

Brain Effective Connectivity Investigation With Directed Transform Function Method for Different Combination of Attention and Consciousness Based on EEG Signals

M. Rahimi¹, M.H. Moradi^{2*}, and F. Ghassemi³

¹Ms Student, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

²Professor, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

³ Assistant Professor, Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system: 13 March 2017, received in revised form: 16 April 2017, accepted: 18 May 2017

Abstract

The aim of this paper is to study brain effective connectivity based on directed transform function (DTF) using granger causality method. This connectivity was calculated for recorded data in different states of attention and consciousness, forming four different classes: attention-consciousness, attention-unconsciousness, inattention-consciousness, and inattention-unconsciousness. Some common indices were extracted and calculated from the connectivity matrices. Indices of these four classes were compared to see whether there is a significant difference among them or not. The Multivariate Autoregressive (MVAR) model was used to obtain the linear causal relations between channels. Furthermore, signals were divided into four frequency bands for more accurate investigation, and the existence of significant difference was investigated with two-way repeated measures test. Results indicated that DTF_{01} and DTF_{P07} among twelve indices could show a significant difference ($p < 0.05$) in five states out of six possible states. The only state that no feature was able to show a meaningful difference was inattention-consciousness, and inattention-unconsciousness.

Key words: *Effective Connectivity, Directed Transform Function, Feature Extraction, Repeated Measures test*

* Corresponding author

Address: Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, P.O. Box: 158574413, Tehran, Iran

Tel: +98-21-64542399

Fax: +98-21-66468186

E-mail: mhmoradi@aut.ac.ir

بررسی ارتباطات مغزی مؤثر به روش تابع انتقال جهت‌دار برای ترکیب‌های مختلف توجه و هوشیاری براساس سیگنال *EEG*

معصومه رحیمی^۱، محمدحسن مرادی^{۲*}، فرناز قاسمی^۳

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
^۲ استاد، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران
^۳ استادیار، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۱۲/۲۳، بازنگری: ۱۳۹۶/۱/۲۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۲/۲۸

چکیده

هدف این مقاله، بررسی ارتباطات مؤثر مغزی براساس روش تابع انتقال جهت‌دار (*DTF*) است. این ارتباطات برای داده‌های ثبت‌شده، از ترکیب حالت‌های توجه و هوشیاری، که چهار دسته توجه-هوشیاری، توجه-عدم هوشیاری، عدم توجه-هوشیاری و عدم توجه-عدم هوشیاری را ایجاد کرده‌اند، به دست آمدند. از روی ماتریس‌های به دست آمده برای هر دسته، شاخص‌هایی مرسوم در حوزه *DTF* معرفی و محاسبه شدند. سپس شاخص‌های این چهار دسته، برای بررسی وجود اختلاف معنادار از نظر ارتباطات مؤثر، با یکدیگر مقایسه شدند. برای به دست آوردن روابط علی خطی میان کانال‌ها به روش *DTF* از مدل خودکاهشی چندمتغیره استفاده شد. برای بررسی دقیق‌تر، سیگنال‌ها به چهار باند فرکانسی پایه تقسیم شده و با آزمون اندازه‌های تکراری دوطرفه، وجود اختلاف معنادار در دسته‌ها و باندها بررسی شد. براساس نتایج، از ۱۲ شاخص به دست آمده، دو شاخص *DTF₀₁* و *DTF_{p07}* به تنهایی قادر به نمایش تمایز میان ۵ حالت از ۶ حالت ممکن از ترکیبات دوتایی دسته‌ها هستند. تنها حالتی که هیچ کدام از شاخص‌ها، تفاوت معناداری برای آن نشان ندادند، حالت عدم توجه-هوشیاری و عدم توجه-عدم هوشیاری بود.

کلیدواژه‌ها: ارتباطات مؤثر، تابع انتقال جهت‌دار، استخراج ویژگی، آزمون اندازه‌های تکراری

پ

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، کد پستی: ۱۵۸۵۷۴۴۱۳

تلفن: ۶۴۵۴۲۳۹۹ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۴۶۸۱۸۶ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: mhmoradi@aut.ac.ir

۱- مقدمه

با توجه به این که نوار مغزی^۱ و پتانسیل وابسته به رخداد^۲ (ERP) از مستقیم‌ترین روش‌های غیرتهاجمی موجود برای بررسی فعالیت‌های مغزی هستند، بررسی آن‌ها برای استخراج ارتباط میان پدیده‌های شناختی مطرح می‌شود. ارتباط نزدیک میان توجه و هوشیاری، بسیاری از پژوهندگان را دچار ابهام در این دو موضوع کرده است. در مطالعه انجام شده در [۱]، ویژگی‌هایی از داده‌های EEG، ERP و پتانسیل برانگیخته حاصل از ترکیب حالت‌های مختلف توجه^۳ و هوشیاری^۴، به‌عنوان دو پدیده شناختی استفاده شده. استخراج شده و نشان داده شده است این دو پدیده، متفاوت هستند. در این مطالعه، وجود تفاوت معنادار میان دو پدیده توجه و هوشیاری را از دیدگاه ارتباطات مغزی مؤثر، بررسی می‌کنیم.

۱-۱- توجه و هوشیاری

توجه یکی از جذاب‌ترین جنبه‌های فعالیت شناختی مغز است. اهمیت خاص آن در میان محققان، علاوه بر کاربردهای ویژه‌اش در حوزه‌های مختلف، به دلیل تأثیر بارز آن بر کاهش یا افزایش شدت سایر فعالیت‌ها است. توجه عبارت است از: فرآیند شناختی تمرکز انتخابی روی یک وجه از محیط، در حین نادیده گرفتن وجوه دیگر و نیز کنار زدن اثر برخی عوامل (منحرف‌کننده‌ها) برای رسیدگی مؤثر به عوامل موردنظر. سنجش توجه، کاربردهای فراوانی در تشخیص و بهبودی بیماری‌هایی نظیر اختلال کمبود توجه/بیش‌فعالی، اوتیسم، بررسی مشکلات یادگیری و بهبود آن در کلاس درس، بررسی توجه در نوزادان و افراد قطع نخاع، بازگشت از بیهوشی، دروغ-سنجی، سنجش توجه حین ثبت EEG در انجام یک تکلیف، بررسی توجه و هوشیاری در فعالیت‌های بحرانی مانند رانندگی وسیله نقلیه، خلبانی هواپیما، هدایت کشتی، سوزن‌بانی قطار و برای کارمندان اماکن حفاظتی دارد [۲].

