

Representation of Functional Connectivity of Brain Regions from EEG Signals for Investigating the Discrimination in Temporal Patterns of Visual Events

Taleei, Tahereh¹ / Motie Nasrabadi, Ali^{2*}

¹ - MSc, Biomedical Engineering Department, Electrical Engineering Faculty, Shahed University, Tehran, Iran

² - Professor, Biomedical Engineering Department, Electrical Engineering Faculty, Shahed University, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2022.546327.1747

Received: 9 January 2022

Revised: 5 April 2022

Accepted: 30 April 2022

KEYWORDS

EEG Signals
Time Perception
Functional Connectivity
Phase Lag Index

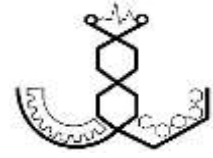
ABSTRACT

To interact with such an ever-changing environment in which we live, our brain requires to continuously generate and update expectations about relevant upcoming events and their estimation for the corresponding sensory and motor responses. The goal of this study is to investigate the connectivity in time perception in the two predictable and unpredictable conditions. The data needed for the study from EEG signals recorded from the existing database that included an experiment was conducted on 29 healthy subjects in the two predictable and unpredictable conditions and in 4 delays of 83, 150, 400, 800 ms for each person was done. To estimate the functional connectivity between brain regions, we used the phase lag index method. This method is used to detect time perception in two conditions, predictable and unpredictable events. Initially, by comparing the two conditions in 4 delays was shown that more of the differences were in the gamma, beta, and theta bands. Also, the significant difference between the delays in the predictable condition was greater than the unpredictable condition. Then, the difference between the two conditions in each delay was discussed. The results showed a significant difference in all delays. The alpha band in the unpredictable condition in 400-ms delay, the number of connectivity between occipital and temporal regions was increased and stronger, and also the mean of the unpredictable connectivity was higher than predictable condition. In the delta band for 150, 400 and 800-ms delays, there was connectivity between the central and frontal regions, whereas in 83-ms-delay there was stronger connectivity between the central and prefrontal regions. The right hemisphere of the prefrontal is important in time perception. At the longest delay (800 ms), in three bands, delta, theta, and beta, connectivity decreased in both conditions compared to the other delays.

*Corresponding Author

Address	Biomedical Engineering Department, Electrical Engineering Faculty, Shahed University, Tehran, Iran		
Postal Code	3319118651	Tel	+98-21-51212075
E-Mail	nasrabadi@shahed.ac.ir	Fax	+98-21-51212021





بازنمایی ارتباطات عمل‌کردی نواحی مغزی از روی سیگنال EEG برای بررسی تمایز در الگوهای زمانی رویدادهای تصویری

طالعی، طاهره^۱ / مطیع نصرآبادی، علی^{۲*}

^۱ - کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

^۲ - استاد، گروه مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.546327.1747

پذیرش: ۱۰ اردیبهشت ۱۴۰۱

بازنگری: ۱۶ فروردین ۱۴۰۱

ثبت در سامانه: ۱۹ دی ۱۴۰۰

چکیده

واژه‌های کلیدی

برای برقراری ارتباط با محیط زندگی که همیشه در حال تغییر است، مغز مدام به تولید و به‌روزرسانی انتظارات مربوط به رویدادهای پیش‌رو و تخمین آن برای پاسخ‌های حسی و حرکتی عصبی متناظر با آن نیاز دارد. هدف از این مطالعه بررسی ارتباطات در درک زمان در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی است. داده‌های مورد استفاده در این پژوهش، سیگنال‌های EEG ثبت شده از پایگاه داده‌ی موجود شامل آزمایشی روی ۲۹ فرد سالم در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی و در چهار تاخیر ۸۳، ۱۵۰، ۴۰۰، ۸۰۰ میلی‌ثانیه برای هر فرد می‌باشد. به منظور تخمین ارتباط عمل‌کردی از روی سیگنال‌های مغزی از روش شاخص تاخیر فاز (PLI) استفاده شده است. این روش برای آشکارسازی درک زمان در دو حالت رویدادهای قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی مورد استفاده قرار گرفته است. ابتدا به مقایسه‌ی چهار تاخیر در هر حالت پرداخته شده و نشان داده شده که بیش‌تر تمایز در باندهای گاما، بتا و تتا بوده است. همچنین تفاوت معنادار بین تاخیرها در حالت قابل پیش‌بینی نسبت به حالت غیرقابل پیش‌بینی بیش‌تر بوده است. سپس به بررسی اختلافات بین دو حالت در هر تاخیر پرداخته شده که نتایج نشان دهنده‌ی اختلاف معنادار در تمام تاخیرها بوده است. باند آلفا در حالت غیرقابل پیش‌بینی در تاخیر ۴۰۰ میلی‌ثانیه تعداد ارتباطات بین نواحی پس‌سری و گیج‌گاهی بیش‌تر و قوی‌تر شده و هم‌چنین میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی بیش‌تر بوده است. باند دلتا در تاخیرهای ۱۵۰، ۴۰۰ و ۸۰۰ میلی‌ثانیه ارتباط بین نواحی مرکزی و پیشانی وجود داشته در حالی که در تاخیر ۸۳ میلی‌ثانیه ارتباط قوی بین نواحی مرکزی و جلوییشانی بوده است. نیم‌کره‌ی راست جلوییشانی در درک زمان مهم است. در طولانی‌ترین تاخیر (۸۰۰ میلی‌ثانیه) ارتباطات باندهای دلتا، تتا و بتا در هر دو حالت نسبت به سایر تاخیرها کاهش یافته است.

سیگنال الکتروانسفالوگرام
درک زمان
ارتباط عمل‌کردی
شاخص تاخیر فاز (PLI)

*نویسنده‌ی مسئول

گروه مهندسی پزشکی، دانشکده‌ی مهندسی برق، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۵۱۲۱۲۰۷۵

۳۳۱۹۱۱۸۶۵۱

دورنگار ۹۸-۲۱-۵۱۲۱۲۰۲۱

nasrabadi@shahed.ac.ir

نشانی

کد پستی

پست الکترونیک



۱- مقدمه

مغز انسان را می‌توان به عنوان ساختاری پیچیده با تعداد زیادی شبکه که در تعامل هستند در نظر گرفت. از آن‌جا که مغز یک سیستم یک‌پارچه است، انجام یک عمل کرد مشخص در مغز نه تنها ناشی از فعالیت مجزای نواحی نیست بلکه فعالیت آن بدون تعامل و ارتباط اجزای سازنده‌ی آن میسر نمی‌باشد. بنابراین برای درک کامل فعالیت مغز، بررسی ارتباط و تعامل نواحی سازنده‌ی آن بسیار حائز اهمیت است. بررسی تعاملات مغزی در سطوح مختلفی انجام می‌شود. با توجه به این که مغز فعالیت‌های خود را با سرعت زیادی انجام می‌دهد، اگرچه اتصالات فیزیکی بین نواحی ممکن است در حد چندین ثانیه پایدار باشد، اما ارتباط بین فعالیت نواحی (ارتباطات عمل‌کردی) می‌تواند در مقیاس‌های زمانی کوچک و در حد چند میلی‌ثانیه متغیر باشد. در این پژوهش از سیگنال الکتروانسفالوگرافی^۱ (EEG) که برای ثبت فعالیت الکتریکی مغز به کار می‌رود [۱] استفاده شده است. سیگنال EEG نشان دهنده‌ی اندازه‌گیری تقریبی فعالیت پس‌سیناپسی سلول‌های هرمی با رزولوشن زمانی در حد میلی‌ثانیه برای توصیف دینامیک فعالیت مغز است [۲]. بنابراین استفاده از EEG به دلیل رزولوشن زمانی بالای آن می‌تواند در بررسی ارتباطات عمل‌کردی بین نواحی مفید باشد. در مطالعات برای بررسی ارتباطات عمل‌کردی از تخمین‌گرهای همبستگی متقابل، همدوسی^۲، همدوسی جزئی^۳، اطلاعات متقابل^۴، اطلاعات متقابل جزئی^۵، مقدار قفل شدگی فاز^۶، تاخیر فاز موهومی کوهرنسی^۷، شاخص تاخیر فاز^۸، شاخص تاخیر فاز وزن‌دار^۹ و غیره [۳-۵] استفاده شده است.

