

# معرفی تجهیز جدید جهت اعمال مؤثر تحریک لرزشی برای ثبت پتانسیل برانگیخته حس تنی حالت ماندگار (SSSEP)

علی مالکی\*  
استادیار گروه مهندسی پزشکی  
دانشگاه سمنان  
amaleki@semnan.ac.ir

سحر صادقی  
دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی  
دانشگاه سمنان  
sahar.sadeghi@semnan.ac.ir

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۲/۱۰

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۱۰/۱۸

## چکیده

از موضوعات مهم در ثبت پتانسیل برانگیخته حس تنی حالت ماندگار (SSSEP<sup>۱</sup>)، چگونگی اعمال تحریک می‌باشد. گرفتن موتور در دست سوژه، سبب تغییر شکل لرزش آن می‌شود. استفاده از ابزارهای گوناگون به منظور اتصال موتور به انگشت نیز مانع حرکت آزادانه موتور شده و با احتمال تغییر سطح تماس موتور با انگشت در حین آزمایش همراه است. هدف این مقاله، معرفی تجهیز جدید به منظور اعمال مؤثر تحریک لرزشی می‌باشد. سیستم ارائه تحریک شامل یک موتور لرزشی و تجهیز اسفنجی جدیدی جهت اعمال تحریک می‌باشد. تحریک لرزشی در فرکانس‌های ۲۱، ۲۳ و ۲۵ هرتز به انگشت اشاره دست سوژه اعمال گردید. بازنشاسی فرکانس با روش‌های CCA<sup>۲</sup> و LASSO صورت پذیرفت و میانگین صحت بازنشاسی برای پنجره‌های زمانی هشت، چهار و دو ثانیه‌ای گزارش گردید. نتایج نشان داد جایگذاری موتور درون پایه و قرارگیری انگشت بر روی سطح پایه، موجب کاهش فشار انگشت بر لرزش موتور، حرکت آزادانه موتور و پایداری سطح تماس می‌شود. استفاده از اسفنج در طراحی پایه نیز با اعمال تحریک جانبی در کنار تحریک مستقیم، کارایی را افزایش می‌دهد. با استفاده از تجهیز پیشنهادی، امکان اعمال تحریک به شیوه مؤثر در سیستم‌های رابط مغز-رایانه (BCI<sup>۳</sup>) مبتنی بر پتانسیل برانگیخته حس تنی حالت ماندگار (SSSEP) فراهم گردیده است.

واژگان کلیدی: رابط مغز-رایانه (BCI)، پتانسیل برانگیخته حس تنی حالت ماندگار (SSSEP)، موتور لرزشی،

تحریک لرزشی مؤثر

## ۱. مقدمه

افرادی که دچار بیماری ای.ال.اس (ALS)؛<sup>۱</sup> قطع ساقه مغز، آسیب در ناحیه نخاع یا مغز، فلج مغزی، دیستروفی عضلانی و بسیاری بیماری‌های دیگر هستند، کنترل طبیعی عضلات خود را از دست می‌دهند. در صورت آسیب‌دیدگی شدید، توانایی کنترل قسمت اعظم یا کل عضلات در فرد وجود نخواهد داشت و گفته می‌شود که بیمار دچار قفل‌شدگی کامل شده است.

با وجود این، اگر این اشخاص توانایی برقراری ارتباط پایه‌ای با جهان بیرون و کنترل دستگاه‌های خارجی را داشته باشند، می‌توانند از زندگی لذت‌بخش و مفیدی بهره ببرند.

بر خلاف روش‌های معمول که برای برقراری ارتباط نیازمند برخی اندازه‌گیری‌های عضلانی هستند، سیستم‌های رابط مغز-رایانه (BCI) یک کانال خروجی جدید و غیرعضلانی برای رساندن پیام و فرمان به جهان خارجی فراهم می‌کنند. این سیستم به جای وابستگی به عضلات و اعصاب محیطی، فعالیت مغزی مربوط به قصد کاربر را به‌طور مستقیم توسط الکترودهای قرار گرفته بر روی سطح جمجمه دریافت نموده و آن را به سیگنال‌های کنترلی متناظر تبدیل می‌کند [۱].

اعمال یک تحریک خارجی به صورت تکرارشونده با یک فرکانس مشخص، پتانسیل برانگیخته‌ی حالت ماندگار با همان فرکانس در مغز ایجاد می‌کند. پتانسیل برانگیخته‌ی حس‌های تنی حالت ماندگار (SSSEP) یکی از سیگنال‌های کنترلی رابط مغز-رایانه مبتنی بر انعکاس تحریک لرزشی پوست با فرکانس‌های مشخص در سیگنال‌های مغزی است. از آن جهت که تحریک لرزشی می‌تواند به تعداد زیادی از نقاط بدن از جمله انگشت و مچ دست، پا و ... اعمال گردد، امکان گسترش بیشتر سیستم‌های رابط مغز-رایانه مبتنی بر پتانسیل برانگیخته حس تنی حالت ماندگار وجود دارد [۲]. رابط مغز-رایانه مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی حس‌های تنی در مقایسه با تحریک

بینایی، خستگی بینایی ایجاد نمی‌کند و نیز می‌تواند در بیماران که به‌طور کامل فلج شده و توانایی کنترل نگاه ارادی خود را از دست داده‌اند، مورد استفاده قرار گیرد. همچنین، از آن جهت که با اعمال تحریک لرزشی، افزایش توان در محدوده‌ی فرکانس لرزش قابل مشاهده است، آشکارسازی پاسخ سیگنال پتانسیل برانگیخته حس تنی حالت ماندگار در مقایسه با دیگر سیگنال‌ها از جمله ریتم‌های حسی-حرکتی نیز آسان‌تر صورت می‌پذیرد [۳].

