

مقایسه برآورد توابع چگالی طیفی در قالب یک مدل خطی تعمیم یافته و کاربردی از آن

مسعود یار محمدی^۱

چکیده

تحلیل طیفی یک روش توسعه یافته برای تحلیل سریهای زمانی در قلمرو فرکانس است. این روش از متداولترین شیوه های مورد استفاده برای کاهش مناسب داده ها و متعاقباً مقایسه این گونه از ثبت داده هاست. در این مقاله روش مقایسه برآورد تابع چگالی طیفی، برای بیش از دو سری زمانی، در قالب یک مدل خطی تعمیم یافته ارائه شده است. توانمندی این روش خصوصاً در رویارویی با اندازه زیادی از ثبتهای جمع آوری شده در دوره های مختلف زمانی قابل توجه است. بدین شکل که چون تحلیل و مقایسه این اندازه از ثبتها نیازمند زمان بسیار زیاد محاسباتی حتی با رایانه های پیشرفته است، لذا با استفاده از روش مطرح شده در این تحقیق می توان داده هایی با طیفهای تقریباً یکسان را دسته بندی کرده و میانگین مربوط به توان طیف را برای فرکانسهای مختلف به دست آورد و لذا تعداد مقایسه ها را به مقداری بسیار قابل توجه کاهش داد. در پایان، کاربرد این روش را در مقایسه ثبت داده های الکتروانسفالوگرافی^۲ (نوار مغزی)، برای افرادی که مشتقات بنزودیازپان (کلونازپام ۰/۵ mg، کلونازپام ۱ mg و کلوبازام ۱۰ mg) و دارویی بی اثر مصرف کرده اند، مورد بحث و مطالعه قرار می دهیم.

فراهم می سازد. آزمونهای مختلفی برای مقایسه یکسانی ساختار طیفی دو سری زمانی توسط جنکینز^۳ (۱۹۶۱)، گرنادر و رزنبلات^۴ (۱۹۷۵)، درگاهی نوبری و لی کک^۵ (۱۹۸۱)، سوانپل و ون ویک^۶ (۱۹۸۶) و کتس و دیگل^۷ (۱۹۸۶) پیشنهاد شده اند. این روشها اغلب برآورد تابع چگالی طیفی را برای دو سری زمانی در فرکانسهای مختلف مورد مقایسه قرار می دهند.

در این مقاله برای توسعه این روشها در مقایسه بیش از دو سری زمانی به طور همزمان آزمون متناسب به [۲] در قالب یک مدل خطی تعمیم یافته فرمول بندی مجدد شده و با استفاده از نرم افزار

۱. مقدمه

فرض کنید دو سری زمانی $\{X_{it}, t=1, \dots, N\}$ و $\{X_{it}, t=1, \dots, N\}$ به ترتیب به عنوان تحقیقهای مستقل از فرایندهای مانای $\{X_{it}\}$ و $\{X_{it}\}$ بوده و می خواهیم این فرض را که در حقیقت این دو سری زمانی از یک فرایند یکسان نتیجه شده اند مورد آزمون قرار دهیم. روشهای مختلفی برای مقایسه دو فرایند پیشنهاد شده است ولی در بسیاری از موارد، مطالعه و بررسی برآورد چگالی طیف سریها، فنی مناسب برای مقایسه دو سری زمانی

Dargahi-Noubary and Laycock^۵

Swanepoel and Van Wyk^۶

Coates and Diggle^۷

^۱ دانشگاه تربیت مدرس، گروه آمار

^۲ Electroencephalography (EEG)

^۳ Jenkins

^۴ Grenader and Rosenblatt

برای برآورد تابع چگالی، از تابعی به نام دوره نگار^۱ به صورت

$$I(\omega) =$$

$$\frac{1}{N} \left(\left\{ \sum_{t=1}^N X_t \cos(t\omega) \right\}^2 + \left\{ \sum_{t=1}^N X_t \sin(t\omega) \right\}^2 \right)$$

استفاده می شود. معمولاً دوره نگار برای مجموعه گسسته از مقادیر

صحیح ω یعنی فرکانسهای فوریه $\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$ به ازای

$$I(\omega_k), k = 1, 2, \dots, \left[\frac{N}{2} \right]$$

و $I(\omega_{k'})$ مستقل اند و $I(\omega_k)$ دارای توزیع تقریبی زیر است: [۹]

$$I(\omega_k) \sim \frac{h(\omega_k) \cdot \chi^2_{\nu}}{\nu}$$

۲-۲ آزمون مقایسه برآورد چگالیهای طیفی

فرض کنید n سری زمانی $\{X_{jt}; j = 1, \dots, n, t = 1, \dots, N\}$

به عنوان تحقیقاتی از فرایندهای مانای $\{X_{jt}\}$ نتیجه شده باشند و

$I_j(\omega_k)$ و $h_j(\omega_k)$ به ترتیب توابع چگالی طیفی و دوره نگار

برآورد شده در فرکانسهای فوریه $\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$ برای

$$k = 1, 2, \dots, \left[\frac{N}{2} \right] \text{ باشند. به ازای } j = 1, \dots, n \text{ داریم:}$$

