

Evaluation of Phase Synchronization Approach using Phase Locking Value in Color Discrimination Task

S. Davoodi¹, M. R. Daliri^{2*}

¹MSc. Student, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology (IUST), Tehran, Iran

²Associate Professor, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology (IUST), Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: 1 January 2018, Received in Revised Form: 10 March 2018, Accepted: 24 May 2018

Abstract

Variety of brain region function represent that interactions between different frequency bands, employ general mechanisms of neural communications. Moreover, a method which recently used for information encoding in the brain is phase synchronization that is a process by which two or more cyclic signals tends to oscillate with a repeating sequence of relative phase angle. Some evidence demonstrated the important role of phase synchronization in cognitive tasks. In this paper we investigated the role of phase synchronization in a new visual discrimination task. For this purpose we collected electroencephalography signals from fifteen subjects during a color discrimination task. The machine learning algorithm, support vector machine (SVM), was used to find out whether this criterion can distinguish two different colors in the mentioned task. The results show that classification accuracy of 75% is achieved using phase synchronization feature. Also efficient frequency bands and contribution of effective electrodes were shown.

Keywords: *Electroencephalography Signal, Color Discrimination, Phase Synchronization, Support Vector Machine*

Corresponding Author

Address: School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology (IUST), P. O. Box:1684613114, Tehran, Iran
Tel: +98-21-73225738
Fax: +98-21-73225777
E-mail: daliri@iust.ac.ir

ارزیابی روش هم‌گامی فاز با استفاده از مقدار قفل‌شدگی فاز در آزمایش بینایی تمایز رنگ

سعیده داودی^۱، محمدرضا دلیری^{۲*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران
^۲ دانشیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۱۰/۱۱، بازنگری: ۱۳۹۶/۱۲/۱۹، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۳/۳

چکیده

تنوع وظایف مغز نشان می‌دهد که تعامل بین فعالیت نوسانی در باندهای فرکانسی مختلف، مکانیزم‌های کلی ارتباط عصبی را شکل می‌دهد. روشی که اخیراً برای کدگذاری اطلاعات در مغز مورد استفاده قرار می‌گیرد، روش هم‌گامی فاز می‌باشد، که به فرایندی اطلاق می‌شود که از طریق آن دو یا چند سیگنال چرخه‌ای، با نوسان تکراری از زاویه‌های فاز نسبی نوسان می‌کنند. برخی مطالعات، نقش محوری هم‌گامی فاز را در آزمایش‌های شناختی نشان داده‌اند. در این مقاله، ما نقش این معیار را در یک وظیفه‌ی جدید بینایی تمایز رنگ بررسی کرده‌ایم. بدین منظور، سیگنال الکتروانسفالوگرافی را برای ۱۵ سوژه، در طی وظیفه‌ی بینایی تمایز رنگ جمع‌آوری نموده‌ایم. سپس، از الگوریتم یادگیری ماشین، ماشین بردار پشتیبان، استفاده شد تا توانایی معیار هم‌گامی فاز در تمایز دو حالت، یعنی تفکیک دو رنگ آبی و نارنجی، در وظیفه‌ی بینایی مورد نظر مشخص گردد. نتایج نشان می‌دهد که این معیار با دقت کلاس‌بندی ۷۵٪ می‌تواند در طبقه‌بندی دو حالت مختلف در وظیفه‌ی بینایی مورد استفاده قرار گیرد. هم‌چنین، باندهای فرکانسی موثر و الکترودهایی که موثرترین ویژگی‌ها از آن‌ها استخراج شده‌اند، نشان داده شده است.

کلیدواژه‌ها: سیگنال الکتروانسفالوگرافی، تمایز رنگ، هم‌گامی فاز، ماشین بردار پشتیبان

