

## **Design and Construction of a Vibrational Stimulation Device for Brain-Computer Interface Applications based on Steady State Somatosensory Evoked Potentials**

S. Khoneiveh<sup>1</sup>, A. Maleki<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> Master Student, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

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

Receipt in the Online Submission System: 5 August 2018, Received in Revised Form: 3 September 2018, Accepted: 11 September 2018

---

### **Abstract**

Steady state somatosensory evoked potential (SSSEP) is one of the control signals of brain-computer interfaces (BCI), based on the reflection of skin vibrational stimulation with specific frequencies in brain signals. BCI systems based on SSSEP do not cause visual fatigue in comparison with SSVEP based BCI systems, and they can be used for locked-in or amyotrophic lateral sclerosis (ALS) patients. So far, few studies have been done on SSSEP and its applications in BCI systems, because the hardware implementation of this system is challenging. In this paper, a vibrational stimulation device based on vibrational motor has been developed. This device has two separate output channels for applying vibrational stimulation to two different points of the body. The output frequency of each channel is adjustable in the range of 15 to 35 Hz with a step of 1 Hz. All parts of the device and the actuators have been shielded to prevent the emission of electromagnetic noise.

**Keywords:** *Steady State Somatosensory Evoked Potentials (SSSEP), Brain-Computer Interfaces, Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS)*

---

### **\*Corresponding Author**

**Address:** Faculty of Electrical and Computer Engineering, Semnan University, P. O. Box: 35131-19111, Semnan, Iran  
**Tel:** +98-23-31533982  
**Fax:** +98-23-31533982  
**E-mail:** amaleki@semnan.ac.ir

## طراحی و ساخت دستگاه تحریک لرزشی برای کاربردهای رابط مغز-رایانه مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی حالت ماندگار حس‌های تنی

سپیده خنیوه<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: ۱۳۹۷/۵/۱۴، بازنگری: ۱۳۹۷/۶/۱۲، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۶/۲۰

### چکیده

پتانسیل برانگیخته‌ی حالت ماندگار حس‌های تنی (SSSEP)، یکی از سیگنال‌های کنترلی برای رابط‌های مغز-رایانه (BCI) است که مبتنی بر انعکاس تحریک لرزشی پوست با فرکانس‌های مشخص در سیگنال‌های مغزی است. سیستم‌های BCI مبتنی بر SSSEP در مقایسه با سیستم‌های BCI مبتنی بر تحریک بینایی، خستگی بینایی ایجاد نمی‌کنند و به ویژه در بیمارهای با سندروم قفل‌شدگی یا اسکروز جانبی آمیوتروفیک (ALS) می‌توانند مورد استفاده قرار گیرند. تاکنون مطالعات کمی در زمینه‌ی SSSEP و کاربردهای آن در سیستم‌های BCI صورت گرفته که دلیل آن چالش برانگیز بودن پیاده‌سازی سخت‌افزار این سیستم است. در این مقاله، یک دستگاه ایجاد کننده‌ی تحریک لرزشی مبتنی بر عمل‌گر موتور لرزشی، پیشنهاد و ساخته شده است. این دستگاه دارای دو کانال خروجی مجزا برای اعمال تحریک لرزشی به دو نقطه‌ی متفاوت بدن است. فرکانس‌های خروجی هر کانال در بازه‌ی ۳۵-۱۵ هرتز با گام یک هرتز تنظیم‌پذیر هستند. برای جلوگیری از انتشار نویز الکترومغناطیس، عمل‌گرهای لرزشی و تمامی اجزای دستگاه، شیلد شده‌اند.

کلیدواژه‌ها: پتانسیل برانگیخته‌ی حالت ماندگار حس‌های تنی (SSSEP)، رابط مغز-رایانه (BCI)، اسکروز جانبی آمیوتروفیک (ALS)

\* نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی برق و کامپیوتر، پردیس شماره‌ی یک، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران، کد پستی: ۳۵۱۳۱-۱۹۱۱۱

تلفن: ۳۱۵۳۳۹۸۲ (۲۳) ۰۹۸+

دورنگار: ۳۱۵۳۳۹۸۲ (۲۳) ۰۹۸+

پست الکترونیکی: amaleki@semnan.ac.ir

## ۱- مقدمه

بیمارهای دارای سندروم قفل‌شدگی یا فلج جانبی آمیوتروفیک (ALS) مورد استفاده قرار گیرد.

سیستم BCI مبتنی بر یک سیگنال کنترلی ممکن است با کاستی‌هایی همراه باشد. به عنوان مثال، BCI مبتنی بر SSVEP برای افرادی که قدرت بینایی خود را از دست داده‌اند نمی‌تواند مورد استفاده قرار گیرد، یا BCI مبتنی بر SMR به دلیل نیاز به آموزش کاربر ممکن است برای تمام افراد کاربردی نباشد.

یک رویکرد اساسی برای حل این مشکل‌ها که باعث پیشرفت BCI می‌شود، استفاده از رابط مغز-رایانه ترکیبی<sup>۱۰</sup> است. به طور کلی، از مهم‌ترین اهداف سیستم‌های BCI ترکیبی، می‌توان به افزایش صحت طبقه‌بندی، افزایش سرعت سیستم، بهبود رضایت‌مندی کاربر و غلبه بر معایب سیستم‌های BCI مجزا اشاره کرد. در مقابل، اغلب سیستم‌های ترکیبی، با پیچیدگی بیش‌تری همراه هستند [۶]. تا کنون از ترکیب‌های مختلف سیگنال‌های کنترلی در به‌کارگیری سیستم‌های BCI ترکیبی استفاده شده است که یکی از این سیگنال‌ها، SSSEP می‌باشد. یکی از کاستی‌های سیستم‌های BCI مبتنی بر SSSEP، عدم وجود دستگاه مناسب برای اعمال تحریک لرزشی می‌باشد.

به منظور ثبت سیگنال SSSEP، از عمل‌گرهای مختلفی استفاده شده است. هم‌چنین، روش‌های متفاوتی جهت راه‌اندازی این عمل‌گرها به کار گرفته شده است. در [۷]، برای اعمال تحریک لرزشی به طور هم‌زمان به انگشت‌های شست دست چپ و راست و انجام عمل توجه انتخابی، از دو موتور لرزشی استفاده شده است. برای راه‌اندازی این عمل‌گرها، دو پالس دیجیتال با فرکانس‌های ۲۲ و ۲۷ هرتز، با استفاده از نرم‌افزار ++C تولید و به موتورهای لرزشی منتقل شده است. در [۸]، دو موتور لرزشی برای اعمال تحریک، به کار گرفته شده‌اند و کنترل آن‌ها توسط میکروکنترلر ATmega 128 صورت می‌پذیرد. در [۵]، از دو عمل‌گر تشدید خطی<sup>۱۱</sup> برای اعمال تحریک لرزشی استفاده شده است. دستگاه ایجاد کننده تحریک لرزشی، دو موج سینوسی با فرکانس‌های ۲۳ و ۲۷ هرتز که روی یک موج سینوسی سوار شده‌اند، را تولید می‌کند. در موارد ذکر شده، دستگاهی که بتواند بازه‌ی فرکانسی مشخص و قابل تنظیمی را ایجاد کند، ساخته نشده و فقط دو فرکانس تحریک مشخص به

رابط مغز-رایانه (BCI<sup>۱</sup>) از مجموعه‌ای از حسگرها و اجزای پردازش سیگنال تشکیل می‌شود که فعالیت مغزی فرد را مستقیماً به سیگنال‌های ارتباطی یا کنترلی تبدیل می‌کند. برای بیمارانی که قادر به برقراری ارتباط با جهان اطراف خود از طریق روش‌های معمول و با استفاده از عضلات و اعصاب محیطی نیستند، سیستم‌های BCI می‌توانند یک کانال مصنوعی بین مغز آن‌ها و دنیای پیرامونشان ایجاد نمایند [۱].

