

ارزیابی دینامیک‌های غیرخطی سیگنال الکتروآنسفالوگرام در هنگام مدیتیشن

عاتکه گشوارپور^(۱) سعید راحتی قوچانی*^(۲) عاطفه گشوارپور^(۳) وحید سعادتیان^(۴)

(۱) کارشناس ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی، مشهد، ایران

(۲) استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه مهندسی برق، مشهد، ایران

(۳) کارشناس ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه مهندسی پزشکی، مشهد، ایران

(۴) استادیار، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد مشهد، گروه روانپزشکی، مشهد، ایران

چکیده الکتروآنسفالوگرام بازتاب قابل اطمینانی از مدولاسیون عوامل فیزیولوژیکی بر مغز است. هدف از این مطالعه، ارزیابی ویژگی‌های غیرخطی سیگنال الکتروآنسفالوگرام در هنگام مدیتیشن است. به این منظور سیگنال‌های هفت مدیتاتور زن در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن در قالب دو مجموعه‌ی مجزا جمع‌آوری شد. ویژگی‌های بعد همبستگی، نمای لیپانوف و نمای هرست از این دو مجموعه‌ی داده محاسبه گردید. نتایج مطالعه‌ی حاضر نشان می‌دهد که در هنگام مدیتیشن، بعد همبستگی کاهش می‌یابد. این کاهش بیانگر کم شدن فعالیت مغزی در هنگام مدیتیشن است. به‌علاوه مدیتیشن موجب کاهش ماکزیمم نمای لیپانوف سیگنال الکتروآنسفالوگرام می‌شود. برخلاف دو ویژگی فوق، نمای هرست سیگنال در هنگام مدیتیشن افزایش می‌یابد. مقدار محدود بعد همبستگی و مقادیر مثبت نمای لیپانوف تمام سوره‌ها در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن، نشان دهنده آن است که سیگنال الکتروآنسفالوگرام، دارای رفتاری کیاتیک با بعد پایین است و پیچیدگی آن در هنگام مدیتیشن کاهش می‌یابد.

واژه‌های کلیدی الکتروآنسفالوگرام، بعد همبستگی، دینامیک غیرخطی، مدیتیشن، نمای لیپانوف، نمای هرست.

* عهده دار مکاتبات

نشانی: دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، دانشکده مهندسی، گروه برق

پست الکترونیکی: rahati@mshdiau.ac.ir

تلفن: ۰۵۱۱-۳۶۴۱۸۱۶

۱- مقدمه

مدیتیشن تکنیکی است که سبب تمرکز ذهن می‌شود و امکان تسلط بر خود را فراهم می‌نماید. به‌علاوه دارای مزایای ذهنی، روانی و فیزیکی بی‌شماری است. مدیتیشن یک حالت خاص از هوشیاری است که با تغییرات فیزیولوژیکی و سایکولوژیکی همراه است. تحقیقات نشان داده است که از نظر فیزیولوژیکی مدیتیشن موجب کاهش فعالیت متابولیک می‌شود، ائتلاف و نظم را در عملکرد مغز بالا می‌برد، مقاومت عروق محیطی را کاهش و فلوی خون مغزی را افزایش می‌دهد. مدیتیشن با خواب یا ریلکسیشن ساده متفاوت است. این تکنیک، بهبودهایی در سلامت روان دارد و ویژگی‌های مثبت را افزایش و اضطراب‌های سایکولوژیکی را کاهش می‌دهد [۱]. با توجه به مزایای فراوان مدیتیشن، تحقیقات علمی بر این پدیده حائز اهمیت است.

در اغلب تکنیک‌های مدیتیشن، فرد بر تنفس خود تمرکز می‌کند و از آنجایی که نوسانات تنفس بر سیگنال نرخ ضربان قلب مدوله می‌شود [۲]، بیشتر مطالعات بر روی سیگنال نرخ ضربان قلب صورت گرفته است [۳-۵]. به‌علت تعامل سیستم‌های بیولوژیکی با یکدیگر، در مدت مدیتیشن تغییراتی در تمام سیگنال‌های حیاتی از جمله سیگنال الکتروآنسفالوگرام روی می‌دهد. مطالعه‌ی این تغییرات، اطلاعات مفیدی راجع به عملکرد مغز ارائه می‌دهد.

فعالیت الکتریکی مغز انسان (الکتروآنسفالوگرام، EEG) به طور گسترده مورد مطالعه قرار گرفته است تا به پزشکان در تشخیص و درمان ناهنجاری‌های مغزی کمک نماید. تحلیل پارامترهای فیزیولوژیکی غالباً در حوزه‌های زمان و فرکانس انجام می‌شود که آن را روش‌ها خطی می‌نامند. در این روش‌ها از نوسانات غیرپریودیک چشم پوشی و غالباً آن را به عنوان نویز در نظر می‌گیرند [۶]. در اجزای سیستم عصبی تعاملات پیچیده‌ای وجود دارد که این تعاملات، خطی نیستند و

نیاز است تحلیل‌های غیرخطی در مطالعه‌ی این سیگنال‌ها به‌کار رود [۶]. این تحلیل‌ها کمیت‌هایی مبتنی بر کیفیت سیگنال ارائه می‌دهند.

