

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^۱، سارا ترابی^۲، فرید سمسارها^{۳*}

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

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 (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 فرادمانی 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 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، 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 ارتیفکته‌ها 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 تاهری، 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، فرادمانی 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 فرادمانگران 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 ± 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 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: 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

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.

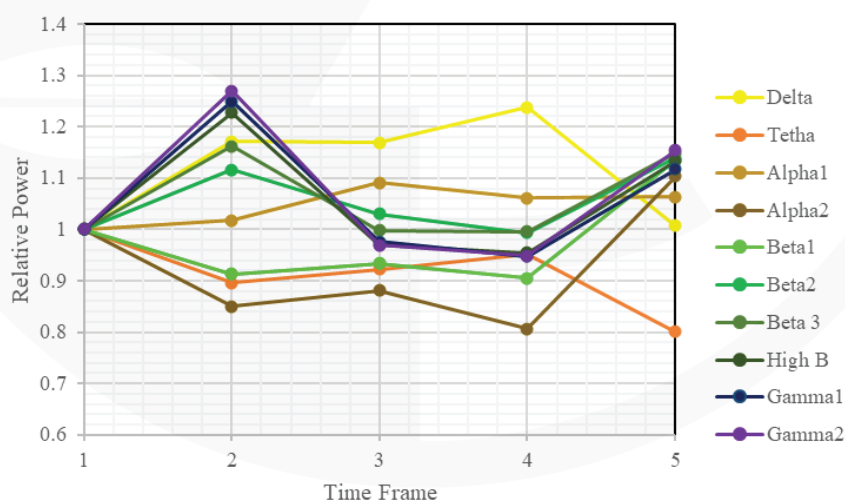
تجزیه و تحلیل دامنه‌ی فرکانس با استفاده از الگوریتم تبدیل فوریه سریع (FFT) (با وضوح ۰,۱۲۵ هرتز) برای محاسبه‌ی چگالی توان مطلق ($\mu V^2/Hz$) انجام می‌شود. توان مطلق یک باند، انتگرال تمام مقادیر توان در محدوده‌ی فرکانس آن است. میانگین (کل) فرکانس (Hz) نیز از کل طیف آنالیزشده (۱ تا ۳۰ هرتز) به دست می‌آید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

آنالیز داده‌ها

آنالیز آمار توصیفی، آنالیز فرکانس توزیع‌ها و ترسیم نمودارها با استفاده از نرم‌افزار گرافپد 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.

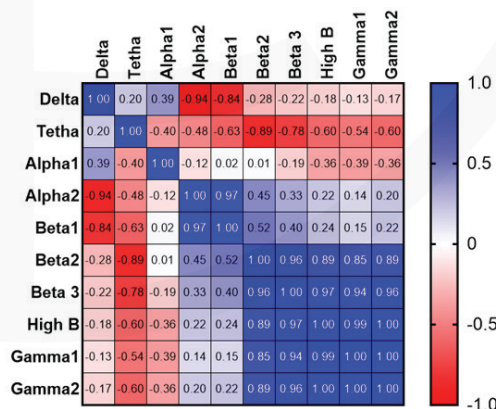
در شکل ۲ ضرایب هم بستگی پیرسون بین روند تغییرات مقادیر توان نسبی در محدوده های فرکانسی مختلف آمده است. همان طور که در این شکل مشاهده می شود از محدوده ی بتا ۲ تا انتها، روند تغییرات مقادیر توان نسبی، هم بستگی بالایی دارد و این داده حاکی از روند تغییرات یکسان آنها است. محدوده ی آلفا ۲ و بتا ۱، با محدوده 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 پر سرعت (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>

