

Comparison of Several Visual Stimuli for Development of a Brain Computer Interface Based on Steady-State Visual Evoked Potentials

M. Keshtkar¹, A. Mahnam^{2*}, and P. Poladian¹

¹BSc, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

²Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

Receipt in the online submission system: 9 June 2017, received in revised form: 18 August 2017, accepted: 26 October 2017

Abstract

Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP) have been widely used in development of Brain Computer Interfaces (BCI). However, it is still a research challenge to have visual stimuli which provide strong SSVEP response while produce little eye fatigue. In this study, rectangular, sinusoidal, sawtooth waveforms applied to a LED were compared with sum of two sinusoidals and a frequency modulated waveform to determine the most appropriate visual stimulus for realization of a BCI system. Moreover, circular, ring and anti-phase two rectangular flickers were generated by Cogent toolbox on a laptop screen and compared. Experiments were performed on 12 participants to determine the SSVEP response and eye fatigue corresponding to each of these visual stimuli. Experiments with the waveforms demonstrate that sum of two sine waves generated significantly lower SSVEP amplitude, but the responses for other four waveforms were not significantly different. On the other hand, the frequency modulated waveform resulted in the least eye fatigue significantly lower from other waveforms. Therefore, considering both criteria, frequency modulated waveform can provide superior performance in a BCI system with an average response of 17.3 pV² and 1.58 fatigue level in a 1-4 fatigue scale. Experiments with visual stimuli on LCD showed that circular stimuli provided highest and anti-phase rectangular the lowest response. But all of them produced high levels of eye fatigue. Although, Circular stimuli had the highest power (26.7pV²) but due to its related high eye fatigue (3.8) it is not recommended for practical applications. In conclusion it is recommended to use frequency modulated visual stimuli for development of practical BCI systems to satisfy both strong response and low eye fatigue criteria.

Key words: *Steady-State Visual Evoked Potentials, Eye Fatigue, Repetitive Visual Stimulus, Waveform, Frequency Modulation*

*Corresponding author

Address: Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, P.O. Box: 14395-587, Isfahan, Iran

Tel: +98-31-37934083

Fax: +98-31-37932071

E-mail: mahnam@eng.ui.ac.ir

مقایسه کارایی تحریک‌های بینایی مختلف برای تحقق واسط مغز-رایانه مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی در حالت دائمی

محسن کشتکار^۱، امین مهنام^{۲*}، پگاه پولادیان^۱

^۱ کارشناسی مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان
^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۳/۱۹، بازنگری: ۱۳۹۶/۵/۲۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۸/۴

چکیده

پتانسیل برانگیخته بینایی حالت دائمی (SSVEP)، به صورت گسترده در پیاده‌سازی واسط‌های مغز-رایانه استفاده شده است، با این حال، دستیابی به محرک‌های بینایی که پاسخ SSVEP مناسبی را ایجاد کنند و در عین حال به کمترین خستگی چشم منجر شوند، یک چالش تحقیقاتی به روز است. در این مطالعه، شکل موج‌های سینوسی، مربعی، دندان‌اره‌ای، جمع دو سینوسی، و مدولاسیون فرکانس، با استفاده از یک سخت‌افزار اختصاصی توسط LED و شکل‌های دایره، حلقه و دو مستطیل چشمک‌زن با فاز مخالف، با استفاده از نرم‌افزار Cogent روی صفحه LCD تولید شدند. با آزمایش روی ۱۲ نفر، قدرت پاسخ و هم‌چنین سطح خستگی چشم در نگاه کردن به محرک‌ها، مقایسه شدند. نتایج آزمایش‌ها با محرک‌های تولیدشده توسط LED، نشان داد که قدرت پاسخ برای محرک به صورت جمع دو سینوسی، به طور معناداری کمتر از سایر محرک‌ها بود و پاسخ سایر محرک‌ها، تفاوت معناداری نداشتند. در این بین، تحریک با مدولاسیون فرکانس، کمترین سطح خستگی چشم را به دنبال داشت؛ بنابراین، اگر هر دو معیار سطح خستگی و قدرت پاسخ برای مقایسه در نظر گرفته شوند، تحریک با استفاده از مدولاسیون فرکانس با قدرت پاسخ (pV^2) $17/4$ و میانگین امتیاز سطح خستگی $1/58$ ، بهترین نتیجه را به دنبال داشت. نتایج آزمایش‌ها با محرک‌های تولیدشده روی LCD، نشان داد تحریک به شکل دایره، حلقه و مستطیل، به ترتیب بیشترین قدرت پاسخ را داشته‌اند؛ اما هر سه تحریک، در سطح خستگی آزردهنده برای چشم بودند. اگرچه محرک دایره‌ای شکل (با قدرت پاسخ $26/7pV$ و میانگین امتیاز سطح خستگی $3/8$)، دامنه پاسخ بالایی داشته است؛ اما پیشنهاد نمی‌شود که از محرک‌های گرافیکی و دایره‌ای شکل برای توسعه واسط‌های مغز-رایانه استفاده شود؛ چون مؤلفه سطح خستگی پایین را تأمین نمی‌کند. در مجموع، پیشنهاد می‌شود در توسعه واسط‌های مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP، از شکل موج‌های مدوله‌شده توسط مدولاسیون فرکانس استفاده شود، تا ضمن بهره بردن از دامنه پاسخ مناسب، خستگی چشم کاربر در سطح پایینی نگه داشته شود.

کلیدواژه‌ها: پتانسیل برانگیخته بینایی در حالت دائمی، خستگی چشم، محرک بینایی تکرارشونده، شکل موج، مدولاسیون فرکانس

* نویسنده مسئول

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران، کد پستی ۵۸۷-۱۴۳۹۵

تلفن: ۳۷۹۳۴۰۸۳ (۳۱) ۹۸+

دورنگار: ۳۷۹۳۲۰۷۱ (۳۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: mahnam@eng.ui.ac.ir

۱- مقدمه

واسط‌های انسان-رایانه می‌توانند با انتقال خواسته‌ها و احساسات افراد با ناتوانایی‌های حرکتی-گفتاری به محیط بیرون، از مسیری غیر از مسیرهای معمول که مختل شده‌اند، زندگی را برای این افراد آسان کنند. در یک واسط انسان-رایانه، انتخاب فرد با ثبت و تحلیل یک سیگنال حیاتی، مانند سیگنال الکتریکی چشم، سیگنال الکتریکی ماهیچه یا سیگنال الکتریکی مغز، انجام می‌شود [۱-۳].

