود.  $Y_f$  نشانگر هارمونیک‌های فرکانس تحریک  $f_i$  است. طبق مفهوم سری فوریه، می‌توان هر سیگنال متناوب با فرکانس  $f_i$  و فاز دلخواه را به صورت ترکیب خطی این هارمونیک‌ها بازنمایی کرد. رابطه (۱)، هارمونیک‌های سیگنال مرجع را نشان می‌دهد که در آن،  $f_i$  فرکانس تحریک (فرض می‌شود  $k$  هدف با فرکانس‌های تحریک  $f_1$  تا  $f_k$  وجود دارد)،  $N_h$  تعداد هارمونیک‌ها،  $T$  تعداد نمونه‌ها و  $F_s$  نیز نرخ نمونه‌برداری است.

$$Y_f = \begin{bmatrix} \sin(2\pi f_1 t) \\ \cos(2\pi f_1 t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi N_h f_1 t) \\ \cos(2\pi N_h f_1 t) \end{bmatrix} \quad t = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{T}{F_s} \quad (1)$$

سپس جفت ترکیبات خطی  $x = X^T w_x$  و  $y = Y_f^T w_y$  به نام‌های متغیرهای متعارف<sup>۲</sup>، به طوری بین دو مجموعه یافته می‌شود که همبستگی بیشینه شود [۱۵]. در ادامه، همبستگی متعارف ( $\rho$ ) مطابق با رابطه (۲) محاسبه و از آن، به عنوان ضریب CCA استفاده می‌شود.

$$\rho(x, y) = \max_{w_x, w_y} \frac{E[x^T y]}{\sqrt{E[x^T x] E[y^T y]}} \quad (2)$$

$$= \max_{w_x, w_y} \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T X X^T W_x] E[W_y^T Y Y^T W_y]}}$$

در پایان، استراتژی نهایی برای تشخیص این است که فرکانس تحریک  $O$  (برای اینکه به عنوان یکی از SSVEP‌ها، تشخیص داده شود)، شرط رابطه (۳) را برآورده کند [۱۲]:

$$O = \max \rho_i \quad i = 1, 2, \dots, k \quad (3)$$

## ۲-۲- روش پیشنهادی برای تشخیص فرکانس

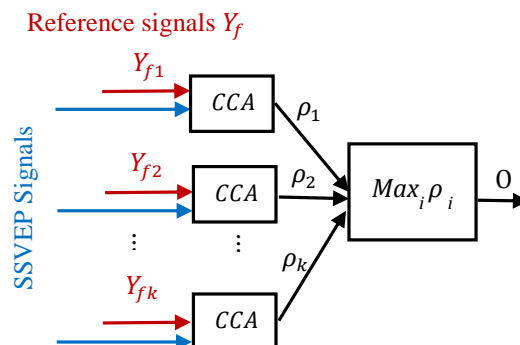
روش پیشنهادی این مقاله بر پایه روش CCA استاندارد، بنا نهاده شده است و ایده اصلی آن، استفاده از ضرایب حاصل از روش CCA برای ایجاد سیگنال‌های الگوی هر فرد و محاسبه

(آزمایش<sup>۱</sup>) اجرا می‌شود. در مرحله برون خط، با استفاده از CCA، وزن‌هایی مناسب به سیگنال‌های مرجع سینوسی-کسینوسی نسبت داده می‌شود تا سیگنال‌های الگو به دست آیند. در مرحله برخط، با محاسبه همبستگی متعارف بین این سیگنال‌های الگو و سیگنال‌های آزمایش، فرکانس تحریک صحیح شناسایی می‌شود.

## ۲- مواد و روش‌ها

### ۲-۱- پایگاه داده

برای اجرای شبیه‌سازی‌های این مقاله، از پایگاه داده AVI SSVEP [۱۶] استفاده شده است. این پایگاه داده شامل داده‌هایی از ۴ فرد سالم (سه مرد و یک زن) با میانگین سنی ۲۹ سال است، که همگی برای ثبت پاسخ SSVEP، به هدف در حال سوسوزدن با فرکانس‌های مختلف (۶، ۶/۵، ۷، ۷/۵، ۸/۲، ۹/۳، ۱۰) خیره شده‌اند. طول سیگنال‌های این پایگاه داده، ۳۰ ثانیه با فرکانس نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز است. نحوه الکترودگذاری برای ثبت سیگنال، مطابق با سیستم استاندارد ۲۰-۱۰ بوده و از سه الکترود (Oz (الکترود ثبت)، Fz (الکترود مرجع) و Fpz (الکترود زمین) استفاده شده است.