$$I_j(\omega_k) \sim h_j(\omega_k) \cdot \frac{\chi^2_{\nu}}{\nu} \quad (۱)$$

چون تابع چگالی طیفی غیر منفی است، می توان رابطه (۱) را به صورت

$$I_j(\omega_k) \sim \exp(\theta_{kj}) Z_{kj} \quad (۲)$$

بیان کرد، به طوری که Z_{kj} ها متغیرهای مستقل از توزیع χ^2_{ν} هستند

و داریم: [۴]

$$\theta_{kj} = \text{Ln} \left\{ \frac{h_j(\omega_k)}{\nu} \right\} \quad (۳)$$

Periodogram^۱

آماری GLIM برای مقایسه طیف سیگنالهای نوار مغزی (EEG) به کار می رود. با استفاده از این روش می توان با دسته بندی طیفهای یکسان و سپس میانگین گیری روی این طیفها در فرکانسهای مختلف، تعداد ثبتهای مورد مقایسه را به طور چشمگیری کاهش داده و بررسی و تحلیل ثبتهای سریهای زمانی را تسهیل بخشد.

در بخش دوم پس از معرفی تابع چگالی طیفی و برآورد آن، آزمون مقایسه برآوردهای چگالی طیفی را در قالب یک مدل خطی تعمیم یافته مورد بحث و بررسی قرار می دهیم. در بخش سوم نحوه جمع آوری ثبتهای نوار مغزی و آزمون مقایسه طیفی برای ۶ دوره از سیگنالهای EEG را بیان کرده و سپس مراحل مقایسه های طیفها را تشریح می کنیم. نتایج مربوط به کاربرد آزمون مقایسه طیفها و بررسی اثر دارو بر ثبتهای نوار مغزی در بخش چهارم ارائه می شوند.

۲. توابع چگالی طیفی و آزمون مقایسه برآوردهای آن

۱-۲ تابع چگالی طیفی و برآورد آن

فرض کنید که $\{X_{jt}\}$ یک فرایند تصادفی نرمال با میانگین صفر و واریانس σ^2 با دنباله اتوکواریانس مطلقاً جمعی γ_j به صورت زیر باشد:

$$\gamma_j = \text{COV}(X_t, X_{t-j})$$

وقتی که

$$\sum_{j=-\infty}^{+\infty} |\gamma_j| < \infty \quad \text{و} \quad j = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$$

در این صورت، تبدیل فوریه γ_j به صورت

$$h(\omega) = \sum_{j=-\infty}^{+\infty} \gamma_j e^{-i\omega j}, \quad 0 < \omega < \pi$$

را تابع چگالی طیفی فرایند^۲ می نامند.

Spectral Density Function

در حالی که وجود تفاوت مقیاسی در میان $\{X_{ji}\}$ و در نتیجه متناسب بودن طیفهای متناظر با آنها (یعنی توان طیف متغیر ولی شکل ظاهری یکسان) به وسیله θ_{kj} و به صورت

$$\theta_{kj} = \theta_k + \alpha_j \quad (۷)$$

مطرح می شود. با پیروی از [۲] و با در نظر گرفتن معادله (۵) برای بیان وجود تفاوت بین فرایندها و در نتیجه وجود تفاوت بین طیفهای متناظر با آنها (یعنی توان طیف و شکل ظاهری متفاوت) داریم:

$$\theta_{kj} = \theta_k + (\alpha_j + \beta_j \omega_k + \gamma_j \omega_k') \quad (۸)$$

لذا با در نظر گرفتن معادلات (۶)، (۷) و (۸) به ترتیب سه آزمون فرض:

یکسان بودن طیفها: $H_0: \alpha_j = \alpha, \beta_j = \beta, \gamma_j = \gamma$

متناسب بودن طیفها: $H_1: \beta_j = \beta, \gamma_j = \gamma$

یکسان نبودن طیفها: مقادیر α, β, γ اختیاری باشند: H_2
قابل بررسی اند. [۴]

این فرضها یک دنباله آشیانه ای را تشکیل داده و آزمونهای نسبت درستمایی تعمیم یافته می تواند برای انتخاب بین آنها قابل استفاده باشد. با فرض اینکه L_1 نشان دهنده ماکسیمم لگاریتم نسبت درستمایی برای $I_j(\omega_k)$ تحت فرض H_1 باشد، سه آزمون H_0 در مقابل H_1 ، H_1 در مقابل H_2 و H_0 در مقابل H_2 قابل بررسی اند. برای انجام این آزمونها نظیر آزمونهای مربوط به مدل های خطی تعمیم یافته از معیاری به نام «انحراف»^{۱۱} (با توزیع تقریبی χ^2) استفاده می کنیم، که متناظر با مجموع توانهای دوم خطا در رگرسیون کلاسیک بوده و در حقیقت مقدار آماره آزمون نسبت درستمایی، برای مقایسه مدل اشباع شده در مقابل مدل کاهش یافته است. به عبارت دیگر:

Deviance(مدل)=

$$\{L - (\text{مدل کاهش یافته}) - 2L\}$$

^{۱۱} Deviance

اگر برای $j = 2, \dots, n$ و $\omega_k = \frac{2\pi k}{N}$ تعریف کنیم:

$$J_j(\omega_k) = \left\{ \frac{I_j(\omega_k)}{I_1(\omega_k)} \right\} \quad \text{و} \quad \mu_j(\omega_k) = \left\{ \frac{h_j(\omega_k)}{h_1(\omega_k)} \right\}$$