کوویستو، مقایسه‌ای میان تصاویر هدف و غیرهدف در دو حالت هوشیار و غیرهوشیار انجام داده است [۳]. شرکت-کنندگان به تصاویر هدف (حرف) توجه کرده، پاسخ داده و همچنین تصاویر غیرهدف را، که در مرکز ناحیه دیداری نمایش داده می‌شدند، حذف می‌کردند. تحریک‌ها با پوشش-

های ۳۳ و ۱۳۳ میلی‌ثانیه‌ای پوشانده می‌شدند. در حالت اول، تحریک‌ها دیده نمی‌شدند؛ اما در حالت دوم، به‌راحتی قابل مشاهده بودند. در پایان، نشان داده شد که هر دو تصویر هدف و غیرهدف در بازه ۱۳۰ تا ۲۶۰ میلی‌ثانیه بعد از وقوع تحریک، VAN^۵ تولید می‌کنند. قسمت اول مؤلفه VAN، یعنی ۱۳۰ تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه، به‌طور کامل مستقل از تغییرات توجه است؛ اما قسمت دوم آن، ۲۰۰ تا ۲۶۰ میلی‌ثانیه، در قسمت‌های پشتی گیجگاهی چپ با توجه افزایش می‌یابد.

کوویستو و رونسو با ارائه هم‌زمان تحریک‌های متفاوت به چشم چپ و چشم راست و نیز استفاده از پوشش برای زمان-های بلند و کوتاه، حالت‌های چهارگانه توجه و هوشیاری را ایجاد کرده‌اند [۴]. مقدار مؤلفه‌های P1، N1، N2 و P3 در الکترودهای پس‌سری، پشتی گیجگاهی و آهیانه‌ای، به‌عنوان ویژگی‌های شاخص، استخراج شده و تحلیل آماری واریانس روی این مقادیر، در چهار حالت بررسی و نتایج [۳] تکرار شد. کوخ و همکاران در سال ۲۰۱۰، ارتباط توجه و هوشیاری را به روش پس‌دید^۶ بررسی کردند [۵]. در این مطالعه، شرکت-کنندگان به میزانی که پس‌دید برایشان باقی مانده بود، دکمه-ای را فشار می‌دادند. براساس نتایج حاصل از آزمون آماری واریانس، این زمان به حالت‌های هوشیاری و توجه وابسته است. توجه نسبت به عدم توجه، با کاهش زمان پس‌دید همراه است؛ اما حالت هوشیار نسبت به حالت غیرهوشیار، با افزایش زمان دید پس‌دید همراه است.

۱-۲- ارتباطات مؤثر

نواحی مختلف مغز همیشه در تعامل هستند، تا عملکردهای شناختی، حرکتی و ادراکی انجام شود. یکپارچگی نواحی مختلف مغزی، می‌تواند با اندازه‌گیری اتصال‌های مغزی ارزیابی شود. اتصال مغزی، به الگویی از اتصال‌های ساختاری، اتصال-های عملکردی^۷ و اتصال‌های سببی یا مؤثر^۸ بین واحدهای جدا از هم در سامانه عصبی گفته می‌شود [۶]. اتصال‌های عملکردی، متقارن و دوطرفه هستند؛ بنابراین اطلاعاتی درباره اثر یک کانال بر باقی کانال‌ها به‌دست نمی‌دهند. در مقابل، اتصال‌های مؤثر، بیان‌گر اثر جهت‌دار علی میان نواحی مغزی است. دو روش کلی برای محاسبه اتصال مؤثر در مغز وجود

^۵Visual Awareness Negativity^۶ Afterimage^۷Functional connectivity^۸Effective connectivity^۱Electroencephalography (EEG)^۲Event-related potential^۳ Attention^۴ Consciousness

دارد: روش‌های مبتنی بر مدل و روش‌های مبتنی بر داده. یکی از روش‌های مبتنی بر مدل، تابع انتقال جهت‌دار^۱ است. در سال‌های اخیر، مطالعاتی روی ارتباطات مغزی مؤثر با استفاده از روش DTF انجام شده است. شهابی و همکارش برای بررسی اثر موسیقی ایرانی، شبکه مغزی مؤثر به روش DTF را بررسی کرده‌اند [۷]. پس از محاسبه ماتریس ارتباطات، استخراج ویژگی و دسته‌بندی قطعه‌های پخش‌شده برای شرکت‌کنندگان به شاد، غمگین و خنثی، طبقه‌بندی با استفاده از SVM خطی و غیرخطی انجام شده است. برای بررسی اثر موسیقی در دسته‌های متفاوت، میانگین ماتریس ارتباطات بین تمام شرکت‌کننده‌ها برای چهار باند فرکانسی تتا، آلفا، بتا و گاما محاسبه شده است. الگوی مشابهی در تغییر ارتباطات میان نواحی پیشانی و آهیانه‌ای در تمامی باندها مشاهده شد؛ به‌خصوص هنگامی که موسیقی از حالت خنثی به شاد تغییر می‌کند، ارتباطات پیشانی به آهیانه‌ای در باندهای آلفا، بتا و گاما افزایش می‌یابد.

