

## 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 کلاهی ۱۲۸ کانالی با الکترودهای غیرفعال ساخته شده 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 [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:

$$S_{\min} = -\log_2 P_{\max} \quad (۲)$$

که در آن Pmax 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:

$$s = -\sum p_i \ln p_i \quad (۱)$$

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

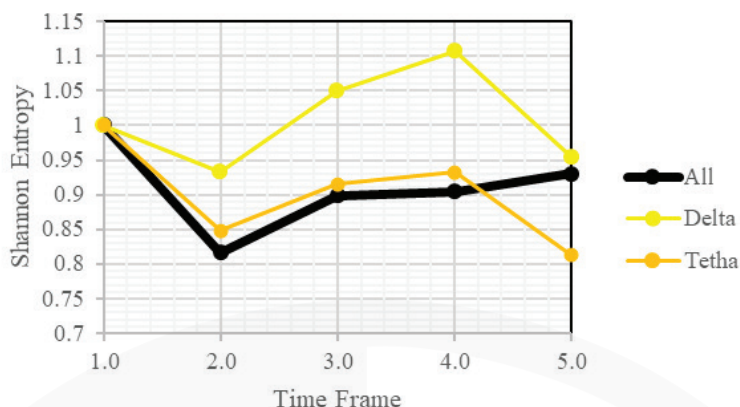
محدوده‌ی فرکانسی امواج بتای ۱ تا ۳، به‌صورت مشخص شاهد افزایش آنتروپی در کنتراست رست ۲ هستیم. از محدوده‌ی بتای بالا (مرز شروع گاما) تا انتها (گامای ۱ و ۲)، پاسخ کاملاً متفاوت آنتروپی در تسک ۱ در مقایسه با سایر بخش‌ها رویت می‌شود: در بتای بالا، تسک ۳ و رست ۲ افزایش آنتروپی را نشان می‌دهد و در هر دو نوع 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.

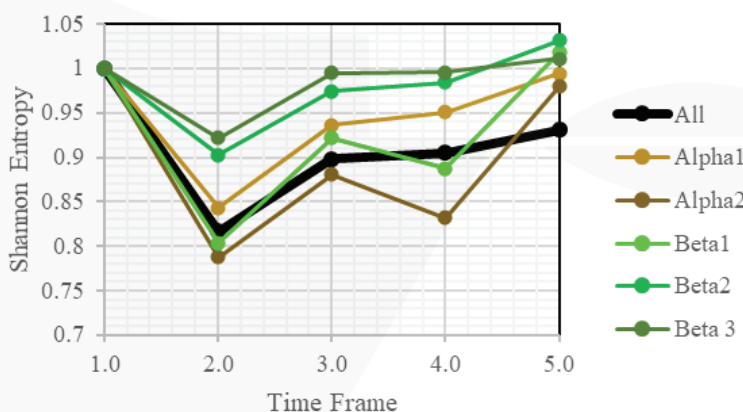
در مورد امواج دلتا، کاهش آنتروپی شانون در بخش‌های تسک ۱ و رست ۲، به‌صورت مشابه مشاهده می‌شود. همچنین، بعد از ناحیه‌ی تتا که تغییرات آنتروپی در بخش‌های مختلف به‌ترتیب بعد از تسک ۱، کاهش‌ی به مقدار کم‌تر و هم‌سو با تسک ۱ است در محدوده‌ی امواج آلفا (آلفا ۱ و ۲) به‌صورت مشخص، کاهش تغییر آنتروپی در کنتراست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

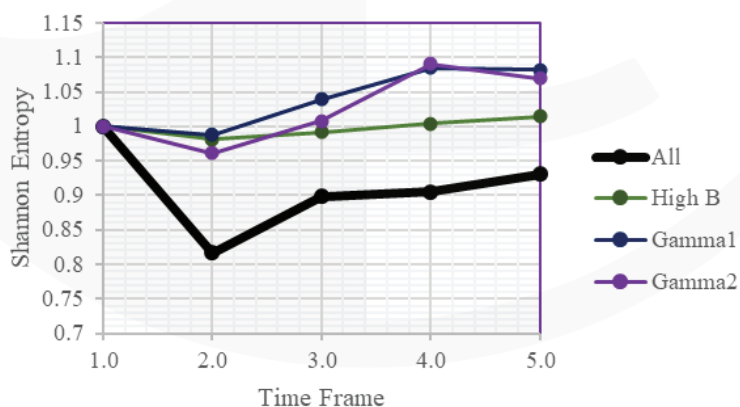
روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 در محدوده‌های مختلف امواج مغزی نیز دیدگاهی از تغییرات آنتروپی فراهم می‌کند. شکل ۱ روند تغییرات برای امواج دلتا و تتا را نشان می‌دهد، روند تغییرات تا تسک ۳ مشابه روند تغییرات آنتروپی شانون کل است و حتی در ادامه و بخش رست ۲ نیز روند کاهشی ادامه می‌یابد. همان‌طور 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 ۱، ۲: تسک ۱، ۳: تسک ۲، ۴: تسک ۳، ۵: رست ۲