کلمه‌ی زمان به عنوان یک جز کمی از اندازه‌گیری‌های گوناگون از وقایع متوالی برای مقایسه‌ی طول مدت رویداد یا فاصله‌ی بین آن‌ها تعریف می‌شود [۶]. دیدگاه سنت آگوستین هیپو^{۱۰} در مورد زمان مورد علاقه‌ی دانشمندان علوم اعصاب شناختی بوده که بر اساس آن طبیعت زمان ترکیبی از مفاهیم ذهنی توأمان و دور از هم است مانند گذشته که توسط خاطرات، زمان حال توسط توجه و زمان آینده توسط پیش‌بینی بازشناسی می‌شود [۷]. برای تعامل با تغییرات محیطی که در آن زندگی می‌کنیم، مغز پیوسته نیازمند تولید و به‌روزرسانی پیش‌بینی مربوط به وقایع پیش‌رو است [۸]. در واقع ظرفیت پیش‌بینی

زمان‌بندی رویدادها در محیط به انسان این امکان را می‌دهد که فرایندهای لازم برای درک و اقدام مناسب را تخصیص دهد [۹]. هم‌چنین برای ارتباط با محیط پیرامون، مغز به تشخیص زمان وقایع و استفاده از تخمین آن برای تنظیم پاسخ‌های حسی حرکتی متناظر نیاز دارد، با این حال مشخص نیست که مغز چگونه زمان را پردازش می‌کند. هم‌چنین به خوبی نشان داده شده است که مفهوم زمانی با پردازش‌های ادراکی همبستگی دارد [۱۰-۱۲].

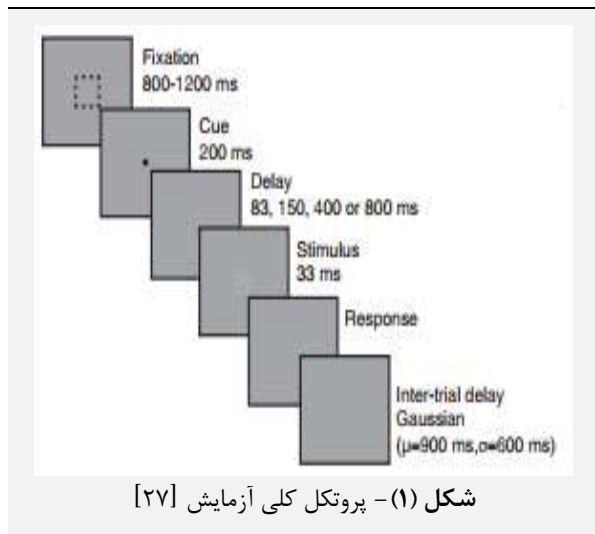
زمان‌بندی منظم تنها الگوی زمانی نیست که مغز قادر به شناختن آن است. در مطالعات اخیر روی انسان و پستان‌داران اولیه به بررسی ظرفیت مغز برای شناسایی بیش‌تر توزیع‌های پیچیده‌تر از فواصل زمانی پرداخته شده است [۱۳، ۱۴]. برای یافتن این که چگونه مغز در زمان‌های مختلف فعالیت کرده و از آن برای تعاملات بیرونی استفاده می‌کند، به شناسایی ناحیه‌ها و مکانیسم‌های درگیر در فرایند زمان نیاز است. واضح است که مغز نباید فقط از یک مکانیسم یا یک ناحیه‌ی مشخص برای تمام محدوده‌های زمانی مختلف استفاده کند. اگرچه ساعت درونی که زمان را در قالب ۲۴ ساعت ادراک می‌کند سیستمی شناخته شده است [۱۵]، اما مکانیسم‌های عصبی زیر میلی‌ثانیه تا ثانیه که به عنوان فواصل زمانی هستند هنوز قابل درک نمی‌باشند [۱۶].

تغییرات فعالیت سلولی مرتبط با پردازش زمانی در رفتار میمون‌ها در مخچه [۱۷]، تالاموس [۱۸]، قشر آهیانه‌ای خلفی [۱۹]، قشر جلوپیشانی [۲۰-۲۳] و قشر حرکتی [۲۴] مشاهده شده است. هم‌چنین اختلالات عصبی در نهایت عمل‌کرد قشر مغز را تغییر می‌دهد که ممکن است منبع سایر اختلالات زمان‌بندی، در بیماری پارکینسون^{۱۱} و اوایل بیماری هانتینگتون^{۱۲} باشد. در واقع آسیب به نیم‌کره‌ی راست جلوی پیشانی و قشر آهیانه‌ای تحتانی درک زمان را مختل می‌کند [۲۵]. یافته‌ها نشان می‌دهد که نواحی پیشانی آهیانه‌ای ممکن است توجه و حافظه را کنترل کنند که با فرایندهای زمان‌سنجی در تعامل می‌باشند [۲۶].

در مطالعه‌ی [۲۷] به منظور پاسخ به این سوال که آیا پیش‌بینی زمان تحریک، دقت تمایز حسی را مدوله می‌کند و این که زمان بین نشانه و تحریک در این مدولاسیون تاثیر دارد یا خیر،

^۱ Imaginary Phase Delay Coherence^۲ Phase Lag Index^۳ Weighted Phase Lag Index^۴ St. Augustine of Hippo^۵ Parkinson's Disease^۶ Huntington's Disease^۱ Electroencephalography^۲ Coherence^۳ Partial Coherence^۴ Mutual Information^۵ Partial Mutual Information^۶ Phase Locking Value

میانگین ۹۰۰ میلی‌ثانیه و واریانس ۶۰۰ میلی‌ثانیه به دست آمده، قرار داده شده است.



همان‌طور که اشاره شد قبل از نمایش تحریک، تاخیری قرار داده شده که با این پارامتر آزمایش به دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی تبدیل شده است. هر بلوک قابل پیش‌بینی یا غیرقابل پیش‌بینی شامل ۴۸ آزمایش^۴ است. در حالت قابل پیش‌بینی در هر آزمایش فقط یکی از اعداد ۸۳، ۱۵۰، ۴۰۰ یا ۸۰۰ میلی‌ثانیه به عنوان تاخیر محسوب شده به طوری که با هر بار انجام این آزمایش فقط یکی از تاخیرها بین نشانه و تحریک برای تمام آزمایش‌ها ظاهر شده اما در حالت غیرقابل پیش‌بینی در هر آزمایش تاخیر به صورت تصادفی از بین چهار تاخیر ۸۳، ۱۵۰، ۴۰۰ یا ۸۰۰ میلی‌ثانیه انتخاب شده است. این تاخیرها به صورتی انتخاب شده است که هیچ کدام ضربی از دیگری نباشد تا باعث ایجاد هارمونیک در ریتم خاصی نشود. همچنین برای انتخاب این تاخیرها به زمان هر فریم مانیتور (فرکانس ۶۰ هرتز) توجه شده است تا ضریب صحیحی از آن باشد. سیگنال با هدف بررسی ادراک زمان در انسان و نقش نوسانات مغزی در پردازش اطلاعات زمان‌بندی ثبت شده است. در آن مطالعه به این نتیجه رسیدند که اثر پیش‌بینی زمانی در توان آلفا در طولانی‌ترین دوره‌ی تاخیر (۸۰۰ میلی‌ثانیه) وجود دارد. در آزمایش‌های آن‌ها مشاهده شد که پس از نمایش نشانه، توان آلفا در حالت قابل پیش‌بینی (از ۱۷۲ تا ۳۷۳ میلی‌ثانیه پس از نشانه) نسبت به حالت غیرقابل پیش‌بینی کاهش یافته، در حالی که پیش از نمایش تحریک، توان آلفا در حالت قابل پیش‌بینی (۳۰۵ میلی‌ثانیه پیش از تحریک) نسبت به حالت غیرقابل پیش‌بینی افزایش یافته است. تنها در طولانی‌ترین تاخیر (۸۰۰

سیگنال‌های EEG در بلوک‌های قابل پیش‌بینی با محرک‌های ارائه شده پس از یک تاخیر ثابت نسبت به نشانه، و در بلوک‌های غیرقابل پیش‌بینی با محرک‌های ارائه شده پس از دنباله‌ی تاخیرهای متغیر (۸۳، ۱۵۰، ۴۰۰ و ۸۰۰ میلی‌ثانیه) نسبت به نشانه‌ی بصری ثبت شده است. اثر پیش‌بینی‌پذیری روی رفتار در توان آلفا، قبل از تحریک^۱ در محل‌های آهیانه‌ای-پس‌سری^۲ تنها در طولانی‌ترین دوره‌ی تاخیر (۸۰۰ میلی‌ثانیه) مشاهده شده است. در واقع در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه بین دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی، اختلاف معنادار و بهبود در عمل‌کرد در حالت قابل پیش‌بینی مشاهده شده است. برای شناخت بهتر پردازش زمان در مغز، در این پژوهش از ارتباطات عمل‌کردی برای پردازش زمان در نواحی مختلف مغزی (توسط سیگنال EEG) استفاده شده و از شاخص تاخیر فاز (PLI) برای محاسبه‌ی ارتباطات بهره گرفته شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- معرفی دادگان

در این پژوهش از داده‌های ثبت شده در مقاله‌ی [۲۷] استفاده شده است. در این آزمایش ثبت با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز با ۶۴ الکتروود AG/AGCL با مرجع استخوان ماستوئید^۳ در پشت گوش انجام شده و امپدانس کانال‌ها زیر ۶ کیلو اهم نگه داشته شده است.