افراد آسیب‌دیده جسمی به‌طور معمول از نظر ذهنی سالم هستند؛ بنابراین می‌توان از فعالیت‌های مغز آن‌ها، به‌صورت مستقیم برای درک خواسته‌ها و احساساتشان استفاده کرد. به این نوع واسط انسان-رایانه، که مبتنی بر فعالیت‌های مغز است، واسط مغز-رایانه یا BCI گفته می‌شود [۱، ۴]. سیستم‌های مبتنی بر پتانسیل قشری آهسته، ERD/ERS^۲، پتانسیل برانگیخته P300 و پتانسیل برانگیخته بینایی در حالت دائمی برخی از سیستم‌های BCI هستند. امروزه، در سیستم‌های BCI مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی در حالت دائمی (SSVEP)^۳، به دلیل نرخ انتقال داده بیشتر، نیاز به آموزش کم، یادگیری آسان و مشخص بودن منبع SSVEP در قشر مغز، بیشتر از سیستم‌های مبتنی بر دیگر فعالیت‌های مغز مورد توجه قرار گرفته است [۱، ۵، ۶]. SSVEP، سیگنال پیوسته و سینوسی الکتریکی مغز است، که از ناحیه قشر بینایی مغز ثبت شده است. این پاسخ، در اثر تحریک مکرر چشم با فرکانس ثابت رخ می‌دهد و کاربرد فراوانی در علوم اعصاب شناختی و بالینی دارد. با تحریک چشم با یک فرکانس، پاسخ SSVEP به‌طور معمول از نظر فرکانسی شامل فرکانس اصلی تحریک، تعدادی از هارمونیک‌ها و احتمالاً زیرهارمونیک‌های آن فرکانس است [۱، ۷، ۸].

محرك دیداری، نقشی اساسی در موفقیت سیستم واسط مغز-رایانه مبتنی بر SSVEP دارد. در مطالعات مربوط به SSVEP، تحریک‌های مکرر دیداری ممکن است روی صفحه نمایشگر رایانه یا توسط منابع نوری مستقل ایجاد شوند [۱، ۹]. Wu و همکارانش، اثر تحریک به‌وسیله LED، LCD و CRT را بر پاسخ SSVEP بررسی کرده‌اند که براساس آن، در عمق مدولاسیون و شدت نور یکسان، تحریک به‌وسیله LED، دامنه بزرگ‌تری از SSVEP را در اختیار قرار می‌دهد. در استفاده از محرك نوری،

مؤلفه‌های مهمی مانند رنگ، اندازه، شکل، فرکانس، الگوی محرك و غیره، در نظر گرفته می‌شوند.

در بیشتر مطالعات، از رنگ‌های سبز، سیاه، خاکستری، قرمز و سفید برای محرك‌های بینایی استفاده شده است [۱۰]. طبق بررسی Tello و همکارانش در سال ۲۰۱۵ که روی ۴ رنگ قرمز، آبی، زرد و سبز انجام شده است، رنگ قرمز بیش‌ترین مقدار دامنه را برای سیگنال SSVEP به دنبال دارد [۱۱]؛ البته باید این مسأله را در نظر گرفت که هر رنگ در فرکانس خاصی، بیش‌ترین مقدار دامنه را دارد [۱۲]. با توجه به آزمایشی که Regan روی سه رنگ قرمز، زرد و آبی برای تحریک انجام داده است، رنگ قرمز بیش‌ترین دامنه را در فرکانس ۱۱ هرتز، رنگ آبی بیش‌ترین دامنه را در فرکانس ۱۳ هرتز و رنگ زرد کم‌ترین دامنه را در هر دو فرکانس داشته است [۱۰]. محرك نوری ممکن است به‌صورت خاموش/ روشن شدن متناوب منبع یا معکوس شدن متناوب شدت روشنایی یک الگو از نقاط خاموش و روشن، محقق شود [۱۳]. Zhu و همکارانش، پارامترهای استفاده‌شده در ۵۹ مقاله در حوزه BCI مبتنی بر SSVEP را بررسی کرده‌اند که براساس آن، LED بیش‌ترین استفاده را در این مطالعات داشته و در تحریک تک‌شکلی، شکل مستطیل و در تحریک الگوی معکوس، الگوی شطرنجی انتخاب‌های پایه بوده‌اند [۱]. در آزمایشی که Allison و همکارانش روی الگوهای تحریک انجام داده‌اند، الگوهای تک‌شکلی و ساده، دامنه پاسخ قوی‌تری از الگوهای شطرنجی و راه‌راه داشته‌اند [۱۴]. این فرضیه نیز وجود دارد که در محرك‌های تک‌شکلی، شکل مربع، پاسخ قوی‌تری از شکل دایره دارد [۱۵]. Duszyk و همکارانش در مطالعه خود به این نتیجه رسیدند که هرچه اندازه تحریک بزرگ‌تر باشد، ناحیه بزرگ‌تری از قشر بینایی را فعال می‌کند و به دنبال آن، پاسخ SSVEP بزرگ‌تری را موجب می‌شود [۱۶]؛ با این حال، نگاه کردن به چنین تحریکی، به‌سرعت باعث خستگی چشم می‌شود. فرکانس محرك‌ها در مطالعات مختلف، در محدوده ۵ تا ۶۰ هرتز در نظر گرفته شده است. بازه ۵-۱۵ هرتز، به‌عنوان فرکانس‌های پایین، ۱۵ تا ۲۵ هرتز، فرکانس‌های متوسط و ۲۵ تا ۶۰ هرتز، فرکانس‌های بالا در نظر گرفته می‌شود. برای ایجاد تحریک‌های دیداری، استفاده از فرکانس‌های پایین به خستگی بیشتر چشم نسبت به استفاده از فرکانس‌های بالا منجر می‌شود [۱۷]؛ با این وجود، بیشتر مطالعات برای تحقق

^۲ Steady-State Visual Evoked Potential

^۱ Brain Computer Interface

^۳ Event related synchronization/desynchronization

مدولاسیون فرکانس برای ایجاد تحریک، موجب کاهش خستگی چشم، ضمن حفظ قدرت پاسخ، می‌شود [۲۳].

با وجود مطالعات بسیار، از جمله مطالعات بالا دربارهٔ بهینه‌سازی محرک، هیچ استاندارد خاصی برای انجام آزمایش‌های SSVEP وجود ندارد و محققان مختلف، مطالعات خود را در شرایط مختلف انجام داده‌اند؛ به همین دلیل، نتایج این مطالعات قابل مقایسه نبوده و نمی‌توان مشخص کرد که کدام یک از روش‌ها کارآمدتر بوده است.

هدف از این مطالعه، مقایسهٔ پاسخ SSVEP به دست آمده از چندین محرک مختلف پیشنهاد شده توسط مقالات پیشین، در یک شرایط آزمایشی یکسان بود، تا کارایی آن‌ها در دو بعد قدرت پاسخ و سطح خستگی چشم برای تحقق یک سیستم BCI مبتنی بر SSVEP، ارزیابی شود. این بررسی در دو آزمایش اجرا شده است. در یکی از آزمایش‌ها، از تحریک‌های گرافیکی نمایش داده شده روی LCD استفاده شده است و در آزمایش دیگر، از یک LED که با شکل موج‌های مختلف راه‌اندازی می‌شد، استفاده شده است. در این مطالعه، تحریک‌ها در هر آزمایش، به صورت جداگانه با یکدیگر مقایسه شده‌اند و هیچ‌گونه مقایسه‌ای بین تحریک‌های تولید شده روی صفحهٔ LCD و تحریک‌های تولید شده با استفاده از LED، انجام نشده است.

۲- مواد و روش‌ها

نتایج ارائه شده در این مقاله از اجرای دو آزمایش به دست آمده است. آزمایش ۱، مقایسهٔ تحریک با شکل موج‌های مختلف است، که می‌تواند بر قدرت پاسخ تأثیر بگذارد و با استفاده از یک LED ایجاد شد. آزمایش ۲، مقایسهٔ تحریک با شکل‌های مختلف است، که روی LCD تولید شد.