ریتم‌های حسی-حرکتی (SMR<sup>۲</sup>)، پتانسیل‌های قشری آهسته (SCP<sup>۳</sup>) و پتانسیل‌های برانگیخته (EP<sup>۴</sup>) از انواع سیگنال‌های کنترلی برای سیستم‌های BCI هستند. اعمال یک تحریک خارجی به صورت تکرار شونده با یک فرکانس مشخص، پتانسیل برانگیخته‌ی حالت ماندگار با همان فرکانس را در مغز ایجاد می‌کند. پتانسیل برانگیخته‌ی حالت ماندگار حس‌های تنی (SSSEP<sup>۵</sup>) یکی از سیگنال‌های کنترلی برای سیستم‌های BCI است که مبتنی بر انعکاس تحریک لرزشی پوست با فرکانس‌های مشخص در سیگنال‌های مغزی است.

وقتی تحریکی به صورت تکراری و با فرکانسی مشخص به گیرنده‌های پوستی اعمال شود، سیگنال متناوبی را در مغز ایجاد می‌کند که SSSEP نامیده می‌شود. ماهیت سیگنال SSSEP در حالت ماندگار بودن، مشابه پتانسیل برانگیخته‌ی حالت ماندگار بینایی (SSVEP<sup>۶</sup>) است که هر دو در پاسخ به تحریکی متناوب ایجاد می‌شوند. برای بازشناسی فرکانس تحریک در این سیگنال‌ها از روش‌هایی مانند FFT<sup>۷</sup> و PSDA<sup>۸</sup> در حوزه‌ی فرکانس و روش CCA<sup>۹</sup> در حوزه‌ی زمان استفاده می‌شود. به منظور استفاده از سیگنال SSSEP، در کاربرد BCI، در ساده‌ترین حالت با اعمال دو تحریک لرزشی با فرکانس‌های متمایز به دو نقطه‌ی متفاوت بدن (مثلاً انگشت اشاره‌ی دست چپ و راست) و به صورت هم‌زمان، می‌توان از شخص خواست تا با انجام عمل توجه انتخابی، قصد و منظور خود را بیان کند. این سیگنال می‌تواند به صورت ترکیبی با دیگر سیگنال‌های کنترلی، مانند ریتم‌های حسی-حرکتی، مورد استفاده قرار گیرد [۲-۵] و کاربردهایی مانند کنترل ویلچر، پاسخ به سوالات بله-خیر و ... داشته باشد. BCI مبتنی بر SSSEP، در مقایسه با تحریک بینایی، خستگی بینایی ایجاد نمی‌کند و می‌تواند در

<sup>۱</sup> Fast Fourier Transform

<sup>۸</sup> Power Spectrum Data Analysis

<sup>۹</sup> Canonical Correlation Analysis

<sup>۱۰</sup> Hybrid BCI

<sup>۱۱</sup> Linear Resonance Actuator (LRA)

<sup>۱</sup> Brain-Computer Interface

<sup>۲</sup> Sensory Motor Rhythms

<sup>۳</sup> Slow Cortical Potential

<sup>۴</sup> Evoked Potentials

<sup>۵</sup> Steady State Somatosensory Evoked Potentials

<sup>۶</sup> Steady State Visual Evoked Potentials

کرده و چگونه آن را راه‌اندازی نماید، ۲- چگونه آن را به محل تحریک متصل کند که لرزش به طور موثر توسط کاربر احساس شود. این تصمیم‌ها می‌توانند روی کارایی سیستم تاثیرگذار باشند [۱۲]. این دستگاه باید کوچک و قابل حمل باشد، به نحوی که بتواند بدون نیاز به ارتباط با کامپیوتر نیز کار کرده و با باتری قابل شارژ مجدد تغذیه شود. علاوه بر آن، به منظور جلوگیری از پراکندگی نویز الکترومغناطیس، عمل‌گر مورد استفاده و مدار طراحی شده باید کاملاً شیلد شوند. در نهایت، این دستگاه باید به نحوی طراحی شود که فرکانس‌های لرزش مورد نظر را با دقت کافی تولید کرده و به کاربر اعمال نماید.

## ۲- مواد و روش‌ها

شکل (۱)، نمودار بلوکی دستگاه تحریک لرزشی پیشنهاد شده در این مقاله را نشان می‌دهد. طبق این نمودار بلوکی، دستگاه از پنج بخش عمل‌گرهای لرزشی و پایه‌های نگه‌دارنده، برد اصلی، مدار تغذیه، رابط‌های کاربری و بدنه‌ی دستگاه تشکیل شده است. برد اصلی شامل قسمت‌های تولیدکننده‌ی پالس، تولیدکننده‌ی ولتاژ مرجع و بخش‌های جمع‌کننده-راه‌انداز است. مدار تغذیه از قسمت‌های باتری، رله، شارژر و رگولاتورهای ولتاژ تشکیل شده است. رابط‌های کاربری شامل کلیدهای رابط کاربری، صفحه‌ی نمایش متنی و کلیدهای خاموش/روشن و ریست است. در ادامه، بخش‌های مختلف دستگاه به تفصیل معرفی می‌شوند.

### ۲-۱- عمل‌گر لرزشی و پایه‌های نگه‌دارنده

در این مقاله، به منظور ایجاد تحریک لرزشی از دو موتور لرزشی استوانه‌ای محصور pico-vibe به شماره‌ی ۱۱۷-۳۰۶ و ساخت شرکت پرسپین میکرودرایو<sup>۲</sup> استفاده شده است [۱۶]. قطر این عمل‌گر ۷ میلی‌متر و طول بدنه‌ی آن ۲۴/۵ میلی‌متر است. شکل (۲) تصویر موتور لرزشی مورد استفاده را نشان می‌دهد.

برای اتصال عمل‌گرهای لرزشی به انگشت‌های سوژه، دو پایه‌ی نگه‌دارنده، به ابعاد ۸×۸×۶ از جنس اسفنج، آماده شده است. شکل (۲) تصویری از پایه‌ی نگه‌دارنده و نحوه‌ی قرارگیری موتور لرزشی داخل آن را نشان می‌دهد.

