

# 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. چه‌گونه‌ی 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:** 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 تجمعی جمعیتی 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

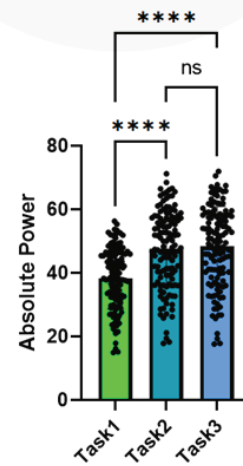
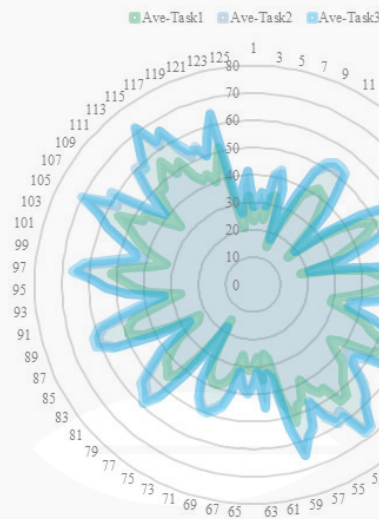
#### مقایسه‌ی توان مطلق توتال تسک در شکل تفکیک‌شده‌ی زمانی در جمعیت

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.

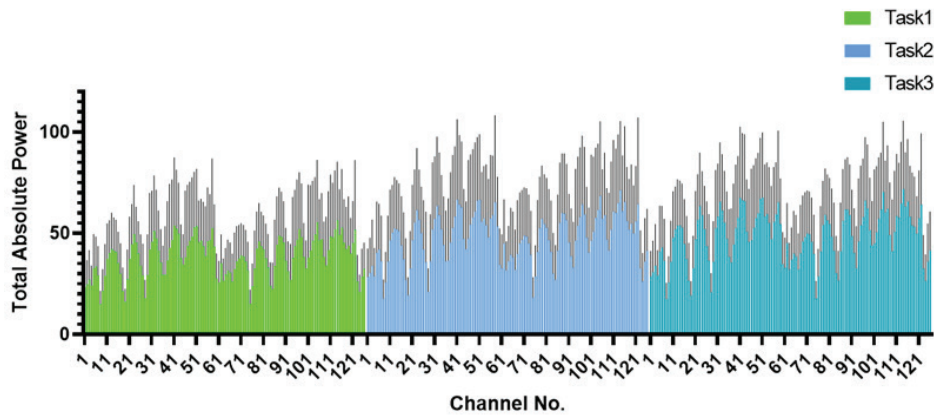
### پردازش داده‌ها

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

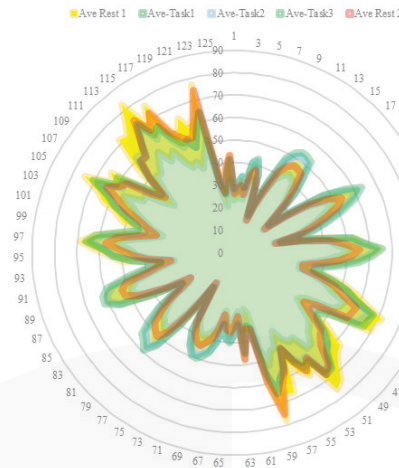
جدول ۲. نمایش کانال‌های با تفاوت معنادار در کنتراست Task1-Task3 طی آنالیز آماری توکی در تست آنوای دوطرفه

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.

