

دسامبر ۲۰۲۵  
شماره ۱۹  
ISSN 2817-7002

# گازموايتتل

ژورنال علمي

اولين ژورنال تحقيقات علمي  
در حوزه شعور (ط)

مونيتورينگ فعاليت الكتريكي مغز  
حين ارتباط با ميدان شعوري فرا درماني

محمد علي طاهري  
بنیانگذار تئوري شعور (ط)

[WWW.JOURNALOFCOSMOINTEL.COM](http://WWW.JOURNALOFCOSMOINTEL.COM)



INTERUNIVERSAL PRESS

این صفحه عمداً خالی قرار داده شده است.

[WWW.JOURNALOFCOSMOINTEL.COM](http://WWW.JOURNALOFCOSMOINTEL.COM)

**Interuniversal Press**

**The Scientific Journal of Cosmointel  
Vaughan, Canada**

## فهرست:

۶

سرمقاله

۹

مقدمه مشترک

تغییرات توان مطلق توتال مغز فرادرمانگران حین، قبل و بعد از ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی ۱۵

بررسی اثر میدان شعوری فرادرمانی بر توان مطلق مغز فرادرمانگران با تمرکز بر انواع امواج مغزی ۲۸

بررسی تغییرات توان نسبی در محدوده‌های فرکانسی مختلف مغز فرادرمانگران تحت تاثیر میدان شعوری فرادرمانی ۳۷

بررسی تغییرات آنتروپی شانون و آنتروپی کمینه در کل محدوده‌های فرکانسی مغز فرادرمانگران و به تفکیک امواج مختلف ۴۳

# کازمواینتل

ژورنال علمی

اولین ژورنال تحقیقات علمی  
در حوزه شعور (ط)

ISSN 2817-7002

شماره ۱۹ | دسامبر | ۲۰۲۵

## مونیتورینگ فعالیت الکتریکی مغز حین ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی



تمام حقوق مادی و معنوی متعلق به ژورنال علمی کازمواینتل است.

Interuniversal Press

به نام خدا

## سر مقاله

محمد علی طاهری  
بنیانگذار تئوری میدان های شعوری

# مونیتورینگ فعالیت الکتریکی مغز حین ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی

DOI: <https://doi.org/10.61450/joci.FA.v4i19.222>



مفهوم و ماهیت شعور و آگاهی<sup>۱</sup> ناشناخته است. با وجود این، علم رایج، به خصوص علوم اعصاب، مغز را جایگاه اصلی و سرچشمه‌ی شعور در نظر می‌گیرد. اما پرسشی که بدون پاسخ باقی می‌ماند این است که «اندامی که طی تکامل در موجودات زنده، به مرور پیچیده‌تر شده و در موجودات زنده‌ی اولیه و بدون مغز وجود نداشته، چه‌گونه می‌تواند منشا و جایگاه ایجادکننده و مدیریت‌کننده‌ی شعور باشد؟» در حالی که پیش از تکامل مغز، می‌توان در میکروارگانیسم‌ها و موجودات ساده، نوعی رفتار هوشمندانه را مشاهده کرد. بنابراین، زمان پیدایش و تجلی شعور نیز یکی از موضوعات چالش‌برانگیز این حوزه است.

علم ساینس‌فکت نظریه‌های روشن‌گرانه‌ای در موارد متعدد و مبهم دنیای علم، از جمله این مسئله دارد. در این دیدگاه، مغز، نه منشا و جایگاه مولد، که محل بروز و نمایش اثرات شعور و آگاهی است. با توجه به این که میدان‌های شعوری (ط)، امکان تست عملی دارند می‌توان با طراحی آزمایش‌هایی، برهم‌کنش مغز و این میدان‌های غیرفیزیکی را مطالعه کرد. برخلاف دیگر روش‌های اثرگذاری ذهن-بدن که افراد با انجام تکنیک‌ها و تمرین‌هایی نقش فعالی در آن ایفا می‌کنند، اثرگذاری میدان‌های شعوری تنها با توجهی کوتاه و آنی آغاز می‌شود. این مهم، در علم ساینس‌فکت، پیش از این، در مطالعاتی که نشان داده‌اند مغز نقش دکتور یا آشکارکننده‌ی شعور را دارد، به صورت تجربی تایید شده است و در چند شماره‌ی آتی ژورنال کازمواینتل که نخستین آن‌ها پیش روی شما است، بیش از پیش بررسی و پرداخته شده است.

در مطالعات جدید این حوزه که بخشی از آن‌ها در این شماره ارائه شده، با استفاده از تکنیک EEG و ۱۲۸ الکتروود، اطلاعات کامل‌تری از فعالیت مغز حین ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی در جمعیت فرادرمانگران کسب شده است. در مطالعه‌ی نخست، آنالیز توان مطلق کل یا همان فعالیت عمومی الکتریکی مغز آمده است. در مطالعه‌ی دوم، توان مطلق به تفکیک محدوده‌های فرکانسی گوناگون با در نظر گرفتن پارامترهای آماری محدوده‌ی مقادیر آمپلیتюд مقایسه شده است. در مطالعه‌ی سوم، توان نسبی محدوده‌های فرکانسی گوناگون در مقاطع زمانی مختلف مقایسه شده است و در مطالعه‌ی چهارم، تغییرات انواعی از آنتروپی که پیش از این در سایر مطالعات میدان‌های شعوری بررسی شده بود در مورد فعالیت الکتریکی مغز حین ارتباط بررسی شده است. لازم به ذکر است تحلیل میزان فعالیت و ارتباط آن با نواحی مختلف ساختاری مغز، بررسی ارتباط عملکردی نواحی درگیر مغز و تحلیل پارامترهای زیستی ضربان قلب، نرخ تنفس و دمای بدن حین ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی در حال تکمیل است که در شماره‌ای مستقل به آن پرداخته خواهد شد.

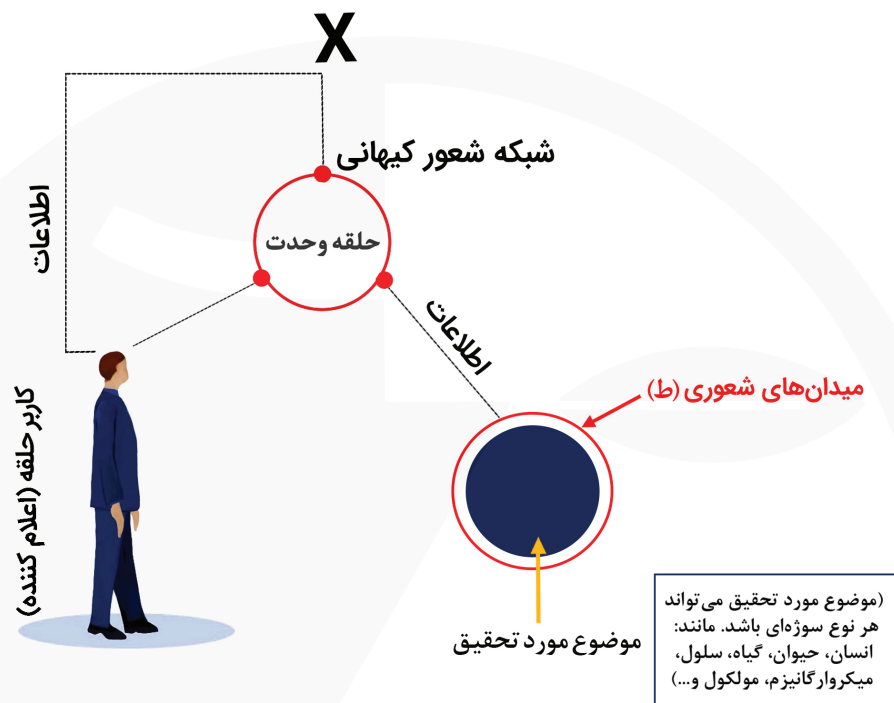
در جمع‌بندی می‌توان بیان کرد نتایج حاصل از مطالعات این شماره نشان می‌دهد سیگنال‌های مغز هنگامی که فرد در ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی قرار دارد، تغییر می‌کند. همان‌طور که ذکر شد، برخلاف سایر تکنیک‌های شناخته‌شده مانند انواع مدیتیشن، اعمال این میدان بدون مداخله‌ی فردی انجام می‌شود. بنابراین، تغییرات حاصل شده در نتیجه‌ی اثر میدان شعوری است و نه تکنیک‌های فردی. به عنوان مثال، در بررسی چند کیس از جمعیت مورد مطالعه، می‌توان مشاهده کرد در صورت پایین‌بودن توان مطلق مغز در قسمت رست (بدون اثر میدان شعوری یا کنترل)، در سه دقیقه‌ی اول ارتباط، توان مطلق به میزان قابل توجهی افزایش می‌یابد و در کیس برعکس این حالت نیز اثر کاهشی میدان بر توان مطلق مشاهده می‌شود. این نتایج پیشنهاد می‌کند مغز به عنوان گیرنده در نقش آنتن، اطلاعاتی را در تعامل با میدان شعوری دریافت کرده است که به دنبال آن تغییرات در سیگنال‌های مغزی ایجاد می‌شود.

بر اساس مشاهدات این آزمایش‌ها، ذکر چند یافته ارزشمند است؛ نخست این که بیش‌ترین تغییرات در سه دقیقه‌ی اول اعمال میدان شعوری دیده شده است که نشان‌دهنده‌ی اثر سریع این میدان است. در مورد امواج آهسته‌ی مغز که دارای کم‌ترین فرکانس و بیش‌ترین آمپلیتюд هستند (دلتا و تتا، آلفا و بتا ۱-۳)، اعمال میدان باعث کاهش میزان توان مطلق شد. به نظر می‌رسد اطلاعات منتقل شده از میدان شعوری منجر به ایجاد رفتاری متفاوت شده است. بر اساس نظریه‌ی شانون، افزایش اطلاعات با کاهش آنتروپی همراه است. در این مطالعات، با

محاسبه‌ی آنتروپی مشخص شد میدان به‌طور قابل توجهی آنتروپی توزیع مقادیر توان مطلق «امواج سریع» را در سه دقیقه‌ی ابتدای ارتباط کاهش داد. بنابراین، از نقطه‌نظر آنتروپی، این امواج سریع که دارای بیش‌ترین فرکانس و کم‌ترین آمپلیتюд هستند (بتای بالا و گاما)، نشان‌گر خوبی برای شروع ارتباط با میدان محسوب می‌شوند. همچنین، درباره‌ی توان نسبی نیز امواجی که به‌شکل واضح‌تری اثر میدان را نمایان می‌سازند، امواج آهسته‌اند که روند افزایشی (دلتا) و کاهش‌ی (تتا) قابل توجه و متمایز از سایر امواج داشتند.

گذشته از نتایج مطالعات این شماره، شماره‌های قبلی و شماره‌های آتی، آن چیز که حایز اهمیت است، درک اثرگذاری هدفمند و کاربردی میدان‌های شعوری در چهارچوب مطالعات علمی و بر اساس روش شناخته‌شده است. استفاده از این ابزارها، می‌تواند به عنوان نقطه‌ی مشترک با دنیای علم رایج، راه‌گشای تحولی بدیع و عظیم در تاریخ علم باشد. این آزمایش‌ها، شواهدی از وجود عاملی غیرمادی و غیرانرژیایی به نام شعور، که توانایی آن را دارد که دنیای ماده و انرژی را تحت تأثیر خود قرار دهد، فراهم می‌کنند؛ انسان نیز در این ره‌گذر، نقش مشاهده‌گر واسط، فعال و کلیدی دارد. امید که محققان آگاه و شاهد، در اقصی نقاط جهان، به این حرکت محققانه بپیوندند و سهمی از آینده‌ی نزدیک و متفاوت علم به خود اختصاص دهند.

### شروع اثرگذاری میدان‌های شعوری طاهری بر موضوع مطالعه



**تصویر شماتیک نحوه‌ی به‌کارگیری میدان‌های شعوری طاهری:** اثرگذاری میدان‌های شعوری با اتصال به شبکه‌ی شعور کیهانی و از طریق کاربر حلقه (اعلام‌کننده) آغاز می‌شود. میدان‌های شعوری متغیر زیرمجموعه‌ی این شبکه‌ی هوشمند هستند و با اعمال هر کدام از آن‌ها، اطلاعات مشخصی منتقل می‌شود. به این ترتیب، موضوع مورد تحقیق که می‌تواند موجود زنده یا مواد غیرزنده باشند، در معرض این اطلاعات قرار می‌گیرند. لازم به ذکر است میدان‌های شعوری و اطلاعات طاهری، ماهیت مادی یا انرژیایی ندارند. بنابراین، نمی‌توان آن‌ها را به‌طور مستقیم و کمی اندازه‌گیری کرد. اما می‌توان با طراحی آزمایش‌های گوناگون، اثر آن‌ها را ثبت و بررسی کرد. به این منظور، رفتار یا شاخص‌های مورد سنجش محققان در موضوع مورد مطالعه پس از قرار گرفتن در معرض این میدان‌ها با نمونه‌های کنترل (بدون اثر میدان‌ها) مقایسه و نتایج، پس از آنالیزهای آماری، گزارش می‌شوند.

## شعور طاهری و علم جدید ساینسفت<sup>۳</sup>

در دهه‌های اخیر، ماهیت شعور و جایگاه آن در دنیای علم بسیار مورد توجه قرار گرفته است. نظریه‌های فلسفی و علمی بسیاری در این زمینه ارائه شده است. محمدعلی طاهری<sup>۴</sup> در دهه‌ی ۱۹۸۰ میدان‌های جدیدی با ماهیت غیرمادی و غیرانرژیایی معرفی کرده است که میدان‌های شعوری طاهری (TCFs) نامیده می‌شوند. در این دیدگاه، T-Consciousness یکی از سه عنصر موجود در جهان هستی به جز ماده و انرژی است.

بر اساس این نظریه، میدان‌های شعوری متنوعی با عملکردهای گوناگون وجود دارد که زیرمجموعه‌ی شبکه‌ی اینترنت کیهانی به نام شبکه‌ی شعور کیهانی یا CCN<sup>۵</sup> هستند. تفاوت عمده میان نظریه‌ی میدان‌های شعوری (ط) با سایر مفاهیم نظری ارائه‌شده، در طرح موضوع شعور، کاربرد و استفاده‌ی عملی از میدان‌های شعوری است. این میدان‌ها قابل اعمال بر همه‌ی موجودات زنده و غیرزنده همچون انسان‌ها، گیاهان، حیوانات، میکروارگانیسم‌ها، مواد و غیره هستند.

علم جدید ساینسفت را محمدعلی طاهری، بنیان‌گذار مکتب عرفان کیهانی حلقه در سال ۲۰۲۰ به عنوان یکی از زیرمجموعه‌های این مکتب معرفی کرده است. نام «ساینسفت» به این دلیل انتخاب شده است که از تحقیقات علمی به منظور تایید وجود شعور به عنوان «وجودی مسلم» (فکت) استفاده می‌کند. اگرچه علم رایج، صرفاً مطالعه‌ی ماده و انرژی را مدنظر دارد و در مقابل، ساینسفت اثرات میدان‌های شعوری (غیرمادی و غیرانرژیایی) را کاوش می‌کند اما ساینسفت با انجام تحقیقات آزمایشگاهی تکرارپذیر در حوزه‌های گوناگون علم، زمینه‌ی مشترکی میان ساینسفت و علم رایج پدیدار نموده است.

اثرگذاری میدان‌های شعوری با اتصال (Etesal) بین شبکه‌ی شعور کیهانی به عنوان شعور کل و موضوع مورد مطالعه به عنوان جزء آغاز می‌شود. اتصال را ذهن فرادمانگر (فرد آموزش‌دیده‌ای که میدان‌های شعوری به او تفویض شده است) برقرار می‌کند. ذهن انسان نقش واسط (اعلام‌کننده) را دارد که با توجهی کوتاه و آنی به موضوع مورد مطالعه عمل می‌کند و دستاورد اصلی، در نتیجه‌ی اثرات میدان‌های شعوری حاصل می‌شود. این میدان‌ها به‌طور مستقیم قابل اندازه‌گیری به وسیله‌ی علم نیستند اما می‌توان اثرات آن‌ها را بر موضوعات گوناگون از طریق آزمایش‌های تکرارپذیر بررسی کرد.

## روشن‌شناسی تحقیقات میدان‌های شعوری طاهری

پایه‌ریزی تحقیقات اولیه‌ی «شعور» بر اساس سلسله‌مراتب فرض، حکم و برهان صورت گرفته که در آن فرض اولیه، شکل‌گیری کیهان از جزء سومی متفاوت از ماده و انرژی به نام «شعور» است. حکم آن است که وجود «شعور» (میدان‌های شعوری) می‌تواند به وسیله‌ی اثراتش بر ماده و انرژی (مانند انسان، حیوان، گیاه، میکروارگانیسم، سلول‌ها، مواد و غیره) اثبات شود. برهان نیز تایید علمی اثرات میدان‌های شعوری بر ماده و انرژی (مطابق حکم تعیین‌شده) است که با انجام آزمایش‌های علمی تکرارپذیر گوناگون انجام می‌شود.

## فازهای مطالعاتی در علم ساینسفت

با هدف اثبات وجود، اثربخشی و سازوکار میدان‌های شعوری و تحلیل‌های آن، فازهای تحقیقاتی صفر تا چهار و اهداف هر کدام در این راستا به شرح زیر تعریف می‌شود:

- \* هدف تحقیقات در فاز صفر ارائه‌ی شواهد تجربی وجود میدان‌های شعوری با مشاهده‌ی اثرات آن‌ها است.
- \* فاز اول به بررسی تنوع اثرگذاری میدان‌های شعوری ناشی از «شعور» می‌پردازد.
- \* فاز دوم، چرایی تنوع اثرگذاری میدان‌های شعوری را بررسی می‌کند.
- \* فاز سوم، بررسی سازوکار اثرات میدان‌های شعوری بر ماده و انرژی را به عهده دارد.
- \* فاز چهارم، نتیجه‌گیری‌های کلان به‌ویژه در ارتباط با ذهن و حافظه‌ی ماده و ارتباط آن با «شعور» و غیره است.

3. ScienceFact

4. Mohammad Ali Taheri

5. Cosmic Consciousness Network

## مقدمه مشترک

### تاریخچه‌ی روش

الکتروانسفالوگرافی (EEG) از زمانی در حدود ۱۴۰ سال پیش که پزشک انگلیسی‌ای به نام ریچارد کاتون آن را کشف کرده، راه طولانی‌ای را پیموده است. او در سال ۱۸۷۵ نخستین نوار مغزی را از مغز میمون‌ها و خرگوش‌ها به دست آورد. تقریباً پنجاه سال بعد، در سال ۱۹۲۴، هانس برگر با استفاده از تجهیزات ساده‌ی رادیویی به منظور تقویت فعالیت الکتریکی مغز، اولین ضبط EEG را روی پوست سر انسان انجام داد و خروجی نوشتاری‌ای روی کاغذ به دست آورد. او ادعا کرد فعالیت مغزی که از طریق استفاده از EEG مشاهده می‌شود، می‌تواند زمانی که وضعیت بیمار تغییر می‌کند، مانند رفتن از حالت آرامش به هوشیاری، خواب، کمبود اکسیژن، به شیوه‌ای ثابت، قابل اعتماد و قابل تشخیص تغییر کند. این پیشرفت منجر به تحقیقات سال‌های بعد و کاربردهای متنوع استفاده از EEG امروزه شد [۱].

### ساختار و عملکرد مغز در ارتباط با داده‌ی EEG

مغز انسان به‌طور متوسط حدود ۸۶ میلیارد نورون دارد که ارتباط میان آن‌ها فعالیت کلیدی و اصلی مغز است. نورون‌ها سلول‌های تحریک‌پذیر با خواص الکتریکی ذاتی هستند و فعالیت آن‌ها منجر به ایجاد میدان‌های مغناطیسی و همچنین میدان‌های الکتریکی می‌شود که سپس با استفاده از الکترودهای ویژه می‌توان آن‌ها را ثبت کرد [۲]. دو نوع اصلی فعالیت عصبی وجود دارد: «پتانسیل عمل» و «پتانسیل پس سیناپسی». پتانسیل‌های عمل، نتیجه‌ی دپلاریزاسیون بسیار سریع یک نورون است که به‌طور عمده با تغییرات در نفوذپذیری غشا به یون‌های سدیم و پتاسیم انجام می‌شود. این اتفاق زمانی رخ می‌دهد که سلول به میزان معینی، از پتانسیل حالت استراحت منفی خود، دپلاریزه می‌شود. پس از رسیدن به این آستانه، شلیک سریع پتانسیل عمل (حدود یک میلی‌ثانیه) از ابتدای آکسون در جسم سلولی نورون تا پایانه‌های آکسون رخ می‌دهد [۳].

از سوی دیگر، پتانسیل‌های پس سیناپسی نشان‌دهنده‌ی تغییر بار الکتریکی در خارج از غشا هستند و این تغییر در فضای خارج سلولی تا ۲۰۰ میلی‌ثانیه طول می‌کشد. بار الکتریکی خارج سلولی، مثبت یا منفی، چیزی است که با الکترودهایی که روی پوست سر قرار می‌گیرند اندازه‌گیری می‌شود. سلول‌های هرمی مانند باتری‌های کوچکی هستند که قطبیت دارند؛ اگر یک انتهای دندریت مثبت باشد، سر دیگر آن منفی است [۴]. واسطه‌گری پتانسیل‌های پس سیناپسی را تعدادی از سیستم‌های انتقال‌دهنده‌ی عصبی انجام می‌دهند و در نتیجه‌ی فعال‌سازی سیناپسی، عموماً تغییرات آهسته‌تری در پتانسیل‌های غشایی ایجاد می‌کنند. آن‌ها ولتاژهایی هستند که زمانی تولید می‌شوند که انتقال‌دهنده‌های عصبی به گیرنده‌های غشای سلول پس سیناپسی متصل می‌شوند و باعث باز یا بسته‌شدن کانال‌های یونی می‌شوند. به‌طور قابل اطمینانی می‌توان ادعا کرد EEG فقط می‌تواند پتانسیل‌های پس سیناپسی

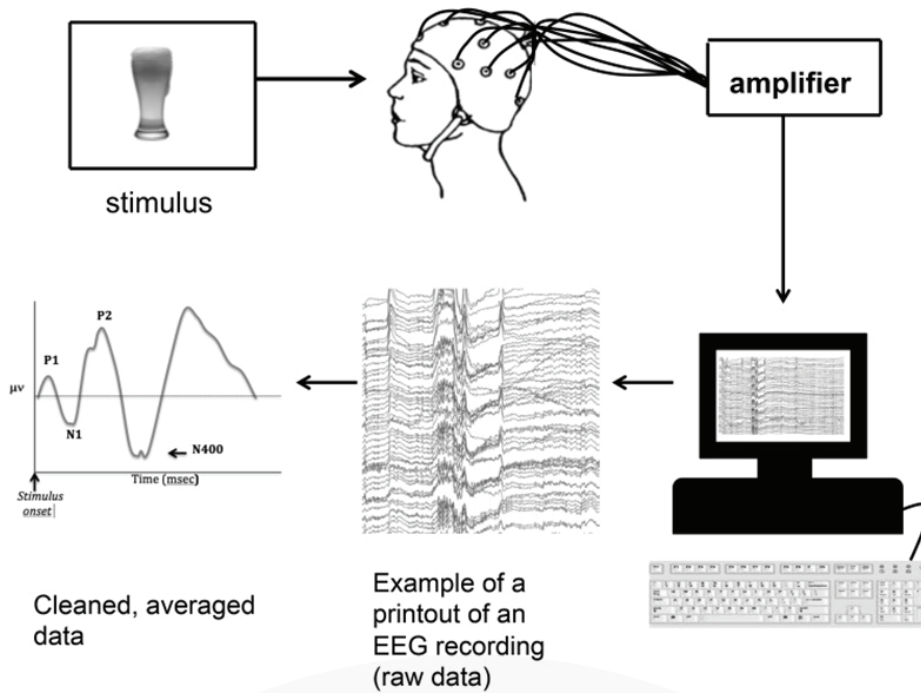
را ثبت کند. با توجه به این‌که پتانسیل عمل بسیار سریع و کوتاه است و همچنین، باید با سرعت ثابت در آکسون حرکت کند، به نظر می‌رسد الکترودهایی که روی پوست سر قرار می‌گیرند به‌سادگی نمی‌توانند آن‌ها را تشخیص دهند.