تغییرات سیگنال‌های مغزی در هنگام مدیتیشن توسط بن کوئت [۷] در حوزه‌ی فرکانس مطالعه شده است. تحلیل ویولت سیگنال الکتروآنسفالوگرام نیز در هنگام مدیتیشن مورد بررسی قرار گرفته است [۸،۹]. آفاناس [۱۰] به‌منظور مطالعه‌ی همبستگی خصوصیات دینامیکی EEG با توان‌های فرکانسی آن در هنگام مدیتیشن از تخمین پیچیدگی استفاده نمود. نتایج آنها بیانگر وجود همبستگی منفی بین تخمین پیچیدگی با توان باندهای تتا ۲ و آلفا ۱ و همبستگی مثبت بین تخمین پیچیدگی با توان باند بتا ۳ بود.

هدف از این مطالعه، ارزیابی ویژگی‌های غیرخطی سیگنال الکتروآنسفالوگرام در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن است. به این منظور ویژگی‌های بعد همبستگی، نمای هرست و نمای لب‌پایانوف از سیگنال استخراج و تحلیل شد.

در ادامه‌ی این مقاله ابتدا در بخش (۲) به داده‌ها و روش‌های مورد استفاده می‌پردازیم، سپس در بخش (۳) نتایج تجربی به دست آمده از این تحلیل‌ها بر مجموعه داده نشان داده می‌شود و در نهایت نتیجه‌گیری از این مطالعه ارائه می‌گردد.

۲- روش

۲-۱- داده‌های تحقیق

۲-۱-۱- داده‌های جمع‌آوری شده

سوژه‌ها از بین مدیتاتورهای باتجربه (۵ تا ۷ سال تمرین مدیتیشن) انتخاب شدند. هفت مدیتاتور زن در بازه سنی ۳۳-۴۵ سال با میانگین ۳۸/۳ سال در این ثبت شرکت کرده‌اند. این افراد سالم بوده و سابقه‌ی بیماری‌های، قلبی-عروقی، تنفسی، صرع و فشار خون بالا نداشتند. همه‌ی این موارد قبل از آزمایش از طریق پرسش‌نامه‌ای که در اختیار سوژه‌ها قرار گرفت، مشخص

۲-۲-۱- داده‌های فیزیوننت

در این تحقیق، علاوه بر داده‌های جمع‌آوری شده، از سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن موجود در پایگاه فیزیوننت [۱۳] نیز استفاده شده است.

سوژه‌ها از بین مدیتورهای باتجربه انتخاب شدند. هشت مدیتور، ۵ زن و ۳ مرد (در بازه سنی ۲۶-۳۵ سال با میانگین ۲۹ سال) در این ثبت شرکت کرده‌اند. این افراد سالم بوده و سابقه‌ی بیماری قلبی نداشتند. نرخ نمونه‌برداری سیگنال‌ها ۳۶۰ هرتز بود. تحلیل‌ها به صورت آفلاین انجام شد و زمان آغاز و پایان مدیتیشن در آن مشخص گردید [۱۳]. هر ثبت مدیتیشن حدود یک ساعت به طول انجامید.

۲-۲-۲- بعد همبستگی

بعد فرکتال D ، بُعدی است که مقادیر غیرصحیح را می‌پذیرد. فرکتال مجموعه‌ای با بُعد کسری غیرصحیح است [۶]. در هندسه‌ی اقلیدسی، اشیاء فرکتال نیستند، بلکه دارای بُعد صحیح $D = d$ هستند. اولین اهمیت دینامیک‌های فرکتال آن است که جذب‌کننده‌های بیگانه، فرکتال هستند و بُعد فرکتال آن‌ها وابسته به مینیمم تعداد متغیرهای دینامیکی مورد نیاز برای مدل کردن دینامیک‌های جذب‌کننده بیگانه است.

ساده‌ترین راه برای اندازه‌گیری بُعد یک مجموعه، اندازه‌گیری ظرفیت کلموگوروف یا بُعد شمارش جعبه است. در این اندازه مجموعه‌ای با سلول‌های کوچک (به‌عنوان مثال مربع برای مجموعه‌های احاطه شده در دو بُعد، مکعب برای مجموعه‌های احاطه شده در سه بُعد) با سایز ϵ پوشیده می‌شوند. $M(\epsilon)$ بیانگر تعداد سلول‌هایی است که قسمتی از مجموعه را در بر می‌گیرند. این بُعد به صورت ذیل تعریف می‌شود:

$$D = \lim_{\epsilon \rightarrow \infty} \frac{\log(M(\epsilon))}{\log\left(\frac{1}{\epsilon}\right)} \quad (1)$$

گردید [۱۱]. هم‌چنین از سوژه‌ها خواسته شد دو ساعت قبل از شروع ثبت غذاهای چرب، سنگین یا شور مصرف نکنند. تمام ثبت‌ها در ساعات ۱۰ تا ۱۴، قبل از صرف ناهار انجام شد.