۲-۱- داوطلب‌ها

در آزمایش‌های ۱ و ۲، از ۱۲ داوطلب (۶ مرد و ۶ زن) از دانشجویان دانشگاه اصفهان استفاده شد. از تمام داوطلب‌ها، فرم رضایت‌نامه گرفته شد و اطمینان حاصل شد که سابقهٔ بیماری صرع در خانواده نداشته باشند و هم‌چنین دچار بیماری‌هایی که موجب سردردهای مزمن شود، نباشند. همهٔ داوطلب‌ها از روند اجرای آزمایش‌ها، آگاهی پیدا کردند و به آن‌ها اطمینان داده شد که شرکت در این آزمایش‌ها، به‌طور کامل اختیاری است و هر زمان که مایل باشند، بدون ذکر دلیل، می‌توانند از ادامهٔ آزمایش خودداری کنند.

سیستم‌های BCI از فرکانس‌های پایین استفاده کرده‌اند، تا از مزیت بیشتر بودن دامنهٔ پاسخ در این بازه بهره گیرند [۵].

یکی از مشکلات سیستم‌های تحقیقاتی BCI مبتنی بر SSVEP، خستگی چشم در اثر نگاه کردن به منابع نوری چشمک‌زن ایجاد می‌شود. محققان مختلف با هدف افزایش صحت و کاهش خستگی چشم، مطالعاتی را برای تعیین پارامترهای تحریک بهینه انجام داده‌اند.

برای مثال Mouli و همکارانش، دو نوع تحریک به شکل‌های مستطیلی و حلقوی را به وسیلهٔ LED تولید کرده و از نظر قدرت پاسخ و میزان خستگی، بررسی کرده‌اند. نتیجه به این صورت بوده است که تحریک با LED حلقوی، دامنهٔ پاسخ بیشتری داشته است و به گزارش افراد مطالعه شده، خستگی کم‌تری را برای چشم به همراه داشته است [۱۸].

Yan و همکارانش در آزمایشی، از دو مستطیل مجاور برای تحریک استفاده کرده‌اند، که با فازهای مخالف و فرکانس‌های یکسان یا متفاوت، خاموش و روشن می‌شوند [۱۹]. در آزمایشی دیگر که توسط Byczuk و همکارانش انجام شده است، از دو LED مجاور استفاده شده است که با فازهای مخالف و فرکانس‌های مختلف، تحریک را ایجاد می‌کنند. نتایج در هر دو مطالعه بالا نشان داده‌اند که نسبت سیگنال به نویز هنگام استفاده از دو تحریک مجاور، نسبت به حالتی که از یک زمینهٔ تحریک استفاده می‌شود، افزایش پیدا کرده است [۲۰].

Jukiewicz و همکارانش در آزمایشی، با هدف افزایش نسبت سیگنال به نویز، از سیگنال‌های سینوسی، مربعی و دندان‌اره‌ای برای کنترل و راه‌اندازی LED و ایجاد تحریک، استفاده کرده‌اند. نتایج به این صورت بوده است که کنترل LED با سیگنال‌های سینوسی، دندان‌اره‌ای و مربعی، به ترتیب بیشترین نسبت سیگنال به نویز را در پی داشته‌اند [۲۱].

در آزمایشی، Chang و همکارانش با هدف کاهش خستگی چشم در طول استفاده از BCI مبتنی بر SSVEP، از مدولاسیون دامنه برای ایجاد تحریک استفاده کرده‌اند، به این صورت که دو سیگنال با فرکانس‌های بالاتر را در هم ضرب کرده و سیگنالی با فرکانس پایین‌تر، برای ارائه به منبع نوری LED، تولید کردند. نتایج بیان می‌کنند که چشمک زدن LED، برای افراد خیلی محسوس نبوده است و میزان خستگی چشم، کاهش چشم‌گیری داشته است [۲۲].

Dreyer و همکارانش در آزمایشی، تحریک‌هایی با فرکانس کم را با استفاده از مدولاسیون فرکانس دو سیگنال با فرکانس بالاتر طراحی کرده‌اند و به این نتیجه رسیدند که استفاده از

جدول (۱) - معیار سطح خستگی استفاده شده در این مطالعه.

سطح خستگی	امتیاز
بسیار کم	۱
کم	۲
قابل تحمل	۳
آزاردهنده	۴

۲-۳-۱- آزمایش ۱

برای اجرای این آزمایش، از یک LED قرمز رنگ تعبیه شده روی یک برد الکترونیکی استفاده شد. با استفاده از نرم افزار متلب، سیگنال‌های موجود در جدول (۲) ساخته شد. شکل موج‌ها به شکلی انتخاب شدند که تمام آن‌ها در فرکانس ۱۰ هرتز، مؤلفه داشته باشند و پاسخ SSVEP در این فرکانس، ارزیابی شد. با استفاده از یک برنامه نوشته شده در نرم افزار متلب، این سیگنال‌ها به اطلاعات ۳۲ بیتی تبدیل شدند. سیگنال‌های تولیدی به وسیله یک محیط واسط، که با نرم افزار سی شارپ توسعه داده شد، روی ریزپردازنده ARM موجود روی برد الکترونیکی بارگذاری می‌شدند. با فشردن کلید شروع در محیط کنترل برد الکترونیکی، LED شروع به چشمک زدن می‌کرد. دامنه سیگنال‌ها به صورتی تنظیم شد که شدت نور LED برای تمام شکل موج‌های مورد آزمایش، برابر با ۳۱۰ لوکس باشد. مدت زمان هر تحریک برابر با ۳۰ ثانیه در نظر گرفته شد که پس از آن، داوطلب برای ۳۰ ثانیه استراحت می‌کرد.

جدول (۲) - تحریک‌های مربوط به آزمایش ۱

شماره تحریک	سیگنال
۱	$\text{Sin}(2*\pi*10*t)$
۲	Square wave (10Hz)
۳	$\text{Sin}(2*\pi*40*t+0.5*\text{Sin}(2*\pi*30*t))$ (مدولاسیون فرکانس) [۲۲]
۴	Sawtooth (10Hz)
۵	$\text{Sin}(2*\pi*30*t)+\text{Sin}(2*\pi*40*t)$

۲-۳-۲- آزمایش ۲

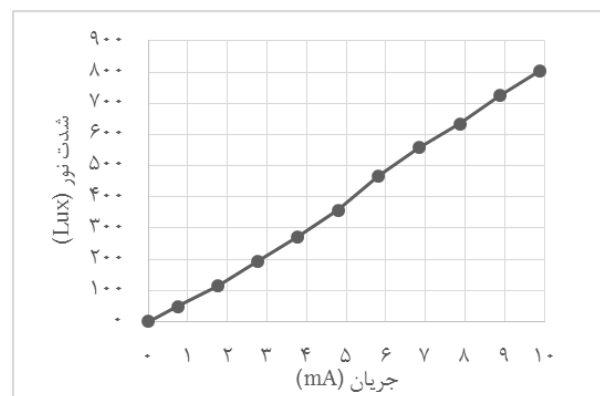
برای تولید تحریک در آزمایش ۲، به دلیل انعطاف پذیری بیشتر در انتخاب شکل، رنگ و اندازه تحریک نسبت به تحریک‌های سخت افزاری (مانند تحریک با استفاده از LED)، از جعبه ابزار Cogent، که قابل نصب و راه اندازی روی نرم افزار متلب است، استفاده شد [۹]. در این آزمایش، شکل‌های دایره، مستطیل و حلقه، طراحی و استفاده شدند (شکل (۲)). مساحت هر سه

۲-۲- دستگاه‌های تحریک بینایی

برای استخراج سیگنال SSVEP، در آزمایش ۱، یک LED قرمز رنگ (طبق [۱۱]) به ابعاد 25×25 میلی‌متر برای تحریک استفاده شد [۱۱]. در آزمایش ۲، از یک نمایشگر LCD با نرخ خاموش/روشن شدن $59/72$ هرتز استفاده شد.

