



Virtual Elbow Joint Angle Control using SSVEP-Based Brain-Computer Interface

Dankoub, Yasaman¹ / Maleki, Ali^{2*}

¹ - Ph.D. Candidate, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

² - Associate Professor, Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2035001.1913

Received: 8 July 2024

Revised: 26 August 2024

Accepted: 13 September 2024

KEYWORDS

Brain-Computer Interface
Fuzzy Controller
Elbow Joint
Functional Electrical Stimulation
Steady-State Visual Evoked Potential

ABSTRACT

In recent years, the idea of using brain-computer interface systems in practical areas to solve movement and communication limitations of people with disabilities has been considered. In this study, a BCI system based on steady state visual evoked potential to control the model of one degree of freedom of elbow joint with functional electrical stimulation, has been implemented. Stimulation was presented to the subject through 9 optical stimuli and the signals was recorded from the occipital lobe from O_1 , O_2 and O_z electrodes. Excitation frequency recognition is performed using the CCA method and the joint angle is determined. The extracted angle is sent to the fuzzy controller as input. The musculoskeletal system in MATLAB software is simulated as two links and a revolute joint on a transverse plane using the Zajac model for biceps and triceps muscles. Fuzzy controller according to the desired angle, applies electrical stimulation to muscle. The frequency recognition accuracy for the 3-second time window with a latency of 0.4 seconds was 100%. Also, the RMSE value elbow joint angle was equal to 0.17 degrees. The performance of real-time system for 10 healthy individuals showed that all subjects were able to successfully complete the task.

*Corresponding Author

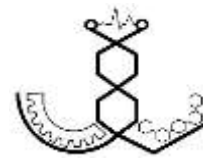
Address: Biomedical Engineering Department, Semnan University, Semnan, Iran

Postal Code: 35131-19111

E-Mail: amaleki@semnan.ac.ir

Tel: +98-23-31532684





کنترل زاویه‌ی مفصل آرنج مجازی با استفاده از رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر SSVEP

دنکوب، یاسمن^۱ / مالکی، علی^{۲*}

^۱ - دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی، گروه بیوفناوری، پردیس علوم و فناوری‌های نوین، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

^۲ - دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2035001.1913

پذیرش: ۲۳ شهریور ۱۴۰۳

بازنگری: ۵ شهریور ۱۴۰۳

ثبت در سامانه: ۱۸ تیر ۱۴۰۳

چکیده

در سال‌های اخیر ایده‌ی استفاده از سیستم‌های رابط مغز-رایانه در حوزه‌های کاربردی جهت رفع محدودیت‌های حرکتی و ارتباطی افراد معلول مورد توجه قرار گرفته است. در این مطالعه یک سیستم مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی حالت ماندگار جهت کنترل مدل یک درجه‌ی آزادی مفصل آرنج با تحریک الکتریکی عمل کردی، پیاده‌سازی شده است. تحریک دیداری از طریق ۹ محرک روی نمایش گر نشان داده شده و ثبت سیگنال از ناحیه‌ی پس‌سری از کانال‌های O_1 ، O_2 و O_z انجام شده است. بازنمایی فرکانس تحریک با استفاده از روش CCA انجام شده و زاویه‌ی مفصل تعیین گردیده است. این زاویه به عنوان ورودی به کنترل گر فازی داده شده است. سیستم عضلانی-اسکلتی در نرم‌افزار متلب به صورت دو لینک و یک مفصل در صفحه‌ی عرضی با استفاده از مدل زجاجک برای دو عضله‌ی دوسر بازویی و سه‌سر بازویی شبیه‌سازی شده است. کنترل گر فازی با توجه به زاویه‌ی مطلوب، شدت تحریک الکتریکی را برای هر عضله تعیین کرده است. درصد صحت بازنمایی فرکانس برای پنجره‌ی زمانی ۳ ثانیه با زمان نهفتگی ۰/۴ ثانیه برابر با ۱۰۰٪ به دست آمده است. هم‌چنین مقدار RMSE زاویه‌ی مفصل آرنج ۰/۱۷ درجه بوده است. نتایج عمل کرد زمان واقعی سیستم از ۱۰ فرد سالم نشان داده که تمام افراد قادر به تکمیل موفقیت‌آمیز فرایند آزمایش بوده‌اند.

واژه‌های کلیدی

رابط مغز-رایانه
کنترل گر فازی
مفصل آرنج
تحریک الکتریکی
عمل کردی
پتانسیل برانگیخته‌ی بینایی
حالت ماندگار

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

تلفن: ۰۹۸-۲۳-۳۱۵۳۲۶۸۴

پست الکترونیکی: amaleki@semnan.ac.ir

کد پستی: ۳۵۱۳۱-۱۹۱۱۱



۱- مقدمه

تحریک‌های متناوب بینایی عمل می‌کند. در این نوع از رابط مغز-رایانه، کاربر به یک منبع نور نوسانی با فرکانس نوسان مشخص نگاه کرده و فرکانسی برابر با فرکانس تحریک در سیگنال الکتروانسفالوگرام (EEG) ناحیه‌ی پس‌سری کاربر ایجاد می‌شود. این سیستم برای کنترل تجهیزاتی از قبیل تحریک الکتریکی عمل کردی و پروتزها مناسب است. کنترل FES در سال‌های اخیر به سرعت گسترش یافته است. تکنیک‌های مختلف کنترل پیش‌رفته از قبیل کنترل تطبیقی شبکه‌ی عصبی و کنترل منطق فازی^۷ بررسی شده است. منتظری و هم‌کارانش [۱۰] شبیه‌سازی سیستم کنترل با استفاده از کنترل کننده‌ی حالت لغزشی را برای حرکت مفاصل ران و زانو بر اساس الگوهای راه رفتن یک فرد سالم در MATLAB/Simulink مورد مطالعه قرار داده‌اند. هوجینز و هم‌کارانش [۱۱] یک کنترل کننده‌ی ترکیبی مبتنی بر کنترل مدل پیش‌بین^۸ را برای تعادل بهینه‌ی ردیابی چرخه‌ی راه رفتن و برای کنترل FES ترکیب کرده و اثربخشی این کنترل را بر کاهش خستگی مورد ارزیابی قرار داده‌اند. هدف مطالعه‌ی حاضر بررسی امکان ترکیب یک BCI با FES و نشان دادن چگونگی استفاده از BCI برای کنترل سیستم FES است. محرک نوری روی نمایش‌گر نمایش داده شده است. بازشناسی فرکانس تحریک با استفاده از روش‌های مبتنی بر تحلیل همبستگی کانونی (CCA) انجام شده و زاویه‌ی مفصل تعیین شده است. زاویه‌ی استخراج شده به عنوان ورودی به کنترل‌گر فازی فرستاده شده است. کنترل‌گر فازی با توجه به زاویه‌ی مطلوب، تحریک الکتریکی را به مدل عضله اعمال کرده است. مقدار زاویه‌ی ناشی از تحریک به عنوان فیدبک به کنترل‌گر فازی بازگشته و با زاویه‌ی مطلوب مقایسه شده است. بدین ترتیب تا رسیدن به زاویه‌ی مطلوب، کنترل‌گر فازی شدت تحریک الکتریکی به مدل عضله را کنترل کرده است.