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران، کد پستی: ۱۶۸۴۶۱۳۱۱۴

تلفن: +۹۸ (۲۱) ۷۳۲۲۲۵۷۳۸

دورنگار: +۹۸ (۲۱) ۷۳۲۲۲۵۷۷۷

پست الکترونیکی: daliri@iust.ac.ir

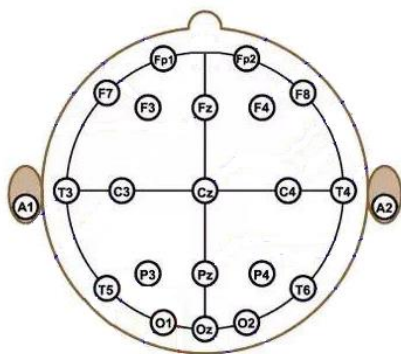
۱- مقدمه

مغز انسان را می توان به عنوان پیچیده ترین ساختار در جهان دانست که مرکز کنترل بسیاری از فعالیت ها است. تلاش برای شناخت ارتباطات پیچیده ی آن و نحوه ی به وجود آمدن اعمال عادی و توزیع شده ی مغز، یکی از چالش برانگیزترین حوزه ها در دانش نوین است. فعالیت های مغزی انسان می تواند به وسیله ی سیگنال های الکتریکی آن مشخص شود. فعالیت عصبی مغز انسان، نه تنها وظایف مغز را نشان می دهد، بلکه می تواند نشان دهنده ی وضعیت کل بدن باشد. این واقعیت، اهمیت سیگنال های الکتروانسفالوگرافی را نشان می دهد. بر خلاف سیگنال های الکتروکاردیوگرافی که شکل معروف و شناخته شده ای دارند، سیگنال های الکتروانسفالوگرافی دارای ریتم های متفاوت هستند که مربوط به شرایط حسی و حرکتی مختلف می باشند. این سیگنال ها به طور معمول از باندهای فرکانسی متفاوتی تشکیل شده اند که مدولاسیون های خاص شناختی و رفتاری را نشان می دهند. نقش عمل کردی این باندهای فرکانسی معمولاً به صورت جداگانه توسط طیف توان به دست آمده از تکنایچه ی مغز، یا با اعمال معیارهای خطی، ارتباطات عمل کردی مثل انسجام^۱ یا قفل شدگی فاز^۲، بین سیگنال های بین نواحی جداگانه را نشان می دهد. اگرچه این معیارها دیدگاه های مهمی در مورد عمل کرد مغز نشان داده است، اما مطالعات گذشته نشان داده است که پردازش عصبی می تواند متاثر از تعامل بین باندهای فرکانسی باشد [۱]. در واقع، فعالیت در فرکانس های متفاوت می تواند به طرق مختلف مرتبط با فاز، دامنه و یا فرکانس سیگنال ها باشد، و این طیف وسیعی از مکانیسم هایی را فراهم می سازد که از طریق آن ممکن است پردازش اطلاعات انجام شود. قشر مغزی، نوسانات در فرکانس های مختلف را تولید می کند. اما این که چطور این گونه ریتم های مختلف مغزی با یکدیگر تعامل برقرار می کنند، هنوز به طور کامل کشف نشده است. پدیده های نوسانی اهمیت زیادی را در علوم اعصاب به دست آورده اند، به ویژه با بهبود روش های آنالیز، نشان داده شده است که فعالیت های نوسانی بسیار کارآمد و غنی از اطلاعات است. مفهوم هم گامی فاز می تواند مکانیزمی برای نوسانات عصبی به هم آمیخته ی فعال در مقیاس های زمانی و مکانی مختلف فراهم کند [۲]. تنوع وظایف مغز نشان می دهد که تعامل بین فعالیت نوسانی در باندهای فرکانسی مختلف، مکانیزم های کلی

ارتباط عصبی را شکل می دهد. تعاملات گذرا بین فاز باندهای فرکانسی مختلف مغزی، هم گامی فاز نامیده می شود که می تواند به عنوان ساختاری منظم تا زمانی که گروه های مختلف از نورون ها به وسیله ی فرکانس های مجزا هماهنگ شده اند، فعالیت کند. مفهوم فعالیت نوسانی، تعامل و هم گامی بین فرکانس های مغزی است که به نوبه ی خود، برای پاسخ هماهنگ بین نواحی مختلف مغزی، گسترده شده، و ممکن است یک مکانیزم لازم برای تصور، آگاهی و اعمال باشد. هم گامی فاز نقش مهمی در حافظه ی کوتاه مدت و بلندمدت دارد [۱، ۳]. فرکانس نوسانات عصبی، وابسته به ثابت های زمانی متنوع و ویژگی های شبکه بوده و ممکن است شامل فعالیت آرام نوسانی تا فعالیت های سریع نوسانی باشد. علاوه بر این، نوسانات فرکانس های متفاوت می تواند در زمان های یکسان در نواحی مغزی رخ دهد. در شبکه های نورون های هم گامی شده، فاز نوسانی درجه ی تحریک پذیری نورون ها را تعیین می کند و بر زمان های تخلیه ی دقیق سلول های شبکه تاثیر می گذارد. در نتیجه، روابط فاز بین نواحی مغزی، زمان بندی نسبی پتانسیل های عمل در آن نواحی را تحت تاثیر قرار می دهد. هم گامی فاز یک مکانیزم عصبی پایه ای و پشتیبانی برای ارتباطات عصبی و پلاستیسیته ی عصبی بوده و احتمالاً مرتبط با فرایندهای شناختی بسیاری می باشد [۴]. یکی از توانایی های قابل توجه مغز، بینایی است. آزمایش های تمایز بینایی، یک فرایند شناختی است که در آن تمرکز ذهن روی محرک یا محرک های خاصی از محیط جمع شده و محرک های محیطی دیگر نادیده گرفته می شوند. در این فرایندها اغلب، ما با یک ویژگی تعریف شده از یک شیء، بدون دانستن مکان آن آشنایی داریم [۵]. این مفهوم پیچیده ای در فیزیولوژی بوده و مربوط به هوشیاری ذهنی ما از محیط اطراف می باشد و موضوعی مهم در تحقیقات بینایی و علوم شناختی به حساب می آید. هم چنین، این مفهوم رابطه ی نزدیکی با حافظه ی کوتاه مدت دارد. مطالعات بسیاری رابطه ی محوری هم گامی فاز، حافظه و آزمایش های بینایی را بررسی نموده اند [۶]. هم گامی فاز، حافظه ی کاری و حافظه ی طولانی مدت را پشتیبانی کرده و ارتباطات عصبی را تسهیل می سازد [۷]. پیش فرض های اولیه این است که نوسانات مرتبط با حافظه، احتمالاً به تتا و آلفای فوقانی محدود می شود و فرکانس های دیگر، به خصوص در محدوده ی گاما، برای حافظه مهم هستند، زیرا آن ها با فرکانس پایین تر ارتباط پیدا می کنند [۸]. هم چنین، نوسانات نوری سنکرون شده، در مطالعات

^۱ Coherence^۲ Phase Locking

انجام آزمایش، روی یک صندلی راحت در فاصله‌ی تقریباً ۷۰ سانتی‌متری یک مانیتور ۱۹ اینچی نشستند. سیگنال EEG از ۲۰ عدد الکترود و با استفاده از کلاه الاستیک مخصوص، با دستگاه ثبت ۳۲ کاناله که مطابق با استاندارد سیستم ۲۰-۱۰ بوده، و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز ثبت گردید. استخوان ماستوئید دو گوش به عنوان مراجع ثبت، و ۲۰ کانال فعال C4, Cz, FP1 FP2, F3, F4, Fz, F7, F8, T3, T4, C3, C4, Cz, FP1 FP2, F3, F4, Fz, F7, F8, T3, T4, C3 شامل T7, T8, P3, P4, Pz, O1, O2, Oz در نظر گرفته شده است. شکل (۱) نمایی از کانال‌های فعال مورد استفاده در ثبت سیگنال مغزی را نشان می‌دهد.