۲-۳- الگوی آزمایش

در ابتدا برای فراهم آوردن مقدمات آزمایش ۱، از خطی بودن رابطه شدت نور با جریان LED، که به عنوان ورودی به آن داده می‌شود، اطمینان حاصل شد. برای مطمئن شدن از خطی بودن رابطه جریان و شدت نور، سیگنالی در نرم افزار متلب با دامنه‌های مختلف، تولید شده و LED راه اندازی شد. جریان گذرنده از LED و شدت نور، اندازه گیری شد و مشخص شد که رابطه بین آن‌ها، خطی است (شکل (۱)). آزمایش‌ها در یک محیط آزمایشگاهی و دور از سروصدا، انجام شد. هر داوطلب روی یک صندلی راحت نشسته و فاصله چشم تا تحریک برابر با ۸۰ سانتی‌متر تنظیم شد. از داوطلب خواسته شد که در طول آزمایش، سر خود را تکان ندهد تا فاصله تغییر نکند. به داوطلب این امکان داده شد که به محض اعلام آمادگی، تحریک شروع شود. داوطلب در طول تحریک، به مرکز تحریک خیره شد.



شکل (۱) - رابطه خطی جریان و شدت نور LED

برای اینکه ارزیابی مناسبی از سطح خستگی چشم ناشی از تحریک انجام شود، خستگی در چهار سطح تعریف شد و با توجه به سطح خستگی، به آن‌ها امتیاز تعلق گرفت (جدول (۱)). هر چه سطح خستگی بیشتر باشد، امتیاز مربوط به آن نیز بالاتر است. پس از اعمال هر تحریک، سطح خستگی مربوط به تحریک از فرد پرسیده و گزارش شد.

^۱ Refresh Rate

۲-۵- ارزیابی پاسخ

برای به دست آوردن قدرت پاسخ (توان سیگنال)، توان سیگنال ثبت شده در فرکانس مورد نظر (فرکانس تحریک) با استفاده از روش Welch در نرم افزار متلب استخراج شد.

همچنین برای ارزیابی نسبت سیگنال به نویز، چهار نقطه همسایگی در اطراف فرکانس تحریک در نظر گرفته شد (۲ نقطه در سمت راست فرکانس تحریک و ۲ نقطه در سمت چپ). در حالی که فرد به محرک نگاه می کرده است، از توان سیگنال در این پنج نقطه، میانگین گرفته شد. همین طور در حالتی که فرد به محرک نگاه نمی کرده است، از توان نویز در این پنج نقطه میانگین گرفته شد؛ سپس، نسبت سیگنال به نویز از تقسیم میانگین توان سیگنال به میانگین توان نویز، محاسبه شد.

با توجه به غیر نرمال بودن داده‌ها و همچنین وابستگی بین داده‌ها، به دلیل این که تحریک‌ها روی گروه افراد یکسانی انجام شده است، باید از آزمونی استفاده شود که بتواند چند گروه وابسته را با یکدیگر مقایسه کند. از آنجا که وابستگی از نوع وصفی یا ترتیبی است، از آزمون Friedman برای مقایسه تمام تحریک‌ها با هم استفاده شد. برای مقایسه دوبه دوی تحریک‌ها، در صورتی که نتیجه آزمون Friedman، تفاوت معنادار را نشان داده باشد، از آزمون Post-Hoc Wilcoxon استفاده شد (در آزمون Friedman، $P \leq 0.05$ در نظر گرفته شد. در Post-Hoc Wilcoxon، با توجه به تعداد تحریک‌ها، سطح معناداری در آزمون ۱، ۰/۰۰۵ و در آزمون ۲، ۰/۰۱۷ در نظر گرفته شد).

۳- یافته‌ها و بحث

در این مطالعه، در قالب دو آزمایش، قدرت پاسخ SSVEP و میزان خستگی ناشی از تحریک‌ها برای چشم، بررسی شد. در یکی از آزمایش‌ها، تحریک‌های ایجاد شده توسط LED با یکدیگر مقایسه شد و در دیگری، تحریک‌های طراحی شده به وسیله جعبه ابزار cogent، بررسی شد. پس از انجام آزمایش‌ها، داده‌ها از طیف فرکانسی سیگنال EEG استخراج شدند.

۳-۱- نتایج آزمایش ۱

در آزمایش ۱، تحریک با بارگذاری ۵ سیگنال به وسیله یک LED قرمز رنگ انجام شد. قدرت پاسخ SSVEP هر فرد مورد مطالعه به تحریک‌ها، از چگالی طیفی سیگنال EEG استخراج شد، که در جدول (۳) به همراه نسبت سیگنال به نویز گزارش شده است. آزمون Friedman روی قدرت پاسخ و نسبت سیگنال به نویز هر ۵ تحریک اعمال شد. نتیجه، تفاوت معناداری را بین «قدرت پاسخ‌ها» نشان داد ($P \leq 0.05$; $\chi^2(4) = 14.2$)؛ اما تفاوت

شکل روی LCD، یکسان و برابر با ۲۱ سانتی متر مربع در نظر گرفته شد، تا شدت نور وارد شده به چشم در سه تحریک، یکسان باشد. با توجه به نتایج به دست آمده از تحقیقات Duszyk و همکارانش، از رنگ زرد استفاده شد [۱۶]. با توجه به نرخ محدود جاروب نمایشگر، می توان فرکانس‌های تحریک خاصی را با دقت مناسب روی نمایشگر ایجاد کرد، که مقدار آنها وابسته به این نرخ جاروب است [۹]. فرکانس تحریک مورد نظر در این آزمایش، ۱۵ هرتز بود، که با توجه به نرخ جاروب نمایشگر استفاده شده، بطور دقیق برابر با ۱۴/۹۴ هرتز شد. در تحریک با شکل مستطیل از دو مستطیل مجاور استفاده شد که با فاز مخالف روشن و خاموش می شدند. هر یک از شکل‌ها، به مدت ۲۵ ثانیه نمایش داده شدند و ۵ ثانیه استراحت بین نمایش هر شکل در نظر گرفته شد. این آزمایش، سه مرتبه تکرار شد؛ به صورتی که ترتیب نمایش تحریک‌ها در هر مرتبه به صورت تصادفی بود. دلیل تکرار کردن آزمایش، اطمینان پیدا کردن از تأثیر نداشتن ترتیب نمایش تحریک‌ها روی قدرت پاسخ و میزان خستگی چشم است. در روند تکرار تحریک‌ها با ترتیب متفاوت، مؤلفه زمان می تواند بر قدرت پاسخ به تحریک‌ها و سطح خستگی ناشی از تحریک‌ها، اثرگذار باشد. در این مطالعه، این مؤلفه کنترل شد؛ اما در شرایط زمانی این مطالعه، تفاوت چشم گیری بین قدرت پاسخ و سطح خستگی در سه بار تکرار تحریک‌ها به دست نیامد. در نهایت، پاسخ به این تحریک‌ها با میانگین گیری از پاسخ به تحریک‌ها در هر سه مرتبه به دست آمد.



