



مؤسسه آموزش عالی غیر دولتی غیر انتفاعی انرژی

تشخیص بیماری شیزوفرنی مبتنی بر سیگنال الکتروانسفالوگرام و شاخص‌های فرکتال

پایان‌نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد
در رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک

نام دانشجو

محمدعلی جعفری

استاد راهنما:

دکتر حسین حسن پور

شهریور ماه ۱۴۰۱

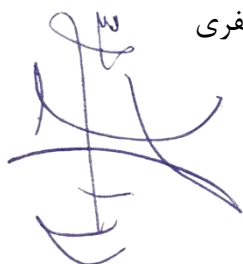
بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

تأییدیه‌ی صحت و اصالت نتایج

باسمه تعالی

اینجانب محمدعلی جعفری به شماره دانشجویی ۹۹۱۳۷۸۰۳ دانشجوی رشته مهندسی پزشکی-بیوالکتریک مقطع تحصیلی کارشناسی ارشد تأیید می‌نمایم که کلیه‌ی نتایج این پایان‌نامه حاصل کار اینجانب و بدون هرگونه دخل و تصرف است و موارد نسخه‌برداری شده از آثار دیگران را با ذکر کامل مشخصات منبع ذکر کرده‌ام. در صورت اثبات خلاف مندرجات فوق، به تشخیص دانشگاه مطابق با ضوابط و مقررات حاکم (قانون حمایت از حقوق مؤلفان و مصنفان و قانون ترجمه و تکثیر کتب و نشریات و آثار صوتی، ضوابط و مقررات آموزشی، پژوهشی و انضباطی ...) با اینجانب رفتار خواهد شد و حق هرگونه اعتراض در خصوص احقاق حقوق مكتسب و تشخیص و تعیین تخلف و مجازات را از خویش سلب می‌نمایم. در ضمن، مسؤولیت هرگونه پاسخگویی به اشخاص اعم از حقیقی و حقوقی و مراجع ذی‌صلاح (اعم از اداری و قضایی) به عهده‌ی اینجانب خواهد بود و دانشگاه هیچ‌گونه مسؤولیتی در این خصوص نخواهد داشت.

نام و نام خانوادگی: محمدعلی جعفری



امضا و تاریخ: ۱۴۰۱/۰۶/۲۶

مجوز بهره‌برداری از پایان‌نامه

بهره‌برداری از این پایان‌نامه در چهارچوب مقررات کتابخانه و با توجه به محدودیتی که توسط استاد راهنما به شرح زیر تعیین می‌شود، بلامانع است:

- ☐ بهره‌برداری از این پایان‌نامه/ رساله برای همگان بلامانع است.
- ☐ بهره‌برداری از این پایان‌نامه/ رساله با اخذ مجوز از استاد راهنما، بلامانع است.
- ☐ بهره‌برداری از این پایان‌نامه/ رساله تا تاریخ ممنوع است.

نام استاد یا اساتید راهنما:

تاریخ:

امضا:

تقدیم به:

تقدیم به مهربان‌ترین مهربانان پدر و مادر عزیزم که وجودشان مظهر عشق، پاکی و بخشنده‌گی است.

تشکر و قدردانی:

سپاس خدای بزرگ را که مرا یاری رساند تا بتوانم مقطع تحصیلی کارشناسی ارشد را به پایان رسانده و گامی در راستای اعتلای علم بردارم. از استاد راهنمای گران‌قدرم که وجودشان همیشه قوتی برای انجام کارهایم بوده است و بدون شک انجام این پایان‌نامه بدون کمک و راهنمایی‌های ارزنده ایشان امکان‌پذیر نبوده است، کمال تشکر را دارم. تشکر از تمامی معلمان اساتیدی که توفیق دانش‌آموزی و دانشجویی در محضرشان را داشتیم. از پدر، مادر گران‌قدرم و نیز دوستان عزیزم که همراهان همیشگی من بوده‌اند، تقدیر و تشکر دارم. و در پایان از تمامی عزیزانی که در طول انجام این پروژه مرا یاری کرده‌اند کمال تشکر و قدردانی را ابراز می‌نمایم.

چکیده

تحلیل فعالیت‌های مغزی یکی از حوزه‌های تحقیقاتی مهم در علوم اعصاب است. بررسی این فعالیت‌ها در بیماران دارای اختلالات مغزی در دهه‌های اخیر توجه زیادی را به خود جلب کرده است. از جمله حوزه‌های تحقیقاتی مهم در این زمینه، مقایسه فعالیت مغزی در افراد سالم و افراد با اختلالات خاص می‌باشد. یکی از بیماری‌های جدی ناشی از اختلالات عصبی مغز، بیماری شیزوفرنی است که از جمله اختلالات روانی حاد بوده و تشخیص زودهنگام آن اهمیت بالایی دارد. از آن‌جا که سیگنال الکتروانسفالوگرام یا EEG، که ثبت غیرتهاجمی و چندکانالی فعالیت الکتریکی مغز است و با رزولوشن زمانی بالا صورت می‌گیرد، حاوی اطلاعات ارزشمندی از عملکرد مغز و ارتباط نواحی مختلف مغزی است. بر این اساس سیگنال EEG از مهم‌ترین ابزارهای تشخیصی بشمار می‌رود.

در این پروژه از سیگنال EEG به‌منظور تشخیص بیماری شیزوفرنی بهره گرفته شده است. دادگان مورد استفاده شامل دادگان مربوط به ۳۹ فرد سالم و ۴۵ فرد دارای علایم بیماری شیزوفرنی می‌باشد که با فرکانس ۱۲۸ هرتز از ۱۶ کانال به مدت یک دقیقه به ثبت رسیده است. به دلیل ماهیت غیر ایستادن و غیر خطی سیگنال EEG، ویژگی بعد فراکتال که از جمله ویژگی‌های غیر خطی در پردازش سیگنال بوده و معیاری از پیچیدگی سیگنال است، با استفاده از ۷ الگوریتم مختلف (هفت شاخص فراکتال شامل بعد هیگوجی، بعد کانتز، نمای هرست تعمیم‌یافته، بعد ماراگوس-سان، روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل، بعد لیبوویچ-توٹ و نوسانات فراکتالی) از هر کانال به‌صورت مجزا استخراج گشته است. در نهایت برای بررسی عملکرد این ویژگی‌ها و نیز مقایسه آن‌ها آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع اجرا گشته است. مشابه این بررسی بر روی متوسط ویژگی‌ها برای هر شخص نیز اجرا گشته است. نتایج بررسی‌ها نشان می‌دهد که بعد ماراگوس-سان در تمام کانال‌ها ($p < 0.05$) و نیز به‌طور متوسط ($p < 0.001$) سبب اختلاف معنادار گشته به نحوی که می‌توان گفت پیچیدگی سیگنال‌های EEG به‌طور معناداری در بیماری شیزوفرنی کاهش می‌یابد.

واژه‌های کلیدی: بیماری شیزوفرنی، سیگنال الکتروانسفالوگرام، بعد فراکتال، آزمون ویلکاکسان رتبه حاصل جمع

فهرست مطالب

۱	فصل ۱: مقدمه
۲	۱-۱- مقدمه
۵	۲-۱- بیان مسأله
۶	۳-۱- ساختار پایان نامه
۷	فصل ۲: مروری بر منابع
۸	۱-۲- مقدمه
۸	۲-۲- مروری بر ادبیات موضوع
۲۰	۳-۲- جمع بندی
۲۱	فصل ۳: مواد و روش ها
۲۲	۱-۳- مقدمه
۲۲	۲-۳- دریافت دادگان
۲۳	۳-۳- استخراج ویژگی
۲۷	۳-۳-۱- بعد هیگچی
۲۸	۳-۳-۲- بعد کاتز
۲۹	۳-۳-۳- نمای هرست تعمیم یافته
۳۰	۳-۳-۴- بعد ماراگوس-سان
۳۱	۳-۳-۵- تحلیل نوسان های بدون تمایل
۳۲	۳-۳-۶- بعد لیووویچ-توث
۳۲	۳-۳-۷- نوسانات فراکتالی
۳۳	۴-۳- آزمون های آماری
۳۵	۴-۳-۱- آزمون ویلکاکسان رتبه حصل جمع
۳۵	۵-۳- جمع بندی
۳۶	فصل ۴: نتایج و تحلیل آن ها
۳۷	۱-۴- مقدمه
۳۷	۲-۴- دریافت و آماده سازی دادگان
۴۰	۳-۴- استخراج ویژگی و اجرای آزمون آماری
۷۴	۴-۴- جمع بندی
۷۶	فصل ۵: جمع بندی و پیشنهادها

۷۷	۱-۵ - مقدمه
۷۸	۲-۵ - محتوا
۷۸	۱-۲-۵ - جمع بندی
۷۹	۲-۲-۵ - نوآوری
۷۹	۳-۲-۵ - پیشنهادها
۸۱	مراجع
۸۵	پیوست ها

فهرست اشکال

- شکل (۱-۱) دستگاه الکتروانسفالوگراف برای ثبت غیرتهاجمی سیگنال EEG [۵] ۳
- شکل (۲-۱) نحوه قرارگیری الکترودهای دستگاه انسفالوگراف برای ثبت سیگنال EEG [۵] ۴
- شکل (۳-۱) پنج باند فرکانسی اصلی سیگنال EEG به نام‌های باند دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما ۵
- شکل (۱-۲) دو نمونه از محرک‌های بینایی مورد استفاده برای ثبت سیگنال و الگوریتم طراحی شده برای تشخیص بیماری شیزوفرنی توسط دیویا و همکاران [۷] ۹
- شکل (۲-۲) الگوریتم ارایه‌شده توسط لی و همکاران جهت تشخیص بیماری شیزوفرنی [۸] ۱۱
- شکل (۳-۲) الگوریتم ارایه‌شده توسط شیم و همکاران جهت تشخیص بیماری شیزوفرنی [۹] ۱۳
- شکل (۴-۲) مراحل ثبت سیگنال در مطالعه یوهانسن و همکاران [۱۰] ۱۴
- شکل (۵-۲) نمونه‌ای سیگنال EEG ۱۹ کانالی از پایگاه داده [۱۶] از یک فرد سالم (چپ) و بیمار (راست) ۱۶
- شکل (۱-۳) بلوک دیاگرام کلی پروژه، شامل سه مرحله اصلی تحقیق ۲۲
- شکل (۲-۳) محل قرارگیری الکترودها به منظور ثبت سیگنال EEG از ۴۵ فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی و ۳۹ فرد سالم [۱۲] ۲۳
- شکل (۳-۳) مجموعه مندلبرو از ساختارهای فراکتالی مشهور در ریاضیات [۲۷] ۲۴
- شکل (۴-۳) مجموعه ژولیا از ساختارهای فراکتالی مشهور در ریاضیات [۲۸] ۲۴
- شکل (۵-۳) مثلث سرپینسکی از ساختارهای فراکتالی مشهور در ریاضیات [۲۹] ۲۵
- شکل (۳-۶) نمونه‌هایی از ساختارهای فراکتال در طبیعت [۳۰] ۲۶
- شکل (۷-۳) روش شمارش جعبه‌ای، اصلی‌ترین روش محاسبه بعد فراکتال [۳۳] ۲۷
- شکل (۸-۳) نمونه‌ای ولگشت یا قدم زدن تصادفی ۲۰ ذره در فضای دو بعدی [۴۱] ۳۳
- شکل (۹-۳) فرض صفر و فرض جانشین برای آزمون آماری استنباطی [۴۳] ۳۴
- شکل (۱-۴) سیگنال EEG ثبت شده از ۱۶ الکتروود ثبت با کانال برای یک فرد سالم. سیگنال‌های دارای فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ بوده و در مدت ۶۰ ثانیه به ثبت رسیده است. ۳۸
- شکل (۲-۴) سیگنال EEG ثبت شده از ۱۶ الکتروود ثبت با کانال برای یک فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی. سیگنال‌های دارای فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ بوده و در مدت ۶۰ ثانیه به ثبت رسیده است. ۳۹
- شکل (۳-۴) هیستوگرام ویژگی بعد هیگوچی استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا ۴۰