طراحی و پیاده‌سازی سیستم تحریک لرزشی، مستلزم به‌کارگیری مولد تحریک مناسب و اعمال تحریک مؤثر می‌باشد. هنگامی که سوژه یک مولد تحریک را با انگشتان خود می‌گیرد، این احتمال وجود دارد که میزان قدرت و فشار ناشی از گرفتن موتور در دست سوژه، بر شکل و اندازه‌ی لرزش نهایی آن تأثیر نامطلوب بگذارد. در پژوهشی به منظور اعمال تحریک کف دست، مولد تحریک به صورت آزاد بر روی کف دست سوژه قرار داده شد [۴]. اگر مکان قرارگیری مولد تحریک ثابت نباشد، این امکان وجود خواهد داشت که سطح تماس مولد با پوست، در سوژه‌های مختلف و تکرارهای گوناگون تغییر یابد. بدین منظور مطالعات مختلف، از ابزارهای گوناگونی به منظور اتصال مولد تحریک به انگشت بهره گرفته‌اند. در برخی از تحقیقات، با قرار دادن مولد تحریک بر روی انگشت یا مچ دست و پیچیدن باند کشی انعطاف‌پذیر به دور محل مورد نظر، تماس مولد با پوست برقرار شده است [۵،۴].

در این حالت، لرزش مولد ممکن است موجب جابه‌جایی آن از مکان اولیه گردد که تغییر سطح تماس آن با پوست را در حین آزمایش به همراه خواهد داشت. تجهیزات تحریک لرزشی می‌بایست به گونه‌ای باشد که در عین حال که بالاترین احساس لرزش را به سوژه انتقال می‌دهد، در شرایط گوناگون تکرارپذیر باشد. نوار چسب‌های پزشکی [۶-۹] و

گیره‌ی انگشت، از دیگر ابزارهای به‌کارگیری شده در این زمینه بوده‌اند. استفاده از چسب یا گیره، مانع حرکت آزادانه مولد می‌شود و شکل لرزش آن را تغییر می‌دهد [۱۰]. اسپنس و همکارانش به منظور اعمال تحریک، موتورهای لرزشی را در درون مکعبی از جنس فوم قرار دادند [۱۱، ۱۲]. هدف این مطالعات، بررسی آثار تداخل ناشی از تحریک غیرهدف اعمال شده به یک انگشت، بر روی تحریک هدف اعمالی به انگشت دیگر بوده است و چگونگی اعمال تحریک به انگشت مورد ارزیابی قرار نگرفته است. در این مقاله می‌خواهیم تجهیز جدیدی به منظور اعمال مؤثر تحریک لرزشی معرفی نماییم که با ثابت نمودن سطح تماس موتور لرزشی با انگشت ضمن فراهم نمودن حرکت آزادانه‌ی موتور، از تحریک جانبی در کنار تحریک مستقیم بهره می‌برد.

## ۲. مواد و روش‌ها

### ۲-۱. شرکت‌کنندگان در آزمایش

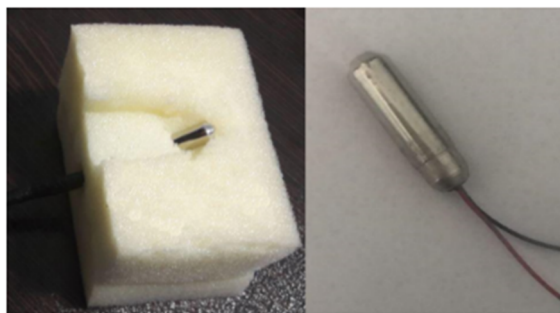
در این آزمایش پنج داوطلب، در محدوده سنی ۲۱ تا ۳۰ سال، شامل سه زن و دو مرد شرکت کردند. پیش از شروع جلسات آزمایش، کلیه مراحل ثبت سیگنال به آنها شرح داده شد و آنها با رضایت کامل در روند ثبت، شرکت کردند. تنها سوژه اول، چپ‌دست و چهار سوژه دیگر همگی راست‌دست بوده‌اند. از سوژه‌ها خواسته شد که بر روی صندلی بنشینند و بدون حرکت به تحریک لرزشی که به دستشان اعمال می‌شود، توجه نمایند.

### ۲-۲. تجهیزات تحریک لرزشی

تجهیزات ارائه تحریک لرزشی شامل یک مولد تحریک و تجهیز جدیدی به منظور اعمال تحریک می‌باشد. مولد تحریک، یک موتور لرزشی استوانه‌ای ساخت شرکت پرسپژن مایکرودرایو<sup>۵</sup> به شماره ۱۱۷-۳۰۶ می‌باشد [۱۳]. قطر این موتور ۷ میلی‌متر و طول بدنه آن ۲۴/۵ میلی‌متر می‌باشد. این موتور لرزشی دارای یک پوشش فلزی می‌باشد که

نویزهای الکترومغناطیسی ناشی از آهن‌ربا و سیم‌پیچ داخل موتور را ایزوله می‌کند.