مثبت یا منفی بودن بار خارج از دندریت در سطح خارجی سلول هرمی به دو عامل بستگی دارد؛ نخست آن‌که آیا محرکی بازدارنده یا تحریکی از آکسون سلول دیگر به محل اتصال سیناپسی آمده است و دوم این‌که آیا آن سیناپس در پروکسیمال یا دیستال بدنه‌ی سلولی قرار دارد؟ به عنوان مثال، اگر محرکی تحریکی در نزدیکی انتهای دیستال دندریت (نزدیک سطح قشر) وارد شود، تغییر در نفوذپذیری غشا منجر به ورود  $Na^+$  به داخل سلول و منفی شدن فضای خارج سلولی می‌شود (چون سلول هرمی مانند یک باتری عمل می‌کند، فضای خارج سلولی در انتهای پروگزیمال دندریت مثبت خواهد بود). به این ترتیب، اگر اتفاق مشابهی روی سر برای تعداد زیادی از سلول‌های هرمی بیافتد، الکتروود EEG، یک پتانسیل خارج سلولی منفی را ثبت می‌کند. بنابراین EEG نشان‌دهنده‌ی مجموع جبری پتانسیل‌های پس سیناپسی تحریکی و مهارتی است [۵].

### پتانسیل‌های مغز مرتبط با رویداد (ERP)<sup>۱</sup>

ضبط EEG در تحقیقات و تنظیمات بالینی طی چندین دهه استفاده‌ی زیادی داشت (شکل ۱). با این حال، مطالعه‌ی فرایندهای شناختی خاص با استفاده از این روش دشوار است؛ زیرا استفاده از ضبط مداوم و خام برای بررسی فعالیت عصبی خاص به عنوان تابعی از فرایندهای شناختی خاص، اگر نگوئیم غیرممکن، بسیار دشوار است. پتانسیل‌های مغزی مرتبط با رویداد، بخش‌های کوچکی از ضبط مداوم EEG هستند که در پاسخ به محرک‌ها (مانند مشاهده‌ی تصاویر یا کلمات روی صفحه‌ی رایانه یا در این مطالعه ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی)، برانگیخته می‌شوند [۶].

ERP‌ها در طیف وسیعی از آزمایش‌های روان‌شناختی استفاده می‌شوند که هدف آن‌ها بررسی جنبه‌های گوناگون فرایندهای شناختی، مانند درک و تولید زبان، حافظه، توجه و بسیاری موارد دیگر است. ERP‌ها به دلیل دامنه‌ی بسیار کمی که دارند معمولاً در ضبط EEG خام دیده نمی‌شوند. بنابراین، باید با ایجاد میانگین دوره‌های ضبط<sup>۲</sup>، از ضبط پیوسته جدا شوند [۷].

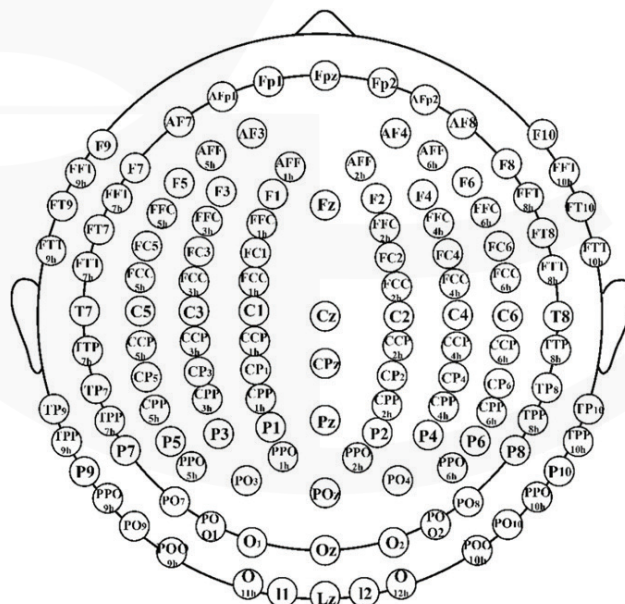


شکل ۱- در یک آزمایش، تعدادی الکتروود، معمولاً ۳۲، ۶۴ یا ۱۲۸، روی سر شرکت‌کننده قرار می‌گیرد که امکان اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی مغز را در سطح (پوست سر) فراهم می‌کند.

شده، لغو نمی‌شود و بنابراین، معنایی دارد و در خروجی قابل مشاهده است. خروجی‌ای که به دست می‌آید شبیه موجی با تعدادی پیک مثبت و منفی است. این پیک‌ها به عنوان «مولفه‌ها» شناخته می‌شوند و با توجه به قطبیت‌شان برچسب‌گذاری می‌شوند؛ P نشان‌دهنده‌ی مثبت، N نشان‌دهنده‌ی منفی و تاخیر تقریبی آن‌ها در میلی‌ثانیه است (امواج منفی با فعال‌سازی مرتبط هستند، در حالی که امواج مثبت با مهار). در هر حوزه‌ی مطالعه‌ی مولفه‌ای مربوط به آن مبتنی بر مطالعات و آزمون‌های موجود به دست می‌آیند [۹]. نام و شماره‌ی الکتروودهای مورد استفاده در مطالعات این شماره در جدول ۱ ذکر شده است. شکل ۳ ست‌آپ کسب داده‌ی EEG در پژوهش‌های این شماره را نشان می‌دهد.

محرك باعث برانگیختگی پاسخی در مغز می‌شود که به‌طور مداوم در رایانه ضبط می‌شود. سپس این ضبط به‌طور میانگین محاسبه می‌شود و ERP های منفرد استخراج می‌شوند. سیگنال EEG با ثبت فعالیت الکتریکی، که مغز با استفاده از الکتروودهای تنظیم‌شده در مکان‌های مختلف روی پوست سر، آن را تولید می‌کند (شکل ۲)، به دست می‌آید؛ در واقع تفاوت پتانسیل الکتریکی بین دو محل (که محل فعال و محل مرجع نامیده می‌شوند) در طول زمان اندازه‌گیری می‌شود [۸].

نکته‌ی مهم در استخراج و تجزیه و تحلیل اجزای ERP از داده‌های پیوسته در پژوهش، به دست آوردن میانگین فعالیت در تست‌های مکرر با شرایط ثابت است. فقط فعالیت‌هایی که مکرر است و با زمان تکرار



شکل ۲- اسامی و محل قرارگیری الکتروودها در ۱۲۶ الکتروود مورد استفاده در این مطالعه

جدول ۱. نام و شماره‌ی الکترودهای مورد استفاده در مطالعات این شماره؛ مقادیر آمده ترکیبی از سیستم‌های مختصات دکارتی  $(X, Y, Z)$ ، کروی (sph) تا، sph فی، sph شعاع) است.  $X, Y, Z$ : مختصات دکارتی سه‌بعدی استاندارد را نشان می‌دهند که موقعیت یک نقطه را در فضا با استفاده از محورهای افقی  $(X)$ ، عمودی  $(Y)$  و عمق  $(Z)$  تعریف می‌کنند. sph تا: مشابه تا در مختصات قطبی، نشان دهنده زاویه در صفحه  $xy$  است که از محور  $X$  مثبت اندازه‌گیری می‌شود. sph فی: نشان دهنده زاویه از محور  $Z$  مثبت تا نقطه مدنظر است. sph شعاع: نشان دهنده فاصله از مبدا  $(0,0,0)$  تا نقطه مدنظر است.

Number	Labels	theta	radius	X	Y	Z	sph_theta	sph_phi	sph_radius
1	FP1	-18.1	0.5	0.95	0.31	0	18.1	0	0.999
2	FPz	0	0.5	1	0	0	0	0	1
3	FP2	18.1	0.5	0.95	-0.31	0	-18.1	0	0.999
4	AF7	-36.1	0.5	0.81	0.59	0	36.1	0	1
5	AF3	-28.1	0.426	0.86	0.46	0.23	28.1	13.3	1
6	AF4	28.1	0.426	0.86	-0.46	0.23	-28.1	13.3	1
7	AF8	36.1	0.5	0.81	-0.59	0	-36.1	0	1
8	F9	-59.7	0.577	0.49	0.84	-0.24	59.7	-13.9	1
9	F7	-53.9	0.5	0.59	0.81	0	53.9	0	1
10	F5	-46.7	0.426	0.67	0.71	0.23	46.7	13.3	1
11	F3	-39.2	0.356	0.7	0.57	0.44	39.2	26	1
12	F1	-22.1	0.295	0.74	0.3	0.6	22.1	36.9	0.999
13	Fz	0	0.25	0.71	0	0.71	0	45	1
14	F2	22.1	0.295	0.74	-0.3	0.6	-22.1	36.9	0.999
15	F4	39.2	0.356	0.7	-0.57	0.44	-39.2	26	1
16	F6	46.7	0.426	0.67	-0.71	0.23	-46.7	13.3	1
17	F8	53.9	0.5	0.59	-0.81	0	-53.9	0	1
18	F10	59.7	0.577	0.49	-0.84	-0.24	-59.7	-13.9	1
19	FT7	-71.9	0.5	0.31	0.95	0	71.9	0	0.999
20	FC5	-67.8	0.394	0.36	0.88	0.33	67.8	19.1	1.01
21	FC3	-61.2	0.288	0.38	0.69	0.62	61.2	38.2	1
22	FC1	-42.1	0.187	0.41	0.37	0.83	42.1	56.4	0.997
23	FCz	0	0.125	0.38	0	0.92	0	67.6	0.995
24	FC2	42.1	0.187	0.41	-0.37	0.83	-42.1	56.4	0.997
25	FC4	61.2	0.288	0.38	-0.69	0.62	-61.2	38.2	1
26	FC6	67.8	0.394	0.36	-0.88	0.33	-67.8	19.1	1.01
27	FT8	71.9	0.5	0.31	-0.95	0	-71.9	0	0.999
28	T7	-90	0.5	6.12E-17	1	0	90	0	1
29	C5	-90	0.375	5.63E-17	0.92	0.38	90	22.4	0.995
30	C3	-90	0.25	4.35E-17	0.71	0.71	90	45	1
31	C1	-90	0.125	2.33E-17	0.38	0.92	90	67.6	0.995
32	Cz	0	0	6.12E-17	0	1	0	90	1
33	C2	90	0.125	2.33E-17	-0.38	0.92	-90	67.6	0.995
34	C4	90	0.25	4.35E-17	-0.71	0.71	-90	45	1
35	C6	90	0.375	5.63E-17	-0.92	0.38	-90	22.4	0.995
36	T8	90	0.5	6.12E-17	-1	0	-90	0	1
37	TP7	-108	0.5	-0.31	0.95	0	108	0	0.999
38	CP5	-112	0.394	-0.36	0.88	0.33	112	19.1	1.01
39	CP3	-119	0.288	-0.38	0.69	0.62	119	38.2	1
40	CP1	-138	0.187	-0.41	0.37	0.83	138	56.4	0.997
41	CPz	180	0.125	-0.38	-4.65E-17	0.92	-180	67.6	0.995
42	CP2	138	0.187	-0.41	-0.37	0.83	-138	56.4	0.997
43	CP4	119	0.288	-0.38	-0.69	0.62	-119	38.2	1
44	CP6	112	0.394	-0.36	-0.88	0.33	-112	19.1	1.01
45	TP8	108	0.5	-0.31	-0.95	0	-108	0	0.999
46	P7	-126	0.5	-0.59	0.81	0	126	0	1

47	P5	-133	0.426	-0.67	0.71	0.23	133	13.3	1
48	P3	-141	0.356	-0.7	0.57	0.44	141	26	1
49	P1	-158	0.295	-0.74	0.3	0.6	158	36.9	0.999
50	Pz	180	0.25	-0.71	-8.69E-17	0.71	-180	45	1
51	P2	158	0.295	-0.74	-0.3	0.6	-158	36.9	0.999
52	P4	141	0.356	-0.7	-0.57	0.44	-141	26	1
53	P6	133	0.426	-0.67	-0.71	0.23	-133	13.3	1
54	P8	126	0.5	-0.59	-0.81	0	-126	0	1
55	PO7	-144	0.5	-0.81	0.59	0	144	0	1
56	PO3	-152	0.426	-0.86	0.46	0.23	152	13.3	1
57	POz	180	0.375	-0.92	-1.13E-16	0.38	-180	22.4	0.995
58	PO4	152	0.426	-0.86	-0.46	0.23	-152	13.3	1
59	PO8	144	0.5	-0.81	-0.59	0	-144	0	1
60	O1	-162	0.5	-0.95	0.31	0	162	0	0.999
61	Oz	180	0.5	-1	-1.22E-16	0	-180	0	1
62	O2	162	0.5	-0.95	-0.31	0	-162	0	0.999
63	AFp5	-27.3	0.475	0.89	0.46	0.08	27.3	4.57	1.01
64	AFp1	-11.7	0.449	0.97	0.2	0.16	11.7	9.18	1
65	AFp2	11.7	0.449	0.97	-0.2	0.16	-11.7	9.18	1
66	AFp6	27.3	0.475	0.89	-0.46	0.08	-27.3	4.57	1.01
67	AFF7h	-41.3	0.462	0.75	0.66	0.12	41.3	6.85	1.01
68	AFF5h	-37.5	0.426	0.77	0.59	0.23	37.5	13.3	0.997
69	AFF3h	-25.4	0.362	0.82	0.39	0.42	25.4	24.8	1
70	AFF1h	-13.4	0.333	0.84	0.2	0.5	13.4	30.1	0.998
71	AFF2h	13.4	0.333	0.84	-0.2	0.5	-13.4	30.1	0.998
72	AFF4h	25.4	0.362	0.82	-0.39	0.42	-25.4	24.8	1
73	AFF6h	37.5	0.426	0.77	-0.59	0.23	-37.5	13.3	0.997
74	AFF8h	41.3	0.462	0.75	-0.66	0.12	-41.3	6.85	1.01
75	FFT9h	-65	0.545	0.42	0.9	-0.14	65	-8.02	1
76	FFT7h	-60.3	0.455	0.49	0.86	0.14	60.3	8.05	1
77	FFC5h	-53.5	0.362	0.54	0.73	0.42	53.5	24.8	1
78	FFC3h	-40.8	0.278	0.58	0.5	0.64	40.8	39.9	0.998
79	FFC1h	-16.3	0.208	0.58	0.17	0.79	16.3	52.6	0.995
80	FFC2h	16.3	0.208	0.58	-0.17	0.79	-16.3	52.6	0.995
81	FFC4h	40.8	0.278	0.58	-0.5	0.64	-40.8	39.9	0.998
82	FFC6h	53.5	0.362	0.54	-0.73	0.42	-53.5	24.8	1
83	FFT8h	60.3	0.455	0.49	-0.86	0.14	-60.3	8.05	1
84	FFT10h	65	0.545	0.42	-0.9	-0.14	-65	-8.02	1
85	FTT7h	-80.1	0.442	0.17	0.97	0.18	80.1	10.4	1
86	FCC5h	-77.1	0.323	0.19	0.83	0.53	77.1	31.9	1
87	FCC3h	-69.4	0.204	0.21	0.56	0.8	69.4	53.2	0.999
88	FCC1h	-43.6	0.0934	0.21	0.2	0.96	43.6	73.2	1
89	FCC2h	43.6	0.0934	0.21	-0.2	0.96	-43.6	73.2	1
90	FCC4h	69.4	0.204	0.21	-0.56	0.8	-69.4	53.2	0.999
91	FCC6h	77.1	0.323	0.19	-0.83	0.53	-77.1	31.9	1
92	FTT8h	80.1	0.442	0.17	-0.97	0.18	-80.1	10.4	1
93	TTP7h	-99.9	0.442	-0.17	0.97	0.18	99.9	10.4	1
94	CCP5h	-103	0.323	-0.19	0.83	0.53	103	31.9	1
95	CCP3h	-111	0.204	-0.21	0.56	0.8	111	53.2	0.999
96	CCP1h	-136	0.0934	-0.21	0.2	0.96	136	73.2	1
97	CCP2h	136	0.0934	-0.21	-0.2	0.96	-136	73.2	1
98	CCP4h	111	0.204	-0.21	-0.56	0.8	-111	53.2	0.999

99	CCP6h	103	0.323	-0.19	-0.83	0.53	-103	31.9	1
100	TTP8h	99.9	0.442	-0.17	-0.97	0.18	-99.9	10.4	1
101	TPP7h	-120	0.455	-0.49	0.86	0.14	120	8.05	1
102	CPP5h	-126	0.362	-0.54	0.73	0.42	126	24.8	1
103	CPP3h	-139	0.278	-0.58	0.5	0.64	139	39.9	0.998
104	CPP1h	-164	0.208	-0.58	0.17	0.79	164	52.6	0.995
105	CPP2h	164	0.208	-0.58	-0.17	0.79	-164	52.6	0.995
106	CPP4h	139	0.278	-0.58	-0.5	0.64	-139	39.9	0.998
107	CPP6h	126	0.362	-0.54	-0.73	0.42	-126	24.8	1
108	TTP8h	120	0.455	-0.49	-0.86	0.14	-120	8.05	1
109	PPO9h	-133	0.554	-0.68	0.72	-0.17	133	-9.74	1
110	PPO7h	-139	0.462	-0.75	0.66	0.12	139	6.85	1.01
111	PPO5h	-143	0.426	-0.77	0.59	0.23	143	13.3	0.997
112	PPO3h	-150	0.358	-0.78	0.45	0.43	150	25.5	0.998
113	PPO1h	-167	0.333	-0.84	0.2	0.5	167	30.1	0.998
114	PPO2h	167	0.333	-0.84	-0.2	0.5	-167	30.1	0.998
115	PPO4h	150	0.358	-0.78	-0.45	0.43	-150	25.5	0.998
116	PPO6h	143	0.426	-0.77	-0.59	0.23	-143	13.3	0.997
117	PPO8h	139	0.462	-0.75	-0.66	0.12	-139	6.85	1.01
118	PPO10h	133	0.554	-0.68	-0.72	-0.17	-133	-9.74	1
119	POO5	-153	0.475	-0.89	0.46	0.08	153	4.57	1.01
120	POO1	-168	0.449	-0.97	0.2	0.16	168	9.18	1
121	POO2	168	0.449	-0.97	-0.2	0.16	-168	9.18	1
122	POO6	153	0.475	-0.89	-0.46	0.08	-153	4.57	1.01
123	POO9h	-153	0.571	-0.87	0.44	-0.22	153	-12.7	0.999
124	OI1h	-171	0.567	-0.97	0.15	-0.21	171	-12.1	1
125	OI2h	171	0.567	-0.97	-0.15	-0.21	-171	-12.1	1
126	POO10h	153	0.571	-0.87	-0.44	-0.22	-153	-12.7	0.999



شکل ۳- ست آپ کسب داده‌ی EEG در پژوهش‌های این شماره

1. Müller-Putz, G. R. (2020). Electroencephalography. *Handbook of clinical neurology*, 168, 249–262. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63934-9.00018-4>
2. Kramarenko, A. V., & Tan, U. (2003). Effects of high-frequency electromagnetic fields on human EEG: a brain mapping study. *The International journal of neuroscience*, 113(7), 1007–1019. <https://doi.org/10.1080/00207450390220330>
3. Chen, I., Lui, F. Neuroanatomy, Neuron Action Potential. [Updated 2023 Aug 14]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546639/>
4. Grider, M. H., Jessu, R., & Kabir, R. (2023). Physiology, Action Potential. In StatPearls. StatPearls Publishing.
5. Kress, G. J., & Mennerick, S. (2009). Action potential initiation and propagation: upstream influences on neurotransmission. *Neuroscience*, 158(1), 211–222. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2008.03.021>
6. Ogrim, G., & Kropotov, J. D. (2020). Event Related Potentials (ERPs) and other EEG Based Methods for Extracting Biomarkers of Brain Dysfunction: Examples from Pediatric Attention Deficit/Hyperactivity Disorder (ADHD). *Journal of visualized experiments : JoVE*, (157), 10.3791/60710. <https://doi.org/10.3791/60710>
7. Al-Ezzi, A., Kamel, N., Faye, I., & Gunaseli, E. (2020). Review of EEG, ERP, and Brain Connectivity Estimators as Predictive Biomarkers of Social Anxiety Disorder. *Frontiers in psychology*, 11, 730. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2020.00730>
8. Light, G. A., Williams, L. E., Minow, F., Sprock, J., Rissling, A., Sharp, R., Swerdlow, N. R., & Braff, D. L. (2010). Electroencephalography (EEG) and event-related potentials (ERPs) with human participants. *Current protocols in neuroscience*, Chapter 6, Unit–6.25.24. <https://doi.org/10.1002/0471142301.ns0625s2>
9. Woodman, G. F. (2010). A brief introduction to the use of event-related potentials in studies of perception and attention. *Attention, perception & psychophysics*, 72(8), 2031–2046. <https://doi.org/10.3758/APP.72.8.2031>

## تغییرات توان مطلق توتال مغز فرادرمانگران حین، قبل و بعد از ارتباط با میدان شعوری

### فرادرمانی

\* نویسنده مسئول: فرید سمسارها  
ایمیل: Semsarha@ut.ac.ir

محمدعلی طاهری<sup>۱</sup>، سارا ترابی<sup>۲</sup>، فرید سمسارها<sup>۳\*</sup>

DOI: <https://doi.org/10.61450/joci.FA.v4i19.224>

۱. بخش تحقیق و توسعه‌ی ساینسفکت، مرکز تحقیقات کازمواینتل، انتاریو، کانادا

۲. دپارتمان زیست‌شناسی گیاهی، دانشکده‌ی زیست‌شناسی، پردیس علوم، دانشگاه

تهران، تهران، ایران

۳. مرکز تحقیقات بیوشیمی و بیوفیزیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

## چکیده

بر اساس نظریه‌ی طاهری، میدان شعوری فرادرمانی، میدانی غیرفیزیکی است که به عنوان طب مکمل معرفی شده است. اثرگذاری این میدان تنها با توجهی کوتاه و آنی به وسیله‌ی فردی که آموزش دیده (فرادرمانگر)، آغاز می‌شود. چه‌گونگی تغییر فعالیت مغزی تحت تاثیر این میدان مورد توجه محققان این حوزه بوده و پیش از این بررسی فعالیت مغز فرادرمانگران در ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی با استفاده از دستگاه‌های الکتروانسفالوگرافی با تعداد الکترودهای ۱۶ کاناله انجام شده است. این پژوهش، با استفاده از کلاه ۱۲۸ کاناله‌ی دستگاه الکتروانسفالوگراف بررسی توان کل مطلق، صورت گرفته است. توان مطلق کل یا توتال مغز، بیان‌گر فعالیت عمومی الکتریکی مغز و پاسخ مستقیم سیستم مورد مطالعه است. بر اساس نتایج این پژوهش ضمن مشاهده‌ی کاهش متفاوت توان در کانال‌های مختلف، متوسط کاهش توان مطلق مغز در جمعیت و در کانال‌های گوناگون، حدود ۲۴٪ در بیش‌ترین کنتراست مورد مطالعه است.

**کلیدواژه‌ها:** فعالیت الکتریکی مغز، توان مطلق کل، الکتروانسفالوگرافی

بر حافظه، توجه، ادراک و فعالیت ذاتی شبکه‌ی حالت پیش‌فرض در حین ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی گزارش شده است [۳]. اما چه‌گونه‌ی اثرگذاری میدان‌های شعوری بر رفتار الکتریکی مغز به‌صورت مستقیم و به‌عنوان پاسخ اولیه‌ی سیستم مغز و همچنین بررسی زمان‌مندی این اثرگذاری با تعیین فواصل زمانی از شروع تیمار ارتباط با میدان، تا به حال صورت نگرفته است. در مطالعه‌ی حاضر، از توان مطلق کل برای بررسی پاسخ کلی مغز به میدان شعوری فرادرمانی استفاده شد تا ارزیابی در سطح سیستم از تاثیر این میدان غیرفیزیکی فراهم شود.

