

Evaluation of EEG Signal in Autism Disorder with ICA Analysis

M. Rashidi¹, H. Behnam^{2*}, A. Sheikhan³, M.R. Mohammadi⁴, M. Norouzian⁵

¹ M.Sc Graduated, Bioelectric Group, School of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, rashidieivan@yahoo.com

² Assistant Professor, Biomedical Engineering Group, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

³ Assistant Professor, Bioelectric Group, School of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, sheikhan_al_81@srbiau.ac.ir

⁴ Professor, Psychological Research center, Roozbeh Hospital, Medical Science University of Teharn, Iran, mohammadimr@tums.ac.ir

⁵ Associate Professor, Psychological Research center, Roozbeh Hospital, Medical Science University of Teharn, Iran, mnoroozi@tums.ac.ir

Abstract

This paper presents ICA analysis application for detection of autism disorder. In the first step, resources of EEG signals were extracted by ICA and then time domain and frequency domain processing were implemented. EEG signals of ten children with autism and ten healthy children aged 6 to 11 years have been obtained. The results have been compared statistically by T-test. Lower correlation levels between resources of the left hemisphere of the brain especially C3 channel region in autistic children compared with healthy subjects have been observed. Also the average energy of theta frequency band in C3 and F3 channels for children with autism were lower than that in healthy people and this criterion was higher in gamma frequency band.

Key words: Electroencephalography, Autism disorder, Independent component analysis, Correlation analysis, Spectrum energy.

* Corresponding author

Address: Hamid Behnam, Medical Engineering Group, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Resalat Square, Tehran, Iran

Tel: +98 21 77240492

Fax: +98 21 77240490...

E-mail: behnam@iust.ac.ir

ارزیابی سیگنال EEG در کودکان مبتلا به اختلالات اوتیسم با استفاده از تحلیل ICA

محمد رشیدی^۱، حمید بهنام^{۲*}، علی شیخانی^۳، محمد رضا محمدی^۴، مریم نوروزیان^۵

^۱ کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران rashidieivan@yahoo.com

^۲ استادیار، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

^۳ استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران sheikhani_al_81@srbiau.ac.ir

^۴ استاد، مرکز تحقیقات روانپزشکی بیمارستان روزبه، دانشگاه علوم پزشکی تهران mohammadimr@tums.ac.ir

^۵ دانشیار، مرکز تحقیقات روانپزشکی بیمارستان روزبه، دانشگاه علوم پزشکی تهران mnorozi@tums.ac.ir

چکیده

در این مقاله، کاربرد تحلیل مؤلفه‌های مستقل (ICA) برای تشخیص بیماری اوتیسم مورد بررسی قرار گرفته است. ابتدا منابع تولید کننده سیگنال‌های EEG با ICA استخراج و سپس پردازش‌های حوزه زمان و فرکانس بر این مؤلفه‌های سیگنالی اعمال شدند. سیگنال‌های EEG از ۱۰ کودک مبتلا به اوتیسم و ۱۰ کودک سالم در محدوده سنی ۶-۱۱ سال گرفته شده است. نتایج به کمک روش آماری آزمون تی با هم مقایسه شده‌اند. پائین‌تر بودن سطح همبستگی میان منابع نیم‌کره چپ مغز به ویژه ناحیه مربوط به کانال C_۳ در افراد مبتلا به اوتیسم نسبت به افراد سالم مشاهده شده است. همچنین میانگین انرژی باند فرکانسی تتا در منابع نیم‌کره چپ مغز به خصوص کانال‌های C_۳ و F_۳ برای افراد مبتلا به اوتیسم نسبت به افراد سالم پائین‌تر بوده و این معیار در باند فرکانسی گاما بالاتر به دست آمده است.

کلیدواژه‌گان: الکتروانسفالوگرافی، اختلالات اوتیسم، تحلیل مؤلفه‌های مستقل، تحلیل همبستگی، انرژی طیف.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، میدان رسالت، خیابان هنگام، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی برق

تلفن: ۰۷۷۲۴۰۴۹۲، دورنگار: ۰۷۷۲۴۰۴۹۰، پیام‌نگار: behnam@iust.ac.ir

۱- مقدمه

میزان همبستگی نواحی مختلف مغزی را برای تشخیص اختلال اوتیسم بررسی کنیم. در بخش دوم این مقاله چگونگی انتخاب افراد و نحوه ثبت سیگنال EEG آنها بیان شده است. در بخش سوم نتایج استفاده از تحلیل همبستگی، پراکندگی انرژی در کل زمان و در باندهای فرکانسی، بر روی منابع تولید کننده سیگنال ارائه شده و برای ارزیابی نتایج از تحلیل آماری آزمون تی^{۱۱} با سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شده است.

۲- روش و مواد

۲-۱- شرکت کنندگان

در این تحقیق ۱۰ نفر از کودکان با اختلالات اوتیسم (۸ پسر و ۲ دختر با میانگین سنی $۱/۴ \pm ۹/۲$ سال) شرکت داشته‌اند. این کودکان به وسیله دو فوق تخصص روانپزشکی کودک و نوجوان و با به‌کارگیری معیار استاندارد تشخیص آمریکا^{۱۱} (DSM-IV-TR) [۱۱] سنجیده و معرفی شده‌اند. کودکان سالم شامل ۱۰ نفر (۶ پسر و ۴ دختر با میانگین سنی $۰/۹ \pm ۹/۱$) بوده‌اند. شرایط ثبت سیگنال مورد استفاده در این تحقیق پروتکل چشم باز است زیرا در کارهای اخیر نتایج خوبی با استفاده از این پروتکل به دست آمده است [۹].

۲-۲- ثبت EEG

کودکان در اتاقی ساکت و آرام بر روی صندلی قرار گرفته و سیگنال ثبت شده است. در ثبت سیگنال از کودکان اوتیسم، زمان و حوصله بیشتری صرف شده است زیرا همکاری ایشان کمتر بوده و بنابراین برای استخراج سیگنال مناسب، زمان طولانی‌تری از سیگنال ثبت شد.