آزمایش روی ۲۹ مرد سالم با بینایی سالم انجام شده است (راست دست با میانگین سنی ۲۴ سال). پروتکل آزمایش توسط کمیته‌ی اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و انجمن فیزیولوژی و فارماکولوژی ایران تایید شده است. در این آزمایش از صفحه‌ی نمایش ۲۴ اینچ با رزولوشن تصویر ۱۹۲۰×۱۰۲۴ پیکسل استفاده شده است.

در شکل (۱) پروتکل کلی آزمایش نشان داده شده است. در ابتدا برای ثابت شدن و تمرکز فرد، شکل اول ظاهر شده سپس نشانه‌ای به مدت ۲۰۰ میلی‌ثانیه نمایش داده شده و پس از نمایش نشانه تاخیر قرار داده شده است. سپس یک تحریک شکلی با چرخش به صورت ساعت‌گرد یا پادساعت‌گرد ظاهر شده و فرد مورد آزمایش در زمان پاسخ باید طبق نوع چرخش به ترتیب کلید راست یا چپ را فشار دهد. پس از آن به دلیل این که آزمایش با یک آزمایش ریتمیک متفاوت باشد (زیرا در آزمایش ریتمیک فرکانس تحریک روی مغز ظاهر می‌شود) تاخیری که زمان آن به صورت تصادفی از یک توزیع گوسی با

^۳ Mastoid

^۴ Trial

^۱ Prestimulus

^۲ Parieto-Occipital

۲-۳- تخمین ارتباط

در مطالعه‌ی حاضر از PLI (یکی از زیرمجموعه‌های شاخص هم‌زمانی فاز^۵) برای بررسی ارتباطات عمل‌کردی مغز استفاده شده است. هم‌زمانی فاز^۶ به وضعیتی که فاز دو نوسان‌ساز کوپل شده هم‌زمان است حتی با وجود این که دامنه‌ی آن‌ها غیرهمبسته باشد، اشاره دارد [۲۸]. مبانی و تئوری این روش در ادامه مورد بررسی قرار گرفته است.

۲-۳-۱- شاخص تاخیر فاز

تخمین‌گر ارتباط عمل‌کردی شاخص تاخیر فاز (PLI) مطابق رابطه‌ی (۱) تعریف شده که از لحاظ تئوری، مقاوم به آرتیفکت هدایت حجمی است [۲۹].

$$PLI = |\langle \text{sign}(\Delta\Phi(t_k)) \rangle| \quad (1)$$

در این رابطه sign تابع علامت، Φ_x و Φ_y فاز لحظه‌ای دو سیگنال درگیر، $\Delta\Phi = \Phi_x - \Phi_y$ ، گام‌های زمان گسسته t_k و $k=1 \dots N$ و N تعداد نمونه‌ها است. هم‌چنین $0 \leq PLI \leq 1$ و PLI یک روش اندازه‌گیری وابستگی آماری بین سری‌های زمانی است که قدرت اتصال را نشان می‌دهد. از این روش به دلیل این که نسبت به هدایت حجمی و منابع مشترک حساسیت کم‌تری دارد استفاده شده است [۳۰].

در این پژوهش ارتباط عمل‌کردی مربوط به هر ۲۹ نفر در باند فرکانسی دلتا (۱-۴ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۸-۱۳ هرتز)، بتا (۱۳-۳۰ هرتز) و گاما (۳۰-۴۹ هرتز) تخمین زده شده است. نتایج به دست آمده به صورت ۴۰ ماتریس متقارن 19×19 است که سطرها و ستون‌های آن مرتبط با کانال‌های استفاده شده در این تحقیق می‌باشد. هر درایه‌ی ماتریس نشان دهنده‌ی ارتباط بین دو کانال ثبت شده است. درایه‌های ماتریس نسبت به قطر اصلی متقارن است چون در ارتباطات عمل‌کردی جهت مهم نبوده و در نتیجه در هر ماتریس تعداد حالت‌های متفاوت برابر با مقدار زیر خواهد بود.

$$\frac{N \times (N - 1)}{2} = \frac{18 \times 19}{2} = 171$$

ارتباطات از میانگین مقادیر PLI محاسبه شده و به طور مشابه ماتریس ارتباطات در هر دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی برای تمام تاخیرها به دست آمده است.

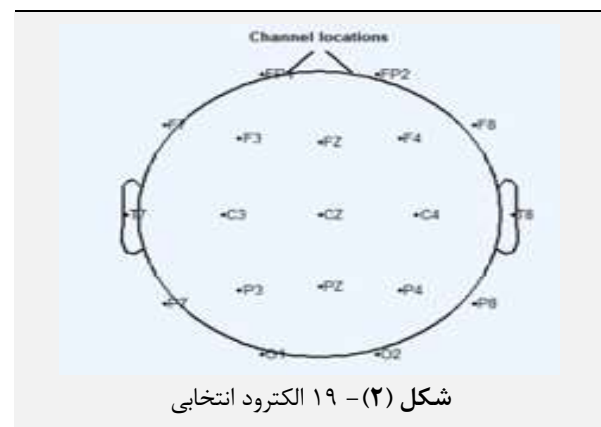
میلی‌ثانیه) بین دو حالت، اختلاف معنادار مشاهده شده و در این تاخیر در حالت قابل پیش‌بینی بهبود در عمل‌کرد مشاهده شده است [۲۷].

۲-۲- پیش‌پردازش

پردازش‌ها در نرم‌افزار Matlab و جعبه‌ابزار EEGLAB انجام شده است. ابتدا سیگنال‌های ثبت شده با موقعیت مکانی در سر فراخوانی شده و DC تمام آن‌ها حذف شده است (با استفاده از حذف Base Line). سپس برای حذف دریفته‌ها و آرتیفکت فرکانس‌های خیلی پایین که دامنه و توان خیلی بالاتری در مقایسه با EEG دارند، از یک فیلتر بالاگذر با فرکانس قطع ۰/۵ هرتز استفاده شده است.

پس از فیلتر کردن، بررسی چشمی روی سیگنال انجام شده و کانال‌های خراب با استفاده از سیگنال‌های سالم کانال‌های مجاور درون‌یابی^۱ شده است. پس از تمیز کردن نسبی و چشمی داده‌ها، مرجع کانال‌ها به مرجع متوسط^۲ تغییر داده شده است. هدف از این کار حذف نویز مشترکی است که در تمام کانال‌ها وجود دارد. سپس برای تمیز کردن بیشتر، الگوریتم منابع آنالیز اجزای مستقل (ICA) روی سیگنال‌ها اجرا شده و پس از آن آرتیفکت‌های مربوط به پلک زدن^۳ یا حرکت چشم و گردن و غیره حذف شده است.

از ۶۲ الکتروود باقی‌مانده، ۱۹ الکتروود استاندارد ۲۰-۱۰ (شکل ۲) برای انجام تجزیه و تحلیل انتخاب شده است که به صورت بالینی قابل ثبت بوده و کل مغز را پوشش می‌دهند.



پس از انتخاب الکتروودها، قطعه‌بندی^۴ طبق زمان‌بندی انجام شده در مرجع [۲۷] صورت گرفته، به طوری که ۵۰۰ میلی‌ثانیه پیش از شروع نشانه تا ۵۰۰ میلی‌ثانیه پس از تحریک انتخاب شده است.

^۱ Epoch

^۵ Phase Synchronization Index (PSI)

^۶ Phase Synchronization

^۱ Interpolate

^۲ Average Reference

^۳ Blinking

این که آیا در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی در هر تاخیر اختلاف معناداری وجود دارد یا خیر، به مقایسه‌ی حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی در هر تاخیر پرداخته شده که برای بررسی این موضوع از آزمون t با نمونه‌های جفت شده استفاده شده است.