طبق آنچه در [۸] گفته شد، مطالعات رفتاری نشان داده‌اند که ظرفیتی برای حافظه کاری وجود دارد. ظرفیت، میزان اطلاعاتی است که می‌تواند در حافظه کاری، نگهداری و استفاده شود. ژانگ و همکارانش در این مطالعه، ارتباطات عملکردی در مغز را، هنگامی که بار حافظه کاری به مقدار ظرفیت می‌رسد، بررسی کرده‌اند. ثبت داده به صورت ۳۲ کاناله، از ۱۶ فرد سالم درحالی که فعالیت حافظه کاری تصویری با بار ۱-۶ انجام داده‌اند، انجام شده و ماتریس ارتباطات به روش DTF محاسبه شده بود. برای تعیین قدرت ارتباطات در باندهای مختلف، مقدار DTF_{global} به‌عنوان یک ویژگی برای بار ۴ در باندها محاسبه شده و نشان داده شد که قدرت در باندهای تتا و گاما بیشتر از دیگر باندها بوده است. سپس محاسبات در باند تتا ادامه یافته و نشان داده شده که ارتباطات عملکردی برای بار ۱ تا ۴، افزایش و برای بار ۵-۶، کاهش یافته است. سه ویژگی DTF_{FF} ، DTF_{PP} و DTF_{CC} ، به‌عنوان قدرت در سه ناحیه پیشانی، آهیانه‌ای و میانی، برای بارهای مختلف در باند تتا محاسبه شده و نشان داده شده است که مقدار DTF_{FF} به‌صورت مشخص در بار ۴، تفاوت معناداری نسبت به باقی بارها دارد. دو ویژگی دیگر برای بارهای مختلف، تفاوت معناداری را گزارش نکردند.

قفل‌شدگی پا^۲ (FOG)، یکی از علائم بیماری پارکینسون است که طی آن، شخص به‌صورت ناگهانی از شروع یا ادامه

حرکت بازمی‌ایستد. هندجسنو و همکاران برای محاسبه ارتباطات مؤثر شبکه عصبی از DTF و PDC^۳، به‌عنوان ویژگی‌های ورودی سامانه‌ای که بتواند FOG را تشخیص دهد، استفاده کردند [۹]. سیگنال EEG از ۱۰ بیمار مبتلا به پارکینسون، با کلاه ۴کاناله ثبت شده است. مقدار میانگین، بیشینه و کمینه DTF، dDTF، PDC و sGPDC برای هر جفت الکتروود در هر باند فرکانسی و در دو حالت نرمال و گذر به قفل‌شدگی، به‌عنوان ویژگی‌هایی برای پیش‌بینی FOG استفاده شده‌اند. آزمون غیر پارامتری رتبه-حاصل جمع ویلکاکسون، برای انتخاب مناسب‌ترین ویژگی برای ورود به طبقه‌بند استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهند در حالت FOG در ناحیه پیشانی، به‌خصوص در باندهای تتا و آلفا، جریان و قدرت بیشتری وجود دارد. نتایج طبقه‌بندی برای پیش‌بینی FOG در ۵ ثانیه قبل از وقوع برای DTF، PDC، dDTF و sGPDC، به ترتیب ۶۹/۵۲، ۷۳/۱۷، ۶۹/۰۷ و ۷۰/۲۸ درصد است.

در [۱۰]، ارتباطات مغزی برای ۲۳ فرد در حالت مراقبه^۴ با استفاده از روش DTF و DTF تطبیقی (ADTF) محاسبه شده تا پاسخ دینامیکی مراقبه، بررسی و تحلیل شود. در این مطالعه نشان داده شده که روش ADTF، قابلیت بیشتری برای آشکارسازی تغییرات دینامیک منبع اولیه جریان خروجی اطلاعات دارد. مقاله [۸]، عملکرد مغز در طول تصور گفتار را بررسی کرده است. برای یافتن جهت و قدرت ارتباطات مغزی، از پارامترهای علیت گرنجر، مانند PDC و DTF، براساس مدل چندمتغیره خودکاهشی استفاده کرده است. نتایج حاکی از آن است که تعاملی دوطرفه میان نواحی پیشانی و گیجگاهی وجود دارد. همچنین با استفاده از پارامترهای ارتباطات مغزی مشاهده شد که تعداد جریان‌های اطلاعات نیم‌کره چپ بیشتر از نیم‌کره راست است. در [۱۱]، چندین روش برای اندازه‌گیری هم‌زمانی در سیگنال EEG، مانند همبستگی، هم‌زمانی فاز و علیت گرنجر استفاده شده است تا چگونگی اثرگذاری آلزایمر بر هم‌زمانی مغز بررسی شود. روش به‌کار رفته برای علیت گرنجر، DTF است که در طبقه‌بندی با استفاده از طبقه‌بند LDA، خطایی برابر با ۴/۸۸ درصد دارد. مقاله [۱۲] برای تخمین جهت انتشار سیگنال مغزی میان هر دو جفت الکتروود، از DTF استفاده کرده است، تا عملکرد مغز

^۱Freezing of Gait

^۲Partial Directed Coherence

^۳Meditation

^۴Directed Transfer Function (DTF)

نمایش تصاویر، ۱ ثانیه و به صورت نمایش کامل تصویر در نظر گرفته شده است.

پایه‌سازی نهایی: آزمایش در ۱۰ بلوک طراحی شده است. این ۱۰ بلوک، به صورت ۵ تکرار از ۲ بلوک هستند. بلوک اول برای ایجاد حالت غیرهوشیار و بلوک دوم، مربوط به حالت هوشیار است. در هر یک از این ۵ فاز، از فرد خواسته شده تا فعالیت مشخص و متفاوتی را انجام دهد. در بلوک اول، ۱۰۰ تصویر با انتخاب تصادفی از میان مجموعه تصاویر، انتخاب شده و هر کدام به مدت ۲۰ میلی‌ثانیه نمایش داده می‌شوند. بعد از نمایش ۲۰ میلی‌ثانیه‌ای تصویر اصلی به مدت ۹۸۰ میلی‌ثانیه تصویر مسک، همان تصویر به نمایش درمی‌آید. این بلوک در مجموع ۱۰۰ ثانیه طول می‌کشد. در بلوک دوم نیز ۱۰۰ تصویر به طور تصادفی از میان مجموعه تصاویر انتخاب شده و به مدت ۱ ثانیه به نمایش درمی‌آیند. این بلوک، ۱۰۰ ثانیه زمان می‌برد [۱۳].