برای ثبت EEG الکترودهای سطحی روی پوست سر کودک در سیستم استاندارد ۲۰-۱۰ در مدل‌های مشخص، توسط ژل مخصوص نصب شد و از دستگاه الکتروانسفالوگراف با نرخ نمونه‌برداری ۲۵۶HZ در ۲۱ کانال FP۱، FP۲، F۸، F۴، F۳، F۷، T۴، C۴، C۳، T۳، T۶، P۴، P۳، T۵، O۲، O۱، A۱ و A۲ استفاده شد. البته دو الکتروود A۱ و A۲ به عنوان مرجع پتانسیل در نظر

اوتیسم^۱ برای اولین بار توسط لئو کانر^۲ [۱] معرفی شد. بنابراین گاهی از آن به عنوان سندرم کانر نیز یاد می‌شود. اوتیسم یک اختلال عصبی با علائم روانشناختی است که معمولاً در ۳ سال اول زندگی بروز می‌کند و با اختلالاتی در زمینه روابط اجتماعی و تصورات فردی همراه است [۲]. آمارهای مختلف شیوع این بیماری را سالانه یک، دو، چهار و شش نفر در هر ۱۰۰۰ نفر ذکر کرده‌اند [۳-۶].

به منظور کمک به تشخیص این بیماری، تحلیل‌های متنوعی بر روی سیگنال‌های EEG^۳ انجام گرفته است. شیخانی و همکاران در سال ۲۰۰۷ EEG مربوط به افراد اوتیسمی را با استفاده از روش‌های فرکانسی لمپل-زیو^۴ (LZ) و تبدیل فوریه زمان کوتاه^۵ (STFT) مورد بررسی قرار دادند که پس از ارزیابی نتایج و طبقه‌بندی، بین دو گروه سالم و اوتیسمی ۸۱٪ تمایز ایجاد شد [۷]. النا^۶ در سال ۲۰۰۷ فرکانس‌های بالای طیف توان مربوط به دو گروه اوتیسمی را در محدوده سنی ۳-۸ سال در دو شهر مختلف مسکو و گوتنبرگ، مورد بررسی قرار داد و در هر دو نمونه ثابت شد که نوعی افزایش بیمارگون فعالیت باند گاما بسته به فاصله مکانی الکترودها از منابع تولید آرتیفکت^۷ ماهیچه‌ای رخ داده است [۸]. در بررسی دیگر با استفاده از تحلیل اسپکتوگرام^۸ سیگنال EEG، میان دو گروه از افراد اوتیسم و افراد سالم، بیشترین اختلاف در شرایط ثبت چشم باز و در باند آلفا مشاهده شده است [۹]. علاوه بر اختلال در رفتار اجتماعی ناهنجاری درک بصری نیز به عنوان قسمتی از ساختار ظاهری طیف اوتیسم تشخیص داده شده، و این ناهنجاری با میزان ضعیف همبستگی مرکزی و کاهش یکپارچگی در سطح سیگنال‌های مغزی افراد مبتلا به اختلال اوتیسم گزارش شده است [۱۰].

در بررسی‌های انجام شده وجود اختلاف بین سیگنال EEG افراد اوتیسمی با افراد سالم نشان داده شده است. سیگنال‌های EEG ترکیبی از پتانسیل تعداد بی‌شماری از نرون‌ها هستند. در این مقاله می‌خواهیم با استفاده از تحلیل ICA^۹ امکان استخراج منابع مستقل سیگنال‌های EEG و

^۱ Autism^۲ Leo Kanner^۳ Electroencephalography^۴ Lempel - Ziv^۵ Short Time Fourier Transform^۶ Elena^۷ Artifact^۸ Spectrogram^۹ Independent Component Analysis^{۱۰} T-test^{۱۱} Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders-Fourth Edition (Text Revision)

(X)، توسط فرایند ترکیب مؤلفه‌های مستقل S_j ایجاد می‌شود.

نقطه شروع ICA استقلال آماری مؤلفه‌های S_j است. همان طور که در ادامه خواهیم دید همچنین باید فرض کرد که مؤلفه‌های مستقل توزیع‌های ناگوسی^{۱۵} دارند. بعد از تخمین ماتریس A، می‌توان معکوس آن را محاسبه کرد که آن را B می‌نامیم و مؤلفه‌های مستقل به راحتی به شکل معادله (۳) به دست می‌آیند:

$$S = BX \quad (3)$$

۲-۳-۱- اصول تخمین

قضیه حد مرکزی (به عنوان یک نتیجه کلاسیک در تئوری احتمال) بیان می‌کند که توزیع مجموع چند متغیر مستقل تصادفی، تمایل به توزیع گوسی دارد. بنابراین معمولاً توزیع جمع دو متغیر تصادفی بیشتر شبیه به توزیع گوسیست تا هر یک از دو متغیر تصادفی اولیه [۱۵].

از این رو اگر چند متغیر تصادفی مستقل غیرگوسی را با هم جمع کنیم توزیع متغیر مجموع آنها از توزیع تک تک آنها گوسی‌تر است و این اساس الگوریتم ICA است.

همان‌طور که در معادله (۴) دیده می‌شود، y ها ترکیبی از مشاهدات و مشاهدات ترکیبی از منابع هستند؛ پس y ها ترکیبی از منابع‌اند بنابراین چون منابع غیرگوسی هستند پس y که ترکیب آنهاست از آنها گوسی‌تر است و B بردار است که باید تعیین شود.

$$y_k = \sum_{i=1}^n b_{ki} x_i = \sum_{l=1}^n w_{kl} s_l \Leftrightarrow (Y = BX = BAS = WS) \quad (4)$$

اگر B یکی از سطرهای معکوس A باشد، این ترکیب خطی در حقیقت معادل یکی از مؤلفه‌های مستقل خواهد بود. اگر یک معیار غیرگوسی تعریف کنیم و سعی کنیم B را طوری بیابیم که بیشینه غیرگوسی بودن را اعمال کند مسئله حل می‌شود. بنابراین با یک معیار بیشینه غیرگوسی کننده به دنبال مجهولات B می‌گردیم که اگر در هر یک از معلومات X ضرب شود غیرگوسی‌ترین حالت ممکن را بدهد که این بدان معناست که همه ضرایب ترکیب به جز یک ضریب صفر باشند (ماتریس W قطری شود).

گرفته شدند. سیگنال برای هر فرد طی بیش از ۲۰ دقیقه ثبت شد. داده‌ها در تحلیل اولیه به صورت سخت افزاری با فیلتر پائین‌گذر تا ۱۰۰ Hz فیلتر شدند. اطلاعات کانال‌ها به صورت یک آرایه در اختیار بوده و اطلاعات ۱۹ کانال آن در محیط نرم‌افزاری MATLAB بازخوانی شدند. سیگنال‌های EEG در دوره‌های ۷ ثانیه‌ای (۱۷۹۲ نقطه‌ای) تا حد امکان عاری از آرتیفکت ذخیره شدند.