۳- یافته‌ها و بحث

در این آنالیز از اطلاعات ۲۹ فرد استفاده شده و تمام داده‌ها در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی مورد بررسی قرار گرفته است تا به تحلیل بیشتر و بهتر از تاخیرهای داده شده، مرتبط با ارتباطات مغزی پرداخته شود.

۳-۱- مقایسه‌ی تحریک با شکل ساعت‌گرد و پادساعت‌گرد

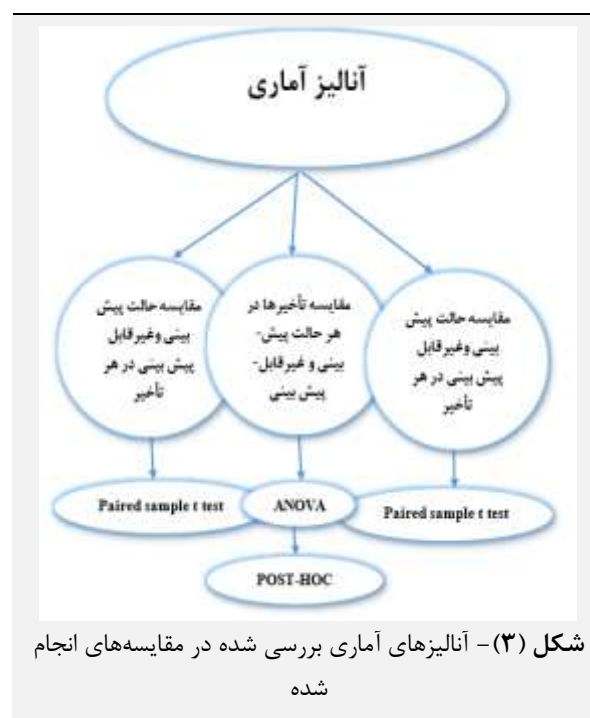
در این قسمت از آزمون t با نمونه‌های جفت شده استفاده شده و در نتیجه برای هر تاخیر یک آزمون برای تحریک شکل ساعت‌گرد و پادساعت‌گرد انجام شده است. این آزمون برای تمام تاخیرها در تمام باندهای فرکانسی محاسبه شده است. در نتایج این آزمون هیچ اختلاف معناداری مشاهده نشده است. با توجه به داده‌های اخذ شده و بررسی جواب‌ها، مشاهده شده که تقریباً ۸۳ درصد جواب‌های داده شده به ساعت‌گرد و پادساعت‌گرد بودن تحریک، درست بوده است.

۳-۲- مقایسه‌ی تاخیرها در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی

در این قسمت به بررسی تفاوت‌های معنادار بین تاخیرهای متفاوت در هر حالت جداگانه پرداخته شده است. برای این امر از تست آماری ANOVA استفاده شده که اختلافات معنادار در بین تاخیرها در هر دو حالت مشاهده شده است. در جدول‌های (۱) و (۲) تعداد ارتباطات دارای اختلاف معنادار نشان داده شده که طبق آن بیش‌ترین اختلافات در باندهای بتا، تتا و گاما بوده که در باند بتا و تتا در تاخیر ۸۳ میلی‌ثانیه با ۸۰۰ میلی‌ثانیه اختلافات بسیار قابل ملاحظه است. این اختلافات در باند دلتا کم بوده و در باند آلفا بسیار اندک است. این اختلافات در هر دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی مشاهده شده اما تعداد اختلافات در حالت قابل پیش‌بینی از حالت غیرقابل پیش‌بینی بیشتر است. در ادامه توضیحاتی در ارتباط با تفاوت هر کدام از تاخیرها با یک‌دیگر در ۵ باند ارائه شده است.

۳-۲- آنالیز آماری داده‌ها

پس از پیش‌پردازش‌های لازم روی داده‌ها و تخمین تمامی ارتباطات بین کانال‌های مغزی، بررسی آزمون‌های آماری انجام شده صورت گرفته است. آنالیزهای آماری بررسی شده در مقایسه‌های انجام شده در شکل (۳) ارائه شده است.



در این تحقیق از نرم‌افزار SPSS24 برای انجام آنالیزهای آماری استفاده شده است. ابتدا با آزمون کولموگوروف-اسمیرنوف^۱ با $P\text{-Value} \geq 0.05$ ، از نرمال بودن داده‌ها اطمینان حاصل شده است. در اولین گام برای مشخص شدن این که آیا بین تحریک ساعت‌گرد و پادساعت‌گرد در هر یک از چهار تاخیر تفاوتی وجود دارد یا خیر، به مقایسه‌ی تحریک با شکل ساعت‌گرد و پادساعت‌گرد پرداخته شده است. بدین منظور از آزمون t با نمونه‌های جفت شده^۲ (قرارگیری فرد در دو وضعیت متفاوت) استفاده شده است. سپس برای مشخص شدن این که آیا تفاوتی بین تاخیرهای متفاوت در هر حالت به صورت مجزا وجود دارد یا خیر، به مقایسه‌ی تاخیرها در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی پرداخته شده است. برای بررسی این موضوع از آنالیز واریانس یک‌طرفه (ANOVA) در بین چهار تاخیر استفاده شده است. برای اطمینان از تفاوت‌های معنادار به دست آمده، از آزمون FDR^۳ [۳۱] استفاده شده که نتایج ANOVA تایید کرده و برای پیدا کردن تفاوت درون‌گروهی از آزمون POST-HOC استفاده شده است. در انتها برای مشخص شدن

^۱ False Discovery Rate

^۱ Kolmogorov-Smirnov

^۲ Paired Sample T Test

در باند آلفا تفاوت معنادار خیلی کمی بین تاخیرها وجود داشته که در حالت قابل پیش‌بینی دو اختلاف معنادار در ۸۳ با ۱۵۰ میلی‌ثانیه دیده شده که یک ارتباط بین نواحی جلوسر و یک ارتباط بین ناحیه‌ی آهیانه‌ای و پیشانی است. در حالت غیرقابل پیش‌بینی نیز یک ارتباط با اختلاف معنادار بین ۸۳ با ۱۵۰ میلی‌ثانیه دیده شده که بین ناحیه‌ی آهیانه‌ای و پیشانی است. در باند بتا در هر دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی بیش‌ترین اختلافات معنادار در تاخیرهای بین ۸۳ با ۸۰۰ و ۱۵۰ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه مشاهده شده است. در حالت قابل پیش‌بینی ابتدا بیش‌ترین تاخیر بین ۸۳ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه بوده که در تمام سر مشاهده شده و پس از آن اختلافات بین ۱۵۰ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه بیشتر بوده که ابتدا بیش‌ترین ارتباطات در ناحیه‌ی آهیانه‌ای و پس از آن در ناحیه‌ی پیشانی بوده است. در باند گاما در حالت قابل پیش‌بینی بیش‌ترین اختلافات ابتدا بین ۸۳ با ۴۰۰ میلی‌ثانیه بوده که ارتباطات در تمام سر دیده شده و پس از آن بین ۸۳ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه بوده که بیش‌ترین ارتباطات ابتدا در ناحیه‌ی آهیانه‌ای و سپس در ناحیه‌ی پس‌سری مشاهده شده است. در حالت غیرقابل پیش‌بینی بین ۱۵۰ با ۴۰۰ میلی‌ثانیه اختلافات زیادی مشاهده شده که ارتباطات در ناحیه‌ی آهیانه‌ای بیشتر بوده است.

۳-۳- مقایسه‌ی حالت‌های قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی در هر تاخیر

در این بخش این موضوع که آیا در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی در هر تاخیر اختلاف معناداری وجود دارد یا خیر، مورد بررسی قرار گرفته است. برای نمایش نتایج، ابتدا این مقایسه در فرکانس ۱ تا ۴۰ هرتز انجام شده و شبکه‌ی ارتباطات در شکل‌های زیر ارائه شده است. سپس در هر باند به صورت جداگانه محاسبات انجام شده، شبکه‌ی ارتباطات در باند آلفا برای مقایسه با نتایج مقاله‌ی [۲۷] ارائه شده و نتایج سایر باندها و تحلیل آن‌ها نیز در ادامه آورده شده است. هم‌چنین بر اساس پیدا کردن لینک‌های پر قدرت در هر دو حالت، آستانه‌ای به صورت میانگین \pm انحراف معیار قرار داده شده است که اگر اختلاف از این آستانه بزرگ‌تر باشد نمایش داده شود و در غیر این صورت نمایش داده نشود (ضخامت خطوط، نشان دهنده‌ی قدرت ارتباط است). در ادامه در تمام باندها بین این دو حالت در هر تاخیر، اختلافات بررسی شده و نتایج ارائه شده است.