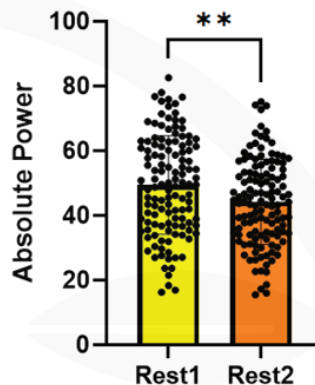
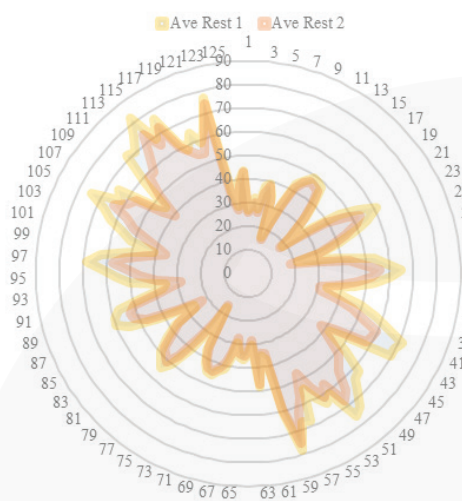
### مقایسه‌ی رفتار مغز در مقاطع پیش از شروع ارتباط و پس از اتمام آن:

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

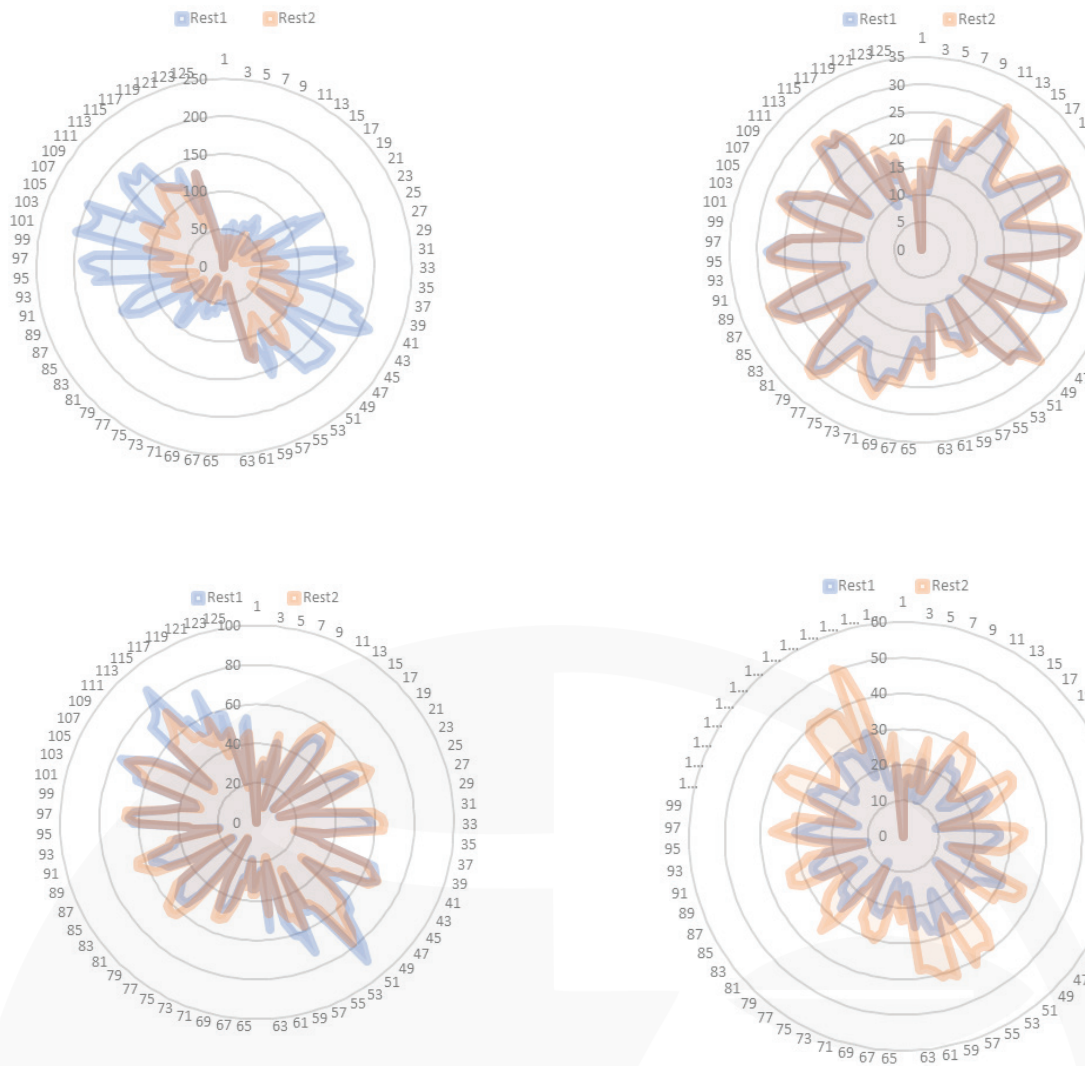


شکل ۴- (چپ) نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در جمعیت مطالعه در رست ۱ و رست ۲. (راست) مقایسه‌ی معناداری جمعیت داده‌های حاصل شده از کانال‌ها در مقایسه‌ی دو رست  
p-value < 0.0039 \*\*: \*\*

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.

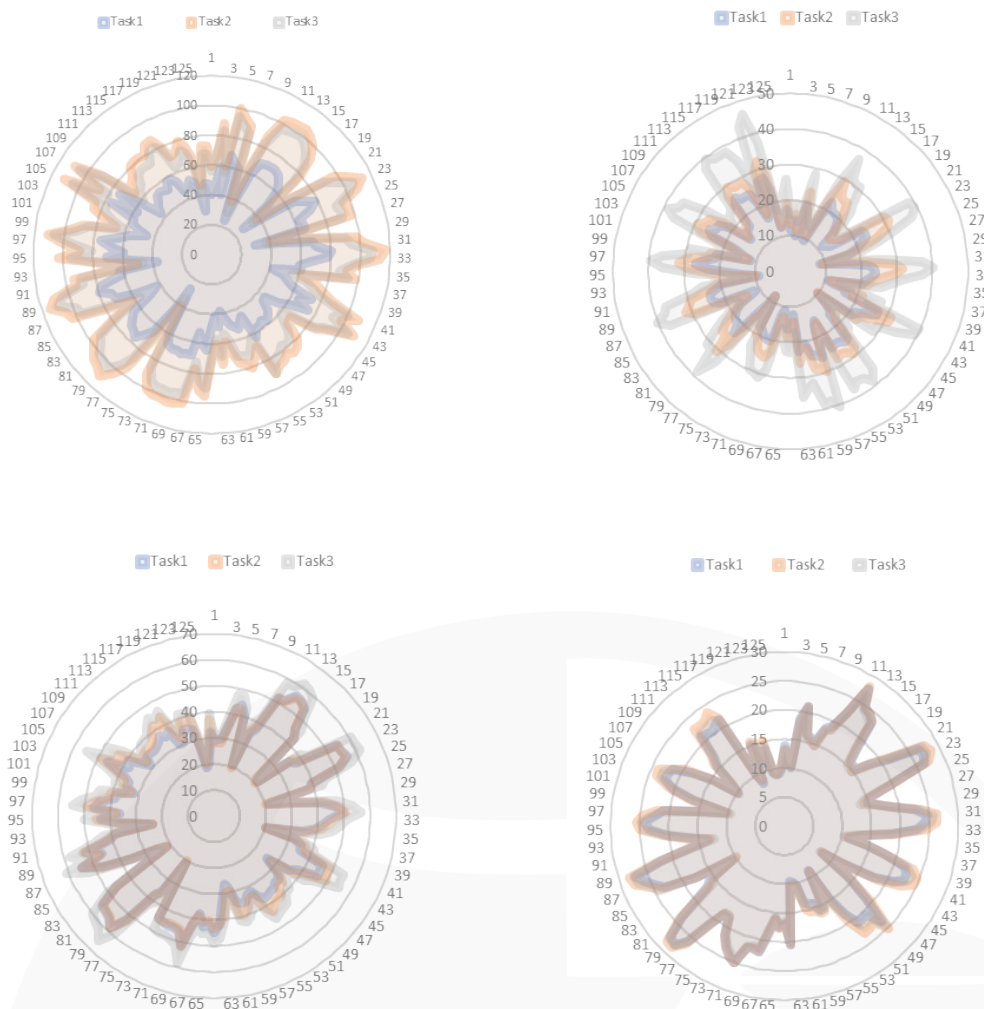
با وجودیکه در بخش قبلی شرایط رست ۲ قطع ارتباط با میدان را نشان داد، همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است، بین رست ۱ و ۲ نیز تفاوت وجود دارد و عملاً، توان مطلق توتال در جمعیت در رست ۲ کم‌تر از رست ۱ است. این نتیجه حاکی از باقی‌ماندن اثرات کاهش‌ی ارتباط با میدان در حدود ۱۵ دقیقه پس از شروع ارتباط است. اگرچه این 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.