۲-۳-۲- تحلیل ICA

مفهوم ICA در زمینه پردازش سیگنال‌های مهندسی در سال ۱۹۹۱ توسط جاتن^{۱۲} و هراالت^{۱۳} [۱۲] و به طور گسترده در سال ۱۹۹۴ توسط کامن^{۱۴} [۱۳] مطرح شد.

برای تعریف دقیق ICA می‌توان از مدل متغیرهای پنهان آماری استفاده و فرض کرد n ترکیب خطی X_1, X_2, \dots, X_n از n مؤلفه مستقل مشاهده شده‌اند [۱۴]:

$$X_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \dots + a_{jn}s_n \quad \forall_j \quad (1)$$

البته نماد زمانی t را در نظر نمی‌گیریم.

در مدل ICA فرض می‌شود هر ترکیب X_j همانند هر یک از مؤلفه‌های مستقل S_k به جای اینکه یک سیگنال زمانی باشد یک متغیر تصادفیست. پس مقادیر مشاهده شده $X_j(t)$ نمونه‌ای از این متغیر تصادفی هستند. نمادگذاری ماتریسی- برداری مدل ترکیب قبل را می‌توان به شکل معادله (۲) نوشت:

$$X = AS \quad (2)$$

منابع S و ماتریس ترکیب A معلوم نیستند، هدف این است که یک ماتریس B به دست آوریم که اگر در مشاهدات (X) ضرب شود یک ماتریس y را بدهد که بهترین تخمین از منابع باشد ($\hat{S} \rightarrow y$).

الگوریتم‌هایی که برای جدا کردن این منابع مستقل (S) به کار گرفته شوند ICA نامیده می‌شوند. در ICA هدف اصلی پیدا کردن یک تبدیل به نحویست که مؤلفه‌های S_j به صورت آماری تا حد امکان از یکدیگر مستقل باشند. در حقیقت مدل ICA نشان می‌دهد که چگونه داده مشاهده شده

¹² Jutten Distribution

¹³ Heralut

¹⁴ Comon

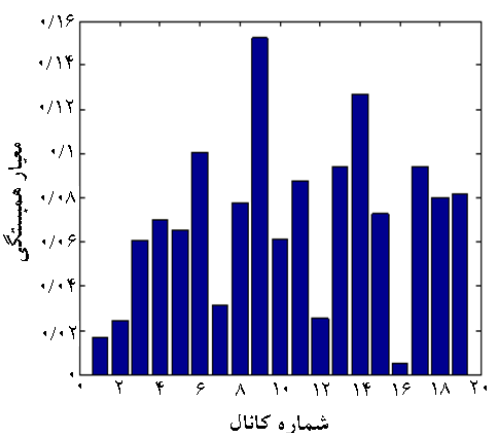
¹⁵ Non Gaussian

در سطح مغز میزان همبستگی منابع مشخص شده در جدول ۱ با کانال‌های ثبت سیگنال EEG محاسبه شدند. نتیجه این عمل برای یک کودک اوتیسمی در شکل ۱ آمده است.

جدول ۱- بررسی اختلاف همبستگی منابع هر شخص، در دو گروه با استفاده از آزمون آماری تی ($p < 0.05$)

| منبع | گروه بیمار (میانگین \pm انحراف معیار) | گروه سالم (میانگین \pm انحراف معیار) | مقدار P |
|------|--|---|---------|
| s1 | ۲/۸۱۶ \pm ۰/۹۸۱ | ۴/۲۲۸ \pm ۴/۶۷۵ | ۰/۲۹ |
| s2 | ۶/۲۷۹ \pm ۲/۶۹۰ | ۳/۴۹۲ \pm ۵/۴۸۲ | ۰/۶۴ |
| s3 | ۴/۶۳۶ \pm ۲/۴۲۹ | ۵/۵۱۸ \pm ۲/۸۳۳ | ۰/۵۴ |
| s4 | ۵/۲۳۵ \pm ۱/۹۶۵ | ۴/۷۷۵ \pm ۳/۳۷۵ | ۰/۷۶ |
| s5 | ۶/۷۱۶ \pm ۱/۹۲۰ | ۶/۹۶۶ \pm ۱/۸۲۹ | ۰/۸۰ |
| s6 | ۵/۵۰۱ \pm ۳/۵۰۸ | ۶/۱۱۳ \pm ۳/۳۰۸ | ۰/۷۴ |
| s7 | ۶/۱۶۳ \pm ۳/۶۴۵ | ۵/۳۶۷ \pm ۳/۰۲۳ | ۰/۶۶ |
| s8 | ۶/۰۳۸ \pm ۳/۱۹۸ | ۷/۰۲۳ \pm ۱/۹۳۶ | ۰/۴۹ |
| s9 | ۶/۰۰۵ \pm ۲/۰۱۱ | ۴/۰۷۲ \pm ۲/۳۴۰ | ۰/۱۲ |
| s10* | ۳/۵۶۲ \pm ۱/۲۱۳ | ۷/۷۷۲ \pm ۳/۵۶۳ | ۰/۰۱ |
| s11* | ۵/۸۱۹ \pm ۲/۰۲۳ | ۸/۸۲۴ \pm ۲/۶۷۹ | ۰/۰۳ |
| s12 | ۶/۱۳۳ \pm ۳/۱۹۰ | ۶/۰۵۶ \pm ۳/۹۲۷ | ۰/۹۶ |
| s13 | ۵/۸۰۴ \pm ۳/۲۷۰ | ۷/۵۷۵ \pm ۲/۳۰۹ | ۰/۲۶ |
| s14 | ۴/۸۹۵ \pm ۲/۰۷۷ | ۴/۵۸۱ \pm ۳/۸۶۴ | ۰/۸۵ |
| s15 | ۴/۲۷۲ \pm ۲/۵۳۰ | ۶/۷۶۲ \pm ۳/۸۲۴ | ۰/۱۷ |
| s16 | ۵/۶۲۸ \pm ۱/۴۱۱ | ۵/۸۵۴ \pm ۳/۰۱۶ | ۰/۸۶ |
| s17* | ۴/۸۳۱ \pm ۲/۴۳۶ | ۸/۵۷۷ \pm ۲/۸۲۲ | ۰/۰۲ |
| s18 | ۶/۳۲۸ \pm ۲/۹۸۵ | ۸/۵۶۷ \pm ۳/۱۶۹ | ۰/۱۹ |
| s19 | ۵/۴۷۱ \pm ۳/۳۶۳ | ۷/۴۳۳ \pm ۳/۷۵۳ | ۰/۳۲ |

* نشانه وجود اختلاف معنادار بین دو گروه در آن منبع است.