به منظور اعمال تحریک، از یک پایه مکعبی شکل اسفنجی با دانسیته ۱۷ کیلوگرم بر متر مکعب و ابعاد ۸×۸×۶ سانتی‌متر استفاده گردید. به‌طور کلی در یک موتور لرزشی، یک جرم ناهم‌مرکز به محور چرخشی موتور متصل است به نحوی که چرخش آن، نیروی ناهم‌مرکز بزرگی را به بدنه موتور اعمال می‌کند و سبب لرزیدن موتور حول محور آن می‌شود. با توجه به جهت لرزش موتور حول محور آن، به منظور اتصال مناسب‌تر نوک انگشت با دیواره موتور و دستیابی به لرزش مؤثرتر، موتور با زاویه ۳۰ درجه نسبت به افق درون اسفنج نصب گردید. هنگام جایگذاری موتور در داخل پایه به این نکته توجه شد که فضای مناسب برای موتور فراهم باشد تا آزادانه حرکت نماید. بر روی سطح بالایی پایه و در مجاورت موتور، فضای برای قرارگیری انگشت طوری تعبیه شده که نوک انگشت بر روی دیواره استوانه‌ای موتور قرار گیرد. شکل ۱ نمایی از این موتور لرزشی و چگونگی جایگذاری آن در داخل پایه را نشان می‌دهد.



شکل ۱. نمای ظاهری موتور لرزشی (الف) و نحوه‌ی جایگذاری موتور در داخل پایه اسفنجی (ب).

شکل ۱. نمای ظاهری موتور لرزشی (الف) و نحوه‌ی جایگذاری موتور در داخل پایه اسفنجی (ب).

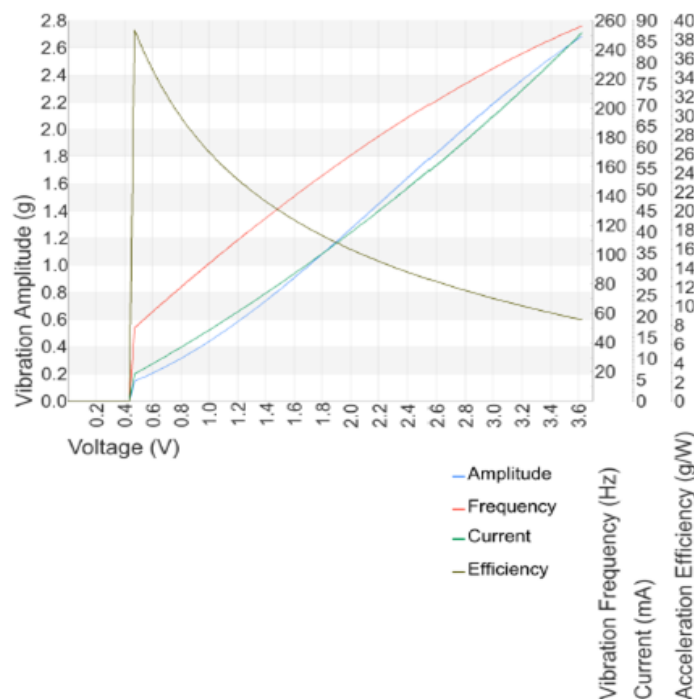
### ۲-۳. پشتوانه تعیین محل تحریک و گستره فرکانس لرزش

در پوست انسان انواع مختلفی از گیرنده‌ها وجود دارد. گیرنده‌های حسی، در برابر اعمال فشار و کشش فعال شده

و پاسخ می‌دهند. گیرنده‌های مخصوص احساس لرزش در پوست، گیرنده‌های مکانیکی هستند. تعداد متنوعی از انواع گیرنده‌های مکانیکی در پوست وجود دارند که بر اساس توانایی آنها در تفسیر شدت، سرعت و جهت تحریک تقسیم می‌شوند. چهار نوع گیرنده مکانیکی مهم پوست، گویچه مایسنر<sup>۶</sup>، سلول مرسل<sup>۷</sup>، گویچه پاچینی<sup>۸</sup> و انتهای رافینی<sup>۹</sup> می‌باشند. چگالی گیرنده‌های لمسی در نواحی مختلف بدن متفاوت است. از آن جهت که چگالی این گیرنده‌ها در نوک انگشتان دست بسیار بالا است، بیشترین پاسخ به تحریک لرزشی را می‌توان در این نقاط دریافت نمود [۱۴، ۱۵]. در این آزمایش‌ها، تحریک به نوک انگشت اشاره دست سوژه اعمال گردیده است.

سلول مایسنر و گویچه پاچینی دو گیرنده مکانیکی مهم در پوست می‌باشند که به ترتیب در برابر لرزش در بازه‌های فرکانسی ۲۰ تا ۵۰ هرتز و ۶۰ تا ۴۰۰ هرتز (با بیشینه حساسیت در محدوده ۲۰۰ تا ۲۵۰ هرتز) پاسخ می‌دهند. با اعمال فرکانس در این محدوده‌های فرکانسی، این سلول‌ها