شکل (۴-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد هیگوچی در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۴۳

شکل (۵-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد هیگوچی متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۴۴

شکل (۶-۴) هیستوگرام ویژگی بعد کاتز استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا ۴۵

شکل (۷-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد کاتز در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۴۸

شکل (۸-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد کاتز متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۴۹

شکل (۹-۴) هیستوگرام ویژگی نمای هرست تعمیم یافته استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا ۵۰

شکل (۱۰-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی نمای هرست تعمیم یافته در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۵۳

شکل (۱۱-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی نمای هرست تعمیم یافته متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۵۴

شکل (۱۲-۴) هیستوگرام ویژگی بعد ماراگوس-سان استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا ۵۵

شکل (۱۳-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد ماراگوس-سان در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۵۸

شکل (۱۴-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد ماراگوس-سان متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۵۹

شکل (۱۵-۴) هیستوگرام ویژگی بعد روش تحلیل نوسان های بدون تمایل استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا ۶۰

شکل (۱۶-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد روش تحلیل نوسان های بدون تمایل در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۶۳

شکل (۱۷-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد روش تحلیل نوسان های بدون تمایل متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۶۴

شکل (۱۸-۴) هیستوگرام ویژگی بعد لیوویچ-توت استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا ۶۵

شکل (۴-۱۹) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد لیبوویچ-توٹ در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۶۸

شکل (۴-۲۰) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد لیبوویچ-توٹ متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۶۹

شکل (۴-۲۱) هیستوگرام ویژگی بعد نوسانات فراکتالی استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا ۷۰

شکل (۴-۲۲) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد نوسانات فراکتالی در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۷۳

شکل (۴-۲۳) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد نوسانات فراکتالی متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی ۷۴

فهرست جداول

جدول (۱-۲) مروری بر کارهای انجام شده بر روی سیگنال EEG برای تشخیص بیماری شیزوفرنی در سال های اخیر.....	۱۷
جدول (۱-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد هیگوجی در ۱۶ کانال.....	۴۱
جدول (۲-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد هیگوجی متوسط.....	۴۴
جدول (۳-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد کاتز در ۱۶ کانال.....	۴۶
جدول (۴-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد کاتز متوسط.....	۴۸
جدول (۵-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص نمای هرست تعمیم یافته در ۱۶ کانال.....	۵۱
جدول (۶-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص نمای هرست تعمیم یافته متوسط.....	۵۴
جدول (۷-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد ماراگوس-سان در ۱۶ کانال.....	۵۶
جدول (۸-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد ماراگوس-سان متوسط.....	۵۸
جدول (۹-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد روش تحلیل نوسان های بدون تمایل در ۱۶ کانال.....	۶۱
جدول (۱۰-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد روش تحلیل نوسان های بدون تمایل متوسط.....	۶۳
جدول (۱۱-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد لیوویچ-توت در ۱۶ کانال.....	۶۶
جدول (۱۲-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد لیوویچ-توت متوسط.....	۶۹
جدول (۱۳-۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد نوسانات فراکتالی در ۱۶ کانال.....	۷۱

جدول (۴-۱۴) نتایج آزمون اماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد
نوسانات فراکتالی متوسط ۷۴

فهرست علائم اختصاری

<i>EEG</i>	الکتروانسفالوگرام
<i>ERP</i>	پتانسیل‌های مرتبط با رویداد
<i>LDA</i>	تحلیل افتراقی خطی
<i>PLV</i>	مقدار قفل‌شدگی فاز
<i>SPN</i>	الگوی فضایی شبکه
<i>SVM</i>	ماشین بردار پشتیبان
<i>KNN</i>	K تا نزدیک‌ترین همسایه
<i>DT</i>	درخت تصمیم
<i>MNE</i>	برآورد کمینه هنجار
<i>BEM</i>	روش عنصر مرزی
<i>(μV) Amp.</i>	دامنه ثبت
<i>(s) t</i>	زمان
<i>HFD</i>	بعد هیگوجی
<i>KFD</i>	بعد کاتز
<i>GHE</i>	نمای هرست تعمیم‌یافته
<i>MSFD</i>	بعد ماراگوس-سان
<i>DFA</i>	بعد تحلیل نوسان‌های بدون تمایل
<i>LTFD</i>	بعد لیوویچ-توٹ
<i>FV</i>	نوسانات فراکتالی

فصل ۱:

مقدمه

۱-۱- مقدمه

فعالیت عصبی مغز انسان بین هفده تا بیست و سومین هفته پیش از تولد آغاز می‌شود. این باور وجود دارد که از این مرحله اولیه و در تمام طول زندگی فرد، سیگنال‌های الکتریکی تولیدشده توسط مغز نه تنها عملکرد مغز بلکه وضعیت تمام بدن را مشخص می‌کند. این فعالیت‌های توسط سیگنال الکتروانسفالوگرام (به اختصار EEG) قابل ثبت و نمایش است. بر اساس این فرض، روش‌های مختلف و حتی گاهی پیچیده پردازش سیگنال‌های EEG ارایه شده است [۱]. درک عملکرد نوروها و ویژگی‌های نوروفیزیولوژیکی^۱ مغز و نیز مکانیزم اساسی تولید سیگنال‌های EEG و ثبت آن همگی در کنار هم به تشخیص بهتر و درک عمیق‌تر از بیماری‌های مغزی نظیر اختلال شیزوفرنی می‌انجامد.

بیماری شیزوفرنی^۲ یک بیماری روانی است که تاکنون در ۵/۰٪ تا ۱٪ جمعیت جهانی شناسایی شده است. این بیماری را می‌توان پیامد یک سندرم روان‌پریشی پیچیده^۳ دانست که احتمال شیوع آن در طول زندگی فرد حدود ۲٪ تا ۳٪ تخمین زده شده است که میزان آن بسته به سن فرد تا حد قابل توجهی قابل اندازه‌گیری است. شایان ذکر است که این میزان در سنین کم بالاتر از سنین بالاتر شناسایی شده است. این سندرم روان‌پریشی ابعاد و نشانه‌های مختلفی دارد که عبارت است از: جنون (توهم و هذیان)، اختلال انگیزشی (گریز یا بی‌انگیزگی)، اختلال در تنظیم عواطف (شیدایی و افسردگی) و دگرگونی در پردازش اطلاعات (اختلال شناختی) [۲]. علایم این بیماری که عموماً توهم، هذیان، اختلال فکری، پرهیز از اجتماع و بی‌انگیزگی است معمولاً در دهه‌های دوم و سوم پدیدار می‌گردد و سبب اختلال در عملکرد روزمره فرد می‌گردد. علت این بیماری هنوز بسیار شناخته‌شده نیست اما به نظر برخی محققین اختلال در تکامل عصبی که می‌تواند یک اختلال ژنتیکی نیز باشد، فرد را مبتلا به ابتلا به این بیماری می‌کند. ناهنجاری در اتصالات قشری مغز نیز می‌تواند از دیگر دلایل ابتلا به این بیماری باشد چراکه از انتقال صحیح اطلاعات میان نواحی مختلف مغز جلوگیری می‌کند [۳].

از سویی، سیگنال EEG شامل اطلاعات مهمی از عملکرد مغز در اختیار قرار می‌دهد، یک ابزار با ثبت غیرتهاجمی مهم به شمار می‌رود که پتانسیل بالایی را برای تشخیص بسیاری از بیماری‌های مغزی از جمله

¹ Neurophysiological

² Schizophrenia

³ Complex

بیماری شیزوفرنی فراهم می‌کند. این سیگنال با دقتی در حدود میلی‌ثانیه ثبت می‌شود و رزولوشن زمانی بالایی دارد و از این رو می‌تواند تغییر سریع الگوهای مغزی را نمایش دهد. از این روست که پیش‌تر در ارزیابی‌های بالینی بسیار پرکاربرد بوده و تحت عنوان نوار مغزی مورد استفاده پزشکان قرار می‌گیرد. به‌طور دقیق‌تر، سیگنال EEG منعکس‌کننده اطلاعات پتانسیل‌های پس‌سیناپسی نورون‌های قشر مغزی است [۴]. سیگنال EEG، با استفاده از الکترودهایی که به‌صورت غیرتهاجمی بر روی جمجمه نصب می‌شوند قابل ثبت بوده و نام این دستگاه، الکتروانسفالوگراف است. تعداد کانال‌های ثبت سیگنال EEG به تعداد این الکترودهای ثبت بستگی دارد که هر یک بر روی ناحیه خاصی از مغز قرار می‌گیرد.



شکل (۱-۱) دستگاه الکتروانسفالوگراف برای ثبت غیرتهاجمی سیگنال EEG [۵]



شکل (۲-۱) نحوه قرارگیری الکترودهای دستگاه الکتروانسفالوگراف برای ثبت سیگنال EEG [۵]

سیگنال EEG در دسته سیگنال‌های غیر ایستانه^۱ بوده و دارای محدوده فرکانسی ۰/۵ تا ۴۰ هرتز (Hz) و دامنه‌ای در حدود میکرو ولت (μV) است. این سیگنال شامل چهار باند فرکانس اصلی است [۶]:

۱- باند دلتا^۲ (۰/۵ تا ۴ هرتز) که کم‌ترین نوسانات را داراست و معمولاً می‌تواند در حالت خواب یا بی‌هوشی شناسایی شود.

۲- باند تتا^۳ (۴ تا ۸ هرتز) در برخی از مراحل خواب و حالت توجه اندک قابل تشخیص است.

۳- باند آلفا^۴ (۸ تا ۱۴ هرتز) در هنگام استراحت با چشمان بسته چشم و بیداری توسط مغز تولید می‌شود.

۴- باند بتا^۵ (۱۴ تا ۳۰ هرتز) در حالت بیدار و هوشیاری کامل و تمرکز فعال تولید می‌گردد.