شکل ۱- میزان همبستگی بین منبع S10 (یکی از منابع در جدول ۱) با کانال‌های ثبت در یک کودک اوتیسمی (اسامی کانال‌های متناظر با هر شماره محور افقی در جدول ۲ آمده است)

در این مقاله از معیار کرتوسیس^{۱۶} برای اندازه‌گیری کمی میزان ناگوسی بودن و از الگوریتم FastICA برای بیشینه‌سازی این تابع معیار استفاده شده است.

۲-۴- تحلیل FFT

تحلیل فرکانسی FFT^{۱۷} بر روی منابع استخراجی از سیگنال‌های EEG نرمالیزه شده (نرمالیزاسیون Z استاندارد)، پیاده شد. سپس انرژی طیف فرکانسی این مؤلفه‌ها در باندهای دلتا (۳/۵-۰/۱ Hz)، تتا (۷-۴ Hz)، آلفا (۱۳-۸ Hz)، بتا (۳۰-۱۳ Hz) و گاما (۸۰-۳۰ Hz) محاسبه شد تا به بررسی اختلافات دو گروه افراد سالم و اوتیسمی در این باندها پرداخته شود.

۳- نتایج

۱۹ منبع مستقل مربوط به سیگنال‌های EEG هر شخص با استفاده از تحلیل ICA استخراج شدند. از آنجا که خروجی ICA تخمینی از مؤلفه‌های مستقل تولید کننده سیگنال است؛ هرچه این مؤلفه‌ها به یکدیگر وابستگی کمتری داشته باشند راحت‌تر توسط الگوریتم استخراج شده و مستقل‌تر خواهند بود.

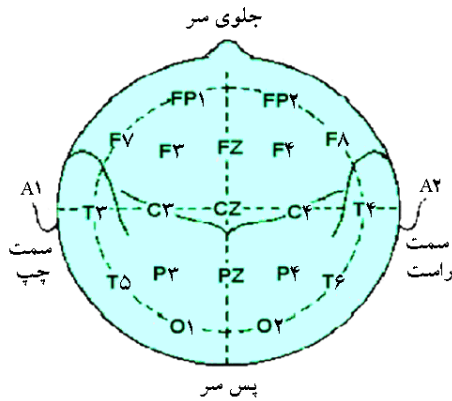
بنابراین برای بررسی میزان همبستگی این مؤلفه‌ها در دو گروه افراد سالم و اوتیسمی و سنجش توانایی تحلیل ICA در مستقل‌سازی آنها، پس از استخراج مؤلفه‌ها از تحلیل همبستگی بین آنها استفاده شده است. برای این منظور مجموع همبستگی هر منبع با بقیه منابع (۱۸ منبع)، در هر شخص با استفاده از معیار متوسط همبستگی محاسبه شده و این مقادیر بین دو گروه مبتلا به اوتیسم و سالم با استفاده از تحلیل آزمون تی ($p < 0.05$) مقایسه شدند که نتایج این محاسبات در جدول ۱ ارائه شده است. همان‌طور که در این جدول مشاهده می‌شود همبستگی برخی از منابع با منابع دیگر در سطح مغز، در افراد سالم و اوتیسمی اختلاف معنادار نشان می‌دهد به نحوی که در افراد اوتیسمی این منابع دارای همبستگی کمتری با یکدیگر نسبت به افراد سالم هستند.

منابع استخراج شده از تحلیل ICA بر اساس معیار انرژی مرتب شدند. به منظور بررسی مکان اختلافات مشاهده شده

¹⁶ Kurtosis

¹⁷ Fast Fourier Transform

فرکانسی تتا و گاما نشان می‌دهند (جدول ۳). به طوری که میانگین انرژی باند فرکانسی تتا در منابع نیمکره چپ مغز به ویژه کانال‌های C^۳ و F^۳ برای افراد مبتلا به اوتیسم نسبت به افراد سالم پائین‌تر بوده و این معیار در باند فرکانسی گاما بالاتر است.



شکل ۲- نواحی مربوط به وجود اختلاف معنادار در دو گروه افراد سالم و اوتیسمی

همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین مقدار همبستگی مربوط به کانال شماره ۹ (C^۳) بوده است. در جدول ۲ نیز نتیجه این کار برای همه افراد دو گروه آورده شده که اختلاف معنادار بیش از ۹۰٪ از افراد دو گروه مربوط به کانال C^۳ است.

نتیجه این بررسی برای دیگر منابع مشخص شده در جدول ۱ نیز به همین صورت است. در بررسی دیگر همبستگی منابعی که دارای اختلاف معنادار بین دو گروه (جدول ۱) بودند؛ با لوب‌های نواحی مختلف مغزی محاسبه شده که بیشینه همبستگی در بیشتر افراد مربوط به نیمکره چپ (F^۳، C^۳ و P^۳) است. وجود کانال C^۳ در این ناحیه می‌تواند صحت نتیجه را بیشتر نشان دهد (شکل ۲).

در ادامه به بررسی وضعیت انرژی باندهای فرکانسی منابع استخراج شده پرداخته شده است. برای این کار از تحلیل طیف فرکانسی (تحلیل FFT) استفاده شده است. برخی از منابع دو گروه تفاوت معناداری را در باندهای

جدول ۲- مقادیر همبستگی منبع S10 (یکی از منابع در جدول ۱) با کانال‌های ثبت در هر دو گروه افراد (A: افراد اوتیسم، N: افراد سالم)