از میان تصاویر بلوک اول، ۹ تصویر هدف را به طور تصادفی انتخاب کرده که این تصاویر، دسته توجه-عدم هوشیاری را شکل می‌دهند. سپس ۹ تصویر غیرهدف از همان بلوک، ۹ تصویر هدف از بلوک دوم و ۹ تصویر غیرهدف از بلوک دوم، به ترتیب دسته عدم توجه-عدم هوشیاری، توجه-هوشیاری و عدم توجه-هوشیاری را ایجاد می‌کنند.

۲-۱-۱- نواحی الکتروگذاری، سیستم ثبت و

پیش‌پردازش

با مرور مطالعات پیشین در زمینه توجه و هوشیاری [۲، ۱۴-۱۶]، بخش‌های درگیر نواحی پس‌سری، پشتی و آهیانه‌ای تشخیص داده شدند. بنابراین ثبت سیگنال با استفاده از یک کلاه الکتروود ۶۴ کاناله، بر مبنای استاندارد ۱۰-۲۰ و از کانال-های O1, O2, PO8, PO7, P6, P5, F3 و F4 انجام شده است. کانال Fpz به عنوان زمین و اتصال گوش چپ به عنوان مرجع در نظر گرفته شده است. برای حذف EOG، دو الکتروود در بالا و پایین چشم راست و دو الکتروود در سمت چپ چشم چپ و سمت راست چشم راست، EOG عمودی و افقی را ثبت می‌کنند. سیگنال نیز با استفاده از دستگاه ثبت الکتروانسفالوگرافی g.Tec ۱۶ کاناله ثبت شده است.

فرایند فیلتر کردن، با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر ۰/۱ تا ۳۰ هرتز و یک فیلتر میان‌گذر ۵۰ هرتز برای حذف نویز برق شهر انجام شد. در مرحله بعد، خط زمینه ایپوک‌ها، اصلاح شده و اثر آرتیفکت‌های محیطی، مانند پلک زدن، حذف شده است.

را تحت توجه ماندگار بررسی کند. نتایج، بیانگر تغییر جریان اطلاعات میان جفت الکترودها، در تغییر از حالت بدون توجه به توجه ماندگار هستند.

همانطور که اشاره شد، تحقیقاتی برای بررسی وجود تفاوت میان توجه و هوشیاری انجام شده است؛ اما هیچ‌یک از آن‌ها، این دو پدیده خاص را به روش ارتباطات مغزی بررسی نکرده‌اند. بنابراین مطالعه پیش‌رو، مطالعه‌ای نوین است.

در بخش دوم مقاله، مواد و روش‌ها تشریح می‌شوند. پروتکل و ثبت داده، توضیح روش DTF، پردازش داده، استخراج ویژگی و تحلیل آماری، از زیربخش‌های بخش دوم هستند. در بخش سوم، نتایج حاصل از تحقیق ارائه و بحث می‌شوند. جمع‌بندی کوتاه از نتایج، در بخش چهارم ارائه شده است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- پروتکل و ثبت داده‌ها

آزمایش به صورت نمایش ۱۰۰ تصویر به طور پیوسته در ۸ مرحله طراحی شده که نیمی از آن‌ها به حالت هوشیاری و نیمی دیگر مربوط به حالت غیر هوشیار^۱ مربوط است.

تفاوت حالت‌های هوشیار و غیرهوشیار، در زمان بین نمایش تصاویر است. در حالت غیرهوشیار، هر تصویر به مدت ۲۰ میلی‌ثانیه (سپس ۹۸۰ میلی‌ثانیه تصویر مسک) و در حالت هوشیار، به مدت ۱ ثانیه نمایش داده می‌شود. تصاویر شامل تصاویر هدف، انسان و تصاویر غیرهدف، میوه و طبیعت بوده‌اند.

مرحله اول: مطابق شکل (۱)، در قسمت اول آزمایش در

حالت غیرهوشیار، تصاویر با ترتیب تصادفی و فاصله زمانی ۱ ثانیه (۲۰ میلی‌ثانیه تصویر، ۹۸۰ میلی‌ثانیه مسک تصویر) به طور پیوسته نمایش داده می‌شوند. فرد در این حالت، اطلاعاتی درباره هدف یا غیرهدف بودن تصاویر ندارد و فقط نظاره‌گر تصاویر است. این قسمت، مربوط به حالت بدون توجه است.

در قسمت دوم آزمایش، فرد با آگاهی از تصاویر هدف، همه تصاویر را مشاهده می‌کند و تلاش می‌کند روی تصاویر هدف توجه کند. در واقع، به دنبال تصویر هدف در تصاویر است. این قسمت، مربوط به حالت توجه است.

مرحله دوم: در این قسمت، هر دو آزمایش بالا برای حالت هوشیاری بررسی می‌شوند. مطابق شکل (۲)، فاصله زمانی بین

^۱Unconsciousness

۲-۱-۲- جامعه آماری

فرایند ثبت روی ۴۸ شرکت‌کننده، شامل ۲۴ زن و ۲۴ مرد با میانگین سنی $21/72 \pm 2/35$ پیاده شد. در پایان، به دلیل وجود مشکلاتی در ثبت داده ۳ فرد، ۲۳ مرد و ۲۲ زن با میانگین سنی $21/68 \pm 2/39$ در جامعه باقی ماندند. ۵ شرکت‌کننده در این میان، چپ‌دست و باقی، راست‌دست با بینایی نرمال یا تصحیح‌شده و بدون هیچ‌گونه سابقه بیماری خاص بوده‌اند [۱۷].

۲-۲- تابع انتقال جهت‌دار

بسیاری از اندازه‌گیری‌های مربوط به ارتباطات مؤثر مغزی، بر مبنای مدل خودکاهشی چندمتغیره^۱ (MVAR) انجام می‌شوند. در این مقاله، از روش DTF برای یافتن تعاملات علی میان سری‌های زمانی EEG و تولید ویژگی برای بررسی وجود اختلاف معنادار میان چهار دسته موجود استفاده می‌شود. در ادامه، خلاصه‌ای از روش DTF ارائه می‌شود.