## روش

۴۴ فرد بالغ (میانگین سنی:  $41 \pm 7$ ) همگی سالم و بدون مصرف داروهای حوزه‌ی اعصاب و روان در شش ماه پیش از روز آزمون در گروه مطالعه قرار گرفتند؛ ۴۱٪ افراد مطالعه مرد ( $n=18$ ) و ۵۹٪ زن ( $n=26$ ) بوده‌اند. تیمار میدان شعوری فرادرمانی را خود افراد در زمان قراردادی شروع (شنیدن صدای خفیف بوق از سیستم کامپیوتر واقع بر میز روبه‌روی صندلی محل استقرار) کردند که در یک مرحله آغاز می‌شد. مقاطع زمانی به ترتیب زیر بود:

**۱. رست ۱:** مرحله‌ای (پنج دقیقه‌ای) که در آن از فرادمانگران خواسته می‌شود، چشمان خود را ببندند و بدون نظر به هیچ کدام از میدان‌های شعوری، صرفاً در حالت ریلکس و بدون تنش باشند. هدف از این بخش، داشتن داده‌ی کنترل به معنای داده‌ی پایه و پیش از ارتباط با میدان در مورد هر فرد است که در ساخت داده‌ی جمعیتی کنترل یا همان پیش ارتباط نقش حیاتی دارد.

**۲. تسک ۲:** در این پژوهش، به مرحله‌ای که افراد در ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی قرار می‌گیرند و بلافاصله و بدون قطع در ادامه‌ی رست ۱ است، تسک گفته می‌شود؛ به این معنا که افراد با شنیدن صدای بوقی که در پیش-آگاهی درباره‌ی آن گفته شده و به معنای شروع ارتباط با میدان است، اتصال خود را شخصاً آغاز می‌کنند. تسک، ارتباط و نظری است که ده دقیقه پس از اعلام اولیه، داده از مغز افراد به‌صورت پیوسته کسب می‌شود. در آنالیز داده‌ها، این ده دقیقه، هم به‌صورت یک پارچه و هم به‌صورت تفکیک‌شده به سه مقطع زمانی مساوی متوالی تحت عنوان تسک ۱، تسک ۲ و تسک ۳ آنالیز شده است. هدف از این تفکیک، بررسی تغییرات اثر میدان شعوری فرادرمانی در بازه‌ی زمانی‌ای کوتاه و ثبت آن در سطح مغز بوده است.

**۳. رست ۲:** مرحله‌ی سه دقیقه‌ای کسب داده پس از تسک، که افراد پس از شنیدن صدای بوق دوم که در پیش‌آگاهی گفته شد در این بخش به مفهوم اتمام ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی است، ارتباط خود را قطع می‌کنند و مشابه با مرحله‌ی رست ۱ در مرحله سکون و آرامش بدون نظر مستقیم قرار می‌گیرند.

الکتروانسفالوگرام (EEG) ابزار ضروری برای مطالعه‌ی فعالیت الکتریکی مغز است. خواص الکتریکی مغز نخستین بار توسط دانشمندی انگلیسی به نام ریچارد کاتون در سال ۱۸۷۵ کشف شد و حدود ۵۰ سال بعد، هانس برگر روان‌پزشک آلمانی اولین نوار مغزی انسان را ثبت کرد [۱، ۲]. EEG ثبت فعالیت الکتریکی جمعی از سلول‌های عصبی به نام سلول‌های هرمی<sup>۱</sup> است که با استفاده از الکترودهایی که روی پوست سر قرار می‌گیرند و در طول زمان گراف می‌شوند، اندازه‌گیری می‌شود. این فعالیت الکتریکی، جریانی متناوب<sup>۲</sup> است که بسته به تعدادی از عوامل، از جمله تغییرات در نفوذپذیری غشای سلولی که به وسیله‌ی ورودی‌های تحریکی یا مهاری سایر نورون‌ها ایجاد می‌شود، از مثبت به منفی در نوسان است.

مطالعات متعددی نشان داده‌اند تمرینات ذهنی مانند مدیتیشن و ذهن‌آگاهی می‌توانند منجر به تغییرات قابل اندازه‌گیری در فعالیت الکتریکی مغز شوند. مطالعات EEG نشان داده‌اند مدیتیشن با افزایش نوسانات آلفا و تتا همراه است که نشان‌دهنده‌ی حالات آرامش و تمرکز ذهنی هستند [۳]. به‌طور مشابه، تمرینات ذهن‌آگاهی با افزایش فعالیت آلفا و تتای ناحیه‌ی میانی پیش‌پیشانی مرتبط بوده‌اند که نشان‌دهنده‌ی تغییر در توجه و آگاهی است [۴]. این یافته‌ها مشخص می‌کنند عوامل غیرفیزیکی، به‌ویژه آن‌هایی که به حالات ذهنی مربوط می‌شوند، می‌توانند بر فعالیت عصبی تاثیر بگذارند.

علاوه بر این، توان مطلق کل به‌عنوان معیاری جامع از فعالیت الکتریکی مغز عمل می‌کند که سطح کلی درگیری قشری را در تمام باندهای فرکانسی بازتاب می‌دهد [۵]. این پارامتر اغلب در مطالعاتی که به بررسی آگاهی و اثر مداخلات غیرتهاجمی مانند مدیتیشن و نوروفیدبک می‌پردازند، مورد استفاده قرار می‌گیرد [۶، ۷، ۸].

بر اساس نظریه‌ی طاهری، میدان‌های گوناگونی با عنوان میدان شعوری (ط) وجود دارند که زیرمجموعه‌هایی از شبکه‌ی شعور کیهانی (CCN) هستند. میدان شعوری فرادرمانی یکی از این میدان‌های غیرفیزیکی است. در این رویکرد، انسان می‌تواند از این میدان‌ها استفاده کند. در واقع، اطلاعات منتقل‌شده از میدان‌های شعوری می‌توانند تغییراتی در موضوع مورد مطالعه ایجاد کنند. این فرضیه در مجموعه‌ای از آزمایش‌ها، از مطالعات روی گیاهان و حیوانات گرفته تا مواد، مورد بررسی قرار گرفته است [۹، ۱۰، ۱۱].

اثر میدان شعوری فرادرمانی از طریق توجهی کوتاه و متمرکز به این میدان آغاز می‌شود. برخلاف مدیتیشن یا ذهن‌آگاهی، فرادرمانی شامل کنترل تنفس، تجسم یا تمرکز بدنی نمی‌شود و دریافت‌کننده نیاز به هیچ‌گونه آموزش یا تمرینی ندارد. به عبارت دیگر، تغییری که تحت تاثیر فرادرمانی ایجاد می‌شود به اطلاعات منتقل‌شده از این میدان نسبت داده می‌شود، نه به مداخله‌ی فرد.

در مطالعات پیشین افزایش قدرت موج گاما و فعالیت نواحی موثر

## کسب داده‌ی EEG

و تونوس‌های<sup>۲</sup> ماهیچه‌ای) استفاده شد. داده‌های پیش‌پردازش‌شده، حاوی کم‌ترین مقدار ارتیفکت، به مقاطع مختلف رست و تسک (بر اساس طراحی مطالعه) تقسیم شدند، Fieldtrip برای پردازش بیش‌تر داده‌های EEG استفاده شد.

### آنالیز داده‌ها

با استفاده از نرم‌افزار گرافپد ورژن ۹، آنالیز آمار توصیفی، آنالیز فرکانس توزیع‌ها و ترسیم نمودارها صورت گرفته است. تفاوت‌های بین جمعیت‌های زمانی توسط آزمون آنوای دوطرفه انجام شده است. p-value مربوط به هر تغییری بین دو جمعیت با دامنه‌ی ۰,۰۵ در نظر گرفته شد؛ هر تغییر کوچک‌تر از این مقدار به عنوان معنادار و در غیر این صورت تغییری غیرمعنادار (ns) لحاظ شد.

### نتایج و جمع‌بندی

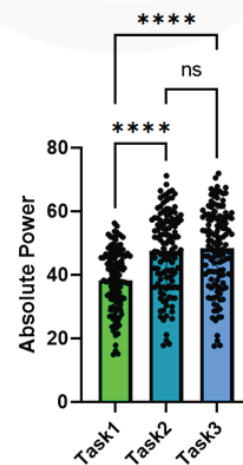
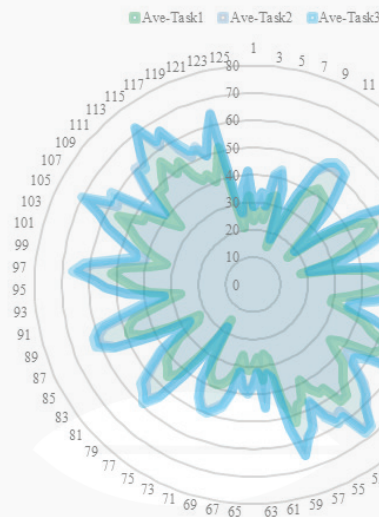
#### مقایسه‌ی توان مطلق توتال تسک در شکل تفکیک‌شده‌ی زمانی در جمعیت

بر بخش اول نتایج، با تمرکز بر صرفاً ناحیه‌ی زمانی تسک این پژوهش، به بررسی توان مطلق توتال در جمعیت این پژوهش پرداخته‌ایم و آنالیز تغییرات در جمعیت کانال‌ها و همچنین بررسی جداگانه‌ی هر کانال صورت گرفته است.

فعالیت الکتریکی مغز شرکت‌کننده‌ها در NMBL (آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز) ایران از طریق g.tec g.Hiamp (g.tec, Graz، اتریش) با کلاهدک ۱۲۸ کانالی با الکترودهای غیرفعال ساخته‌شده از AgCl / Ag بر اساس سیستم بین‌المللی ۲۰/۱۰ برای قراردادن الکترودها به‌طور یک‌نواخت روی سر ثبت شد. الکترودها پایه بر پیشانی و مرجع آنالین در لاله‌ی گوش راست قرار داده شد. داده‌ها با استفاده از فرکانس نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز ثبت شد و امپدانس زیر ۱۰ کیلو اهم نگه داشته شد.

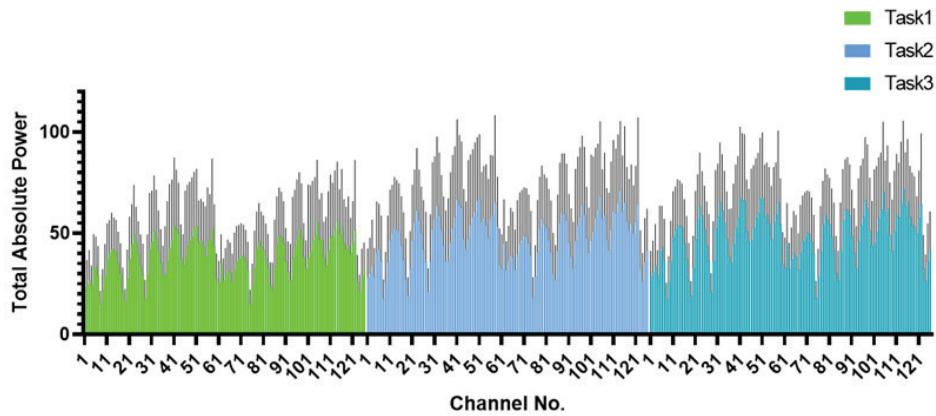
### پردازش داده‌ها

داده‌های EEG با استفاده از جعبه‌ابزار EEGLAB [۱۳] و Fieldtrip [۱۴] برای MATLAB (MATLAB R2016a, The MathWorks, Inc, Natick) ماساچوست، ایالات متحده) پیش‌پردازش شدند. فیلترهای بالاگذر (فرکانس قطع دو هرتز) و فیلترهای باند استاپ (برای حذف نویز خطی ۵۰ هرتز و فرکانس‌های هارمونیک آن) روی داده‌های خام اعمال شد. ارجاع مجدد داده‌ها به مرجع میانگین معمول و رد دستی ارتیفکت‌ها به وسیله‌ی رصد چشمی با استفاده از EEGLAB انجام شد. تجزیه و تحلیل مولفه‌های مستقل (ICA) برای حذف اجزای ارتیفکت (به عنوان مثال حرکات سر و چشم، ضربان قلب



شکل ۱- (چپ) نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در جمعیت مطالعه در تسک تفکیک‌شده به سه مقطع متوالی. (راست) مقایسه‌ی معناداری جمعیت داده‌های حاصل شده از کانال‌ها در سه مقطع آنالیزشده‌ی تسک.

\*\*\*\*: p-value < 0.0001



شکل ۲- نمایش میزان توان مطلق توتال ثبت شده در سه تسک متوالی

حاکمی از مشاهده‌ی تاثیرگذاری میدان شعوری فرادرمانی در پارامتر توان مغز، به صورت کاملاً کاهشی و در متوسط سه دقیقه‌ی ابتدای ارتباط است. در ادامه‌ی این تغییرات کاهشی ضمن بررسی آماری معناداری، در تک-تک کانال‌ها آنالیز شد و صرفاً کانال‌هایی که تفاوت معنادار در مقایسه‌ی بین تسک ۱ و تسک ۲ (جدول ۱) و تسک ۱ و تسک ۳ (جدول ۲) نشان داده‌اند در جدول‌های مربوطه آمده است.

با بررسی شکل ۱ متوجه می‌شویم در مقایسه‌ی جمعیت توان مطلق توتال حاصل از تمام ۱۲۸ کانال، به دست آمده از متوسط این پارامتر در تمام جمعیت این مطالعه، جمعیت تسک ۱ تفاوت معنادار با دو تسک بعدی دارد در حالی که دو تسک بعدی از منظر جمعیتی با یکدیگر تفاوت ندارند. مقایسه‌ی تسک ۱ با دو تسک بعدی به صورت مشهود در جمعیت، کاهش توان مطلق توتال را نشان می‌دهد. این داده که در شکل ۲ با نمایش تغییرات به همراه انحراف معیار در تمام کانال‌ها مجدداً به تصویر کشیده شده،

جدول ۱. نمایش کانال‌های با تفاوت معنادار در کنتراست Task1-Task2 طی آنالیز آماری توکی در تست آنوای دوطرفه

Channel No.	Mean Diff.	Summary	Adjusted p-value	Channel No.	Mean Diff.	Summary	Adjusted p-value
22	-7.904	*	0.0287	80	-8.002	*	0.0241
23	-8.94	**	0.004	81	-7.717	*	0.04
24	-8.385	*	0.0118	87	-8.106	*	0.0199
31	-8.767	**	0.0056	88	-8.543	**	0.0087
32	-9.485	**	0.0013	89	-8.559	**	0.0085
33	-8.53	**	0.009	90	-8.127	*	0.0192
34	-7.823	*	0.0332	95	-7.604	*	0.0486
39	-8.172	*	0.0176	96	-8.931	**	0.0041
40	-9.33	**	0.0018	97	-9.638	***	0.0009
41	-10.1	***	0.0003	98	-8.298	*	0.0139
42	-9.373	**	0.0016	103	-9.32	**	0.0018
43	-10.16	***	0.0003	104	-10.09	***	0.0003
46	-7.847	*	0.0318	105	-10.26	***	0.0002
47	-9.202	**	0.0023	106	-8.397	*	0.0116
48	-9.769	***	0.0007	107	-8.936	**	0.004
49	-10.59	***	0.0001	110	-8.37	*	0.0122
50	-11.25	****	<0.0001	111	-10.67	****	<0.0001
51	-11.2	****	<0.0001	112	-10.23	***	0.0003
52	-7.739	*	0.0384	113	-11.27	****	<0.0001
53	-8.71	**	0.0063	114	-13.28	****	<0.0001
54	-8.178	*	0.0174	115	-9.861	***	0.0006
55	-7.601	*	0.0488	116	-10.74	****	<0.0001
56	-9.669	***	0.0009	117	-8.552	**	0.0086
57	-10.58	***	0.0001	118	-7.733	*	0.0388

58	-11.1	****	<0.0001	119	-9.254	**	0.0021
59	-8.04	*	0.0225	120	-8.148	*	0.0184
62	-7.755	*	0.0373	121	-8.639	**	0.0072
79	-8.245	*	0.0154	122	-10.88	****	<0.0001

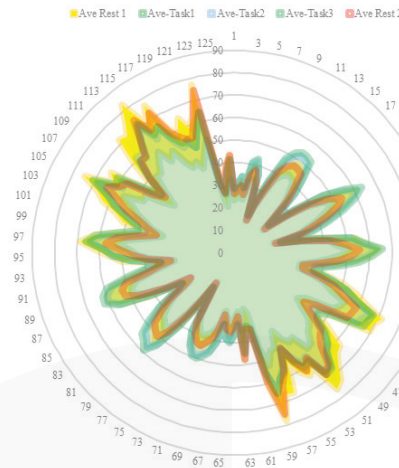
جدول ۲. نمایش کانال‌های با تفاوت معنادار در کنتراست Task1-Task3 طی آنالیز آماری توکی در تست آنوای دوطرفه

Channel No.	Mean Diff.	Summary	Adjusted p-value	Channel No.	Mean Diff.	Summary	Adjusted p-value
14	-10.45	*	0.0308	107	-12.99	***	0.0007
15	-10.21	*	0.0423	113	-12.1	**	0.0028
22	-10.47	*	0.0298	114	-15.01	****	<0.0001
23	-12.07	**	0.003	115	-13.06	***	0.0006
24	-11.68	**	0.0054	116	-11.68	**	0.0053
25	-10.43	*	0.0314	117	-11.56	**	0.0064
31	-10.94	*	0.0157	118	-10.38	*	0.0335
32	-12.89	***	0.0008	121	-11.36	**	0.0086
33	-12.06	**	0.003	122	-11.5	**	0.007
34	-12.25	**	0.0022				
41	-12.17	**	0.0025				
42	-12.81	***	0.0009				
43	-14.24	****	<0.0001				
44	-11.02	*	0.0141				
48	-10.36	*	0.0348				
49	-10.58	*	0.0256				
50	-13.26	***	0.0004				
51	-13.44	***	0.0003				
52	-11.36	**	0.0086				
53	-11.81	**	0.0044				
57	-12.21	**	0.0024				
58	-11.82	**	0.0044				
59	-10.08	*	0.0498				
79	-11.28	**	0.0096				
80	-10.93	*	0.0158				
81	-10.63	*	0.024				
87	-10.32	*	0.0365				
88	-11.52	**	0.0068				
89	-11.7	**	0.0052				
90	-11.77	**	0.0047				
91	-10.55	*	0.0268				
97	-12.76	**	0.001				
98	-12.16	**	0.0026				
99	-11.3	**	0.0093				
104	-11.43	**	0.0077				
105	-13.46	***	0.0003				
106	-12.62	**	0.0012				

## مقایسه‌ی توان مطلق توتال جمعیت در تمام مقاطع آزمون در کنار هم

فعلی تمام قسمت‌های زمانی این مطالعه در کنار یکدیگر بررسی شده‌اند.

پس از بررسی تسک‌های این پژوهش در بخش قبل، در بخش



شکل ۳- نمایش میزان توان مطلق توتال ثبت‌شده در تمام مقاطع آزمون در جمعیت

بیش‌تر از رست ۱ ولی هم‌تراز با آن افزایش توان مطلق توتال را نشان می‌دهد. داده‌ی آمده در شکل ۳ زمانی که در سطح کانال‌ها آنالیز می‌شود درک بهتر و دقیق‌تری در مورد عملکرد رست ۲ ایجاد می‌کند.

همان‌طور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود رست ۱ در محدوده‌ی تقریبی کانال‌های ۳۷ تا ۵۷ و همچنین ۹۵ تا ۱۲۰، غالب‌ترین توان مطلق توتال را نشان می‌دهد. از سوی دیگر تسک‌های ۲ و ۳ در تعداد کانال‌های بیش‌تری (۳-۳۷؛ ۶۵-۹۵) توان مطلق توتال غالب است. همچنین، رست ۲ در کانال‌های ۵۷-۶۵ و ۱۱۷-۱۲۶ نه

جدول ۳. نمایش کانال‌های با تفاوت معنادار در کنتراست‌های حاوی تفاوت معنادار در مقایسه دو به دوی توان مطلق توتال تمام مقاطع آزمون طی آنالیز آماری توکی در تست آنوای دوطرفه

Rest1 — Task1				Rest1 — Task2			
Channel No.	Mean Diff.	Summary	Adjusted p-value	Channel No.	Mean Diff.	Summary	Adjusted p-value
43	21.75	*	0.0313	122	17.5	*	0.0362
47	21.43	*	0.0384	Task1 — Rest2			
50	22.25	*	0.0226	51	-17.17	*	0.0166
51	23.58	**	0.0092	53	-18.35	**	0.0056
52	25.46	**	0.0024	57	-19.01	**	0.0030
57	24.56	**	0.0046	58	-26.55	****	<0.0001
58	23.25	*	0.0115	59	-19.00	**	0.0030
59	28.8	***	0.0002	113	-16.49	*	0.0298
106	21.52	*	0.0362	114	-20.97	***	0.0004
112	26.38	**	0.0012	115	-20.00	**	0.0011
113	25.24	**	0.0028	116	-23.64	****	<0.0001
114	26.59	**	0.001	117	-18.71	**	0.0040
115	29.72	****	<0.0001	118	-18.87	**	0.0034
116	22.37	*	0.021	120	-17.22	*	0.0158
117	26.85	***	0.0008	121	-20.73	***	0.0005
120	23.63	**	0.0089	122	-26.42	****	<0.0001
121	21.36	*	0.04	Task2 — Rest2			
122	21.01	*	0.0497	58	-15.45	*	0.0170
123	28.38	***	0.0002	122	-15.54	*	0.0154

از میدان شعوری فرادمانی در پارامتر توان مطلق توتال در جمعیت است. با بررسی کنتراست تسک ۲ و رست ۲ مشخص می‌شود این نقش در مورد دو کانال ۵۸ و ۱۲۲ شاخص تر است.

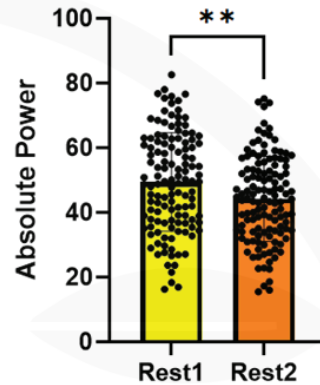
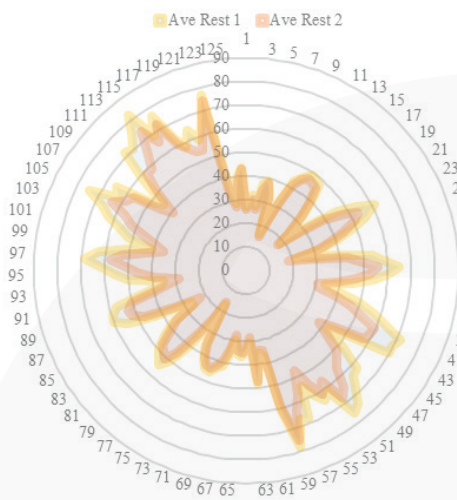
### مقایسه‌ی رفتار مغز در مقاطع پیش از شروع ارتباط و پس از اتمام آن:

همان‌طور که بالاتر ذکر شد، رست ۱ پیش از شروع استفاده از میدان شعوری فرادمانی و رست ۲ پس از مدت زمان ده دقیقه قرارداشتن در ارتباط و اعلام خاتمه‌ی استفاده از میدان شعوری که مدت سه دقیقه بود، است.

همان‌طور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، تفاوت‌های معنادار در سطح کانال‌ها و کنتراست‌های مشخص‌شده، جمع‌بندی‌های چندگانه‌ی زیر را ایجاد می‌کند:

۱. در مقایسه‌ی کنتراست رست ۱ با تسک‌ها مشخص می‌شود کانال‌های موثر در تفاوت با تسک ۱ (۱۹ کانال از ۱۲۸ کانال)، نمایان‌گر ارتباط با میدان هستند و صرفاً یکی از آن‌ها (کانال ۱۲۲) در کنتراست با تسک ۲ مشاهده می‌شد و عملاً تفاوت معناداری بین رست ۱ و تسک ۳ وجود ندارد.