شکل (۱) - کانال‌های فعال ثبت شده

۲-۳- تشریح آزمایش

سیگنال درحالی ثبت شد که فرد روبه‌روی صفحه‌ی نمایش‌گر در فاصله‌ی ۷۰ سانتی‌متری آن نشسته و آزمایش مورد استفاده شامل آزمایش رنگ بوده است. آزمایش با استفاده از جعبه‌ابزار سایکوتولباکس طراحی شده است. در هر دو آزمایش، ابتدا صفحه‌ی نمایش کاملاً سیاه بوده و نقطه‌ی سفیدی به عنوان نقطه‌ی تثبیت در وسط صفحه، نمایش داده می‌شود. پس از ۴۵۰ میلی‌ثانیه به عنوان زمان تثبیت، نشان‌گر که به صورت یک خط افقی به رنگ آبی یا نارنجی است، به مدت ۶۵۰ میلی‌ثانیه نمایش داده می‌شود که به سمت راست یا چپ اشاره کرده و جهت و رنگی که فرد باید به آن توجه کند را مشخص می‌کند. سپس شمای اصلی آزمایش ظاهر می‌شود. در این آزمایش پس از نشان‌گر، دو دایره در دو سمت (سمت راست و چپ) نقطه‌ی تثبیت نمایش داده می‌شود که هر کدام شامل دو دسته نقطه است. دو دسته نقطه با رنگ‌های آبی و نارنجی، بدون حرکت، وجود دارد. فرد باید به محض شناسایی تغییر درخشندگی در رنگ و تغییر در جهتی که توسط نشان‌گر مشخص شده است، کلید space را

شناختی بسیاری بررسی شده است [۹-۱۱]. در این مقاله، وظیفه‌ی تمایز رنگ، که رابطه‌ی تنگاتنگی با حافظه‌ی کارکردی دارد، مورد بررسی قرار گرفته است. به عنوان مثالی از آزمایش تفکیک رنگ، ثبت EEG از افراد سالم طی یک آزمایش بینایی تفکیک رنگ صورت پذیرفته است. این آزمایش بدین صورت بوده است که افراد باید به نقطه‌ی تثبیت مرکزی نگاه می‌کردند. به افراد، یک آرایه‌ی حافظه‌ای شامل یک، دو یا سه مربع رنگی نشان داده شد. بعد از کمی تاخیر، یک آرایه‌ی تست با همان تعداد مربع رنگی و در همان موقعیت، نشان داده شد. اگر رنگ آرایه‌ی تست همان رنگی بود که قبلاً نشان داده شده بود، افراد می‌بایست این تشابه را به صورت دستی اعلام می‌کردند [۱۲]. در این مقاله، از ویژگی کولپینگ‌های فرکانسی استفاده شده است. با وجود تعداد روزافزون داده‌های تجربی، درک درستی از این توابع و تعاملات بین آن‌ها وجود ندارد. به خصوص، مفهوم هم‌گامی فاز در زمینه‌ی آزمایش‌های بینایی بسیار کم مورد توجه قرار گرفته است. در این مقاله، ما نقش هم‌گامی فاز در بحث بینایی در یک آزمایش بینایی تمایز رنگ را بررسی نموده‌ایم. برای این منظور، ما سیگنال الکتروانسفالوگرافی را در ۱۵ سوژه‌ی سالم ثبت نمودیم. پس از انجام پیش‌پردازش روی سیگنال‌های خام، معیار هم‌گام‌سازی فاز را بین نواحی مختلف مغزی و بین باندهای فرکانسی مختلف محاسبه نمودیم. سپس از این معیار به عنوان ویژگی برای طبقه‌بندی دو حالت متفاوت در این آزمایش بهره بردیم.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- شرکت کنندگان

برای ثبت سیگنال، یک گروه ۱۵ نفره از افراد سالم، متشکل از ۵ زن و ۱۰ مرد (میانگین سن: 26.6 ± 1.3) در نظر گرفته شدند. این افراد دارای هیچ‌گونه بیماری قبلی مرتبط یا ناتوانی دیداری نبوده‌اند. قبل از آزمایش، تمام توضیحات لازم در خصوص نحوه‌ی انجام آزمون و ثبت در اختیار شرکت کنندگان قرار گرفته و آن‌ها با رضایت کامل در آزمون‌ها شرکت کردند.

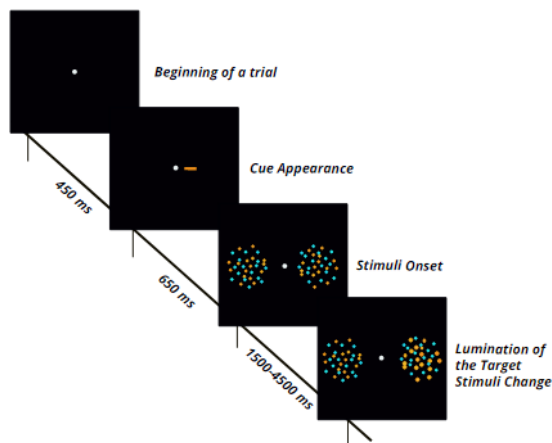
۲-۲- ثبت سیگنال الکتروانسفالوگرافی^۱

ثبت سیگنال در آزمایشگاه علوم و مهندسی اعصاب دانشگاه علم و صنعت ایران صورت گرفت. شرکت کنندگان به منظور

^۱ Electroencephalography (EEG)

۱۲/۵٪ است.

- ◆ **حالت ۴:** در ۱۲/۵٪ تریال‌ها، ابتدا در سمت مخالف و رنگ/سوی مخالف تغییر رخ داده و پس از آن تغییر هدف اتفاق می‌افتد.
 - ◆ **حالت ۵:** در ۲۵٪ باقی‌مانده از تریال‌ها، تغییر هدف رخ نمی‌دهد و تغییر غیرهدف به صورت تصادفی در یک سمت و رنگ/سوی ایجاد می‌شود.
- روند آزمایش در شکل (۲) نمایش داده شده است.