۲- مواد و روش‌ها

شماتیک سیستم BCI مبتنی بر SSVEP استفاده شده برای کنترل زاویه‌ی مفصل آرنج در شکل (۱) نشان داده شده است. مجموعه‌ی آزمایشگاهی در این آزمایش شامل نمایش‌گر تحریک دیداری، الکتروانسفالوگراف، بخش بازشناسی فرکانس SSVEP به روش CCA، مدل اسکلتی-عضلانی مفصل آرنج مبتنی بر مدل عضله‌ی تحریک‌پذیر زجاجک و کنترل‌گر فازی

افراد زیادی در جامعه در اثر بیماری‌های عصبی-عضلانی شدید یا اختلالات عصبی مانند اسکروز جانبی آمیوتروفیک^۱ (ALS)، آسیب نخاعی، سکته‌ی مغزی، دیستروفی عضلانی^۲ و فلج مغزی دچار عوارضی مانند آتروفی عضلانی و سفتی مفاصل شده و در انجام فعالیت‌های روزمره مانند حرکت دست‌رسانی^۳ دچار ناتوانی یا محدودیت هستند. در سال‌های اخیر در راستای کمک به این بیماران، سیستم‌هایی با قابلیت کنترل مستقیم با سیگنال‌های مغزی برای کاربردهایی از قبیل کنترل پروتزها [۱] و برنامه‌های توان‌بخشی عصبی [۲] مورد توجه قرار گرفته است. سیستم رابط مغز-رایانه (BCI) سیستمی است که بدون به کارگیری واسط عضلانی، به افراد امکان تعامل با محیط اطراف را می‌دهد. به منظور نیل به این هدف، فرمان‌های کنترلی از طریق اندازه‌گیری مستقیم سیگنال‌های مغزی بدون واسطه به یک سیستم عمل‌گر مانند رایانه، پروتز یا یک دستگاه تحریک الکتریکی عمل‌کردی [۳] برای اعمال تحریک به عضله منتقل می‌شود تا از این طریق کاربر با محیط پیرامون ارتباط برقرار کند. از چنین دستگاهی می‌توان جهت رفع محدودیت‌های حرکتی و ارتباطی افراد معلول و بیماران نیازمند استفاده کرد. رامیرز و هم‌کارانش [۴] یک رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر P300 جهت کنترل تحریک الکتریکی عمل‌کردی (FES) معرفی کرده و اثربخشی این سیستم را در بیماران سکته‌ی مغزی نشان داده‌اند. ما و هم‌کارانش [۵] به بررسی اثرات سیستم BCI مبتنی بر تصور حرکت (MI) در برنامه‌های توان‌بخشی عمل‌کرد اندام فوقانی در بیماران مبتلا به همی‌پلژی^۴ مزمن پرداخته‌اند. لیاو و هم‌کارانش [۶] از BCI مبتنی بر MI همراه با فیزیوتراپی در توان‌بخشی ۴۰ بیمار سکته‌ی مغزی استفاده کرده‌اند. سون و هم‌کارانش [۷] از یک BCI مبتنی بر پتانسیل برانگیخته‌ی دیداری حالت ماندگار^۵ (SSVEP) برای کنترل FES استفاده کرده‌اند. ژو و هم‌کارانش کنترل یک اسکلت بیرونی توان‌بخشی را با استفاده از یک BCI مبتنی بر SSVEP توسعه داده و از آن در فرایند آموزش توان‌بخشی بیماران سکته‌ی مغزی استفاده کرده‌اند [۸]. آی و هم‌کارانش از رمزگشایی سیگنال SSVEP برای کنترل حرکت یک بازوی رباتیک استفاده کرده‌اند [۲].

سیستم BCI مبتنی بر SSVEP به دلیل سرعت بالای انتقال اطلاعات^۶ (ITR)، نسبت بالای سیگنال به نویز و راحتی کاربر در استفاده از آن بسیار محبوب است [۹]. این سیستم بر پایه‌ی

^۵ Steady State Visual Evoked Potential^۶ Information Transfer Rate^۷ Fuzzy Logic Control^۸ Model Predictive Control^۱ Amyotrophic Lateral Sclerosis^۲ Muscular Dystrophy^۳ Reaching Movement^۴ Hemiplegia



تحریک نباید هارمونیک هم‌دیگر باشند [۱۵]، فرکانس‌های ۱۰، ۵/۸۸، ۸/۳۳، ۹/۰۹، ۷/۱۴، ۶/۲۵، ۷/۶۹، ۶/۶۶، ۱۱/۱۱ و ۱۰ برای این آزمایش انتخاب شده است. ترتیب فرمان هر یک از فرکانس‌ها برای تغییر زاویه به صورت جدول (۱) است.

جدول (۱) - فرمان متناظر با هر فرکانس برای تغییر زاویه

فرکانس	فرمان متناظر با فرکانس انتخاب شده
۵/۸۸	افزایش ۱۰۰ درجه
۸/۳۳	کاهش ۱۰۰ درجه
۹/۰۹	افزایش ۵۰ درجه
۷/۱۴	کاهش ۵۰ درجه
۶/۲۵	افزایش ۲۵ درجه
۷/۶۹	کاهش ۲۵ درجه
۶/۶۶	افزایش ۵ درجه
۱۱/۱۱	کاهش ۵ درجه
۱۰	توقف

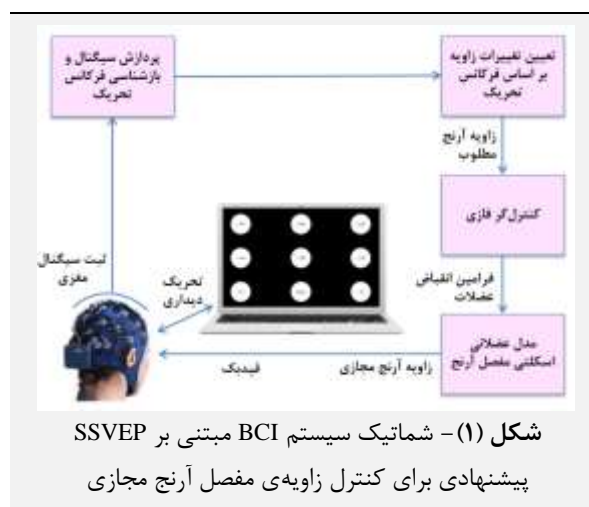
۲-۲- شرکت کنندگان و ملزومات ثبت سیگنال

تعداد ۱۰ نفر (۴ زن و ۶ مرد) با سن ۲۵ تا ۳۵ سال که مشکلات بینایی خاصی نداشتند آزمایش را انجام داده‌اند. هر فرد روی صندلی در فاصله‌ی ۵۰ سانتی‌متری از صفحه‌ی نمایش لپ‌تاپ قرار گرفته است. برای انجام آزمایش از افراد خواسته شده است به ترتیب به تحریک‌های با برچسب +۱۰۰، -۱۰۰، +۵۰، -۵۰، +۲۵، -۲۵، +۵، -۵ و توقف نگاه کنند. زمان نشان دادن هر تحریک ۴ ثانیه و فاصله‌ی بین تحریک‌ها جهت بازخورد به کاربر ۱/۵ ثانیه است. در این آزمایش سیگنال EEG توسط دستگاه الکتروانسفالوگراف ۱۶ کاناله^۱ ثبت شده و از الکترودهای غیرفعال Ag/AgCl استفاده شده است. ثبت سیگنال EEG از سطح پوست و به صورت غیرتهاجمی انجام شده که برای کاهش امپدانس واسطه‌ی الکتروود-پوست از ژل مخصوص استفاده شده است. همچنین ثبت سیگنال در ناحیه‌ی پس‌سری از سه کانال O_1 ، O_2 و O_z انجام شده است [۱۲]. محل قرارگیری الکترودها با استفاده از کلاه مخصوص الکتروانسفالوگرافی و منطبق بر استاندارد ۱۰-۲۰ تعیین گردیده است. فرکانس نمونه‌برداری نیز برابر با ۱۰۰۰ هرتز تعیین شده است.