شکل (۱) - نمودار بلوکی روش CCA، که همبستگی متعارف ( $\rho_i$ ) بین سیگنال‌های مرجع  $(Y_f)$  و سیگنال‌های SSVEP را محاسبه و فرکانس سیگنال مرجع متناظر با بیشینه همبستگی را، به عنوان فرکانس تحریک ( $O$ )، شناسایی می‌کند.

### ۲-۲- تشخیص فرکانس با استفاده از روش CCA

#### استاندارد

CCA، یک روش آماری برای بررسی همبستگی است. در این روش، از تعیین ارتباط بین دو گروه داده استفاده شده و می‌تواند به عنوان توسعه‌ای از همبستگی مرسوم بین دو متغیر

<sup>۲</sup> Canonical variables

<sup>۱</sup> Tune

تحریک (O)، شناسایی می‌شود. لازم به ذکر است که با توجه به متناوب بودن سیگنال الگو با فرکانس هارمونیک اصلی، تنها لازم است بردار همبستگی به تعداد نمونه‌های یک دوره تناوب سیگنال الگو، محاسبه شود.

### ۲-۳- معیارهای ارزیابی

صحت تشخیص فرکانس، یکی از معیارهایی است که در پژوهش‌های بسیاری برای ارزیابی استفاده شده است [۲۲-۱۸]. این معیار، طبق رابطه (۴) به دست می‌آید. در این رابطه،  $N_c$  تعداد آزمایش‌هایی است که فرکانس تحریک در آن‌ها به درستی تشخیص داده شده است و  $N_t$  تعداد کل آزمایش‌ها است.

$$Accuracy = \frac{N_c}{N_t} \quad (4)$$

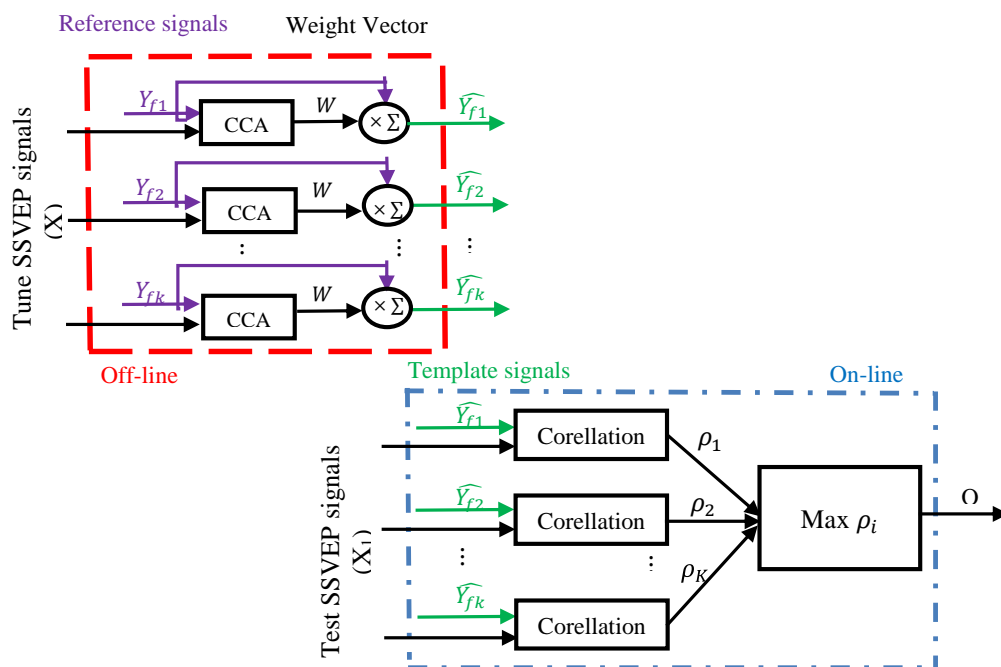
دیگر معیار ارزیابی استفاده شده در برخی پژوهش‌ها [۲۳]، زمان پیاده‌سازی است، که با توجه به اهمیت استفاده از سیستم‌های BCI به شکل برخط، بسیار اهمیت دارد.

همبستگی متعارف بین این سیگنال‌های الگو با سیگنال‌های SSVEP برای تعیین فرکانس تحریک است. با این رویکرد، دو محدودیت روش CCA استاندارد، یعنی حساسیت به طول سیگنال SSVEP و پیچیدگی‌های محاسباتی برای پیاده‌سازی برخط، برطرف می‌شود.

همان‌طور که در نمودار بلوکی روش پیشنهادی در شکل ۲ مشاهده می‌شود، این روش شامل دو مرحله برون خط و برخط است.