۵- باند گاما^۶ (۳۰ تا ۴۰ هرتز) قوت‌ترین پاسخ الکتریکی را به محرک بینایی دارد.

¹ Non-stationary

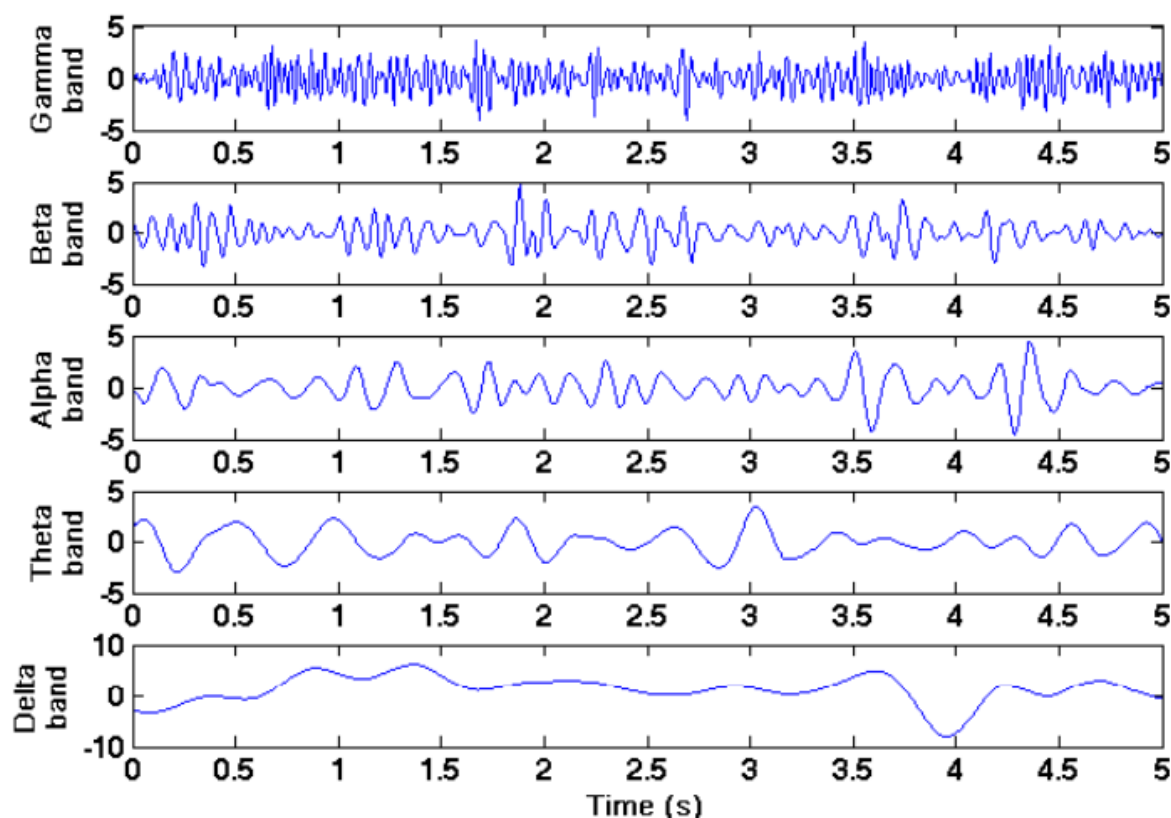
² Delta

³ Theta

⁴ Alpha

⁵ Beta

⁶ Gamma



شکل (۱-۳) پنج باند فرکانسی اصلی سیگنال EEG به نام‌های باند دلتا، تتا، آلفا، بتا و گاما

۱-۲- بیان مسئله

با این‌که سیگنال EEG دارای اطلاعاتی غنی از عملکرد مغزی است، اما تمام این اطلاعات در دامنه ثبت آن آشکار نیست. در بیماری شیزوفرنی نیز به دلیل عدم وجود یا بروز مشخصه زمانی خاص نیازمند بررسی دقیق‌تر است. در اولین گام، بررسی مؤلفه‌های طیفی شامل ویژگی‌های فرکانسی یا زمان-فرکانسی به نظر رسد. از جمله این ویژگی‌ها می‌توان به تبدیل فوریه، فوریه زمان-کوتاه، موجک و غیره اشاره نمود. از مشکلات مهمی که به چنین روش‌هایی وارد است، این است که چنین تبدیلات و ویژگی‌های حاصل‌شده از این تبدیلات، معین و خطی است. به‌ویژه در مورد سیگنال EEG که از سیگنالی غیر ایستادن است، استفاده از چنین تبدیلات و ویژگی‌هایی چندان مناسب به نظر نمی‌رسد. از سویی سیگنال EEG دارای خواص غیر خطی است. در نتیجه می‌توان انتظار داشت که ویژگی‌هایی که این غیر خطی بودن را در نظر می‌گیرند، بتوانند عملکرد مناسب‌تری در تشخیص فراهم کرده و اطلاعات مفیدتری را در اختیار قرار دهند. از جمله این ویژگی‌ها بعد فراکتال است که معیاری برای سنجش میزان پیچیدگی سیگنال‌هاست؛ به‌ویژه برای

سیگنال غیر ایستان EEG که به دلیل ماهیت پیچیده مغز دارای پیچیدگی بسیاری است. از این‌رو، در این پروژه رویکرد تحلیل غیر خطی سیگنال EEG برای تشخیص بیماری شیزوفرنی مورد استفاده و بررسی قرار گرفته است. به بیان دیگر، هدف از انجام این پروژه معرفی شاخصی غیر خطی از الگوریتم‌های محاسبه بعد فراکتال است که می‌تواند با ایجاد تمایز و تفاوت معنادار میان سیگنال‌های سالم و غیر سالم (متعلق به افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی) به تشخیص بیماری شیزوفرنی بیانجامد؛ بنابراین، در این پایان‌نامه مقصود پاسخ به سؤال زیر است:

آیا بعد فراکتال استخراج‌شده از سیگنال EEG، شاخص مناسبی برای تشخیص بیماری شیزوفرنی است؟^۱

۱-۳- ساختار پایان‌نامه

در این پروژه، هدف تشخیص بیماری شیزوفرنی با استفاده از سیگنال‌های EEG است. به این منظور از ویژگی‌های غیرخطی محاسبه بعد فراکتال^۱ که معیارهایی برای سنجش و اندازه‌گیری میزان پیچیدگی سیگنال است، بهره گرفته شده است و پتانسیل این ویژگی‌ها در تشخیص بیماری شیزوفرنی در کانال‌های مختلف سیگنال‌های EEG و نیز به‌طور میانگین مورد آزمون و مقایسه قرار گرفته است. در فصل دوم این پایان‌نامه به مروری بر کارهای گذشته پرداخته شده است. معرفی دادگان مورد بررسی، تعاریف مربوط به شاخص‌های بعد فراکتال و در نهایت آزمون آماری مورد استفاده و شرایط بهره‌گیری از آن در فصل سوم صورت گرفته است. فصل چهارم حاوی نتایج استفاده از دادگان، ویژگی‌ها و آزمون آماری معرفی‌شده در فصل سوم بوده و در نهایت در فصل پنجم، این نتایج مورد بحث و مقایسه قرار گرفته و پیشنهادهایی برای ادامه بررسی‌ها ارائه شده است.

¹ Fractal Dimension

فصل ۲:

مروری بر منابع

۲-۱- مقدمه

سیگنال EEG تاکنون برای تشخیص بیماری‌های بسیاری مورد استفاده قرار گرفته است. علاوه بر این، در بسیاری از مطالعات شناختی نیز از سیگنال‌های مهم در کنار تصاویر پزشکی محسوب می‌شود که اطلاعات ارزشمندی را در بر دارد. در این بخش به مروری برخی از مطالعات مهم بر روی سیگنال EEG پرداخته شده است. همچنین، تلاش شده است تا مطالعاتی که به منظور تشخیص بیماری شیزوفرنی از سیگنال EEG بهره گرفته‌اند تا حد امکان پوشش داده شود. شایان ذکر است که در این فصل، تنها مطالعات اخیر مورد بررسی قرار گرفته است.

۲-۲- مروری بر ادبیات موضوع

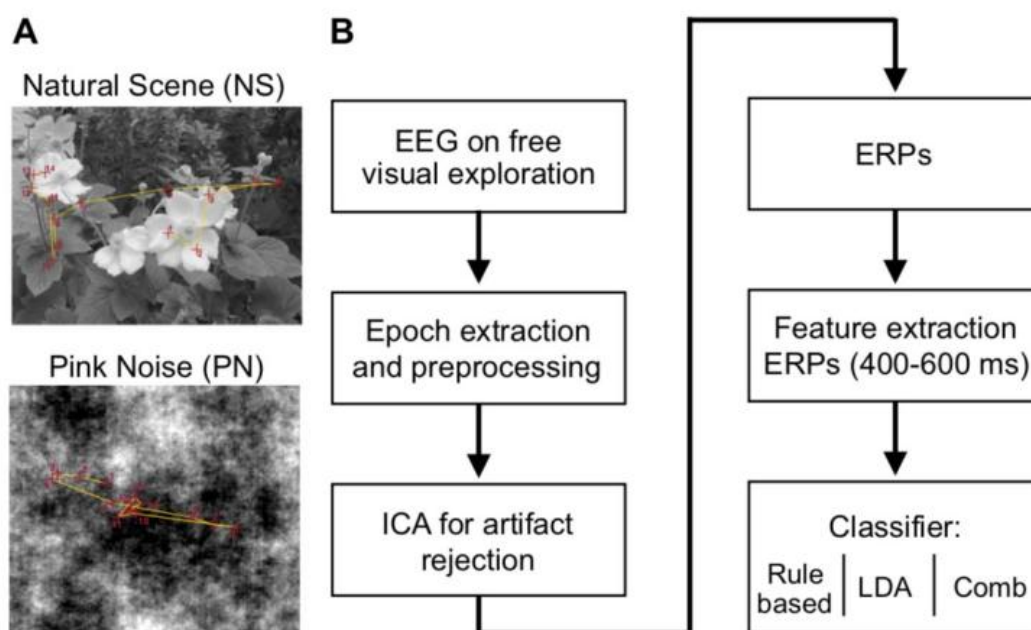
تشخیص بیماری شیزوفرنی با استفاده از سیگنال EEG سابقه‌ای طولانی دارد. در برخی از تحقیقات، تمرکز مطالعه بر روی پتانسیل‌های مرتبط با رویداد^۱ (به اختصار ERP) بوده است. به طور مثال، دیویا^۲ و همکاران تفاوت سیگنال EEG بین افراد سالم و مبتلا به بیماری شیزوفرنی را در طراحی یک آزمایش بصری ساده مورد مطالعه قرار دادند [۷]. در این مطالعه، سیگنال‌های ۱۱ فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی و ۹ فرد سالم مورد پردازش قرار گرفته است. برای ثبت سیگنال، سوژه‌ها به صفحه نمایشی خیره شده و تصاویر مختلفی به عنوان محرک به آن‌ها نشان داده شده است. در حین تماشای تصاویر سیگنال EEG و سیگنال مربوط به حرکات چشمان افراد ثبت گشته است. این سیگنال‌های EEG از ۳۲ کانال یا محل قرارگیری الکترود ثبت گشته است. پیش از استخراج ویژگی، سیگنال‌های EEG مورد پیش‌پردازش قرار گرفته است. در این مرحله، ابتدا ۵۰۰ میلی ثانیه ابتدای سیگنال‌ها حذف گشته و سیگنال‌هایی از یک ثانیه پیش از اعمال محرک تا سه ثانیه و ۵۰۰ میلی ثانیه پس از اعمال محرک برای پردازش‌های بعدی مورد استفاده قرار گرفته است. سپس سیگنال‌ها با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر^۳ با پهنای باند ۱ تا ۴۰ هرتز فیلتر به صورت رفت و برگشتی فیلتر