شکل (۲) - نمایی از آزمایش مورد استفاده که در آن، نقاط با دو رنگ آبی و نارنجی نمایش داده می‌شوند و روی صفحه‌ی نمایش ثابت هستند. در این آزمایش هدف تشخیص تغییر درخشندگی در دسته‌ای از نقاط است که رنگ و سمت آن توسط نشان‌گر مشخص شده است.

۲-۴- پردازش سیگنال

۲-۴-۱- پیش‌پردازش سیگنال خام

قبل از استخراج ویژگی و طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی، نیاز است که پیش‌پردازش‌هایی روی آن‌ها انجام گیرد. هدف از پیش‌پردازش، ساده کردن پردازش‌های بعدی، بدون از دست دادن اطلاعات مهم می‌باشد و مهم‌ترین هدف مرحله‌ی پیش‌پردازش، افزایش نسبت سیگنال به نویز ورودی است. این پیش‌پردازش‌ها، شامل تقویت کردن سیگنال، حذف نویز و افزایش نسبت سیگنال به نویز می‌باشد [۱۳]. در این قسمت، نویزهای معمول سیگنال که شامل پلک زدن چشم، حرکات بدن فرد، نویز برق شهر و غیره می‌باشد، با روش آنالیز مولفه‌های مستقل^۱ (ICA) [۱۴] و فیلتر باترورث حذف شده و توسط فیلتر پاسخ ضربه‌ی محدود^۲، سیگنال به باندهای

فشار دهد. زمان‌بندی تغییر هدف‌ها کاملاً تصادفی می‌باشد که در بخش بعد توضیح داده شده است. فرایند انجام آزمایش برای هر فرد دارای دو بخش آموزش و آزمون است. در بخش آموزش، برای هر آزمایش ۲۰ تریال در نظر گرفته شد. پیش از انجام آزمایش، آموزش‌های لازم به فرد داده شده و فرد در صورت آمادگی، آزمایش آموزشی را شروع می‌کند. در طول تریال‌های بخش آموزش، فرد پس از هر بار پاسخ‌دهی، از نرم‌افزار بازخوردی دریافت می‌کند. وجود بازخورد در این مرحله باعث می‌شود که فرد فرایند آزمایش را راحت‌تر یاد گرفته و درگیر آزمایش شود. در پایان ۲۰ تریال آموزشی، با بررسی عمل‌کرد فرد، شامل کارایی و سرعت پاسخ‌دهی، در صورت لزوم مرحله‌ی دیگری برای آموزش در نظر گرفته می‌شود. با توجه به این که ۵ حالت مختلف از آزمایش داریم و در مجموع ۲ به توان ۵ حالت خواهیم داشت، تعداد تریال‌ها می‌بایست مضربی از ۳۲ در نظر گرفته شود تا تمام حالت‌ها با احتمال یک رخ دهند. بر اساس این شرط، تعداد ۹۶ تریال برای آزمایش در بخش آزمون انتخاب شد. با توجه به تعداد بالای تریال‌ها و خستگی چشم‌ها، امکان توقف آزمایش و شروع مجدد آن پس از استراحت کوتاهی میسر شده است. بدین ترتیب، فرد هر زمان احساس خستگی کرد می‌تواند با فشار یک کلید، آزمایش را متوقف کرده و استراحت نماید. نمایش پنج حالت مختلف آزمایش کاملاً به صورت تصادفی است و روند آن قابل پیش‌بینی و یادگیری نیست. از این‌رو، فرد نسبت به این که حالت بعدی چه خواهد بود دیدی نخواهد داشت. این رخداد تصادفی حالت‌ها، نیاز به توجه دائم در طول آزمایش را تضمین می‌کند. همان‌طور که قبلاً هم گفته شد، تریال‌های آزمایش در پنج حالت مختلف رخ می‌دهد که وقوع هر کدام به صورت کاملاً تصادفی است، اما احتمال پیشین آن‌ها از پیش مشخص شده است. به این معنا که تعداد رخداد هر کدام از حالت‌ها از پیش تعیین شده است اما ترتیب نمایش آن‌ها تصادفی می‌باشد.

- ◆ **حالت ۱:** در این حالت، فقط تغییر هدف رخ می‌دهد. احتمال پیشین وقوع این حالت ۲۵٪ است.
- ◆ **حالت ۲:** در این حالت که احتمال وقوع آن ۲۵٪ است، ابتدا رنگ/سوی مخالف هدف، در همان سمت هدف تغییر می‌کند و سپس تغییر هدف روی می‌دهد.
- ◆ **حالت ۳:** در این حالت، ابتدا در سمت مخالف رنگ/سوی مشابه هدف تغییر کرده و سپس تغییر هدف در محل نشان داده شده رخ می‌دهد. احتمال وقوع این حالت

^۱ Independent Component Analysis (ICA)

^۲ Finite Impulse Response (FIR)

غیرحقیقی فازها برای هر سیگنال را به دست آورد. این تبدیل از رابطه‌ی زیر پیروی می‌کند [۱۹]:

$$H[f(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{f(\tau)}{\tau - t} d\tau \quad (1)$$