با استفاده از رابطه (۱) داریم:

$$J_j(\omega_k) \sim \mu_j(\omega_k) \cdot F_{\tau, 1}$$

به طوری که $F_{\tau, 1}$ نشان دهنده توزیع F با درجات آزادی (۲، ۱) است. برای $j = 2, \dots, n$ داریم:

$$\text{Ln}\{J_j(\omega_k)\} \sim \text{Logistic}\{\text{Ln}\mu_j(\omega_k), 1\}$$

به طوری که $\text{Logistic}(\tau, 1)$ نشان دهنده توزیع لوژستیک با تابع توزیع به صورت

$$F(x) = \{1 + \exp(\tau - x)\}^{-1}, \quad -\infty < x < \infty$$

بوده و Ln بیانگر لگاریتم در پایه طبیعی است. برای توضیح بیشتر در مورد توزیعهای F و لوژستیک به [۷] مراجعه کنید. در چارچوب توزیع لوژستیک و با توجه به [۲] داریم:

$$\text{Ln}\{\mu_j(\omega_k)\} = \alpha_j + \beta_j \omega_k + \gamma_j \omega_k' \quad (۴)$$

در نتیجه با توجه به رابطه (۴) برای $j = 2, \dots, n$ داریم:

$$h_j(\omega_k) = h_1(\omega_k) \cdot \exp\{\alpha_j + \beta_j \omega_k + \gamma_j \omega_k'\} \quad (۵)$$

یعنی نسبت بین هر دو طیف می تواند به صورت یک تابع هموار مرتبه ۲ از ω_k بیان شود.

در این راستا با در نظر گرفتن روابط مختلفی برای θ_{kj} ، برای کاهش تعداد پارامترها، می توان به مدل های قابل آزمونی دست

یافت. به عنوان مثال برای $k = 1, 2, \dots, \left[\frac{N}{2}\right]$ و $j = 1, 2, \dots, n$

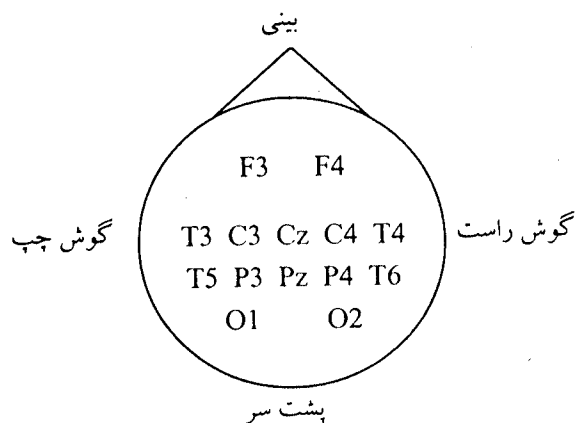
داریم:

فرض یکسانی فرایندهای تحت بررسی، $\{X_{ji}\}$ ها، و در نتیجه یکسان بودن طیفهای متناظر با آنها (یعنی توان طیف و شکل ظاهری یکسان) معادل است با:

$$\theta_{kj} = \theta_k \quad (۶)$$

بین (۲۵-۱۸) سال جمع آوری شده است. نوع مونتاژ دستگاه EEG دو قطبی بوده، و محل اتصال الکترودها بر اساس قانون بین المللی موسوم به سیستم (۲۰-۱۰) و از ۸ کانال زیر تشکیل شده است:

کانال ۵ $F_1 - C_1$	کانال ۱ $F_7 - C_7$
کانال ۶ $T_1 - C_2$	کانال ۲ $T_7 - C_2$
کانال ۷ $P_2 - T_1$	کانال ۳ $T_8 - P_7$
کانال ۸ $P_7 - O_7$	کانال ۴ $P_7 - O_1$



هر کانال اختلاف پتانسیل تقویت شده بین دو الکترود را نشان می دهد. به عنوان مثال برای کانال ۱ هرگاه سیگنال ورودی به الکترود F_7 ، منفیتر از سیگنال ورودی به الکترود C_7 باشد، حرکت قلم ثبات به طرف بالا و در غیر این صورت به طرف پایین است. مقدار وضوح^{۱۵} تقریباً ۰/۰۴ میکرو ولت و فسرکانس نمونه گیری^{۱۶} ۲۵۶ هرتز در ثانیه (یعنی در هر ثانیه جمع آوری ۲۵۶ مشاهده) است. لذا در هر دوره^{۱۷} ۱۰ ثانیه ای، ۲۵۶۰ مشاهده برای هر کانال موجود است. زمان جمع آوری مشاهدات از ساعت ۹ صبح (زمان ۱ قبل از مصرف دارو^{۱۸}) تا ساعت ۴ بعد از ظهر به

به طوری که $L(0)$ ماکسیمم لگاریتم درستنمایی است. در نتیجه سه آزمون بالا به ترتیب زیر قابل بررسی اند:

(۱) آزمون H_0 در مقابل H_1 به وسیله مقایسه $(L_1 - L_0)$ با مقادیر بحرانی χ^2 با $df = (n - 1)$.

(۲) آزمون H_1 در مقابل H_7 به وسیله مقایسه $(L_7 - L_1)$ با مقادیر بحرانی χ^2 با $df = 2(n - 1)$.

(۳) آزمون H_0 در مقابل H_7 به وسیله مقایسه $(L_7 - L_0)$ با مقادیر بحرانی χ^2 با $df = 3(n - 1)$.