۲-۳- پیش پردازش سیگنال و بازنمایی فرکانس به روش CCA

در مرحله‌ی پیش‌پردازش، سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام ثبت شده با فیلتر باترورث میان‌گذر مرتبه‌ی ۶ با فرکانس قطع بالای

زاویه‌ی مفصل آرنج بوده که در ادامه به شرح جزئیات هر یک از این بخش‌ها پرداخته شده است.



۲-۱- نمایش گر تحریک دیداری

تحریک بینایی به صورت دایره‌های چشمک‌زن با فرکانس مشخص روی صفحه‌ی نمایش گر ۱۵/۶ اینچی با نرخ تازه‌سازی ۶۰ هرتز برای افراد نمایش داده شده است. این تحریک بینایی با استفاده از جعبه‌ابزار سایکوفیزیک در متلب ایجاد شده است. برای این آزمایش ۹ نشانه‌ی چشمک‌زن با قطر ۳/۵ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است. فاصله‌ی افقی مراکز دو دایره‌ی همسایه ۱۱/۵ سانتی‌متر و فاصله‌ی عمودی آن‌ها ۶ سانتی‌متر است. نمایی از چگونگی قرارگیری ۹ نشانه‌ی چشمک‌زن روی صفحه‌ی نمایش و مقدار تغییرات زاویه‌ی آرنج در نظر گرفته شده برای هر نشانه در شکل (۲) نشان داده شده است.

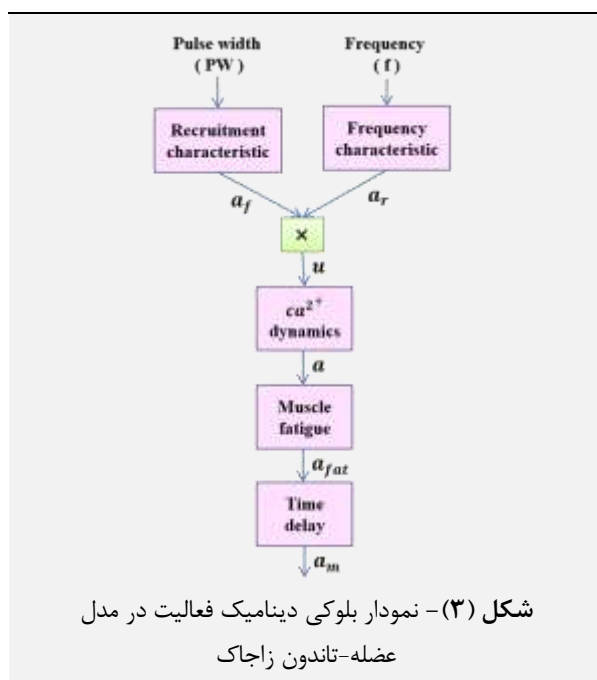


شکل (۲) - تصویر شماتیک صفحه‌ی نمایش گر تحریک دیداری، مقدار تغییرات زاویه‌ای متناظر با هر نشانه درون دایره قابل مشاهده است

رنگ نشانه‌های چشمک‌زن با توجه به مطالعات قبلی، سفید در نظر گرفته شده است [۱۳]. با توجه به پهنای باند سیگنال EEG و نرخ تازه‌سازی نمایش گر [۱۴] و به دلیل این که فرکانس‌های

^۱ Bayamed EEG V16.24

ویژگی‌های استاتیک و دینامیک عضله را با هم توصیف می‌کند [۱۷، ۱۸]. پاسخ عضله به سیگنال تحریکی اعمالی به آن به دو بخش دینامیک فعالیت و دینامیک انقباض تقسیم می‌شود. زمانی که عضله با پالس‌های الکتریکی تحریک می‌شود، یک فرایند دینامیک برای تولید نیرو در عضله به وجود می‌آید که این ویژگی به عنوان دینامیک فعالیت شناخته می‌شود. در واقع دینامیک فعالیت نحوه‌ی به کارگیری فیبرهای عضلانی برای تولید نیرو در عضله را مشخص می‌کند. نمودار بلوکی دینامیک فعالیت در عضله در شکل (۳) نشان داده شده است. ورودی‌های این بخش، پهنای پالس (PW) و فرکانس (f) موج تحریک است.



در این مدل $a_m(t)$ فعالیت نرمالیزه شده‌ی عضله است. برای محاسبه‌ی این پارامتر، اثر جمع‌بندی فضایی و زمانی، با منحنی غیرخطی به کارگیری، رابطه‌ی غیرخطی فعالیت-فرکانس و رابطه‌ی دینامیک کلسیم در نظر گرفته شده است. همچنین یک بلوک برای خستگی عضله در نظر گرفته شده و برای نشان دادن محدودیت سرعت هدایت در سیستم غشایی و تاخیرهای مربوط به واکنش‌های شیمیایی نیز از یک بلوک تاخیر زمانی ثابت در مدل استفاده شده است [۱۷]. در ادامه هر یک از بلوک‌های نمودار بلوکی شکل (۳) معرفی شده است. در بلوک مشخصه‌ی به کارگیری، a_r مقدار نرمالیزه شده‌ی به کارگیری واحدهای حرکتی است که با رابطه‌ی (۴) محاسبه می‌شود.

$$a_r = \begin{cases} 0 & PW < PW_{th} \\ \frac{PW - PW_{th}}{PW_{sat} - PW_{th}} & PW_{th} < PW < PW_{sat} \\ 1 & PW > PW_{sat} \end{cases} \quad (4)$$

۴۰ هرتز و فرکانس قطع پایین ۲ هرتز فیلتر شده است. سپس برای بازشناسی فرکانس تحریک از سیگنال کانال‌های O_1 ، O_2 و O_z از روش تحلیل همبستگی کانونی یا CCA استفاده شده است [۱۶]. در این روش، ضرایب ترکیب خطی دو مجموعه‌ی چندمتغیره به نحوی تعیین شده که سیگنال‌های حاصل از این دو ترکیب خطی، بیش‌ترین همبستگی را با هم داشته باشند. مجموعه‌ی اول (X) شامل سیگنال‌های EEG ثبت شده می‌باشد. مجموعه‌ی دوم (Y_{f_i}) به ازای هر گزینه‌ی فرکانسی تحریک f_i ، سیگنال‌های سینوسی و کسینوسی با فرکانس تحریک f_i و N_h هارمونیک آن به صورت رابطه‌ی (۱) است.