فرض کنید $x(t)$ یک مجموعه k -کانالی به صورت زیر باشد:

$$X(t) = [X_1(t), X_2(t), \dots, X_k(t)]^T \quad (1)$$

خروجی هر سیگنال زمانی در زمان t ، با استفاده از p نمونه قبلی آن به صورت زیر قابل تخمین است:

$$X(t) = - \sum_{j=1}^p A(j)X(t-j) + E(t) \quad (2)$$

که در آن، $E(t) = N(0, \sigma^2)$ ، نویز سفید گوسی و p ، درجه مدل است؛ بنابراین می‌توان نوشت:

$$\sum_{j=0}^p A(j)X(t-j) = E(t) \quad (3)$$

که در این رابطه، $A(0)$ ، ماتریس همانی $k \times k$ و $j \neq 0$ ، ماتریس ضرایب $MVAR$ $k \times k$ به شکل زیر هستند:

$$A(j) = \begin{bmatrix} A_{11}(j) & \dots & A_{1k}(j) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ A_{k1}(j) & \dots & A_{kk}(j) \end{bmatrix}, j = 1, \dots, p \quad (4)$$

با محاسبه تبدیل فوریه از (۳)، خواهیم داشت:

$$A(f)X(f) = E(f) \quad (5)$$

که $A(f)$ ، طبق رابطه زیر به دست می‌آید:

$$A(f) = \sum_{i=0}^p A(i)e^{-j2\pi i f \Delta t} \quad (6)$$

در این رابطه، f فرکانس و Δt فاصله نمونه‌برداری را نشان می‌دهد. فرض کنید $H(f)$ ، معکوس ماتریس $A(f)$ باشد:

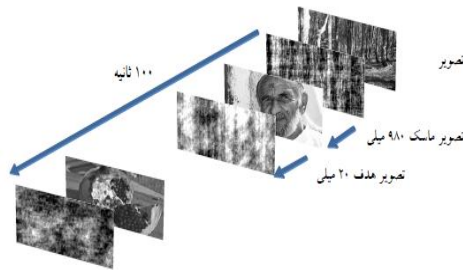
$$X(f) = A(f)^{-1}E(f) = H(f)E(f) \quad (7)$$

طبق شکل (۱)، این رابطه بیان می‌کند اگر ورودی سیستم، نویز سفید گوسی باشد، خروجی از طریق تابع تبدیل $H(f)$ ، سیگنال اصلی X خواهد بود. اندازه استاندارد برای ارزیابی ارتباطات میان هر زوج الکتروود، از رابطه زیر به دست می‌آید:

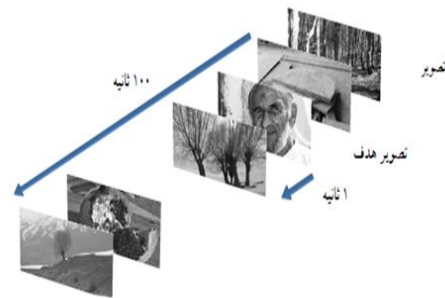
$$\gamma_{mn}(f) = \frac{|h_{mn}(f)|^2}{\sum_n |h_{mn}(f)|^2} \quad (8)$$

که در آن $h_{mn}(f)$ ، مؤلفه‌ای از تابع تبدیل $H(f)$ است. در واقع، $h_{mn}(f)$ میزان انتقال^۲ از n امین ورودی به m امین خروجی است. اگر $h_{mn}(f)$ ، فاصله قابل ملاحظه‌ای از صفر داشته باشد، بیان‌گر این است که اطلاعات موجود در کانال n می‌تواند برای تخمین کانال m استفاده شود [۷].

طبق روابط بالا، ماتریس مجاورت ارتباطات مؤثر مغزی در چهار باند فرکانسی دلتا (۰-۴ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۸-۱۲ هرتز) و بتا (۱۲-۳۰ هرتز) محاسبه می‌شود.



شکل (۱) - بلوک اول آزمایش برای ایجاد حالت غیرهوشیار [۹]



شکل (۲) - بلوک دوم آزمایش برای ایجاد حالت هوشیار [۹]

^۲Transmission

^۱Multivariate Autoregressive

برای کمی‌سازی میزان فعالیت نواحی مغزی در ماتریس ارتباطات به‌دست‌آمده، نواحی مغزی، طبق محل الکتروگذاری، به دو دسته کلی پیشانی^۴ و آهیانه‌ای^۵ تقسیم شدند. الکترودهای $F3$ و $F4$ در ناحیه پیشانی و الکترودهای $P5$ ، $P6$ ، $P07$ ، $P08$ ، $O1$ و $O2$ در ناحیه آهیانه‌ای قرار دارند. قدرت ارتباطات مؤثر در هر ناحیه، به شکل زیر محاسبه می‌شود:

$$DTF_{rr} = \frac{1}{M(M-1)} \sum_{i \in R} \sum_{j \neq i \in R} \gamma_{ji} \quad (10)$$

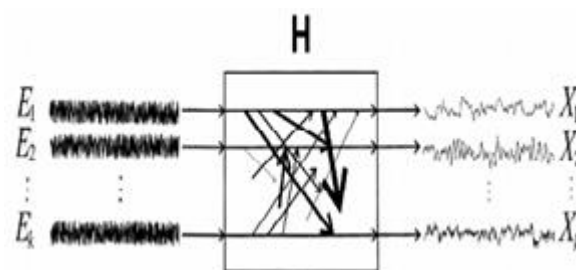
که در آن، M تعداد کانال‌ها در ناحیه r و R مجموعه کانال‌های موجود در آن ناحیه است؛ به این ترتیب، دو شاخص با نام‌های DTF_{PP} و DTF_{FF} به‌دست می‌آیند. شاخص بعدی، DTF_{sr} ، میزان قدرت ارتباطات را از گره r به گره s نشان می‌دهد. در اینجا s و r ، دو ناحیه پیشانی و آهیانه‌ای هستند؛ بنابراین داریم:

$$DTF_{sr} = \frac{1}{MN} \sum_{i \in R} \sum_{j \in S} \gamma_{ji} \quad (11)$$

که M تعداد کانال‌ها در ناحیه r و N تعداد کانال‌ها در ناحیه s است. مطابق این تعریف، دو شاخص DTF_{PF} و DTF_{FP} به‌دست می‌آیند. در پایان، ۱۲ شاخص برای مقایسه وجود دارند.