| | A1 | A2 | A3 | A4 | A5 | A6 | A7 | A8 | A9 | A10 | N1 | N2 | N3 | N4 | N5 | N6 | N7 | N8 | N9 | N10 |
|---------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| ch1-FP1 | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۳۶ | ۰/۰۲۱ | ۰/۰۵۱ | ۰/۰۷۱ | ۰/۰۸ | ۰/۰۲۷ | ۰/۰۲۴ | ۰/۰۴۵ | ۰/۰۱۱ | ۰/۰۴۲ | ۰/۱۴۱ | ۰/۰۹۷ | ۰/۰۲۹ | ۰/۰۹۳ | ۰/۱۶۷ | ۰/۲۵۸ | ۰/۱۰۲ | ۰/۱۵۱ | ۰/۱۶۷ |
| ch2-FP2 | ۰/۰۳۱ | ۰/۰۳۶ | ۰/۰۲۵ | ۰/۰۵۳ | ۰/۰۸۶ | ۰/۱۱۱ | ۰/۰۴۲ | ۰/۰۳۹ | ۰/۰۴۹ | ۰/۰۸۷ | ۰/۰۶۲ | ۰/۱۷ | ۰/۱۳۳ | ۰/۰۳ | ۰/۱۵۵ | ۰/۲۶۵ | ۰/۳۶۸ | ۰/۱۲ | ۰/۱۳۸ | ۰/۱۲۸ |
| ch3-FV | ۰/۰۶۷ | ۰/۰۳۲ | ۰/۰۲۸ | ۰/۰۵۶ | ۰/۱۱۱ | ۰/۱۶۷ | ۰/۰۴۲ | ۰/۰۵۶ | ۰/۰۳۸ | ۰/۰۹۲ | ۰/۰۷۱ | ۰/۲۸۱ | ۰/۱۶۳ | ۰/۰۲۸ | ۰/۱۷۳ | ۰/۲۷۱ | ۰/۳۱ | ۰/۱۶۸ | ۰/۱۴۷ | ۰/۲۰۴ |
| ch4-Fr | ۰/۰۶۵ | ۰/۰۳۴ | ۰/۰۲۶ | ۰/۰۶۲ | ۰/۰۸۸ | ۰/۱۲۷ | ۰/۰۳۸ | ۰/۰۶۳ | ۰/۰۶۶ | ۰/۱۲۳ | ۰/۰۷۱ | ۰/۲۱۳ | ۰/۱۵۳ | ۰/۰۳۱ | ۰/۱۵۹ | ۰/۲۴۶ | ۰/۲۵۶ | ۰/۰۹۷ | ۰/۱۵۲ | ۰/۱۱۸ |
| ch5-FZ | ۰/۰۶۹ | ۰/۰۳۵ | ۰/۰۲۷ | ۰/۰۶۷ | ۰/۰۹۴ | ۰/۱۳۸ | ۰/۰۴۴ | ۰/۰۴۴ | ۰/۰۷۹ | ۰/۰۷۱ | ۰/۰۸۵ | ۰/۲۱۹ | ۰/۱۷۹ | ۰/۰۳۱ | ۰/۱۸ | ۰/۲۷۲ | ۰/۳۰۱ | ۰/۱۷۱ | ۰/۲۰۲ | ۰/۲۰۶ |
| ch6-Ff | ۰/۱۲۹ | ۰/۰۳۶ | ۰/۰۳۵ | ۰/۱۰۲ | ۰/۱۲۷ | ۰/۱۸ | ۰/۰۶۴ | ۰/۱۰۲ | ۰/۱۰۹ | ۰/۰۳۳ | ۰/۱۳۶ | ۰/۲۸۷ | ۰/۲۶۷ | ۰/۰۳۳ | ۰/۲۷۵ | ۰/۳۷ | ۰/۳۹ | ۰/۰۸۹ | ۰/۱۸۳ | ۰/۱۳۳ |
| ch7-FA | ۰/۰۳۸ | ۰/۰۳۵ | ۰/۰۲ | ۰/۰۲۶ | ۰/۰۳۱ | ۰/۰۴۱ | ۰/۰۲۳ | ۰/۰۲۷ | ۰/۰۵۱ | ۰/۰۳۹ | ۰/۰۳۸ | ۰/۰۸۴ | ۰/۰۷۳ | ۰/۰۲۶ | ۰/۰۶۴ | ۰/۰۸۸ | ۰/۱۰۳ | ۰/۰۸۸ | ۰/۰۶۴ | ۰/۰۷۹ |
| ch8-Tr | ۰/۰۷۶ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۲۷ | ۰/۰۶۳ | ۰/۰۸۹ | ۰/۱۴۳ | ۰/۰۴۳ | ۰/۰۸۴ | ۰/۱۱۴ | ۰/۰۸۱ | ۰/۰۸ | ۰/۲۲۶ | ۰/۰۱۶ | ۰/۰۷۳ | ۰/۱۷۲ | ۰/۲۴۵ | ۰/۲۷۱ | ۰/۱۴۹ | ۰/۱۴۵ | ۰/۱۶۴ |
| ch9-Cr | ۰/۱۳۹ | ۰/۱۱۹ | ۰/۱۰۴ | ۰/۱۱۶ | ۰/۱۱۸ | ۰/۱۹۶ | ۰/۰۶۶ | ۰/۲۱۲ | ۰/۱۹۸ | ۰/۲۰۱ | ۰/۱۶۳ | ۰/۳۰۸ | ۰/۲۷۸ | ۰/۰۶۲ | ۰/۳۰۱ | ۰/۳۸۳ | ۰/۳۹۸ | ۰/۳۴۲ | ۰/۳۹۷ | ۰/۳۷۶ |
| ch10-CZ | ۰/۰۳۱ | ۰/۰۳۴ | ۰/۰۱۹ | ۰/۰۲۱ | ۰/۰۲ | ۰/۰۲۱ | ۰/۰۱۹ | ۰/۰۱۳ | ۰/۰۲۳ | ۰/۰۳۶ | ۰/۰۲۵ | ۰/۰۲۴ | ۰/۰۳ | ۰/۰۲۷ | ۰/۰۲۳ | ۰/۰۰۷ | ۰/۰۰۸ | ۰/۰۵۷ | ۰/۰۳۹ | ۰/۰۲۱ |
| ch11-Cf | ۰/۱۰۱ | ۰/۰۳۶ | ۰/۰۳ | ۰/۰۸۳ | ۰/۱۰۳ | ۰/۱۴۹ | ۰/۰۵۱ | ۰/۰۵۹ | ۰/۰۴۹ | ۰/۰۵۲ | ۰/۱۰۶ | ۰/۲۲۴ | ۰/۲۱ | ۰/۰۳ | ۰/۲۱۶ | ۰/۲۹۹ | ۰/۳۰۱ | ۰/۱۰۶ | ۰/۲۱۹ | ۰/۲۰۷ |
| ch12-Tf | ۰/۰۷۶ | ۰/۰۳۲ | ۰/۰۲۵ | ۰/۰۶۸ | ۰/۰۷۵ | ۰/۱۱۴ | ۰/۰۴۴ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۹۶ | ۰/۱۰۷ | ۰/۰۸۲ | ۰/۱۷۹ | ۰/۱۴۸ | ۰/۰۲۹ | ۰/۱۵۷ | ۰/۲۲۲ | ۰/۲۴۶ | ۰/۰۹۳ | ۰/۱۵۶ | ۰/۰۶۶ |
| ch13-Tδ | ۰/۰۵۹ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۲۴ | ۰/۰۴۴ | ۰/۰۷۱ | ۰/۱۰۷ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۷۸ | ۰/۰۸۳ | ۰/۰۹۹ | ۰/۰۶۹ | ۰/۱۷۹ | ۰/۱۰۵ | ۰/۰۲۸ | ۰/۱۴۱ | ۰/۱۹۵ | ۰/۱۷۹ | ۰/۱۱۳ | ۰/۰۹۸ | ۰/۱۶۵ |
| ch14-Pr | ۰/۰۵۹ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۱۹ | ۰/۰۳۵ | ۰/۰۶۸ | ۰/۰۹۷ | ۰/۰۳۴ | ۰/۰۷۲ | ۰/۰۷۵ | ۰/۰۷ | ۰/۰۶۹ | ۰/۱۶۳ | ۰/۱۲۱ | ۰/۰۲۷ | ۰/۱۴۲ | ۰/۱۹۸ | ۰/۱۹۹ | ۰/۰۵۸ | ۰/۲۰۴ | ۰/۱۵۷ |
| ch15-PZ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۳۴ | ۰/۰۲۴ | ۰/۰۵۳ | ۰/۰۲۴ | ۰/۰۴۲ | ۰/۰۲۲ | ۰/۰۲۲ | ۰/۰۳۴ | ۰/۰۴۳ | ۰/۰۲۹ | ۰/۰۵۴ | ۰/۰۴۷ | ۰/۰۲۶ | ۰/۰۵۶ | ۰/۱۰۶ | ۰/۱۱ | ۰/۰۶۳ | ۰/۱۳۸ | ۰/۱۶۴ |
| ch16-Pf | ۰/۰۴۹ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۲۴ | ۰/۰۵۳ | ۰/۰۶۸ | ۰/۰۸۴ | ۰/۰۳۱ | ۰/۰۹۱ | ۰/۰۸۳ | ۰/۰۸۳ | ۰/۰۷۲ | ۰/۱۳۹ | ۰/۱۰۶ | ۰/۰۲۶ | ۰/۱۲۴ | ۰/۱۷ | ۰/۱۵۳ | ۰/۱۲۸ | ۰/۰۷۹ | ۰/۱۲۲ |
| ch17-Tf | ۰/۰۹۸ | ۰/۰۳۱ | ۰/۰۳۱ | ۰/۰۷۸ | ۰/۱۰۷ | ۰/۱۶۵ | ۰/۰۵۲ | ۰/۰۹۵ | ۰/۰۲۲ | ۰/۰۹۵ | ۰/۱۱۱ | ۰/۱۷۸ | ۰/۲۲۱ | ۰/۰۳ | ۰/۲۴۸ | ۰/۳۲۸ | ۰/۳۴۴ | ۰/۰۸۱ | ۰/۱۸۲ | ۰/۱۳۱ |
| ch18-O1 | ۰/۰۵۹ | ۰/۰۳۴ | ۰/۰۲۵ | ۰/۰۳ | ۰/۰۷۱ | ۰/۱۰۹ | ۰/۰۳۶ | ۰/۰۱۷ | ۰/۰۴۷ | ۰/۰۱۹ | ۰/۰۷۲ | ۰/۱۳۶ | ۰/۱۲ | ۰/۰۲۸ | ۰/۱۵۳ | ۰/۱۹۹ | ۰/۱۹۳ | ۰/۱۳۳ | ۰/۰۶۲ | ۰/۱۴۴ |
| ch19-O2 | ۰/۰۹۷ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۳۳ | ۰/۰۶۵ | ۰/۱۰۷ | ۰/۱۶۱ | ۰/۰۵۳ | ۰/۰۷۱ | ۰/۰۸ | ۰/۰۹۴ | ۰/۱۱۵ | ۰/۱۹۴ | ۰/۱۹۸ | ۰/۰۲۹ | ۰/۲۳۸ | ۰/۲۹۸ | ۰/۳۱۲ | ۰/۰۹۸ | ۰/۲۱۱ | ۰/۲۱۱ |