۲. رست ۲ در کنتراست با تسک ۱، از ۱۹ کانال کنتراست مشابه با رست ۱، در ۱۴ کانال (معادل ۷۴٪) تفاوت معنادار را نشان می‌دهد که حاکی از تأثیرگذاری رست ۲ در نمایش قطع ارتباط

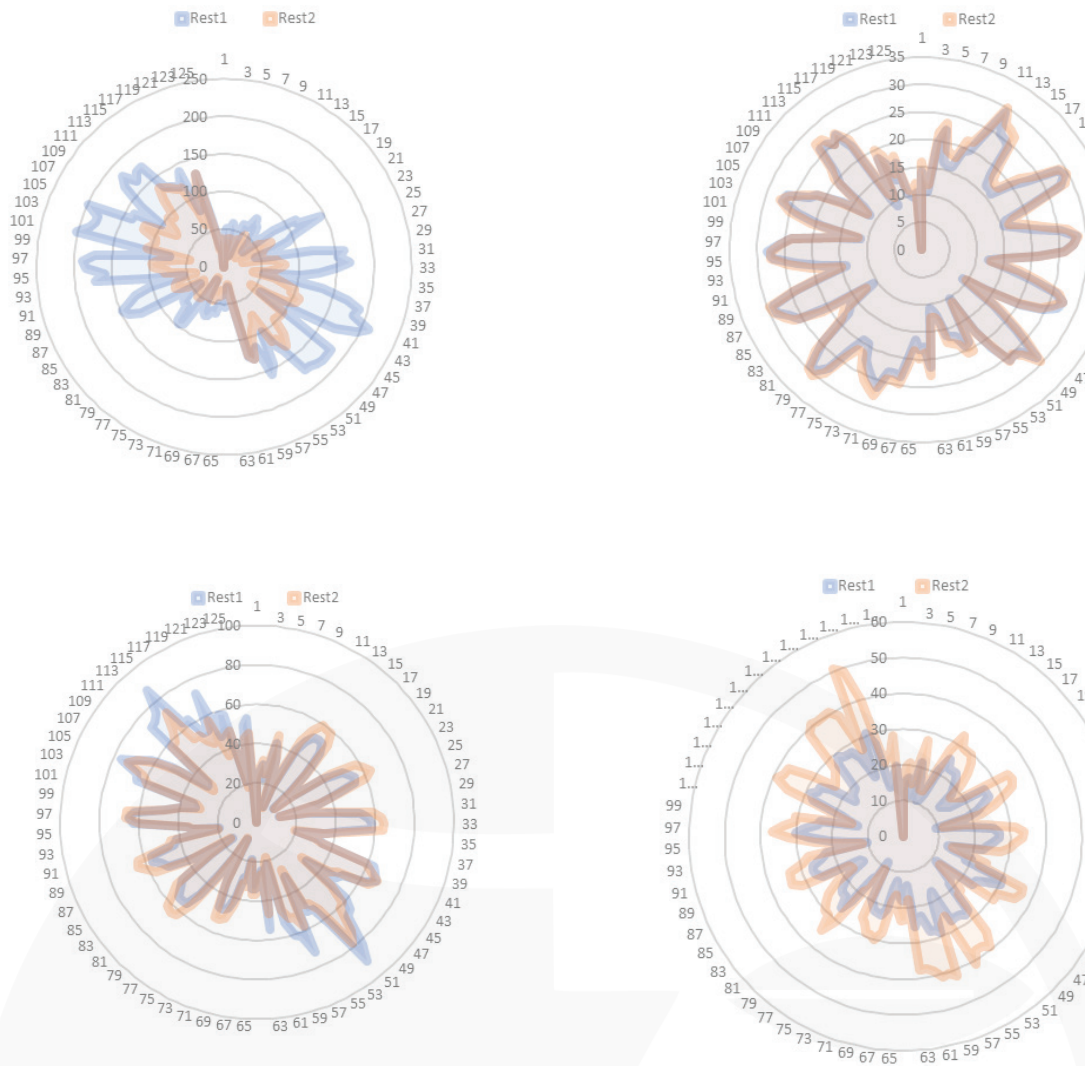


شکل ۴- (چپ) نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در جمعیت مطالعه در رست ۱ و رست ۲. (راست) مقایسه‌ی معناداری جمعیت داده‌های حاصل شده از کانال‌ها در مقایسه‌ی دو رست  
p-value < 0.0039 \*\*: \*\*

کانال‌های متقابل به میزان متفاوتی افزایش توان را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است در کیس رست ۲ کاهش یافته نسبت به رست ۱، میزان توان در بیش‌تر کانال‌ها بین ۱۰۰ تا ۲۰۰ است، در حالی که در مورد کیسی که رست ۲ افزایش یافته، این میزان پس از افزایش بین ۳۰ تا ۴۰ است. از مشاهده‌ی داده‌ی این بخش، نکته‌ای که به نظر می‌رسد در جمع‌بندی قابل ارائه باشد، آن است که در کنار نمایش‌گری اثر میدان شعوری به وسیله‌ی توان مطلق توتال، تنظیمات توان مغز (به عنوان سیستم تحت تیمار میدان شعوری فرادمانی) «پس از پایان ارتباط» نیز رخدادی قابل تامل و تأیید و منطبق بر داده‌ها است. به عبارت دیگر، این تغییرات متفاوت ایجادشده پیشنهاد می‌کند میدان شعوری فرادمانی با توجه به نیاز فرد تغییرات را اعمال می‌کند.

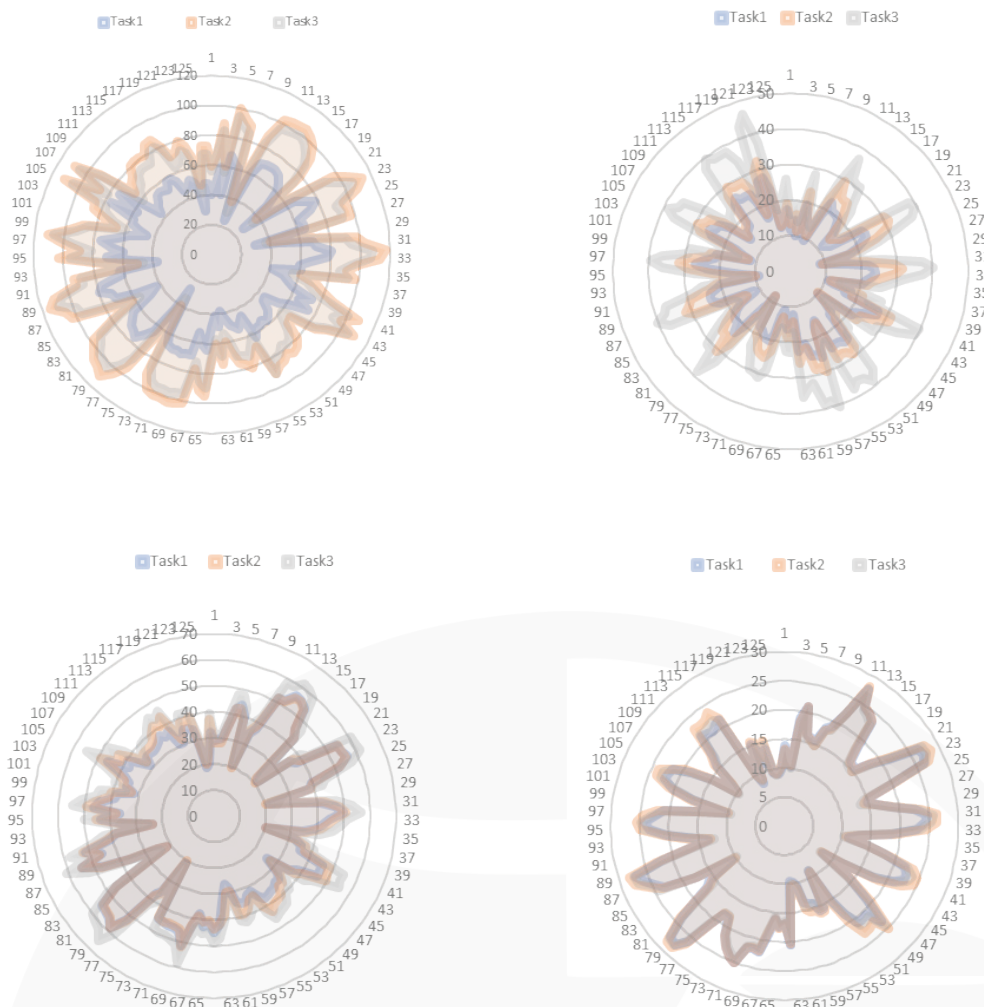
با وجودیکه در بخش قبلی شرایط رست ۲ قطع ارتباط با میدان را نشان داد، همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است، بین رست ۱ و ۲ نیز تفاوت وجود دارد و عملاً، توان مطلق توتال در جمعیت در رست ۲ کم‌تر از رست ۱ است. این نتیجه حاکی از باقی‌ماندن اثرات کاهش‌ی ارتباط با میدان در حدود ۱۵ دقیقه پس از شروع ارتباط است. اگرچه این مشاهده می‌تواند نشان‌دهنده‌ی نوعی اثر باقی‌مانده یا حافظه باشد، نشانه‌های قطع ارتباط همچنان به‌وضوح دیده می‌شوند؛ به‌ویژه در کانال‌هایی که در بخش قبل شناسایی و ذکر شدند.

برای ایجاد دیدگاه دقیق‌تری از تغییرات ایجادشده تحت تأثیر میدان شعوری فرادمانی، چهار کیس که مقادیری آستانه‌ای داشتند انتخاب شدند. همان‌طور که در شکل ۵ مشخص است، رفتارهای متفاوتی مشاهده می‌کنیم. در حالی که در یک کیس، توان مطلق در رست ۲ نسبت به رست ۱ کاهش یافته، در نمونه‌ای دیگر، عکس این حالت مشاهده می‌شود. همچنین، در یک نمونه مقادیر دو رست تقریباً بر هم منطبق‌اند و در دیگری مقایسه‌ی توان مطلق دو رست در



شکل ۵- نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در جمعیت مطالعه در رست ۱ و رست ۲ در چهار کیس

بررسی رفتار مغز در کیس‌ها در مقاطع مختلف تسک: بررسی تسک در کیس‌ها نیز در کنار بررسی جمعیتی‌ای که پیش از این صورت گرفته، ابعاد متفاوتی از اثر میدان شعوری فرادرمانی را در سطح مغز نشان می‌دهد.



شکل ۶- نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در جمعیت مطالعه در مقاطع مختلف تسک در چهار کیس

### بررسی رفتار مغز در کیس‌ها با شروع ارتباط فرادرمانی و در مقایسه با قبل از آن

در ادامه‌ی بررسی رفتار مغز کیس‌ها، مقایسه‌ی کنتراست رست ۱ و تسک ۱ نیز در کیس‌ها قابل تامل است. مطابق با مقایسه‌های پیشین، این کنتراست نیز حاکی از تنظیم توان مطلق در محدوده‌ی مشخص در نتیجه‌ی تیمار میدان شعوری فرادرمانی و بیان‌گر اثر هدفمند این میدان است (شکل ۷).

همان‌طور که در شکل ۶ مشاهده می‌شود، میزان کاهش توان در نتیجه‌ی تسک ۱ تا رسیدن به محدوده‌ی ۲۰ تا ۸۰ بسته به توان مطلق حالت رست یا تسک‌های ۲ و ۳، به نوعی در عین نمایش اثر میدان و معیاری از آن، رهیافتی به تیمار توان مغز و تنظیم آن «حین ارتباط» در محدوده‌ی مشخص به شمار می‌رود.

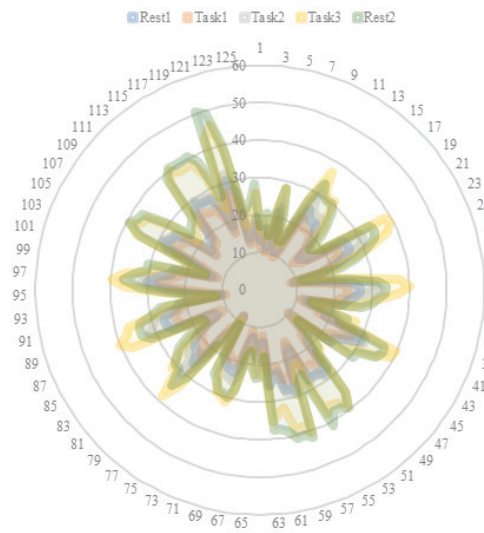


شکل ۷- نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در مقایسه‌ی رست ۱ و تسک ۱ در شش کیس

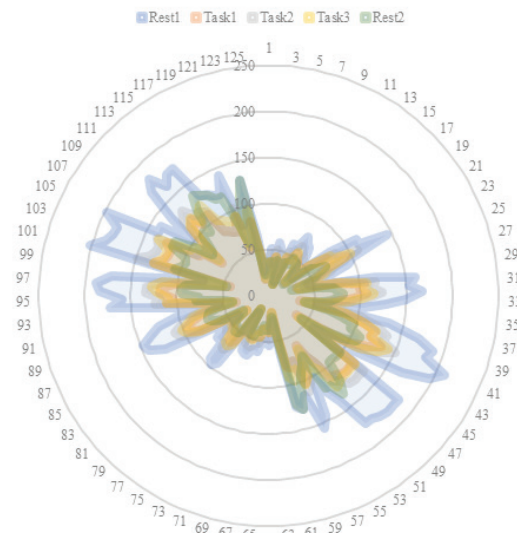
### بررسی رفتار مغز در تمام مقاطع پژوهش در کیس‌ها

بررسی تمام قسمت‌های زمانی این پژوهش کنار هم، شواهد دیگری بر اثرگذاری میدان شعوری فرادمانی بر توان مطلق مغز طی زمان به شمار می‌رود. همان‌طور که مشاهده می‌شود، تسک ۳ و رست ۲ در مورد مغز با توان مطلق پایه در کیس ۱ (زیر ۳۰) در نقش افزایش یافته حدود ۱۰۰٪ توان نسبت به رست ۱ عمل می‌کنند و در مورد کیس‌های ۲ و ۳ عملکرد آن‌ها کاملاً برعکس است (شکل ۸).

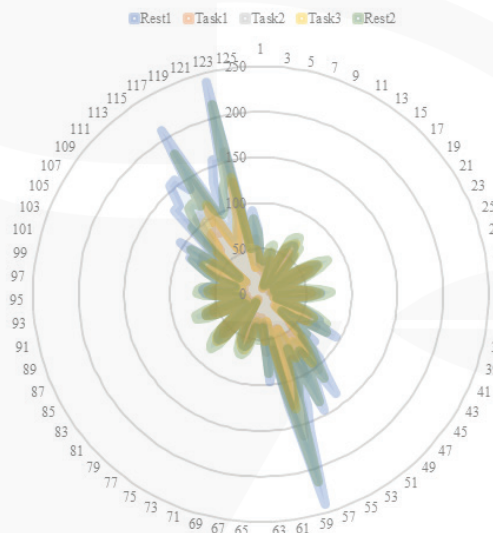
Case 1



Case 2



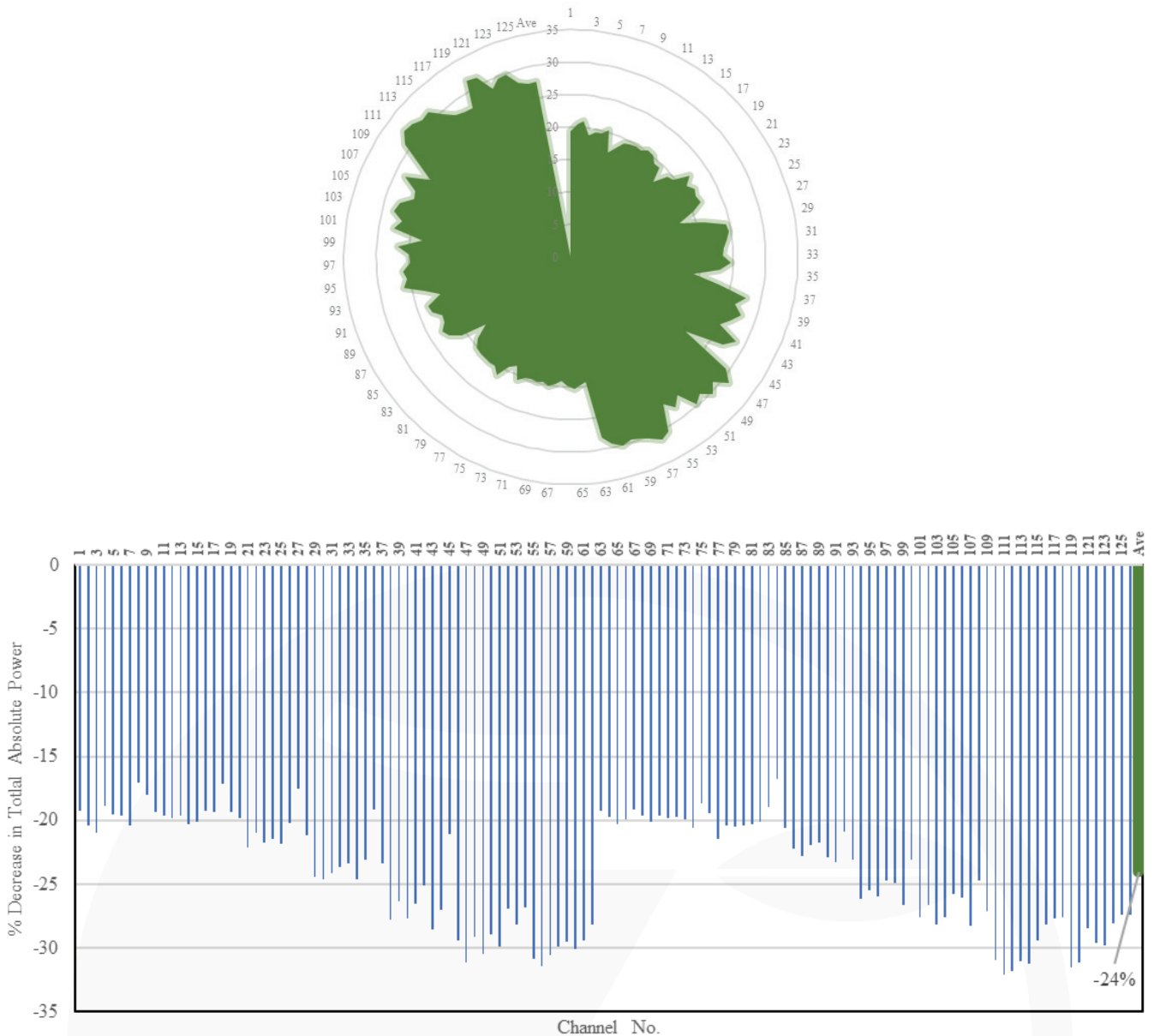
Case 3



شکل ۸- نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در مقایسه‌ی تمام مقاطع در سه کیس

متوسط درصد تغییرات توان مطلق کل در جمعیت مطالعه در کنتراست با بیش‌ترین کانال معنادار (تسک ۱ - رست ۱)

پس از بررسی انجام‌شده در بخش‌های بالاتر که کنتراست‌ها از نظر جمعیتی و همین‌طور چندین کیس به‌طور مجزا بررسی شد، در این قسمت متوسط درصد تغییرات در تمام کانال‌ها به‌عنوان معیاری مهم از بررسی اولیه‌ی اثرگذاری میدان شعوری بر توان مغز مورد بررسی قرار گرفته است. همان‌طور که در شکل ۹ مشاهده می‌شود، ضمن کاهش متفاوت توان در کانال‌های مختلف، متوسط کاهش توان مطلق مغز در جمعیت و در کانال‌های مختلف، حدود ۲۴٪ است.



شکل ۹- نمایش نمودار رادار (بالا) و نمودار ستونی (پایین) میزان کاهش متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در جمعیت مطالعه در مقایسه‌ی رست ۱ - تسک ۱

## تشکر و قدردانی

نویسندگان از آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز ایران (NBML)، تهران، ایران، برای ارائه‌ی خدمات بدست آوردن داده‌ها در این پژوهش تشکر و قدردانی می‌کنند.

## منابع

1. Haas L. F. (2003). Hans Berger (1873-1941), Richard Caton (1842-1926), and electroencephalography. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 74(1), 9. <https://doi.org/10.1136/jnnp.74.1.9>
2. Tudor, M., Tudor, L., & Tudor, K. I. (2005). Hans Berger (1873-1941)--the history of electroencephalography. *Acta medica Croatica: casopis Hrvatske akademije medicinskih znanosti*, 59(4), 307-313.
3. Cahn, B. R., & Polich, J. (2006). Meditation states and traits: EEG, ERP, and neuroimaging studies. *Psychological bulletin*, 132(2), 180-211. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.132.2.180>

4. Lomas, T., Ivtzan, I., & Fu, C. H. (2015). A systematic review of the neurophysiology of mindfulness on EEG oscillations. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 57, 401–410. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.09.018>
5. Tan, E., Troller-Renfree, S. V., Morales, S., Buzzell, G. A., McSweeney, M., Antúnez, M., & Fox, N. A. (2024). Theta activity and cognitive functioning: Integrating evidence from resting-state and task-related developmental electroencephalography (EEG) research. *Developmental cognitive neuroscience*, 67, 101404. <https://doi.org/10.1016/j.dcn.2024.101404>
6. Lutz, A., Greischar, L. L., Rawlings, N. B., Ricard, M., & Davidson, R. J. (2004). Long-term meditators self-induce high-amplitude gamma synchrony during mental practice. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 101(46), 16369–16373. <https://doi.org/10.1073/pnas.0407401101>
7. Hammond, D. C. (2005). Neurofeedback treatment of depression and anxiety. *Journal of Adult Development*, 12(2), 131–137. <https://doi.org/10.1007/s10804-005-7029-5>
8. Chennu, S., Finoia, P., Kamau, E., Allanson, J., Williams, G. B., Monti, M. M., Noreika, V., Arnatkeviciute, A., Canales-Johnson, A., Olivares, F., Cabezas-Soto, D., Menon, D. K., Pickard, J. D., Owen, A. M., & Bekinschtein, T. A. (2014). Spectral signatures of eorganized brain networks in disorders of consciousness. *PloS computational biology*, 10(10), e1003887. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1003887>
9. Taheri, M. A., Payervand, F., Ahmadkhanlou, F., Yazdanparast, R., Torabi, S., & Semsarha, F. (2021). Investigation of the Effect of Consciousness Fields on the Mechanical Properties of Materials. Available at SSRN 3955533. <https://ssrn.com/abstract=3955533>
10. Torabi, S., Taheri, M. A., & Semsarha, F. (2023). Alleviative effects of Faradarmani Consciousness Field on *Triticum aestivum* L. under salinity stress. *F1000Research*, 9, 1089. (<https://doi.org/10.12688/f1000research.25247.4>)
11. Taheri, M. A., Torabi, S., Nabavi, N., & Semsarha, F. (2024). Influence of Faradarmani Consciousness Field on Spatial Memory and Passive Avoidance Behavior of Scopolamine Model of Alzheimer Disease in Male Wistar Rats. *The Scientific Journal of Cosmointel*, 3(15), 25–36. <https://doi.org/10.61450/joci.v3i15.197>
12. Taheri, M. A., Modarresi-Asem, F., & Semsarha, F. (2022). An Investigation of the Electrical Activity of the Brain during the Treatment with Faradarmani Consciousness Field in the Faradarmangar Population. *The Scientific Journal of Cosmointel*, 1(2), 22–32. <https://doi.org/10.61450/joci.v1i2.19>
13. Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>
14. Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., & Schoffelen, J. M. (2011). FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011, 156869. <https://doi.org/10.1155/2011/156869>

## بررسی اثر میدان شعوری فرادرمانی بر توان مطلق مغز فرادرمانگران با تمرکز بر انواع امواج مغزی

محمدعلی طاهری<sup>۱</sup>، سارا ترابی<sup>۲</sup>، فرید سمسارها<sup>۳\*</sup>

\* نویسنده مسئول: فرید سمسارها  
ایمیل: Semsarha@ut.ac.ir

DOI: <https://doi.org/10.61450/joci.FA.v4i19.225>

۱. بخش تحقیق و توسعه‌ی ساینس‌فکت، مرکز تحقیقات کازموایتل، انتاریو، کانادا
۲. دپارتمان زیست‌شناسی گیاهی، دانشکده‌ی زیست‌شناسی، پردیس علوم، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. مرکز تحقیقات بیوشیمی و بیوفیزیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

### چکیده

مطالعات متعددی در زمینه‌ی بررسی تغییرات توان مطلق و امواج مغزی تحت تاثیر درمان‌های مختلف، از جمله تعاملات ذهن-بدن، انجام شده است. در مطالعه‌ی حاضر، اثرات میدان شعوری فرادرمانی بر این پارامترها مورد بررسی قرار گرفته است. تاثیر این میدان از طریق توجهی کوتاه و آنی به وسیله‌ی ذهن انسان آغاز می‌شود. اگرچه این اعلام نقش کلیدی در شروع فرادرمانی ایفا می‌کند، تغییرات مشاهده‌شده به اثرات خود میدان نسبت داده می‌شوند؛ زیرا این فرایند شامل هیچ‌گونه تکنیکی نظیر تمرین‌های تنفسی، تجسم و سایر روش‌های مرسوم ذهن-بدن نیست. در طراحی آزمایش، در رست ۱ از شرکت‌کنندگان آموزش دیده که به آن‌ها فرادرمانگر گفته می‌شود، خواسته شد به‌سادگی، آرام و بدون تنش باقی بمانند. پس از آن، با شنیدن صدای بوق، فرد وارد یک دوره‌ی ۱۰ دقیقه‌ای استفاده از میدان شعوری فرادرمانی می‌شود که به آن تسک گفته می‌شود. پس از شنیدن بوق دوم، قطع اثر فرادرمانی اعلام می‌شود و سه دقیقه‌ی بعدی به عنوان رست ۲ در نظر گرفته می‌شود. داده‌های به دست آمده از تسک نیز در سه بازه‌ی زمانی مساوی تحلیل شد که به ترتیب به نام‌های تسک ۱، تسک ۲ و تسک ۳ نام‌گذاری شده‌اند. نتایج به دست آمده بیش‌ترین کنتراست را در مقایسه‌ی رست ۱ و تسک ۱ نشان می‌دهد که میدان شعوری فرادرمانی باعث کاهش توان مطلق حدود ۱۰ تا ۳۵ درصدی در محدوده‌های فرکانسی تا قبل از امواج سریع و پرفرکانس شده است. این کاهش متوسط توان مطلق در محدوده‌ی بتای بالا و گاما (امواج با بیش‌ترین فرکانس)، با مقادیر بین ۶-۸٪ در مرحله‌ی تسک ۲ و تسک ۳ نمایان می‌شود و عملاً این بخش‌ها نیز قادر به نمایش اثرگذاری میدان شعوری هستند.