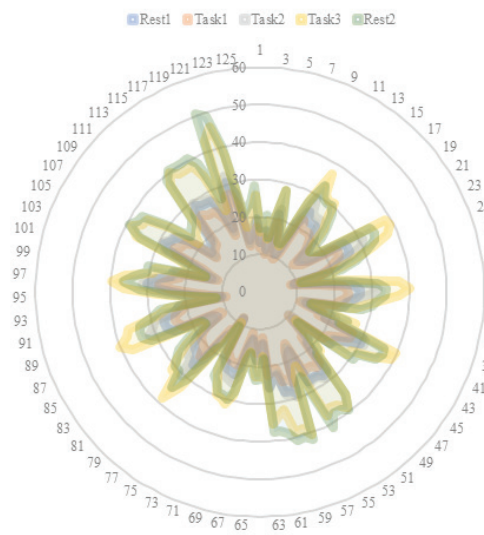


شکل ۷- نمایش نمودار رادار متوسط توان مطلق توتال در کانال‌های مختلف در مقایسه‌ی رست ۱ و تسک ۱ در شش کیس

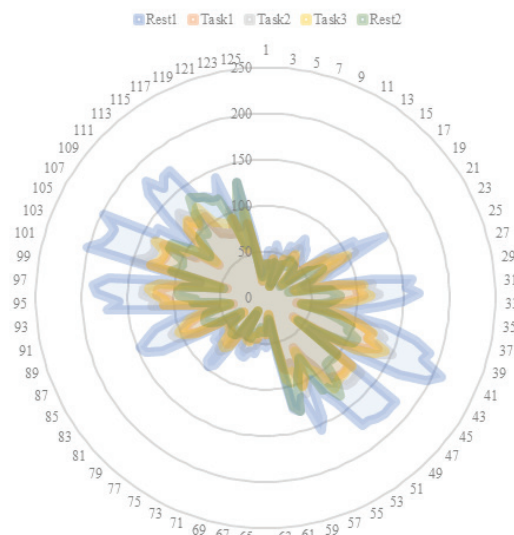
### بررسی رفتار مغز در تمام مقاطع پژوهش در کیس‌ها

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).