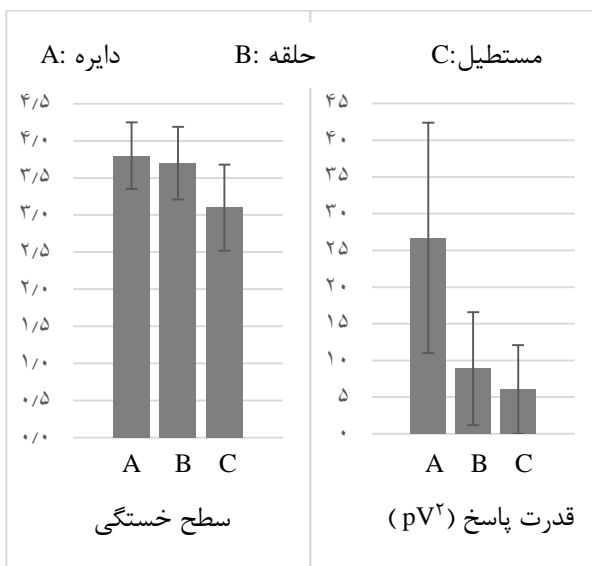
شکل (۲) - شکل‌های تحریک مربوط به آزمایش ۲

۲-۴- جمع آوری داده‌ها

در این آزمایش، سیگنال الکتریکی مغز به وسیله دستگاه POWER LAB (ADInstruments, Dunedin, New Zealand) و با نرخ نمونه برداری ۱ کیلوهرتز، ثبت شد. ثبت سیگنال، به صورت دوقطبی و تک کاناله بود. محل الکترودها بنابر استاندارد ۱۰-۲۰، در O_z و C_z در نظر گرفته شد و الکترود زمین، روی گوش راست نصب شد. برای پردازش سیگنال، از نرم افزار متلب استفاده شد. برای پردازش داده‌ها، از پنجره Hamming استفاده شد. طول پنجره‌ها، ۸ ثانیه و نرخ هم پوشانی، ۵۰ درصد بود.

۲-۳- نتایج آزمایش ۲

در آزمایش ۲، تحریک با سه شکل مختلف روی LCD ایجاد شد و با انجام آزمایش‌ها و استخراج داده‌ها، قدرت پاسخ به تحریک و نسبت سیگنال به نویز به دست آمدند (جدول ۵). آزمون Friedman روی «قدرت پاسخ» به تحریک‌ها، تفاوت معناداری بین این سه تحریک نشان داد ($\chi^2(2) = 19/5$; $P \leq 0/05$)؛ همچنین اعمال این آزمون روی «نسبت سیگنال به نویز» پاسخ‌ها، تفاوت معناداری را آشکار کرد ($\chi^2(2) = 18/5$; $P \leq 0/05$) با توجه به شکل (۴)، شکل دایره، پاسخ قوی‌تری از شکل حلقه و دو مستطیل داشت.

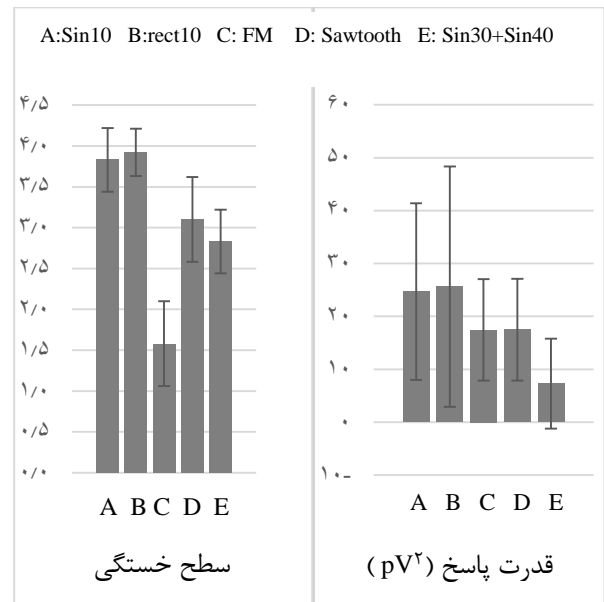


شکل (۴) - میانگین سطح خستگی و قدرت پاسخ تحریک‌های آزمایش ۲

مقایسه دوبه‌دوی تحریک‌ها از نظر قدرت پاسخ و نسبت سیگنال به نویز، به ترتیب در جدول (۶) گزارش شده است. با انجام آزمون Friedman روی سطح خستگی هر سه تحریک، تفاوت معنادار مشاهده شد ($\chi^2(2) = 14/9$; $P \leq 0/05$). با توجه به نتایج آماری موجود در جدول (۷)، مشاهده می‌شود که تفاوت معناداری بین سطح خستگی دو تحریک دایره‌ای و حلقوی وجود ندارد. با توجه به این که میانگین امتیاز خستگی هر سه تحریک در سطح آزاردهنده قرار دارد (شکل (۴))، بهتر است که تحریک‌ها از نظر قدرت پاسخ مقایسه شوند. پیش‌تر اشاره شد که هدف در این مطالعه، انتخاب تحریکی با قدرت پاسخ بالا و سطح خستگی پایین است؛ بنابراین در این آزمایش با معیار قرار دادن قدرت پاسخ، می‌توان ادعا کرد که تحریک با شکل دایره، نزدیک‌ترین تحریک به تحریک موردنظر ما است.

معناداری بین «نسبت سیگنال به نویز»ها مشاهده نشد ($\chi^2(2) = 8/3$). منابع تحریک مربعی، سینوسی تک‌فرکانس، دندان‌اره-ای، مدولاسیون فرکانس (تحریک شماره ۳، جدول (۲)) و جمع دوسینوسی، به ترتیب بیشترین میانگین قدرت پاسخ را داشتند (شکل (۳))؛ اما آزمون Wilcoxon برای مقایسه دوبه‌دوی قدرت‌های پاسخ، تفاوت معناداری بین ۴ تحریک اول نشان نداد و فقط قدرت پاسخ به جمع دوسینوسی، به‌طور معناداری کمتر از سایر محرک‌ها بود. (جدول (۴)). آزمون Friedman، روی سطح خستگی تمام تحریک‌ها اعمال شد و تفاوت معنادار بین سطوح خستگی وجود داشت ($\chi^2(4) = 42/7$; $P \leq 0/05$). تحریک مربعی، سینوسی تک‌فرکانس، دندان‌اره‌ای، جمع دوسینوسی و مدولاسیون فرکانس، به ترتیب بیشترین سطح خستگی را داشته‌اند (شکل (۳)).