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

در این رابطه f_i فرکانس تحریک i -ام، F_s فرکانس نمونه‌برداری، N_h تعداد هارمونیک‌ها و T تعداد نمونه‌های سیگنال است. حال از ترکیب خطی مجموعه‌ی اول، متغیر کانونی Z_x و از ترکیب متغیرهای مجموعه‌ی دوم، متغیر کانونی $Z_{Y_{f_i}}$ به دست می‌آید.

$$\begin{aligned} Z_x &= W_x^T X \\ Z_{Y_{f_i}} &= W_{Y_{f_i}}^T Y_{f_i} \end{aligned} \quad (2)$$

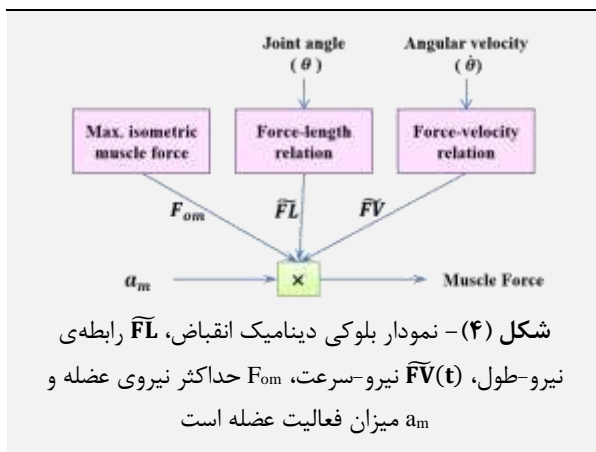
این متغیرهای کانونی به صورتی به دست می‌آیند که همبستگی بین آن‌ها ماکسیمم باشد. سپس ضرایب همبستگی با رابطه‌ی (۳) محاسبه می‌شود.

$$\begin{aligned} \rho_{f_i}(Z_x, Z_{Y_{f_i}}) &= \frac{\text{COV}(Z_x, Z_{Y_{f_i}})}{\sqrt{\text{VAR}(Z_x) \text{VAR}(Z_{Y_{f_i}})}} \\ &= \frac{W_x^T C_{XY_{f_i}} W_{Y_{f_i}}}{\sqrt{W_x^T C_{XX} W_x W_{Y_{f_i}}^T C_{Y_{f_i} Y_{f_i}} W_{Y_{f_i}}}} \end{aligned} \quad (3)$$

بزرگ‌ترین ضریب همبستگی به دست آمده برای گزینه‌های فرکانسی مختلف، کلاس مورد نظر را مشخص می‌کند و فرکانس کلاس مورد نظر به عنوان فرکانس تحریک شناسایی می‌شود.

۲-۴- شبیه‌سازی مدل اسکلتی-عضلانی آرنج

برای پیاده‌سازی مدل آرنج از دو لینک بازو و ساعد، مفصل لولایی و مدل عضله-تاندون زجاج برای عضلات دوسر بازویی و سه‌سر بازویی استفاده شده است. مدل عضله-تاندون زجاج،



به دلیل محدودیت اندازه‌گیری طول عضله به صورت آزمایشگاهی، مقدار آن از دید ماکروسکوپی طبق رابطه (۹) از زاویه مفصل آرنج تخمین زده شده است. در این رابطه L_{om} طول بهینه‌ی عضله، l طول عضله، θ_r زاویه مفصل آرنج در طول استراحت عضله و θ زاویه مفصل آرنج است.

$$l = r(\theta - \theta_r) + L_{om} \tag{9}$$

عامل نیرو-سرعت که تاثیر سرعت (تغییر طول) عضله بر نیروی آن را لحاظ می‌کند طبق رابطه‌ی (۱۰) می‌باشد.

$$\bar{F}V(t) = 0.54 \tan^{-1}(5.69\bar{V}_m + 0.51) + 0.745 \tag{10}$$

در این رابطه $\bar{V}_m = V/V_{max}$ سرعت نرمالیزه شده نسبت به بیش‌ترین سرعت انقباض عضله و V سرعت عضله است. سرعت عضله نیز طبق رابطه‌ی $V = r\dot{\theta}$ محاسبه شده که در آن $\dot{\theta}$ سرعت زاویه‌ای مفصل است. مقدار مورد استفاده برای پارامترهای مدل اسکلتی-عضلانی آرنج در جدول (۲) نشان داده شده است.

جدول (۲) - مقدار پارامترهای مدل عضله-تاندون زجاج [۱۹]

پارامتر	واحد	مقدار
τ_{ac}	Ms	۴۰
τ_{ad}	Ms	۷۰
fit_{min}	-	۰/۲
PW_{thr}	μs	۱۰۰
PW_{sat}	μs	۵۰۰
F_{om}	N	۹۰۰
r	m	۰/۰۳
L_{om}	m	۰/۱۳۶
V_{max}	m/s	۰/۶۸
ϵ	-	۰/۴
τ_{fat}	s	۲۰
τ_{rec}	s	۳۰

در این رابطه PW_{th} پهنای پالس آستانه و PW_{sat} پهنای پالس اشباع است. بلوک مشخصه‌ی فرکانس، تاثیر فرکانس تحریک بر نیروی تولید شده توسط عضله را نشان می‌دهد. این اثر به صورت رابطه‌ی (۵) بیان می‌شود که در آن α ضریب شکل‌دهی بوده که مقدار ۰/۱ برای آن در نظر گرفته شده است.

$$a_f(f) = \frac{(\alpha f)^2}{1 + (\alpha f)^2} \quad 0 \leq a_f \leq 1 \tag{5}$$

عمل‌کرد عضله تحت تاثیر یون‌های کلسیم دارای رفتاری دینامیک بوده که در مدل عضله با بلوک دینامیک کلسیم بازنمایی شده است. دینامیک کلسیم با یک معادله‌ی دیفرانسیل مرتبه‌ی اول مطابق رابطه‌ی (۶) توصیف می‌شود.

$$\dot{a} = \frac{1}{\tau_{ac}}(u^2 - ua) + \frac{1}{\tau_{ad}}(u - a) \tag{6}$$

در این رابطه $u = a_r a_f$ ثابت زمانی فعالیت و τ_{ad} ثابت زمانی عدم فعالیت بوده که مقدار آن‌ها به ترتیب ۰/۰۴ و ۰/۰۷ ثانیه در نظر گرفته شده است. بلوک خستگی عضلانی، کاهش نیروی تولید شده توسط عضله با گذر زمان ناشی از خستگی را بازنمایی می‌کند. این رفتار مطابق رابطه‌ی (۷) در مدل لحاظ شده است.

$$a_{fat}(t) = a(t) \text{fit}(t)$$

$$\frac{d \text{fit}(t)}{dt} = \frac{(\text{fit}_{min} - \text{fit}) a \lambda(f)}{\tau_{fat} + \frac{(1 - \text{fit})(1 - a \lambda(f))}{\tau_{rec}}} \tag{7}$$

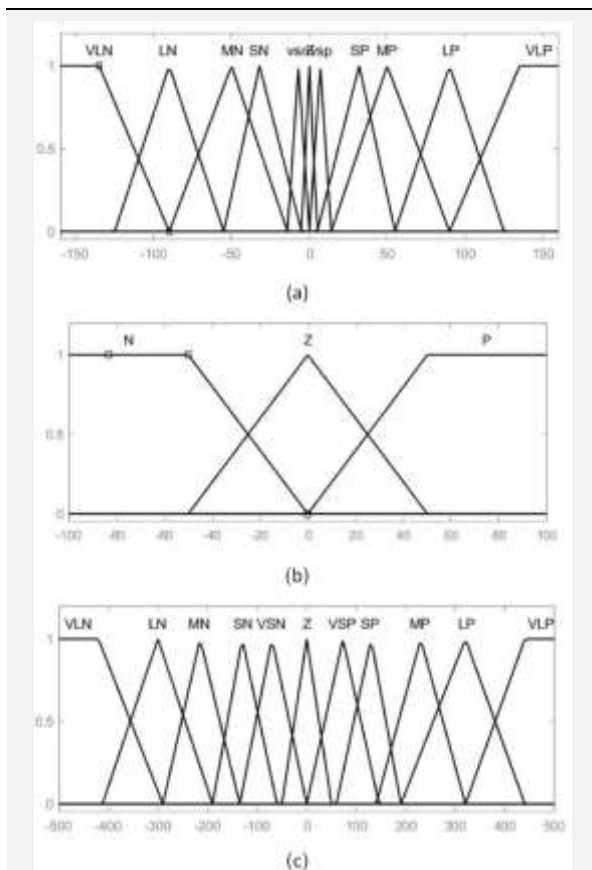
$$\lambda(f) = 1 - \beta + \beta \left(\frac{f}{100}\right)^2$$