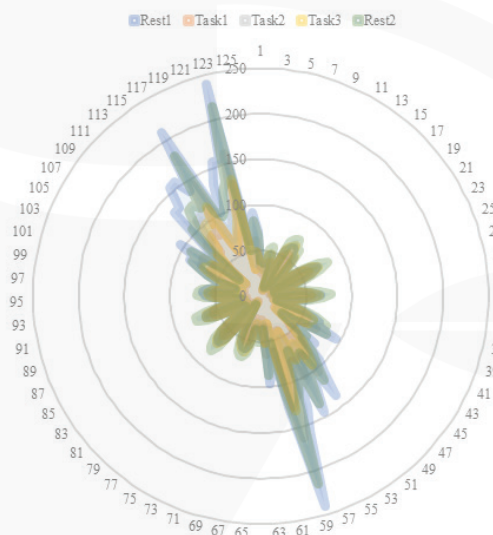
Case 1



Case 2



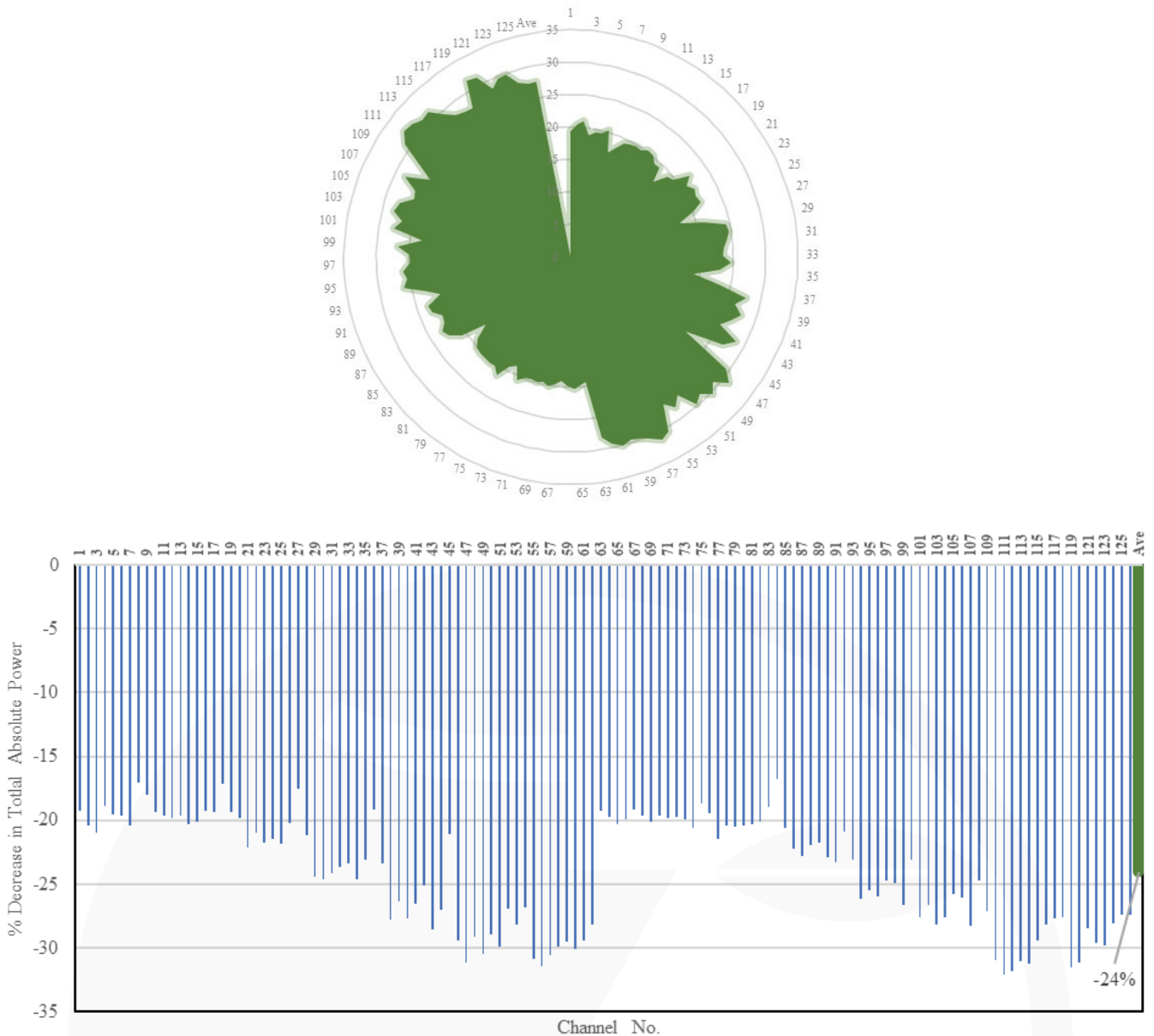
Case 3



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>