**کلیدواژه‌ها:** امواج سریع، امواج کند، توان مطلق، الکتروانسفالوگرافی

می‌کردند. در این مطالعه، تسک به حالتی گفته می‌شود که شخص فرادمانگر شخصا ارتباطش را با میدان شعوری فرادمانی با اتصال به شبکه‌ی شعور کیهانی آغاز می‌کند. این تست را کمیته‌ی اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ایران تایید کرده است (کد تایید: IR.IUMS.REC.1402.940).

مقاطع زمانی به ترتیب زیر بود:

**۱. رست ۱:** مرحله‌ی (۵ دقیقه‌ای) که در آن از فرادمانگران خواسته می‌شود چشمان خود را ببندند و بدون نظر به هیچ کدام از میدان‌های شعوری، صرفاً در حالت ریلکس و بدون تنش باشند. هدف از این بخش، داشتن داده‌ی کنترل به معنای داده‌ی پایه و پیش از ارتباط با میدان در مورد هر فرد است که در ساخت داده‌ی جمعیتی کنترل یا همان پیش ارتباط نقشی حیاتی دارد.

**۲. تسک:** در این پژوهش، تسک به مرحله‌ی گفته می‌شود که افراد در ارتباط با میدان شعوری فرادمانی قرار می‌گیرند که این مرحله بلافاصله و بدون قطع در ادامه‌ی رست ۱ است؛ در این مرحله افراد فقط با شنیدن صدای بوقی که بر اساس پیش‌آگاهی داده‌شده به آن‌ها به مفهوم شروع ارتباط با میدان است، اتصال خود را آغاز می‌کنند. تسک، ارتباط و نظری است که در آن، ۱۰ دقیقه پس از اعلام اولیه، داده از مغز افراد به صورت پیوسته کسب می‌شود. در آنالیز داده‌ها، این ده دقیقه، هم به صورت یک پارچه و هم به صورت تفکیک‌شده به سه مقطع زمانی مساوی متوالی با عنوان تسک ۱، تسک ۲ و تسک ۳ آنالیز شده است. هدف از این تفکیک، بررسی تغییرات اثر میدان شعوری فرادمانی در بازه‌ی زمانی‌ای کوتاه و ثبت آن در سطح مغز بوده است.

**۳. رست ۲:** مرحله‌ی سه دقیقه‌ای کسب داده پس از تسک که افراد بعد از شنیدن صدای بوق دوم که بر اساس پیش‌آگاهی موجود به مفهوم اتمام ارتباط با میدان شعوری فرادمانی است، ارتباط خود را ظاهراً قطع می‌کنند و مشابه با مرحله‌ی رست ۱ در مرحله‌ی سکون و آرامش بدون نظر مستقیم قرار می‌گیرند.

### کسب داده‌ی EEG

فعالیت الکتریکی مغز شرکت‌کننده‌ها در NMBL (آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز) ایران از طریق g.HIamp، g.tec، Graz) (اتریش) با کلاهی ۱۲۸ کانالی با الکترودهای غیرفعال ساخته‌شده از AgCl / Ag بر اساس سیستم بین‌المللی ۲۰/۱۰ برای قراردادن الکترودها به‌طور یک‌نواخت روی سر ثبت شد. الکترودها پایه بر پیشانی و مرجع آنالین در لاله‌ی گوش راست قرار داده شد. داده‌ها با استفاده از فرکانس نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز ثبت شد و امپدانس زیر ۱۰ کیلو اهم نگه داشته شد.

### پردازش داده‌ها

داده‌های EEG با استفاده از جعبه‌ابزار EEGLAB [۱۱] و Fieldtrip [۱۲] برای MATLAB

مفهوم شعور یا آگاهی همواره یکی از موضوعات محوری در علوم اعصاب و سایر حوزه‌های علمی همچون فیزیک و فلسفه بوده است. پیشرفت‌های نوین در تصویربرداری عصبی و الکتروفیزیولوژی این امکان را برای پژوهش‌گران فراهم کرده‌اند که با دقت بیش‌تری به بررسی هم‌بستگی‌های عصبی آگاهی بپردازند [۱]. یکی از رویکردهای برجسته در این زمینه، تحلیل الگوهای فعالیت مغزی، به‌ویژه از طریق الکتروانسفالوگرافی (EEG) است که روشی غیرتهاجمی برای اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی مغز با وضوح زمانی بالا به شمار می‌رود. پارامترهای مبتنی بر EEG از جمله باندهای فرکانسی امواج مغزی و مقادیر توان مطلق، معمولاً برای بررسی تغییرات مرتبط با وضعیت‌های مختلف ذهنی، سطوح آگاهی و حالات تغییر یافته‌ای مانند خواب، مدیتیشن یا تمرکز شدید مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲، ۳].

فعالیت امواج مغزی معمولاً به پنج باند فرکانسی اصلی دسته‌بندی می‌شود که هر کدام با حالات ذهنی خاصی مرتبط هستند. امواج گاما، با فرکانس‌هایی بالاتر از ۳۵ هرتز اغلب با تمرکز شدید و پردازش شناختی مرتبط هستند. امواج بتا، در بازه‌ی ۱۲ تا ۳۵ هرتز، در حالات ذهنی فعال، توجه به محیط بیرونی و گاهی اضطراب غالب هستند؛ اگرچه می‌توانند نشان‌دهنده‌ی حالت آرام اما هوشیار نیز باشند. امواج آلفا که در بازه‌ی ۸ تا ۱۲ هرتز رخ می‌دهند با آرامش عمیق و توجه منفعل مرتبط هستند و اغلب در بیداری آرام مشاهده می‌شوند. امواج تتا، بین ۴ تا ۸ هرتز با حالت آرامش عمیق و فعالیت ذهنی متمرکز به درون مانند خیال‌پردازی یا مدیتیشن ارتباط دارند. در نهایت، امواج دلتا در بازه‌ی ۰.۵ تا ۴ هرتز، مشخصه‌ی خواب عمیق و حالت‌های ناخودآگاه هستند. این باندهای فرکانسی چهارچوب ارزشمندی برای تفسیر داده‌های EEG در پژوهش‌های بالینی و مرتبط با آگاهی فراهم می‌کنند [۴، ۵].

علاوه بر این، سیگنال‌های EEG دیدگاه‌های ارزشمندی درباره‌ی عملکرد و اختلالات مغزی در محیط‌های بالینی فراهم می‌کنند. مشخص شده است که ناهنجاری‌ها در فعالیت امواج مغزی با طیفی از اختلالات عصبی و روان‌پزشکی مرتبط هستند [۶]. برای مثال، افزایش فعالیت امواج تتا و دلتا اغلب در صرع گزارش شده است، در حالی که ناهماهنگی در امواج آلفا و بتا با افسردگی و اختلال کم‌توجهی/بیش‌فعالی (ADHD) مرتبط دانسته شده‌اند [۷، ۸]. افزون بر آن، مطالعات مربوط به تعاملات ذهن و بدن، مانند ذهن‌آگاهی، مدیتیشن و سایر تمرین‌های مبتنی بر آگاهی نشان داده‌اند این مداخلات می‌توانند الگوهای امواج مغزی را تعدیل کنند و به این ترتیب، مزایای درمانی بالقوه و سازوکارهای زیربنایی آن‌ها را آشکار سازند [۹، ۱۰].

### روش

۴۴ فرد بالغ (میانگین سنی:  $41 \pm 7$ ) همگی سالم و بدون مصرف داروهای حوزه‌ی اعصاب و روان در شش ماه پیش از روز آزمون در گروه مطالعه قرار گرفتند. ۴۱٪ افراد در مطالعه مرد ( $n=18$ ) و ۵۹٪ زن ( $n=26$ ) بوده‌اند. تیمار میدان شعوری فرادمانی را خود افراد در زمان قراردادی شروع (شنیدن صدای خفیف بوق از سیستم کامپیوتر واقع بر میز روبه‌روی صندلی محل استقرار)، در یک مرحله آغاز

،MATLAB R2016a، The MathWorks، Inc، Natick) ماساچوست، ایالات متحده) پیش پردازش شدند. فیلترهای بالاگذر<sup>۱</sup> (فرکانس قطع ۲ هرتز) و فیلترهای باند استاپ (برای حذف نویز خطی ۵۰ هرتز و فرکانس های هارمونیک آن) روی داده های خام اعمال شد. ارجاع مجدد داده ها به مرجع میانگین معمول و رد دستی ارتیفکت ها به وسیله ی رصد چشمی با استفاده از EEGLAB انجام شد. تجزیه و تحلیل مولفه های مستقل (ICA) برای حذف اجزای ارتیفکت (به عنوان مثال حرکات سر و چشم، ضربان قلب و تونوس های ماهیچه ای) استفاده شد. داده های پیش پردازش شده، حاوی کمترین مقدار ارتیفکت، به مقاطع مختلف رست و تسک (بر اساس طراحی مطالعه) تقسیم شدند و Fieldtrip برای پردازش بیش تر داده های EEG استفاده شد.

تجزیه و تحلیل دامنه ی فرکانس با استفاده از الگوریتم تبدیل فوریه ی سریع (FFT) (با وضوح ۰،۱۲۵ هرتز) برای محاسبه ی چگالی توان مطلق ( $\mu V^2/Hz$ ) انجام می شود. توان مطلق یک باند، انتگرال تمام مقادیر توان در محدوده ی فرکانس آن است. میانگین (کل) فرکانس (Hz) نیز از کل طیف آنالیز شده (۱ تا ۳۰ هرتز) به دست می آید [۱۳].

## آنالیز داده ها

آنالیز آمار توصیفی، آنالیز فرکانس توزیع ها و ترسیم نمودارها با استفاده از نرم افزار گرافید ورژن ۹ انجام شده است. تفاوت های بین جمعیت های زمانی به وسیله ی آزمون آنوای دوطرفه صورت گرفته است. p-value مربوط به هر تغییری بین دو جمعیت با دامنه ی ۰،۰۵ در نظر گرفته شد؛ هر تغییر کوچک تر از این مقدار به عنوان معنادار و در غیر این صورت تغییری غیرمعنادار (ns) در نظر گرفته شد.

## نتایج و بحث

همان طور که در شکل ۱ مشاهده می شود در مقایسه ی توان مطلق کل، تسک ۱ در مقایسه با رست ۱ که همان کنترل اصلی این مطالعه است، بیش ترین تفاوت را دارد و بعد از آن بین رست ۱ و رست ۲ که کنترل ثانویه ی این پژوهش به شمار می رود نیز مقادیر کاهشی معنادار در توان مطلق مشاهده می شود. این تغییرات نشان می دهد اثر میدان شعوری فرادمانی پس از تسک ادامه پیدا کرده و نسبت به پیش از شروع تسک تغییرات معناداری دارد.

همان طور که در بخش مقدمه اشاره شد، امواج دلتا معمولاً با حالات ناهشیار مرتبط هستند. کاهش معناداری که در تسک ۱ نسبت به رست ۱ مشاهده شد، ممکن است نشان دهنده ی تغییری به سوی دریافت اطلاعات یا افزایش سطح هوشیاری باشد. افزایش معنادار در مراحل میانی و پایانی قرارگرفتن در معرض فرادمانی، می تواند بازتابی از مرحله ی تنظیم و پردازش درونی باشد که احتمالاً در پی دریافت اطلاعات رخ داده و به سوی بازگشت به وضعیتی تعدیل شده هدایت می شود. به ویژه، کاهش مشاهده شده

در رست ۲ که الگوی مشابهی با تسک ۱ دارد، نشان می دهد اثرات فرادمانی فراتر از بازه ی زمانی اعمال آن ادامه پیدا می کند. مغز به جای بازگشت به وضعیت پایه ی پیش از فرادمانی، ممکن است در حالتی هماهنگ تر یا تنظیم شده تر باقی بماند که حاکی از تأثیری ماندگار است. در زمینه ی مدیتیشن و نوسانات عصبی، نقش عملکردی فرکانس دلتا همچنان نسبتاً ناشناخته باقی مانده است. با این حال، در مطالعات مدیتیشن، فعالیت دلتا اغلب افزایش می یابد یا الگوهای پیچیده ای را در ارتباط با درگیری توجه و آگاهی درونی نشان می دهد [۱۴]. فعالیت امواج تتا در تقریباً تمام نقاط زمانی اندازه گیری شده پس از رست ۱ کاهش معناداری داشت. این مشاهده ممکن است تفاوت اصلی میان اثرات فرادمانی و تکنیک های مدیتیشن معمولی را برجسته کند؛ زیرا تکنیک های مدیتیشن معمولاً با افزایش فعالیت امواج تتا همراه هستند [۱۵، ۱۶].

به طور مشابه، برخلاف وضعیت های معمول مدیتیشن، به ویژه ذهن آگاهی یا مایندفولنس که اغلب با افزایش فعالیت امواج آلفا همراه اند [۱۷]، کاهش معناداری در باندهای آلفا ۱ و آلفا ۲ در تسک ۱ نسبت به رست ۱ مشاهده شد. این الگو شباهت زیادی به تغییرات مشاهده شده در فعالیت امواج دلتا تحت تأثیر میدان شعوری فرادمانی دارد. این یافته ها نشان می دهد انتقال از وضعیت استراحت منفعل<sup>۲</sup> به سمت هوشیاری بیش تر رخ داده است که احتمالاً بازتابی از پاسخ مغز به دریافت اطلاعات از میدان شعوری فرادمانی است.

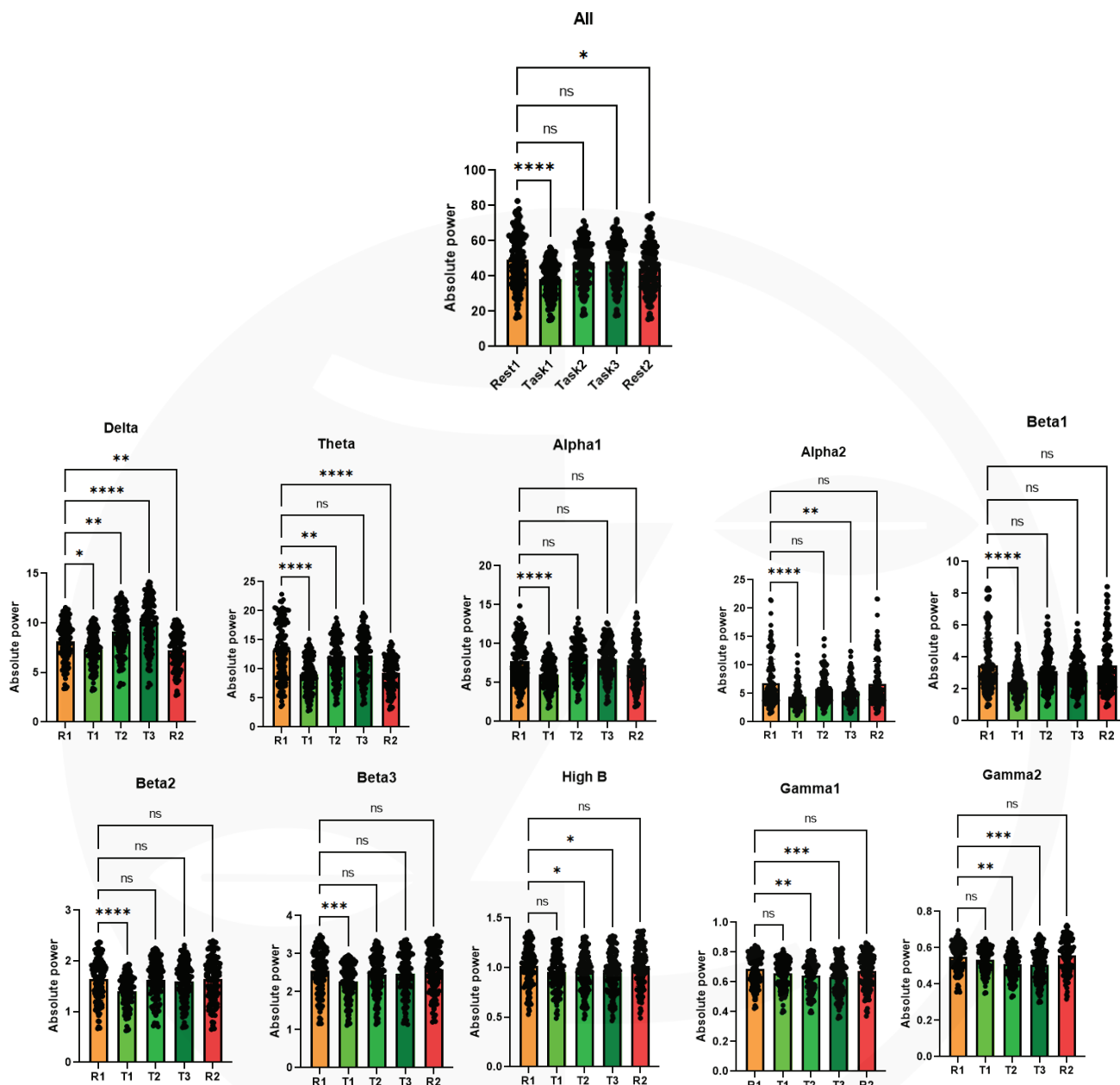
در رابطه با امواج بتا، کاهش معنادار در تسک ۱ مشاهده می شود. در مقاطع بعدی تسک روند افزایشی شده و بیش ترین مقدار در رست ۲ ثبت شده است. امواج بتا معمولاً با فعالیت ذهنی مرتبط هستند [۱۸]. کاهش شدید اولیه که در تسک ۱ مشاهده شد، ممکن است نشان دهنده ی اثر سریع آرامش بخش میدان شعوری فرادمانی بر سیستم عصبی باشد؛ به گونه ای که الگوهای عادی فعالیت ذهنی را غیرفعال می کند. افزایش تدریجی فعالیت امواج بتا در طول تسک دوم و سوم می تواند حاکی از آن باشد که مغز در حال سازمان دهی مجدد در وضعیتی جدید بوده و رفتاری دینامیک از خود نشان داده است. افزایش مشاهده شده در وضعیت رست دوم ممکن است مربوط به تنظیم هموستاتیک پس از کاهش اولیه باشد. همچنین، این روند افزایشی ممکن است با نوعی افزایش هوشیاری در پی دریافت اطلاعات از طریق میدان شعوری فرادمانی مرتبط باشد.

در محدوده ی بتای زیاد، تغییرات در تسک ۱ معنادار نیست ولی در تسک ۲ و ۳ نسبت به رست ۱ کاهش معنادار مشاهده می شود. همچنین، در محدوده ی گاما نیز در اواسط و انتهای تسک کاهش معنادار دیده می شود و در ادامه ی رست ۲ به محدوده ی رست ۱ افزایش می یابد. در واقع، اعمال میدان شعوری فرادمانی در ابتدای اثرگذاری، فعالیت شدید یا کاهش آن را منجر نمی شود. مشخص است که اثرات این میدان در میانه و انتهای تسک اثر کاهشی دارد که پس از قطع استفاده از میدان یا رست ۲ مجدد افزایش یافته و به محدوده ی رست ۱ یا پیش از شروع آزمایش می رسد. گزارش شده است که در فرایندهای ذهنی مانند توجه، یادگیری و ادراک آگاهانه همچنین در مدیتیشن ها و تمرین های ذهنی، افزایش

1. High pass
2. Tonus

3. passive resting state

امواج گاما مشاهده می‌شود [۱۹، ۲۰، ۲۱]. بر اساس نظریه‌ی میدان‌های شعوری، مغز نقش غیرفعال و گیرنده دارد. تمایز عمده‌ی این نظریه با سایر رویکردهای ذهن-بدن در این است که در این روش اثرگذاری این فرضیه مطرح است که اطلاعات از میدان‌های شعوری منتقل شده و پس از پردازش ذهنی، اثراتش بر مغز به عنوان گیرنده قابل ثبت است. کاهش امواج گاما تحت تاثیر میدان شعوری فرادرومانی، تمایز اثرات میدان‌های شعوری با سایر روش‌های مدیتیشن و کاهش فعالیت نورونی را نشان می‌دهد.



شکل ۱- مقایسه‌ی میانگین توان مطلق در جمعیت مطالعه به تفکیک امواج مختلف مغزی در نواحی مختلف رست و تسک

مطلق بخش R1 در مورد هر محدوده‌ی فرکانسی در شکل‌های ۲ تا ۴ آمده است.

به منظور مشاهده‌ی روند تغییرات در کنار یک‌دیگر، مقادیر مربوط به میانگین توان مطلق در مقادیر اصلی و در کنتراست با رست ۱ به ترتیب در جدول ۱ و ۲ و به صورت مقادیر نرمالیزه به مقدار توان

جدول ۱. مقادیر توان مطلق در محدوده‌های فرکانسی این پژوهش

Mean of absolute power					
Time Frame	1: R1	2: T1	3: T2	4: T3	5: R2
All	49.42	38.28	47.51	48.37	44.21
Delta	8.168	7.319	9.147	9.846	7.249
Tetha	13.23	9.069	11.7	12.26	9.338
Alpha1	7.743	6.027	8.092	8.003	7.249
Alpha2	6.82	4.434	5.761	5.354	6.63
Beta1	3.485	2.433	3.118	3.072	3.481
Beta2	1.645	1.404	1.623	1.591	1.65
Beta 3	2.555	2.271	2.444	2.476	2.584
High B	1.019	0.9563	0.9477	0.9474	1.017
Gamma1	0.6856	0.6552	0.641	0.6326	0.6744
Gamma2	0.5483	0.5325	0.5093	0.5063	0.5573

جدول ۲. مقایسه‌ی درصد تغییر در مقادیر میانگین در محدوده‌های فرکانسی مختلف مغز در مقایسه با محدوده‌ی R1 (رست یا کنترل ۱). تغییرات معنادار به صورت ایتالیک نمایش داده شده‌اند. رنگ‌های مشابه با توان کل مربوط به تغییرات به اندازه‌ی برابر و تا  $\pm 3\%$  آن است؛ تغییرات کم‌تر و با روند کاهشی یا هم‌سو با کل با رنگ سبز روشن‌تر و تغییرات هم‌سو با کل و بیش‌تر با رنگ سبز تیره نشان داده شده‌اند. رنگ قرمز، نمایان‌گر تغییرات غیرهم‌سو با کل یا افزایشی است.