در مرحله برون خط برای هر فرکانس تحریک، با اعمال روش CCA به یک نمونه سیگنال SSVEP با طول مناسب (X) و سیگنال‌های مرجع سینوسی - کسینوسی ( $Y_f$ )، ضرایب W، که بردارهای وزن نامیده شده و برابر با  $\frac{w_y}{w_x}$  می‌باشند، به دست می‌آیند. در ادامه، بردارهای وزن W در سیگنال‌های مرجع  $Y_f$  ضرب می‌شوند، تا سیگنال الگوی ( $\hat{Y}_f$ ) برای هر فرکانس تحریک به دست آید.

در مرحله برخط، بردار همبستگی بین سیگنال SSVEP مورد آزمایش ( $X_1$ ) و سیگنال‌های الگو ( $\hat{Y}_f$ )، محاسبه شده و فرکانس متناظر با بزرگ‌ترین همبستگی، به عنوان فرکانس



شکل (۲) - نمودار بلوکی روش پیشنهادی، که شامل دو مرحله برون خط و برخط است. در مرحله برون خط، بردارهای وزن (W) با روش CCA استاندارد، محاسبه و با استفاده از آن‌ها، سیگنال‌های الگو ( $\hat{Y}_f$ ) ساخته می‌شود. مرحله برخط نیز به کمک محاسبه همبستگی بین هر سیگنال آزمایش ( $X_1$ ) و سیگنال‌های الگوی تعیین شده از مرحله برون خط ( $\hat{Y}_f$ )، فرکانس مربوط به بیشینه همبستگی ( $\rho_i$ ) را به عنوان فرکانس تحریک (O) شناسایی می‌کند.

### ۳- یافته‌ها و بحث

برای پیاده‌سازی روش پیشنهادی، ابتدا باید درباره تعیین پارامترهای روش، تصمیم‌گیری شود. این پارامترها عبارت‌اند از: تعداد هارمونیک‌های سیگنال‌های مرجع در روش CCA و طول سیگنال استفاده‌شده در بخش برون‌خط و برخط.

### ۳-۱ اجرای ارزیابی برای تعیین پارامترهای روش پیشنهادی

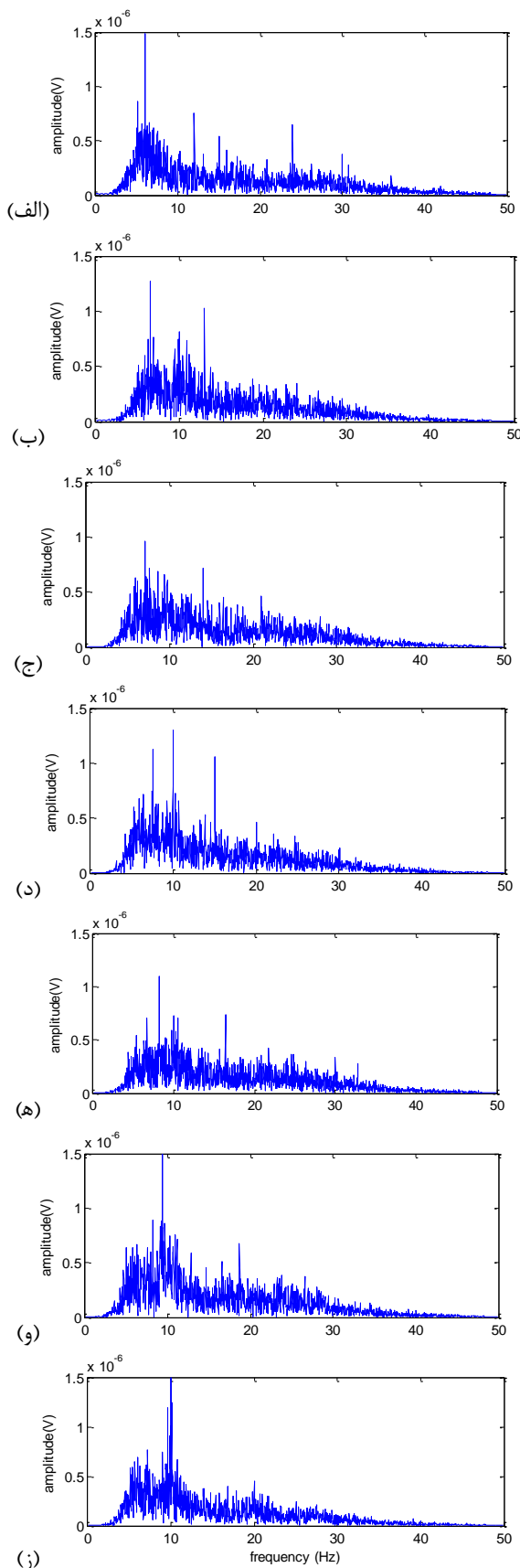
ابتدا درباره تعداد هارمونیک‌های استفاده‌شده برای ساختن سیگنال‌های مرجع، بحث می‌شود. بحث برای این منظور، تبدیل فوریه سیگنال مربوط به یک فرد از پایگاه داده برای هفت فرکانس تحریک، در شکل ۳ رسم شده است.