در این رابطه fit برازندگی، fit_{min} کمینه‌ی برازندگی، τ_{fat} ثابت زمانی خستگی، τ_{rec} ثابت زمانی بازیابی، $\lambda(f)$ تابع وابستگی خستگی به فرکانس تحریک و β ضریب شکل‌دهی با مقدار ۰/۶ است. دینامیک انقباض عضله ناشی از ساختار مکانیکی عضله است. این دینامیک نشان‌گر انقباض مایوفیبریل‌های عضلات در پاسخ به میزان فعالیت است. شکل (۴) نمودار بلوکی دینامیک انقباض را نشان می‌دهد. مقدار مطلق نیروی عضله از حاصل ضرب میزان فعالیت عضله در بیشینه‌ی نیروی ایزومتریک، عامل نیرو-طول و عامل نیرو-سرعت به دست می‌آید.

عامل نیرو-طول طبق رابطه‌ی (۸) با یک رابطه‌ی نمایی توصیف می‌شود که در آن \bar{L}_m طول نرمالیزه‌ی عضله نسبت به طول بهینه‌ی (L/L_{om}) آن و ϵ ضریب شکل‌دهی با مقدار ۰/۴ است.

$$\bar{F}L = \exp \left[- \left(\frac{(\bar{L}_m - 1)}{\epsilon} \right)^2 \right] \tag{8}$$

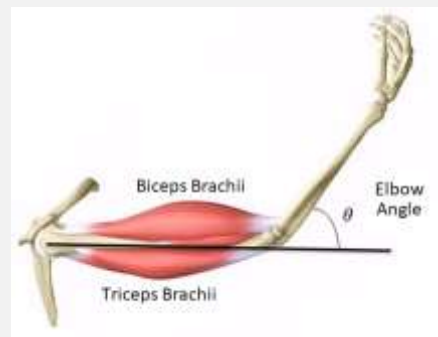
آرنج) و یک خروجی (پهنای پالس تحریک) است. با توجه به زمان واقعی بودن سیستم، ۳ تابع عضویت مثلثی برای مشتق خطای زاویه و ۱۱ تابع عضویت مثلثی برای خطای زاویه در نظر گرفته شده است. استفاده از تابع عضویت مثلثی موجب کم شدن بار محاسباتی و افزایش سرعت سیستم می‌شود. توابع عضویت دو متغیر ورودی سیستم فازی در شکل (۶) نشان داده شده است. پایگاه قواعد سیستم فازی شامل ۳۳ قاعده بوده که در جدول (۴) ارائه شده است.



شکل (۶) - توابع عضویت ورودی‌ها و خروجی کنترل گر فازی، (a) توابع عضویت مربوط به خطای زاویه، (b) توابع عضویت مربوط به مشتق خطای زاویه، (c) توابع عضویت پهنای پالس

خروجی این سیستم فازی که مقدار پهنای پالس است می‌تواند دارای مقادیر مثبت یا منفی باشد. با توجه به بی‌معنی بودن مقدار منفی برای پهنای پالس، مقادیر مثبت به عضله آگونیست و مقادیر منفی با تغییر علامت به عضله آنتاگونیست داده شده است. در واقع برای این که مفصل آرنج باز شود باید عضله سهرس بازویی فعال گردد. در این شرایط، خروجی کنترل گر فازی منفی است. خروجی منفی پس از عبور از یک بلوک قدرمطلق به عضله سهرس بازویی فرستاده می‌شود. در حالت برعکس، برای کاهش زاویه مفصل آرنج، خروجی کنترل گر مثبت است و عضله دوسر بازویی فعال می‌شود.

برای شبیه‌سازی سیستم اسکلتی از مدلی شامل دو لینک بازو و ساعد در صفحه‌ی ترنسورس طبق شکل (۵) استفاده شده است. زاویه‌ی اولیه‌ی مفصل آرنج صفر درجه در نظر گرفته شده که نشان‌گر شرایطی بوده که مفصل آرنج کاملاً باز است.



شکل (۵) - سیستم اسکلتی شامل دو لینک بازو و ساعد در صفحه‌ی ترنسورس، زاویه‌ی آرنج در شرایطی که مفصل آرنج کاملاً باز است مقدار صفر درجه دارد

پارامترهای مدل اسکلتی دست شامل جرم، طول، مرکز جرم و ممان اینرسی هر لینک در جدول (۳) ارائه شده است. مفصل آرنج از نوع مفصل لولایی در نظر گرفته شده است.

جدول (۳) - پارامترهای مدل اسکلتی مفصل آرنج شامل جرم، طول، مرکز جرم و ممان اینرسی هر لینک [۱۹]

لینک اول	لینک دوم	
۰/۳۱۰	۰/۳۵	طول (m)
۱/۹۳۰	۱/۵۲۰	جرم (kg)
۰/۰۱۴۱	۰/۰۱۸۸	ممان اینرسی (kg.m ²)
۰/۱۶۵	۰/۱۹۰	مرکز جرم (m)

گشتاور پسیو مفصل برابر با مجموع گشتاورهای پسیو الاستیک و گشتاور پسیو ویسکوز مفصل در نظر گرفته شده است. توصیف این گشتاور مطابق رابطه‌ی (۱۱) است.

$$T_p = -0.78 * 10^{-17} \operatorname{sgn} \left(\theta - \frac{\pi}{2} \right) \left\{ \exp \left(\frac{36}{\pi} \left| \theta - \frac{\pi}{2} \right| \right) \right\} \quad (11)$$

در این رابطه sgn تابع علامت است و قسمت اول رابطه گشتاور پسیو الاستیک و قسمت دوم رابطه گشتاور پسیو ویسکوز را توصیف می‌کند.

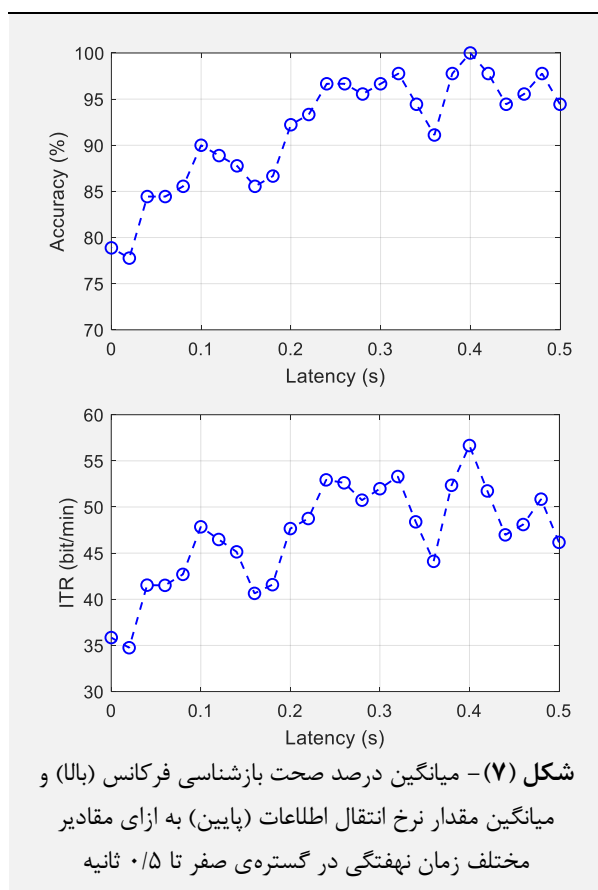
۲-۵- کنترل فازی زاویه‌ی مفصل آرنج

کنترل کننده‌ی فازی زاویه‌ی مفصل آرنج دارای دو ورودی (خطای زاویه‌ی مفصل آرنج و مشتق خطای زاویه‌ی مفصل