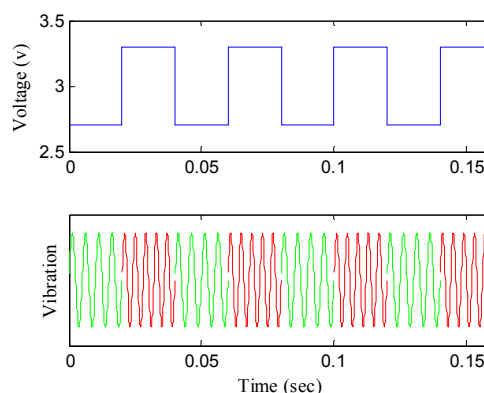
در شرایط تحریک‌پذیری بالاتری قرار می‌گیرند. به منظور تحریک هر دو این گیرنده‌ها، لازم است سیستم ارائه تحریک این محدوده‌های فرکانسی را پوشش دهد. در سیستم ارائه تحریک در این پژوهش، از الگوی تحریک پالسی با مدولاسیون فرکانسی استفاده شده است. الگوی پالسی در بازه فرکانسی پایین‌تر به عنوان گستره فرکانس‌های تحریک و فرکانس‌های مدولاسیون در بازه فرکانسی بالاتر تعیین شدند. از آن جهت که پتانسیل برانگیخته حس تنی حالت ماندگار دارای بیشترین دامنه در گستره فرکانسی ۲۱ تا ۲۷ هرتز می‌باشد [۱۶]، فرکانس‌های ۲۱، ۲۳ و ۲۵ هرتز از این گستره فرکانسی بهینه، به عنوان فرکانس‌های تحریک در این پژوهش تعیین گردید. از سوی دیگر، به منظور انتخاب فرکانس‌های مدولاسیون باید به این نکته توجه داشت که فرکانس لرزش موتور متناسب با ولتاژ اعمالی به آن می‌باشد. این امر در نمودار مشخصه عملکرد این موتور لرزشی که در شکل ۲ نشان داده شده است، مشهود است.



شکل ۲. نمودار دامنه لرزش (رنگ آبی)، فرکانس لرزش (رنگ قرمز)، جریان مصرفی (رنگ سبز) و راندمان شتاب (رنگ سیاه) بر حسب ولتاژ

موتور ۱۱۷-۳۰۶ [۱۳].

با توجه به گستره تعیین شده برای فرکانس مدولاسیون (بازه ۲۰۰ تا ۲۵۰ هرتز) و ماکزیمم ولتاژ عملکردی موتور لرزشی (۳/۶ ولت)، به منظور جلوگیری از آسیب وارد بر موتور، فرکانس‌های ۲۰۰ و ۲۵۰ هرتز به ترتیب متناظر با ولتاژهای ۲/۷ و ۳/۳ ولت برای ایجاد پالس در نظر گرفته شدند. لازم به ذکر است که ولتاژ عملکردی نامی این موتور لرزشی نیز برابر ۳ ولت می‌باشد. نمونه‌ای از الگوی تحریک پالسی با مدولاسیون فرکانسی برای فرکانس پالس لرزش ۲۵ هرتز و فرکانس‌های مدولاسیون ۲۰۰ و ۲۵۰ هرتز در شکل ۳ نمایش داده شده است.



شکل ۳. نمایش الگوی تحریک پالسی با مدولاسیون فرکانسی برای فرکانس تحریک ۲۵ هرتز و فرکانس‌های مدولاسیون ۲۰۰ و ۲۵۰ هرتز. شکل بالا نشان‌دهنده پالس تحریک با فرکانس ۲۵ هرتز و سطوح ولتاژ ۲/۷ و ۳/۳ ولت و شکل پایین نشانگر الگوی مدولاسیون فرکانسی آن می‌باشد.

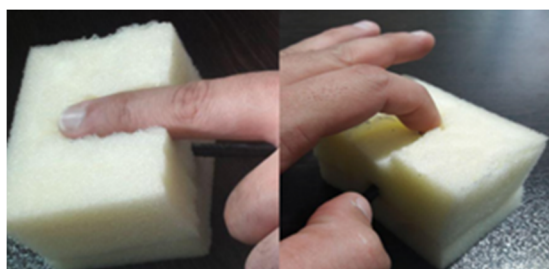
#### ۴-۲. ثبت سیگنال

سیگنال الکتروانسفالوگرام<sup>۱۰</sup> (نوار مغزی) با استفاده از دستگاه الکتروانسفالوگراف<sup>۱۱</sup> ساخت شرکت بایامد ( EEG V.16.24) ثبت گردید. این دستگاه دارای تقویت‌کننده ۱۶ کاناله و الکترودهای غیرفعال می‌باشد. سیگنال از کانال‌های C3, CP3, FC3, C4, CP4, FC4, Cz, CPz و FCz دریافت گردید. الکترودهای مرجع در AFz و الکترودهای زمین در نرهمی گوش راست قرار داده شد. نمونه‌برداری از

سیگنال با نرخ ۱۰۰۰ هرتز انجام گردید. امیدانس بین الکترودها و پوست در کل آزمایش‌ها کمتر از ۵ کیلو اهم نگه داشته شد.

#### ۵-۲. پروتکل آزمایش

برای هر سوژه، دو جلسه ثبت سیگنال در نظر گرفته شد. در هر جلسه، سه اجرا به ترتیب متناظر با فرکانس‌های تحریک ۲۱، ۲۳ و ۲۵ هرتز ارائه گردید. در هر اجرا، دو شرایط آزمایش در نظر گرفته شده و هر شرایط آزمایش نیز یک مرتبه برای دست راست و یک مرتبه برای دست چپ انجام گردید. به عبارت دیگر، هر اجرا شامل ۴ تریال و هر جلسه دربردارنده ۱۲ تریال بوده است. مدت زمان ارائه تحریک و ثبت سیگنال در هر تریال، ۱۰ ثانیه تعیین شد. فاصله زمانی میان دو تریال متوالی، دو دقیقه تعیین گردید. این مدت زمان با هدف استراحت سوژه و بازبازی حالت اولیه انگشت صورت پذیرفت. چگونگی اعمال تحریک در دو شرایط آزمایش به شرح زیر بوده است. شکل ۴ نحوه قرارگیری انگشت بر روی موتور را در هر یک از شرایط نشان می‌دهد.