^۱ Event-related potentials

^۲ Devia

^۳ Band-pass filter

شده است. برای حذف سایر آرتیفکت‌ها^۱ نیز از روش تحلیل مؤلفه‌های مستقل بهره گرفته شده است. در گام بعد سیگنال‌های پیش‌پردازش‌شده برای استخراج ویژگی مورد استفاده قرار گرفته و پس از محاسبه ERP از تمام سیگنال‌ها میانگین ERPها در پنجره‌های زمانی ۴۰۰ تا ۶۰۰ میلی‌ثانیه‌ای پس از اعمال محرک از چهار ناحیه مغزی (ERPهای مربوط به چهار ناحیه خاص میانگین گرفته شده است) محاسبه گشته است. در نهایت برای تشخیص بیماری شیزوفرنی از آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع^۲ بهره گرفته شده است. در کنار آزمون آماری، از رویکرد یادگیری ماشین^۳ نیز در این بررسی استفاده شده و عملکرد سه الگوریتم طبقه‌بندی تحلیل افتراقی خطی^۴ (به اختصار LDA)، طبقه‌بندهای قاعده‌مند^۵ و ترکیب دو طبقه‌بند LDA مورد بررسی قرار گرفته است. بهترین نتیجه به دست آمده در این مطالعه صحت ۷۹٪ با استفاده از طبقه‌بند دو طبقه‌بند LDA و قاعده‌مند گزارش شده است. از سویی دیگر، نتیجه آزمون آماری نیز برای محرک‌های مختلف معنادار اعلام گشته است.



شکل (۱-۲) دو نمونه از محرک‌های بینایی مورد استفاده برای ثبت سیگنال و الگوریتم طراحی شده برای تشخیص بیماری شیزوفرنی توسط دیویا و همکاران [۷]

¹ Artifacts

² Wilcoxon rank sum test

³ Machine learning

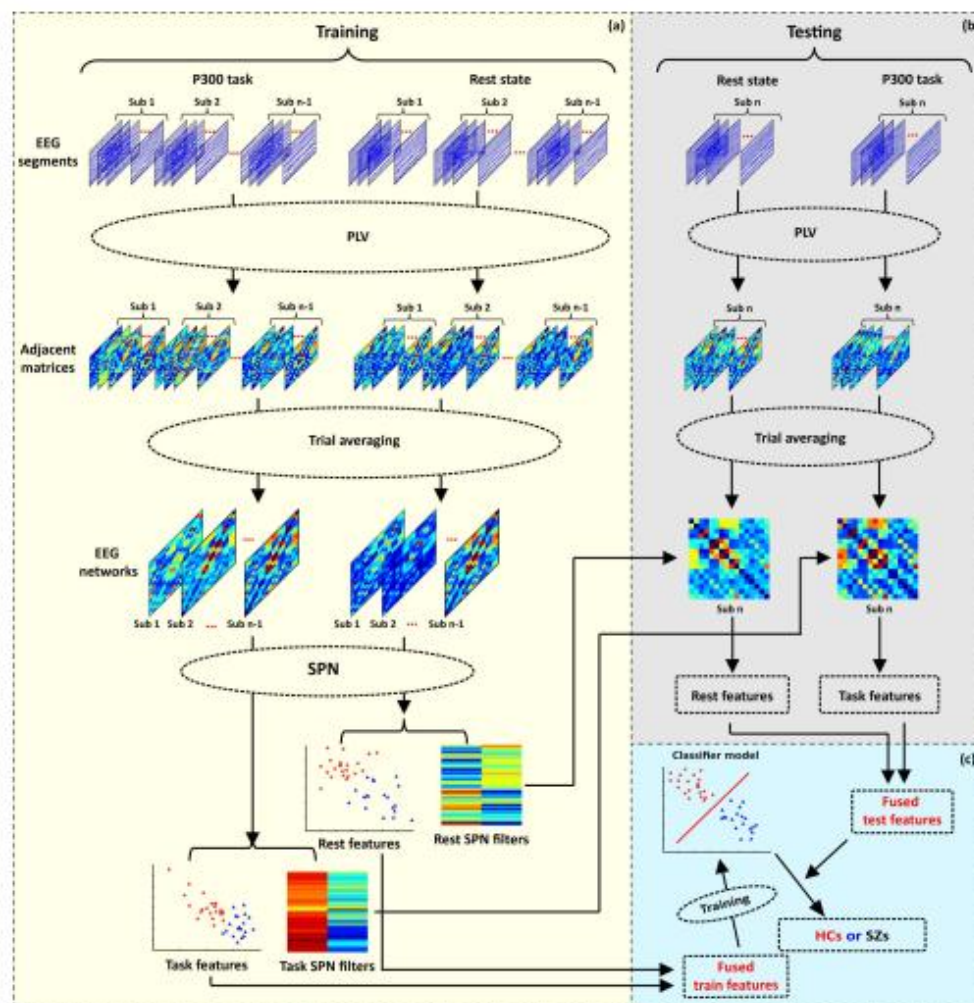
⁴ Linear Discriminant Analysis

⁵ Rule-based

در مطالعه‌ای دیگر، لی^۱ و همکاران برای طبقه‌بندی افراد سالم و به مبتلا به بیماری شیزوفرنی از سیگنال‌های EEG با رویکردی متفاوت استفاده کردند [۸]. در این مطالعه، برای ثبت سیگنال آزمایشی تحت عنوان آزمایش P300 صورت گرفته است. در این آزمایش، در حالی که سوژه‌ها به مرکز صفحه نمایش خیره شده‌اند، به مدت ۷۵۰ میلی‌ثانیه یک نشانه (به شکل علامت جمع) در مرکز ظاهر شده و سپس سه نوع مختلف از محرک‌ها شامل دایره‌ای با علامت جمع در مرکز آن (۲۰ بار)، مربعی با علامت جمع در مرکز آن (۸۰ بار) و یک مربع سفید (۱۰۰ بار)، به صورت تصادفی در مرکز صفحه نمایش به مدت ۱۵۰ میلی‌ثانیه پدیدار گشته است. در نهایت به مدت ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه مجدداً نشانه ظاهر شده و این گام تحت عنوان مرحله استراحت نام‌گذاری شده است. در هر ثبت ۵ دقیقه سیگنال EEG فرد در حالت استراحت با چشمان بسته نیز ثبت گشته و سپس چهار بار آزمایش P300 تکرار شده است. میان هر تکرار ۴ دقیقه فاصله لحاظ شده است. مراحل اجرای این آزمایش در شکل زیر نمایش داده شده است. در این مطالعه ۴۸ سوژه شامل ۲۳ بیمار مبتلا به شیزوفرنی و ۲۵ فرد سالم مورد مطالعه قرار گرفته است. در مرحله پیش‌پردازش، این سیگنال‌ها، با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر فیلتر گشته و ۲۰۰ میلی‌ثانیه پیش از اعمال تحریک و ۸۰۰ میلی‌ثانیه پس از آن تقطیع گشته است. همچنین، پس از اصلاح خط مبنای سیگنال‌ها، با آستانه‌گذاری ± 100 میکرو ولت، آرتیفکت‌های سیگنال‌ها حذف گشته است. سیگنال‌های ثبت‌شده در حالت استراحت نیز در این گام با استفاده از فیلتر میان‌گذر فیلتر گشته و سپس ۱۰ ثانیه پایانی در نظر گرفته نشده است. سپس سیگنال‌ها به قطعات یک ثانیه‌ای تقطیع گشته و قطعات با دامنه بالای ± 100 حذف گشته‌اند. این سیگنال‌های پیش‌پردازش‌شده برای هر فرد میانگین گرفته شده و ERP (P300) در چهار کانال مغزی در پنجره زمانی ۳۰۰ تا ۵۰۰ میلی‌ثانیه‌ای با در نظر گرفته شدن بزرگ‌ترین در این پنجره زمانی، تعیین گشته است. در نهایت این ویژگی با استفاده از آزمون آماری تی^۲ مورد ارزیابی قرار گرفته است تا مشخص شود آیا ERP سیگنال EEG افراد سالم و مبتلا به بیماری شیزوفرنی از نظر آماری معنادار است یا خیر. علاوه بر این امر، با استفاده از محاسبه مقدار قفل‌شدگی فاز (به اختصار PLV) هم‌آوایی فاز میان هر دو جفت الکتروود برآورد شده است. مقادیر بالاتر PLV نشان‌دهنده هم‌آوایی فاز بیشتر میان دو ناحیه مغزی است که الکتروودها فعالیت الکتریکی آن‌ها ثبت کرده‌اند. بر اساس این روش، ماتریس اتصالات شبکه برای افراد سالم و مبتلا به شیزوفرنی در حالت استراحت و نیز انجام آزمایش به دست آمده است. در نهایت، ویژگی‌های شبکه

¹ Li² T-test

مانند ضریب خوشه‌بندی^۱، طول مسیر مشخصه^۲، راندمان سراسری و محلی^۳ به‌عنوان ویژگی در نظر گرفته شده است. علاوه بر این ویژگی‌ها، ویژگی الگوهایی فضایی شبکه^۴ (به‌اختصار SPNs) نیز در نظر گرفته شده است. سپس با استفاده از ویژگی‌های به‌دست آمده و نیز طبقه‌بندهای LDA و ماشین بردار پشتیبان^۵ (به‌اختصار SVM) به تشخیص بیماری شیذوفرنی در سه حالت آزمایش، استراحت و نیز ترکیب آن‌ها پرداخته شده است. بالاترین دقت به دست آمده در این پژوهش ۸۸/۱٪ در حالت استراحت و آزمایش و ۹۰/۴۸٪ در حالت ترکیب حالات، با طبقه‌بند SVM گزارش شده است.