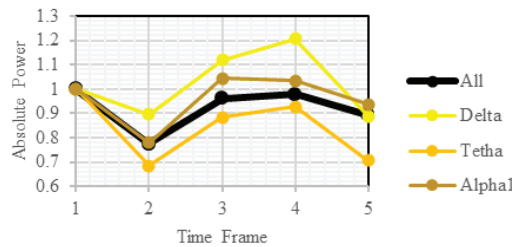
Change in the absolute power				
	T1-R1	T2-R1	T3-R1	R2-R1
All	-22.5415	-3.86483	-2.12465	-10.5423
Delta	-10.3942	11.9858	20.54358	-11.2512
Tetha	-31.4512	-11.5646	-7.33182	-29.418
Alpha1	-22.162	4.507297	3.357872	-6.37996
Alpha2	-34.9853	-15.5279	-21.4956	-2.78592
Beta1	-30.1865	-10.5308	-11.8508	-0.11478
Beta2	-14.6505	-1.33739	-3.28267	0.303951
Beta3	-11.1155	-4.34442	-3.09198	1.135029
Hbeta	-6.15309	-6.99706	-7.0265	-0.19627
Gamma1	-2.88163	-7.11289	-7.66004	1.641437
Gamma2	-4.43407	-6.50525	-7.73046	-1.63361

فعالیت مغزی وجود دارد، ثبت می‌شود [۲۲]. همچنین، به‌طور مشابه در حالت مدیتیشن عمیق نیز گزارش شده است [۲۳].

تغییرات توان مطلق در کنتراست مربوط به رست ۲ از محدوده‌ی امواج آلفا به بعد کم‌تر از حدود ۶٪ (در دو حالت کاهشی و افزایشی) و مطابق با بررسی آماری معناداری تفاوت‌های میانگین غیرمعنادار است. در واقع در این محدوده، میانگین نمایان‌گر عدم تفاوت بین رست‌ها است؛ از سوی دیگر در محدوده‌ی امواج آلفا و بتا، به‌صورت غالب (به جز کنتراست تسک ۳ در مورد امواج آلفا ۲) تفاوت معنادار موجود در مورد کنتراست تسک ۱ است و این حاکی از کاربردی بودن تسک ۱ در تعیین اثرگذاری میدان در محدوده‌ی امواج

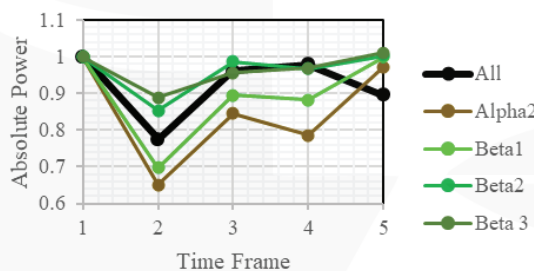
همان‌طور که در جداول ۱ و ۲ مشاهده می‌شود، توان مطلق کل در تسک ۱ بیش از ۲۰٪ در مقایسه با رست ۱ کاهش می‌یابد و این کاهش به‌صورت معنادار در مورد تسک‌های ۲ و ۳ مشاهده نمی‌شود. از سوی دیگر، رست ۲ نیز به مقدار کم‌تر اما تفاوت با رست ۱ را نشان می‌دهد. در مورد امواج آهسته‌ی دلتا و تتا، تغییرات در کنتراست رست ۲ هم‌راستا و تقریباً هم‌اندازه با کنتراست تسک ۱ است. در مورد امواج دلتا، پس از کاهش معنادار کنتراست تسک ۱ که حاکی از اثرگذاری میدان مشابه با بیش‌تر امواج است، بر خلاف تتا، شاهد افزایش معنادار توان مطلق در کنتراست تسک ۲ و ۳ هستیم؛ داده‌ای که در مورد هیچ‌کدام از امواج نواحی بعد قابل مشاهده نیست. امواج دلتا اغلب طی خواب عمیق که کم‌ترین

شکل ۲ روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش رست ۱ کل را در سه محدوده‌ی کم‌سرعت امواج مغزی (دلتا، تتا و آلفا ۱) مقایسه می‌کند. روند تغییرات مشابه با کل مشاهده می‌شود؛ توان مطلق در رست ۲ در مورد دلتا و آلفا ۱ به مقدار آن در رست ۱ میل می‌کند.



شکل ۲- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با سه محدوده‌ی کم‌سرعت امواج مغزی (دلتا، تتا و آلفا ۱) رست ۱: ۰.۲: تسک ۰.۱: تسک ۰.۳: تسک ۰.۴: تسک ۰.۵: رست ۲.

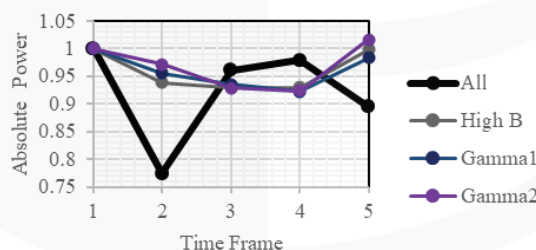
تغییرات مشابه تا انتهای تسک ۳ مشابه با روند تغییرات توان مطلق کل است. مقادیر توان مطلق در رست ۲ به مقدار رست ۱ میل می‌کند.



شکل ۳- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با چهار محدوده‌ی با سرعت میانه‌ی امواج مغزی (آلفا ۲، بتا ۱-۳). رست ۱: ۰.۱: تسک ۰.۱: تسک ۰.۳: تسک ۰.۴: تسک ۰.۵: رست ۲

به جز تا تسک ۱، برعکس روند تغییرات توان مطلق کل است. مقادیر توان مطلق در هر سه موج در رست ۲، به مقدار رست ۱ میل می‌کند.

شکل ۴ روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با سه محدوده‌ی با سرعت بیشینه‌ی امواج مغزی (بتای بالا، گاما ۱ و گاما ۲) را ارائه می‌کند. در این محدوده، روند تغییرات



شکل ۴- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با سه محدوده‌ی با سرعت بیشینه‌ی امواج مغزی (بتای بالا، گاما ۱ و گاما ۲). رست ۱: ۰.۱: تسک ۰.۱: تسک ۰.۳: تسک ۰.۴: تسک ۰.۵: رست ۲

در این مطالعه، شواهدی از اثرات میدان شعوری فرادرمانی بر توان مطلق با تمرکز بر امواج مغزی ارائه شد. تغییر در توان نسبی در محدوده‌های فرکانسی مختلف مغز تحت تاثیر میدان شعوری فرادرمانی در مطالعات بعدی ارائه می‌شود.

در جمع‌بندی نتایج به دست آمده می‌توان گفت در ابتدای شروع تسک، متوسط توان مطلق به‌طور مشابه در محدوده‌های فرکانسی تا قبل از امواج سریع و پرفرکانس، مشاهده می‌شود. این بخش که با تسک ۱ مشخص شد، کاهش مقدار متوسط توان مطلق را بین ۱۰ تا ۳۵ درصد نشان داد. اما در محدوده‌ی بتای بالا و گاما (امواج با بیش‌ترین فرکانس) در مقطع میانی و انتهایی تسک که با تسک ۲ و ۳ مشخص شد، تغییرات نمایان می‌شود. همچنین، در هفت ناحیه از ۱۰ ناحیه‌ی فرکانسی امواج مغز، تفاوت کنتراست تسک ۱ از کنتراست تسک ۲ و ۳، معنادار و به‌وضوح بیان‌گر تغییر شدت تاثیرگذاری میدان شعوری طی زمان است که می‌تواند نشان‌دهنده‌ی پردازش اطلاعات دریافتی از میدان شعوری به وسیله‌ی ذهن و متعاقباً تغییر فعالیت مغزی باشد.

## تشکر و قدردانی

نویسندگان از آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز ایران (NBML)، تهران، ایران، برای ارائه‌ی خدمات بدست آوردن داده‌ها در این پژوهش تشکر و قدردانی می‌کنند.

## منابع

1. Yen, C., Lin, C. L., & Chiang, M. C. (2023). Exploring the Frontiers of Neuroimaging: A Review of Recent Advances in Understanding Brain Functioning and Disorders. *Life (Basel, Switzerland)*, 13(7), 1472. <https://doi.org/10.3390/life13071472>
2. Perrottelli, A., Giordano, G. M., Brando, F., Giuliani, L., & Mucci, A. (2021). EEG-Based Measures in At-Risk Mental State and Early Stages of Schizophrenia: A Systematic Review. *Frontiers in psychiatry*, 12, 653642. <https://doi.org/10.3389/fpsy.2021.653642>
3. Corona-González, C. E., Alonso-Valerdi, L. M., & Ibarra-Zarate, D. I. (2021). Personalized Theta and Beta Binaural Beats for Brain Entrainment: An Electroencephalographic Analysis. *Frontiers in psychology*, 12, 764068. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2021.764068>
4. Abhang, P., Gawali, B.W., & Mehrotra, S.C. (2016). Technological Basics of EEG Recording and Operation of Apparatus. DOI:10.1016/B978-0-12-804490-2.00002-6.
5. Siuly, S., Li, Y., and Zhang, Y. (2016). EEG Signals Analysis and Classification. Techniques and Applications. Cham: Springer. doi: 10.1007/978-3-319-47653-7
6. Başar, E., & Güntekin, B. (2008). A review of brain oscillations in cognitive disorders and the role of neurotransmitters. *Brain research*, 1235, 172–193. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2008.06.103>
7. Clarke, A. R., Barry, R. J., McCarthy, R., & Selikowitz, M. (1998). EEG analysis in Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder: a comparative study of two subtypes. *Psychiatry research*, 81(1), 19–29. [https://doi.org/10.1016/s0165-1781\(98\)00072-9](https://doi.org/10.1016/s0165-1781(98)00072-9)
8. Ksibi, A., Zakariah, M., Menzli, L. J., Saidani, O., Almuqren, L., & Hanafieh, R. A. M. (2023). Electroencephalography-Based Depression Detection Using Multiple Machine Learning Techniques. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, 13(10), 1779. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13101779>

9. Tang, Y. Y., Hölzel, B. K., & Posner, M. I. (2015). The neuroscience of mindfulness meditation. *Nature reviews. Neuroscience*, 16(4), 213–225. <https://doi.org/10.1038/nrn3916>
10. Travis, F., & Shear, J. (2010). Focused attention, open monitoring and automatic self-transcending: Categories to organize meditations from Vedic, Buddhist and Chinese traditions. *Consciousness and cognition*, 19(4), 1110–1118. <https://doi.org/10.1016/j.concog.2010.01.007>
11. Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>
12. Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., & Schoffelen, J. M. (2011). FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011, 156869. <https://doi.org/10.1155/2011/156869>
13. Yuvaraj, R., Murugappan, M., Mohamed Ibrahim, N. et al. (2024). On the analysis of EEG power, frequency and asymmetry in Parkinson's disease during emotion processing. *Behavioral and brain functions*, 10(1), 12. <https://doi.org/10.1186/1744-9081-10-12>
14. Lee, D.J., Kulubya, E.S., Goldin, P.R., Goodarzi, A., & Girgis, F. (2018). Review of the Neural Oscillations Underlying Meditation. *Frontiers in Neuroscience*, 12. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00178>
15. Cahn, B. R., Delorme, A., & Polich, J. (2013). Event-related delta, theta, alpha and gamma correlates to auditory oddball processing during Vipassana meditation. *Social cognitive and affective neuroscience*, 8(1), 100–111. <https://doi.org/10.1093/scan/nss060>
16. Baijal, S., & Srinivasan, N. (2010). Theta activity and meditative states: spectral changes during concentrative meditation. *Cognitive processing*, 11(1), 31–38. <https://doi.org/10.1007/s10339-009-0272-0>
17. Pasquini, H. A., Tanaka, G. K., Basile, L. F., Velasques, B., Lozano, M. D., & Ribeiro, P. (2015). Electrophysiological correlates of long-term Soto Zen meditation. *BioMed research international*, 2015, 598496. <https://doi.org/10.1155/2015/598496>
18. Lomas, T., Ivtzan, I., & Fu, C. H. (2015). A systematic review of the neurophysiology of mindfulness on EEG oscillations. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 57, 401–410. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2015.09.018>
19. Magazù, S., & Caccamo, M.T. (2024). Parametric resonance brain model. *Scientific Reports*, 14. DOI:10.1038/s41598-024-76610-8
20. Lutz, A., Greischar, L. L., Rawlings, N. B., Ricard, M., & Davidson, R. J. (2004). Long-term meditators self-induce high-amplitude gamma synchrony during mental practice. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 101(46), 16369–16373. <https://doi.org/10.1073/pnas.0407401101>
21. Sahu, P. P., & Tseng, P. (2023). Gamma sensory entrainment for cognitive improvement in neurodegenerative diseases: opportunities and challenges ahead. *Frontiers in integrative neuroscience*, 17, 1146687. <https://doi.org/10.3389/fnint.2023.1146687>
22. Fries, P., Reynolds, J. H., Rorie, A. E., & Desimone, R. (2001). Modulation of oscillatory neuronal synchronization by selective visual attention. *Science (New York, N.Y.)*, 291(5508), 1560–1563. <https://doi.org/10.1126/science.1055465>

23. Roohi-Azizi, M., Azimi, L., Heysieattalab, S., & Aamidfar, M. (2017). Changes of the brain's bioelectrical activity in cognition, consciousness, and some mental disorders. *Medical journal of the Islamic Republic of Iran*, 31, 53. <https://doi.org/10.14196/mjiri.31.53>
24. Kora, P., Meenakshi, K., Swaraja, K., Rajani, A., & Raju, M. S. (2021). EEG based interpretation of human brain activity during yoga and meditation using machine learning: A systematic review. *Complementary therapies in clinical practice*, 43, 101329. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2021.101329>



## بررسی تغییرات توان نسبی در محدوده‌های فرکانسی مختلف مغز فرادرمانگران تحت تاثیر میدان شعوری فرادرمانی

\* نویسنده مسئول: فرید سمسارها  
ایمیل: Semsarha@ut.ac.ir

محمدعلی طاهری<sup>۱</sup>، سارا ترابی<sup>۲</sup>، فرید سمسارها<sup>۳\*</sup>

DOI: <https://doi.org/10.61450/joci.FA.v4i19.226>

۱. بخش تحقیق و توسعه‌ی ساینسفکت، مرکز تحقیقات کازموایتل، انتاریو، کانادا
۲. دپارتمان زیست‌شناسی گیاهی، دانشکده‌ی زیست‌شناسی، پردیس علوم، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. مرکز تحقیقات بیوشیمی و بیوفیزیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

### چکیده

میدان شعوری فرادرمانی (FCF) ماهیتی غیرفیزیکی دارد که اثر آن از طریق توجه ذهنی کوتاه‌مدت انسان آغاز می‌شود. فرض بر این است که اطلاعات منتقل شده از طریق این میدان می‌تواند موجب تغییراتی در فعالیت مغزی شود. در این مطالعه، بررسی شد که قرارگرفتن در معرض میدان شعوری فرادرمانی، چه‌گونه توزیع توان نسبی فرکانس‌های امواج مغزی EEG را حین انجام تسک (با فرادرمانی) و در حالت استراحت (بدون اعلام فرادرمانی) تحت تاثیر قرار می‌دهد. بر اساس نتایج این پژوهش، مغز فرادرمانگران حین ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی هر دو نوع رفتار افزایش توان نسبی (در مورد امواج دلتا، آلفا ۱، بتا ۲ و ۳، بتای زیاد، گاما ۱ و ۲) و کاهش آن را (در مورد امواج تتا، آلفا ۲، بتا ۱) نشان می‌دهد.

**کلیدواژه‌ها:** توان نسبی، توان مطلق، امواج مغز، میدان شعوری فرادرمانی، فرادرمانگر

است که در ساخت داده‌ی جمعیتی کنترل یا همان پیش‌ارتباط  
نقشی حیاتی دارد.

**۲. تسک:** در این پژوهش، به مرحله‌ای تسک گفته می‌شود که افراد در ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی قرار می‌گیرند و بلافاصله و بدون قطع در ادامه‌ی رست ۱ است و افراد فقط با شنیدن صدای بوقی که بر اساس پیش‌آگاهی داده‌شده به افراد به مفهوم شروع ارتباط با میدان است، اتصال خود را آغاز می‌کنند. تسک، ارتباط و نظری است که در آن، ۱۰ دقیقه پس از اعلام اولیه، داده از مغز افراد به صورت پیوسته کسب می‌شود. در آنالیز داده‌ها، این ده دقیقه، هم به صورت یک پارچه و هم به صورت تفکیک شده به سه مقطع زمانی مساوی متوالی تحت عنوان تسک ۱، تسک ۲ و تسک ۳ آنالیز شده است. هدف از این تفکیک، بررسی تغییرات اثر میدان شعوری فرادرمانی در بازه‌ی زمانی‌ای کوتاه و ثبت آن در سطح مغز بوده است.

**۳. رست ۲:** مرحله‌ی سه دقیقه‌ای کسب داده پس از تسک که افراد بعد از شنیدن صدای بوق دوم که بر اساس پیش‌آگاهی موجود به مفهوم اتمام ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی است، ارتباط خود را ظاهراً قطع می‌کنند و مشابه با مرحله‌ی رست ۱، بدون نظر مستقیم در مرحله‌ی سکون و آرامش قرار می‌گیرند.

## کسب داده‌ی EEG

فعالیت الکتریکی مغز شرکت‌کننده‌ها در NMBL (آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز) ایران از طریق g.tec g.HIamp (g.tec, Graz، اتریش) با کلاهی ۱۲۸ کانالی با الکترودهای غیرفعال ساخته‌شده از AgCl / Ag بر اساس سیستم بین‌المللی ۲۰/۱۰ برای قراردادن الکتروده به‌طور یک‌نواخت روی سر ثبت شد. الکتروده پایه بر پیشانی و مرجع آنالین در لاله‌ی گوش راست قرار داده شد. داده‌ها با استفاده از فرکانس نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز ثبت شد و امپدانس زیر ۱۰ کیلو اهم نگه داشته شد.

## پردازش داده‌ها

داده‌های EEG با استفاده از جعبه‌ابزار EEGLAB [۷] و Fieldtrip [۸] برای MATLAB (MATLAB R2016a, The MathWorks, Inc, Natick) ماساچوست، ایالات متحده) پیش‌پردازش شدند. فیلترهای بالاگذر (فرکانس قطع دو هرتز) و فیلترهای باند استاپ (برای حذف نویز خطی ۵۰ هرتز و فرکانس‌های هارمونیک آن) روی داده‌های خام اعمال شد. ارجاع مجدد داده‌ها به مرجع میانگین معمول و رد دستی ارتیفکت‌ها به وسیله‌ی رصد چشمی با استفاده از EEGLAB انجام شد. تجزیه و تحلیل مولفه‌های مستقل (ICA) برای حذف اجزای ارتیفکت (به عنوان مثال حرکات سر و چشم، ضربان قلب و تونوس‌های ماهیچه‌ای) استفاده شد. داده‌های پیش‌پردازش شده، حاوی کم‌ترین مقدار ارتیفکت، به مقاطع مختلف رست و تسک

امواج مغزی یا نوسانات عصبی، نشان‌دهنده‌ی فعالیت الکتریکی مغز هستند و می‌توان آن‌ها را بر اساس فرکانس به باندهای مختلفی تقسیم کرد؛ مانند دلتا (۰.۵ تا ۴ هرتز)، تتا (۴ تا ۷ هرتز)، آلفا (۸ تا ۱۲ هرتز)، بتا (۱۳ تا ۳۰ هرتز) و گاما (۳۰ تا ۸۰ هرتز) که هر یک با وضعیت‌های شناختی و فیزیولوژیکی خاصی مرتبط هستند [۱]. تحلیل EEG اطلاعاتی در مورد توان مطلق که نشان‌دهنده‌ی میزان کلی انرژی در هر باند است و توان نسبی که سهم نسبی هر باند از کل توان را نشان می‌دهد، ارائه می‌دهد [۲]. این شاخص‌ها به‌طور گسترده‌ای برای ارزیابی فرایندهای شناختی، وضعیت‌های ذهنی و اثرات مداخلاتی مانند مدیتیشن، نوروفیدبک یا روش‌های مرتبط با شعور مورد استفاده قرار می‌گیرند [۳، ۴، ۵].

بر اساس نظریه‌ی تاهیری، میدان‌های شعوری متنوعی با کارکردهای گوناگون وجود دارند. این میدان‌ها که زیرمجموعه‌ی شبکه‌ی شعور کیهانی هستند، می‌توانند از طریق ذهن انسان مورد استفاده قرار بگیرند. یکی از این میدان‌ها، فرادرمانی نام دارد. برای شروع اثرگذاری، توجهی کوتاه و آنی کافی است. این فرضیه وجود دارد که در پی این اتصال، اطلاعات از این میدان منتقل شده، پس از پردازش به وسیله‌ی ذهن آثار آن در سطح مغز به عنوان گیرنده آشکار می‌شود [۶]. در این مطالعه، جمعیتی از فرادرمانگران یا افراد آموزش دیده انتخاب شدند و توان نسبی مغز در فرکانس‌های مختلف در مراحل بدون استفاده از میدان شعوری یا رست و با استفاده از میدان شعوری یا تسک مورد ارزیابی قرار گرفت. مقایسه‌ی تغییرات طی یک دوره‌ی زمانی این امکان را فراهم می‌کند تا اثرات این میدان غیرمادی و غیرانرژیایی را در سطح مغز ارزیابی کنیم.

## روش

۴۴ فرد بالغ (میانگین سنی:  $41 \pm 7$ ) همگی سالم و بدون مصرف داروهای حوزه‌ی اعصاب و روان در شش ماه پیش از روز آزمون در گروه مطالعه قرار گرفتند. ۴۱٪ افراد در مطالعه مرد ( $n=18$ ) و ۵۹٪ زن ( $n=26$ ) بوده‌اند. تیمار میدان شعوری فرادرمانی را خود افراد در زمان قراردادی شروع (شنیدن صدای خفیف بوق از سیستم کامپیوتر واقع بر میز روبه‌روی صندلی محل استقرار) در یک مرحله آغاز کردند. در این مطالعه، تسک به حالتی گفته می‌شود که شخص فرادرمانگر شخصا ارتباطش را با میدان شعوری فرادرمانی با اتصال به شبکه‌ی شعور کیهانی آغاز می‌کند. این تست را کمیته‌ی اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ایران تایید کرده است (کد تایید: IR.IUMS.REC.1402.940).

مقاطع زمانی به ترتیب زیر بود:

**۱. رست ۱:** مرحله‌ای (۵ دقیقه‌ای) که در آن از فرادرمانگران خواسته می‌شود چشمان خود را ببندند و بدون نظر به هیچ کدام از میدان‌های شعوری، صرفاً در حالت ریلکس و بدون تنش باشند. هدف از این بخش، داشتن داده‌ی کنترل به معنای داده‌ی پایه و پیش از ارتباط با میدان در مورد هر فرد

بین جمعیت‌های زمانی به وسیله‌ی آزمون آنوای دوطرفه انجام شده است.  $p$ -value مربوط به هر تغییری بین دو جمعیت با دامنه‌ی ۰,۰۵ در نظر گرفته شد؛ هر تغییر کوچک‌تر از این مقدار به عنوان معنادار و در غیر این صورت تغییری غیرمعنادار (ns) در نظر گرفته شد.

### نتایج و بحث

در جدول ۱ علاوه بر ارائه‌ی توان مطلق، مقادیر توان نسبی محاسبه شده در محدوده‌های فرکانسی مختلف امواج مغز مشاهده می‌شود. همچنین، تغییرات روند توان نسبی در محدوده‌های فرکانسی مختلف نسبت به رست ۱ در شکل ۱ ارائه شده است.