ناحیه تیره مربوط به بیشینه همبستگی است.

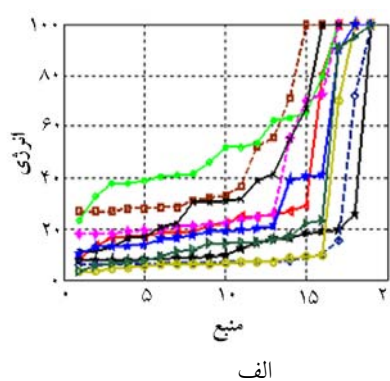
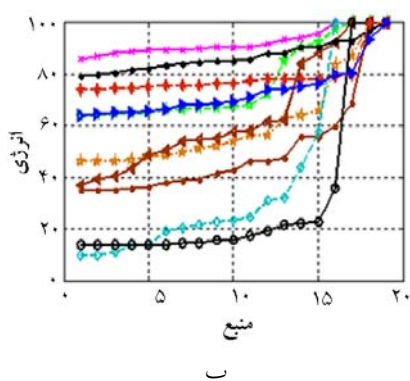
روی تمام منابع توزیع شده است و نمی‌توان انرژی آنها را با چند منبع بیان کرد. بنابراین میانگین انرژی منابع در افراد اوتیسمی نسبت به افراد سالم بالاتر است. از این رو نتیجه مربوط به تحلیل همبستگی که پائین بودن سطح همبستگی منابع تولید سیگنال در افراد اوتیسم نسبت به افراد سالم را نشان می‌داد، از دیدگاه انرژی نیز تأیید شده است.

از دیدگاه دیگر انرژی منابع سیگنال افراد دو گروه در حوزه زمان مورد مقایسه قرار گرفتند. طبق شکل ۳ در افراد سالم انرژی بیشتری روی تعداد منابع کمتری متمرکز شده است یعنی می‌توان نحوه پخش انرژی را با تعداد منابع کمتری بیان کرد و این وابستگی بیشتر این منابع را نشان می‌دهد. در حالی که در افراد اوتیسمی شرایط این گونه نیست. در واقع انرژی منابع سیگنال افراد اوتیسمی تقریباً به صورت یکسان