شکل (۲-۲) الگوریتم ارایه‌شده توسط لی و همکاران جهت تشخیص بیماری شیذوفرنی [۸]

¹ Clustering coefficient

² Characteristic path length

³ Global and local efficiency

⁴ Spatial pattern of network

⁵ Support vector machine

علاوه بر اعمال تحریک بینایی، مطالعاتی با استفاده از تحریک‌های شنوایی نیز صورت گرفته است. به‌طور مثال، شیم^۱ و همکاران برای تشخیص بیماری شیزوفرنی با استفاده از سیگنال EEG از تحریک شنوایی در هنگام ثبت استفاده کردند [۹]. در این بررسی، ۳۴ فرد سالم و ۳۴ فرد مبتلا به شیزوفرنی ثبت از ۶۲ کانال یا الکتروود صورت گرفته است. در هنگام ثبت از دو تحریک شنوایی استاندارد (با فرکانس ۱۵۰۰ هرتز) و هدف (با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز) در طول ۱۰ میلی‌ثانیه استفاده شده است. در این ثبت ۱۵٪ تحریک‌ها از نوع هدف و ۸۵٪ آن تحریک استاندارد بوده است. پس از ثبت، ابتدا آرتیفک‌های ناشی از پلک زدن سوژه‌ها حذف شده و با یک فیلتر میان‌گذر با پهنای باند ۱ تا ۳۰ هرتز فیلتر گشته است. در ادامه ۱۰۰ میلی‌ثانیه پیش و ۳۰۰ میلی‌ثانیه پس از اعمال تحریک تقطیع و برای استخراج ویژگی مورد استفاده قرار گرفته است. همچنین، از در نظرگیری سیگنال‌های با پیک‌های بیش از ۷۵ میکرو ولت صرف نظر گشته است. در ادامه سیگنال‌های ثبت‌شده از سوژه‌ها در آزمایش‌های مکرر برای هر سوژه میانگین گرفته‌شده و دامنه P300 و تأخیر ERP‌ها در پنجره زمانی ۲۵۰ تا ۵۰۰ میلی‌ثانیه پس از اعمال تحریک محاسبه گشته است. با محاسبه این دو ویژگی برای هر کانال در نهایت ۱۲۴ ویژگی استخراج گشته است. این ویژگی‌ها ویژگی‌های سطح حسگر^۲ نامیده شده است. اما علاوه بر این دسته از ویژگی‌ها دسته دیگری از ویژگی‌ها تحت عنوان ویژگی‌ها در سطح منبع^۳ نیز در این بررسی محاسبه گشته است. برای استخراج این دسته از ویژگی‌ها، سیگنال‌های خام توسط یک فیلتر میان‌گذر با پهنای باند ۱ تا ۵۵ هرتز فیلتر گشته و با استفاده از برآورد کمینه هنجار^۴ (به اختصار MNE) و روش عنصر مرزی^۵ (به اختصار BEM) منابع قشری EEG تخمین زده‌شده ماتریس میدان لید^۶ محاسبه گشته و سپس مقادیر چگالی جریان قشری در ۷۸۵۰ رأس قشری در تمامی زمان‌ها در طول سیگنال‌ها محاسبه گشته است. بر اساس این روش ۳۱۴ ویژگی در سطح منبع برای گام بعد استخراج گشته است. در بخش طبقه‌بندی، یک‌بار ویژگی‌های در سطح حسگر، بار دیگر ویژگی‌های در سطح منبع و در نهایت ترکیب این ویژگی‌های مورد استفاده قرار گرفته است. در این مرحله ابتدا با استفاده روش انتخاب ویژگی فیشر^۷ ویژگی‌های برتر انتخاب گشته و با طبقه‌بند SVM به روش اعتبارسنجی یک‌طرفه^۱ با استفاده

¹ Shim

² Sensor-level

³ Source-level

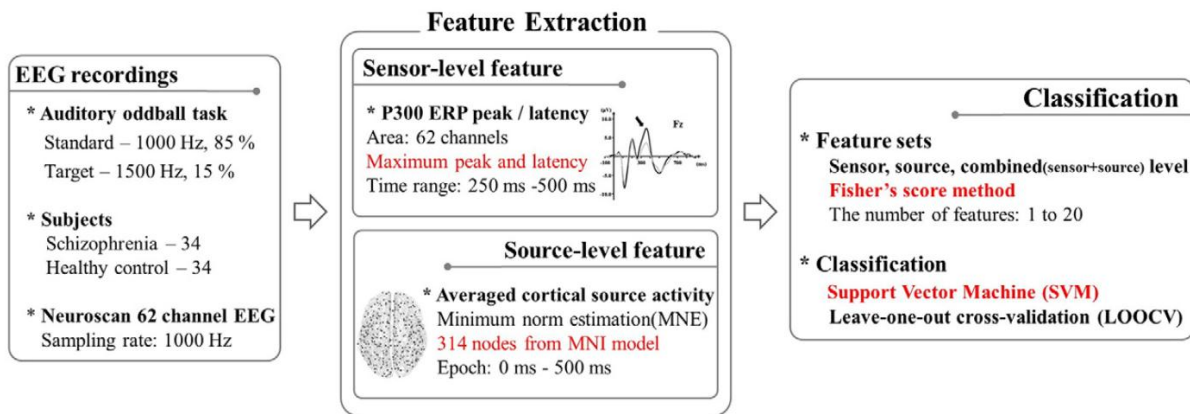
⁴ Minimum norm estimation

⁵ Boundary element method

⁶ Lead field matrix

⁷ Fisher

از طبقه‌بند SVM، سیگنال‌های EEG طبقه‌بندی گشته‌اند. نتایج اعلام‌شده نشان از آن دارد که ویژگی‌های در سطح منبع (۸۵/۲۹٪) عملکرد یا صحت بهتری از ویژگی‌های در سطح حسگر (۸۰/۸۸٪) داشته و به‌طور کلی ترکیب ویژگی‌ها به بهترین نتیجه (۸۸/۲۴٪) انجامیده است.



شکل (۳-۲) الگوریتم ارایه‌شده توسط شیم و همکاران جهت تشخیص بیماری شیزوفرنی [۹]

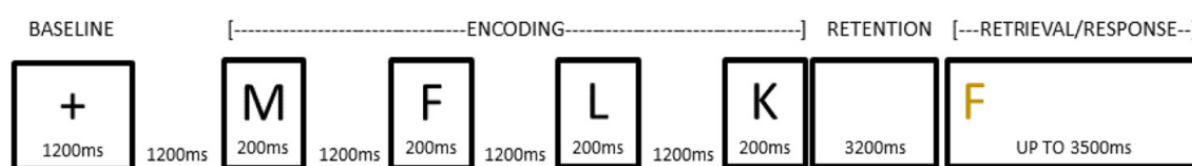
یوهانسن^۲ و همکاران رویکرد دیگری را برای تشخیص شیزوفرنی مورد مطالعه قرار دادند [۱۰]. در مطالعه انجام‌شده توسط این گروه، ۴۰ فرد مبتلا به شیزوفرنی و ۱۲ فرد سالم برای ثبت سیگنال در نظر گرفته شدند. برای ثبت سیگنال، این افراد روبه‌رو یک صفحه نمایش نشسته و سیگنال EEG آن‌ها از ۶۴ کانال در حالی که آن‌ها آزمایش استرنبرگ^۳ را انجام می‌دادند، در مدت ۳۰ دقیقه با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۲۴ هرتز ثبت گشته است. آزمایش استرنبرگ برای سنجش حافظه کاری یا کوتاه‌مدت طراحی شده است. در این آزمایش، مجموعه‌ای ۴ تا ۸ حرفی (محرک) که به‌طور تصادفی از بین ۱۲ حرف انتخاب می‌گردد، بر روی صفحه نمایش به مدت ۱۲۰۰ میلی‌ثانیه نمایش داده می‌شود. پس از ۳۲۰۰ میلی‌ثانیه بعد از ناپدید شدن محرک حرفی روی صفحه نمایش نشان داده می‌شود و کاربر باید انتخاب کند که آیا این حرف در میان حروف نمایش داده‌شده در محرک وجود داشته است یا خیر. بعد از ۲۰۰۰ میلی‌ثانیه با استفاده از یک محرک شنیداری درست یا نادرست بودن پاسخ به کاربر اطلاع داده می‌شود و پس از ۱۰۰۰ به مدت ۱۰۰۰ میلی‌ثانیه یک صفحه نمایش سیاه به همراه یک نشانه به شکل علامت جمع نمایش داده می‌شود. برای هر کاربر این مرحله ۹۰ بار تکرار گرفته و ۹۰ ثبت سیگنال نیز صورت گرفته است. در مرحله پیش‌پردازش،

¹ Leave-one-out cross-validation

² Johannesen

³ Sternberg

سیگنال‌ها با استفاده از یک فیلتر میان‌گذر با پهنای باید ۱ تا ۷۰ هرتز و یک فیلتر ناچ^۱ در فرکانس ۶۰ هرتز فیلتر گشته‌اند. سپس این سیگنال‌های فیلترشده به چهار بخش مربوط به چهار مرحله ثبت سیگنال تقطیع گشته است. قطعات بیشینه دامنه بیش از ۷۵ میکرو ولت نیز در نظر گرفته نشده است. در ادامه با استفاده از تبدیل موجک با موجک مورلت^۲، مؤلفه‌های زمان-فرکانس سیگنال‌ها در ۲۰ گام فرکانسی از ۴ تا ۵۰ هرتز محاسبه گشته است. در نهایت با تمرکز بر اغتشاشات طیفی مرتبط با رویداد^۳ ویژگی‌های فرکانسی استخراج گشته است و مجذور این ویژگی‌ها در پنج باند فرکانسی در نظر گرفته شده است. در نهایت با استفاده از طبقه‌بند SVM و با صحت ۸۷٪ سیگنال افراد مبتلا به شیزوفرنی طبقه‌بندی گشته است.



شکل (۲-۴) مراحل ثبت سیگنال در مطالعه یوهانسن و همکاران [۱۰]

تا کنون مطالعاتی مورد بررسی قرار گرفت که تمرکز آن‌ها بر روی اعمال تحریک در ثبت سیگنال و تمرکز بر رویدادها یا ERP ها در سیگنال EEG بود. اما مطالعات دیگری نیز بر تفاوت‌های سیگنال EEG افراد سالم و دارای اختلال شیزوفرنی در حالت استراحت و بدون اعمال تحریک یا ملاحظات در هنگام ثبت تمرکز داشته‌اند. از جمله این مطالعات می‌توان به مطالعه انجام‌شده توسط ثابتی^۴ و بوستانی^۵ اشاره نمود [۱۱]. در این مطالعه سیگنال EEG مربوط به ۴۰ سوژه شامل ۲۰ فرد سالم و ۲۰ بیمار شیزوفرنی که در مدت دو دقیقه، فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز و با استفاده از ۲۰ الکترود (کانال) به ثبت رسیده است، مورد آزمون قرار گرفته است. پس از ثبت سیگنال، آرتیفک‌های مرتبط با پلک زدن و حرکت عضلات حذف گشته و سیگنال‌ها با استفاده از فیلتر میان‌گذر باترورث^۶ از درجه پنج با پهنای باند ۰/۵ تا ۵۰ هرتز فیلتر گشته است. در ادامه انرژی سیگنال‌ها در پنج طیف فرکانس سیگنال‌ها محاسبه شده و با استفاده از سه

¹ Notch

² Mortlet

³ Event-related spectral perturbations

⁴ Sabeti

⁵ Boostani

⁶ Butterworth

الگوریتم ژنتیک^۱، بهینه‌سازی ازدحام ذرات^۲ و بهینه‌سازی کلونی مورچه^۳ برای انتخاب مؤثرترین باند فرکانسی که تمایز بین سیگنال‌های سالم و بیمار را آشکار می‌کند، استفاده گشته است. در نهایت ویژگی‌ها با استفاده از طبقه‌بند LDA طبقه‌بندی گشته و بهترین نتیجه ۸۳/۷۴٪ با استفاده از ویژگی‌های به‌دست‌آمده از الگوریتم بهینه‌سازی ذرات گزارش شده است.