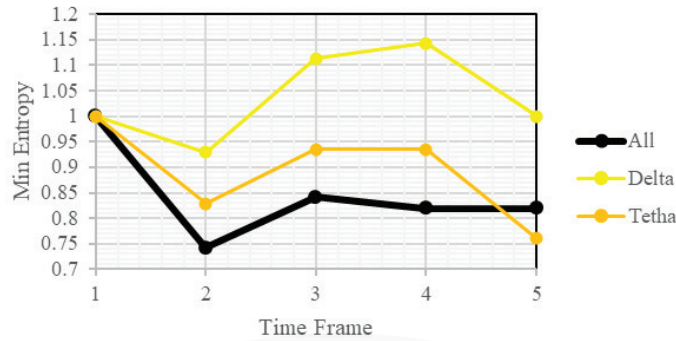
شکل ۲- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با پنج محدوده‌ی با سرعت میانه‌ی امواج مغزی (آلفا ۱ و ۲ و بتا ۱-۳). ۱: رست ۱، ۲: تسک ۱، ۳: تسک ۲، ۴: تسک ۳، ۵: رست ۲



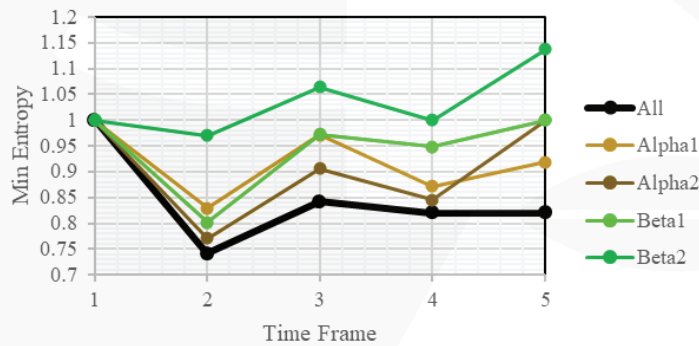
شکل ۳- روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با سه محدوده‌ی با سرعت بیشینه‌ی امواج مغزی (بتای بالا، گاما ۱ و گاما ۲). ۱: رست ۱، ۲: تسک ۱، ۳: تسک ۲، ۴: تسک ۳، ۵: رست ۲

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.

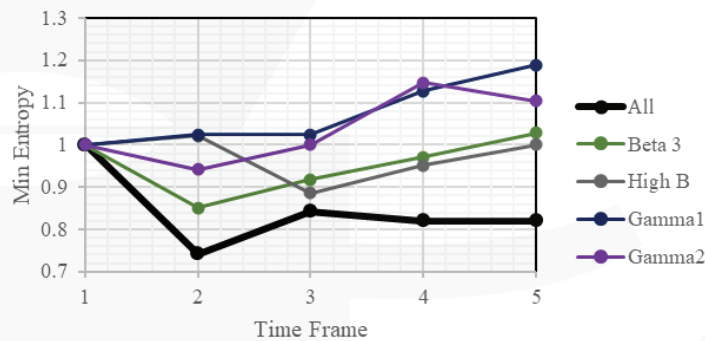
مقادیر آنتروپی کمینه در نمودارهای زیر ارائه شده است. روند تغییرات نرمالیزه به توان مطلق بخش R1 کل در مقایسه با دو محدوده‌ی با سرعت کمینه‌ی امواج مغزی (دلتا و تتا) نشان می‌دهد که روند تغییرات تا تسک ۳ مشابه روند تغییرات آنتروپی کمینه‌ی کل است (شکل ۴)؛ مطابق با شکل ۵، در مقایسه با چهار محدوده‌ی با سرعت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