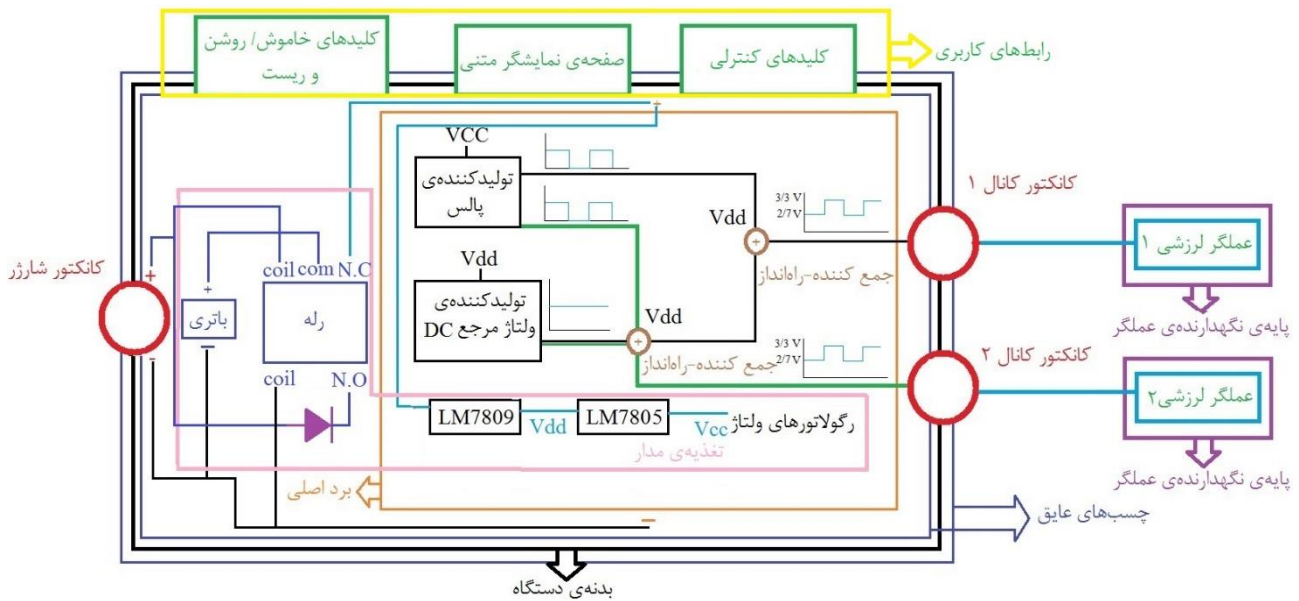
ابعاد عمل‌گر لرزشی به نحوی است که به راحتی می‌توان آن را به بدن شخص متصل کرد یا در داخل پایه‌ی نگه‌دارنده قرار داد. این موتور لرزشی دارای یک پوشش فلزی است که از انتشار نویز الکترومغناطیس جلوگیری می‌کند.

عنوان فرکانس‌های هدف در نظر گرفته شده است. در [۹، ۱۰، ۱۱]، از عمل‌گرهای مبتنی بر سلونوئید، برای اعمال تحریک لرزشی استفاده شده است. دو سیگنال سینوسی با فرکانس‌های ۲۰ و ۲۶ هرتز، توسط یک تقویت‌کننده‌ی دو کاناله که به یک کارت دیجیتال به آنالوگ متصل است، تولید می‌شوند. باید به این نکته توجه کرد که لرزشی که توسط سلونوئید ایجاد می‌شود، ممکن است کمی ناپایدار باشد، زیرا نیرویی که باعث حرکت المان می‌شود به شدت به موقعیت آن در داخل میدان مغناطیسی وابسته است، عاملی که از جهت‌گیری دستگاه، ویژگی‌های مکانیکی سطحی که با آن در تماس است (معمولاً پوست) و شکل موج اعمال شده، تاثیر می‌پذیرد. هم‌چنین، سلونوئیدها در حین استفاده، ممکن است داغ شوند [۱۲]. در [۱۱]، برای ایجاد لرزش از عمل‌گرهای سرامیک چندلایه‌ای پیزوالکتریک استفاده شده است که به شکل یک صفحه شامل تعدادی پین هستند. با حرکت تمامی پین‌ها به صورت هم‌زمان به بالا و پایین، فرکانس مورد نظر ایجاد می‌گردد. چنین عمل‌گرهایی، به سرعت به ورودی اعمالی پاسخ می‌دهند و می‌توانند خروجی با شکل موج دل‌خواه را ایجاد کنند، اما معمولاً به اعمال ورودی در محدوده‌ی ۱۰۰ ولت نیاز دارند که راه‌اندازی سیستم را چالش‌برانگیز می‌کنند [۱۲]. شرکت مهندسی آکوستیک (کسلبری، EAI) یک عمل‌گر به نام C2 برای اعمال لرزش مستقیم به پوست ساخته که مسطح بوده و دارای محفظه‌ی استوانه‌ای با طول ۳۰/۵ میلی‌متر و ضخامت ۷/۹ میلی‌متر می‌باشد. در طراحی آن یک تماس دهنده به ابعاد ۷/۹ میلی‌متر در مرکز وجود دارد که روی پوست قرار می‌گیرد [۱۲، ۱۳]. در [۱۴]، موج‌های مربعی ۲۳ و ۲۵ هرتز با زمان وظیفه‌ی ۵۰٪ توسط یک موج سینوسی ۲۰۰ هرتز مدوله شده و به دو عمل‌گر لرزشی C2 منتقل می‌شوند. در سال ۲۰۱۴ یک دستگاه برای اعمال تحریک لرزشی با به کارگیری عمل‌گر C2 ساخته شد. این دستگاه دارای دو کانال خروجی بوده که فرکانس‌های تحریک هر کانال قابل تنظیم هستند [۱۵، ۴]. تا کنون در ایران، دستگاهی به منظور اعمال تحریک لرزشی برای مقاصد تحقیقاتی و درمانی، ساخته نشده است.

هدف از این مقاله، طراحی و ساخت سامانه‌ای جهت اعمال تحریک لرزشی به پوست، با به کارگیری عمل‌گر موتور لرزشی است. این دستگاه حداقل باید دارای دو خروجی باشد. علاوه بر آن، سازنده‌ای که می‌خواهد از عمل‌گرهای لرزشی استفاده کند، باید دو تصمیم اساسی بگیرد: ۱- از چه نوع عمل‌گری استفاده

<sup>۲</sup> Precision Microdrives

<sup>۱</sup> Duty-Cycle

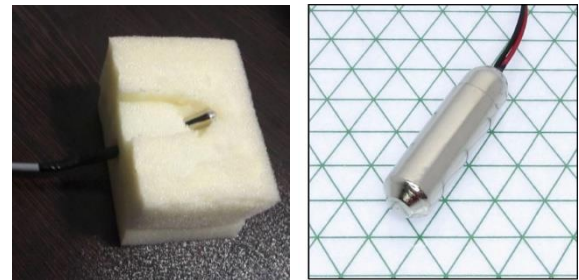


شکل (۱) - نمودار بلوکی دستگاه تحریک لرزشی

صورت پالس روی بازه‌ی فرکانسی بالاتر مدوله شدند. از آنجا که سیگنال‌های SSSEP، دارای بیش‌ترین نسبت سیگنال به نویز در بازه‌ی فرکانسی ۲۱ تا ۲۶ هرتز می‌باشند [۱۷] و یکی از هدف‌های ما بررسی روند تغییرات درصد بازشناسی به ازای فرکانس‌های مختلف تحریک برای سوژه‌های مختلف بود، بازه‌ی فرکانسی گسترده‌تری یعنی ۱۵ تا ۳۵ هرتز با گام یک هرتز به عنوان گستره‌ی فرکانس‌های تحریک در نظر گرفته شد.

شکل (۳) نمودار مشخصه‌ی عمل‌کرد موتور لرزشی مورد استفاده را نشان می‌دهد. محور افقی نشان دهنده‌ی ولتاژ بر حسب ولت و ستون اول محور عمودی نشان دهنده‌ی فرکانس بر حسب هرتز می‌باشد. با توجه به نمودار مشخصه‌ی عمل‌کرد مورد استفاده، فرکانس لرزش ایجاد شده توسط موتور لرزشی با ولتاژ اعمالی به آن متناسب است.