برای تشخیص بیماری شیزوفرنی همراه ثبت سیگنال برای انجام پژوهش صورت نگرفته و برخی از مطالعات بر روی پایگاه داده‌ای آماده صورت گرفته است. به‌طور مثال، پایگاه داده "EEG" نوجوانان سالم و نوجوانان با علائم اسکیزوفرنی^۴ [۱۲] شامل ۳۹ سیگنال از افراد سالم و ۴۵ سیگنال افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی بوده که در ۱۶ کانال و فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ هرتز به ثبت رسیده است و در مطالعات گوناگونی مورد بررسی قرار گرفته است. به‌طور مثال، پیریاتینسکا^۵ و همکاران با استفاده از پایگاه داده بیان‌شده به تشخیص بیماری شیزوفرنی پرداختند [۱۳]. در این بررسی، سیگنال‌ها به‌طور مستقیم برای استخراج ویژگی مورد استفاده قرار گرفتند. ویژگی استخراج شده در این بررسی، شاخصی از پیچیدگی سیگنال بوده و ضرایب پیچیدگی^۶ نام دارد. ای ویژگی‌ها با استفاده از طبقه‌بندهای جنگل تصادفی^۷ و SVM دسته‌بندی شده‌اند. بالاترین دقت گزارش‌شده در این بررسی ۸۹/۳٪ با طبقه‌بند SVM بوده است.

از دیگر بررسی‌های انجام‌شده بر روی پایگاه داده به‌منظور تشخیص بیماری شیزوفرنی، مطالعه انجام‌شده توسط نمازی بوده است [۱۴]. در این بررسی، دادگان بدون انجام هیچ مرحله پیش‌پردازشی برای استخراج ویژگی مورد استفاده قرار گرفته است. در این بررسی، میزان اطلاعات سیگنال‌های سالم و بیمار (دارای نشانه‌های شیزوفرنی) مورد مطالعه قرار گرفته است. بدین منظور، آنتروپی شانون^۸ سیگنال‌ها در ۱۶ کانال محاسبه گشته و سپس با استفاده از آزمون آماری تی، معناداری این ویژگی در کانال‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است. در نتیجه این بررسی اعلام شده است که اطلاعات شانون تنها در سه کانال ثبت EEG به‌طور معناداری در افراد سالم بالاتر است ($p < 0.05$). برای بررسی بیشتر، انرژی شانون در تمام ۱۶ کانال برای هر فرد میانگین گرفته شده و مورد آزمون قرار گرفته است. نتیجه این بررسی نشان داد که

¹ Genetic algorithm

² Particle swarm optimisation

³ Ant colony optimisation

⁴ EEG of healthy adolescents and adolescents with symptoms of schizophrenia

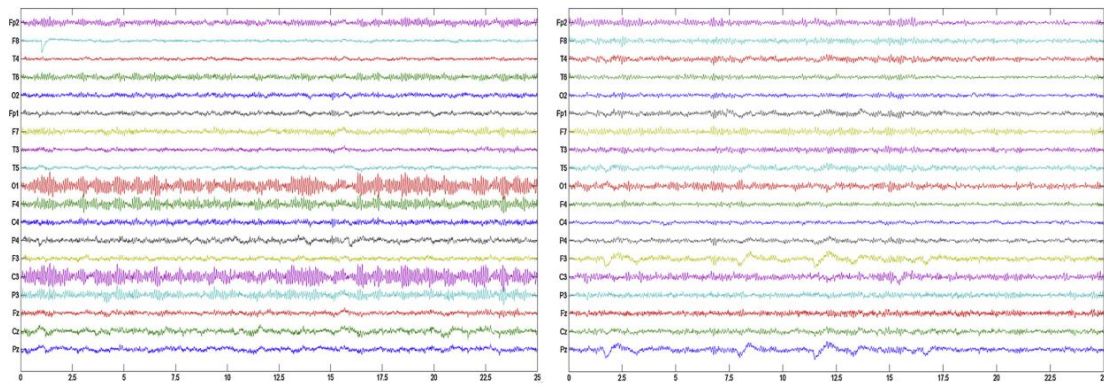
⁵ Piryatinska

⁶ c-complexity

⁷ Random forest

⁸ Shannon entropy

به‌طور متوسط بیماری شیزوفرنی سبب کاهش اطلاعات سیگنال EEG می‌گردد. علاوه بر پایگاه داده فوق، گوشوارپور و گوشوارپور در مطالعه دیگری بر روی پایگاه داده‌ای آماده از سیگنال‌های EEG، به تشخیص بیماری شیزوفرنی پرداختند. این پایگاه داده تحت عنوان "EEG در شیزوفرنی" [۱۵] دارای ۲۸ سیگنال EEG ۱۹ کانالی از ۱۴ فرد سالم و ۱۴ فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی بوده و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز جمع‌آوری گشته است. در این بررسی سه ویژگی غیر خطی شامل پیچیدگی، بعد هیگوجی^۲ و نماهای لیاپانوف^۳ از سیگنال‌ها استخراج گشته و سپس به پنج روش مختلف این سه ویژگی ادغام گشته برای طبقه‌بندی مورد استفاده قرار گرفته است. برای طبقه‌بندی دادگان از طبقه‌بندی شبکه عصبی احتمالی^۴ استفاده گشته و بالاترین صحت به‌دست‌آمده در این بررسی ۱۰۰٪ گزارش شده است.



شکل (۲-۵) نمونه‌ای سیگنال EEG ۱۹ کانالی از پایگاه داده [۱۶] از یک فرد سالم (چپ) و بیمار (راست)

جاماناه^۵ و همکاران نیز برای تشخیص بیماری شیزوفرنی ۱۴ سیگنال از افراد سالم و ۱۴ سیگنال از افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی از پایگاه داده [۱۵] استفاده کردند [۱۶]. در این مطالعه، ابتدا سیگنال‌ها هنجار شده با استفاده از فیلتر باتروث درجه دوم فیلتر شده و سپس به قطعات ۲۵ ثانیه‌ای تقطیع گشته است. ۵۱۶ قطعه از سیگنال‌های سالم و ۶۲۶ قطعه از سیگنال‌های ناسالم برای استخراج ویژگی مورد استفاده قرار گرفته است. در بخش استخراج ویژگی ۱۵۷ ویژگی شامل انواع مختلفی از روش‌های محاسبه

¹ EEG in schizophrenia

² Higuchi Dimension

³ Lyapunov exponents

⁴ Probabilistic neural network

⁵ Jahmunah

آنتروپی و پیچیدگی استخراج گشته است. در نهایت این ویژگی‌ها به‌عنوان ورودی طبقه‌بندهای مختلفی از جمله درخت تصمیم^۱ (به اختصار DT)، LDA، k تا نزدیک‌ترین همسایه^۲ (به اختصار KNN)، PNN و SVM در نظر گرفته شده است. بهترین نتیجه به‌دست‌آمده در این پژوهش ۹۲/۹۱٪ با طبقه‌بند SVM گزارش شده است.

مطالعات انجام‌شده تا کنون بر روی تشخیص بیماری شیزوفرنی در دو گروه سالم و بیمار تمرکز داشتند. در جدول زیر سایر کارهای انجام‌شده بر روی سیگنال EEG به‌منظور تشخیص بیماری شیزوفرنی قابل مشاهده است.

جدول (۱-۲) مروری بر کارهای انجام‌شده بر روی سیگنال EEG برای تشخیص بیماری شیزوفرنی در سال‌های اخیر

نویسندگان	دادگان	نوع ثبت	فرکانس نمونه‌برداری	تعداد کانال	ویژگی	طبقه‌بند	صحت
بوز ^۳ و همکاران [۱۷]	۵۷ فرد با علائم شیزوفرنی و ۲۴ فرد سالم	استراحت	۲۵۶	۲۳	تحلیل اندازه توان ^۴	SVM	۸۳٪/۳۳
جونگ ^۵ و همکاران [۱۸]	۳۰ فرد با علائم شیزوفرنی و ۱۵ فرد سالم	آزمایش	۱۰۲۴	۱۴	روش زیرنمونه‌گیری متوسط ^۶	LDA	بیش از ۹۸٪
چو ^۷ و	۱۰ فرد با علائم	آزمایش	۲۵۶	۳۱	آنتروپی تقریبی ^۸	SVM	۸۱٪/۵

¹ Decision tree

² K-Nearest-Neighbour

³ Bose

⁴ Absolute power analysis

⁵ Jeong

⁶ Mean subsampling technique

⁷ Chu

⁸ Approximate entropy

					شیزوفرنی و ۱۷ فرد سالم	همکاران [۱۹]
					۲۶ فرد با علائم شیزوفرنی و ۲۷ فرد مبتلا به اختلال دوقطبی	علیمردانی ^۱ و همکاران [۲۰]
۸۷٪/۵۱	شبکه عصبی ^۳	کاهش ویژگی سریع دیویس- بولدین ^۲	۲۲	۲۵۰	استراحت	
					۲۳ فرد با علائم شیزوفرنی و ۲۳ فرد مبتلا به اختلال دوقطبی	علیمردانی ^۴ و همکاران [۲۱]
۹۱٪/۳۰	KNN	نسبت سیگنال به نویز پتانسیل برانگیخته بصری حالت پایدار ^۵	۲۱	۲۵۰	استراحت	
					۴۵ فرد با علائم شیزوفرنی و ۱۷ فرد سالم	فانگ ^۶ و همکاران [۲۲]
۹۵٪	شبکه عصبی عمیق ^۱	اتصال جهت‌دار مبتنی بر رگرسیون خودکار ^۷ و تئوری گراف شبکه‌های پیچیده ^۸	۱۶	۱۲۸	استراحت	

¹ Alimardani² Davies–Bouldin fast feature reduction³ Neural Network⁴ Alimardani⁵ Steady-state visual evoked potential signal to noise ratio⁶ Phang⁷ Vector-autoregression-based directed connectivity⁸ Graph-theoretical complex network