جدول (۱) - تعداد ارتباطات معنی‌دار ($P\text{-Value} \leq 0.01$) بین

تاخیرها در حالت قابل پیش‌بینی

تاخیرها	دلتا	تتا	آلفا	بتا	گاما
۱۵۰-۸۳	۰	۵	۲	۱	۰
۴۰۰-۸۳	۰	۳۰	۰	۱۴	۱۰۴
۸۰۰-۸۳	۱۰	۱۳۷	۰	۷۷	۶۷
۴۰۰-۱۵۰	۰	۵	۰	۵	۵۳
۸۰۰-۱۵۰	۱۶	۷۱	۰	۴۱	۲۲
۸۰۰-۴۰۰	۱۷	۶	۰	۵	۰

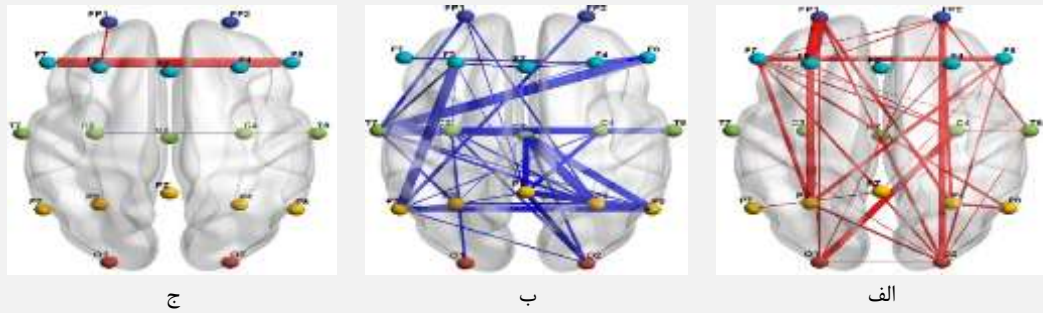
جدول (۲) - تعداد ارتباطات معنی‌دار ($P\text{-Value} \leq 0.01$) بین

تاخیرها در حالت غیرقابل پیش‌بینی

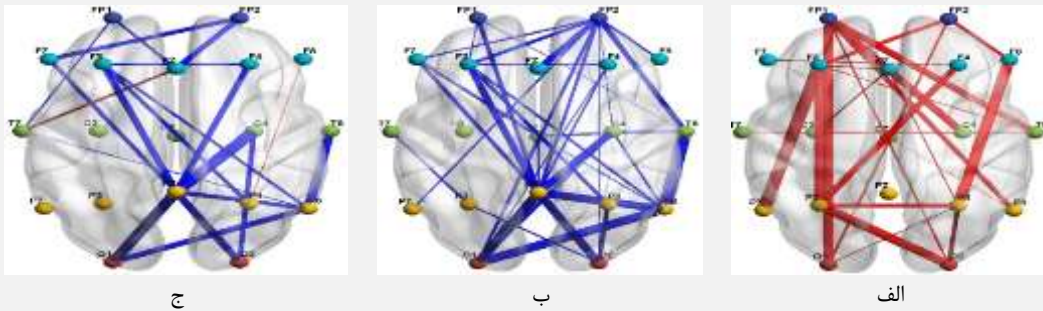
تاخیرها	دلتا	تتا	آلفا	بتا	گاما
۱۵۰-۸۳	۰	۰	۱	۱	۰
۴۰۰-۸۳	۰	۷	۰	۱	۲۶
۸۰۰-۸۳	۳	۴۱	۰	۲۳	۱۷
۴۰۰-۱۵۰	۰	۱	۰	۱	۳۴
۸۰۰-۱۵۰	۵	۱۵	۰	۱۱	۳۲
۸۰۰-۴۰۰	۱	۰	۰	۱	۰

مطابق جدول‌های (۱) و (۲) در باند دلتا در حالت قابل پیش‌بینی اختلافات در بین تاخیرهای ۸۳ با ۸۰۰، ۱۵۰ با ۸۰۰ و ۴۰۰ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه به ترتیب افزایش یافته است. در این حالت اختلافات بین دو تاخیر ۴۰۰ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه بسیار زیاد بوده که بیش‌ترین ارتباطات در ناحیه‌ی آهیانه‌ای است. در حالت غیرقابل پیش‌بینی بیش‌ترین اختلاف بین دو تاخیر ۱۵۰ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه بوده و در ناحیه‌ی پس‌سری ارتباطات بیش‌تری شکل گرفته است. اختلاف معنادار در این حالت نسبت به حالت قابل پیش‌بینی کم‌تر است.

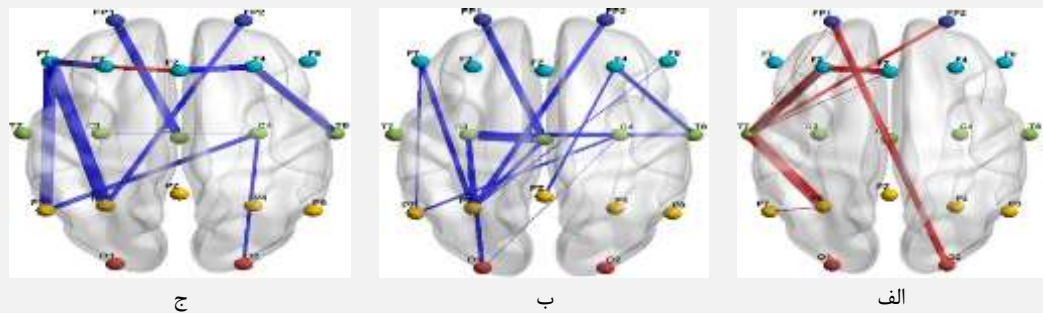
در باند تتا نیز در هر دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی بیش‌ترین ارتباطات در تفاوت‌های معنادار بین تاخیرهای ۸۳ با ۸۰۰، ۱۵۰ با ۸۰۰ و ۸۳ با ۴۰۰ میلی‌ثانیه دیده شده است. در حالت قابل پیش‌بینی بیش‌ترین ارتباطات ابتدا بین دو تاخیر ۸۳ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه در تمام سر مشاهده شده است. پس از آن اختلافات بین دو تاخیر ۱۵۰ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه بیشتر بوده که بیش‌تر ارتباطات در ناحیه‌ی آهیانه‌ای و سپس در ناحیه‌ی پس‌سری مشاهده شده است. در حالت غیرقابل پیش‌بینی بیش‌ترین اختلافات بین تاخیرهای ۸۳ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه بوده که بیش‌تر ارتباطات در ناحیه‌ی آهیانه‌ای و سپس پس‌سری مشاهده شده است.



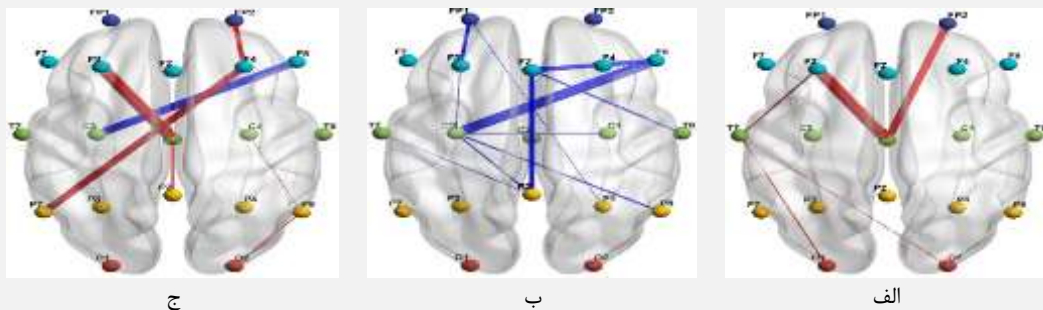
شکل (۴) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) در فرکانس ۱ تا ۴۰ هرتز برای تاخیر ۸۳ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباط غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)