در مقایسه دوبه‌دوی سطح خستگی، دو تحریک مدولاسیون فرکانس (تحریک شماره ۳، جدول (۲)) و جمع دوسینوسی، سطح خستگی کمتری (با تفاوت معنادار) از سایر تحریک‌ها داشتند (جدول (۴)). با توجه به این مسئله و نداشتن تفاوت معنادار بین قدرت پاسخ تحریک با مدولاسیون فرکانس با سایر تحریک‌ها، می‌توان نتیجه گرفت که با در نظر گرفتن دو معیار سطح خستگی و قدرت پاسخ، تحریک با استفاده از مدولاسیون فرکانس (تحریک شماره ۳، جدول (۲))، بهترین عملکرد را در بین تحریک‌های موجود داشته است.



شکل (۳) - میانگین سطح خستگی و قدرت پاسخ برای تحریک‌های آزمایش ۱ (A: سینوسی ۱۰ هرتز، B: مربعی ۱۰ هرتز، C: مدولاسیون فرکانس، D: دندان‌اره‌ای ۱۰ هرتز، E: جمع دوسینوسی)

۴- نتیجه‌گیری

هدف از انجام این مطالعه، دست یافتن به تحریکی بوده است که علاوه بر داشتن قدرت پاسخ و نسبت سیگنال به نویز بالای سطح خستگی بالایی را برای چشم نداشته باشد؛ در واقع، هدف این مطالعه، مقایسه تحریک‌ها بر اساس دو محور قدرت پاسخ و سطح خستگی بوده است.

در آزمایش ۱، با ملاک قرار دادن سطح خستگی برای مقایسه بین چهار تحریک سینوسی تک‌فرکانس، مربعی، دندان‌اره‌ای و مدولاسیون فرکانس (تحریک شماره ۳، جدول (۲))، که با بیشترین قدرت پاسخ همراه هستند، به دلیل نبود تفاوت معنادار بین قدرت پاسخ تحریک‌ها، می‌توان ادعا کرد که تحریک با استفاده از مدولاسیون فرکانس (تحریک شماره ۳، جدول (۲)) با قدرت پاسخ (pV^2) $17/4$ و میانگین امتیاز سطح خستگی $1/6$ ، بهترین گزینه برای تحریک چشم در میان تحریک‌هایی است که مورد آزمایش و بررسی قرار گرفتند.

در آزمایش ۲، سطح خستگی تحریک‌ها، بالا بود و تفاوت معناداری بین آن‌ها مشاهده نشد؛ اما قدرت پاسخ برای شکل دایره، به‌طور معناداری بیشتر از دو تحریک حلقه و مستطیل بود. با وجود قدرت پاسخ زیاد این محرک، پیشنهاد نمی‌شود که برای توسعه واسط‌های مغز-رایانه از این محرک استفاده کرد؛ چون سطح بالایی از خستگی را در طول مدت تحریک برای چشم به دنبال دارد.

میزان خستگی در این مطالعه با یک معیار ۱ تا ۴ و طبق جدول ۱، ارزیابی شد. ارزیابی میزان خستگی به این شکل، وابسته به شخص و زمان انجام آزمایش است؛ با این حال، میانگین‌گیری روی تعداد مناسبی از شرکت‌کنندگان، این اثرات را کاهش می‌دهد. از سوی دیگر، بخشی از نتایج، به‌خصوص در آزمایش ۲، نشان می‌دهد که اغلب شرکت‌کنندگان، میزان خستگی را برای چندین نوع از تحریک در بالاترین حد آن ارزیابی کرده‌اند. نبود تفاوت معنی‌دار بین میزان خستگی محرک‌ها در این آزمایش، می‌تواند ناشی از این اشباع‌شدگی باشد و بهتر است در مطالعات بعدی، مشخصات تحریک یا نوع سؤالات پرسش‌نامه، به شکلی تنظیم شوند که این اشباع‌شدگی رخ ندهد.

از میان مجموعه تحریک‌های آزمایش ۱، که آزمایش و بررسی شده است، با در نظر گرفتن هر دو معیار قدرت پاسخ و سطح

خستگی، تحریک با استفاده از مدولاسیون فرکانس، در تحریک به‌وسیله LED، می‌تواند به‌عنوان تحریکی با دامنه پاسخ قوی و خستگی کم در توسعه واسط‌های مغز-رایانه استفاده شود؛ اما لازم است در تحقیقات آینده، کارایی محرک‌ها با مدولاسیون فرکانس، در عمل در یک واسط مغز-رایانه، ارزیابی شود.

برخلاف مطالعه [۱۸]، در این مطالعه، قدرت پاسخ تحریک دایره‌ای به‌مراتب بیشتر از تحریک حلقه‌ای به‌دست آمد. این تفاوت ممکن است به این دلیل باشد که در مطالعه [۱۸]، از تحریک‌های تولیدشده توسط LED استفاده شده است و در مطالعه حاضر، تحریک‌ها به‌صورت گرافیکی ایجاد شده‌اند. هم‌چنین، فرکانس‌های تحریک در مطالعه [۱۸]، در بازه ۷-۱۰ هرتز بوده است؛ در صورتی که فرکانس تحریک‌های مطالعه حاضر، ۱۴/۹۴ هرتز بوده است. تفاوت‌های دیگری نیز بین دو مطالعه وجود دارد. در مطالعه ذکرشده، فاصله فرد تا تحریک، ۶۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است و از ناحیه O_2 ثبت انجام شده است؛ در حالی که، در مطالعه ما، فاصله فرد تا تحریک، ۸۰ سانتی‌متر بوده و ثبت از ناحیه O_z انجام شده است. هم‌چنین قدرت پاسخ و سطح خستگی، مزیتی را برای شکل دو مستطیل ایجاد نکرد [۸،۹].

در این مطالعه، برای تولید تحریک‌ها در آزمایش ۲ که توسط جعبه‌ابزار Cogent انجام شده است، محدودیت‌هایی مانند تولید فرکانس‌های مختلف (به دلیل وابستگی به نرخ روشن/خاموش شدن صفحه نمایشگر) وجود داشته است. برای اطمینان از اثرگذار نبودن زمان و ترتیب تحریک‌ها در آزمایش ۲، این آزمایش، ۳ مرتبه تکرار شد که ترتیب نمایش تحریک‌ها در هر مرتبه، متفاوت بود؛ اما در شرایط خاص این آزمایش، ترتیب تحریک‌ها، اثر چشم‌گیری بر قدرت پاسخ و سطح خستگی نداشت. با توجه این نتایج، روند تکرار آزمایش ۱ با ترتیب‌های متفاوت نمایش تحریک‌ها، انجام نشد؛ اما پیشنهاد می‌شود که این بررسی‌ها در آینده انجام شوند، تا اطمینان بیشتری از نتایج به‌دست‌آمده حاصل شود.

۵- سپاس‌گزاری

از تمام دوستانی که در این مطالعه شرکت کرده‌اند و به‌نحوی در انجام آن، یاری‌رسان ما بوده‌اند، کمال قدردانی را داریم.