فرآیند ثبت شامل دو مرحله بود:

۱- ۵ دقیقه قبل از مدیتیشن در حالت نشسته چشمان بسته،

۲- ۱۵ دقیقه در هنگام مدیتیشن. برای انجام مدیتیشن از سوژه‌ها خواسته شد که بر روی یک بالشک به ضخامت ۵ تا ۱۰ سانتی‌متر که بر روی یک تشکچه قرار گرفته، بنشینند. پاهای سوژه‌ها به صورت ضربدری قرار می‌گرفت (وضعیت لوتوس یا نیمه لوتوس). آن‌ها باید قفسه‌ی سینه‌ی خود را صاف نگه می‌داشتند، اما نباید هیچ فشاری بر آن وارد می‌شد. از سوژه‌ها خواسته شد که در هنگام مدیتیشن در حالت آرامش با چشمان بسته بنشینند و با گوش دادن به راهنمایی‌های پزشک، توجه خود را بر تنفس متمرکز کنند. در هنگام ثبت برای تنظیم نور اتاق، کلیه‌ی چراغ‌ها خاموش بود.

در این تحقیق برای ثبت سیگنال الکتروآنسفالوگرام کانال‌هایی انتخاب شده است که علاوه بر پوشش دادن نواحی سر در مکان‌های کلی و فراگیر (Global) در مطالعات قلبی نیز فعالیت این نواحی در هنگام مدیتیشن تأیید شده باشد [۱۱]. در نتیجه الکترودهای ثبت EEG مطابق با سیستم ۲۰-۱۰ در کانال‌های پیشانی، مرکزی و آهیانه در امتداد خط میانه‌ی سر (Fz, Cz و Pz) با مرجع‌دهی به نرمه گوش چپ و راست انتخاب شد. سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرام و الکتروکاردیوگرام با استفاده از سیستم پاورلب ۱۶ کاناله (ADInstrument) در کلینیک مدیتیشن در مشهد ثبت گردید. برای ثبت سیگنال الکتروآنسفالوگرام فیلتر بالاگذر ۰.۱ Hz، فیلتر پایین‌گذر ۵۰ Hz و فیلتر ناچ (برای حذف نویز برق شهر) فعال شد. نرخ نمونه برداری ۴۰۰ هرتز انتخاب شد [۱۲].

به حجم محاسباتی بالا و زمان زیاد برای همگرایی در حد $r \rightarrow 0$ دارد.

هنگامی که $q = 2$ باشد، می‌توان بُعد را با استفاده از الگوریتم پیشنهاد شده توسط گراس برگر و پروکاشیا [۶] تخمین زد.

۱-۲-۲- الگوریتم گراس برگر- پروکاشیا

الگوریتم گراس برگر- پروکاشیا [۶] مبتنی بر تخمین ذیل است:

احتمال آن که دو نقطه از یک مجموعه درون یک سلول مشابه با اندازه‌ی r باشد، حدوداً برابر با احتمال آن است که دو نقطه از مجموعه با فاصله‌ی ρ که مقدار آن کمتر یا مساوی r است، از هم جدا شده باشند. $C(r)$ از (۷) محاسبه می‌شود:

$$C(r) \approx \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j>i}^N \Theta(r - \rho(\bar{x}_i, \bar{x}_j))}{\frac{1}{2} N(N-1)} \quad (۷)$$

تابع هویساید به صورت ذیل تعریف می‌گردد:

$$\Theta(s) = \begin{cases} 1 & \text{if } s \geq 0 \\ 0 & \text{if } s < 0 \end{cases} \quad (۸)$$

هنگامی که $N \rightarrow \infty$ میل نماید، تخمین در (۷) به مقدار دقیق خود خواهد رسید. هرچند این حد در کاربردهای عملی محقق نخواهد شد. حد $r \rightarrow 0$ که در تعریف D_2 به کار رفته است نیز در عمل، ممکن نخواهد بود. گراس برگر و پروکاشیا ارزیابی $C(r)$ را در محدوده مقادیر r پیشنهاد نمودند و سپس نتیجه گرفتند که D_2 از شیب خط مستقیمی که بر ناحیه‌ی خطی از پلات $\log C(r)$ در مقابل $\log r$ متناسب شده است، به دست می‌آید.