بنابراین، برای دستیابی به فرکانس‌های مدولاسیون (در بازه‌ی ۲۰۰ تا ۲۵۰ هرتز)، لازم است سطح ولتاژ مناسبی که این فرکانس را ایجاد می‌کند، به موتور اعمال شود. در این امر باید بیشینه‌ی ولتاژ عمل‌کردی موتور لرزشی مورد استفاده (۳/۶ ولت) را نیز در نظر گرفت؛ چرا که موتور لرزشی در ولتاژهای بالاتر از این آستانه دچار آسیب خواهد شد. با توجه به موارد فوق، فرکانس‌های ۲۱۰ و ۲۴۰ هرتز به ترتیب متناظر با ولتاژهای ۲/۷ و ۳/۳ ولت برای ایجاد پالس در نظر گرفته شدند. شکل (۴) پالس اعمال شده به موتور لرزشی را نشان می‌دهد.



شکل (۲) - موتور لرزشی ۱۱۷-۳۰۶ [۱۶] (سمت راست) و پایه‌ی نگهدارنده و نحوه‌ی قرارگیری عمل‌گر لرزشی در آن (سمت چپ)

## ۲-۱-۱- راه‌اندازی عمل‌گر لرزشی مورد استفاده

هدف از اعمال تحریک لرزشی، برانگیزش سلول‌های دریافت‌کننده‌ی مکانیکی پوست است. دو گیرنده‌ی مهم پوست، سلول‌های مایسنر<sup>۱</sup> و پاسینین<sup>۲</sup> می‌باشند که به ترتیب در بازه‌های فرکانسی بین ۲۰ تا ۵۰ و ۶۰ تا ۴۰۰ هرتز (با بیشینه‌ی حساسیت در محدوده‌ی ۲۰۰ تا ۲۵۰ هرتز)، حساسیت بیش‌تری دارند [۵]. تحریک هم‌زمان سلول‌های پاسینین به تحریک‌پذیری بیش‌تر سلول‌های مایسنر کمک می‌کند [۵]؛ به همین دلیل، اعمال هم‌زمان این دو بازه‌ی فرکانسی باعث دریافت بهتر فرکانس هدف می‌شود [۵].

به منظور تحریک این دو گیرنده‌ی پوستی، سیستم تحریک لرزشی باید به نحوی طراحی شود که این بازه‌های فرکانسی را شامل شود. در سیستم تحریک لرزشی پیشنهادی، فرکانس‌های تحریک به صورت پالس و با مدولاسیون فرکانسی به موتورهای لرزشی اعمال شدند. به این صورت که فرکانس‌های تحریک به

<sup>۲</sup> Pacinian

<sup>۱</sup> Maisner

دستگاه داده شد. فرکانس‌های تولید شده با این روش برای کانال یک و دو به ترتیب دارای بیشینه خطای ۰/۳ و ۰/۲ هرتز هستند.

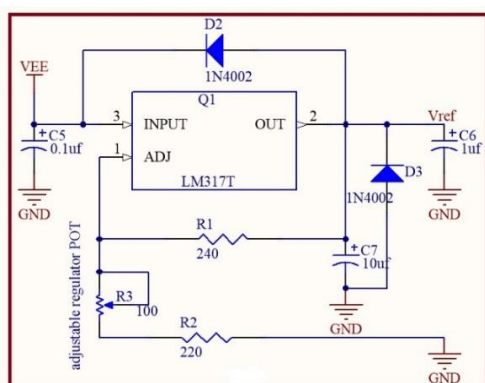
## ۲-۲-۲- تولید کننده ولتاژ مرجع

رگولاتورهای ولتاژ، قطعه‌هایی هستند که می‌توانند ولتاژ ورودی دارای تغییرات کوچک را در سطح مشخصی تثبیت نمایند. در نوع قابل تنظیم آن‌ها، می‌توان ولتاژ خروجی را در بازه‌ی کاری قطعه به صورت دل‌خواه تعیین کرد. معمولاً تنظیم ولتاژ خروجی با کنترل جریان پایه‌ی adj انجام می‌شود.

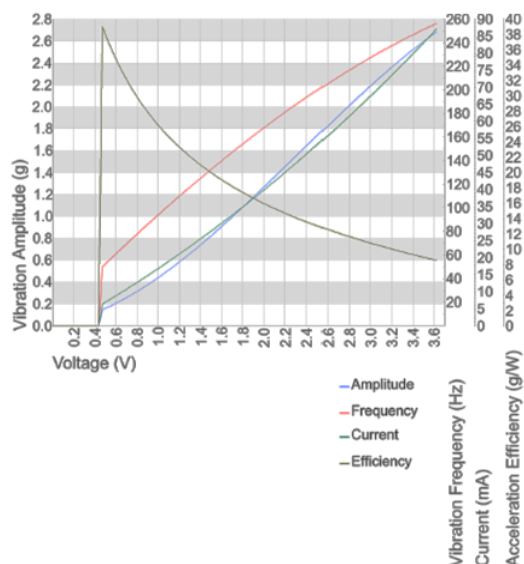
قطعه‌ی انتخاب شده برای ایجاد ولتاژ مرجع ۲/۷ ولت، رگولاتور ولتاژ قابل تنظیم LM317 [۱۹] است. کمینه و بیشینه‌ی ولتاژ خروجی در این مدار مجتمع ۱/۲۵ ولت و ۳۷ ولت است. برای محاسبه‌ی سطح ولتاژ خروجی از رابطه‌ی (۱) استفاده می‌شود:

$$+I_{adj}(R_2)V_{out} = 1.25\left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (1)$$

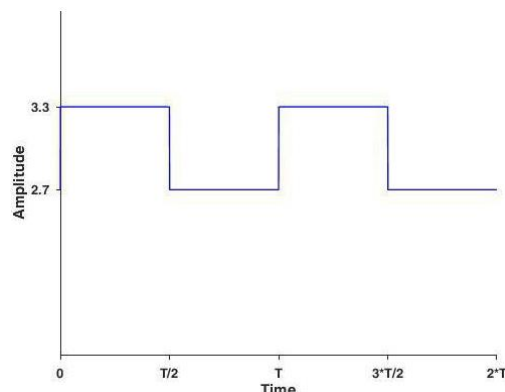
به منظور تولید ولتاژ مرجع مورد نظر، مقاومت R2 برابر با ۲۴۰ اهم (طبق برگه‌ی اطلاعات قطعه) قرار داده شد و مقاومت R1 برابر با ۳۲۰ اهم به دست آمد. با توجه به نمودار مشخصه‌ی موتور لرزشی مورد استفاده، این موتور در ولتاژهای بالاتر از ۳/۶ ولت آسیب می‌بیند. به همین دلیل، سطح ولتاژ مرجع نباید از حد ۲/۹ ولت تجاوز نماید تا زمانی که با پالس دارای دامنه‌ی ۰/۶ ولت جمع می‌شود، بیش‌تر از ۳/۶ ولت نگردد. به منظور ایجاد قابلیت تنظیم ولتاژ خروجی و محدود نمودن آن تا ۲/۹ ولت، به جای مقاومت ۳۲۰ اهم، از یک مولتی‌ترن ۱۰۰ اهم به صورت سری با یک مقاومت ۲۲۰ اهم استفاده شد. شکل (۵) شماتیک مداری قسمت تولید کننده‌ی ولتاژ مرجع را نشان می‌دهد. Q1 رگولاتور ولتاژ مرجع LM317 و Adjustable Regulator Pot مولتی‌ترن جهت تنظیم سطح ولتاژ مرجع هستند.