۳- یافته‌ها و بحث

تعداد ۱۰ فرد سالم ۲۵ تا ۳۵ سال با میانگین سن ۲۸/۷ و انحراف معیار ۲/۴۰ سال که سابقه‌ی استفاده از SSVEP را نداشته در این آزمایش شرکت کرده‌اند. ثبت سیگنال EEG از سه کانال O_1 ، O_2 و O_z در ناحیه‌ی پس‌سری انجام شده است. از ۲ هارمونیک برای بازشناسی فرکانس به روش CCA استفاده شده است. برای دستیابی به صحت بازشناسی فرکانس بالاتر، زمان نهفتگی^۲ تعیین شده و اعمال روش CCA با کنار گذاشتن این بخش از سیگنال‌های مغزی انجام شده است [۲۱]. به این منظور با تغییر مقدار زمان نهفتگی در گستره‌ی صفر تا ۰/۵ ثانیه با گام ۰/۰۲ ثانیه [۲۲]، درصد صحت بازشناسی فرکانس و نرخ انتقال اطلاعات محاسبه شده است. میانگین درصد صحت بازشناسی فرکانس و میانگین مقدار ITR به ازای مقادیر مختلف زمان نهفتگی در شکل (۷) نشان داده شده است.



بالاترین میانگین درصد صحت بازشناسی فرکانس و همچنین بالاترین مقادیر ITR مربوط به نهفتگی ۰/۴ ثانیه است. در شکل (۸) درصد صحت بازشناسی فرکانس و میانگین نرخ انتقال اطلاعات برای دوره‌های زمانی ۰/۵ تا ۳ ثانیه با احتساب نهفتگی ۰/۴ ثانیه نشان داده شده است.

جدول (۴) - پایگاه قواعد کنترل گر فازی، VLP: بسیار زیاد

مثبت، LP: زیاد مثبت، MP: متوسط مثبت، SP: اندک مثبت، VSP: بسیار اندک مثبت، P: مثبت، Z: صفر، VSN: بسیار اندک منفی، SN: اندک منفی، MN: متوسط منفی، N: منفی، VLN: زیاد منفی، بسیار زیاد منفی

P	Z	N	مشتق خطای زاویه
			خطای زاویه
LN	LN	VLN	VLN
MN	LN	LN	LN
MN	MN	LN	MN
Z	SN	MN	SN
VSN	SN	VSN	VSN
VSP	Z	VSN	Z
VSP	SP	VSP	VSP
MP	SP	MP	SP
MP	MP	LP	MP
LP	LP	VLP	LP
LP	VLP	VLP	VLP

۲-۶- معیارهای کمی ارزیابی

برای ارزیابی کمی نتایج از معیارهای صحت بازشناسی فرکانس تحریک، نرخ انتقال اطلاعات و جذر میانگین مربعات خطا^۱ (RMSE) استفاده شده که در ادامه به معرفی هر یک پرداخته شده است. درصد صحت بازشناسی فرکانس تحریک در رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر SSVEP طبق رابطه‌ی (۱۲) محاسبه می‌شود. در این رابطه N_C تعداد تریال‌هایی که فرکانس تحریک به درستی تشخیص داده شده و N_T تعداد کل تریال‌ها است.

$$P = \frac{N_C}{N_T} * 100\% \quad (12)$$

نرخ انتقال اطلاعات در رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر SSVEP طبق رابطه‌ی (۱۳) محاسبه شده [۲۰] که در آن N تعداد نشانه‌های تحریک و T کل مدت زمان هر تریال شامل زمان مراحل نمایش تحریک، بازخورد و استراحت است.

$$ITR = \frac{60}{T} \left\{ \log_2 N + P \log_2 P + (1 - P) \log_2 \left(\frac{1 - P}{N - 1} \right) \right\} \quad (13)$$

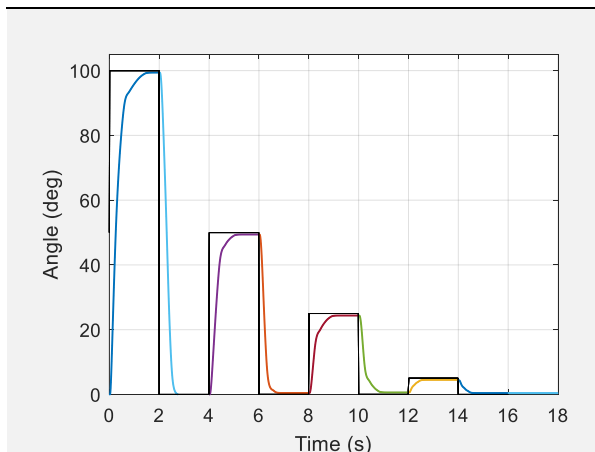
جذر میانگین مربعات خطا معیاری کمی برای ارزیابی زاویه مفصل آرنج است که طبق رابطه‌ی (۱۴) محاسبه می‌شود. در این رابطه \hat{x}_i نمونه‌ی i -ام به دست آمده برای زاویه مفصل آرنج و x_i زاویه مطلوب است. هر چه مقدار RMSE کم‌تر باشد نشان‌گر عمل‌کرد مطلوب‌تر سیستم است.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2} \quad (14)$$

^۱ Latency

^۱ Root Mean Square of Error

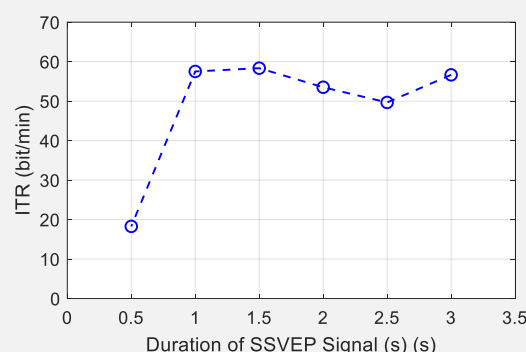
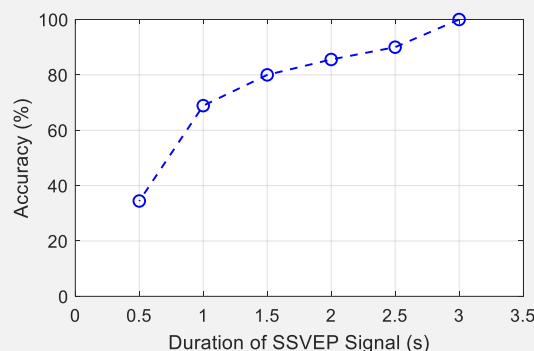
معیار کمی RMSE در این آزمایش ۰/۱۷ درجه به دست آمده که نتیجه‌ی مطلوبی است. تراژکتوری زاویه‌ی مفصل آرنج حاصل از شبیه‌سازی کنترل فازی مدل عضلانی-اسکلتنی طی روند آزمایش به همراه زاویه‌ی مطلوب به دست آمده از رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر SSVEP در شکل (۹) ارائه شده است.