برای اندازه‌گیری فاصله ρ در (۷) فاصله‌ی اقلیدسی به کار می‌رود:

$$\rho(\bar{x}_i, \bar{x}_j) = \sqrt{\sum_{k=1}^m (x_i(k) - x_j(k))^2} \quad (۹)$$

انتخاب فواصل متریک دیگر نباید بر مقیاس

اندازه‌گیری‌های دقیق بُعد، هنگامی در دسترس هستند که غیرهمگنی یا همبستگی را در مجموعه مورد توجه قرار دهند.

طیف بُعد که به وسیله‌ی هنت‌شل و پروکاشیا [۶] تعریف شد (۲)، با افزایش q ، مجموعه‌ای از اندازه‌های بُعد فرکتال با همبستگی‌های مرتبه بالاتر را مورد توجه قرار می‌دهد.

$$D_q = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{1}{q-1} \frac{\log \sum_{i=1}^{M(r)} p_i^q}{\log r}, \quad (۲)$$

$q = 0, 1, 2, \dots$

بُعد D_1 ، بُعد اطلاعات خوانده می‌شود که با (۳) تعریف می‌گردد:

$$D_1 = \lim_{q \rightarrow 1} D_2 = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\sum_{i=1}^{M(r)} p_i \log p_i}{\log r}, \quad (۳)$$

D_2 بُعد همبستگی است که به صورت (۴) نوشته می‌شود:

$$D_2 = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C(r)}{\log r} \quad (۴)$$

$$C(r) = \sum_{i=1}^{M(r)} p_i^r \quad (۵)$$

$C(r)$ حاصل جمع همبستگی‌ها است (در $\lim N \rightarrow \infty$) و احتمال آن است که دو نقطه از مجموعه در سلول مشابه باشند.

برای یک مجموعه‌ی معین ابعاد به صورت $D_0 \geq D_1 \geq D_2 \geq \dots$ مرتب می‌شوند. چنانچه مجموعه‌ی یک جذب کننده‌ی همگن باشد، آن‌گاه:

$$p_i = \frac{1}{M} \quad (۶)$$

مشکل اصلی در محاسبه D_q آن است که در عمل به سختی می‌توان مجموعه را با سلول‌هایی با سایزهای بسیار کوچک پوشش داد. در حالت کلی نیاز

حاصل جمع همبستگی با r اثر گذار باشد.

۳-۲- نمای هرست

رابطه‌ی تابع خودهمبستگی یک نویز فرکتال $\{\xi_i\}$ با نمای هرست H با (۱۰) نشان داده می‌شود:

$$c(r) = \frac{\langle \xi_i \xi_{i+r} \rangle}{\xi_i^2} \propto r^{2H-2} \quad (10)$$

به طور معادل در نمایش طیف توان داریم [۱۴]:

$$S(f) = |x(f)|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} c(r) e^{i2\pi fr} dr = \frac{1}{f^\beta} \cdot c \quad (11)$$

$$\beta = 2H + 1 \quad (12)$$

$1/f$ بیانگر رفتار آشوب‌گونه است. در رفتار آشوب‌گونه به‌جای هندسه‌ی اقلیدسی، هندسه‌ی فرکتال برقرار است. هارمونیک‌های سیگنال‌های آشوب‌گونه، کسرهایی از فرکانس اصلی سیگنال هستند نه مضاربی از آن. طیف $1/f$ پیوسته بوده و مطابق قانون توزیع توان است. به‌علاوه از آن مسأله خودهمانی نتیجه می‌شود. نمای هرست 0.5 بیانگر آن است که سیگنال دارای خصوصیات حرکت برونی است. مقادیر $H < 0.5$ ، همبستگی منفی در سری‌های زمانی ضدماندگار را منعکس می‌کند و برای $H > 0.5$ همبستگی مثبت در سری زمانی ماندگار وجود دارد.

۴-۲- نمای لیاپانوف

در فضای فاز دو نقطه‌ی همسایه در زمان‌های صفر و t را در نظر بگیرید که فاصله‌ی نقاط در جهت i ام، به‌ترتیب $\|\delta x_i(0)\|$ و $\|\delta x_i(t)\|$ است. نمای لیاپانوف λ_i با میانگین نرخ افزایشی به‌صورت ذیل تعریف می‌شود:

$$\frac{\|\delta x_i(t)\|}{\|\delta x_i(0)\|} = 2^{\lambda_i t} \quad (t \rightarrow \infty) \quad (13)$$

$$\lambda_i = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{1}{t} \log_2 \frac{\|\delta x_i(t)\|}{\|\delta x_i(0)\|}$$

مثبت بودن نمای لیاپانوف نشان دهنده‌ی آشوب است. دو نقطه با همسایگی بینهایت کوچک در حالت اولیه، در جهت i به شدت از یکدیگر جدا می‌شوند. این پدیده "وابستگی حساس به شرایط اولیه" خوانده می‌شود. در مطالعه‌ی حاضر، نماهای لیاپانوف به‌دست آمده مثبت هستند که مطابق با طبیعت کیاتیک سیگنال است.