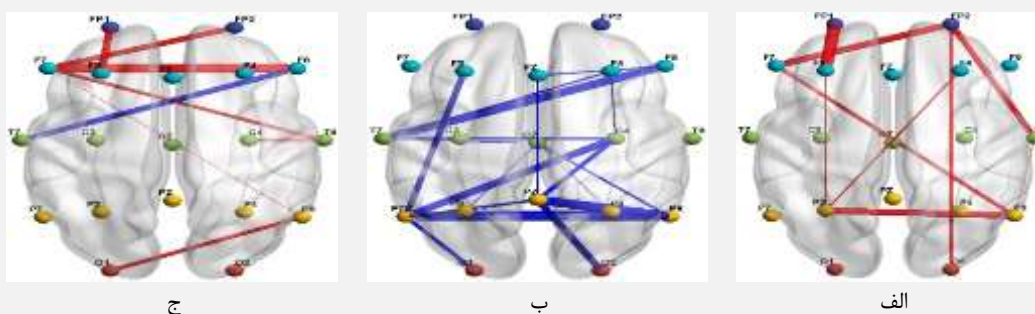
شکل (۵) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) در فرکانس ۱ تا ۴۰ هرتز برای تاخیر ۱۵۰ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)



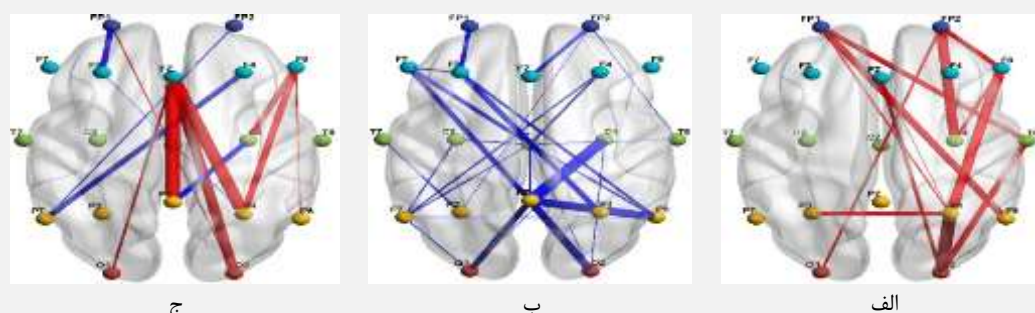
شکل (۶) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) در فرکانس ۱ تا ۴۰ هرتز برای تاخیر ۴۰۰ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)



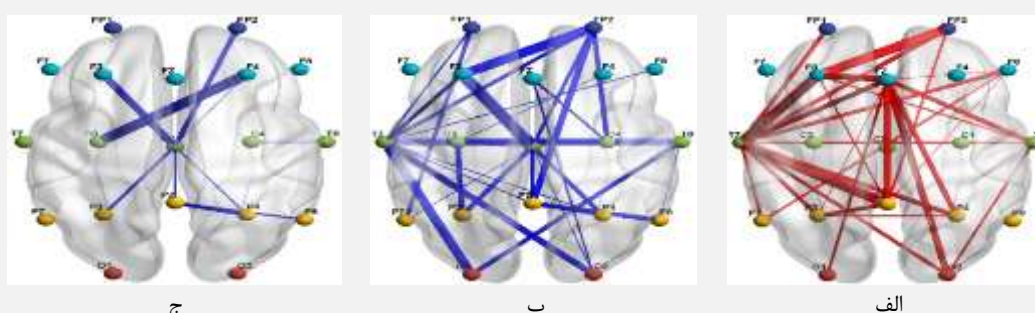
شکل (۷) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) در فرکانس ۱ تا ۴۰ هرتز برای تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)



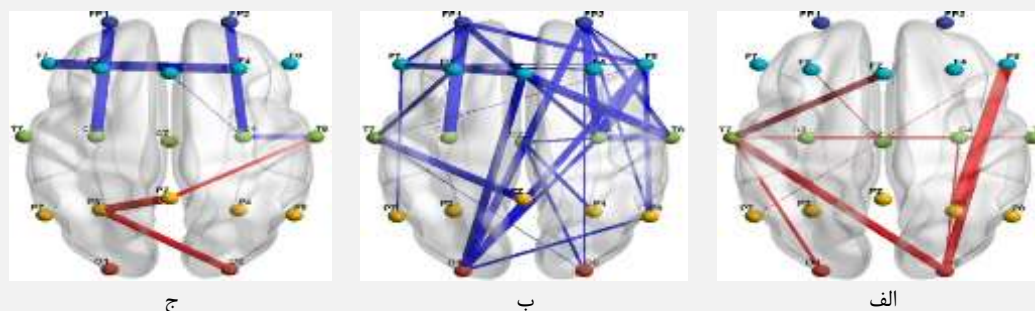
شکل (۸) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) برای باند آلفا برای تاخیر ۸۳ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)



شکل (۹) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) برای باند آلفا برای تاخیر ۱۵۰ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)



شکل (۱۰) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) برای باند آلفا برای تاخیر ۴۰۰ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)



شکل (۱۱) - میانگین ارتباطات در دو حالت قابل پیش‌بینی (الف) و غیرقابل پیش‌بینی (ب) به همراه اختلاف معنادار این دو حالت (ج) برای باند آلفا برای تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه با تخمین گر PLI، (خط آبی بیان‌گر بیش‌تر بودن میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی و خط قرمز بیان‌گر برعکس آن است)

وجود دارد یا خیر، از آزمون t با نمونه‌های جفت شده با $\alpha=0/05$ استفاده شده که در تمام تاخیرها ارتباط معنادار مشاهده گردیده است. در تاخیر ۴۰۰ میلی‌ثانیه میانگین ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی بیش‌تر است. در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه در جلوی سر میانگین اختلافات ارتباطات غیرقابل پیش‌بینی از قابل پیش‌بینی بیش‌تر بوده در حالی که در پشت سر میانگین اختلافات ارتباطات قابل پیش‌بینی از غیرقابل پیش‌بینی بیش‌تر است. در سایر باندها نیز نتایج بررسی شده و در تمام آن‌ها اختلاف معنادار بین دو حالت وجود داشته که در ادامه به گزارش آن پرداخته شده است.

در باند دلتا در تاخیرهای ۱۵۰، ۴۰۰ و ۸۰۰ میلی‌ثانیه در حالت قابل پیش‌بینی ارتباط بین ناحیه‌ی مرکزی و ناحیه‌ی پیشانی وجود داشته در حالی که در تاخیر ۸۳ میلی‌ثانیه ارتباط قوی از ناحیه‌ی مرکزی به ناحیه‌ی جلوپیشانی بوده است. هم‌چنین در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه یک ارتباط بسیار قوی از ناحیه‌ی مرکزی به ناحیه‌ی پیشانی نیز وجود داشته است. در حالت غیرقابل پیش‌بینی برای تمام تاخیرها، تعداد ارتباطات نسبت به حالت قابل پیش‌بینی بیش‌تر بوده است. در این حالت در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه اگرچه ارتباطات قوی بوده اما تعداد آن به نسبت سایر تاخیرها کاهش یافته است. در تاخیر ۸۳ و ۱۵۰ میلی‌ثانیه یک ارتباط بسیار قوی بین نواحی گیج‌گاهی و پیشانی نیز مشاهده شده است.

در باند تتا در هر دو حالت بین تمام تاخیرها ارتباطات در نواحی پیشانی، جلوپیشانی و آهیانه‌ای مشاهده گردیده است. در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه، ارتباطات نسبت به سایر تاخیرها کاهش یافته است. هم‌چنین در مقاله‌ی [۳۴] نشان داده شده که قرار گرفتن در معرض کار تخمین زمان، بر شدت اختلال بیش‌فعال کمبود توجه (ADHD) و نیز فعالیت باند تتا در قشر خلفی جانبی جلوپیشانی تاثیرگذار است.

در باند بتا در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه نسبت به سایر تاخیرها در هر دو حالت ارتباطات کاهش یافته است. هم‌چنین ناحیه‌ی پیشانی در تمام تاخیرها ارتباطاتی را به سایر نواحی داشته و ارتباطات در حالت غیرقابل پیش‌بینی نسبت به حالت قابل پیش‌بینی بیش‌تر بوده است.