شکل (۹) - الگوی زاویه‌ی مفصل آرنج، مقدار مطلوب زاویه‌ی آرنج که از رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر SSVEP حاصل شده با رنگ سیاه و زاویه‌ی حاصل از شبیه‌سازی کنترل فازی به صورت رنگی رسم شده است

طبق روند آزمایش، مقادیر خروجی کنترل گر فازی در ابتدا برای ایجاد زاویه‌ی ۱۰۰ درجه باید مقدار مثبت بزرگی باشد تا عضله‌ی دوسر بازویی فعال شود. در ادامه کنترل گر فازی، پهنای پالس تحریک ورودی به این عضله را تا رسیدن به زاویه‌ی مطلوب کنترل می‌کند. سپس برای بازگشت به زاویه‌ی صفر درجه باید عضله‌ی سه‌سر بازویی فعال شود. به همین ترتیب کنترل گر برای مراحل بعدی با ایجاد پهنای پالس تحریک مناسب، زاویه‌ی مفصل آرنج را کنترل می‌کند. پهنای پالس تحریک حاصل از کنترل گر فازی به همراه گشتاور حاصل از نیروی نرمالیزه‌ی عضلات دوسر و سه‌سر بازویی و گشتاور مفصل آرنج طی روند آزمایش در شکل (۱۰) نشان داده شده است.

با توجه به نقش آگونیست/آنتاگونیست عضلات، مقادیر مثبت پهنای پالس خروجی کنترل گر فازی به عضله‌ی دوسر بازویی اعمال شده و مقادیر منفی آن در ۱- ضرب شده و به عضله‌ی سه‌سر بازویی اعمال شده است. در شکل (۱۰) مشاهده می‌شود که در مراحل فلکشن آرنج، عضله‌ی دوسر بازویی و در مراحل اکستنشن آرنج، عضله‌ی سه‌سر بازویی تحریک شده و نیرو تولید کرده است. هم‌چنین هر چه تغییرات زاویه بیشتر باشد، نیروی تولید شده توسط عضله بیشتر است. نتایج این پژوهش نشان داده که امکان بهره‌برداری موثر از رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر SSVEP برای کنترل زاویه‌ی مفصل با انجام تحریک الکتریکی



شکل (۸) - درصد صحت بازشناسی فرکانس و نرخ انتقال اطلاعات برای پنجره‌های زمانی ۰/۵ تا ۳/۵ ثانیه‌ی سیگنال SSVEP با احتساب ۰/۴ ثانیه برای زمان نهفتگی

درصد صحت بازشناسی فرکانس با افزایش طول پنجره‌ی زمانی افزایش یافته و برای نهفتگی ۰/۴ ثانیه و طول پنجره‌ی سیگنال ۳ ثانیه، درصد صحت ۱۰۰ درصد حاصل شده است. در مجموع، پنجره‌های زمانی ۱ تا ۳ ثانیه نرخ انتقال اطلاعات مناسبی را نشان داده‌اند. با توجه به این که در ۳ ثانیه بهترین درصد صحت بازشناسی فرکانس حاصل شده مقدار ۳ ثانیه برای طول پنجره انتخاب گردیده است. مقادیر زاویه‌ی مفصل آرنج تعیین شده توسط رابط مغز-رایانه‌ی مبتنی بر SSVEP به همراه مقدار نهایی حاصل از شبیه‌سازی کنترل فازی مدل عضلانی-اسکلتنی در جدول (۵) ارائه شده است.

جدول (۵) - زاویه‌های حاصل از شبیه‌سازی کنترل مدل عضلانی-اسکلتنی دست به همراه زاویه‌های مطلوب نظیر

مقدار مطلوب	زاویه‌ی حاصل از شبیه‌سازی کنترل مدل دست
۱۰۰	۹۹/۳۹
۰	۰/۰۱
۵۰	۴۹/۳۹
۰	۰/۵
۲۵	۲۴/۳۷
۰	۰/۶
۵	۴/۳۸
۰	۰/۵۷
توقف	توقف



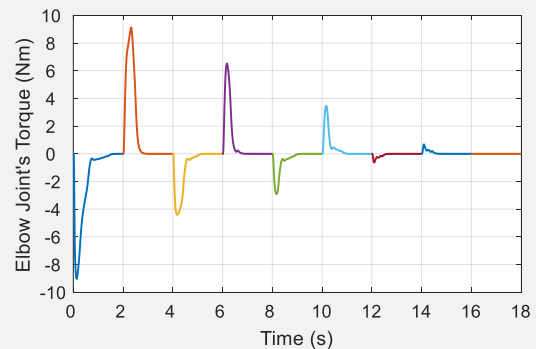
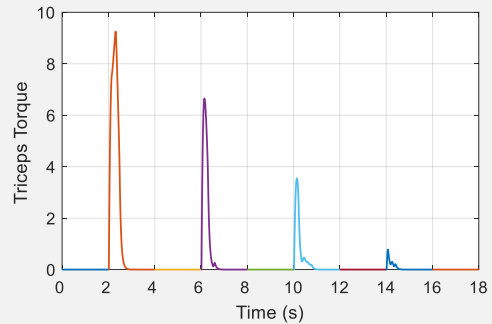
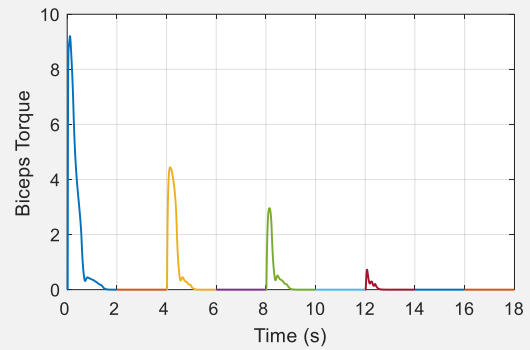
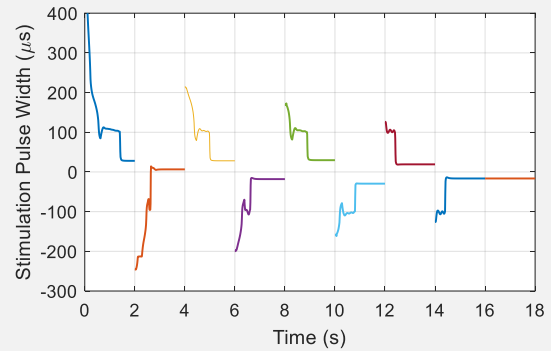
۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله به بررسی استفاده از سیستم BCI مبتنی بر SSVEP برای شبیه‌سازی کنترل فازی زاویه‌ی مفصل آرنج پرداخته شده است. در روش پیشنهادی این مقاله ۹ نشانه با فرکانس‌های متمایز برای اعمال تحریک بینایی استفاده شده است. هم‌چنین برای بازشناسی فرکانس، روش CCA با ۲ هارمونیک برای سیگنال‌های مرجع در نظر گرفته شده است. برای شبیه‌سازی مدل عضلانی-اسکلتی مفصل آرنج از لینک و یک مفصل و برای مدل عضله از مدل زاجاک استفاده شده است. نتایج به دست آمده برای ۱۰ کاربر، برای پنجره‌های زمانی مختلف بررسی شده است. طبق نتایج به دست آمده در پنجره‌ی زمانی ۳ ثانیه و نهفتگی ۰/۴، درصد صحت بازشناسی فرکانس تحریک SSVEP ۱۰۰٪ است. هم‌چنین مقدار خطای RMSE در این آزمایش ۰/۱۷ درجه به دست آمده که نشان دهنده‌ی عمل‌کرد مطلوب کنترل‌گر فازی است. برای مطالعات بعدی جهت کاهش بار محاسباتی سیستم می‌توان به جای استفاده از سه الکتروود از یک الکتروود استفاده کرد. هم‌چنین برای افزایش نرخ انتقال اطلاعات می‌توان تعداد گزینه‌های فرکانس تحریک را افزایش داد. در این حالت باید توجه داشت که فرکانس‌های انتخابی هارمونیک یک‌دیگر نباشند. هم‌چنین کاهش دوره‌ی زمانی سیگنال SSVEP نیز باعث افزایش نرخ انتقال اطلاعات می‌شود البته باید توجه داشت که با کاهش دوره‌ی زمانی، درصد صحت تشخیص فرکانس کاهش می‌یابد.