این آزمونها نسبت به شناسایی تغییرات جزئی طیفها، نظیر تراکم طیف در قلمرو فرکانسهای پایین و یا بالا و یا جهشهای قله ای و یا پهن، در مقایسه های بالا بسیار حساس اند. بدین ترتیب پارامترهای خطی و درجه دوم β_j و γ_j یک تفسیر کیفی را می پذیرد. در حالت خاص، قبول H_0 در مقابل H_1 (برای آزمون ۱) یا قبول H_0 در مقابل H_7 (برای آزمون ۳)، نشانگر یکسان بودن طیفهای مورد بررسی است. برعکس رد این آزمونها، به ترتیب نشانگر متناسب بودن و یا اختلاف طیفها خواهد بود. برای تسریع و سهولت محاسبات لگاریتم درستنمایی در آزمونهای ذکر شده، از نرم افزار GLIM استفاده می کنیم. قابل ذکر است که در مدلهای خطی تعمیم یافته بالا، تابع پیوند^{۱۱} لگاریتمی و خطاهای گاما^{۱۲} به کار رفته است. (ر.ک. [۸])

۳. نحوه جمع آوری داده ها

۳-۱ نحوه جمع آوری ثبت داده های EEG

به منظور بررسی اثرهای ۴ دارو (تیمار)، (کلونازپام ۰/۵ mg، کلونازپام ۱ mg، کلونازپام ۱۰ mg و داروی بی اثر) در یک طرح تصادفی متقاطع^{۱۳}، ثبتهای EEG برای ۴ فرد^{۱۴} کاملاً سالم، در سن

^{۱۵} Resolution

^{۱۶} Sampling Frequency

^{۱۷} Epoch

^{۱۸} Pre-Drug

^{۱۱} Link Function

^{۱۲} Gamma Error

^{۱۳} Randomized Crossover Design

^{۱۴} Subject

نتیجه می توان مختصات برآورد دوره نگار در ۶ دوره زوج برای فرکانسهای مختلف را ترکیب کرده و سپس میانگین گیری کرد.

۳-۳ مراحل انجام مقایسه های طیفها

(۱) سیگنالهای EEG بدون اغتشاشات مزاحم^{۲۱} را در نظر گرفته و برآورد طیفی در فرکانسهای (۱-۶۴) هرتز محاسبه می شود.

(۲) طیفهای مربوط به ۶ دوره برای چشمان باز و ۶ دوره برای چشمان بسته برای یک کانال، بیمار مشخص با استفاده از آزمون بالا مقایسه می شود. حال دو حالت رخ می دهد:

(الف) فرض یکسانی طیفها پذیرفته می شود و لذا از طیفهای یکسان می توان در فرکانسهای مختلف میانگین گیری کرد.

(ب) به دلایل مختلفی ممکن است فرض یکسان بودن طیفها برای یک یا چند ثبت داده رد شود. در نتیجه میانگین گیری را فقط برای طیفهای همگون انجام می دهیم.

برای نشان دادن این موضوع، نتایج مربوط به آزمون مقایسه طیفها برای ۶ دوره در رابطه با بیمار ۱ و زمان ۷ و کانال ۱ وقتی که چشمان فرد باز است، در جدول ۲ آورده شده و این نتایج حاکی از رد فرض یکسان بودن طیفهاست.

برای روشن کردن این که کدام یک از دوره ها باعث اختلاف و در نتیجه رد فرض H_0 می شود، نمودار سریهای زمانی و برآورد طیفهای متناظر با آنها در شکلهای ۱ و ۲ القا می کنند که دوره های ۱ و ۳ با بقیه دوره ها همگنی لازم را نداشته و به ترتیب از توان طیف در فرکانسهای بالا و پایین برخوردارند. این موضوع با بررسی مقدار میانگین فرکانسی^{۲۲} برای دوره های مختلف (جدول ۳) مشهود است. پس از حذف این دو دوره، نتایج مربوط به آزمون بالا برای دوره های ۵، ۷، ۹ و ۱۱ در جدول ۴ به پذیرفتن فرض H_0 می انجامد.

فاصله یک ساعت (زمانهای ۲، ۳، ۴، ۵، ۶، ۷ و ۸ بعد از مصرف دارو^{۲۳}) بوده است. در هر زمان، ۱۲ دوره ۱۰ ثانیه ای، عمل نمونه گیری انجام شده است. برای دوره های فرد (۱، ۳، ۵، ۷ و ۹) چشمان فرد باز و برای دوره های زوج (۲، ۴، ۶، ۸، ۱۰، ۱۲) چشمان فرد بسته است.

۳-۲ آزمون مقایسه طیفی برای ۶ دوره از ثبت داده های EEG

داده های جمع آوری شده EEG برای این تحقیق برای ۴ فرد شامل ۴ بیمار، ۱۱ زمان، ۸ کانال و ۱۲ دوره شامل ۱۶۸۹۶ ثبت داده EEG است. تحلیل و مقایسه این حجم از ثبت داده ها نیازمند زمان بسیار زیاد محاسباتی حتی با رایانه های پیشرفته است. لذا با استفاده از روش مطرح شده در این تحقیق می توان داده هایی با طیفهای یکسان را دسته بندی کرده و میانگین مربوط به توان طیف را در فرکانسهای مختلف به دست آورد و لذا تعداد مقایسه ها را به مقداری بسیار قابل توجه کاهش داد. به عنوان یک مثال کاربردی برای بررسی یکسان بودن برآورد تابع چگالی طیفی، ۶ دوره از داده های EEG در حالت چشم بسته (یعنی دوره های ۲، ۴، ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲) برای بیمار اول، زمان ۱ و کانال ۱ در فرکانسهای (۱-۶۴) هرتز محاسبه شده و آزمونهای مطرح شده در بالا مورد استفاده قرار گرفتند. جدول ۱ نشان دهنده انحرافات^{۲۴} و درجات آزادی متناظر با آن به ترتیب برای برآزش مدلهای ۶ تا ۸ و برای دوره نگارهای مربوط به دوره های ۲، ۴، ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ است.