جدول (۳) - قدرت پاسخ در فرکانس ۱۰ هرتز (بر حسب pV^2) و نسبت سیگنال به نویز در بازه 0.5 ± 10 (داخل پرانتز) در آزمایش ۱

فرد مورد مطالعه	تحریک				
	Sin10	Rect10	FM10	Sawtooth10	Sin40+Sin30
۱	۴۱/۷ (۶۴/۱)	۱۶/۳ (۸۴/۰)	۱۱/۲۰ (۸۲/۲)	۸۰/۷ (۰۷/۲)	۰ (۵۲/۲)
۲	۴/۶۱ (۸۸/۱)	۵۴/۸۹ (۵۰/۱)	۲۱/۸ (۸۸/۱)	۲۶/۹ (۶۶/۱)	۴۴/۴ (۷۷/۰)
۳	۷۳/۱۲ (۳۶/۲)	۴۱/۷ (۷۴/۲)	۲۹/۱۱ (۸۳/۱)	۸۴/۱۴ (۸۶/۱)	۵۹/۵ (۸۳/۲)
۴	۵۵/۱۱ (۷۳/۳)	۵۶/۱۴ (۱۶/۳)	۹۹/۱۰ (۶۸/۲)	۶۵/۱۲ (۳۱/۲)	۲۴/۱۶ (۲/۱)
۵	۷۶/۴۹ (۹۳/۱)	۴۱/۳۱ (۸/۱)	۴۰/۳۵ (۶۷/۲)	۶۶/۲۱ (۷۹/۲)	۵۷/۵ (۸۱/۰)
۶	۱۴/۲۵ (۲۱/۵)	۲۶/۲۱ (۶۱/۷)	۹۹/۲۱ (۸/۱)	۰۸/۲۸ (۶۶/۱)	۰۶/۷ (۹۹/۰)
۷	۵۴/۵ (۶۶/۱)	۰۸/۵ (۳۰/۱)	۷۹/۷ (۱۶/۲)	۴۵/۱۸ (۳۱/۳)	۰ (۶/۱)
۸	۷۳/۲۹ (۲۵/۱)	۲/۲۶ (۲۹/۱)	۵۶/۳۰ (۷۲/۱)	۸۵/۲۵ (۶۴/۱)	۳۳/۹ (۰۰/۱)
۹	۲/۱۷ (۱/۱)	۶۸/۲۴ (۵۶/۱)	۷۳/۲۴ (۱۸/۱)	۶۵/۲۳ (۳۹/۱)	۶۶/۱۰ (۰۵/۱)
۱۰	۷۳/۲۴ (۲۸/۲)	۰۳/۳۴ (۴۵/۲)	۲۴/۲۱ (۱۷/۲)	۴۱/۳۵ (۱۴/۳)	۸۶/۲۸ (۷۴/۱)
۱۱	۹۳/۲۲ (۱/۸)	۵۱/۱۸ (۵۴/۸)	۳۱/۷ (۹۳/۵)	۴۹/۷ (۸۵/۴)	۰ (۴۰/۲)
۱۲	۱۴/۲۸ (۴۵/۱)	۶۹/۳۱ (۰۹/۱)	۶۶/۹ (۵۱/۰)	۶۶/۴ (۲۳/۰)	۰ (۸۰/۰)
میانگین	۶۹/۲۴ (۷۲/۲)	۶۳/۲۵ (۸۲/۲)	۴۴/۱۷ (۲۸/۲)	۴۸/۱۷ (۲۵/۲)	۳۱/۷ (۴۸/۱)
انحراف معیار	۶۶/۱۶ (۰۶/۲)	۷۲/۲۲ (۵۶/۲)	۵۹/۹ (۳۲/۱)	۶۱/۹ (۱۷/۱)	۴۶/۸ (۷۴/۰)

جدول (۴) - نتایج آزمون Post-Hoc Wilcoxon روی قدرت پاسخ به تحریکها و سطح خستگی (داخل پرانتز) تحریکهای آزمایش ۱

تحریک	Sin10	Rect10	Sawtooth10	FM10	Sin40+Sin30
Sin10	- (-)	p= ۰/۷۵۴ (p= ۰/۳۱۷)	p= ۰/۸۱۴ (p= ۰/۰۰۷)	p= ۰/۱۵۸ (p= ۰/۰۰۲)	p= ۰/۰۰۵ (p= ۰/۰۰۱)
Rect10	p= ۰/۷۵۴ (p= ۰/۳۱۷)	- (-)	p= ۰/۸۷۵ (p= ۰/۰۰۴)	p= ۰/۸۱۴ (p= ۰/۰۰۲)	p= ۰/۰۰۴ (p= ۰/۰۰۲)
Sawtooth10	p= ۰/۸۱۴ (p= ۰/۰۰۷)	p= ۰/۸۷۵ (p= ۰/۰۰۴)	- (-)	p= ۰/۵۸۳ (p= ۰/۰۰۲)	p= ۰/۰۰۳ (p= ۰/۱۸)
FM10	p= ۰/۱۵۸ (p= ۰/۰۰۲)	p= ۰/۸۱۴ (p= ۰/۰۰۲)	p= ۰/۵۸۳ (p= ۰/۰۰۲)	- (-)	p= ۰/۰۰۱ (p= ۰/۰۰۲)
Sin40+Sin30	p= ۰/۰۰۵ (p= ۰/۰۰۱)	p= ۰/۰۰۴ (p= ۰/۰۰۲)	p= ۰/۰۰۳ (p= ۰/۱۸)	p= ۰/۰۰۱ (p= ۰/۰۰۲)	- (-)

جدول (۵) - قدرت (بر حسب pV^2) و نسبت سیگنال به نویز (داخل پرانتز) پاسخ‌ها در فرکانس ۱۴/۹۴ هرتز در آزمایش ۲

فرد مورد مطالعه	تحریک		
	دایره	حلقه	مستطیل
۱	۴۸/۵	۸۵/۲	۴۱/۲
	(۸/۲)	(۶۳/۲)	(۷۲/۱)
۲	۶۵/۹	۰۳/۴	۶۸/۲
	(۸۵/۲)	(۶۸/۱)	(۱۴/۱)
۳	۰۲/۱۲	۵۷/۹	۹۶/۰
	(۸/۳)	(۱۵/۴)	(۷۱/۱)
۴	۶۷/۱۶	۲۷/۵	۰
	(۱۷/۲)	(۱۲/۱)	(۵۲/۰)
۵	۱/۴۵	۳۳/۸	۱/۱۵
	(۰۱/۳)	(۰۵/۱)	(۸۹/۰)
۶	۶/۱۱	۷۴/۱	۵۵/۰
	(۵۹/۸)	(۹۴/۱)	(۰۲/۳)
۷	۱۴/۳۴	۷۲/۲	۱۷/۳
	(۶۶/۱۰)	(۷۵/۱)	(۱۳/۲)
۸	۴۳/۳۴	۰۷/۴	۱۸/۸
	(۷۸/۳)	(۸۵/۱)	(۴۷/۱)
۹	۵۶/۱۹	۹۹/۵	۹۹/۲
	(۵۴/۲)	(۵۰/۱)	(۰۸/۱)
۱۰	۸۹/۴۱	۸۶/۱۵	۹۸/۸
	(۹۹/۶)	(۳۲/۳)	(۱۵/۳)
۱۱	۹۹/۴۵	۴۵/۲۱	۳۳/۱۹
	(۸۵/۲)	(۵۲/۱)	(۴۵/۱)
۱۲	۶۵/۴۴	۹۷/۲۴	۲۳/۸
	(۴۱/۱۴)	(۱۲/۱۱)	(۰۲/۶)
میانگین	۷۷/۲۶	۹۰/۸	۰۵/۶
	(۳۷/۵)	(۷۸/۲)	(۰۳/۲)
انحراف معیار	۷۱/۱۵	۷۴/۷	۱۱/۶
	(۹۴/۳)	(۷۷/۲)	(۴۹/۱)