۵-۲- تحلیل آماری

در این تحقیق آزمون T به‌کار گرفته شده است. در این آزمون، فرض صفر یا فرض اولیه مورد بررسی قرار می‌گیرد که در آن فرض می‌شود داده‌ی بردار x از یک نمونه‌ی تصادفی با توزیع نرمال، میانگین صفر و واریانس نامعلوم به‌دست آمده است. نتایج این آزمون با مقادیر p مشخص می‌شود. چنانچه مقدار p کوچکتر از 0.05 باشد، فرضیه‌ی صفر در سطح معنی‌دار 5 درصد رد می‌شود. اما اگر مقدار p بزرگتر از 0.05 باشد، نشان می‌دهد که برای رد کردن فرضیه‌ی صفر در سطح 5 درصد مختل شده است.

۳- نتایج تجربی

به علت تعامل سیستم‌های بیولوژیکی با یکدیگر در مدت مدیتیشن، تغییراتی در تمام سیگنال‌های حیاتی روی می‌دهد. در این تحقیق علاوه بر تحلیل داده‌های جمع‌آوری شده، داده‌های نرخ ضربان قلب موجود در پایگاه داده فیزیونت نیز مطالعه شد.

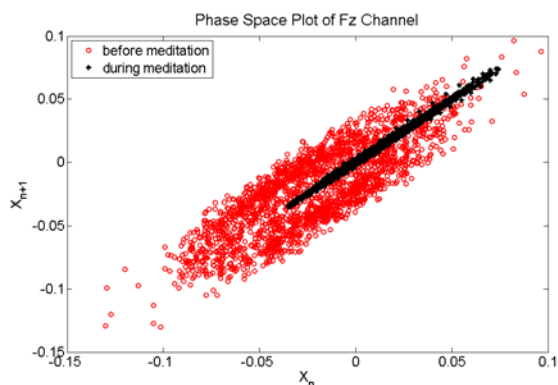
۱-۳- داده‌های فیزیونت: نرخ ضربان قلب

ویژگی‌های شرح داده شده در بخش (۲) بر مجموعه داده سیگنال نرخ ضربان قلب موجود در پایگاه داده فیزیونت مورد مطالعه قرار گرفت. این ویژگی‌ها در حالت قبل و در هنگام مدیتیشن با هم مقایسه شدند.

۲-۳- داده‌های جمع‌آوری شده

شکل (۱) فضای فاز کانال Fz از سیگنال الکتروآنسفالوگرام (رکورد S2) را نشان می‌دهد. دوایر روشن مربوط به قبل از مدیتیشن و ستاره‌های سیاه رنگ فضای فاز سیگنال را در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهند. همان‌گونه که از شکل مشهود است، خصوصیات کیناتیک سیگنال الکتروآنسفالوگرام در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن کاهش می‌یابد.

به منظور مطالعه دینامیک‌های غیرخطی سیگنال، شاخص‌های بعد همبستگی، نمای هرست و ماکزیمم نمای لیپانوف سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرام محاسبه شد. این ویژگی‌ها در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن با هم مقایسه شدند.



شکل ۱ فضای فاز کانال Fz سیگنال الکتروآنسفالوگرام (رکورد S2). دوایر روشن مربوط به قبل از مدیتیشن است و ستاره‌های سیاه رنگ فضای فاز را در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد

بعد همبستگی، کیفیت رفتار سیستم را نشان می‌دهد و براساس شیب خط مستقیمی که بهترین تناسب را با ناحیه خطی پلات $\log C(r)$ در مقابل $\log r$ دارد، تخمین زده می‌شود. شکل (۲) پلات $\log C(r)$ در مقابل $\log r$ از کانال Fz در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن (رکورد S2) را نشان می‌دهد.

میانگین بعد همبستگی تخمینی برای تمام رکوردها در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن محاسبه شد. نتایج این تحلیل در جدول (۱) آورده شده است. نتایج نشان می‌دهد که بعد همبستگی سیگنال نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن کاهش یافته است ($p < 0.05$).

ماکزیمم نمای لیپانوف سیگنال در هنگام مدیتیشن در مقایسه با حالت قبل از آن در تمام رکوردها به جز رکورد C7 کاهش چشم‌گیری داشته است ($p < 0.05$).

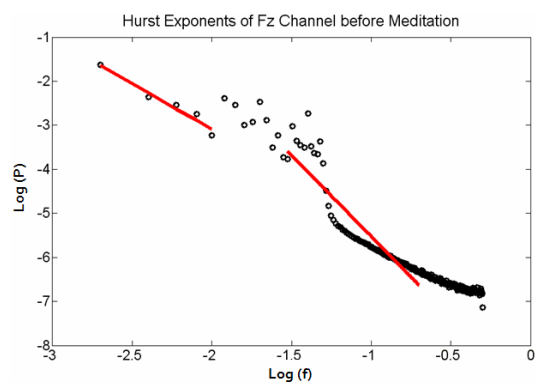
مطابق نتایج جدول (۱) مقدار میانگین ماکزیمم نمای لیپانوف سیگنال نرخ ضربان قلب در تمام سوژه‌ها قبل از مدیتیشن حدود ۰/۷ و در هنگام مدیتیشن حدود ۰/۵ بوده است.