با توجه به جدول ۱ برای آزمون H_0 در مقابل H_1 ، H_1 در مقابل H_0 ، H_2 در مقابل H_0 و H_3 در مقابل H_0 ، مقادیر $\chi^2_{(L_1 - L_0)} = 1/313$ ، $\chi^2_{(L_2 - L_0)} = 6/663$ و $\chi^2_{(L_3 - L_0)} = 5/35$ محاسبه شده و به ترتیب با مقادیر بحرانی $\chi^2_{(1/0.05)} = 11/07$ ، $\chi^2_{(1/0.01)} = 18/307$ و $\chi^2_{(1/0.001)} = 24/996$ مقایسه می شوند. این نتایج نشان می دهند که فرض یکسان بودن طیفها برای تمام دوره ها پذیرفته شده و در

Artifact^{۲۱}

Mean Frequency^{۲۲}

Post-Drug^{۲۳}

Deviance^{۲۴}

(کانال ۳) و تیمار ۳ (کانالهای ۳ و ۴) مشاهده می شود. تغییر روشن و آشکاری در این فعالیت برای تیمار ۴ مشاهده نمی شود. شکل ۴ نمودار برآورد طیف میانگین گرفته شده برای ۱۱ زمان در حالت چشم بسته را برای تیمار ۱ و کانال ۳ نمایش می دهد. کاهش فعالیت امواج α بعد از استفاده از دارو در طول زمان کاملاً مشهود است. شکل ۵ مقدار اندازه فعالیت امواج β برای ۴ تیمار در ۱۱ زمان مختلف و برای چشمان باز را نشان می دهد. در این حالت افزایش محسوسی از فعالیت امواج β برای تیمار ۱ (برای کانال ۲ در زمانهای ۷ و ۸) و تیمار ۳ (برای کانالهای ۱ و ۲ در زمانهای ۷، ۸ و ۹)، تغییر نسبتاً کمی از فعالیت این امواج برای تیمار ۲ (برای کانال ۲ در زمان ۸) مشاهده شده ولی هیچگونه تغییر مشخصی برای تیمار ۴ به وجود نیامد. شکل ۶ نمودار مربوط به برآورد طیف میانگین گیری شده در دوره های همگون در ۱۱ زمان مختلف در حالت چشمان باز برای تیمار اول (کانال ۲) را نمایش می دهد. افزایش فعالیت امواج β ، بعد از استفاده از دارو در طول زمان جمع آوری مشاهدات، قابل تأمل است.

۲ نتیجه گیری نهایی

در میان روشهای تحلیل و خلاصه کردن اطلاعات به دست آمده از سربهای زمانی در قلمرو فرکانس، روش تحلیل طیفی از جایگاه ویژه ای برخوردار است. در این مقاله مقایسه برآورد توابع چگالی طیفی برای بیش از دو سری زمانی با استفاده از تعمیم یک آزمون متناسب به [۲] در قالب یک مدل خطی تعمیم یافته بررسی شد. سپس کاربرد آن در بررسی اثرهای مشتقات بنزودیازپان و داروی بی اثر بر ثبت داده های نوارهای مغزی (EEG) در ۱۱ زمان مختلف برای برآورد طیفهای به دست آمده در دوره های مختلف (چشمان باز و بسته) انجام و دوره های همگون در فرکانسهای ۱-۶۴ هرتز میانگین گیری شد. از بررسی نمودارهای مربوط به توان طیفهای میانگین گیری شده در محدوده های فرکانسی Δ و θ متوجه تغییرات چشمگیری نشده، ولی رفتار مربوط به امواج α و β

۴. نتایج مربوط به کاربرد آزمون مقایسه طیفها و بررسی اثر دارو بر ثبت داده های EEG

برای بررسی اثرهای ۴ تیمار مورد بحث، داده های جمع آوری شده EEG در زمانهای ۱-۱۱ را در نظر گرفته و آزمون مقایسه طیفها را برای برآورد طیفهای به دست آمده در دوره های مختلف، انجام می دهیم و دوره های همگون را در فرکانسهای ۱-۶۴ هرتز میانگین گیری می کنیم. سپس برای هر مجموعه از طیفهای میانگین گیری شده میزان توان طیف در محدوده فرکانسهای خاص در داده های EEG یعنی:

- ♦ کمتر از ۴ هرتز (محدوده فرکانس Δ ^{۲۳})
- ♦ از ۴ هرتز تا کمتر از ۸ هرتز (محدوده فرکانس θ ^{۲۴})
- ♦ از ۸ هرتز تا ۱۳ هرتز (محدوده فرکانس α ^{۲۵})
- ♦ بیشتر از ۱۳ هرتز (محدوده فرکانس β ^{۲۶})