شکل (۵) - شماتیک مداری بخش تولید کننده‌ی ولتاژ مرجع



شکل (۳) - نمودار دامنه‌ی لرزش (آبی)، فرکانس لرزش (قرمز)، جریان مصرفی (سبز) و راندمان شتاب (سیاه) بر حسب ولتاژ موتور [۱۶] ۳۰۶-۱۱۷



شکل (۴) - پالس اعمال شده به موتور لرزشی

## ۲-۲- برد اصلی

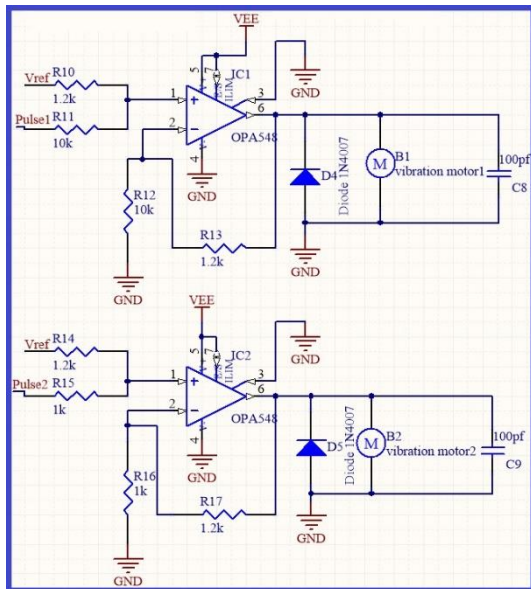
### ۲-۲-۱- تولید کننده‌ی پالس

یکی از روش‌های تولید پالس مربعی، استفاده از شمارنده-زمان سنج<sup>۱</sup> میکروکنترلرها است. با توجه به در دسترس بودن و سهولت کار با میکروکنترلرهای AVR، از یک میکروکنترلر ATmega32A [۱۵] به منظور تولید پالس استفاده گردید. از آن‌جا که در بخش ۲-۱-۱ بازه‌ی فرکانسی ۱۵-۳۵ هرتز به عنوان گستره‌ی فرکانس‌های تحریک انتخاب شد، پالس‌هایی در بازه‌ی ۱۵ تا ۳۵ هرتز با زمان وظیفه‌ی ۵۰٪ و گام فرکانسی ۱ هرتز با استفاده از شمارنده-زمان سنج صفر و دو میکروکنترلر ایجاد شد. پالس خروجی شمارنده-زمان سنج صفر به کانال یک دستگاه و پالس خروجی شمارنده-زمان سنج دو به کانال دو

<sup>۱</sup> Duty Cycle

<sup>۱</sup> Timer-Counter

از دو جمع کننده-راه انداز استفاده شد. خروجی هر یک از جمع کننده‌ها به یک موتور لرزشی منتقل می‌شود. شکل (۷) شماتیک مداری بخش جمع کننده-راه انداز و اتصال آن‌ها به موتورهای لرزشی را نشان می‌دهد.



شکل (۷) - شماتیک مداری قسمت جمع کننده-راه انداز و اتصال آن‌ها به موتورهای لرزشی

در شکل (۷)، IC2 و IC1، قطعات جمع کننده-راه انداز opa548، D5 و D4، دیودهای بسیار سریع<sup>۲</sup> جهت جلوگیری از جریان برگشتی موتورهای لرزشی و B1 و B2، موتورهای لرزشی هستند.

### ۳-۲- کلیدهای کنترلی و صفحه‌ی نمایش‌گر

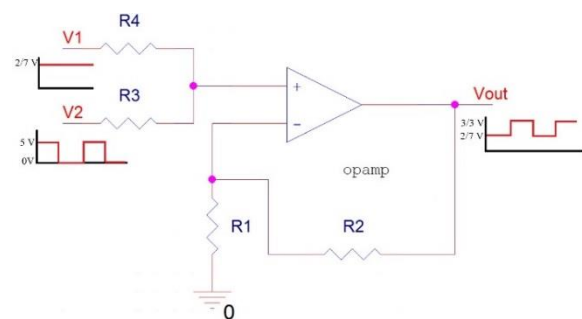
با استفاده از میکروکنترلر و صفحه‌ی نمایش‌گر متنی، فرکانس‌های تحریک هر کانال نمایش داده شد. هم‌چنین برای تغییر فرکانس هر کانال، کلیدهایی تعبیه شد که با فشردن آن‌ها، فرکانس تحریک یک گام به بالا یا پایین تغییر می‌کند. برای خاموش، روشن و ریست کردن دستگاه نیز کلیدهایی در نظر گرفته شد.

### ۴-۲- مدار تغذیه

به منظور تامین تغذیه‌ی مدار پیشنهادی، از یک باتری ۱۲ ولت با ظرفیت ۲/۹ آمپر-ساعت و با قابلیت شارژ مجدد استفاده گردید. با توجه به برگه‌ی اطلاعات تقویت کننده‌ی عملیاتی opa548، کمینه‌ی ولتاژ مورد نیاز برای راه اندازی این قطعه برابر

### ۲-۲-۳- جمع کننده‌ی ولتاژ-راه انداز

یک روش مرسوم برای جمع کردن دو ولتاژ، استفاده از تقویت کننده‌ی عملیاتی است. از این نوع جمع کننده در دو آرایش وارون‌گر و ناوارون‌گر استفاده می‌شود. در این مقاله، از آرایش ناوارون‌گر به منظور جمع کردن ولتاژ مرجع و پالس تولید شده استفاده گردید که در ادامه توضیح داده شده است. همان‌طور که بیان شد، باید در خروجی جمع کننده (Vout)، پالسی با دامنه‌ی ۲/۷ تا ۳/۳ ولت ایجاد گردد. در ورودی جمع کننده، یک ولتاژ مرجع ثابت (V1) به همراه یک پالس (V2) قرار دارد. در شکل (۶)، شماتیک مدار جمع کننده مبتنی بر آرایش ناوارون‌گر آورده شده است. معادله‌ی (۲)، رابطه‌ی میان ولتاژ ورودی و خروجی را نشان می‌دهد.



شکل (۶) - مدار جمع کننده‌ی ناوارون‌گر

$$V_o = (V_1 \left( \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) + V_2 \left( \frac{R_4}{R_3 + R_4} \right)) \left( 1 + \frac{R_2}{R_1} \right) \quad (2)$$

در ورودی جمع کننده، یک ولتاژ مرجع ثابت ۲/۷ ولت (V1) به همراه یک پالس دارای دامنه‌ی ۰ تا ۵ ولت (V2) قرار دارد. این پالس باید با نسبت ۵ : ۰/۶ تضعیف گردد و با ولتاژ مرجع جمع شود تا خروجی مطلوب را بسازد. با استفاده از رابطه‌ی (۲) و در نظر گرفتن مقدار ۱۰ کیلو اهم برای دو مقاومت R1 و R4، مقاومت‌های R2 و R3 برابر با ۱/۲ کیلو اهم تعیین گردید.