نمای هرست سیگنال نرخ ضربان قلب محاسبه شد. اختلاف چشم‌گیری بین مقادیر نمای هرست در مدت مدیتیشن و قبل از وجود دارد ($p < 0.05$). جدول (۱) میانگین نمای هرست را در مجموعه داده در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد. نمای هرست تمام رکوردها در مدت مدیتیشن افزایش چشم‌گیری داشته است. این افزایش، بیانگر کاهش رفتار کیناتیک در سیگنال است.

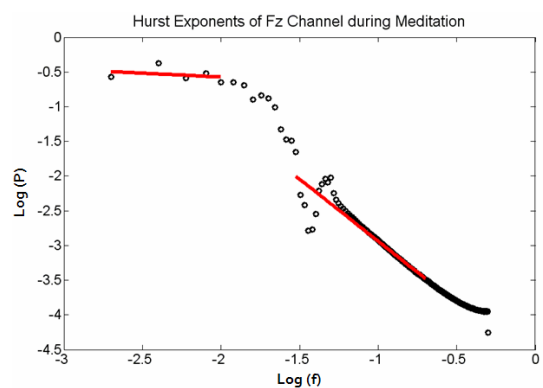
جدول ۱ میانگین مقادیر ویژگی‌ها و مقادیر p آزمون T در مجموعه داده فیزیوت در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن

ویژگی	قبل از مدیتیشن	در هنگام مدیتیشن	p-value
ماکزیمم نمای لیپانوف	۰/۷	۰/۵	9×10^{-11}
بعد همبستگی	۰/۹۴	۰/۸	$9/3 \times 10^{-15}$
نمای هرست	۰/۳۴	۰/۶۳	$3/6 \times 10^{-1}$
p-value < 0.05			

در مجموعه داده در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد. در تمام رکوردها نمای هرست در مدت مدیتیشن افزایش چشم‌گیری داشته است. این افزایش بیانگر کاهش رفتار کیاتیک در سیگنال است.



(الف)



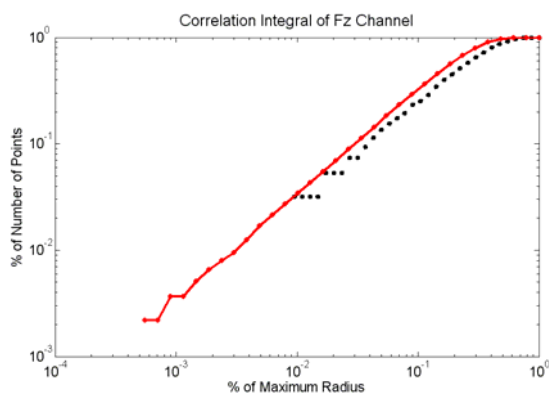
(ب)

شکل ۳ نمای هرست سیگنال الکتروآنسفالوگرام از کانال Fz (رکورد S7). الف) قبل از مدیتیشن. ب) در هنگام مدیتیشن

جدول ۲ میانگین مقادیر ویژگی‌ها در دو حالت قبل و در هنگام

مدیتیشن

ویژگی	قبل از مدیتیشن			در هنگام مدیتیشن		
	Fz	Cz	Pz	Fz	Cz	Pz
همبستگی بعد	۱/۳۷	۱/۳۳	۱/۳۴	۱/۲۹	۱/۲۱	۱/۲۲
نمای هرست	۰/۰۸	-۰/۰۹	۰/۱۴	۰/۱۳	۰/۳۶	۰/۳۵
ماکزیم نمای لیاپانوف	۰/۳۲	۰/۳۴	۰/۳۶	۰/۲۲	۰/۱۴	۰/۱۷



شکل ۲ پلات $\log C(r)$ در مقابل $\log r$ از کانال Fz رکورد S2. منحنی پیوسته (—●) مربوط به قبل از مدیتیشن است و منحنی نقطه‌چین (•••) این پلات را در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد

میانگین بعد همبستگی تخمینی برای تمام رکوردها در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن در جدول (۲) آورده شده است.

نتایج نشان می‌دهد که در تمام کانال‌ها بعد همبستگی در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن کاهش یافته است.