جدول (۶) - نتایج آزمون Post-Hoc Wilcoxon روی قدرت و نسبت سیگنال به نویز (داخل پرانتز) پاسخ به تحریک‌های آزمایش ۲

تحریک	دایره	حلقه	مستطیل
دایره	-	$p= ۰/۰۰۲$	$p= ۰/۰۰۲$
	(-)	($p= ۰/۰۰۳$)	($p= ۰/۰۰۲$)
حلقه	$p= ۰/۰۰۲$	-	$p= ۰/۰۹۹$
	($p= ۰/۰۰۳$)	(-)	($p= ۰/۰۰۶$)
مستطیل	$p= ۰/۰۰۲$	$p= ۰/۰۹۹$	-
	($p= ۰/۰۰۲$)	($p= ۰/۰۰۶$)	(-)

جدول (۷) - نتایج آزمون Post-Hoc Wilcoxon روی سطح خستگی تحریک‌های آزمایش ۲

تحریک	دایره	حلقه	مستطیل
دایره	-	$p= ۰/۱۵۷$	$p= ۰/۰۰۳$
حلقه	$p= ۰/۱۵۷$	-	$p= ۰/۰۰۸$
مستطیل	$p= ۰/۰۰۳$	$p= ۰/۰۰۸$	-

۶- مراجع

- [11] R. J. M. G. Tello, S. M. T. Müller, A. Ferreira, and T. F. Bastos, "Comparison of the influence of stimuli color on steady-state visual evoked potentials," *Research on Biomedical Engineering*, vol. 31, pp. 218-231, 2015.
- [12] C. S. Herrmann, "Human EEG responses to 1–100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena," *Experimental brain research*, vol. 137, pp. 346-353, 2001.
- [13] Z. Wu, Y. Lai, Y. Xia, D. Wu, and D. Yao, "Stimulator selection in SSVEP-based BCI," *Medical engineering & physics*, vol. 30, pp. 1079-1088, 2008.
- [14] B. Z. Allison, E. W. Wolpaw, and J. R. Wolpaw, "Brain-computer interface systems: progress and prospects," *Expert review of medical devices*, vol. 4, pp. 463-474, 2007.
- [15] D. Regan, "Human perception of objects," Sunderland, MA: Sinauer Associates, pp. 295-342, 2000.
- [16] A. Duszyk, M. Bierzyńska, Z. Radzikowska, P. Milanowski, R. Kuś, P. Suffczyński, et al., "Towards an Optimization of Stimulus Parameters for Brain-Computer Interfaces Based on Steady State Visual Evoked Potentials," 2014.
- [17] F.-C. Lin, J. K. Zao, K.-C. Tu, Y. Wang, Y.-P. Huang, C.-W. Chuang, et al., "SNR analysis of high-frequency steady-state visual evoked potentials from the foveal and extrafoveal regions of human retina," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE, 2012*, pp. 1810-1814.
- [18] S. Mouli and R. Palaniappan, "Radial photic stimulation for maximal EEG response for BCI applications," in *2016 9th International Conference on Human System Interactions (HSI), 2016*, pp. 362-367.
- [19] Z. Yan, X. Gao, G. Bin, B. Hong, and S. Gao, "A half-field stimulation pattern for SSVEP-based brain-computer interface," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, 2009*, pp. 6461-6464.
- [20] M. Byczuk, P. Poryzala, and A. Materka, "SSVEP-based brain-computer interface: on the effect of stimulus parameters on VEPs spectral characteristics," in *Human-Computer Systems Interaction: Backgrounds and Applications 2*, ed: Springer, 2012, pp. 3-14.
- [1] D. Zhu, J. Bieger, G. G. Molina, and R. M. Aarts, "A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs," *Computational intelligence and neuroscience*, vol. 2010, p. 1, 2010.
- [2] B. Graimann, B. Allison, and G. Pfurtscheller, "Brain-computer interfaces: A gentle introduction," in *Brain-Computer Interfaces*, ed: Springer, 2009, pp. 1-27.
- [3] T. Cao, F. Wan, C. M. Wong, J. N. da Cruz, and Y. Hu, "Objective evaluation of fatigue by EEG spectral analysis in steady-state visual evoked potential-based brain-computer interfaces," *Biomedical engineering online*, vol. 13, p. 28, 2014.
- [4] I. Kaashoek and G. Garcia Molina, "Automatic determination of the optimum stimulation frequencies in an SSVEP based BCI," *Philips Research 2009*.
- [5] S. Amiri, A. Rabbi, L. Azinfar, and R. Fazel-Rezai, "A review of P300, SSVEP, and hybrid P300/SSVEP brain-computer interface systems," *Brain-Computer Interface Systems—Recent Progress and Future Prospects*, 2013.
- [6] C.-L. Yeh, P.-L. Lee, W.-M. Chen, C.-Y. Chang, Y.-T. Wu, and G.-Y. Lan, "Improvement of classification accuracy in a phase-tagged steady-state visual evoked potential-based brain computer interface using multiclass support vector machine," *Biomedical engineering online*, vol. 12, p. 46, 2013.
- [7] H.-Y. Wu, P.-L. Lee, H.-C. Chang, and J.-C. Hsieh, "Accounting for phase drifts in SSVEP-based BCIs by means of biphasic stimulation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, pp. 1394-1402, 2011.
- [8] Z. Wu, "The difference of SSVEP resulted by different pulse duty-cycle," in *2009 International Conference on Communications, Circuits and Systems, 2009*.
- [9] M. Nakanishi, Y. Wang, Y.-T. Wang, Y. Mitsukura, and T.-P. Jung, "Generating visual flickers for eliciting robust steady-state visual evoked potentials at flexible frequencies using monitor refresh rate," *PloS one*, vol. 9, p. e99235, 2014.
- [10] A. Duszyk, M. Bierzyńska, Z. Radzikowska, P. Milanowski, R. Kuś, P. Suffczyński, et al., "Towards an optimization of stimulus parameters for brain-computer interfaces based on steady state visual evoked potentials," *Plos one*, vol. 9, p. e112099, 2014.

- [21] M. Jukiewicz and A. Cysewska-Sobusiak, "Stimuli design for SSVEP-based brain computer-interface," *International Journal of Electronics and Telecommunications*, vol. 62, pp. 109-113, 2016.
- [22] . H. Chang, H. J. Baek, S. M. Lee, and K. S. Park, "An amplitude-modulated visual stimulation for reducing eye fatigue in SSVEP-based brain-computer interfaces," *Clinical Neurophysiology*, vol. 125, pp. 1380-1391, 2014.
- [23] A. M. Dreyer and C. S. Herrmann, "Frequency-modulated steady-state visual evoked potentials: A new stimulation method for brain-computer interfaces," *Journal of neuroscience methods*, vol. 241, pp. 1-9, 2015.