۲-۵- تحلیل آماری

قدم بعدی، بررسی وجود اختلاف معنادار میان شاخص‌های به‌دست‌آمده است. به‌دلیل عدم استقلال در جمعیت ۴ دسته، برخلاف روش رایج در بسیاری از تحقیقات، نمی‌توان از آزمون ANOVA استفاده کرد. روش اندازه‌های تکراری^۶، روشی مناسب برای تحلیل آماری این مسئله معرفی می‌شود. این طرح، حالت تعمیم‌یافته آزمون مقایسه زوجی است، با این تفاوت که در آزمون مقایسه زوجی، یک گروه در دو وضعیت مقایسه شده؛ اما در اندازه‌های تکراری، یک گروه در بیش از دو وضعیت مقایسه می‌شود. مزیت عمده طرح اندازه‌های تکراری، توانایی آن در کنترل واریانس نامربوط بین آزمودنی‌ها است. برای تحلیل آماری، از نرم‌افزار SPSS استفاده شده است. در اینجا نیز مانند روش ANOVA دوطرفه، آزمون به‌صورت دوطرفه انجام می‌شود. هدف، بررسی میانگین در هر دسته در



شکل (۱) - مدل AR به‌عنوان فیلتر خطی و ماتریس تبدیل H ، نویز E در ورودی و سیگنال X در خروجی [۱۱]

۲-۳- پردازش داده

با توجه به ماهیت غیرایستای سیگنال EEG، مدل MVAR به پنجره‌های بدون هم‌پوشانی با طول ۶۴ نمونه (۰/۲۵ ثانیه) اعمال شد. در هر پنجره، سیگنال‌های زمانی به سیگنال‌هایی با میانگین صفر و انحراف معیار یک، استاندارد شدند. برای یافتن ضرایب $A(j)$ ، از روش حداقل مربعات^۱ رایج استفاده شد و مقدار p ، به‌عنوان درجه مدل، طبق معیار شوارتز^۲ برابر با ۶ به‌دست آمد. در هر باند فرکانسی، ماتریس ارتباطات در هر پنجره محاسبه شده و روی پنجره‌ها متوسط‌گیری شده است. چون این ماتریس‌ها توابعی از f هستند، در هر باند متناظر با گستره فرکانسی آن، روی فرکانس نیز با گام ۰/۱ متوسط‌گیری شده است. در انتها، ماتریس ارتباطات برای هر فرد در چهار دسته و چهار باند فرکانسی به‌دست آمد.

۲-۴- شاخص ارتباطات مغزی

برای بررسی وجود اختلاف معنادار میان دسته‌های موجود، نیاز به تعریف ویژگی‌های مرسوم مربوط به ماتریس ارتباطات به‌دست‌آمده با روش DTF است. طبق [۹]، قدرت کانال i (DTF_i)، به‌عنوان مقدار میانگین مشارکت کانال i در ماتریس ارتباطات معرفی می‌شود:

$$DTF_i = \frac{1}{2(k-1)} \sum_{j \neq i \in V} (\gamma_{ji} + \gamma_{ij}) \quad (9)$$

که در آن k تعداد کانال، V مجموعه کانال‌های موجود در شبکه و γ_{ji} مؤلفه سطر j و ستون i از ماتریس ارتباطات است. درواقع، DTF_i اندازه‌ای از فعالیت هر کانال را نشان می‌دهد. مطابق این تعریف، ۸ شاخص برای ۸ کانال به‌کاررفته در ثبت به‌دست می‌آید.

^۴Frontal

^۵Parietal

^۶Repeated Measures

^۱Least Square method

^۲Baysesian-Schwartz's criterion

^۳Strength

بنابراین انتظار می‌رود که ناحیه PO7 نیز مانند ناحیه O1، توانایی ایجاد تمایز میان دسته‌ها را داشته باشد. طبق جدول (۴)، با شاخص DTF_{PO7} ، بین دسته توجه-عدم هوشیاری با دسته‌های توجه-هوشیاری، عدم توجه-هوشیاری و عدم توجه-عدم هوشیاری با p -value کوچکتر از ۰/۰۵، تفاوت معنادار وجود دارد؛ به عبارتی، این شاخص توانایی تشخیص هوشیار از غیرهوشیار را در حالت توجه، و توجه و عدم توجه را در بستر غیرهوشیاری دارد. تنها سه ترکیب توجه-هوشیاری و عدم توجه-هوشیاری، توجه-هوشیاری و عدم توجه-عدم هوشیاری، و عدم توجه-هوشیاری و عدم توجه-عدم هوشیاری، دارای تفاوت معنادار ندارند. در واقع این ویژگی، قادر به تمایز توجه از عدم توجه در بستر هوشیاری نیست. در تحریک هوشیاری، تصویر به صورت ۱ ثانیه کامل پخش شده، در حالی که در عدم هوشیاری، ۲۰ میلی‌ثانیه تصویر و ۹۸۰ میلی‌ثانیه مسک آن پخش می‌شود. به نظر می‌رسد در طول پخش تصویر به‌طور کامل و سالم، فرق چندانی میان تصاویری که تمرکز روی آن‌ها بوده با بقیه تصاویر وجود نداشته است. برای بررسی دقیق‌تر این مسئله، باید فعالیتی با مدت‌زمان بیشتر انتخاب شود، تا از حالت گذرا به غایت رسیده باشد. همچنین وقتی توجهی به تصاویر نشده، فرقی بین بستر هوشیاری و عدم هوشیاری وجود ندارد. جدول (۵) به‌طور خلاصه، تمام ترکیب‌های دوتایی دسته‌ها و شاخصی که توانایی نمایش تفاوت معنادار میان آن‌ها را داشته است، را نشان می‌دهد.