نمای لیاپانوف سیگنال‌ها تحلیل شد. نماهای لیاپانوف در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن مثبت بودند که نشان دهنده ماهیت کیاتیک سیگنال است. ماکزیم نمای لیاپانوف سیگنال در هنگام مدیتیشن در مقایسه با حالت قبل از آن، در تمام رکوردها به جز کانال Pz از رکورد S6 کاهش چشم‌گیری داشت. جدول (۲) میانگین ماکزیم نمای لیاپانوف سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرام را برای تمام رکوردها در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد. مطابق نتایج جدول (۲) مقدار میانگین ماکزیم نمای لیاپانوف در تمام سوژه‌ها قبل از مدیتیشن حدود ۰/۳۴ و در هنگام مدیتیشن حدود ۰/۱۸ بوده است.

برای محاسبه نمای هرست از پنجره کایزر با طول ۵۰۰ نقطه و پارامتر بتای ۰/۵ استفاده شد. شکل (۳) نمای هرست از کانال Fz را در مدت مدیتیشن و قبل از آن نشان می‌دهد (رکورد S7). در مدت مدیتیشن و قبل از آن، اختلاف چشم‌گیری بین مقادیر نمای هرست وجود دارد. جدول (۲) میانگین نمای هرست را

معکوسی میان فعالیت آلفای EEG و فعالیت ذهنی وجود دارد [۱۶]. بنابراین افزایش فعالیت آلفا بیانگر کاهش فعالیت قشری مغز و افزایش آرامش است. همچنین نشان داده شده است [۱۰] که در مدت مدیتیشن اندیس پیچیدگی سیگنال EEG در نواحی قدامی- فرونتال و مرکزی- فرونتال کاهش می‌یابد. در [۹] با تحلیل ضرایب ویولت دایچیز چهار سطح چهار از سیگنال الکتروانسفالوگرام در هنگام مدیتیشن نشان داده شده است که فضای فاز ضرایب تقریب سیگنال الکتروانسفالوگرام قبل از مدیتیشن دارای پراکندگی بیشتری نسبت به دوره‌های پنج دقیقه‌ای این سیگنال در هنگام مدیتیشن است. نتایج این تحقیق، نشان می‌داد که در هنگام مدیتیشن پیچیدگی ضرایب ویولت سیگنال الکتروانسفالوگرام کاهش یافته و فضای فاز این ضرایب جمع‌تر می‌شود.

براساس داده‌های حاضر، نشان داده شد که مدیتیشن موجب کاهش بعد همبستگی می‌گردد ($p < 0.05$). کاهش بعد اشاره دارد بر آن که هنگامی که سوژه‌ها در حالت مدیتیشن هستند، تعداد فرآیندهای عملکردی فعال در مغز کم می‌شود، مغز در امور شناختی یا تفکرات سخت شرکت نمی‌کند و به حالت آرامش می‌رود. به‌علاوه ماکزیمم نمای لیپانوف سیگنال در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن کاهش می‌یابد ($p < 0.05$). برخلاف دو ویژگی فوق، نمای هرست سیگنال در هنگام مدیتیشن افزایش می‌یابد ($p < 0.05$). افزایش نمای هرست و کاهش ماکزیمم نمای لیپانوف در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد که سیگنال الکتروانسفالوگرام قبل از مدیتیشن نسبت به هنگام مدیتیشن آشوب‌گونه‌تر بوده است.

مقادیر محدود بعد همبستگی و مقادیر مثبت نمای لیپانوف در دو گروه قبل و در هنگام مدیتیشن، نشان دهنده آن است که سیگنال‌های مغزی در تمامی سوژه‌ها دارای رفتاری کیاتیک با بعد پایین است و پیچیدگی سیگنال در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از

به منظور مقایسه آماری ویژگی‌ها از آزمون T استفاده شد.

جدول ۳ مقدار p از آزمون T بین ویژگی‌ها در دو حالت قبل و در

هنگام مدیتیشن

ویژگی	مقدار p		
	Fz	Cz	Pz
بعد همبستگی	$1/28 \times 10^{-12}$	$3/15 \times 10^{-12}$	$1/6 \times 10^{-13}$
نمای هرست	۰/۰۳۱۵	۰/۰۳۴۴	۰/۰۳۵۶
ماکزیمم نمای لیپانوف	۰/۰۱۵۴	۰/۰۳۵	۰/۰۱۲
p-value < 0.05			

نتایج جدول (۳) نشان می‌دهد که بر اساس آزمون T بین ویژگی‌های غیرخطی در دو گروه قبل و در هنگام مدیتیشن اختلاف معنادار بوده است.

۴- نتیجه‌گیری

در این مطالعه اثر مدیتیشن را بر سیگنال الکتروانسفالوگرام (کانال‌های Fz، Cz و Pz) در هفت سوژه زن بررسی نمودیم. اندازه‌های مختلفی از سیگنال ایجاد شده‌اند که جنبه‌های مختلف، این سیگنال را منعکس می‌کنند؛ بنابراین همواره اطلاعات مشابهی راجع به سیستم عصبی دربر ندارند [۷، ۱۰]. اثر مدیتیشن بر برخی از ویژگی‌های سیگنال الکتروانسفالوگرام بارزتر است. هدف اصلی این مطالعه تحلیل دینامیک‌های غیرخطی این سیگنال مانند بعد همبستگی، نمای هرست و ماکزیمم نمای لیپانوف در یک حالت سایکوفیزیولوژیکی خاص است.