را محاسبه و نسبت به زمانهای جمع آوری مشاهدات رسم می کنیم. از بررسی نمودارهای مربوط به توان طیف، در محدوده های فرکانسی Δ و θ ، متوجه تغییرات چشمگیری نشده و لذا تحلیل سودمندی به دست نمی آید. ولی رفتار مربوط به امواج α و β بسیار نزدیک به نتایج به دست آمده از تحقیقات گذشته است، بدین صورت که در بیشتر تحقیقات انجام شده نظیر آمینف ^{۲۷} (۱۹۹۲) نشان داده شده است که «به طور کلی اثرهای آرام بخش حاصل بعد از مصرف مشتقات بنزودیازپان باعث کاهش امواج α و افزایش امواج β می شود».

شکل ۳ مقدار اندازه فعالیت امواج α برای ۴ تیمار در زمانهای مختلف برای فرد اول با چشمان بسته است. در این حالت یک سیر نزولی روشن از فعالیت امواج α برای تیمارهای ۱ و ۲

^{۲۳} Delta Frequency Band

^{۲۴} Theta Frequency Band

^{۲۵} Alpha Frequency Band

^{۲۶} Beta Frequency Band

^{۲۷} Aminoff

بسیار نزدیک به نتایج به دست آمده از تحقیقات گذشته است، بدین صورت که به طور کلی اثرهای آرام بخش حاصل بعد از مصرف مشتقات بنزودیازپاین باعث کاهش امواج α و افزایش امواج β می شود.

۳ جدولها و نمودارها

جدول ۱: انحرافات و درجات آزادی متناظر برای پرازش مدل‌های ۸-۶ مربوط به دوره نگارها در حالت چشمان بسته

مدل	انحراف	درجه آزادی	آزمون	تغییرات		$\chi^2_{1-\alpha, df}$
				انحراف	درجه آزادی df	
$H_0: \theta_k$	۴۴/۹۰۴	۳۲۰				
$H_1: \theta_k + \alpha_j$	۴۳/۵۹۱	۳۱۵	$H_1 \vee H_0$	۱/۳۱۳	۵	۱۱/۰۷۰
$H_2: \theta_k + \alpha_j + \beta_j \omega_k + \gamma_j \omega_k'$	۳۸/۲۴۱	۳۰۵	$H_2 \vee H_1$	۵/۳۵۰	۱۰	۱۸/۳۰۷
			$H_2 \vee H_0$	۶/۶۶۳	۱۵	۲۴/۹۹۶

جدول ۲: آزمون مقایسه طیفها برای ۶ دوره در رابطه با کلونازپام ۰/۵ mg، زمان ۷ و کانال ۱ در حالت چشمان باز

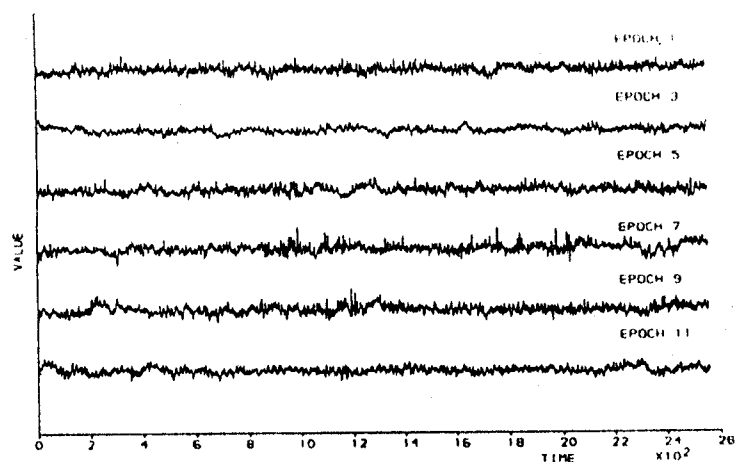
مدل	انحراف	درجه آزادی	آزمون	تغییرات		$\chi^2_{1-\alpha, df}$
				انحراف	درجه آزادی df	
$H_0: \theta_k$	۸۶/۶۱۵	۳۲۰				
$H_1: \theta_k + \alpha_j$	۵۷/۴۶۳	۳۱۵	$H_1 \vee H_0$	۲۹/۱۵۲	۵	۱۱/۰۷۰
$H_2: \theta_k + \alpha_j + \beta_j \omega_k + \gamma_j \omega_k'$	۳۹/۷۳۳	۳۰۵	$H_2 \vee H_1$	۱۷/۷۳۰	۱۰	۱۸/۳۰۷
			$H_2 \vee H_0$	۴۶/۸۸۲	۱۵	۲۴/۹۹۶

جدول ۳: مقادیر میانگین فرکانسی در رابطه با کلونازپام ۰/۵ mg، زمان ۷ و کانال ۱ در حالت چشمان باز