فانگ ^۲ و همکاران [۲۳]	۴۵ فرد با علائم شیزوفرنی و ۱۷ فرد سالم	استراحت	۱۲۸	۱۶	معیارهای اتصالات جهت‌دار ^۳ شامل خودرگرسیون برداری ^۴ و انسجام جهت‌دار جزئی ^۵	شبکه عصبی کانولوشنال ^۶	۹۱٪/۶۹
اوه ^۷ و همکاران [۲۴]	۱۴ فرد با علائم شیزوفرنی و ۱۴ فرد سالم	استراحت	۲۵۰	۱۹	-	شبکه عصبی کانولوشنال	۹۸٪/۰۷
سان ^۸ و همکاران [۲۵]	۵۴ فرد با علائم شیزوفرنی و ۵۵ فرد سالم	استراحت	۵۰۰	۶۰	آنتروپی فازی ^۹	شبکه عصبی کانولوشنال	۹۹٪/۲۲

۲-۳- جمع‌بندی

با توجه به بررسی انجام‌شده بر روی پیشینه تحقیق، می‌توان دریافت که تشخیص بیماری شیزوفرنی که یک اختلال روانی حاد است بسیار حایز اهمیت است. تمرکز بیشتر منابع بر روی رویکردهای یادگیری ماشین از

¹ Deep neural network

² Phang

³ Directed connectivity measures

⁴ Vector autoregression

⁵ Partial directed coherence

⁶ Convolutional neural network

⁷ Oh

⁸ Sun

⁹ Fuzzy entropy

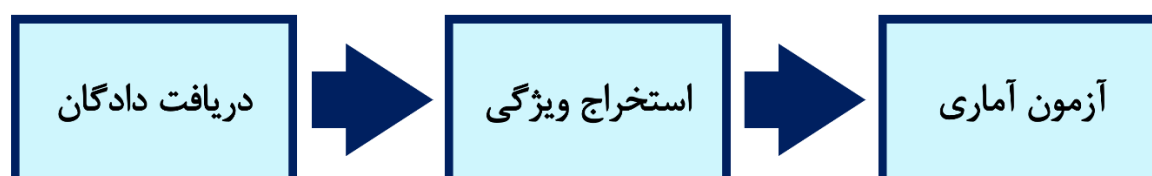
جمله شبکه‌های عصبی و یادگیرنده‌های رایج از جمله SVM است. گرچه در برخی از بررسی‌ها ویژگی غیرخطی بودن سیگنال EEG مد نظر قرار گرفته بود، اما بررسی پتانسیل بعد فراکتال سیگنال برای تشخیص بیماری شیزوفرنی به‌طور جامع صورت نگرفته است. این درحالی است که این ویژگی‌ها از قوی‌ترین ابزارهای غیرخطی در پردازش سیگنال بشمار می‌روند. از این‌رو در این پروژه، به بررسی این ویژگی‌های فراکتال و قابلیت آن‌ها در ایجاد تمایز میان دو گروه افراد سالم و مبتلا به شیزوفرنی پرداخته شده است.

فصل ۳:

مواد و روش‌ها

۱-۳- مقدمه

در پردازش سیگنال‌های زیستی، اولین و مهم‌ترین گام دریافت یا کسب دادگان است. تعداد دادگان و ملاحظات ثبت در رویه‌ی پردازش و تحلیل سیگنال‌ها می‌توان نقش بسزایی را ایفا کند. پس از دریافت دادگان، گام دوم آماده‌سازی دادگان برای استخراج ویژگی‌های مطلوب است. در ادامه، استخراج ویژگی‌های مناسب که بتواند میان گروه‌های مورد بررسی تمایز کافی را ایجاد نماید بسیار حایز اهمیت است. در نهایت استفاده از آزمون‌های آماری جهت معرفی شاخصی برای تشخیص یکی از رویه‌های مهمی است که می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. در این بخش تلاش شده است تا این فرآیند تشریح گردد. بلوک دیاگرام کلی بررسی‌شده در این پژوهش در شکل زیر نمایش داده شده است.



شکل (۱-۳) بلوک دیاگرام کلی پروژه، شامل سه مرحله اصلی تحقیق

شکل فوق سه مرحله اصلی پژوهش شامل دریافت دادگان، استخراج ویژگی و آزمون آماری را نشان می‌دهد.

۲-۳- دریافت دادگان

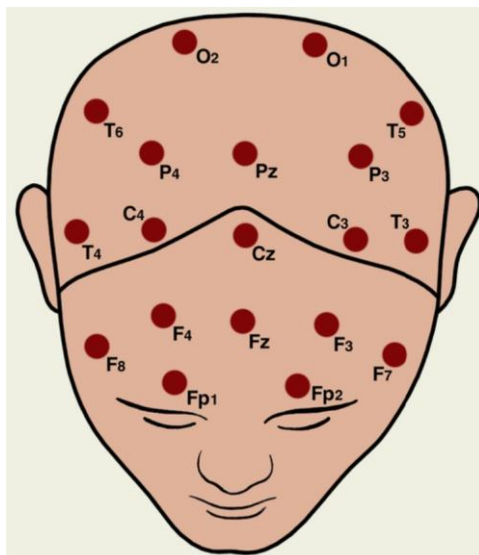
دادگان مورد بررسی در این پروژه شامل ۸۴ سیگنال EEG ثبت‌شده از ۸۴ فرد بالغ که از میان ۴۵ مورد مبتلا به بیماری شیذوفرنی تشخیص داده شده و ۳۹ فرد دیگر سالم می‌باشند. این دادگان توسط گورباچفسکایا^۱ و بوریسوف^۲ در دانشگاه لومونوسوف^۳ مسکو در سال ۲۰۰۵ میلادی ثبت و جمع‌آوری گشته

¹ Gorbachevskaya

² Borisov

³ Lomonosov

است [۱۲]. سیگنال‌های EEG مورد بررسی از ۱۶ کانال یا ناحیه قرارگیری الکترودها یا به‌طور دقیق، از نواحی F7, F3, F4, F8, T3, T4, T5, T6, P3, P4, Pz, C3, C4, Cz, T3, T4, T5, T6, O1, O2 و O2 ثبت گشته است. برای درک بهتر، شکل زیر نواحی قرارگیری الکترودهای ثبت سیگنال EEG را نمایش می‌دهد.



شکل (۳-۲) محل قرارگیری الکترودها به‌منظور ثبت سیگنال EEG از ۴۵ فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی و ۳۹ فرد سالم [۱۲]

تمامی سیگنال‌ها دارای فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ هرتز بوده و در مدت یک دقیقه (۶۰ ثانیه) به ثبت رسیده است. سیگنال‌های فوق از پایگاه داده "EEG Records Databases" به نشانی زیر قابل دریافت است:

http://brain.bio.msu.ru/eeg_schizophrenia.htm

۳-۳- استخراج ویژگی

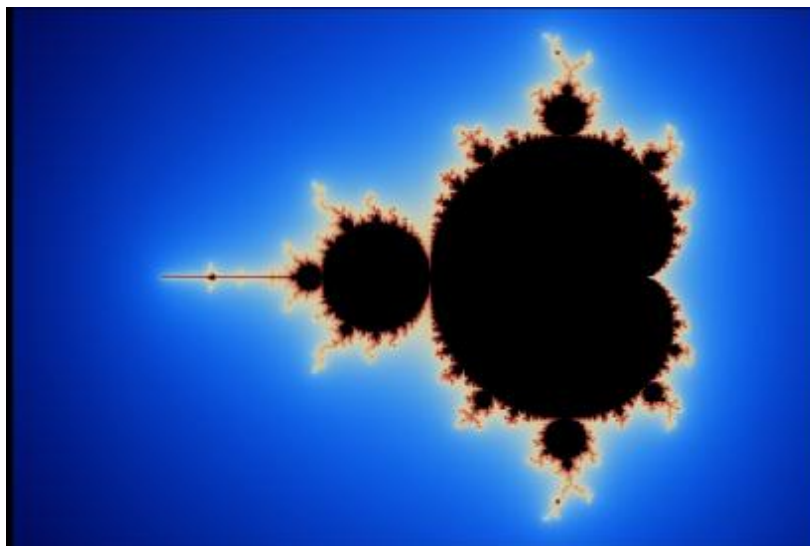
استخراج ویژگی از گام‌های مهم در الگوریتم‌های پردازش سیگنال است و به فرآیندی اطلاق می‌شود که اطلاعات نهفته در داده در فضای دیگری به‌صورت کمی توصیف می‌شود. به‌طور مثال، در این پروژه، از ویژگی‌های فراکتال به‌منظور کمی‌سازی میزان پیچیدگی^۱ سیگنال‌های EEG بهره گرفته شده است.

فراکتال به ساختارهای خودمتشابه^۲، نامتناهی و دارای بعد غیر صحیح اطلاق می‌شود که در طبیعت نیز به فراوانی یافت می‌شود [۲۶]. منظور از ساختارهای خودمتشابه ساختارهایی است که هر بخش از آن ساختاری

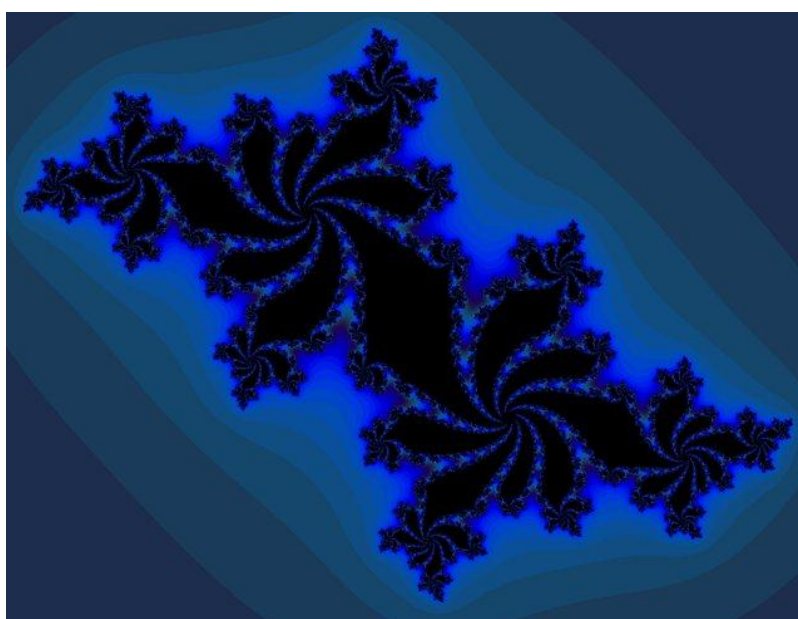
^۱ Complexity

^۲ Self-similar

شبیه به ساختار کل داشته و به صورت نامتناهی بخش‌هایی کوچک‌تر با ساختاری مشابه در آن یافت می‌شود. از مشهورترین ساختارهای فراکتالی در ریاضیات می‌توان به مجموعه‌های مندلبرو^۱، ژولیا^۲ و مثلث سرپینسکی^۳ اشاره نمود.