دامنه‌ی سیگنال در این تبدیل بدون تغییر می‌ماند ولی فاز سیگنال به اندازه‌ی ۹۰ درجه تغییر می‌کند، به عبارت بهتر فرکانس‌های مثبت به میزان $+\pi/2$ و بسامدهای منفی به میزان $-\pi/2$ تغییر فاز پیدا می‌کنند. از آنجایی که سیگنال ثبت شده توسط دستگاه، تنها بخش حقیقی آن را نشان می‌دهد، برای دستیابی به فاز، دامنه و فرکانس لحظه‌ای سیگنال، نیازمند تعریف بخش موهومی سیگنال هستیم که این هدف با استفاده از رابطه‌ی زیر حاصل می‌شود که بخش موهومی همان تبدیل هیلبرت سیگنال می‌باشد:

$$g(r) = f(r) + jf_1(r) = a(t)e^{j(\phi(t))} \quad (2)$$

به این ترتیب، فاز لحظه‌ای^۲ سیگنال توسط رابطه‌ی زیر تعیین خواهد شد:

$$\phi(t) = \arctan \frac{f_1(r)}{f(r)} \quad (3)$$

بدین ترتیب، پارامتر مورد نیاز برای محاسبه‌ی معیار هم‌گامی فاز به دست می‌آید. روش‌های معمول برای یافتن این معیار بر پایه‌ی فیلتر کردن میان‌گذر^۳ و سپس اعمال تبدیل هیلبرت بر آن‌ها می‌باشند. ابتدا، یک سری زمانی به وسیله‌ی فیلتر میان‌گذر به دو باند فرکانسی دل‌خواه تجزیه می‌شود. فرض بر این است که باندهای فرکانسی α و β از سری زمانی $X(t)$ برای محاسبه‌ی هم‌گامی فاز استخراج گردیده است. با اعمال تبدیل هیلبرت بر باندهای فرکانسی مورد نظر، سیگنال‌های تحلیلی در هر باند به دست می‌آید که تبدیل هیلبرت سیگنال $X(t)$ با $Y(t)$ نشان داده شده است. با توجه به توضیحات ارائه شده در قسمت‌های پیشین، می‌توان فاز لحظه‌ای در هر باند فرکانسی را به دست آورد.

$$Z_\alpha(t) = X_\alpha(t) + jY_\alpha(t) = a_\alpha(t)e^{j(\phi_\alpha(t))} \quad (4)$$

$$Z_\beta(t) = X_\beta(t) + jY_\beta(t) = a_\beta(t)e^{j(\phi_\beta(t))} \quad (5)$$

فرکانسی مختلف تفکیک می‌شود. ابتدا داده‌ها با استفاده از فیلتر باترورث درجه‌ی ۳، بین باند ۱ تا ۶۰ هرتز فیلتر شده و سپس با استفاده از فیلتر پاسخ ضربه‌ی (FIR) محدود با درجه‌ی ۲۰۰، به باندهای فرکانسی تجزیه گردید. با توجه به اعمال تبدیل هیلبرت روی باندهای فرکانسی، برای بالا بردن دقت تخمین، باندهای فرکانسی به صورت دلتا (۴-۵، ۰ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۸-۱۲ هرتز)، بتا (۱۲-۲۰ هرتز)، بتا ۲ (۲۰-۳۰ هرتز)، گاما ۱ (۳۰-۴۰ هرتز)، گاما ۲ (۴۰-۵۰ هرتز)، گاما ۳ (۵۰-۶۰ هرتز)، و تمام سیگنال (۱-۶۰ هرتز) انتخاب می‌شوند. لازم به ذکر است که هدف، پیش‌بینی یا طبقه‌بندی پاسخ رفتاری نمی‌باشد. در این مطالعه، از آنجایی که روند تغییر هدف کاملاً تصادفی می‌باشد، برای اطمینان از توجه کامل کاربر به آزمایش، تنها تریال‌هایی که در آن کاربر پاسخ درست داده است انتخاب می‌شوند و طبقه‌بندی بین دو حالت مختلف (توجه به تغییر درخشش دو رنگ) و با استفاده از ویژگی هم‌گام‌سازی فاز انجام شده است.

۲-۴-۲- استخراج ویژگی

در یادگیری ماشین، تشخیص الگو و در پردازش تصویر، استخراج ویژگی، تبدیل داده‌های ورودی به مجموعه‌ای از ویژگی‌ها می‌باشد. ویژگی‌ها، خواص متمایز الگوهای ورودی هستند که به تمایز بین دسته‌های ورودی کمک می‌کند. استخراج ویژگی، مربوط به کاهش ابعاد است. این مرحله به عنوان یک نگاشت از فضای اولیه‌ی سیگنال به فضای ویژگی‌ها در نظر گرفته می‌شود که در این فضای جدید، دسته‌های مختلف بهتر قابل تفکیک هستند و شامل جدا کردن آن ویژگی‌هایی از سیگنال است که نشان دهنده‌ی مشخصه‌ی خاصی از سیگنال هستند. بنابراین، از این ویژگی‌ها می‌توان در کلاس‌بندی استفاده کرد [۱۵]. در این پژوهش، به استخراج ویژگی بر مبنای هم‌گامی فاز بین باندهای فرکانسی مختلف سیگنال EEG در آزمایش تمایز بینایی می‌پردازیم. بدین منظور تبدیل هیلبرت را برای به دست آوردن دامنه، فاز و فرکانس لحظه‌ای سیگنال معرفی خواهیم نمود. در پردازش سیگنال از تبدیل هیلبرت برای یافتن سیگنال تحلیلی^۱ یک سیگنال استفاده می‌شود [۱۶-۱۸]. تبدیل هیلبرت، یک عمل فیلتر کردن می‌باشد که در آن دامنه تغییر نکرده و تنها فاز در تمامی فرکانس‌ها تغییر خواهد نمود. پس می‌توان مقادیر