(بر اساس طراحی مطالعه) تقسیم شدند، Fieldtrip برای پردازش بیش‌تر داده‌های EEG استفاده شد.

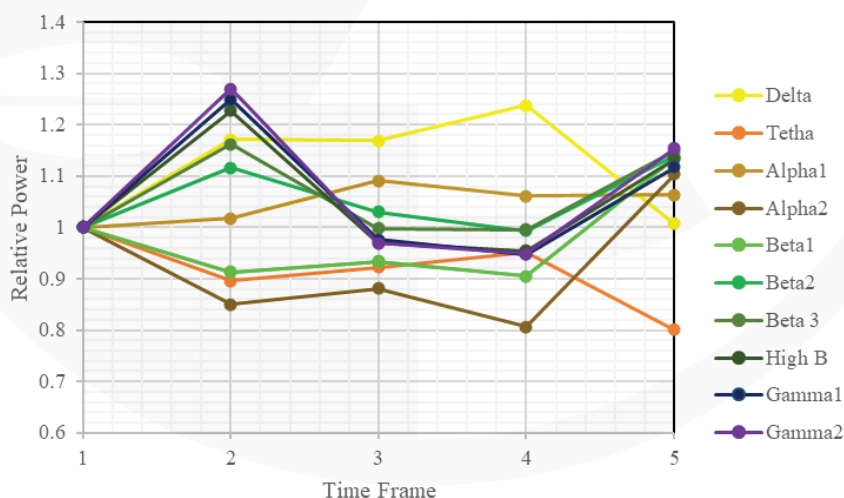
تجزیه و تحلیل دامنه‌ی فرکانس با استفاده از الگوریتم تبدیل فوریه سریع (FFT) (با وضوح ۰,۱۲۵ هرتز) برای محاسبه‌ی چگالی توان مطلق ( $\mu\text{V}^2/\text{Hz}$ ) انجام می‌شود. توان مطلق یک باند، انتگرال تمام مقادیر توان در محدوده‌ی فرکانس آن است. میانگین (کل) فرکانس (Hz) نیز از کل طیف آنالیزشده (۱ تا ۳۰ هرتز) به دست می‌آید [۹].

### آنالیز داده‌ها

آنالیز آمار توصیفی، آنالیز فرکانس توزیع‌ها و ترسیم نمودارها با استفاده از نرم‌افزار گرافیک ورژن ۹ صورت گرفته است. تفاوت‌های

جدول ۱. توان نسبی در بخش‌های مختلف و محدوده‌های مختلف فرکانسی امواج مغز در جمعیت این پژوهش. R1: رست ۱، T1: تسک ۱، T2: تسک ۲، T3: تسک ۳، R2: رست ۲.

Power	Abs. Power					Relative Power				
	1: R1	2: T1	3: T2	4: T3	5: R2	1: R1	2: T1	3: T2	4: T3	5: R2
All	49.42	38.28	47.51	48.37	44.21	-	-	-	-	-
Delta	8.168	7.319	9.147	9.846	7.249	0.177956	0.208513	0.207967	0.220326	0.179299
Tetha	13.23	9.069	11.7	12.26	9.338	0.288242	0.258369	0.266012	0.274345	0.230969
Alpha1	7.743	6.027	8.092	8.003	7.249	0.168697	0.171705	0.18398	0.179085	0.179299
Alpha2	6.82	4.434	5.761	5.354	6.63	0.148587	0.126321	0.130982	0.119808	0.163988
Beta1	3.485	2.433	3.118	3.072	3.481	0.075928	0.069314	0.070891	0.068743	0.0861
Beta2	1.645	1.404	1.623	1.591	1.65	0.03584	0.039999	0.036901	0.035602	0.040812
Beta 3	2.555	2.271	2.444	2.476	2.584	0.055666	0.064699	0.055567	0.055406	0.063913
High B	1.019	0.9563	0.9477	0.9474	1.017	0.022201	0.027244	0.021547	0.0212	0.025155
Gamma1	0.6856	0.6552	0.641	0.6326	0.6744	0.014937	0.018666	0.014574	0.014156	0.016681
Gamma2	0.5483	0.5325	0.5093	0.5063	0.5573	0.011946	0.015171	0.011579	0.01133	0.013784
Sum	45.8989	35.101	43.983	44.6883	40.4297					



شکل ۱- بررسی روند تغییرات توان نسبی مغز فرادرمانگران در محدوده‌های فرکانسی مختلف و بخش‌های گوناگون این پژوهش نسبت به کنترل (رست ۱). ۱: رست ۱، ۲: تسک ۱، ۳: تسک ۲، ۴: تسک ۳، ۵: رست ۲

**شکل اول:** امواج کم سرعت (دلتا و آلفا ۱) توان نسبی بیش تری نسبت به حالت کنترل (رست ۱) خود نشان می دهند که در مورد کم سرعت ترین موج (تتا) این روند تا انتهای تسک ۳ افزایشی است. پس از آن در مرحله ی رست ۲ به حالت پایه نزدیک می شوند و در مورد دلتا، این بازگشت به توان نسبی رست ۱ در بخش رست ۲، تقریباً کامل است؛ به عبارتی توان نسبی دلتا در کنترل اول و دوم کاملاً یکسان است.

**شکل دوم:** امواج با سرعت میانه (بتا ۲ و بتا ۳) در تسک های ۲ و ۳ به مقادیر توان نسبی حالت کنترل رست ۱ خود باز می گردند و در رست ۲ مجدداً رفتاری شبیه به تسک ۱ (افزایش توان نسبی) نشان می دهند؛ آلفا ۲ و بتا ۱ که به نوعی امواج مرزی ناحیه ی کند و میانه به حساب می آیند با تفاوت در تسک ۳، رفتار مشابه با دو موج دیگر سرعت میانه را نشان می دهند.

**شکل سوم:** امواج با سرعت بیشینه (بتای زیاد و گامای ۱ و ۲) بعد از تسک ۱ در یک مرحله، بازگشت و کاهش توان نسبی را در تسک ۲ و ادامه ی کاهش در تسک ۳ نشان می دهند؛ در واقع، مشابه با پاسخ شکل دوم در رست ۲ افزایش توان نسبی نشان می دهند.

از امواجی که رفتار کاهش توان نسبی را در تسک ۱ نشان دادند، آلفا ۲ و بتا ۱ در روندی نزدیک به یکدیگر، در رست ۲ به محدوده ی سایر امواج می رسند؛ تنها موجی که در کل مراحل زمانی این پژوهش بعد از شروع تسک ها تا انتها، مقدار کاهش یافته ی توان نسبی را نشان می دهد موج تتا است.

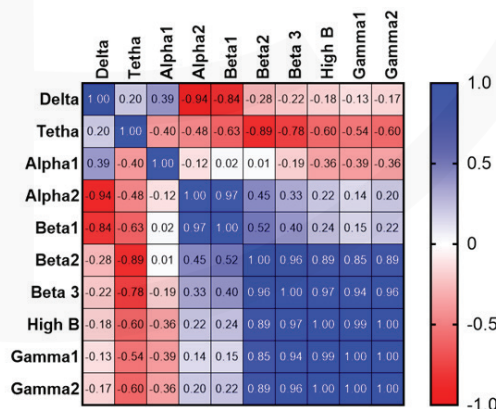
در شکل ۲ ضرایب هم بستگی پیرسون بین روند تغییرات مقادیر توان نسبی در محدوده های فرکانسی مختلف آمده است. همان طور که در این شکل مشاهده می شود از محدوده ی بتا ۲ تا انتها، روند تغییرات مقادیر توان نسبی، هم بستگی بالایی دارد و این داده حاکی از روند تغییرات یکسان آنها است. محدوده ی آلفا ۲ و بتا ۱، با محدوده های فرکانسی بعدی (سریع تر از خودشان) ارتباط هم سوی بیش تری نشان می دهند و امواج کم سرعت دلتا، تتا و آلفا ۱ روند کاملاً متفاوتی را از سایرین طی می کنند که این تفاوت، در مورد موج تتا از همه بیش تر است.

همان طور که در جدول ۱ و شکل ۱ مشاهده می شود، با شروع ارتباط (تسک ۱)، هفت ناحیه از ۱۰ ناحیه ی فرکانسی، افزایش توان نسبی را نشان می دهند؛ سه موجی که رفتار متفاوت از سایرین را در این محدوده ی زمانی نشان می دهند، موج تتا (از محدوده ی امواج کم سرعت)، موج آلفا ۲ و بتا ۱ (از محدوده ی سرعت میانه) است. بیش ترین افزایش توان نسبی مربوط به امواج پرسرعت (بتای زیاد و گامای ۱ و ۲) است. این مشاهده پیشنهاد می کند میدان شعوری فرادمانی فعالیت الکتریکی مغز را به طور یکنواخت تحت تاثیر قرار نمی دهد.

بر اساس یافته های پیشین، توان موج تتا، رابطه ای وابسته به شرایط و عملکرد شناختی نشان می دهد. به عنوان مثال، در حالی که افزایش فعالیت تتا در حین انجام تسک شناختی معمولاً با بهبود عملکرد همراه است، افزایش تتا در وضعیت استراحت با توانایی های شناختی پایین تر، به ویژه در کودکان و نوجوانان، مرتبط دانسته شده است [۱۰]. در مطالعه ی حاضر، با وجود آن که شرایط تسک با هیچ گونه درگیری ذهنی آشکاری همراه نبود (صرفاً توجهی کوتاه به میدان شعوری بدون فعالیت شناختی فعال)، کاهش توان نسبی تتا تحت تاثیر میدان شعوری فرادمانی مشاهده شد. این کاهش ممکن است بازتابی از تغییرات متمایز در پویایی مغز باشد که احتمالاً نشان دهنده ی وضوح ذهنی بیش تر یا کاهش افکار پراکنده است؛ نه افزایش معمول تتا که در فعالیت های شناختی مشاهده می شود.

شایان ذکر است بر اساس این رویکرد، اطلاعات منتقل شده از میدان شعوری (ط) را ابتدا ذهن دریافت می کند و در پی آن، ممکن است تغییراتی قابل مشاهده در فعالیت مغز بروز کند. کاهش مشاهده شده در توان نسبی باندهای آلفا ۲ و بتا ۱ تحت تاثیر میدان شعوری فرادمانی می تواند بازتابی از این دریافت درونی اطلاعات و پردازش ظریف آن باشد. این تفسیر با یافته هایی هم راستا است که کاهش توان در باندهای آلفا/بتا را با افزایش پردازش اطلاعات مرتبط می دانند [۱۱] که این وضعیت نشان می دهد ممکن است مغز حتی بدون درگیر بودن با وظایف شناختی فعال، هنگامی که تحت تاثیر میدان شعوری فرادمانی است اطلاعاتی را دریافت و پردازش کند.

پس از مرحله ی تسک ۱، امواجی که رفتار افزایش توان نسبی را نشان داده بودند، به سه شکل عمل می کنند:



شکل ۲- بررسی هم بستگی پیرسون محدوده های فرکانسی مختلف به همراه نمایش مقادیر ضریب هم بستگی در تمام مقاطع زمانی این پژوهش

نسبی تا انتهای مراحل تسک و بازگشت به حالت پایه‌ی مشابه کنترل، در رست ۲ است. از سوی دیگر موج آهسته بعدی، تتا، دقیقاً برعکس موج دلتا، از ابتدای تسک ۱ تا انتهای رست ۲ روند کاهشی را در توان نسبی نشان می‌دهد.

در جمع‌بندی می‌توان گفت به‌صورت کلی دو نوع رفتار مشاهده می‌شود که شامل افزایشی در تنوعی از امواج (دلتا، آلفا ۱، بتا ۲ و ۳، بتای زیاد، گاما ۱ و ۲) و کاهشی (تتا، آلفا ۲، بتا ۱) است. شاخص‌ترین تغییرات توان نسبی مربوط به موج‌های آهسته است؛ به این صورت که دلتا، موج شاخص نشان‌دهنده‌ی افزایش توان

## تشکر و قدردانی

نویسندگان از آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز ایران (NBML)، تهران، ایران، برای ارائه‌ی خدمات بدست آوردن داده‌ها در این پژوهش تشکر و قدردانی می‌کنند.

## منابع

1. Attar, E. T. (2022). Review of electroencephalography signals approaches for mental stress assessment. *Neurosciences (Riyadh, Saudi Arabia)*, 27(4), 209–215. <https://doi.org/10.17712/nsj.2022.4.20220025>
2. Govindan, R. B., Massaro, A., Vezina, G., Tsuchida, T., Cristante, C., & du Plessis, A. (2017). Does relative or absolute EEG power have prognostic value in HIE setting?. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 128(1), 14–15. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2016.10.094>
3. Jeong, J. (2004). EEG dynamics in patients with Alzheimer's disease. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 115(7), 1490–1505. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2004.01.001>
4. Tosti, B., Corrado, S., Mancone, S., Di Libero, T., Rodio, A., Andrade, A., & Diotaiuti, P. (2024). Integrated use of biofeedback and neurofeedback techniques in treating pathological conditions and improving performance: a narrative review. *Frontiers in neuroscience*, 18, 1358481. <https://doi.org/10.3389/fnins.2024.1358481>
5. Treves, I. N., Greene, K. D., Bajwa, Z., Wool, E., Kim, N., Bauer, C. C. C., Bloom, P. A., Pagliaccio, D., Zhang, J., Whitfield-Gabrieli, S., & Auerbach, R. P. (2024). Mindfulness-based Neurofeedback: A Systematic Review of EEG and fMRI studies. *bioRxiv : the preprint server for biology*, 2024.09.12.612669. <https://doi.org/10.1101/2024.09.12.612669>
6. Taheri, M.A (2013) Human from another outlook Interuniversal Press; 2nd Edition ISBN-13: 978-1939507006, ISBN- 10: 1939507006
7. Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>
8. Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., & Schoffelen, J. M. (2011). FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011, 156869. <https://doi.org/10.1155/2011/156869>
9. Yuvaraj, R., Murugappan, M., Mohamed Ibrahim, N. et al. (2024). On the analysis of EEG power, frequency and asymmetry in Parkinson's disease during emotion processing. *Behavioral and brain functions*, 10(1), 12.. <https://doi.org/10.1186/1744-9081-10-12>

10. Tan, E., Troller-Renfree, S. V., Morales, S., Buzzell, G. A., McSweeney, M., Antúnez, M., & Fox, N. A. (2024). Theta activity and cognitive functioning: Integrating evidence from resting-state and task-related developmental electroencephalography (EEG) research. *Developmental cognitive neuroscience*, 67, 101404. <https://doi.org/10.1016/j.dcn.2024.101404>
11. Griffiths, B. J., Mayhew, S. D., Mullinger, K. J., Jorge, J., Charest, I., Wimber, M., & Hanslmayr, S. (2019). Alpha/beta power decreases track the fidelity of stimulus-specific information. *eLife*, 8, e49562. <https://doi.org/10.7554/eLife.49562>



## بررسی تغییرات آنتروپی شانون و آنتروپی کمینه در کل محدوده‌های فرکانسی مغز فرادرمانگران و به تفکیک

### امواج مختلف

\* نویسنده مسئول: فرید سمسارها  
ایمیل: Semsarha@ut.ac.ir

محمدعلی طاهری<sup>۱</sup>، سارا ترابی<sup>۲</sup>، فرید سمسارها<sup>۳\*</sup>

DOI:<https://doi.org/10.61450/joci.FA.v4i19.227>

۱. بخش تحقیق و توسعه‌ی ساینسفکت، مرکز تحقیقات کازمواینتل، انتاریو، کانادا

۲. دپارتمان زیست‌شناسی گیاهی، دانشکده‌ی زیست‌شناسی، پردیس علوم، دانشگاه

تهران، تهران، ایران

۳. مرکز تحقیقات بیوشیمی و بیوفیزیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

## چکیده

میدان شعوری فرادرمانی که زیر مجموعه‌ی شبکه‌ی شعور کیهانی است، ماهیتی غیرفیزیکی دارد. علی‌رغم این که نمی‌توان با ابزار کمیتی ویژگی‌های آن را شناسایی کرد، این امکان وجود دارد که از طریق طراحی آزمایش‌هایی اثرات آن را مورد شناسایی قرار داد. در این میان، چه‌گونگی پاسخ مغز تحت تاثیر این میدان در مطالعات قبلی مورد بررسی قرار گرفت و تغییرات فعالیت الکتریکی ثبت شد. این فرضیه مطرح است که اطلاعات منتقل شده تحت تاثیر این میدان، منجر به بروز تغییرات در سطح مغز شده است. از آن‌جا که مطابق با نظریه‌ی اطلاعات شانون، محاسبه‌ی آنتروپی اطلاعات مناسبی از محتوای اطلاعات فراهم می‌کند در این پژوهش دو نوع آنتروپی شانون و کمینه در مورد توان مطلق کل و توان مطلق به ازای محدوده‌های فرکانسی مختلف بررسی شد. لازم به ذکر است این محاسبه قبلا در مطالعات مرتبط با میدان‌های شعوری در مورد سایر موضوعات بررسی شده و در این مطالعه برای نخستین بار در مورد فعالیت الکتریکی مغز مورد سنجش قرار گرفته است. بر اساس نتایج این پژوهش، آنتروپی شانون و کمینه‌ی کل تحت تاثیر میدان شعوری فرادرمانی کاهش می‌یابد که می‌تواند معیار کاملاً مناسبی از اثرگذاری میدان شعوری فرادرمانی بر مغز و فعالیت الکتریکی آن باشد. از منظر فرکانسی، این کاهش آنتروپی در مورد آنتروپی شانون در مقطع زمانی شروع ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی (تسک ۱) در تمام محدوده‌های فرکانسی و در مورد آنتروپی کمینه در تمام محدوده به غیر از بتای زیاد و گاما ۱ مشاهده می‌شود.

**کلیدواژه‌ها:** آنتروپی شانون، آنتروپی کمینه، امواج مغز، میدان شعوری فرادرمانی

**۱. رست ۱:** مرحله‌ای (۵ دقیقه‌ای) که در آن از فرادمانگران خواسته می‌شود چشمان خود را ببندند و بدون نظر به هیچ کدام از میدان‌های شعوری، صرفاً در حالت ریلکس و بدون تنش باشند. هدف از این بخش، داشتن داده‌ی کنترل به معنای داده‌ی پایه و پیش از ارتباط با میدان در مورد هر فرد است که در ساخت داده‌ی جمعیتی کنترل یا همان پیش‌ارتباط نقشی حیاتی دارد.

**۲. تسک:** در این پژوهش، به مرحله‌ای که افراد در ارتباط با میدان شعوری فرادمانی قرار می‌گیرند و بلافاصله و بدون قطع در ادامه‌ی رست ۱ است، تسک گفته می‌شود؛ به این معنا که افراد با شنیدن صدای بوقی که در پیش‌آگاهی درباره‌ی آن گفته شده و به معنای شروع ارتباط با میدان است، اتصال خود را مشخصاً آغاز می‌کنند. تسک، ارتباط و نظری است که ده دقیقه پس از اعلام اولیه، داده از مغز افراد به صورت پیوسته کسب می‌شود. در آنالیز داده‌ها، این ده دقیقه، هم به صورت یک پارچه و هم به صورت تفکیک شده به سه مقطع زمانی مساوی متوالی با عنوان تسک ۱، تسک ۲ و تسک ۳ آنالیز شده است. هدف از این تفکیک، بررسی تغییرات اثر میدان شعوری فرادمانی در بازه‌ی زمانی‌ای کوتاه و ثبت آن در سطح مغز بوده است.

**۳. رست ۲:** مرحله‌ی سه دقیقه‌ای کسب داده پس از تسک که افراد بعد از شنیدن صدای بوق دوم که بر اساس پیش‌آگاهی موجود به مفهوم اتمام ارتباط با میدان شعوری فرادمانی است، ارتباط خود را ظاهراً قطع می‌کنند و مشابه با مرحله‌ی رست ۱ در مرحله‌ی سکون و آرامش بدون نظر مستقیم قرار می‌گیرند.

## کسب داده‌ی EEG

فعالیت الکتریکی مغز شرکت‌کننده‌ها در NMBL (آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز) ایران از طریق g.tec g.HIamp (g.tec, Graz، اتریش) با کلاهدک ۱۲۸ کانالی با الکترودهای غیرفعال ساخته شده از AgCl / Ag بر اساس سیستم بین‌المللی ۲۰/۱۰ برای قراردادن الکتروده به‌طور یک‌نواخت روی سر ثبت شد. الکتروده پایه بر پیشانی و مرجع آنالین در لاله‌ی گوش راست قرار داده شد. داده‌ها با استفاده از فرکانس نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز ثبت شد و امپدانس زیر ۱۰ کیلو اهم نگه داشته شد.

## پردازش داده‌ها

داده‌های EEG با استفاده از جعبه‌ابزار EEGLAB [۱۰] و Fieldtrip [۱۱] برای MATLAB (MATLAB R2016a, The MathWorks, Inc. Natick) ماساچوست، ایالات متحده) پیش‌پردازش شدند. فیلترهای بالاگذر (فرکانس قطع دو هرتز) و فیلترهای باند استاپ (برای حذف نویز خطی ۵۰ هرتز و فرکانس‌های هارمونیک آن) روی داده‌های خام

نظریه‌ی اطلاعات که کلود شانون در سال ۱۹۴۸ آن را معرفی کرد، چهارچوب ریاضیاتی‌ای برای سنجش میزان اطلاعات در داده‌ها از طریق اندازه‌گیری عدم قطعیت و کارایی انتقال اطلاعات فراهم می‌کند [۱]. یکی از مفاهیم مرکزی در نظریه‌ی اطلاعات، آنتروپی است که میزان بی‌نظمی یا غیرقابل پیش‌بینی بودن هر سیستم را اندازه‌گیری می‌کند [۲]. نظریه‌ی اطلاعات در زمینه‌ی آزمایش‌های EEG (الکتروانسفالوگرافی)، ابزار مهمی برای تحلیل الگوهای امواج مغزی و درک فعالیت‌های مغز به شمار می‌رود [۳]. پژوهش‌گران با محاسبه‌ی آنتروپی شانون می‌توانند پیچیدگی سیگنال‌های عصبی را ارزیابی کرده و میزان اطلاعاتی را که مغز پردازش کرده کمی‌سازی کنند [۴].

در مطالعاتی مانند بررسی وزوز گوش، محاسبات آنتروپی نشان داده‌اند تفاوت‌هایی در فعالیت مغز میان افراد سالم و افرادی که از وزوز گوش مزمن رنج می‌برند وجود دارد و افزایش آنتروپی، رفتار آشوب‌گونه‌ی مغز را بازتاب می‌دهد [۵]. به‌طور مشابه، تحلیل مبتنی بر آنتروپی در تمایز افراد مبتلا به اسکیزوفرنی از افراد سالم نیز نویدبخش بوده است [۶].

بر اساس نظریه‌ی طاهری، شعور حاصل فعالیت مغزی نیست، بلکه عنصری بنیادین در جهان است که اطلاعات، ماده و انرژی از آن منشأ می‌گیرند. او برای تمایز دیدگاه خود از دیگر نظریه‌ها، اصطلاح شعور(ط) را ابداع کرد. در این چهارچوب، میدان‌های شعوری(ط) گوناگونی به عنوان زیرمجموعه‌هایی از شبکه‌ی شعوری کیهانی وجود دارند. میدان شعوری فرادمانی یکی از این میدان‌ها است [۷]. اثر این میدان با لحظه‌ای کوتاه از توجه ذهن انسان فعال می‌شود. فرض بر این است که اطلاعات منتقل شده از این میدان می‌تواند منجر به تغییرات قابل‌شناسایی در سطح فعالیت مغزی شود. چنین تغییراتی پیش‌تر در آزمایش‌های انجام شده گزارش شده‌اند [۸، ۹].