در باند گاما در حالت غیرقابل پیش‌بینی برای تمام تاخیرها و در حالت قابل پیش‌بینی برای تاخیرهای ۸۳ و ۱۵۰ میلی‌ثانیه، ارتباطات در سراسر مغز مشاهده شده است. هم‌چنین ارتباط بین نواحی پشت سر و جلوی سر نیز در هر دو حالت مشاهده

همان‌طور که در شکل‌های (۴-۷) مشاهده می‌شود، در فرکانس ۱ تا ۴۰ هرتز در حالت قابل پیش‌بینی با افزایش تاخیرها ارتباطات کاهش می‌یابد. هم‌چنین ارتباطات در تاخیر ۱۵۰ میلی‌ثانیه به نسبت ۸۳ میلی‌ثانیه قوی‌تر شده است. در تمام تاخیرها ارتباط بین دو نیم‌کره وجود داشته است. هم‌چنین در تاخیر ۴۰۰ میلی‌ثانیه ارتباط قوی از ناحیه‌ی جلوپیشانی به ناحیه‌ی پس‌سری دیده شده که این ارتباط در تاخیرهای ۸۳ و ۱۵۰ میلی‌ثانیه نیز وجود دارد اما ضعیف‌تر از ارتباط موجود در تاخیر ۴۰۰ میلی‌ثانیه است. در حالت غیرقابل پیش‌بینی نیز مانند حالت قابل پیش‌بینی ارتباطات بین دو نیم‌کره وجود دارد. هم‌چنین در این حالت نیز با افزایش تاخیر، ارتباطات کاهش می‌یابد. در تاخیر ۱۵۰ میلی‌ثانیه ارتباطات قوی در نواحی آهیانه‌ای و پس‌سری نسبت به سایر ارتباطات در این تاخیر مشاهده شده است.

برای بررسی تفاوت معنادار بین دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی از آزمون t با نمونه‌های جفت شده با $\alpha=0/05$ استفاده شده که در تمام تاخیرها اختلاف معنادار دیده شده و در دو تاخیر ۱۵۰ و ۴۰۰ اختلاف معنادار بیش‌تری نسبت به دو تاخیر دیگر مشاهده شده است.

هم‌چنین در شکل‌های (۸-۱۱) شامل شبکه‌ی ارتباطات در باند آلفا مشاهده می‌شود که شارش اطلاعات بین پشت سر و جلوی سر وجود داشته و ارتباط بین دو نیم‌کره نیز در هر دو حالت برای تمام گروه‌های تاخیر وجود داشته است. انتظار می‌رود که در حالت قابل پیش‌بینی، ناحیه‌هایی از مغز در حال آموزش زمان‌های متفاوت باشند. هم‌چنین یادگیری^۱ مغز در نواحی آهیانه‌ای در باند آلفا وجود دارد که در یافته‌های این پژوهش ناحیه‌ی آهیانه‌ای در قبل از تحریک در زمانی که مغز در حال آموزش بوده نیز فعالیت داشته است. بنابراین یافته‌های این پژوهش با نتایج مقاله‌ی [۳۲] سازگاری دارد. هم‌چنین در مقاله‌ی [۳۳] که مربوط به درک زمان از مطالعات تصویربرداری عصبی بوده مشخص شده است که ناحیه‌هایی از قشر مغز مانند قشر آهیانه‌ای، تنظیم مدت زمان را نشان می‌دهند. در حالت غیرقابل پیش‌بینی در تاخیر ۴۰۰ میلی‌ثانیه ارتباط بین ناحیه‌ی پس‌سری^۲ و ناحیه‌ی گیج‌گاهی^۳ بیش‌تر و قوی‌تر شده در حالی که در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه ارتباط بین نواحی پس‌سری با جلوی سر بیش‌تر مشاهده شده است. در یافته‌های این پژوهش در نقشه‌های مغزی در تاخیرهای متفاوت اختلاف دیده شده است. برای بررسی این موضوع که بین دو حالت تفاوت معناداری

^۱ Temporal

^۱ Training

^۲ Occipital

جدول (۳) - بیش‌ترین اختلافات شکل گرفته بین تاخیرها و

نواحی درگیر در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی

باند	حالت قابل پیش‌بینی	حالت غیرقابل پیش‌بینی
تنا بتا	بیش‌ترین اختلافات بین دو تاخیر ۸۳ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه، ارتباطات در تمام نواحی سر وجود داشته است	بیش‌ترین اختلافات در تاخیر ۸۳ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه، بیش‌تر ارتباطات در ناحیه‌ی پری‌تال وجود داشته که در مقاله‌ی [۲۶] اشاره شده که ناحیه‌ی پری‌تال با فرایند زمان‌سنجی در تعامل است

جدول (۴) - مقایسه بین دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل

پیش‌بینی

باند	حالت قابل پیش‌بینی	حالت غیرقابل پیش‌بینی
دل‌تا تنا بتا	در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه تعداد ارتباطات نسبت به سایر تاخیرها کاهش یافته است	در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه تعداد ارتباطات نسبت به سایر تاخیرها کاهش یافته است
گاما	در تاخیر ۴۰۰ و ۸۰۰ میلی‌ثانیه تعداد ارتباطات نسبت به دو تاخیر دیگر کاهش یافته است	

شده است. هم‌چنین در مقاله‌ی [۳۵] نشان داده شده که فواصل زمانی کم‌تر از ثانیه و زمان پردازش شده در ارتباط با سایر عمل‌کردهای شناختی بیش‌تر در نواحی شامل قشر جلوپیشانی دخیل است.

در نتایج حاصل از مقاله‌ی [۲۷] بیان شده است که در تاخیر ۸۰۰ میلی‌ثانیه پیش‌بینی‌پذیری روی رفتار وجود دارد. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که اثر پیش‌بینی زمانی در توان آلفا در طولانی‌ترین دوره‌ی تاخیر (۸۰۰ میلی‌ثانیه) وجود دارد. در آزمایش‌های آن‌ها مشخص شد که پس از نمایش نشانه، توان آلفا در حالت قابل پیش‌بینی (۱۷۲-۳۷۳ میلی‌ثانیه پس از نشانه) نسبت به حالت غیرقابل پیش‌بینی کاهش یافته در حالی که پیش از نمایش تحریک، توان آلفا در حالت قابل پیش‌بینی (۳۰۵ میلی‌ثانیه پیش از تحریک) نسبت به حالت غیرقابل پیش‌بینی افزایش می‌یابد. در مطالعه‌ی آن‌ها تنها در طولانی‌ترین تاخیر (۸۰۰ میلی‌ثانیه) بین دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی اختلاف معنادار مشاهده شده در حالی که در پژوهش حاضر، در تمام تاخیرها تفاوت معنادار بین دو حالت دیده شده است.

۴- نتیجه‌گیری

نتایج نشان داده که بین تحریک با شکل ساعت‌گرد و پادساعت‌گرد هیچ اختلاف معناداری مشاهده نشده است.

در مقایسه‌ی تاخیرها در هر دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی نتایج به دست آمده حاکی از آن بوده که در هر دو حالت در باند گاما، بتا و تنا بیش‌ترین اختلافات در تاخیرها مشاهده شده که در باند بتا و تنا بیش‌ترین اختلافات بین تاخیر ۸۳ با ۸۰۰ میلی‌ثانیه مشاهده شده است. در مقاله‌ی قادری و هم‌کارانش نشان داده شده که شرکت کنندگانی که زمان را کوتاه‌تر از زمان فیزیکی می‌دانستند، توان بالاتری از بتا و همدوسی بالاتری در مناطق مرکزی نشان داده‌اند [۳۶]. هم‌چنین در مقاله‌ی [۳۷] ماتریس ارتباطات همبستگی در تمام فرکانس‌ها بین نواحی پیشانی-مرکزی و نیز در نواحی پس‌سری نشان داده شده است. در مطالعه‌ی حاضر مشاهده شده که در مقایسه‌ی تاخیرها، در دو حالت قابل پیش‌بینی و غیرقابل پیش‌بینی در تمام باندها به جز آلفا ارتباطات بین نواحی پیشانی-مرکزی وجود داشته است.

در این قسمت تفاوت معنادار مشاهده شده بین تاخیرها، در حالت قابل پیش‌بینی نسبت به حالت غیرقابل پیش‌بینی بیش‌تر بوده است. در واقع با بررسی این اختلافات معنادار می‌توان ناحیه‌هایی که بیش‌تر درگیر بودند را استخراج کرد.

در مقاله‌ی [۳۸] اشاره شده است که در زمان‌های کم‌تر از ۵۰۰ میلی‌ثانیه، مغز دارای فعالیت اسپایک نورونی متفاوتی نیست، بنابراین پیشنهاد می‌شود که آزمایشی طراحی شود که ۲ تا ۳ تاخیر بالاتر از ۵۰۰ میلی‌ثانیه باشد تا بتوان به کمک آن تحلیل رخدادهای زمانی را با صراحت و دقت بیش‌تری بررسی کرد. هم‌چنین پیشنهاد می‌شود برای کاهش خستگی افراد، تا جایی که به آزمایش لطمه وارد نشود، از تعداد آزمایش کم‌تری در هر گروه تاخیری استفاده گردد.