جدول ۳- FFT و تفاوت معنادار برخی از منابع دو گروه افراد در باندهای فرکانسی تتا و گاما ($p < 0.05$)

| مقدار P | گروه سالم (میانگین ± انحراف معیار) | گروه بیمار (میانگین ± انحراف معیار) | باند گاما |
|---------|------------------------------------|-------------------------------------|-----------|
| ۰/۴۶ | ۱/۰۶۴ ± ۰/۷۲۸ | ۰/۷۸۵ ± ۰/۶۴۳ | G1 |
| ۰/۰۳ | ۰/۳۰۳ ± ۰/۲۱۸ | ۰/۶۳۲ ± ۰/۲۹۱ | G2* |
| ۰/۳۷ | ۰/۳۰۲ ± ۰/۲۱۹ | ۰/۷۲۷ ± ۱/۱۵۰ | G3 |
| ۰/۲۶ | ۰/۲۷۷ ± ۰/۱۳۷ | ۰/۳۸۷ ± ۰/۲۰۲ | G4 |
| ۰/۴۱ | ۰/۴۵۹ ± ۰/۳۶۱ | ۰/۳۲۹ ± ۰/۱۶۶ | G5 |
| ۰/۰۱ | ۰/۲۱۷ ± ۰/۰۷۲ | ۰/۴۷۴ ± ۰/۲۱۰ | G6* |
| ۰/۶۲ | ۰/۶۰۰ ± ۰/۳۶۴ | ۰/۴۹۱ ± ۰/۴۳۸ | G7 |
| ۰/۳۸ | ۰/۵۸۱ ± ۰/۵۵۵ | ۰/۳۷۷ ± ۰/۱۸۸ | G8 |
| ۰/۲۸ | ۰/۹۳۱ ± ۱/۱۹۸ | ۰/۳۹۱ ± ۰/۲۱۵ | G9 |
| ۰/۲۹ | ۰/۵۳۸ ± ۰/۲۲۴ | ۰/۹۹۱ ± ۱/۰۳۲ | G10 |
| ۰/۲۲ | ۰/۵۲۳ ± ۰/۲۱۷ | ۰/۳۷۹ ± ۰/۱۹۹ | G11 |
| ۰/۷۶ | ۰/۴۷۸ ± ۰/۳۱۶ | ۰/۵۲۴ ± ۰/۲۲۶ | G12 |
| ۰/۴۲ | ۰/۴۷۴ ± ۰/۲۳۱ | ۰/۵۸۹ ± ۰/۲۸۲ | G13 |
| ۰/۱۵ | ۰/۹۲۹ ± ۰/۸۹۶ | ۰/۳۷۶ ± ۰/۱۵۲ | G14 |
| ۰/۴۲ | ۰/۵۳۰ ± ۰/۳۱۱ | ۰/۶۹۹ ± ۰/۴۳۴ | G15 |
| ۰/۷۹ | ۰/۵۷۳ ± ۰/۳۴۲ | ۰/۶۱۸ ± ۰/۳۰۴ | G16 |
| ۰/۸۸ | ۰/۵۸۰ ± ۰/۳۷۴ | ۰/۵۵۵ ± ۰/۲۸۶ | G17 |
| ۰/۱۶ | ۰/۳۹۰ ± ۰/۱۲۲ | ۰/۷۵۷ ± ۰/۶۱۲ | G18 |
| ۰/۸۹ | ۰/۹۷۶ ± ۰/۶۹۲ | ۰/۹۰۲ ± ۱/۲۰۹ | G19 |

| مقدار P | گروه سالم (میانگین ± انحراف معیار) | گروه بیمار (میانگین ± انحراف معیار) | باند تتا |
|---------|------------------------------------|-------------------------------------|----------|
| ۰/۶۷ | ۱/۰۴۸ ± ۰/۲۷۱ | ۰/۹۵۶ ± ۰/۴۸۵ | T1 |
| ۰/۶۱ | ۱/۰۳۶ ± ۰/۳۴۲ | ۰/۹۴۲ ± ۰/۳۳۱ | T2 |
| ۰/۴۳ | ۱/۴۳۳ ± ۰/۲۷۹ | ۱/۱۹۷ ± ۰/۷۱۴ | T3 |
| ۰/۰۲ | ۱/۳۴۱ ± ۰/۲۴۳ | ۰/۸۵۱ ± ۰/۴۳۷ | T4* |
| ۰/۹۵ | ۱/۱۹۲ ± ۰/۲۴۵ | ۱/۲۰۷ ± ۰/۶۰۸ | T5 |
| ۰/۲۷ | ۱/۳۵۱ ± ۰/۴۹۹ | ۱/۰۵۱ ± ۰/۴۹۲ | T6 |
| ۰/۵۴ | ۱/۰۴۵ ± ۰/۴۶۸ | ۰/۸۹۸ ± ۰/۴۱۰ | T7 |
| ۰/۹۱ | ۱/۳۳۳ ± ۰/۲۷۳ | ۱/۳۶۵ ± ۰/۷۲۲ | T8 |
| ۰/۹۱ | ۱/۱۲۴ ± ۰/۲۹۲ | ۱/۰۹۸ ± ۰/۵۴۴ | T9 |
| ۰/۲۲ | ۱/۱۵۳ ± ۰/۱۷۹ | ۰/۹۶۶ ± ۰/۳۲۹ | T10 |
| ۰/۸۵ | ۱/۱۶۰ ± ۰/۲۲۲ | ۱/۱۱۱ ± ۰/۶۲۹ | T11 |
| ۰/۷۵ | ۱/۳۲۲ ± ۰/۳۱۰ | ۱/۲۵۳ ± ۰/۴۷۱ | T12 |
| ۰/۰۲ | ۱/۴۶۰ ± ۰/۲۱۱ | ۱/۰۴۹ ± ۰/۳۳۴ | T13* |
| ۰/۱۷ | ۱/۲۵۶ ± ۰/۱۵۰ | ۱/۰۰۷ ± ۰/۴۰۶ | T14 |
| ۰/۳۴ | ۱/۳۴۶ ± ۰/۲۳۵ | ۱/۱۷۰ ± ۰/۴۰۲ | T15 |
| ۰/۸۵ | ۱/۱۷۴ ± ۰/۳۴۱ | ۱/۱۳۲ ± ۰/۴۷۵ | T16 |
| ۰/۳۸ | ۱/۲۴۸ ± ۰/۴۱۹ | ۱/۰۵۴ ± ۰/۳۸۵ | T17 |
| ۰/۳۱ | ۱/۲۶۴ ± ۰/۲۳۶ | ۱/۰۷۳ ± ۰/۴۱۸ | T18 |
| ۰/۲۶ | ۱/۰۹۰ ± ۰/۱۹۷ | ۰/۸۶۲ ± ۰/۴۶۰ | T19 |



شکل ۳- توزیع انرژی سیگنال های EEG بین منابع مختلف: الف) افراد سالم (۱۰ کودک)؛ ب) افراد اوتیسمی (۱۰ کودک)