## روش

۴۴۴ فرد بالغ (میانگین سنی:  $41 \pm 7$ ) همگی سالم و بدون مصرف داروهای حوزه‌ی اعصاب و روان در شش ماه پیش از روز آزمون در گروه مطالعه قرار گرفتند. ۴۱٪ افراد در مطالعه مرد ( $n=18$ ) و ۵۹٪ زن ( $n=26$ ) بوده‌اند. تیمار میدان شعوری فرادمانی را خود افراد در زمان قراردادی شروع (شنیدن صدای خفیف بوق از سیستم کامپیوتر واقع بر میز روبه‌روی صندلی محل استقرار) در یک مرحله آغاز کردند. در این مطالعه، تسک به حالتی گفته می‌شود که شخص فرادمانگر شخصاً ارتباطش را با میدان شعوری فرادمانی با اتصال به شبکه‌ی شعور کیهانی آغاز می‌کند. این تست را کمیته‌ی اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ایران تایید کرده است (کد تایید: IR.IUMS.REC.1402.940).

همچنین، آنتروپی کمینه (۲)، معیاری از میزان تصادفی بودن مقادیر تولیدشده است و با استفاده از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید:

$$S_{\min} = -\log_2 P_{\max} \quad (2)$$

که در آن  $P_{\max}$  احتمال بیش‌ترین فرکانس در توزیع مقادیر تولیدشده است.

### آنالیز داده‌ها

با استفاده از نرم‌افزار گرافپد ورژن ۹، آنالیز آمار توصیفی، آنالیز فرکانس توزیع‌ها و ترسیم نمودارها صورت گرفته است. محاسبات مربوط به آنتروپی با استفاده از نرم‌افزار SPSS ورژن ۲۸ صورت گرفته است. تفاوت‌های بین جمعیت‌های زمانی به وسیله‌ی آزمون آنوای دوطرفه انجام شده است.  $p$ -value مربوط به هر تغییری بین دو جمعیت با دامنه‌ی ۰,۰۵ در نظر گرفته شد؛ هر تغییر کوچک‌تر از این مقدار به عنوان معنادار و در غیر این صورت تغییری غیر معنادار (ns) لحاظ شد.

### نتایج

داده‌ی مربوط به مقادیر آنتروپی شانون و آنتروپی مین محاسبه شده در جداول ۱ تا ۳ و نمایش روند تغییرات آن‌ها به صورت نرمالیزه به مقادیر R1 در هر محدوده‌ی فرکانسی در شکل‌های ۱ تا ۶ آمده است.

اعمال شد. ارجاع مجدد داده‌ها به مرجع میانگین معمول و رد دستی ارتیفکت‌ها به وسیله‌ی رصد چشمی با استفاده از EEGLAB انجام شد. تجزیه و تحلیل مولفه‌های مستقل (ICA) برای حذف اجزای ارتیفکت (به عنوان مثال حرکات سر و چشم، ضربان قلب و تونوس‌های ماهیچه‌ای) استفاده شد. داده‌های پیش‌پردازش شده، حاوی کم‌ترین مقدار ارتیفکت، به مقاطع مختلف رست و تسک (بر اساس طراحی مطالعه) تقسیم شدند، Fieldtrip برای پردازش بیش‌تر داده‌های EEG استفاده شد.

تجزیه و تحلیل دامنه‌ی فرکانس با استفاده از الگوریتم تبدیل فوری سریع (FFT) (با وضوح ۰,۱۲۵ هرتز) برای محاسبه‌ی چگالی توان مطلق ( $\mu V^2/Hz$ ) انجام می‌شود. توان مطلق یک باند، انتگرال تمام مقادیر توان در محدوده‌ی فرکانس آن است. میانگین (کل) فرکانس (Hz) نیز از کل طیف آنالیزشده (۱ تا ۳۰ هرتز) به دست می‌آید [۱۲].

### روش محاسبه‌ی آنتروپی

به منظور سنجش آنتروپی در این پژوهش با استفاده از مقادیر توان مطلق در حالت توتال و به تفکیک هر بازه‌ی فرکانسی جداگانه و بین‌بندی آن‌ها با فواصل واحد، فرکانس مقادیر تولیدشده در هر بازه سنجش شد و بر اساس آن، آنتروپی توزیع فرکانس با استفاده از رابطه‌ی شانون (۱) زیر محاسبه شد:

$$s = -\sum p_i \ln p_i \quad (1)$$

که در آن  $p_i$  احتمال حضور مقادیر در بازه‌ی  $i$ ام است و  $n_i$  تعداد مقادیر در این بازه است.

جدول ۱. مقادیر آنتروپی شانون در محدوده‌های فرکانسی این پژوهش

Shannon Entropy					
Time Frame	1: R1	2: T1	3: T2	4: T3	5: R2
All	2.49	2.04	2.24	2.26	2.32
Delta	2.05	1.92	2.15	2.27	1.96
Tetha	2.87	2.43	2.62	2.67	2.33
Alpha1	2.37	2.00	2.22	2.26	2.36
Alpha2	2.50	1.97	2.20	2.08	2.45
Beta1	2.41	1.94	2.22	2.14	2.45
Beta2	2.72	2.45	2.65	2.67	2.80
Beta 3	2.34	2.16	2.32	2.33	2.36
High B	2.06	2.02	2.05	2.07	2.09
Gamma1	1.99	1.96	2.07	2.16	2.15
Gamma2	2.61	2.51	2.63	2.85	2.79

جدول ۲. مقادیر آنتروپی مین در محدوده‌های فرکانسی این پژوهش

Min Entropy					
Time Frame	1: R1	2: T1	3: T2	4: T3	5: R2
All	3.07	2.28	2.58	2.52	2.52
Delta	2.39	2.22	2.66	2.73	2.39
Tetha	3.39	2.81	3.17	3.17	2.58
Alpha1	2.81	2.33	2.73	2.45	2.58
Alpha2	2.45	1.89	2.22	2.07	2.45
Beta1	2.52	2.02	2.45	2.39	2.52
Beta2	2.98	2.89	3.17	2.98	3.39
Beta 3	2.81	2.39	2.58	2.73	2.89
High B	2.28	2.33	2.02	2.17	2.28
Gamma1	2.12	2.17	2.17	2.39	2.52
Gamma2	3.07	2.89	3.07	3.52	3.39

جدول ۳. مقایسه‌ی درصد تغییر در مقادیر آنتروپی شانون در محدوده‌های فرکانسی مختلف مغز در مقایسه با محدوده‌ی R1 (رست یا کنترل ۱). رنگ‌های مشابه با آنتروپی کل مربوط به تغییرات به اندازه‌ی برابر و تا  $\pm 3\%$  آن است. تغییرات کم‌تر و هم‌سو با کل با رنگ سبز روشن‌تر و تغییرات هم‌سو و بیش‌تر با رنگ سبز تیره نشان داده شده‌اند. رنگ قرمز، نمایان‌گر تغییرات غیرهم‌سو با کل است.

Shannon Entropy Change				
	T1-R1	T2-R1	T3-R1	R2-R1
All	-18.3604	-10.1577	-9.49575	-6.92812
Delta	-6.64923	4.960002	10.74217	-4.54802
Tetha	-15.1928	-8.48946	-6.79966	-18.7441
Alpha1	-15.6947	-6.34428	-4.97059	-0.58094
Alpha2	-21.229	-11.9004	-16.7901	-2.03418
Beta1	-19.5929	-7.83402	-11.2239	1.783805
Beta2	-9.73926	-2.55356	-1.5518	3.170758
Beta3	-7.80993	-0.55485	-0.47878	1.066345
Hbeta	-1.92068	-0.80133	0.385851	1.422277
Gamma1	-1.22172	3.894434	8.455378	8.231027
Gamma2	-3.91715	0.765034	9.098894	6.98985

R1: رست ۱، T1: تسک ۱، T2: تسک ۲، T3: تسک ۳، R2: رست ۲

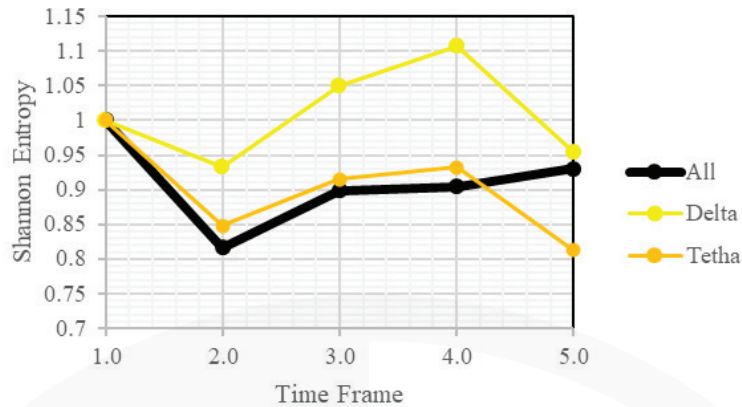
محدوده‌ی فرکانسی امواج بتای ۱ تا ۳، به‌صورت مشخص شاهد افزایش آنتروپی در کنتراست رست ۲ هستیم. از محدوده‌ی بتای بالا (مرز شروع گاما) تا انتها (گامای ۱ و ۲)، پاسخ کاملاً متفاوت آنتروپی در تسک ۱ در مقایسه با سایر بخش‌ها رویت می‌شود: در بتای بالا، تسک ۳ و رست ۲ افزایش آنتروپی را نشان می‌دهد و در هر دو نوع گاما، تسک‌های ۲ و ۳ همراه رست ۲ (تمام بخش‌ها به جز کنتراست تسک ۱) افزایش آنتروپی را نشان می‌دهند. روند تغییرات مشاهده‌شده در مورد آنتروپی کمینه نیز تا حد زیادی با تغییرات آنتروپی شانون مشابه است؛ با این تفاوت که افزایش آنتروپی رست ۲ در مورد امواج فرکانس بالا، تنها در مورد امواج گاما مشاهده می‌شود و موج بتا ۱ نیز رفتار مشابه با موج آلفا ۲ را در رست ۲ نشان می‌دهد.

همان‌طور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، تنها بخش با تغییرات تماماً کاهش‌ی در آنتروپی شانون در مورد تمام محدوده‌های فرکانسی، کنتراست مربوط به تسک ۱ است. همچنین در تمام کنتراست‌های توان مطلق کل، مقدار آنتروپی شانون منفی است و بیشینه‌ی آن مربوط به کنتراست تسک ۱ و رست ۱ است که نشان می‌دهد مقادیر تسک ۱ نسبت به رست ۱ حدود  $18\%$  کاهش دارد. شروع تغییرات در رست ۲ در جهت خلاف تسک ۱ از محدوده‌ی فرکانسی بتا ۱ است و تنها بخش آنتروپی شانون منفی در مورد امواج گاما، کنتراست مربوط به تسک ۱ است.

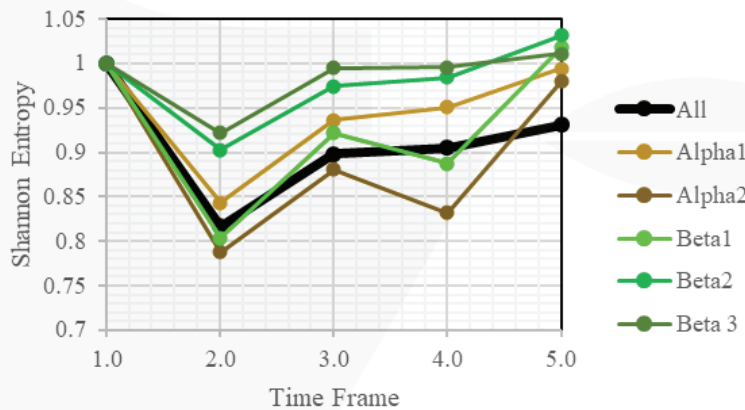
در مورد امواج دلتا، کاهش آنتروپی شانون در بخش‌های تسک ۱ و رست ۲، به‌صورت مشابه مشاهده می‌شود. همچنین، بعد از ناحیه‌ی تتا که تغییرات آنتروپی در بخش‌های مختلف به‌ترتیب بعد از تسک ۱، کاهش به مقدار کم‌تر و هم‌سو با تسک ۱ است در محدوده‌ی امواج آلفا (آلفا ۱ و ۲) به‌صورت مشخص، کاهش تغییر آنتروپی در کنتراست رست ۲ را شاهد هستیم. در ادامه و در

مقادیر آنتروپی شانون در تمام امواج در رست ۲ به مقدار آن‌ها در رست ۱ میل می‌کند. مطابق با شکل ۳، از بین امواج بتای بالا و گاما، روند تغییرات بتای زیاد بیش از سایر امواج، مشابه روند تغییرات آنتروپی شانون کل است و در رست ۲ به مقدار آن در رست ۱ میل می‌کند.

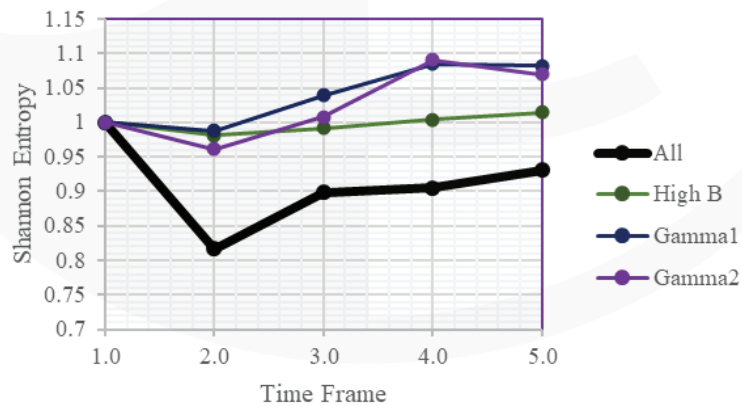
روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 در محدوده‌های مختلف امواج مغزی نیز دیدگاهی از تغییرات آنتروپی فراهم می‌کند. شکل ۱ روند تغییرات برای امواج دلتا و تتا را نشان می‌دهد، روند تغییرات تا تسک ۳ مشابه روند تغییرات آنتروپی شانون کل است و حتی در ادامه و بخش رست ۲ نیز روند کاهشی ادامه می‌یابد. همان‌طور که در شکل ۲ مشخص است، روند تغییرات با افزایش سرعت امواج به روند تغییرات آنتروپی شانون کل نزدیک‌تر است.



شکل ۱- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با دو محدوده‌ی با سرعت کمینه‌ی امواج مغزی (دلتا و تتا). ۱: رست ۰.۱؛ ۲: تسک ۰.۱؛ ۳: تسک ۰.۲؛ ۴: تسک ۰.۳؛ ۵: رست ۰.۲



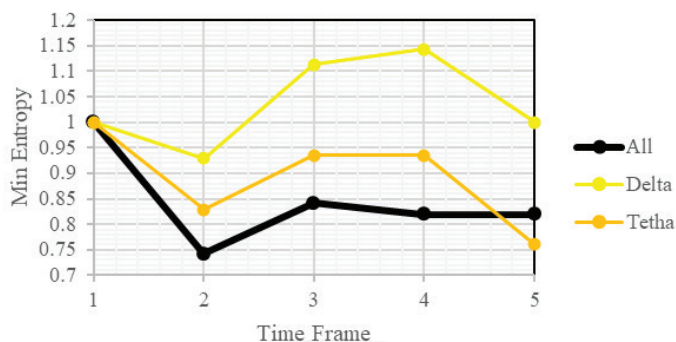
شکل ۲- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با پنج محدوده‌ی با سرعت میانه‌ی امواج مغزی (آلفا ۱ و ۲ و بتا ۱-۳). ۱: رست ۰.۱؛ ۲: تسک ۰.۱؛ ۳: تسک ۰.۲؛ ۴: تسک ۰.۳؛ ۵: رست ۰.۲



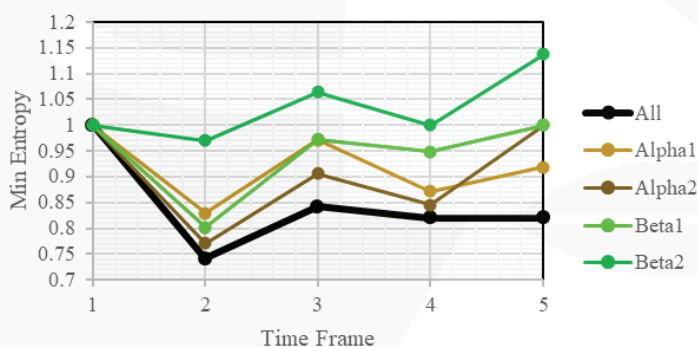
شکل ۳- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با سه محدوده‌ی با سرعت بیشینه‌ی امواج مغزی (بتای بالا، گاما ۱ و گاما ۲). ۱: رست ۰.۱؛ ۲: تسک ۰.۱؛ ۳: تسک ۰.۲؛ ۴: تسک ۰.۳؛ ۵: رست ۰.۲

است. در مورد امواج آلفا ۲ و بتا ۱، بازگشت مقدار آنتروپی مین در رست ۲ به رست ۱ کامل است؛ در رابطه با چهار محدوده‌ی با سرعت بیشینه‌ی امواج مغزی (بتای بالا، گاما ۱ و گاما ۲). روند تغییرات در تسک ۱ با افزایش سرعت امواج از روند تغییرات آنتروپی مین کل، بیش تر فاصله می‌گیرد. امواج بتا ۳ و بتای زیاد در رست ۲ به مقدار رست ۱ میل می‌کند.

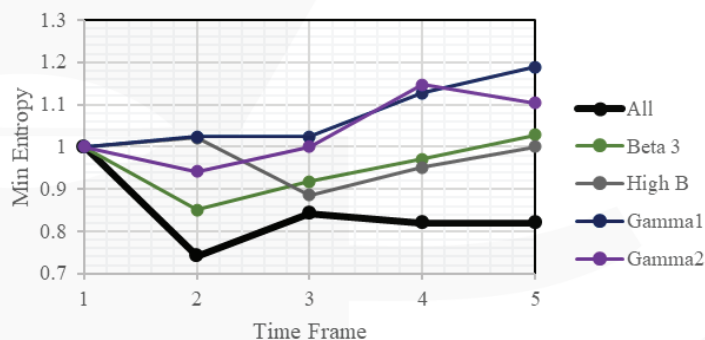
مقادیر آنتروپی کمینه در نمودارهای زیر ارائه شده است. روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با دو محدوده‌ی با سرعت کمینه‌ی امواج مغزی (دلتا و تتا) نشان می‌دهد که روند تغییرات تا تسک ۳ مشابه روند تغییرات آنتروپی کمینه‌ی کل است (شکل ۴)؛ مطابق با شکل ۵، در مقایسه با چهار محدوده‌ی با سرعت میانه‌ی امواج مغزی (آلفا ۱ و ۲ و بتا ۱ و ۲). روند تغییرات تا تسک ۳ مشابه روند تغییرات آنتروپی کمینه‌ی کل



شکل ۴- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با دو محدوده‌ی با سرعت کمینه‌ی امواج مغزی (دلتا و تتا). ۱: رست ۱، ۲: تسک ۰.۱، ۳: تسک ۰.۱، ۴: تسک ۰.۲، ۵: رست ۲



شکل ۵- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با چهار محدوده‌ی با سرعت میانه‌ی امواج مغزی (آلفا ۱ و ۲ و بتا ۱ و ۲). ۱: رست ۱، ۲: تسک ۰.۱، ۳: تسک ۰.۱، ۴: تسک ۰.۲، ۵: رست ۲



شکل ۶- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با چهار محدوده‌ی با سرعت بیشینه‌ی امواج مغزی (بتای بالا، گاما ۱ و ۲). ۱: رست ۱، ۲: تسک ۰.۱، ۳: تسک ۰.۱، ۴: تسک ۰.۲، ۵: رست ۲

بخش‌های مختلف زمانی به خصوص تسک ۱ یا شروع اثرگذاری میدان شعوری و رست ۲ یا اعلام اتمام اثرگذاری، نوسانات واضحی مشاهده می‌شود که نشان دهنده‌ی فرایند پردازش اطلاعات و تغییرات در سطح مغز است.

در جمع‌بندی می‌توان گفت، محاسبه‌ی آنتروپی می‌تواند دیدگاه مناسبی از اثرات میدان‌های شعوری در سطح مغز فراهم کند. این تغییرات در وهله‌ی اول شواهدی از انتقال اطلاعات تحت تاثیر میدان شعوری فراهم می‌کند و در وهله‌ی بعدی با مقایسه‌ی

نویسندگان از آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز ایران (NBML)، تهران، ایران، برای ارائه‌ی خدمات بدست آوردن داده‌ها در این پژوهش تشکر و قدردانی می‌کنند.

منابع

1. Shannon, C. E. (1948). A mathematical theory of communication. *The Bell System Technical Journal*, 27(3), 379-423.
2. Saraiva, P. (2023). On Shannon entropy and its applications. *Kuwait Journal of Science*, 50(3), 194-199. <https://doi.org/10.1016/j.kjs.2023.05.004>
3. Bein, B. (2006). Entropy. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 20(1), 101-109. <https://doi.org/10.1016/j.bpa.2005.07.009>
4. Keshmiri S. (2020). Entropy and the Brain: An Overview. *Entropy (Basel, Switzerland)*, 22(9), 917. <https://doi.org/10.3390/e22090917>
5. Sadeghijam, M., Talebian, S., Mohsen, S., Akbari, M., & Pournakht, A. (2021). Shannon entropy measures for EEG signals in tinnitus. *Neuroscience letters*, 762, 136153. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2021.136153>
6. Sabeti, M., Katebi, S., & Boostani, R. (2009). Entropy and complexity measures for EEG signal classification of schizophrenic and control participants. *Artificial intelligence in medicine*, 47(3), 263–274. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2009.03.003>
7. Taheri, M.A (2013) Human from another outlook Interuniversal Press; 2nd Edition ISBN-13: 978-1939507006, ISBN- 10: 1939507006
8. Taheri, M. A., Modarresi-Asem, F., & Semsarha, F. (2022). An Investigation of the Electrical Activity of the Brain during the Treatment with Faradarmani Consciousness Field in the Faradarmanjar Population. *The Scientific Journal of Cosmointel*, 1(2), 22–32. <https://doi.org/10.61450/joci.v1i2.19>
9. Taheri, M. A., Torabi, S., Nabavi, N., Modarresi-Asem, F., Abbasi Sisara, M., Maftoun, P., & Semsarha, F. (2022). Task-fMRI Group and Functional Connectivity Analysis of the Brain During Faradarmani Consciousness Field Connection. *The Scientific Journal of Cosmointel*, 1(2), 46–55. <https://doi.org/10.61450/joci.v1i2.29>
10. Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 9–21. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009>
11. Oostenveld, R., Fries, P., Maris, E., & Schoffelen, J. M. (2011). FieldTrip: Open source software for advanced analysis of MEG, EEG, and invasive electrophysiological data. *Computational intelligence and neuroscience*, 2011, 156869. <https://doi.org/10.1155/2011/156869>
12. Yuvaraj, R., Murugappan, M., Mohamed Ibrahim, N. et al. (2024). On the analysis of EEG power, frequency and asymmetry in Parkinson's disease during emotion processing. *Behavioral and brain functions*, 10(1), 12.. <https://doi.org/10.1186/1744-9081-10-12>

نویسندگان از سرکار خانم هدایتی بابت ویراستاری ادبی مقالات این شماره تشکر و قدردانی می‌کنند.

## مونیتورینگ فعالیت الکتریکی مغز حین ارتباط با میدان شعوری فرادرمانی

ماهیت «شعور» یکی از اساسی‌ترین پرسش‌های دنیای علم است. علوم اعصاب به‌طور ویژه برای درک چیستی و چه‌گونگی ایجاد آن بر مغز متمرکز شده است. بر اساس نظریه‌ی طاهری، شعور(ط) عنصر اساسی کیهان است و ماده، انرژی و اطلاعات از آن منشا می‌گیرند. بنابراین، نه‌تنها مغز انسان تولیدکننده‌ی شعور یا آگاهی نیست، بلکه صرفاً به عنوان «آشکارساز»، نقش آنتن و گیرنده را بازی می‌کند.

چه‌گونگی تست عملی و آزمایشگاهی شعور یکی از مهم‌ترین چالش‌های موجود است. بر اساس نظریه‌ی طاهری، میدان‌های شعوری(ط) متنوعی با کارکردهای گوناگون وجود دارند که انسان می‌تواند به‌طور عملی از آن‌ها استفاده کند. یکی از این میدان‌ها به نام فرادرمانی به عنوان طب مکمل معرفی شده است. این ویژگی، محققان را بر آن داشته که به بررسی برهم‌کنش مغز و این میدان‌ها پردازند.