به‌طور مثال، در شکل ۳ (الف) که مربوط به فرکانس ۶ هرتز است، انرژی سیگنال در این فرکانس و هارمونیک آن، که برابر با ۱۲ هرتز است، نسبت به هارمونیک‌های بعدی غالب است. این مسأله در ۶ فرکانس تحریک دیگر، که در قسمت‌های (ب) تا (ز) شکل ۳ ارائه شده است، نیز به چشم می‌خورد؛ از این رو تعداد دو هارمونیک برای شبیه‌سازی انتخاب شد.

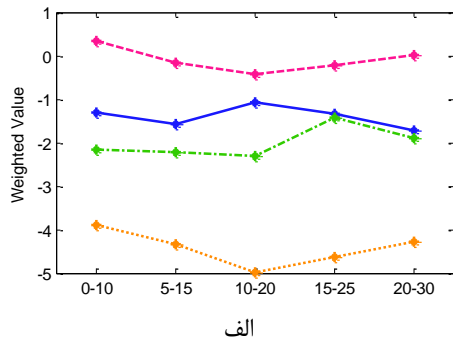
پارامتر دومی که باید پیش از پیاده‌سازی تعیین شود، طول سیگنال اختصاص داده شده برای دو مرحله برون‌خط و برخط روش پیشنهادی است. همان‌طور که اشاره شد، پایگاه داده استفاده‌شده در این مقاله، سیگنال‌هایی با طول ۳۰ ثانیه دارد که سه ثبت برای هر فرد در هر فرکانس تحریک، موجود است. برای در نظر گرفتن اطلاعات مختص فرد در روش پیشنهادی، بخشی از طول هر ثبت، برای مرحله برون‌خط و باقی آن، برای مرحله برخط استفاده خواهد شد.

در مرحله برخط، طول ۴ ثانیه برای سیگنال در نظر گرفته شده است، که بازه معقولی برای BCI مبتنی بر SSVEP به‌شمار می‌رود [۱۸ و ۱۹ و ۲۴].

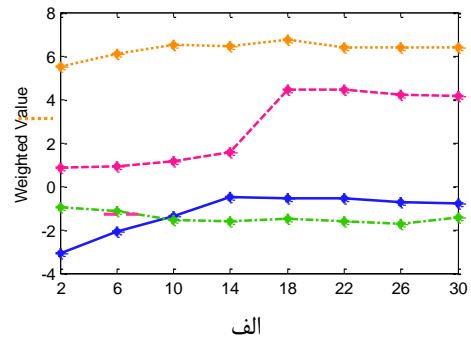
طول سیگنال مناسب برای تنظیم پارامترها در بخش برون‌خط نیز با ارزیابی روی طول‌های مختلفی از سیگنال تعیین می‌شود. شکل ۴، بردارهای وزن را در فرکانس ۱۰ هرتز و برای ۸ طول متفاوت از سیگنال (۲ ثانیه، ۶ ثانیه، ۱۰ ثانیه، ۱۴ ثانیه، ۱۸ ثانیه، ۲۲ ثانیه، ۲۶ ثانیه و ۳۰ ثانیه)، به‌ازای ۴ فرد پایگاه داده (قسمت الف تا د) نشان می‌دهد. به‌دلیل ایجاد فرکانس‌های مرجع با دو هارمونیک، چهار بردار وزن  $W_1$ ،  $W_2$ ،  $W_3$  و  $W_4$ ، که به ترتیب متناسب با سینوس و کسینوس هارمونیک اول و هارمونیک دوم هستند، ایجاد می‌شود.



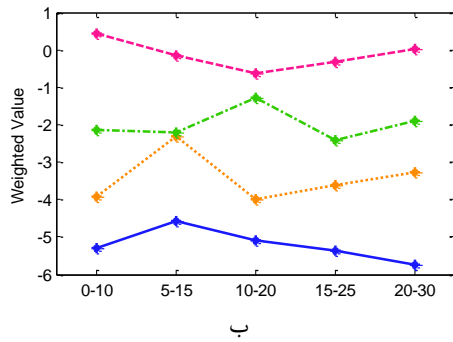
شکل (۳) - تبدیل فوریه مربوط به فرد چهارم پایگاه داده برای هفت فرکانس تحریک (الف): ۶ هرتز، ب: ۶/۵ هرتز، ج: ۷ هرتز، د: ۷/۵ هرتز، ه: ۸/۲ هرتز، و: ۹/۳ هرتز، ز: ۱۰ هرتز) با طول ۳۰ ثانیه.