(الف) (ب)

شکل ۴. نحوه اعمال تحریک در آزمایش اول (الف) و آزمایش دوم (ب).

#### ۱-۵-۲. آزمایش اول

از سوژه خواسته شد که انگشت اشاره خود را با زاویه تقریبی ۴۵ درجه نسبت به افق بر روی سطح دیواره موتور قرار دهد به نحوی که، انگشت اشاره سوژه هیچ‌گونه تماسی با پایه

اسفنجی نداشته باشد. لازم به ذکر است که دیگر انگشت‌های سوژه نیز نباید با پایه اسفنجی در تماس باشند.

### ۲-۵-۲. آزمایش دوم

در این آزمایش سوژه می‌بایست انگشت اشاره خود را به صورت افقی بر روی جایگاه تعیین شده بر روی پایه طوری قرار دهد که نوک انگشت بر روی سطح دیواره موتور قرار گرفته و قسمت‌های دیگر انگشت بر روی پایه قرار گیرد. در این آزمایش نیز مانند آزمایش اول، نباید هیچ‌گونه تماسی میان دیگر انگشت‌های سوژه با پایه اسفنجی برقرار باشد.

### ۳. روش‌های پردازشی

#### ۳-۱. بازشناسی فرکانس با استفاده از روش

##### تحلیل همبستگی کانونی

روش تحلیل همبستگی کانونی (CCA)، یکی از تکنیک‌های متداول برای بازشناسی فرکانس تحریک در سیگنال‌های SSSEP 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 کانونی، ترکیبی خطی از  $X_i$  ها از یک سو و ترکیبی خطی از  $Y_j$  ها از سوی دیگر را خواهد یافت به نحوی که دارای بیشترین همبستگی با یکدیگر باشند.

در این روش،  $X$  سیگنال SSSEP حاصل از تحریک لمسی با گزینه‌های فرکانسی مشخص را دریافت نموده و سیگنال‌های مرجع ساختگی  $Y$  با فرکانس‌های متناظر ایجاد می‌کند. سیگنال‌های مرجع ساختگی  $Y$  طبق رابطه ۱ بازنمایی می‌شوند.

$$Y = \begin{bmatrix} \sin(2\pi(f_i)t) \\ \cos(2\pi(f_i)t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi(Nf_i)t) \\ \cos(2\pi(Nf_i)t) \end{bmatrix} \cdot t \quad (1)$$

$$= \frac{1}{F_s} \cdot \frac{2}{F_s} \cdot \dots \cdot \frac{T}{F_s}$$

$f$  فرکانس تحریک،  $T$  تعداد نقاط نمونه،  $N$  نشان‌دهنده تعداد هارمونیک‌های در نظر گرفته شده و  $F_s$  نرخ نمونه‌برداری است. لازم به ذکر است که هر سیگنال متناوب با فرکانس  $f$  را می‌توان به صورت بسط سری فوریه از هارمونیک‌هایش تجزیه نمود. این الگوریتم در پی یافتن بردارهای وزن  $W_x$  و  $W_y$  است که همبستگی میان متغیرهای  $x = X^T W_x$  و  $y = Y^T W_y$  (ترکیبی خطی از هارمونیک‌های سیگنال مرجع) را بیشینه نماید. بدین منظور با در نظر گرفتن دو شرط مطابق با رابطه ۲ و ۳، همبستگی کل با حل مساله بهینه‌سازی رابطه ۴ حاصل می‌شود و فرکانس مرتبط با بیشینه مقدار همبستگی، به عنوان فرکانس هدف شناسایی می‌شود.

$$E[xx^T] = E[x^T x] = E[W_x^T X X W_x] = 1 \quad (2)$$

$$E[yy^T] = E[y^T y] = E[W_y^T Y Y W_y] = 1 \quad (3)$$

$$\rho_k = \frac{\rho_{W_x, W_y}(x, y)}{E[x^T y]} = \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[x^T x]E[y^T y]}} = \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T X X W_x]E[W_y^T Y Y W_y]}} \quad (4)$$

$$0 = \arg \max_k \rho_k \quad . \quad k = 1, 2, \dots, K$$

$$S_i = \begin{bmatrix} \sin(2\pi(f_i)t) \\ \cos(2\pi(f_i)t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi(Nf_i)t) \\ \cos(2\pi(Nf_i)t) \end{bmatrix}^T \cdot t \quad (7)$$

$$= \frac{1}{F_s} \cdot \frac{2}{F_s} \cdot \dots \cdot \frac{n}{F_s}$$

در رابطه ۷،  $f_i$  ها فرکانس‌های تحریک را نشان می‌دهند. تعداد  $S_i$  ها برابر با تعداد گزینه‌های فرکانسی سیستم،  $N$  نشان‌دهنده تعداد هارمونیک‌ها،  $F_s$  بیانگر فرکانس نمونه‌برداری و  $n$  تعداد نمونه‌های موجود در طول یک پنجره زمانی است.