^۱ Instantaneous Phase

^۲ Bandpass Filtering

^۳ Analytical Signal

سیگنال ورودی را از روی آن‌ها تخمین بزنند. در این مقاله ما از طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان^۳ استفاده کرده‌ایم. ماشین بردار پشتیبان یکی از روش‌های یادگیری بانظارت^۴ است (این روش، یک روش عمومی در یادگیری ماشین است که در آن به یک سیستم، مجموعه‌ای از جفت‌های ورودی-خروجی ارائه شده و سیستم تلاش می‌کند تا تابعی از ورودی به خروجی را فرا گیرد) که از آن برای طبقه‌بندی و رگرسیون استفاده می‌کنند [۲۳]. SVM یک روش معمول برای حل مسائل شناسایی الگو است که با یک نگاهت مناسب، داده‌ها را به بعدی بالاتر از فضای ورودی‌ها برده و در آن‌جا یک ابرصفحه‌ی بهینه طراحی می‌کند. هم‌چنین، در این مطالعه، روش leave-one-out به کار برده شده است. در این روش، تنها یک تریال به عنوان مجموعه‌ی تست انتخاب می‌گردد و بقیه‌ی تریال‌ها به عنوان داده‌ی تعلیم در نظر گرفته می‌شوند. با تکرار این روش برای هر تریال، یک دقت کلاس‌بندی به دست می‌آید. در نهایت نتایج، میانگین‌گیری شده و دقت کلاس‌بندی محاسبه می‌گردد. بدین ترتیب، با استفاده از کلاس‌بندی‌کننده‌ی مذکور، رمزگشایی رنگ در آزمایش تمایز رنگ انجام می‌شود.

۳- یافته‌ها و بحث

همان‌گونه که پیش‌تر نیز گفته شد، سیگنال‌های مغزی ۱۵ فرد سالم در موضوع آزمایش تمایز رنگ ثبت گردید. ابتدا، نتایج رفتاری به دست آمده از انجام آزمایش را در قالب زمان و درصد صحت پاسخ‌گویی ارائه می‌کنیم. در جدول (۱)، درصد پاسخ‌گویی و زمان آن مشاهده می‌شود. نتایج برای هر کدام از افراد شرکت‌کننده، و در پایان به صورت میان‌گین و انحراف معیار برای هر گروه ارائه شده است. لازم به ذکر است که در هر دو آزمایش، در هر تریال، ۵ حالت ممکن برای توجه وجود دارد، یعنی در هر تکرار، فرد ۵ انتخاب مختلف برای توجه کردن دارد. بر این اساس، می‌توان گفت که عملکرد تصادفی، یعنی درصد کارایی فرد در صورتی که کاملاً تصادفی به تریال‌ها پاسخ دهد، حدود ۲۰٪ است. با در نظر گرفتن توزیع کاملاً تصادفی انواع حالت‌ها در زمان، میزان عملکرد تصادفی از این مقدار نیز کمتر خواهد شد. درصد پاسخ‌گویی در حدود ۵۰ درصد، به معنای پاسخ تصادفی و عدم توجه فرد نبوده و منظور پاسخ رفتاری می‌باشد که با توجه به ۵ حالت آزمایش ذکر شده است.

برای محاسبه‌ی ویژگی هم‌گامی از روش مقدار قفل‌شدگی فاز^۱ استفاده می‌کنیم. این معیار توسط لاجاکس^۲ و هم‌کارانش در سال ۱۹۹۹ [۱۱] برای محاسبه‌ی میزان قفل‌شدگی فاز بین تریال‌ها پیشنهاد گردید. فرض کنید می‌خواهیم هم‌گامی فاز بین باند α و باند فرکانسی β را به دست آوریم. پس از اعمال تبدیل هیلبرت، فاز لحظه‌ای باندهای فرکانسی به ترتیب ϕ_β و ϕ_α به دست می‌آید. مقدار هم‌گامی فاز از رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود:

$$PLV = \left| \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \exp(j(\phi_\alpha[n] - \phi_\beta[n])) \right| \quad (۶)$$

۲-۴-۳- انتخاب ویژگی

مسئله‌ی انتخاب ویژگی، یکی از مسائلی است که در مبحث یادگیری ماشین و هم‌چنین شناسایی آماری الگو مطرح است. این مساله در بسیاری از کاربردها، مانند طبقه‌بندی‌کننده، اهمیت به سزایی دارد، زیرا در این کاربردها تعداد زیادی ویژگی وجود دارد که بسیاری از آن‌ها یا بدون استفاده هستند و یا این‌که بار اطلاعاتی چندانی ندارند. انتخاب ویژگی به معنای پیدا کردن یک زیر مجموعه با حداقل اندازه‌ی ممکن برای ویژگی‌ها است که برای هدف مورد نظر، اطلاعات لازم و کافی را در بر داشته باشد. توزیع ویژگی‌هایی که انتخاب می‌شوند، بایستی تا حد امکان به توزیع کلاس اصلی با توجه به تمام مقادیر ویژگی‌های انتخاب شده نزدیک باشد [۲۰-۲۲]. روش‌های مختلف انتخاب ویژگی وجود دارد که در این‌جا ما از روش آزمون T استفاده کردیم. این آزمون یکی از روش‌های موثر انتخاب ویژگی است. با استفاده از این روش، تعداد ویژگی‌های اصلی، ۳۲۴۰۰، و تعداد ویژگی‌های کاهش‌یافته که بیشترین دقت کلاس‌بندی به وسیله‌ی آن است، برابر ۵۶ می‌باشد.

۲-۴-۴- طبقه‌بندی

در این مقاله، هدف، بررسی و طبقه‌بندی این حالات با استفاده از طبقه‌بندهایی است که با استفاده از بردارهای ویژگی، توابع تصمیم را یافته و فضای ویژگی را به نواحی مختلفی که هر یک از آن‌ها متعلق به یک کلاس خاص است، تقسیم کند. در این مرحله، باید سیستمی وجود داشته باشد که ویژگی‌های استخراج شده را به عنوان ورودی دریافت کرده و دسته‌ی

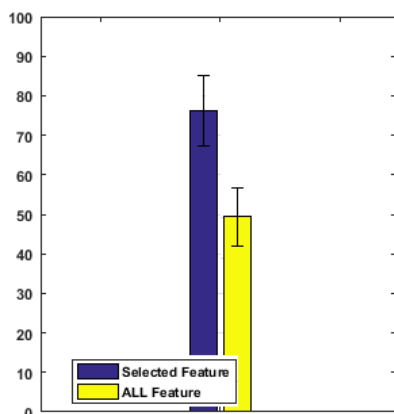
^۳ Support Vector Machine (SVM)