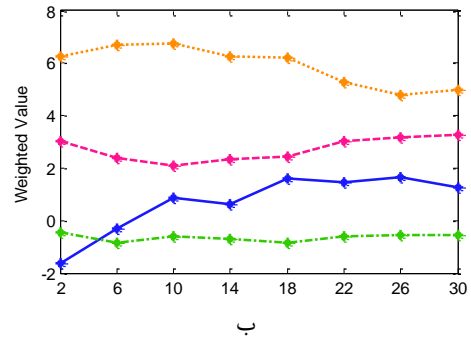
الف



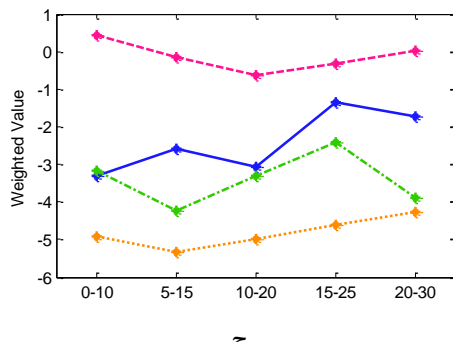
الف



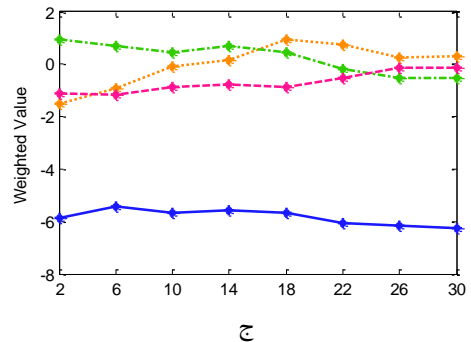
ب



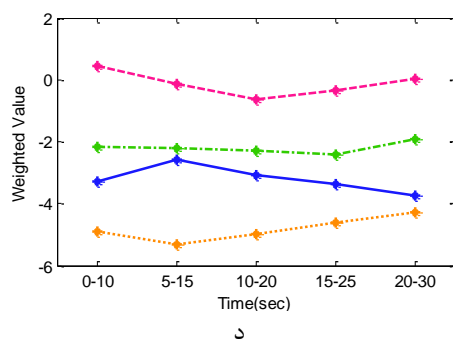
ب



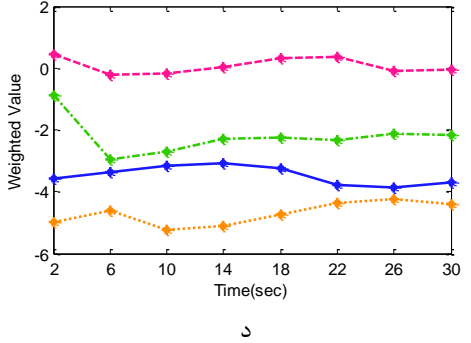
ج



ج



د



د

شکل (۵) - مقادیر وزن ( $W$ ) تعیین شده به روش CCA برای طول‌های ۱۰ ثانیه‌ای از سیگنال SSVEP تنظیم، که همپوشانی ۵ ثانیه‌ای دارند، به‌ازای ۴ فرد پایگاه داده (الف: فرد اول، ب: فرد دوم، ج: فرد سوم، د: فرد چهارم). در این شکل، خط پیوسته آبی ( ) وزن سینوسی هارمونیک اول ( $W_1$ )، نقطه چین نارنجی ( ) وزن سینوسی هارمونیک اول ( $W_2$ )، خط نقطه سبز ( ) وزن سینوسی هارمونیک دوم ( $W_3$ ) و خط چین صورتی ( ) وزن سینوسی هارمونیک دوم ( $W_4$ ) را نشان می‌دهد.

شکل (۴) - مقادیر وزن ( $W$ ) تعیین شده به روش CCA برای طول‌های مختلف سیگنال SSVEP تنظیم، از ۲ تا ۳۰ ثانیه و با گام ۴ ثانیه به‌ازای ۴ فرد پایگاه داده (الف: فرد اول، ب: فرد دوم، ج: فرد سوم، د: فرد چهارم). در این شکل، خط پیوسته آبی ( ) وزن سینوسی هارمونیک اول ( $W_1$ )، نقطه چین نارنجی ( ) وزن سینوسی هارمونیک اول ( $W_2$ )، خط نقطه سبز ( ) وزن سینوسی هارمونیک دوم ( $W_3$ ) و خط چین صورتی ( ) وزن سینوسی هارمونیک دوم ( $W_4$ ) را نشان می‌دهد.