با فرض این که تعداد فرکانس‌های تحریک مورد استفاده (به بیان دیگر، تعداد گزینه‌های فرکانسی)، چهار فرکانس باشد و تعداد هارمونیک‌ها نیز برابر دو در نظر گرفته شود، ماتریس  $Y = [S_1 \cdot S_2 \cdot S_3 \cdot S_4]_{n \times 16}$  می‌شود. بردار  $x$  شامل نمونه‌های سیگنال الکتروانسفالوگرام کانال  $c$  ام در یک پنجره زمانی است. با توجه به رابطه ۶:

$\beta = [\beta_{1.1} \cdot \beta_{1.2} \cdot \beta_{1.3} \cdot \beta_{1.4} \cdot \dots \cdot \beta_{4.1} \cdot \beta_{4.2} \cdot \beta_{4.3} \cdot \beta_{4.4}]$  محاسبه می‌شود. هر کدام از  $\beta_{i.1} \cdot \beta_{i.2} \cdot \beta_{i.3} \cdot \beta_{i.4}$  درجه شرکت‌پذیری  $i$  امین فرکانس تحریک ( $f_i$ ) را نشان می‌دهد. به منظور طبقه‌بندی سیگنال EEG و پی بردن به فرکانسی که کاربر به آن خیره بوده است، درجه شرکت‌پذیری برای تمامی کانال‌ها به فرم رابطه ۸ محاسبه می‌شود.

$$CD_i = \frac{\sum_{c=1}^{ch} \sum_{j=1}^{2N} |\beta_{i,j}^c|}{ch} \quad (8)$$

در رابطه فوق،  $ch$  برابر با تعداد کانال‌های استفاده شده در ثبت سیگنال است. در نهایت برای به دست آوردن فرکانس تحریکی که کاربر روی آن متمرکز بوده است، بیشترین درجه‌ی شرکت‌پذیری مربوط به گزینه‌های فرکانسی طبق رابطه ۹ محاسبه می‌شود [۲۰].

$E$  نشانگر میانگین آماری،  $\rho_k$  نشانگر همبستگی سیگنال  $x$  با  $y$  متناظر با گزینه فرکانسی  $k$  ام و  $K$  نشانگر تعداد گزینه‌های فرکانسی است. پس از یافتن مقدار  $\rho_k$  برای تمامی فرکانس‌های تحریک، فرکانس مرتبط با بیشینه مقدار  $\rho_k$  به عنوان فرکانس هدف ( $O$ ) تعیین خواهد شد [۱۷-۱۹].

## ۲-۳. بازشناسی فرکانس با استفاده از روش LASSO

در روش LASSO، بردار مشاهدات  $x$  با توجه به رگرسیون خطی استاندارد با رابطه ۵ مدل می‌شود.

$$x = Y\beta + \varepsilon \quad (5)$$

در این رابطه،  $x$  برداری با ابعاد  $n \times 1$  است. ماتریس ویژگی  $Y = (y_1 \dots y_p)$  دارای ابعاد  $n \times p$  و  $\varepsilon$  بردار نویز با میانگین صفر و واریانس ثابت است که دارای ابعاد  $n \times 1$  است. تخمین LASSO از رابطه ۶ به دست می‌آید:

$$\hat{\beta} = \arg \min_{\beta} (\|x - Y\beta\|_2^2 + \lambda \|\beta\|_1) \quad (6)$$

در رابطه فوق،  $\|\cdot\|_1$  و  $\|\cdot\|_2$  به ترتیب نشان‌دهنده  $l_1$ -norm و  $l_2$ -norm هستند.  $\lambda$  پارامتر جریمه است و  $\hat{\beta}$  تخمینی از  $\beta$  است به نحوی که نویز کمینه شود.

به منظور تشخیص فرکانس پاسخ SSSEP از روش LASSO، ماتریس  $Y$  از مجموعه‌ای از سیگنال‌های سینوسی و کسینوسی با فرکانس‌های تحریک استفاده شده در سیستم و هارمونیک‌های آنها تعریف می‌گردد. برای تشکیل ماتریس  $Y$ ، ابتدا سیگنال‌های سینوسی-کسینوسی برای هر فرکانس تحریک و هارمونیک‌های آن طبق رابطه ۷ ساخته می‌شود.

$$f_{\text{target}} = \max_{f_i} (CD_1, CD_2, CD_3, CD_4) \quad (9)$$

#### ۴. نتایج

ابتدا به منظور حذف نوفه<sup>۱۲</sup> و آرتیفکت<sup>۱۳</sup> در مرحله پیش‌پردازش، سیگنال ثبت شده با یک فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع ۰/۱ هرتز و یک فیلتر ناچ<sup>۱۴</sup> ۵۰ هرتز فیلتر شد. در مرحله پردازش، پنجره‌های زمانی هشت، چهار و دو ثانیه‌ای از سیگنال استخراج گردیده است. از آن جهت که دو روش CCA و LASSO قابلیت پردازش چندکاناله را دارا می‌باشند، پیاده‌سازی این روش‌ها به ازای در نظر گرفتن همه کانال‌ها صورت پذیرفت و در ساخت سیگنال مرجع این روش‌ها نیز تعداد دو هارمونیک در نظر گرفته شد ( $N = 2$ ). نتایج بازشناسی فرکانس روش CCA در جدول ۱ آورده شده است. این نتایج برای پنجره‌های زمانی مختلف محاسبه گردیده است. نتایج بازشناسی به صورت میانگین درصد صحت بازشناسی روی پنج سوژه به همراه مقادیر انحراف معیار آن بیان شده است. جدول ۲ نتایج متناظر را برای روش LASSO نشان می‌دهد.