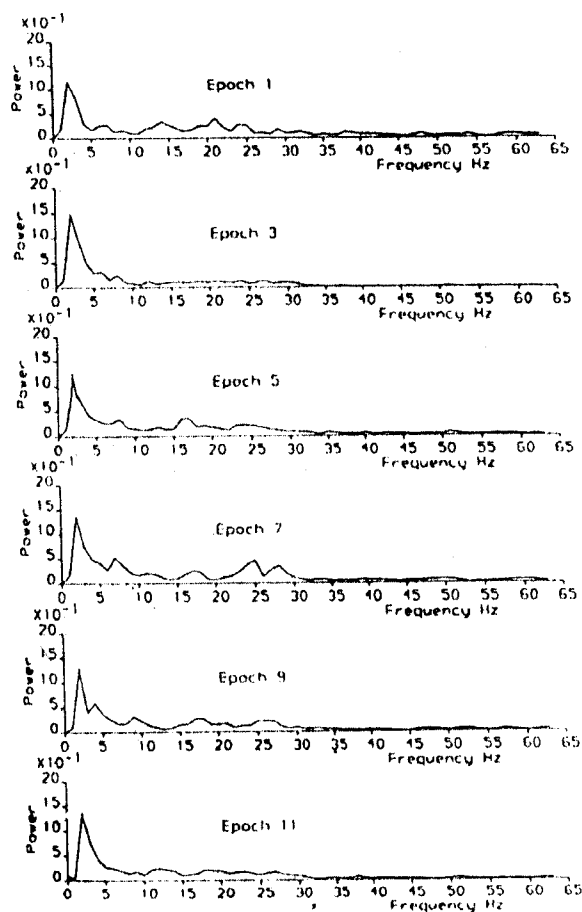
دوره					
۱۱	۹	۷	۵	۳	۱
۱۸/۱۷۷	۱۸/۹۶۳	۱۶/۹۶۳	۱۷/۷۸۴	۱۲/۵۶۴	۲۰/۴۶۵

جدول ۴: آزمون مقایسه طیفها برای دوره های ۵، ۷، ۹ و ۱۱ در رابطه با کلونازپام ۰/۵ mg، زمان ۷ و کانال ۱

مدل	انحراف	درجه آزادی	آزمون	تغییرات		$\chi^2_{1-\alpha, df}$
				انحراف	درجه آزادی df	
$H_0: \theta_k$	۲۷/۲۸۸	۱۹۲				
$H_1: \theta_k + \alpha_j$	۲۲/۸۴۲	۱۸۹	$H_1 \vee H_0$	۴/۴۴۶	۳	۷/۸۱۵
$H_2: \theta_k + \alpha_j + \beta_j \omega_k + \gamma_j \omega_k'$	۲۱/۴۶۲	۱۸۳	$H_2 \vee H_1$	۱/۳۸۰	۶	۱۲/۵۹۲
			$H_2 \vee H_0$	۵/۸۲۶	۹	۱۶/۹۱۹



شکل ۱: نمودار داده های ثبت شده EEG، بیمار ۱، زمان ۷، کانال ۱، چشمان باز



شکل ۲: نمودار برآورد طیفهای داده های ثبت شده EEG برای شکل ۱

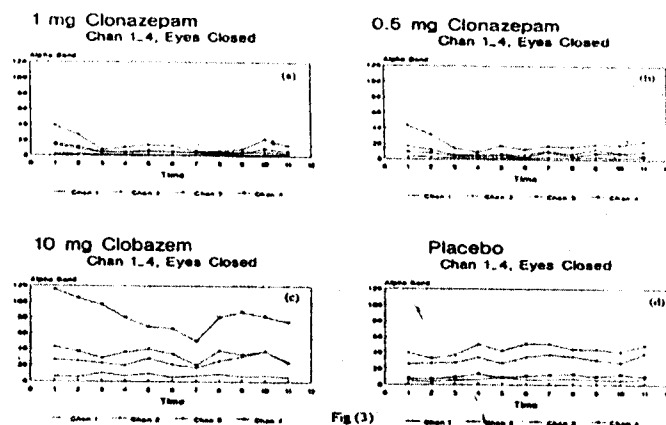
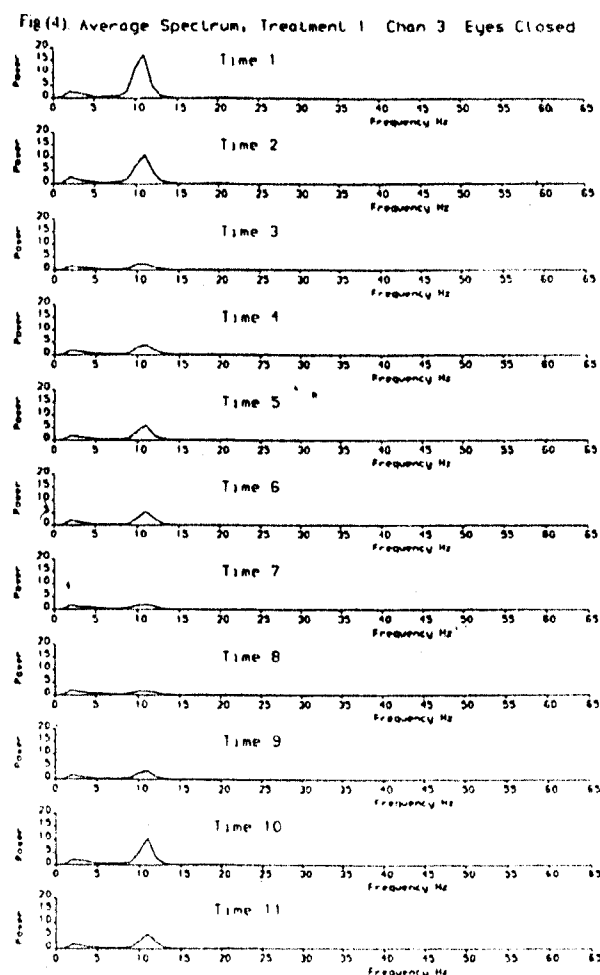