جدول (۱) - اندازه‌های تکراری برای ویژگی DTF_{O1}

P-Value	فرض صفر
۰۰۴/۰	دسته تحریک
۰۰۰/۰	باند فرکانسی
۰۰۶/۰	اثر تعاملی

جدول (۲) - درجه اطمینان برای حالت‌های مختلف مربوط به

ویژگی DTF_{O1}

P-Value	ترکیب دسته‌ها	P-Value	ترکیب دسته‌ها
۱/۰۰۰	AuC-nAC	۰/۵۰۱	AC-AuC
۰/۵۷۷	AuC-nAuC	۰/۰۴۹	AC-nAC
۱/۰۰۰	nAC-nAuC	۰/۰۰۳	AC-nAuC

*AC: توجه-هوشیاری، AuC: توجه-عدم هوشیاری، nAC: عدم توجه-هوشیاری، nAuC: عدم توجه-عدم هوشیاری

چهار باند فرکانسی است؛ بنابراین فرض صفر در این آزمون به‌صورت زیر خواهد بود:
اثر خالص باند فرکانسی: قدرت شاخص مورد بررسی در باندهای مختلف، تفاوت معناداری ندارد.
اثر خالص چهار دسته: قدرت شاخص در دسته‌های مختلف، تفاوت معناداری ندارد.
اثر تعاملی (۴ دسته * ۴ باند فرکانسی): اثر دسته‌های مختلف بر میزان قدرت در باندهای مختلف فرکانسی، تفاوت معناداری ندارد.

۳- یافته‌ها و بحث

آزمون اندازه‌های تکراری، برای هرکدام از ۱۲ شاخص نام‌برده در بخش ۲ انجام شد. نتایج ارائه‌شده توسط SPSS نشان می‌دهد، آیا شاخص مورد بررسی در میان دسته‌ها و باندهای فرکانسی مختلف، تفاوت معنادار دارد یا خیر. تمام شاخص‌ها، اختلاف معناداری را بین باندهای فرکانسی مختلف نشان دادند؛ برای مثال، باند آلفا از تتا با سطح معناداری ($p < 0.05$) خوب، برای تمام شاخص‌ها قابل تمایز است. اما هنگامی که داده‌ها از نظر دسته تحریک، تقسیم می‌شوند، مطابق جدول‌های (۱) و (۳)، تنها دو شاخص DTF_{PO7} و DTF_{O1} قادر به نمایش تفاوت معنادار با p -value مناسب بودند. در مقاله [۱] گزارش شده است که $O1$ ، کانالی خوش‌رفتار برای استخراج ویژگی و طبقه‌بندی حالت‌های متفاوت توجه و هوشیاری است. طبق جدول (۲)، DTF_{O1} توانایی جداسازی دسته توجه-هوشیاری از عدم توجه-هوشیاری و دسته توجه-عدم هوشیاری از عدم توجه-عدم هوشیاری را با p -value کوچکتر از ۰/۰۵ دارد؛ به عبارتی، این کانال توانسته توجه را از عدم توجه تمییز دهد.

این موضوع می‌تواند به دلیل نوع تحریک باشد. تحریک ایجادشده در ثبت داده‌ها، تحریک بینایی بوده و طبق تحقیقات موجود، در عمل «دیدن»، ابتدا نواحی آهیانه‌ای، که ناحیه O1 نیز در آن قرار دارد، فعال شده و سپس با تأخیری به ناحیه پیشانی منتقل می‌شود. نواحی درگیر در فعالیت شناختی توجه نیز، نواحی آهیانه‌ای و پیشانی هستند. توجه با «دیدن» تصویر صورت می‌گیرد؛ بنابراین از ناحیه آهیانه شروع شده و سپس با تأخیری به نواحی پیشانی منتقل می‌شود. براساس نقش مهم ناحیه O1 در توجه، انتظار می‌رود توانایی ایجاد تمایز میان دسته‌های توجه و عدم توجه را داشته باشد. کانال‌های O1 و PO7، بسیار به یکدیگر نزدیک هستند؛

داشته باشد، این ویژگی‌ها توان ایجاد تمایز را ندارند. با برقراری حالت توجه در یکی از دسته‌ها، تمایز ایجاد شده است. در تحقیقات پیشین، مانند موارد اشاره شده در بخش مقدمه، اختلاف توجه و هوشیاری به روش‌های متفاوتی گزارش شده است؛ اما هیچ یک از آن‌ها، مطالعه‌ای به روش ارتباطات مغزی نبوده‌اند.

۵- سپاس‌گزاری

نویسندگان از خانم راحله داودی، برای ثبت داده‌ها و همکاری ایشان در این مقاله سپاس‌گزارند.

۶- مراجع

[۱] ر. داودی، "تحلیل سیگنال‌های مغزی به منظور بررسی ارتباط میان توجه و هوشیاری"، پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۹۰.

[۲] ف. قاسمی، "تحلیل پتانسیل‌های وابسته به رخداد مغزی با روش آنالیز مؤلفه‌های مستقل به منظور تعیین سطح توجه پایدار دیداری"، رساله دکتری مهندسی بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۸۹.

- [3] M. Koivisto and A. Revonsuo, "Prechange event-related potentials predict change blindness in various attention conditions," *Neuroreport*, vol 16, no. 8, pp. 869-873, 2005.
- [4] M. Koivisto, P. Kainulainen, and A. Revonsuo, "The relationship between awareness and attention: evidence from ERP responses," *Neuropsychologia*, vol. 47, no. 13, pp. 2891-2899, 2009.
- [5] J. J. Van Boxtel, N. Tsuchiya, and C. Koch, "Consciousness and attention: on sufficiency and necessity," *Frontiers in Psychology*, vol. 1, p. 217, 2010.
- [6] O. Sporns, "Brain connectivity," *Scholarpedia*, vol. 2, p. 4695, 2007.
- [7] H. Shahabi and S. Moghimi, "Toward automatic detection of brain responses to emotional music through analysis of EEG effective connectivity," *Computers in Human Behavior*, vol. 58, pp. 231-239, 2016.
- [8] C. Sandhya, G. Srinidhi, R. Vaishali, M. Visali, and A. Kavitha, "Analysis of speech imagery using brain connectivity estimators," in *Cognitive Informatics & Cognitive Computing (ICCI* CC), 2015 IEEE 14th International Conference on*, 2015, pp. 352-359: IEEE.