جدول ۱. میانگین  $\pm$  انحراف معیار درصد صحت بازشناسی روش CCA روی پنج سوژه به ازای پنجره‌های زمانی هشت، چهار و دو ثانیه‌ای از سیگنال.

| پنجره زمانی | ۸ ثانیه     | ۴ ثانیه       | ۲ ثانیه     |
|-------------|-------------|---------------|-------------|
| آزمایش اول  | ۷۵ $\pm$ ۶  | ۵۶ $\pm$ ۱۷   | ۵۰ $\pm$ ۱۵ |
| آزمایش دوم  | ۷۵ $\pm$ ۱۴ | ۶۲/۵ $\pm$ ۲۲ | ۵۲ $\pm$ ۱۱ |

جدول ۲. میانگین  $\pm$  انحراف معیار درصد صحت بازشناسی روش LASSO روی پنج سوژه به ازای پنجره‌های زمانی هشت، چهار و دو ثانیه‌ای از سیگنال.

| پنجره زمانی | ۸ ثانیه     | ۴ ثانیه       | ۲ ثانیه     |
|-------------|-------------|---------------|-------------|
| آزمایش اول  | ۵۳ $\pm$ ۱۷ | ۴۹ $\pm$ ۱۵   | ۴۸ $\pm$ ۱۱ |
| آزمایش دوم  | ۷۳ $\pm$ ۱۴ | ۵۷/۵ $\pm$ ۱۱ | ۵۱ $\pm$ ۱۲ |

#### ۵. بحث و نتیجه‌گیری

یکی از موضوعات مهم در ثبت SSSEP، چگونگی اعمال تحریک می‌باشد. گرفتن موتور در دست سوژه، با احتمال تغییر شکل لرزش موتور همراه بوده و استفاده از ابزار جانبی برای اتصال موتور به انگشت نیز ممکن است حرکت آزادانه موتور را تحت تأثیر قرار داده یا با تغییر سطح تماس انگشت با موتور همراه باشد.

تجهیز پیشنهادی در این مقاله با فراهم نمودن جایگاه ثابت برای قرارگیری موتور، تأثیر فشار انگشت سوژه بر لرزش موتور را کاهش می‌دهد. همچنین از آن جهت که به ابزار جانبی به منظور اتصال موتور به انگشت نیازی نیست، حرکت آزادانه موتور تضمین می‌شود. قرارگیری موتور در جایگاه تعیین شده در داخل پایه نیز با ثابت نمودن سطح تماس موتور با انگشت، پایداری بیشتر شرایط اعمال تحریک را به همراه داشته و قابلیت تکرارپذیری آزمایش را در تکرارهای مختلف و برای سوژه‌های گوناگون امکان‌پذیر می‌کند. از سوی دیگر، با به‌کارگیری اسفنج در طراحی پایه می‌توان از انتقال لرزش از طریق پایه (تحریک جانبی) در کنار اتصال نوک انگشت با سطح موتور (تحریک مستقیم) در راستای افزایش کارایی بهره برد. بنابراین استفاده از پایه نگهدارنده اسفنجی در عین حال که اغتشاش صوتی کمی ایجاد می‌کند، می‌تواند در انتقال مؤثر تحریک لرزشی به پوست تأثیر به‌سزایی داشته باشد.

در مطالعات آینده می‌توان با اعمال دو فرکانس مختلف به صورت هم‌زمان به دو دست سوژه، تأثیر توجه انتخابی سوژه را بررسی نمود. همچنین با اعمال تحریک هم‌زمان تعداد بیشتری از انگشت‌ها، امکان‌سنجی افزایش نرخ انتقال اطلاعات سیستم را مورد ارزیابی قرار داد. به‌کارگیری انواع روش‌های پردازشی با هدف افزایش صحت بازشناسی برای مدت زمان تحریک کوتاه‌تر و نیز انجام آزمایش‌ها بر روی تعداد بیشتری از افراد سالم یا بیماران از دیگر کارهایی است که می‌تواند در ادامه کار مد نظر قرار گیرد.



با توجه به کاربردهای ارتعاش و لرزش در حوزه‌های مختلف (محیط‌های واقعیت مجازی و شبیه‌سازهای رانندگی و پرواز) و ابزارهای گوناگون (گوشی‌های موبایل، کمربندها و

صندلی‌های لرزشی و ...) نتایج این پژوهش می‌تواند برای اعمال مؤثر تحریک لرزشی به گیرنده‌های پوستی برای کاربردهای مختلف مورد بهره‌برداری قرار گیرد.