۴- بحث

مراجع

- [1] Kanner L., Autistic disturbance of affective contact. *Nervous Child*, 1943; 10:217-50.
- [2] Idiazabal-Aletxa M.A., Voque-Hermida E., Cognitive processing in autism spectrum disorders. *Rev Neurol*, 2007; 44:S49-51.
- [3] Ritvo E.R., The UCLA-University of Utah epidemiologic survey of autism: Prevalence. *Am J Psych.*, 1989; 146:194-9.
- [4] Gilberg C., Coleman M., The biology of the autistic syndromes. 2nd Ed. London, Mac Keith Press, 1992.
- [5] Fombonne E., Epidemiological surveys of autism and other pervasive developmental disorders: An Update. *Journal of Autism and Developmental Disorders*, 2003; 33: 365-382.
- [6] Akhondzadeh S., Erfani S., Mohammadi M. R., Tehrani-Doost M., Amini H., Gudarzi S., SCyproheptadine in the treatment of autistic disorder: A double-blind placebo-controlled trial. *Journal of Clinical Pharmacy and Therapeutics*, 2004; 29: 145-150.
- [7] Sheikhan A., Behnam H., Mohammadi M, R, Noroozian M., Analysis of quantitative Electroencephalogram background activity in Autism disease patients with Lempel-Zive complexity and short time fourier transform measure, conference of the 4th IEEE-EMBS, Cambridge, UK, 2007: 19-22.
- [8] Orekhova E.V., Stroganova T.A., Nygren G., Tsetlin M.M., Posikera I.N., Christopher Gillberg, and Mikael Elam. Excess of High Frequency Electroencephalogram Oscillations in Boys with Autism: *BIOL PSYCHIATRY*, 2007; 62:1022-1029.
- [9] Sheikhan A., Behnam H., Noroozian M., Mohammadi M.R., Mohammadi M., Abnormalities of quantitative electroencephalography in children with Asperger disorder in various conditions, *Journal of Research in Autism Spectrum Disorders*, 2009; 3(2): 538-546.
- [10] Milne E., Scope A., Pascalis O., Buckley D., Makeig S., Independent component analysis reveals atypical electroencephalographic activity during visual perception in individuals with autism, *Biol Psychiatry*. 2009; 65(1): 22-30; Epub: 2008 Sep. 6.
- [11] American Psychiatric Association, Diagnostic and statistical manual of mental disorders, 4th ed. Washington DC. 1994.
- [12] Jutten C., Herault J., Blind separation of sources, part I: an adaptive algorithm based on neuromimetic architecture, *Signal Proc*, 1991; 24:1-10.
- [13] Comon P., Independent component analysis – a new concept? *Signal Proc*, 1994; 36:287-314.
- [14] Tong S., Bezerianos A., Paul J., Zhu Y., Thakor N., Removal of ECG interference from the EEG recording in small animals using independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 2001; 108: 11-17.
- [15] Aapo H., Juha k., Erkki o., Independent Component Analysis. John Wiley and Sons, 2001.
- [16] Filipek P., Autistic Spectrum Disorders. In: Swaiman K, Ashwal S. *Pediatric Neurology, Principles and Practice*. 3rd Ed, St. Louis, Mosby Publications, 1999.
- [17] Behnam H., Sheikhan A., Mohammadi M.R., Noroozian M., Golabi P., Abnormalities in Connectivity of quantitative Electroencephalogram background activity in Asprger disorders with short time Fourier transform and Coherence values,

در این مطالعه، مؤلفه‌های مستقل سیگنال‌های EEG مربوط به ۱۰ کودک سالم و ۱۰ کودک بیمار با استفاده از تحلیل ICA استخراج گشته و سپس با استفاده از پردازش‌های FFT، میزان همبستگی و انرژی مؤلفه‌ها، در حوزه‌های زمان و فرکانس تحلیل شده‌اند و نتایج این بررسی‌ها برای افراد دو گروه با استفاده از تحلیل آماری آزمون تی و در نظر گرفتن $p < 0.05$ با یکدیگر مقایسه شده‌اند. نتایج نشان داد که در کودکان اوتیسمی، همبستگی مؤلفه‌ها در نیمکره چپ (شامل کانال‌های F3، C3 و P3) نسبت به دیگر نواحی پائین‌تر از کودکان سالم است.

از آنجا که نیمکره چپ مربوط به فعالیت‌های گفتاری است، کمبود تعامل در این ناحیه در کودکان اوتیسمی می‌تواند یکی از دلایل وجود مشکلات در صحبت کردن که از مهم‌ترین مشخصه‌های این بیماری است، به شمار رود [۱۶]. تفاوت در این ناحیه با نتایج مطالعه بهنام همخوانی دارد [۱۷]. همچنین متوسط باند فرکانسی گاما در بعضی مؤلفه‌های نیمکره چپ برای کودکان اوتیسمی نسبت به کودکان سالم بالاتر و برای باند تتا پائین‌تر است. تفاوت در باند گاما با بررسی‌های وان استین^{۱۸} و سارنتین^{۱۹} [۱۸]، گریس^{۲۰} [۱۹] و شیخانی [۹] همخوانی دارد. بنابراین هم تحلیل همبستگی مؤلفه‌ها و هم تحلیل FFT وجود اختلافاتی را در ناحیه نیمکره چپ مغز افراد اوتیسم با افراد سالم نشان می‌دهند.

از جمله نتایج دیگری که به طور خاص در این مطالعه حاصل شده این است که منابع تولید سیگنال‌های EEG در افراد سالم به صورت گروهی و دسته‌ای در نواحی مختلف سطح مغز با هم در تعامل هستند ولی در افراد اوتیسمی این انسجام منابع در تولید سیگنال کمتر است و انرژی در سطح منابع به صورت تقریباً یکنواخت پخش شده است.

نتیجه این گزارش در تشخیص و جداسازی افراد مبتلا به اوتیسم از افراد سالم می‌تواند کاربرد داشته باشد، البته برای عملیاتی شدن این هدف به تعداد داده‌های بیشتری نیاز است.

¹⁸ Von Stein¹⁹ Sarnthein²⁰ Grice

- International Journal of Psychophysiology, 2000; 38:301-313.
- [19] Grice S., Spratling M., Karmiloff-Smith A., Halit H., Csibra G., Haan M., Johnson M., Disordered visual processing and oscillatory brain activity in autism and Williams Syndrom. Neuroreport, 2001; 12 :2697-2700.
- Proceedings of the Tenth International Conference on Computer Modeling and Simulation, ISBN, 2008; 978-0-7695-3114-4: 82-87.
- [18] Von Stein A., Sarnthein J., Different frequencies for different scales of cortical integration: from local gamma to long rang alpha/theta synchronization,