Fig (3)

شکل ۳: نمودار مقدار اندازه فعالیت امواج α برای ۴ تیمار در زمانهای مختلف برای فرد اول، در حالت چشمان بسته



شکل ۴: نمودار برآورد طیف میانگین گیری شده برای ۱۱ زمان و برای تیمار ۱ و کانال ۳، در حالت چشمان بسته

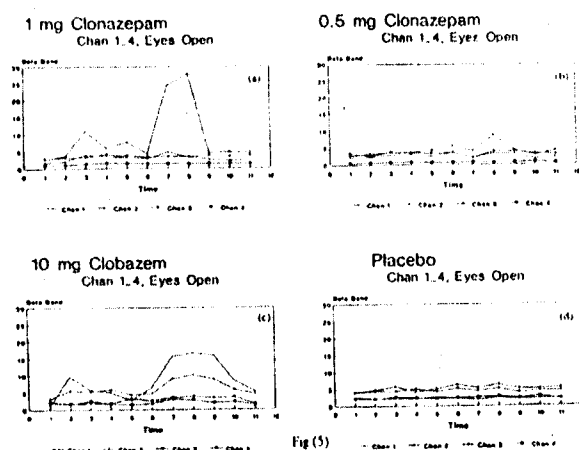
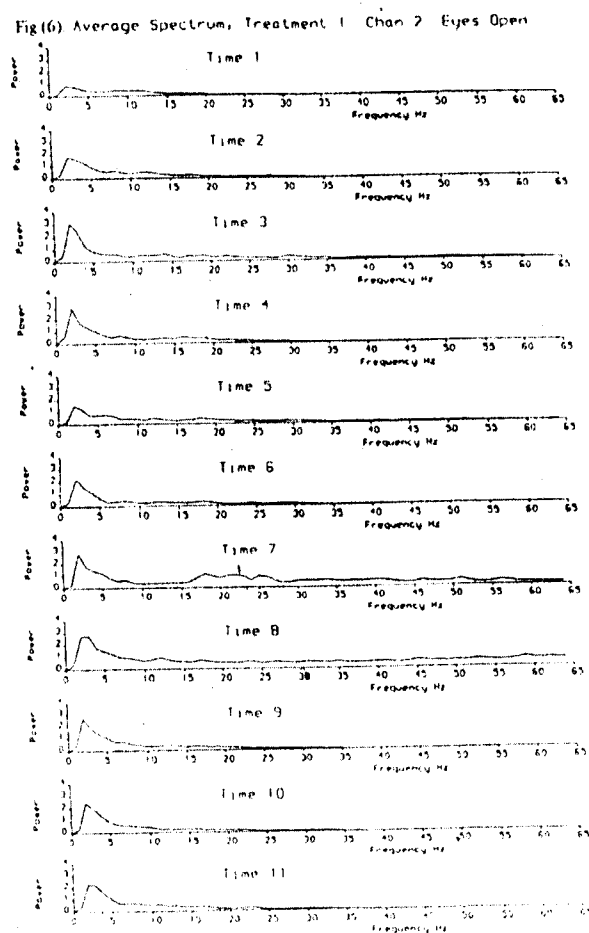


Fig (5)

شکل ۵: نمودار مقدار اندازه فعالیت امواج β برای ۴ بیمار در ۱۱ زمان متفاوت، برای چشمان باز



شکل ۶: نمودار برآورد طیف میانگین گیری شده در ۱۱ زمان برای بیمار ۱ و کانال ۲، در حالت چشمان باز

مراجع

- [1] Aminoff, M. J., (1992), *Electrodiagnosis in Clinical Neurology*, 3th edition, Churchill Livingstone, New York.
- [2] Coates, D. S. and Diggle, P. J., (1986), *Test for Comparing Two Estimated Spectral Densities*, J. Time Ser. Anal., 7, 7-20.
- [3] Dargahi-Noubary, G. R. and Laycock, P. J., (1981), *Spectral Ratio Discrimination and Information Theory*, J. Time Ser. Anal., 2, 71-86.
- [4] Diggle, P. J., (1990), *Time Series a Biostatistical Introduction*, Oxford University Press, Oxford.
- [5] Grenander, U. and Rosenblatt, M., (1975), *Statistical Analysis of Stationary Time Series*, John Wiley & Sons, New York.
- [6] Jenkins, G. M., (1961), *General Consideration in the Analysis of Spectra*, Technometric, 3, 133-166.
- [7] Johnson, N. L. and Kots, S., (1970), *Continuous Univariate Distribution*, John Wiley & Sons, New York.
- [8] McCullagh, P. and Nelder, J. A., (1983), *Generalized Linear Models*, Chapman and Hall, London.
- [9] Priestley, M. B., (1981), *Spectral Analysis and Time Series*, Academic Press, London.
- [10] Swanepoel, J. W. H. and Van Wyk, J. W. J., (1986), *The Comparison of Two Spectral Density Function Using the Bootstrap*, J. Statist. Comput. Simul., Vol. 24, 271-282.

آمار زبان مشترکی است که ارتباط را ممکن می سازد.