۵- مراجع

- [1] A. A. Asadi-Pooya, D. Dlugos, C. Skidmore, and M. R. Sperling, "Atlas of electroencephalography," *Epileptic Disorders*, vol. 19, no. 3, pp. 384-384, 2017.
- [2] I. Mohammad-Rezazadeh, J. Frohlich, S. K. Loo, and S. S. Jeste, "Brain connectivity in autism spectrum disorder," *Current opinion in neurology*, vol. 29, no. 2, p. 137, 2016.
- [3] T. M. Cover and J. A. Thomas, *Elements of information theory*. John Wiley & Sons, 2012.
- [4] P. Van Mierlo et al., "Functional brain connectivity from EEG in epilepsy: Seizure prediction and epileptogenic focus localization," *Progress in neurobiology*, vol. 121, pp. 19-35, 2014.
- [5] M. Vinck, R. Oostenveld, M. Van Wingerden, F. Battaglia, and C. M. Pennartz, "An improved

- [21] A. Genovesio, S. Tsujimoto, and S. P. Wise, "Neuronal activity related to elapsed time in prefrontal cortex," *Journal of Neurophysiology*, vol. 95, no. 5, pp. 3281-3285, 2006.
- [22] A. Genovesio, S. Tsujimoto, and S. P. Wise, "Feature-and order-based timing representations in the frontal cortex," *Neuron*, vol. 63, no. 2, pp. 254-266, 2009.
- [23] K. i. Oshio, A. Chiba, and M. Inase, "Temporal filtering by prefrontal neurons in duration discrimination," *European Journal of Neuroscience*, vol. 28, no. 11, pp. 2333-2343, 2008.
- [24] M. A. Lebedev, J. E. O'doherty, and M. A. Nicolelis, "Decoding of temporal intervals from cortical ensemble activity," *Journal of neurophysiology*, vol. 99, no. 1, pp. 166-186, 2008.
- [25] D. L. Harrington, K. Y. Haaland, and R. T. Knight, "Cortical networks underlying mechanisms of time perception," *Journal of Neuroscience*, vol. 18, no. 3, pp. 1085-1095, 1998.
- [26] M. S. Matell, W. H. Meck, and C. Lustig, "Not "just" a coincidence: Frontal-striatal interactions in working memory and interval timing," *Memory*, vol. 13, no. 3-4, pp. 441-448, 2005.
- [27] T. Toosi, E. K. Tousi, and H. Esteky, "Learning temporal context shapes prestimulus alpha oscillations and improves visual discrimination performance," *Journal of Neurophysiology*, vol. 118, no. 2, pp. 771-777, 2017.
- [28] M. G. Rosenblum, A. S. Pikovsky, and J. Kurths, "Phase synchronization of chaotic oscillators," *Physical review letters*, vol. 76, no. 11, p. 1804, 1996.
- [29] C. J. Stam, G. Nolte, and A. Daffertshofer, "Phase lag index: assessment of functional connectivity from multi channel EEG and MEG with diminished bias from common sources," *Human brain mapping*, vol. 28, no. 11, pp. 1178-1193, 2007.
- [30] E. Van Diessen et al., "Opportunities and methodological challenges in EEG and MEG resting state functional brain network research," *Clinical Neurophysiology*, vol. 126, no. 8, pp. 1468-1481, 2015.
- [31] P. Heesen, "Adaptive step up tests for the false discovery rate (FDR) under independence and dependence," *Universitäts-und Landesbibliothek der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf*, 2014.
- [32] F. Freyer, R. Becker, H. R. Dinse, and P. Ritter, "State-dependent perceptual learning," *Journal of Neuroscience*, vol. 33, no. 7, pp. 2900-2907, 2013.
- [33] M. J. Hayashi and R. B. Ivry, "Duration selectivity in right parietal cortex reflects the subjective experience of time," *Journal of Neuroscience*, vol. 40, no. 40, pp. 7749-7758, 2020.
- [34] R. M. Fontes et al., "Time estimation exposure modifies cognitive aspects and cortical activity index of phase-synchronization for electrophysiological data in the presence of volume-conduction, noise and sample-size bias," *Neuroimage*, vol. 55, no. 4, pp. 1548-1565, 2011.
- [6] M.-W. Dictionary, "New York: Merriam-Webster," *Merriam-Webster. com. Web*, vol. 14, 2016.
- [7] M. Webster, "Learner's dictionary," ed, 2016.
- [8] C. R. Gallistel and J. Gibbon, "Time, rate, and conditioning," *Psychological review*, vol. 107, no. 2, p. 289, 2000.
- [9] B. Pasquereau and R. S. Turner, "Dopamine neurons encode errors in predicting movement trigger occurrence," *Journal of neurophysiology*, vol. 113, no. 4, pp. 1110-1123, 2015.
- [10] A. M. Cravo, G. Rohenkohl, V. Wyart, and A. C. Nobre, "Temporal expectation enhances contrast sensitivity by phase entrainment of low-frequency oscillations in visual cortex," *Journal of Neuroscience*, vol. 33, no. 9, pp. 4002-4010, 2013.
- [11] P. Lakatos, G. Karmos, A. D. Mehta, I. Ulbert, and C. E. Schroeder, "Entrainment of neuronal oscillations as a mechanism of attentional selection," *science*, vol. 320, no. 5872, pp. 110-113, 2008.
- [12] G. Rohenkohl, I. C. Gould, J. Pessoa, and A. C. Nobre, "Combining spatial and temporal expectations to improve visual perception," *Journal of vision*, vol. 14, no. 4, pp. 8-8, 2014.
- [13] P. Janssen and M. N. Shadlen, "A representation of the hazard rate of elapsed time in macaque area LIP," *Nature neuroscience*, vol. 8, no. 2, pp. 234-241, 2005.
- [14] M. Jazayeri and M. N. Shadlen, "Temporal context calibrates interval timing," *Nature neuroscience*, vol. 13, no. 8, p. 1020, 2010.
- [15] T. K. Darlington et al., "Closing the circadian loop: CLOCK-induced transcription of its own inhibitors per and tim," *Science*, vol. 280, no. 5369, pp. 1599-1603, 1998.
- [16] T. Muller and A. C. Nobre, "Flow of time: perceiving the passage of time: neural possibilities," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 1326, no. 1, p. 60, 2014.
- [17] S. P. Perrett, "Temporal discrimination in the cerebellar cortex during conditioned eyelid responses," *Experimental brain research*, vol. 121, no. 2, pp. 115-124, 1998.
- [18] M. Tanaka, "Cognitive signals in the primate motor thalamus predict saccade timing," *Journal of Neuroscience*, vol. 27, no. 44, pp. 12109-12118, 2007.
- [19] M. I. Leon and M. N. Shadlen, "Representation of time by neurons in the posterior parietal cortex of the macaque," *Neuron*, vol. 38, no. 2, pp. 317-327, 2003.
- [20] C. D. Brody, A. Hernández, A. Zainos, and R. Romo, "Timing and neural encoding of somatosensory parametric working memory in macaque prefrontal cortex," *Cerebral cortex*, vol. 13, no. 11, pp. 1196-1207, 2003.



- [37] S. Rivera-Tello, R. Romo-Vázquez, and J. Ramos-Loyo, "Correlation of EEG Brain Waves in a Time Perception Task," in Latin American Conference on Biomedical Engineering, 2019, pp. 79-84: Springer.
- [38] M. Jazayeri and M. N. Shadlen, "A neural mechanism for sensing and reproducing a time interval," *Current Biology*, vol. 25, no. 20, pp. 2599-2609, 2015.
- of attention deficit hyperactivity disorder adults," *International Journal of Neuroscience*, vol. 130, no. 10, pp. 999-1014, 2020.
- [35] G. Mioni, S. Grondin, L. Bardi, and F. Stablum, "Understanding time perception through non-invasive brain stimulation techniques: A review of studies," *Behavioural brain research*, vol. 377, p. 112232, 2020.
- [36] A. H. Ghaderi, S. Moradkhani, A. Haghghatfard, F. Akrami, Z. Khayyer, and F. Balci, "Time estimation and beta segregation: An EEG study and graph theoretical approach," *PLoS One*, vol. 13, no. 4, p. e0195380, 2018.