جدول (۳)-اندازه‌های تکراری برای ویژگی DTF_{P07}

فرض صفر	P-Value
دسته تحریک	۰/۰۰۰
باند فرکانسی	۰۰۰/۰
اثر تعاملی	۰/۰۰۰

جدول (۴)-درجه اطمینان برای حالت‌های مختلف مربوط به

ویژگی DTF_{P07}

ترکیب دسته‌ها	P-Value	ترکیب دسته‌ها	P-Value
AC-Auc	۰/۰۰۰	AuC-nAC	۰/۰۰۰
AC-nAC	۱/۰۰۰	AuC-nAuC	۰/۰۰۰
AC-nAuC	۱/۰۰۰	nAC-nAuC	۱/۰۰۰

*AC: توجه-هوشیاری، AUC: توجه-عدم هوشیاری، nAC: عدم توجه-هوشیاری، nAuC: عدم توجه-عدم هوشیاری

جدول (۵)- ترکیبات دوتایی دسته‌ها و شاخص تشخیص-

دهنده آن‌ها

ترکیب دسته‌ها	شاخص تشخیص دهنده تفاوت	ترکیب دسته‌ها	شاخص تشخیص دهنده تفاوت
AC-Auc	DTF_{P07}	AuC-nAC	DTF_{P07}
AC-nAC	DTF_{01}	AuC-nAuC	DTF_{P07}
AC-nAuC	DTF_{01}	nAC-nAuC	----

*AC: توجه-هوشیاری، AUC: توجه-عدم هوشیاری، nAC: عدم توجه-هوشیاری، nAuC: عدم توجه-عدم هوشیاری

۴- نتیجه‌گیری

هدف این مقاله، بررسی وجود اختلاف معنادار بین دسته‌های مختلفی از ترکیب‌های توجه و هوشیاری، یعنی توجه-هوشیاری (دسته ۱)، توجه-عدم هوشیاری (دسته ۲)، عدم توجه-هوشیاری (دسته ۳) و عدم توجه-عدم هوشیاری (دسته ۴)، از نظر ارتباطات مغزی است. بعد از به‌دست آوردن ماتریس ارتباطات مؤثر به روش DTF و معرفی و محاسبه شاخص مناسب برای این ماتریس، دو شاخص DTF_{01} و DTF_{P07} ، قادر به نمایش تمایز ($p < 0.05$) میان ترکیبات مختلف از ۴ دسته بودند. به عبارتی از تمامی ترکیبات ۲ از ۴ ممکن برای دسته‌ها (۶ حالت): ۱و۲، ۱و۳، ۱و۴، ۲و۳، ۲و۴، ۳و۴، ۳و۵، ۴و۵، ۴و۶، ۵و۶، ۳و۴و۵، ۳و۴و۶، ۳و۴و۵و۶، ۴و۵و۶، ۳و۴و۵و۶، ۳و۴و۵و۶و۷، ۴و۵و۶و۷، ۳و۴و۵و۶و۷، ۳و۴و۵و۶و۷و۸، ۴و۵و۶و۷و۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹، ۴و۵و۶و۷و۸و۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸و۳۹، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸و۳۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸و۳۹، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸و۳۹و۴۰، ۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸و۳۹و۴۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸و۳۹و۴۰، ۳و۴و۵و۶و۷و۸و۹و۱۰و۱۱و۱۲و۱۳و۱۴و۱۵و۱۶و۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و۲۲و۲۳و۲۴و۲۵و۲۶و۲۷و۲۸و۲۹و۳۰و۳۱و۳۲و۳۳و۳۴و۳۵و۳۶و۳۷و۳۸و۳۹و۴۰و۴۱،

- [13] R. Davoodi, M. Moradi, and A. Yoonessi, "Dissociation Between Attention and Consciousness During a Novel Task: An ERP Study," *Neurophysiology*, vol. 47, no. 2, pp. 144-154, 2015.
- [14] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum, and A. J. Hudspeth, *Principles of neural science*. McGraw-hill New York, 2000.
- [15] S. J. Luck, "Event-Related Potentials," in *APA Handbook of Research Methods in Psychology*, 2012.
- [16] A. Zeman, "Consciousness," *Brain*, vol. 124, pp. 1263-1289, 2001.
- [17] R. Davoodi, M. H. Moradi, and A. Yoonessi, "Neural correlates of attention differ from consciousness during a novel psychophysical task," in *Biomedical Engineering (ICBME), 2012 19th Iranian Conference of*, 2012, pp. 339-343: IEEE.
- [9] A. A. Handojoseno *et al.*, "Prediction of freezing of gait using analysis of brain effective connectivity," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, 2014, pp. 4119-4122: IEEE.
- [10] L. Shaw and A. Routray, "Efficacy of adaptive directed transfer function for neural connectivity estimation of EEG signal during meditation," in *Signal Processing and Integrated Networks (SPIN), 2015 2nd International Conference on*, 2015, pp. 198-202: IEEE.
- [11] E. Gallego-Jutglà *et al.*, "Diagnosis of Alzheimer's disease from EEG by means of synchrony measures in optimized frequency bands," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, 2012, pp. 4266-4270: IEEE.
- [12] Y. Nan, J. Wang, S. A. Xue, H. Sheng, Y. Jiao, and J. Wang, "Analysis of propagation of multi-channel EEG in the test of sustained attention," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, 2010, pp. 1666-1669: IEEE.