جدول ۱، صحت بازشناسی فرکانس را برای روش پیشنهادی در مقایسه با روش CCA استاندارد، به تفکیک برای هر یک از ۴ فرد پایگاه داده و هم به صورت صحت کل، نشان می‌دهد.

**جدول (۱)** - میانگین صحت بازشناسی روش پیشنهادی در قیاس با روش CCA استاندارد، به تفکیک برای هر فرد و همچنین کل افراد.

نمونه	صحت بازشناسی روش پیشنهادی	صحت بازشناسی روش CCA استاندارد
۱	۷۹/۱۶	۶۵/۴۳
۲	۹۵/۲۳	۷۵/۶۴
۳	۹۰/۴۷	۷۹/۳۶
۴	۱۰۰	۸۵/۷۱
کل	$91/21 \pm 7/73$	$76/35 \pm 7/35$

جدول ۲ نیز زمان پیاده‌سازی روش پیشنهادی در مقایسه با روش CCA استاندارد را، با استفاده از نرم‌افزار متلب ۲۰۱۳ و کامپیوتری با پردازنده Intel® Atom™ CPU Z3775، نشان می‌دهد.

**جدول (۲)** - زمان پیاده‌سازی روش پیشنهادی در قیاس با روش CCA استاندارد.

زمان انجام محاسبات برحسب ثانیه	روش	
۰/۱۱	برون خط	روش پیشنهادی
	برخط	
۰/۰۸	روش CCA استاندارد	

#### ۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله، روشی جدید برای بازشناسی فرکانس تحریک SSVEP در کاربرد BCI ارائه شد. در این روش با اجرای پیش‌تنظیم پارامترها به روش برون خط و تنها محاسبه همبستگی متعارف در مرحله برخط، صحت بالای بازشناسی فرکانس تحریک و درعین حال زمان کوتاه پیاده‌سازی، به دست آمد.

از آنجا که روش پیشنهادی در دو مرحله انجام می‌شود، که مراحل تعیین ضرایب و ساختن سیگنال‌های الگو براساس سیگنال‌های تنظیم، به صورت برون خط انجام شده و تنها محاسبه همبستگی بین سیگنال‌های مرجع و آزمایش، به صورت

با بررسی چگونگی تغییرات مقادیر وزن به‌ازای تغییرات طول سیگنال SSVEP تنظیم، برای افراد مختلف و در فرکانس‌های مختلف (که به‌عنوان نمونه، برای فرکانس تحریک ۱۰ هرتز در شکل ۴ نشان داده شده است)، طول ۱۸ ثانیه برای مرحله تنظیم انتخاب شد. برای طول‌های بالاتر از ۱۸ ثانیه، وزن‌های تعیین‌شده تغییرات اندکی دارند.

با توجه به انتخاب طول ۱۸ ثانیه برای مرحله برون خط، از ۱۲ ثانیه باقیمانده به صورت سه سیگنال ۴ ثانیه‌ای، برای مرحله آزمایش استفاده می‌شود.

#### ۳-۲- ارزیابی تأثیر غیرایستا بودن سیگنال EEG بر

##### انتخاب پارامترهای روش پیشنهادی

با توجه به غیرایستایی بودن سیگنال EEG، باید تأثیر این ویژگی برای پارامترهای W بررسی شود تا مشخص شود، پارامترهای محاسبه‌شده در بخش تنظیم تا چه حد قابل استفاده در بخش آزمایش است. برای این منظور، ۵ بازه ۱۰ ثانیه‌ای که هم‌پوشانی دارند (۰ تا ۱۰ ثانیه، ۵ تا ۱۵ ثانیه، ۱۰ تا ۲۰ ثانیه، ۱۵ تا ۲۵ ثانیه، ۲۰ تا ۳۰ ثانیه)، در نظر گرفته شده و چهار بردار وزن  $W_1$ ،  $W_2$ ،  $W_3$  و  $W_4$ ، برای آن‌ها محاسبه شده است. شکل ۵، مقدار این پارامترها را به‌ازای فرکانس ۱۰ هرتز برای ۴ فرد پایگاه داده (قسمت الف تا د) نشان می‌دهد.

همان‌طور که در چهار قسمت شکل ۵ مشاهده می‌شود، با وجود اینکه هر چهار بردار W نوسانی هستند؛ اما محدود بودن بازه این نوسانات و در عین حال عدم تداخل بردارهای W با یکدیگر، استفاده از پارامترهای تعیین‌شده در بخش تنظیم را برای بخش آزمایش ممکن می‌کند.