^۴ Supervised Learning

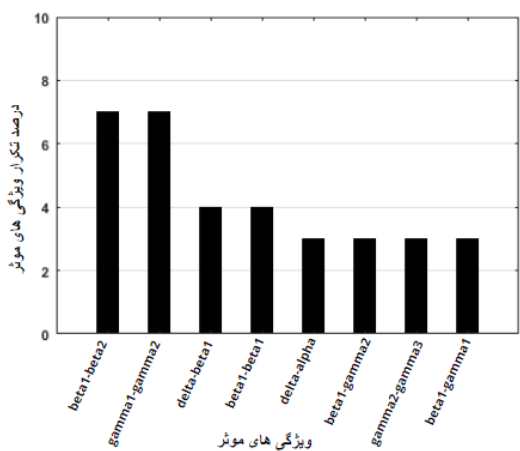
^۱ Phase Locking Value (PLV)

^۲ Lachaux et al.

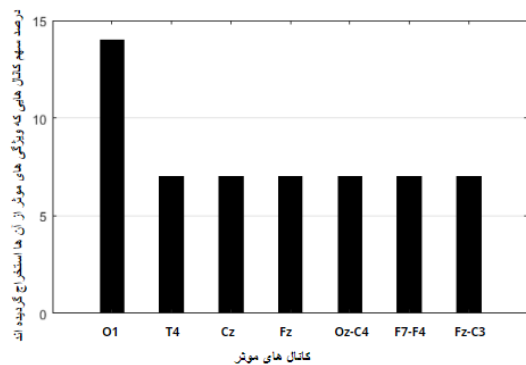
آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، ویژگی‌های موثر، بیشتر از ناحیه‌ی پس سری و جلویی به دست آمده است. در چهار ستون اول، که تنها نام یک کانال نوشته شده است، پرتکرارترین ویژگی‌ها از کانال مذکور، و در سه ستون بعدی که نام دو کانال نوشته شده است، پرتکرارترین ویژگی‌ها مربوط به قفل‌شدگی فاز دو سیگنال بوده که از کانال‌های ذکر شده استخراج گردیده‌اند.



شکل (۳) - شاخص دقت کلاس‌بندی‌کننده براساس ویژگی هم‌گامی فاز، میله‌ی قرمز و آبی دقت کلاس‌بندی‌کننده را به ترتیب قبل و بعد از انتخاب ویژگی نشان می‌دهد



شکل (۴) - درصد تکرار ویژگی‌های موثر در بین سایر ویژگی‌ها



شکل (۵) - درصد مشارکت کانال‌هایی که ویژگی‌های موثر از آن‌ها انتخاب شده‌اند

جدول (۱) - نتایج آزمون رفتاری در افراد شرکت‌کننده

افراد	درصد پاسخ گویی	میانگین زمان پاسخ (ثانیه)
۱	۸۵,۴۱	۰,۶۳
۲	۷۶,۰۵	۰,۴
۳	۸۵,۴۱	۰,۵۸
۴	۸۰,۲	۰,۸۱
۵	۸۰,۲	۰,۴۸
۶	۷۹,۱۶	۰,۴۷
۷	۷۰,۷	۰,۴۷
۸	۷۹,۱۶	۰,۴۷
۹	۶۱,۴۵	۰,۶۴
۱۰	۶۲,۵	۰,۵
۱۱	۷۹,۱۶	۰,۵۹
۱۲	۷۰,۸۳	۰,۴۲
۱۳	۸۰,۲	۰,۴۶
۱۴	۸۶,۴۵	۰,۴۵
۱۵	۸۰,۲	۰,۴۴
میانگین	۷۷,۱۳±۷,۶۳	۰,۵۲±۰,۱

سپس به پردازش سیگنال‌های مغزی پرداختیم. در پردازش سیگنال‌های مغزی، قسمت مهمی از کار به سه بخش استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی و جداسازی و طبقه‌بندی سیگنال‌ها بر پایه‌ی ویژگی‌های موثر انتخاب شده بر می‌گردد. بدین منظور، ابتدا با استفاده از روش قفل‌شدگی فاز، هم‌گامی فاز بین باندهای فرکانسی و کانال‌های مختلف را استخراج کرده، سپس با روش انتخاب ویژگی تعریف شده، ویژگی‌های اضافی را حذف کرده و با طبقه‌بندی‌کننده‌ی SVM نتایج را بررسی می‌کنیم. نتایج حاصل از طبقه‌بندی‌کننده‌ی ماشین بردار پشتیبان در شکل (۳) نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل مشخص است، بدون انتخاب ویژگی، دقت کلاس‌بندی نزدیک به سطح شانس است، در حالی که پس از انتخاب ویژگی با آزمون T، دقت کلاس‌بندی برابر با ۷۵ درصد به دست آمده است. همان‌گونه که پیش‌تر توضیح داده شد، هم‌گامی فاز بین باندهای فرکانسی مختلف و الکترودهای مختلف، محاسبه شده است. در شکل‌های (۴) و (۵)، درصد تکرار ویژگی‌ها بین باندهای فرکانسی مختلف و درون و بین الکترودها دیده می‌شود. همان‌طور که در شکل‌ها مشاهده می‌شود، بیشترین ویژگی‌ها بین باندهای فرکانسی بتا ۱ و بتا ۲، باندهای فرکانسی گاما ۱ و گاما ۲ و داخل کانال O1 واقع در ناحیه‌ی پس سری به دست می‌آید که ناحیه‌ای است که پردازش بینایی در آن انجام می‌گیرد و پس از آن، به ترتیب در داخل کانال‌های T4، Cz، Fz و بین کانال‌های Oz-C4، F4-F7 و F3-Cz به دست