## ۶. مأخذ

- [۱] آهینجان، فاطمه، مالکی، علی. "توسعه یک سیستم واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته بینایی حالت ماندگار برای تایپ متون فارسی"، *مجله دانشکده پزشکی اصفهان*، س. ۳۴، ش. ۳۹۳، پاییز ۱۳۹۵، ص. ۹۱۸-۹۱۴.
- [2] Choi, Inchul, Kyle Bond, Dean Krusienski, and Chang S. Nam, "Comparison of stimulation patterns to elicit steady-state somatosensory evoked potentials (SSSEPs): implications for hybrid and SSSEP-based BCIs", *Paper presented at the IEEE International Conference in Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 2015.
- [3] Nam, Yunjun, Bonkon Koo, and Seungjin Choi, "Spatial patterns of SSSEP under the selective attention to tactile stimuli in each hand", *Paper presented at the International Winter Workshop on Brain-Computer Interface (BCI)*, 2014.
- [4] Smith, Dante J., Lenny A. Varghese, Cara E. Stepp, and Frank H. Guenther, "Comparison of steady-state visual and somatosensory evoked potentials for brain-computer interface control", *Paper presented at the 36th Annual International Conference of the IEEE in Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2014.
- [5] Pokorny, Christoph, Christian Breitwieser, and Gernot R. Müller-Putz, "A tactile stimulation device for EEG measurements in clinical use", *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, Vol.8, no.3, 2014, pp.305-12.
- [6] Nam, Yunjun, Andrzej Cichocki, and Seungjin Choi, "Common spatial patterns for steady-state somatosensory evoked potentials", *Paper presented at the 35th Annual International Conference of the IEEE in Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013.
- [7] Kim, Keun-Tae, and Seong-Whan Lee, "Steady-state somatosensory evoked potentials for brain-controlled wheelchair", *Paper presented at the International Winter Workshop in Brain-Computer Interface (BCI)*, 2014.
- [8] Lugo, Zulay R., Javi Rodriguez, Alexander Lechner, Rupert Ortner, Ithabi S. Gantner, Steven Laureys, Quentin Noirhomme, and Christoph Guger. "A vibrotactile p300-based brain-computer interface for consciousness detection and communication." *Clinical EEG and neuroscience*, Vol.45, No.1, 2014, pp.14-21.
- [9] Ortner, R., Z. Lugo, R. Pruckl, C. Hintermuller, Q. Noirhomme, and C. Guger, "Performance of a tactile P300 speller for healthy people and severely disabled patients", *Paper presented at the 35th Annual International Conference of the IEEE in Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013.
- [10] Pokorny, Christoph, Christian Breitwieser, and Gernot R. Müller-Putz, "The role of transient target stimuli in a steady-state somatosensory evoked potential-based brain-computer interface setup", *Frontiers in neuroscience*, Vol.10, 2016, p.152.
- [11] Soto-Faraco, Salvador, Angelica Ronald, and Charles Spence, "Tactile selective attention and body posture: assessing the multisensory contributions of vision and proprioception", *Perception & Psychophysics*, Vol. 66, No.7, 2004, pp.1077-1094.
- [12] Lloyd, Donna M., Natasha Merat, Francis Mcglone, and Charles Spence, "Crossmodal links between audition and touch in covert endogenous spatial attention", *Perception & Psychophysics*, 2003, Vol.65, No.6, pp.901-924.
- [13] *Precision Microdrives product data sheet pico vibrate 7mm vibration motor-25mm*  
<https://www.precisionmicrodrives.com/sites/default/files/306-108-datasheet.pdf> (accessed Jul 24, 2017).

- [14] Ahn, Sangtae, Kiwoong Kim, and Sung Chan Jun, "Steady-state somatosensory evoked potential for brain-computer interface—present and future", *Frontiers in human neuroscience*, Vol.9, 2016, p. 716.
- [15] Siegelbaum, Steven A., and A. James Hudspeth, "*Principles of neural science*", Edited by Eric R. Kandel, James H. Schwartz, and Thomas M. Jessell. Vol. 4. New York: McGraw-hill, 2000.
- [16] Nangini, C., B. Ross, F. Tam, and S. J. Graham, "Magnetoencephalographic study of vibrotactile evoked transient and steady-state responses in human somatosensory cortex", *Neuroimage*, Vol.33, No.1, 2006, pp.252–262.
- [17] علیرضایی علویجه، مرضیه، مالکی، علی، "روش همبستگی با پیش تنظیم بر اساس CCA برای سیستم واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر SSVEP"، *مجله مهندسی پزشکی زیستی*، س. ۱۰، ش. ۲، تابستان ۱۳۹۵، ص. ۱۹۶–۱۸۷.
- [18] Bin, Guangyu, Xiaorong Gao, Zheng Yan, Bo Hong, and Shangkai 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, p.046002.
- [19] Tello, Richard MG, Sandra MT Muller, Teodiano Bastos-Filho, and Andre Ferreira, "A comparison of techniques and technologies for SSVEP classification", *Paper presented at the 5th ISSNIP-IEEE Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*, 2014.
- [20] Zhang, Yu, Jing Jin, Xiangyun Qing, Bei Wang, and Xingyu Wang, "LASSO based stimulus frequency recognition model for SSVEP BCIs", *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol.7, No.2, 2012, pp.104–111.

## پی نوشت:

1. Steady-state somatosensory evoked potential
2. Canonical correlation analysis (تجزیه و تحلیل همبستگی کانونی)
3. Brain Computer Interface
4. Amyotrophic Lateral Sclerosis
5. Precision Microdrives (pico-vibe Model. 306-117)
6. Meissner corpuscle
7. Merckell cell
8. Pacinian corpuscle
9. Ruffini ending
10. Electroencephalogram (EEG)
11. Electroencephalograph
12. Noise
13. Artifact
14. Notch Filter