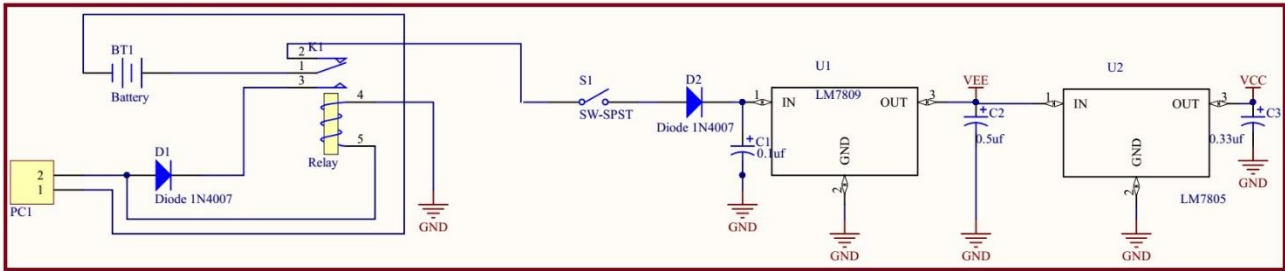
معمولاً به دلیل ناتوانی قسمت کنترلی مدار در تامین جریان لازم برای راه اندازی موتور، از قطعه‌ی واسطی به نام راه انداز<sup>۱</sup> استفاده می‌گردد. برای طراحی قسمت جمع کننده از تقویت کننده‌ی عملیاتی opa548 [۲۰] استفاده شد که قدرت جریان‌دهی مداوم تا ۳ آمپر و تحمل جریان لحظه‌ای تا ۵ آمپر را دارد. بنابراین، با توجه به قابلیت جریان‌دهی بالای این قطعه، نیاز به استفاده از درایور برای موتور برطرف می‌گردد. از آن‌جا که به دو پالس خروجی در محدوده‌ی ۲/۷ و ۳/۳ ولت نیاز داریم،

<sup>۲</sup> Ultrafast

<sup>۱</sup> Driver

دستگاه حین شارژ شدن جلوگیری نماید. شکل (۸) شماتیک مداری بخش تغذیه را نشان می‌دهد. BT1 باتری ۱۲ ولت با قابلیت شارژ مجدد، PC1 کانکتور شارژر، K1 رله، S1 کلید قطع و وصل جریان، D1 و D2، دیود جهت حفاظت مدار، U1 رگولاتور یا تثبیت کننده ولتاژ ۹ ولت جهت تغذیه قطعات جمع کننده-راه انداز و تولید کننده ولتاژ مرجع و U2 رگولاتور یا تثبیت کننده ولتاژ ۵ ولت جهت تغذیه میکروکنترلر و ال سی دی است.

با ۸ ولت است، بنابراین برای راه اندازی مدار، به ولتاژی بالاتر از ۸ ولت نیاز داریم. برای تغذیه مدار تولید کننده ولتاژ مرجع و تقویت کننده عملیاتی از رگولاتور LM7809 [۲۱] و برای راه اندازی میکروکنترلر از رگولاتور LM7805 [۲۲] استفاده شده است. این امر سبب می‌شود که نویز خط تغذیه که مربوط به بخش جریان بالای مدار است، روی مدار تولید کننده پالس، مقدار کمینه را داشته باشد. به منظور حفاظت از دستگاه در زمان شارژ شدن، از یک رله استفاده شد تا از روشن شدن



شکل (۸) - شماتیک مداری بخش تغذیه

### ۳- نتایج

شکل (۱۰) نمای ظاهری دستگاه تحریک لرزشی ساخته شده را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل (۱۰) مشاهده می‌شود، این دستگاه دارای دو کانال خروجی است. فرکانس خروجی هر کانال به طور مجزا در بازه ۳۵-۱۵ هرتز با گام یک هرتز، تنظیم می‌شود.



شکل (۱۰) - نمای ظاهری دستگاه تحریک لرزشی ساخته شده

برای اطمینان از درستی فرکانس لرزش سیستم تحریک لرزشی، موتور لرزشی به یک حسگر پیزوالکتریک متصل شد و سیگنال لرزش خروجی آن به مدت ۵۰ ثانیه با نرخ نمونه برداری ۲۰۰۰

### ۲-۵- بدنه‌ی دستگاه

شکل (۹) نمای ظاهری بدنه‌ی دستگاه در نرم افزار solid works را نشان می‌دهد. در نمای بالایی، کلید خاموش/روشن، کلید ریست، محل اتصال نمایشگر و کلیدهای کنترلی، در نمای جلویی، محل اتصال موتورهای لرزشی و در نمای پشتی، محل اتصال شارژر نشان داده شده است. برای جلوگیری از انتشار نویز الکترومغناطیس، در ساخت بدنه‌ی دستگاه از پوشش آلومینیومی استفاده گردید و سطوح داخلی و خارجی دستگاه با ماده‌ی عایق پوشانده شد.



شکل (۹) - نمای بدنه‌ی طراحی شده برای دستگاه در نرم افزار solid works



بایامد استفاده شد که دارای تقویت‌کننده‌ی ۱۶ کاناله و الکترودهای غیرفعال است. نمونه‌برداری از سیگنال، با نرخ ۱۰۰۰ هرتز انجام گردید. امپدانس بین الکترودها و پوست در تمام آزمایش‌ها کم‌تر از ۵ کیلو اهم نگه داشته شد. الکتروگذارهای مطابق با سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ انجام گرفت. الکترودهای مرجع و زمین به ترتیب در AFz و نرمه‌ی گوش راست قرار داده شدند. سیگنال از ۹ کانال C3، CP3، FC3، C4، CP4، FC4، Cz، CPz و FCz، که نقاط مربوط به قشر حسی مغز هستند، هم‌زمان با اعمال تحریک اخذ گردید.

در این آزمایش، دو داوطلب مرد (محدوده‌ی سنی ۲۶ تا ۳۴ سال) شرکت کردند. پیش از شروع جلسات آزمایش، کلیه‌ی مراحل ثبت سیگنال به آن‌ها شرح داده شد و آن‌ها با رضایت کامل در روند ثبت شرکت کردند. سوژه‌ها راست دست بودند. از سوژه‌ها خواسته شد تا روی صندلی نشسته و بدون حرکت به تحریک لرزشی که به دست‌هایشان اعمال می‌شود، توجه نمایند. برای ثبت سیگنال توجه انتخابی، دو موتور لرزشی به طور هم‌زمان به کار گرفته شدند. برای ثابت کردن موتورهای لرزشی از دو اسفنج استفاده شد تا سوژه بتواند به راحتی انگشت‌های خود را روی آن‌ها قرار دهد.

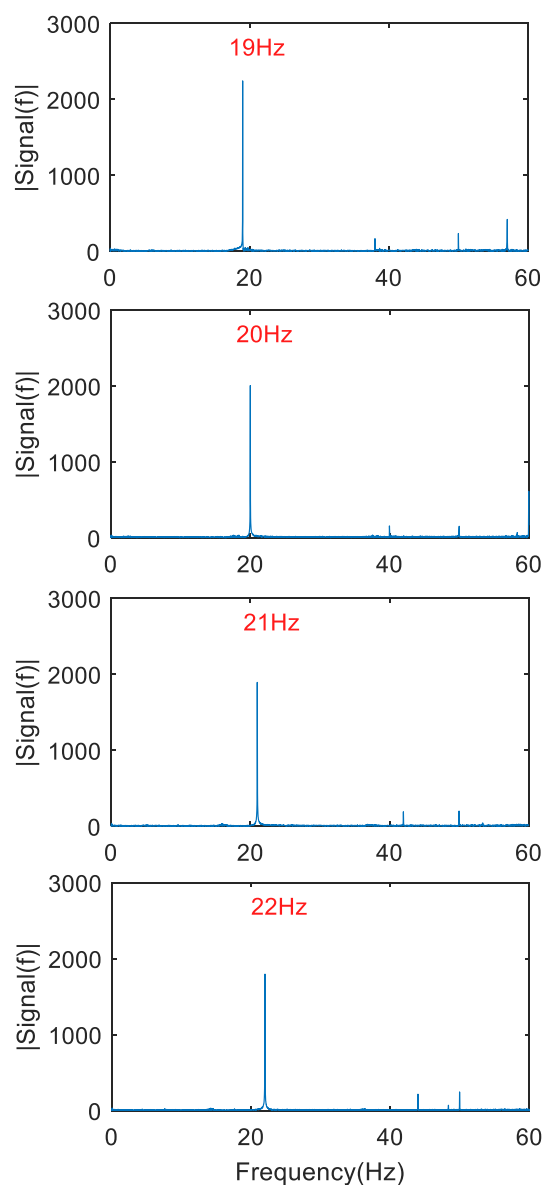
ابتدا از شخص خواسته شد تا روی یک صندلی راحت قرار گیرد. به عنوان نمونه، فرکانس لرزش کانال ۱ روی ۲۰ هرتز و فرکانس لرزش کانال ۲ روی ۲۴ هرتز تنظیم شد. از سوژه خواسته شد تا دست راست خود را روی اسفنج متصل به کانال ۱ و دست چپ خود را روی اسفنج متصل به کانال ۲ قرار دهد و به لرزش دست چپ یا راست خود توجه نماید. شکل (۱۲) نحوه‌ی قرارگیری دست سوژه روی پایه‌های نگه دارنده‌ی موتورهای لرزشی را نشان می‌دهد.