۴- نتیجه گیری

در این مقاله، به پردازش سیگنال‌های مغزی در آزمایش تمایز رنگ پرداخته شده است. سیگنال‌ها به صورت آفلاین و از ۱۵ کاربر هنگام آزمایش ثبت شده است. جهت پردازش، پس از حذف آرتیفکت‌ها، ویژگی‌های مناسب، با هم‌گامی بین باندهای مختلف فرکانسی سیگنال EEG، شامل باندهای دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما استخراج شد. در این مطالعه، ما برای رمزگشایی دو حالت مختلف در آزمایش بینایی تفکیک رنگ، که تاکنون بسیار کم مورد توجه قرار گرفته است، از روش هم‌گامی فاز استفاده کرده‌ایم. محاسبه‌ی هم‌گامی فاز با روش قفل‌شدگی فاز انجام شد، و این معیار برای رمزگشایی در آزمایش تمایز رنگ مورد استفاده قرار گرفت. از این معیار به عنوان ویژگی برای ورودی کلاس‌بندی‌کننده بهره جست‌ه‌ایم. همان‌طور که در نتایج دیده می‌شود، با استفاده از این ویژگی، دقت کلاس‌بندی‌کننده به صورت معناداری از سطح شانسی فاصله دارد. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که این معیار می‌تواند در رمزگشایی حالات مختلف آزمایش توجه به ویژگی رنگ، موثر باشند. پس از به دست آوردن ویژگی‌های به دست آمده بین باندهای فرکانسی و کانال‌های مختلف، توسط معیار انتخاب ویژگی T-test، ویژگی‌های مفید انتخاب گردیده و به عنوان ورودی کلاسیفایر استفاده می‌شود. استفاده از کلاسیفایر SVM نشان می‌دهد که در آزمایش تمایز رنگ، دقت کلاس‌بندی ۷۵ درصد به دست می‌آید. علاوه بر این، همان‌گونه که در شکل‌ها مشخص است، نواحی پس سری و جلویی و باندهای بتا ۱-بتا ۲ و گاما ۱-گاما ۲ بیشترین مشارکت را در انتخاب موثرترین ویژگی‌ها داشته‌اند.

۵- مراجع

- [6] Doesburg, S.M., et al., Large-scale gamma-band phase synchronization and selective attention. *Cerebral cortex*, 2007. 18(2): p. 386-396.
- [7] Klimesch, W., et al., A short review of slow phase synchronization and memory: evidence for control processes in different memory systems? *Brain research*, 2008. 1235: p. 31-44.
- [8] Fell, J. and N. Axmacher, The role of phase synchronization in memory processes. *Nature reviews neuroscience*, 2011. 12(2): p. 105.
- [9] Fries, P., et al., Modulation of oscillatory neuronal synchronization by selective visual attention. *Science*, 2001. 291(5508): p. 1560-1563.
- [10] Ward, L.M., Synchronous neural oscillations and cognitive processes. *Trends in cognitive sciences*, 2003. 7(12): p. 553-559.
- [11] Lachaux, J.-P., et al., Measuring phase synchrony in brain signals. *Human brain mapping*, 1999. 8(4): p. 194-208.
- [12] Voytek, B. and R.T. Knight, Prefrontal cortex and basal ganglia contributions to visual working memory. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2010. 107(42): p. 18167-18172.
- [13] Repovs, G. Dealing with noise in EEG recording and data analysis. in *Informatika Medica Slovenica*. 2010.
- [14] Jung, T.-P., et al. Removing electroencephalographic artifacts: comparison between ICA and PCA. in *Neural Networks for Signal Processing VIII*, 1998. Proceedings of the 1998 IEEE Signal Processing Society Workshop. 1998. IEEE.
- [15] Guyon, I. and A. Elisseeff, An introduction to feature extraction. *Feature extraction*, 2006: p. 1-25.
- [16] Jafakesh, S., F.Z. Jahromy, and M.R. Daliri, Decoding of object categories from brain signals using cross frequency coupling methods. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2016. 27: p. 60-67.
- [17] Jirsa, V. and V. Müller, Cross-frequency coupling in real and virtual brain networks. *Frontiers in computational neuroscience*, 2013. 7.
- [18] Penny, W., et al., Testing for nested oscillation. *Journal of neuroscience methods*, 2008. 174(1): p. 50-61.
- [19] Papoulis, A., *Random Variables and Stochastic Processes*. 1985, McGraw-Hill, New York.
- [20] Bermingham, M.L., et al., Application of high-dimensional feature selection: evaluation for genomic prediction in man. *Scientific reports*, 2015. 5.
- [21] Guyon, I. and A. Elisseeff, An introduction to variable and feature selection. *Journal of machine learning research*, 2003. 3(Mar): p. 1157-1182.
- [22] James, G., et al., *An introduction to statistical learning*. Vol. 112. 2013: Springer.
- [23] Cortes, C. and V. Vapnik, Support-vector networks. *Machine learning*, 1995. 20(3): p. 273-297.
- [1] Canolty, R.T. and R.T. Knight, The functional role of cross-frequency coupling. *Trends in cognitive sciences*, 2010. 14(11): p. 506-515.
- [2] Behroozi, M., M.R. Daliri, and B. Shekarchi, EEG phase patterns reflect the representation of semantic categories of objects. *Medical & biological engineering & computing*, 2016. 54(1): p. 205-221.
- [3] Sauseng, P., et al., Cross-frequency phase synchronization: a brain mechanism of memory matching and attention. *Neuroimage*, 2008. 40(1): p. 308-317.
- [4] Rosenblum, M.G., A.S. Pikovsky, and J. Kurths, Phase synchronization of chaotic oscillators. *Physical review letters*, 1996. 76(11): p. 1804.
- [5] Carrasco, M., Visual attention: The past 25 years. *Vision research*, 2011. 51(13): p. 1484-1525.