#### ۳-۳- نتایج روش پیشنهادی در مقایسه با روش

##### CCA

برای فراهم شدن امکان مقایسه روش پیشنهادی، روش CCA استاندارد نیز روی پایگاه داده AVI SSVEP پیاده‌سازی شده است. برای اینکه نتایج، قابل قیاس باشند، ملاحظات زیر رعایت شده و نتایج با این شرایط ارائه شده است:

- برای CCA استاندارد نیز سیگنال‌های مرجع سینوسی - کسینوسی با دو هارمونیک، در نظر گرفته شده است.
- در روش CCA استاندارد نیز همان سه بازه ۴ ثانیه‌ای بخش برخط روش پیشنهادی، استفاده شده است.

<sup>۱</sup> Non-stationary



در انتها، باید اشاره کرد که برای دستیابی به مزایای روش پیشنهادی این مقاله، تنها هزینه قابل پرداخت، نیاز به مرحله تنظیم برای روش پیشنهادی است.

## ۵- مراجع

- [1] J. Wolpaw and E. W. Wolpaw, "Brain-computer interfaces: principles and practice," oxford university press, 2012.
- [2] Q. Liu, K. Chen, Q. Ai, and S. Q. Xie, "Review: Recent development of signal processing algorithms for SSVEP-based brain computer interfaces," *Journal of Medical and Biological Engineering.*, vol. 34, no. 4, pp. 299–309, 2014.
- [3] D. Zhu, J. Bieger, G. Garcia Molina, and R. M. Aarts, "A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs," *Journal of Computational Intelligence and Neuroscience.*, vol. 20, no. 1, pp. 1-3, 2010.
- [4] L. F. Nicolas-Alonso and J. Gomez-Gil, "Brain computer interfaces, a review," *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1211–1279, 2012.
- [5] R. M. G. Tello, S. M. T. Muller, T. Bastos-Filho, and A. Ferreira, "A comparison of techniques and technologies for SSVEP classification," *Biosignals and Biorobotics Conference Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*, no. 8, pp. 55-67, 2014.
- [6] R. S. Leow, F. Ibrahim, and M. Moghavvemi, "Development of a steady state visual evoked potential (SSVEP)-based brain computer interface (BCI) system," *Intelligent and Advanced Systems*, no. 6, pp. 321–324, 2007.
- [7] B. Z. Allison, D. J. McFarland, G. Schalk, S. D. Zheng, M. M. Jackson, and J. R. Wolpaw, "Towards an independent brain-computer interface using steady state visual evoked potentials," *ELSEVIER, Clinical Neurophysiology*, vol. 119, no. 2, pp. 399–408, 2008.
- [8] M. Cheng, X. Gao, S. Gao, and D. Xu, "Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 10, pp. 1181–1186, 2002.
- [9] Y. Wang, R. Wang, X. Gao, B. Hong, and S. Gao, "A practical VEP-based brain-computer interface," *IEEE Transactions on Neural Systems*

برخط اجرا می‌شود، زمان پیاده‌سازی روش پیشنهادی به مراتب کمتر از روش CCA استاندارد است.

همچنین تعیین سیگنال الگو برای هر فرکانس و هر فرد، تنها یک بار انجام می‌شود؛ از این‌رو امکان استفاده از سیگنال‌های SSVEP طولانی‌تر فراهم شده است، که این موضوع موجب بهبود صحت بازشناسی فرکانس به میزان حدود ۱۵٪ نسبت به روش CCA استاندارد و حدود ۲۵٪ نسبت به روش PSDA [۱۰] شد.

کاهش پیچیدگی محاسباتی در کاربرد BCI، که همواره به‌صورت برخط و زمان واقعی استفاده می‌شود، بسیار اهمیت دارد؛ زیرا با کاهش پیچیدگی محاسباتی، امکان استفاده از تجهیزات سخت‌افزاری ارزان‌تر و کوچک‌تر فراهم می‌شود. در نتیجه، با کاهش هزینه‌ها، استفاده از آن برای افراد بیشتری ممکن خواهد شد.

در روش پیشنهادی این مقاله، از داده‌های تک‌کاناله استفاده شده است که علاوه بر کاهش حجم محاسبات، راحتی کاربر در زمان استفاده را در پی دارد. از این دیدگاه، روش پیشنهادی نسبت به روش‌هایی نظیر روش پیشنهادی بین<sup>۱</sup> و همکارانش [۲۵]، که از چندین کانال سیگنال SSVEP استفاده می‌کنند، ارجحیت دارد. بین و همکارانش در سال ۲۰۰۹، سیستمی قابل استفاده به‌شکل برخط برای BCI مبتنی بر SSVEP، معرفی کردند. آنها در بخش برون‌خط روش خود، تعداد هارمونیک‌ها برای پیاده‌سازی روش CCA، طول زمانی سیگنال SSVEP و کانال‌های مؤثرتر را تعیین کردند تا با استفاده از آن‌ها در بخش برخط، به سیستمی کارا دست یابند. در روش پیشنهادی ما نیز درباره تأثیرگذاری تعداد هارمونیک‌ها و طول سیگنال بر کارایی سیستم و مشخص کردن آن‌ها قبل از راه‌اندازی سیستم برخط، بحث شده و مقادیر مناسبی برای آنها تعیین و استفاده شده است.