در هنگام مدیتیشن، آرامش فیزیکی و ذهنی حاصل می‌شود که دارای اثرات فیزیولوژیکی نظیر افزایش فعالیت آلفای EEG است [۱۱، ۱۵]. رابطه

در کارهای آتی می توان ویژگی های غیرخطی دیگری از سیگنال الکتروآنسفالوگرام را مورد مطالعه قرار داد. به علاوه می توان اثر مدیتیشن را بر سایر سیگنال های حیاتی نظیر سیگنال های هدایت الکتریکی پوست یا تنفس تحلیل نمود.

۵- تشکر و قدردانی

از سرکار خانم دکتر مینو مروارید، مدیریت کلینیک مدیتیشن، و سرکار خانم شهلا خوش خلق که ما را در جمع آوری داده یاری نمودند، تشکر و قدردانی می نمایم.

آن کاهش می یابد. به علاوه با توجه به نتایج جدول (۲)، در هنگام مدیتیشن خصوصیات آشوب گونه سیگنال EEG در نواحی پیشانی (کانال Fz) و مرکزی (کانال Cz)، نسبت به ناحیه پس سری (کانال Pz) کاهش بیشتری دارد.

نتایج نشان می دهد که تحلیل های غیرخطی نظیر بعد همبستگی، نمای هرست و ماکزیمم نمای لیاپانوف قابلیت کشف تغییرات دقیق و نهفته ای از سیگنال را دارند که با روش های خطی نمی توان آن ها را به دست آورد. به علاوه این روش ها درک بهتری از تفسیر فیزیولوژیکی نتایج ارائه می دهند.

۶- مراجع

1. K., Rubia, "The neurobiology of meditation and its clinical effectiveness in psychiatric disorders", *Biological Psychology*, 82, 1-11, 2009.
2. S.-D., Wu, P.-C., Lo, "Cardiorespiratory phase synchronization during normal rest and inward-attention meditation", *International Journal of Cardiology*, 141(3), 325-328, 2009.
3. M. Hoshiyama, A., Hoshiyama, "Heart rate variability associated with experienced Zen meditation", *Computers in Cardiology*, 35, 569-572, 2008.
4. S., Phongsuphap, Y., Pongsupap, P., Chandanamatta, "Changes in heart rate variability during concentration meditation", *International Journal of Cardiology*, 130, 481-484, 2008.
5. A., Goshvarpour, A., Goshvarpour, S., Rahati, "Analysis of lagged Poincaré plots in heart rate signals during meditation", *Digital Signal Processing*, 2010, doi:10.1016/j.dsp.06.015, 2010.
6. M., Akay, *Nonlinear biomedical signal processing - dynamic analysis and modeling*, John Wiley & Sons-IEEE Press, Hanover, New Hampshire, 1-39, 1999.
7. J.P., Banquet, "Spectral analysis of the EEG in meditation", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 35, 143-151, 1973.
8. K.M., Chang, P.C., Lo, "Meditation EEG interpretation based on novel fuzzy-merging strategies and wavelet features", *Biomedical Engineering Applications, Basis & Communications*, 17, 167-175, 2005.

9. A., Goshvarpour, S., Rahati, A., Goshvarpour, V., Saadatian, "Wavelet analysis of electroencephalogram and heart rate signals during meditation", Iranian Student Conference on Electrical Engineering, Tehran, 2010. [Farsi]
10. L.I., Aftanas, S.A., Golocheikine, "Nonlinear dynamic complexity of the human EEG during meditation", Neuroscience Letters. 330: p. 143-146, 2002.
11. A., Goshvarpour, S., Rahati, V., Saadatian, Estimating depth of meditation using electroencephalogram and heart rate signals, [MSc. Thesis] Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Mashhad Branch, Iran, 2010. [Farsi]
12. A., Goshvarpour, S., Rahati, V., Saadatian, Analysis of electroencephalogram and heart rate signals during meditation using Hopfield neural network, [MSc. Thesis] Department of Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Mashhad Branch, Iran, 2010. [Farsi]
13. C.-K., Peng, J.E., Mietus, Y., Liu, G., Khalsa, P.S., Douglas, H., Benson, A.L., Goldberger, "Exaggerated heart rate oscillations during two meditation techniques", International Journal of Cardiology, 70, 101-107, 1999.
14. C., Lommen, Is it possible to find the Hurst exponent of a signal using the periodogram?, Porto, 2003.
15. R., Sharma, "Meditation and mental well being", Indian J Physiol Pharmacol, 50, 205-214, 2006.
16. J.H., Austin, Zen-brain reflections: reviewing recent developments in meditation and states of consciousness. London, England: The MIT Press, 1-586, 2006.