۵- مراجع

- [1] X. Zhang, T. Zhang, Y. Jiang, W. Zhang, Z. Lu, Y. Wang and Q. Tao, "A novel brain-controlled prosthetic hand method integrating AR-SSVEP augmentation, asynchronous control, and machine vision assistance", *Heliyon*, Vol. 10, No. 5, 2024.
- [2] J. Ai, J. Meng, X. Mai and X. Zhu, "BCI control of a robotic arm based on ssvp with moving stimuli for reach and grasp tasks," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Vol. 27, No. 8, pp. 3818-3829, 2023.
- [3] F. Wang, Y. Wen, J. Bi, H. Li and J. Sun, "A portable SSVEP-BCI system for rehabilitation exoskeleton in augmented reality environment", *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 83: 104664, 2023.
- [4] A. G. Ramirez-Nava, J. A. Mercado-Gutierrez, J. Quinzaños-Fresnedo, C. Toledo-Peral, G. Vega-Martinez, I. Gutierrez Mario, M. R. Pacheco-Gallegos, C. Hernández-Arenas and J. Gutiérrez-Martínez, "Functional electrical stimulation therapy controlled by a P300-based brain-computer interface, as a therapeutic

عمل‌کردی فراهم است. برای افراد دچار آسیب نخاعی که امکان کنترل ارادی برخی اندام‌ها را ندارند استفاده از رابط مغز-رایانه برای دریافت فرامین ارادی و بهره بردن از آن برای کنترل تحریک الکتریکی عمل‌کردی عضلات فلج، امکان بازتوانی اندام‌های فلج را فراهم می‌کند. این روش به دلیل دریافت بی‌واسطه‌ی فرامین از سیگنال‌های مغزی، بسیار مطلوب است.



شکل (۱۰) - به ترتیب از بالا به پایین، پهنای پالس تحریک حاصل از کنترل‌گر فازی، گشتاور ناشی از نیروی عضله‌ی دوسر بازویی، گشتاور ناشی از نیروی عضله‌ی سه‌سر بازویی و گشتاور مفصل آرنج طی روند آزمایش



- Biomedical Signal Processing and Control, Volume 78: 103906, 2022.
- [14] B. Wittevrongel and M. M. Van Hulle, "Frequency- and phase encoded SSVEP using spatiotemporal beamforming", Vol. 11, No. 8, pp. 1-18, 2016.
- [15] S. Sadeghi and A. Maleki, "Adaptive canonical correlation analysis for harmonic stimulation frequencies recognition in SSVEP-based BCIs", Turkish Journal of Electrical Engineering and Computer Sciences. Vol. 27, No. 5, pp. 3729-40, 2019.
- [16] C. M. Wong, Z. Wang, B. Wang, A. Rosa, T. -P. Jung and F. Wan, "Enhancing Detection of Multi-Frequency-Modulated SSVEP Using Phase Difference Constrained Canonical Correlation Analysis", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 31, pp. 1343-1352, 2023.
- [17] N. H. Shariati, A. Maleki, A. Fallah, "Genetic-PID control of elbow joint angle for functional electrical stimulation: A simulation study," 2nd International Conference on Control, Instrumentation and Automation, Shiraz, Iran, pp. 150-155, 2011.
- [18] F.N. Rahatabad, "Modelling and control human arm with fuzzy-genetic muscle model based on reinforcement learning: The muscle activation method", International Clinical Neuroscience Journal. Vol. 7, No. 3, 2020.
- [19] A. Maleki, R. Shafaei and A. Fallah, "Musculo-skeletal model of arm for FES research studies," 2008 Cairo International Biomedical Engineering Conference, Cairo, Egypt, pp. 1-4, February 2008.
- [20] S. Sadeghi and A. Maleki, "Accurate estimation of information transfer rate based on symbol occurrence probability in brain-computer interfaces", Biomedical Signal Processing and Control, Vol. 54:1016072019.
- [21] S. Sadeghi and A. Maleki, "A Modified Hybrid Brain-Computer Interface Speller Based on Steady-State Visual Evoked Potentials and Electromyogram", Journal of Integrative Neuroscience, Vol. 23, No. 4, 2024.
- [22] M. Azadi Moghadam and A. Maleki, "Comparative Study of Frequency Recognition Techniques for Steady-State Visual Evoked Potentials According to the Frequency Harmonics and Stimulus Number", Journal of Biomedical Physics and Engineering, Vol. 14, No. 4, pp. 365-78, 2024.
- alternative for upper limb motor function recovery in chronic post-stroke patients. A non-randomized pilot study", Frontiers in Neurology, Vol. 14, 2023.
- [5] Z. Z. Ma, J. J. Wu, Z. Cao, et al., "Motor imagery-based brain-computer interface rehabilitation programs enhance upper extremity performance and cortical activation in stroke patients". Journal of Neuro-engineering and Rehabilitation Vol. 21, No. 91, 2024.
- [6] W. Liao, J. Li, X. Zhang and C. Li, "Motor imagery brain-computer interface rehabilitation system enhances upper limb performance and improves brain activity in stroke patients: A clinical study". Frontiers in Human Neuroscience. Vol. 17:1117670, 2023.
- [7] J E. Son, H. Choi, H. Lim and J. Ku, "Development of a flickering action video based steady state visual evoked potential triggered brain computer interface-functional electrical stimulation for a rehabilitative action observation game" Technology and Health Care, Vol. 28(S1), pp. 509-519, 2020.
- [8] Y. Xu, Q. Wu, B. Chen, and X. Chen, "SSVEP-based active control of an upper limb exoskeleton using a low-cost brain-computer interface", Industrial Robot, Vol. 49 No. 1, pp. 150-159, 2021.
- [9] M. Azadi Moghadam and A. Maleki, "Fatigue factors and fatigue indices in SSVEP-based brain-computer interfaces: a systematic review and meta-analysis", Frontiers in Human Neuroscience, Vol. 17:1248474, 2023. doi: 10.3389/fnhum.2023.1248474
- [10] M. Montazeri, M. R. Yousefi, Kh. Shojaei and Gh. Shahgholian, "Fast adaptive fuzzy terminal sliding mode control of synergistic movement of the hip and knee joints (air-stepping) using functional electrical stimulation: A simulation study", Biomedical Signal Processing and Control, Volume 66: 102445, 2021.
- [11] L. Hodgins and C. T. Freeman, "A hybrid orthosis combining functional electrical stimulation and soft robotics for improved assistance of drop-foot", Medical Engineering & Physics, Volume 115: 103979, 2023.
- [12] S. Sadeghi, A. Maleki, "Character encoding based on occurrence probability enhances the performance of SSVEP-based BCI speller," Biomedical Signal Processing and Control, Volume 58: 101888, 2020.
- [13] Y. Du and X. Zhao, "Visual stimulus color effect on SSVEP-BCI in augmented reality",