در نظر گرفتن اطلاعات مختص فرد و کاهش حساسیت سیستم به نویز نیز از نکات مورد توجه در روش پیشنهادی است. ژانگ<sup>۲</sup> و همکارانش در سال ۲۰۱۱ [۲۶] نیز برای دستیابی به این هدف، روشی بر پایه CCA، به نام CCA چندراهه<sup>۳</sup>، را معرفی کرده‌اند که در آن، از بهینه‌سازی سیگنال‌های مرجع سینوسی-کسینوسی روش CCA استفاده شده است؛ اما با توجه به اینکه کل مراحل روش آنها، به‌صورت برخط انجام می‌شود، زمان اجرای به مراتب طولانی‌تری نسبت به روش پیشنهادی دارد.

<sup>۱</sup> Multiway CCA

<sup>۱</sup> Bin

<sup>۲</sup> Zhang

- [19] C. S. Wei, Y. P. Lin, Y. Wang, Y. Te Wang, and T. P. Jung, "Detection of steady-state visual-evoked potential using differential canonical correlation analysis," *Neural Engineering (NER)*, pp. 57–60, 2013.
- [20] Y. Zhang, J. Jin, X. Qing, B. Wang, and X. Wang, "LASSO based stimulus frequency recognition model for SSVEP BCIs," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 7, no. 2, pp. 104–111, 2012.
- [21] G. Bin, X. Gao, Y. Wang, B. Hong, and S. Gao, "VEP-based brain-computer interfaces: Time, frequency, and code modulations," *IEEE Computational Intelligence Magazine*, vol. 4, no. 4, pp. 22–26, 2009.
- [22] G. Bin, X. Gao, Y. Wang, Y. Li, B. Hong, and S. Gao, "A high-speed BCI based on code modulation VEP", *Journal of Neural Engineering*, vol. 8, no. 2, p. 25015, 2011.
- [23] C. H. Wu et al., "Frequency recognition in an SSVEP-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing," *J. Neurosci. Met Journal of Neuroscience Methods*, vol. 196, no. 1, pp. 170-181, 2011.
- [24] W. Nan et al., "A comparison of minimum energy combination and canonical correlation analysis for SSVEP detection," *Neural Engineering (NER)*, no. 3, pp. 469–472, 2011.
- [25] 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. 46002, pp. 1–6, 2009.
- [26] Y. Zhang et al., "Multiway Canonical Correlation Analysis for Frequency Components Recognition in," *International Conference on Neural Information Processing*, pp. 1–9, 2011.
- and *Rehabilitation Engineering*, vol. 14, no. 2, pp. 234–240, 2006.
- [10] M. Rafael, O. Sansana, and M. R. O. Sansana, "BCI-based spatial navigation control: a comparison study," *universidade de lisboa*, 2016.
- [11] Y. Zhang, G. Zhou, J. Jin, M. Wang, X. Wang, and A. Cichocki, "L1-regularized multiway canonical correlation analysis for SSVEP-based BCI," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 21, no. 6, pp. 887–896, 2013.
- [12] Z. Lin, C. Zhang, W. Wu, and X. Gao, "Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-Based BCIs," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 6, pp. 1172–1176, 2007.
- [13] Y. Wang, Y.-T. Wang, and T.-P. Jung, "Visual stimulus design for high-rate SSVEP BCI," *Electronics Letters*, vol. 46, no. 15, p. 1057, 2010.
- [14] X. Chen, Z. Chen, S. Gao, and X. Gao, "A high-ITR SSVEP-based BCI speller," *Journal of Brain-Computer Interfaces*, vol. 1, no. 3–4, pp. 181–191, 2014.
- [15] Y. 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. 4, p. 1450013, 2014.
- [16] Site of AVI SSVEP, Available: <http://setzner.com>.
- [17] M. A. Aceves-Fernandez, S. M. Fernandez-Fraga, J. C. Pedraza-Ortega, and S. Tovar-Arriaga, "EEG Signal Analysis Methods Based on Steady State Visual Evoked Potential Stimuli for the Development of Brain Computer Interfaces: A Review," *American Journal of Computer Science and Engineering Survey*, vol. 4, no. 1, pp. 001–018, 2016.
- [18] L. Cao, Z. Ju, J. Li, R. Jian, and C. Jiang, "Sequence detection analysis based on canonical correlation for steady-state visual evoked potential brain computer interfaces," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 253, pp. 10–17, 2015.