شکل (۱۲) - نحوه‌ی قرارگیری انگشت اشاره روی موتورهای لرزشی

از هر سوژه ۲۰ سیگنال توجه انتخابی (۱۰ سیگنال توجه به لرزش انگشت اشاره‌ی راست و ۱۰ سیگنال توجه به انگشت اشاره‌ی چپ) ثبت شد. زمان ثبت هر سیگنال ۸/۲ ثانیه و زمان

هرتز با استفاده از اسیلوسکوپ ذخیره گردید. این کار برای تمامی فرکانس‌های تحریک انجام پذیرفت و طیف فرکانسی تمام فرکانس‌های تحریک مورد بررسی قرار گرفت. به عنوان نمونه، طیف فرکانسی سیگنال‌های ذخیره شده توسط اسیلوسکوپ در فرکانس ۱۹ تا ۲۲ هرتز در شکل ۱۱ آورده شده است.



شکل (۱۱) - طیف فرکانسی سیگنال خروجی موتور لرزشی به ازای فرکانس‌های تحریک ۱۹ تا ۲۲ هرتز

به عنوان نمونه‌ای از کاربرد دستگاه، سیگنال الکتروانسفالوگرام<sup>۱</sup> (EEG) حین اعمال تحریک لرزشی از سوژه ثبت گردید. برای ثبت سیگنال EEG از سیستم EEG V.16.24 ساخت شرکت

<sup>۱</sup> Electroencephalogram

#### ۴- بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله، دستگاهی برای اعمال تحریک لرزشی هم‌زمان به دو نقطه‌ی مختلف بدن (مثلاً انگشت اشاره‌ی چپ و راست) برای کاربردهای سیستم‌های BCI مبتنی بر SSSEP ارائه شد.

برای پژوهش‌های حوزه‌ی BCI مبتنی بر SSSEP، به سیستم ارائه‌ی تحریک لرزشی نیاز است. با توجه به در دسترس نبودن چنین سیستمی، ضرورت طراحی و ساخت دستگاهی که بتواند تحریک‌های لرزشی با فرکانس‌های مشخص را ایجاد کند، احساس می‌شود. بدین منظور، دستگاهی طراحی و ساخته شد تا بتوان برای کاربردهای پژوهشی از آن استفاده کرد. این دستگاه دارای دو کانال خروجی است که می‌تواند فرکانس‌های بازه‌ی ۳۵-۱۵ هرتز با گام ۱ هرتز را فقط با تنظیم کاربر ایجاد نماید. علاوه بر آن، این دستگاه قابل حمل است و با باتری قابل شارژ کار می‌کند. عمل‌گر انتخاب شده برای این دستگاه کوچک و سبک است و به راحتی به بدن متصل شده یا در داخل پایهی نگه‌دارنده قرار می‌گیرد. همچنین، در طراحی و ساخت بدنه‌ی دستگاه، شیلد بودن و ایزولاسیون کل دستگاه و یک‌پارچه بودن آن با عمل‌گر لرزشی در نظر گرفته شده است.

برای تولید پالس مربعی از کارت صدای کامپیوتر، می‌توان از مدارهای نوسان‌ساز، مدارهای مقسم فرکانس، آی‌سی‌های شمارنده و شمارنده-زمان‌سنج‌های میکروکنترلر استفاده کرد. از معایب استفاده از کارت صدای کامپیوتر، می‌توان به الزام اتصال دستگاه به کامپیوتر و انتقال نویز تغذیه از کامپیوتر به مدار اشاره کرد. نقاط ضعف مدارهای نوسان‌ساز، شامل عدم قابلیت کنترل نرم‌افزاری، وابستگی به نویز و دما، پیچیدگی مدار، دشواری طراحی و ایجاد نویز کلیدزنی می‌باشد. از معایب مدارهای مقسم فرکانس، می‌توان به نیاز به یک مولد سیگنال پایه و تغییر سخت‌افزاری برای تغییر فرکانس هدف اشاره کرد. نقاط ضعف آی‌سی‌های شمارنده نیز شامل نیاز به تنظیم سخت‌افزاری، حساسیت به دما و تیرانس قطعات می‌باشد. با توجه به موارد فوق، از میکروکنترلر برای تولید پالس استفاده شد. از مزایای استفاده از این قطعه، می‌توان به قابلیت اعمال تغییرات به صورت نرم‌افزاری و بدون تغییر در سخت‌افزار، قابلیت نمایش فرکانس خروجی، امکان ایجاد بازه‌های فرکانسی مختلف، توانایی دریافت ورودی به صورت آنالوگ و دیجیتال و همچنین امکان دریافت ورودی آنلاین از کامپیوتر اشاره کرد.

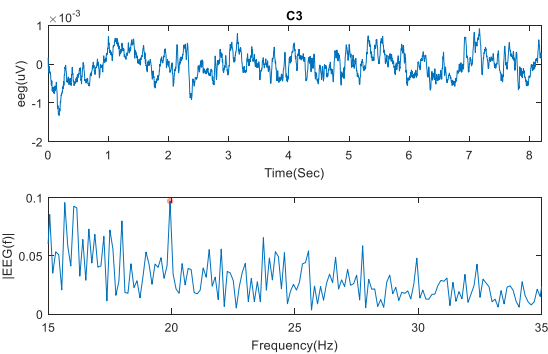
برای تولید ولتاژ مرجع می‌توان از دیود زنر و رگولاتورهای ولتاژ قابل تنظیم استفاده نمود. مشکل استفاده از دیود زنر، عدم دسترسی به این قطعه با هر ولتاژ دل‌خواه و حساسیت به دما

استراحت بین هر دو ثبت ۵ ثانیه در نظر گرفته شد. ابتدا سیگنال‌های مربوط به توجه به لرزش دست راست ثبت شد و پس از ۱ دقیقه استراحت، سیگنال‌های مربوط به توجه به لرزش دست چپ ثبت گردید. از سوژه‌ی اول، دو تریال و از سوژه‌ی دوم، یک تریال (در مجموع ۳ تریال) سیگنال توجه انتخابی اخذ گردید. شکل (۱۳) زمان‌بندی و نحوه‌ی اعمال تحریک لرزشی را نشان می‌دهد.

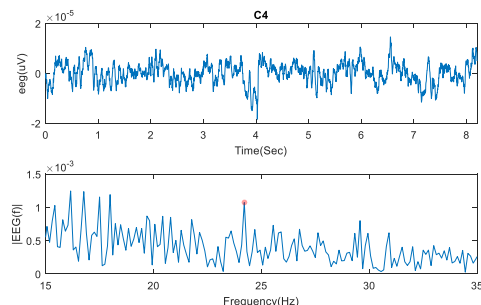


شکل (۱۳) - زمان‌بندی و نحوه‌ی اعمال تحریک لرزشی

شکل‌های (۱۴) و (۱۵) نمونه‌ای از سیگنال‌های SSSEP ثبت شده را نشان می‌دهند.



شکل (۱۴) - طیف زمانی و فرکانسی یک نمونه از سیگنال توجه انتخابی ثبت شده از کانال C3. در پاسخ به تحریک با فرکانس‌های ۲۰ و ۲۴ هرتز اعمال شده به انگشت اشاره‌ی دست چپ و راست سوژه. در این آزمایش از سوژه خواسته شده بود که به تحریک لرزشی دست راست (۲۰ هرتز) خود توجه نماید



شکل (۱۵) - طیف زمانی و فرکانسی یک نمونه از سیگنال توجه انتخابی ثبت شده از کانال C4. در پاسخ به تحریک با فرکانس‌های ۲۰ و ۲۴ هرتز اعمال شده به انگشت اشاره‌ی دست چپ و راست سوژه. در این آزمایش از سوژه خواسته شده بود تا به تحریک لرزشی دست چپ (۲۴ هرتز) خود توجه نماید

- [8] Kim, K. T., & Lee, S. W. (2014, February). Steady-state somatosensory evoked potentials for brain-controlled wheelchair. In *Brain-Computer Interface (BCI), 2014 International Winter Workshop on* (pp. 1-2). IEEE.
- [9] Giabbiconi, C. M., Dancer, C., Zopf, R., Gruber, T., & Müller, M. M. (2004). Selective spatial attention to left or right hand flutter sensation modulates the steady-state somatosensory evoked potential. *Cognitive brain research*, 20(1), 58-66.
- [10] Adler, J., Giabbiconi, C. M., & Müller, M. M. (2009). Shift of attention to the body location of distracters is mediated by perceptual load in sustained somatosensory attention. *Biological psychology*, 81(2), 77-85.
- [11] Homma, T., Ino, S., Kuroki, H., Izumi, T., & Ifukube, T. (2004, September). Development of a piezoelectric actuator for presentation of various tactile stimulation patterns to fingerpad skin. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS'04. 26th Annual International Conference of the IEEE* (Vol. 2, pp. 4960-4963). IEEE.
- [12] Choi, S., & Kuchenbecker, K. J. (2013). Vibrotactile display: Perception, technology, and applications. *Proceedings of the IEEE*, 101(9), 2093-2104.
- [13] C2 Tactor-Data sheet, Engineering Acoustics, Inc. Casselberry, FL, USA [Online]. Available: <http://www.eaiinfo.com/> (accessed Jul 24, 2017).
- [14] Smith, D. J., Varghese, L. A., Stepp, C. E., & Guenther, F. H. (2014, August). Comparison of steady-state visual and somatosensory evoked potentials for brain-computer interface control. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE* (pp. 1234-1237). IEEE.
- [15] Pokorny, C., Breitwieser, C., & Müller-Putz, G. R. (2014). A tactile stimulation device for EEG measurements in clinical use. *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 8(3), 305-312.
- [16] <https://www.precisionmicrodrives.com/product/306-117-7mm-vibration-motor-25mm-type/> (accessed Jul 24, 2017).
- [17] Snyder, Abraham Z. "Steady-state vibration evoked potentials: description of technique and characterization of responses." *Electro-encephalography and Clinical Neurophysiology/ Evoked potentials Section* 84.3 (1992): 257-268.
- [18] <http://www.atmel.com/Images/Atmel-8155-8-bit-Microcontroller-AVR-A-Tmega32A-Datasheet.pdf> (accessed Jul 24, 2017).
- [19] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm317.pdf> (accessed Jul 24, 2017).
- [20] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm317.pdf> [www.ti.com/lit/ds/symlink/opa548.pdf](http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa548.pdf) (accessed Jul 24, 2017).
- [21] <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7809.pdf> (accessed Jul 24, 2017).
- [22] <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/LM7805.pdf> (accessed Jul 24, 2017).

می‌باشد. به همین دلیل، برای تولید ولتاژ مرجع از رگولاتور قابل تنظیم استفاده شد. از مزایای استفاده از رگولاتورهای ولتاژ قابل تنظیم، پایداری ولتاژ خروجی در برابر تغییرات کوچک ولتاژ ورودی و جریان بار، سادگی مدار، در دسترس و ارزان بودن و قابلیت تنظیم سطح ولتاژ با مقاومت متغیر با دقت مناسب می‌باشد.

برای جمع کردن پالس تولید شده توسط میکرو و ولتاژ مرجع، می‌توان از جمع کننده‌ی عملیاتی با آرایش وارون‌گر یا ناورون‌گر استفاده کرد. جمع کننده با آرایش وارون‌گر، برای راه‌اندازی نیاز به تغذیه‌ی منفی دارد و این مساله طراحی تغذیه‌ی مناسب برای مدار را با چالش روبه‌رو می‌کند. از مزایای استفاده از جمع کننده با آرایش ناورون‌گر، می‌توان به عدم نیاز به تغذیه‌ی منفی، عدم وابستگی زیاد به دما و سادگی در طراحی مدار اشاره نمود. بنابراین، در نهایت از تقویت کننده‌ی عملیاتی با آرایش ناورون‌گر برای جمع کننده استفاده گردید. هم‌چنین قطعه‌ی مورد نیاز برای قسمت جمع کننده به نحوی انتخاب شد که نیاز به استفاده از راه‌انداز در مدار برطرف گردد.

## ۵- مراجع

- [1] آهین‌جان فاطمه، مالکی علی، "توسعه یک واسط مغز-کامپیوتر مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار برای تایپ متون فارسی"، *مجله دانشکده پزشکی اصفهان*، دوره ۳۴، شماره ۳، ۱۳۹۵، صفحات ۹۱۴-۹۱۸.
- [2] Ahn, S., et al., Achieving a hybrid brain-computer interface with tactile selective attention and motor imagery. *Journal of neural engineering*, 2014. 11(6): p. 066004.
- [3] Ahn, S. and S.C. Jun. Feasibility of hybrid BCI using ERD-and SSSEP-BCI. in *Control, Automation and Systems (ICCAS), 2012 12th International Conference on*. 2012. IEEE
- [4] Breitwieser, C., C. Pokorny, and G.R. Müller-Putz, A hybrid three-class brain-computer interface system utilizing SSSEPs and transient ERPs. *Journal of neural engineering*, 2016. 13(6): p. 066015.
- [5] Yao, L., et al., Combining motor imagery with selective sensation toward a hybrid-modality BCI. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014. 61(8): p. 2304-2312.
- [6] Sadeghi, Sahar, and Ali Maleki. "Recent advances in hybrid brain-computer interface systems: a technological and quantitative review." *Basic and Clinical Neuroscience* (2017): 0-0 (impress)
- [7] Nam, Y., Koo, B., & Choi, S. (2014, February). Spatial patterns of SSSEP under the selective attention to tactile stimuli in each hand. In *Brain-Computer Interface (BCI), 2014 International Winter Workshop on* (pp. 1-4). IEEE.