شکل (۳-۳) مجموعه مندلبرو از ساختارهای فراکتالی مشهور در ریاضیات [۲۷]

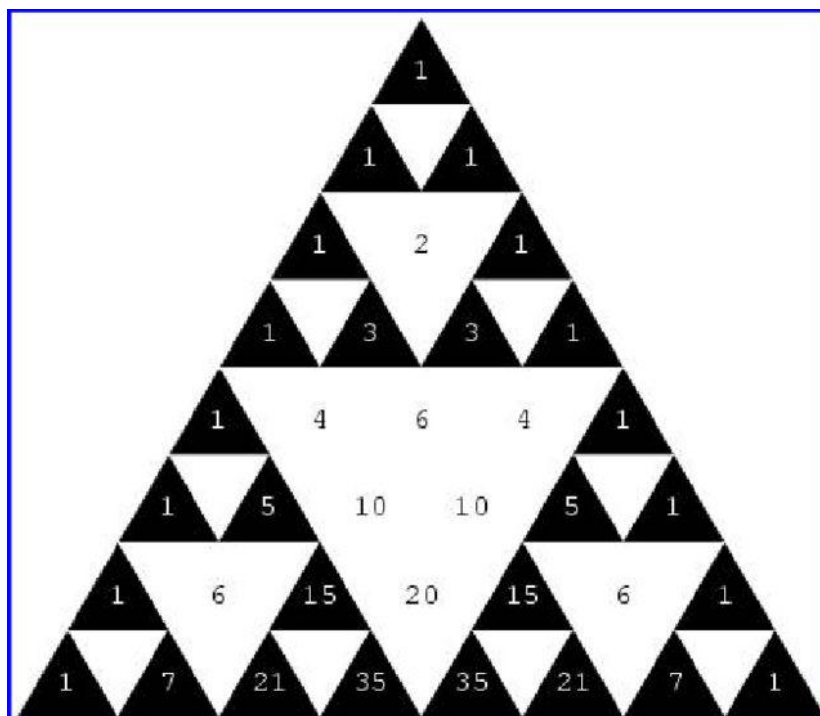


شکل (۴-۳) مجموعه ژولیا از ساختارهای فراکتالی مشهور در ریاضیات [۲۸]

¹ Mandelbrot set

² Julia sets

³ Sierpinski triangle



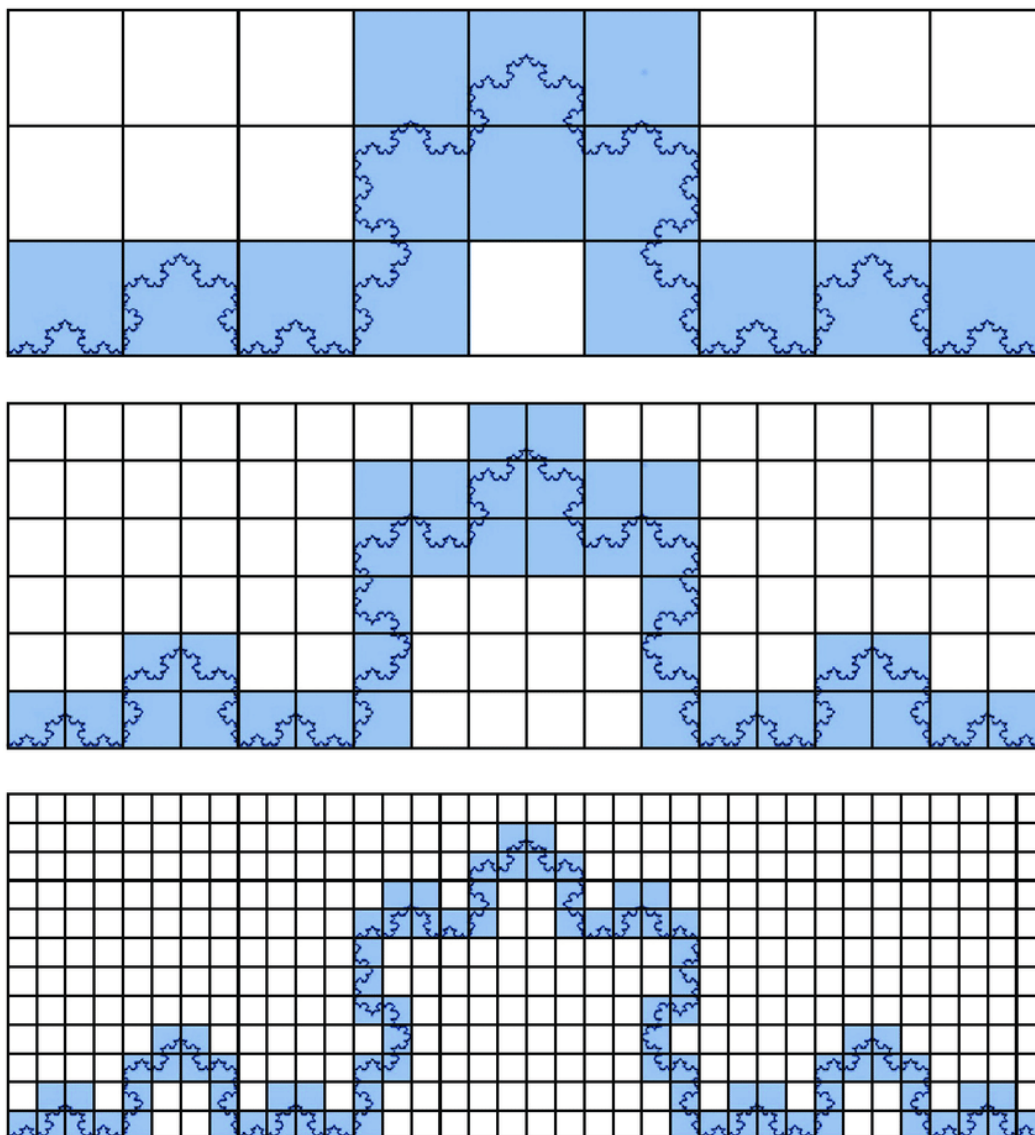
شکل (۳-۵) مثلث سرپینسکی از ساختارهای فراکتالی مشهور در ریاضیات [۲۹]

علاوه بر ریاضیات، نمونه‌هایی از ساختارهای فراکتال در طبیعت نیز به‌وفور یافت می‌شود. به‌طور مثال شکل زیر دو نمونه از ساختار فراکتالی طبیعی در طبیعت را به تصویر می‌کشد که به‌وضوح ساختارهایی خودمتشابه را در بر دارد.



شکل (۳-۶) نمونه‌هایی از ساختارهای فراکتال در طبیعت [۳۰]

بعد فراکتال از جمله معیارهای پیچیدگی داده بوده در دسته ویژگی‌های غیرخطی است که در پردازش سیگنال به منظور طبقه‌بندی یا تشخیص یک پدیده از جمله بروز یک بیماری بسیار مورد استفاده قرار گرفته است [۳۱]. روش‌های مختلفی برای محاسبه بعد فراکتال ارائه شده است که اصلی‌ترین روش آن روش شماره جعبه‌ای است. این روش به طور کلی بر اساس تعداد الگوها یا جعبه‌هایی است که گراف یا داده را در بر می‌گیرد. به دلیل زمان‌بر بودن و حجم محاسباتی بالا برای محاسبه بعد فراکتال به روش شماری جعبه‌ای، الگوریتم‌هایی ارائه گشته است که البته دارای تفاوت‌هایی می‌باشند [۳۲]. در این پروژه از هفت روش یا الگوریتم برای دستیابی به ویژگی فراکتالی سیگنال‌های EEG بهره گرفته شده است که در ادامه به معرفی و توصیف هر یک پرداخته شده است.



شکل (۳-۷) روش شمارش جعبه‌ای، اصلی‌ترین روش محاسبه بعد فراکتال [۳۳]

۳-۳-۱- بعد هیگوچی^۱

بعد هیگوچی یا بعد فراکتالی هیگوچی (به اختصار HFD) از روش‌های سریع و دقیق محاسبه بعد فراکتال بوده و بر مبنای الگوریتم شمارش جعبه‌ای است [۳۴]. در این روش هر سری زمانی $x(t)$ متشکل از تعداد N نمونه محدود، یعنی $x(1), x(2), \dots, x(N)$ به صورت مجموعه از k زیرمجموعه بازنویسی می‌شود. بنابراین، خواهیم داشت:

¹ Higuchi

$$x_m(k): x(m), x(m+k), x(m+2k), \dots, x\left(m+k\left[\frac{N-m}{k}\right]\right) \quad (1-3)$$

در رابطه فوق، m می‌تواند مقداری بین ۱ تا k اتخاذ کند. برای محاسبه بعد هیگوچی، معیاری تحت عنوان L_m بر روی هر زیرمجموعه به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$L_m(k) = \frac{1}{k} \left(\sum_{i=1}^R |x_{m+ik} - x_{m+(i-1)k}| \right) \left(\frac{N-1}{k \left[\frac{N-m}{k} \right]} \right) \quad (2-3)$$

همان‌طور که از رابطه فوق مشخص است، L_m از میانگین هنجار شده اندازه اختلاف هر دو نمونه از زیرمجموعه‌های ساخته شده حاصل می‌گردد. با فرض این که \bar{L} میانگین k تا L_m را نشان می‌دهد، می‌توان نوشت:

$$\bar{L} \propto k^{-D_H} \quad (3-3)$$

که در رابطه فوق، D_H همان بعد هیگوچی است. برای حل و دستیابی به بعد هیگوچی می‌توان از رگرسیون خطی بهره گرفت.

۳-۳-۲- بعد کاتز^۱

بعد فراکتالی کاتز (به اختصار KFD) از دیگر روش‌های محاسبه بعد فراکتال است که برخلاف روش هیگوچی، روشی مبتنی بر فاصله هر دو نمونه متوالی در سری زمانی است [۳۵]. با فرض D به عنوان مجموع فاصله اقلیدسی بین هر دو نمونه متوالی، یعنی $Dist = \sum_{i=1}^{N-1} dist_{Euclidean}(n_i, n_{i+1})$ و نیز D_m به عنوان بزرگ‌ترین فاصله هر نمونه از اولین نمونه داده یا به بیان دیگر $Dist_m = \max(dist_{Euclidean}(n_1, n_j))$ for $j = 2, \dots, N$ بعد کاتز را می‌توان از رابطه زیر محاسبه نمود:

¹ Katz fractal dimension

$$D_K = \frac{\log\left(\frac{Dist}{a}\right)}{\log\left(\frac{Dist_m}{a}\right)} \quad (4-3)$$

که در رابطه فوق D_K نشان‌دهنده بعد فراکتال به دست آمده از روش کاتز است. همچنین، N تعداد نمونه‌هایی داده گسسته شده در زمان می‌باشد. با فرض $a = \frac{Dist}{N}$ می‌توان رابطه فوق را به صورت زیر بازنویسی نمود:

$$D_K = \frac{\log(N)}{\log(N) + \log\left(\frac{Dist_m}{Dist}\right)} \quad (5-3)$$

۳-۳-۳- نمای هرست تعمیم یافته^۱

از دیگر رویکردهای دستیابی به شاخص فراکتال یک داده، نمای هرست تعمیم یافته (به اختصار GHE) است. این شاخص از ممان یا گشتاور مرتبه q توزیع استفاده می‌کند و معیاری برای توصیف میزان وابستگی یا حافظه بلندمدت سری زمانی مورد بررسی است [۳۶]. با فرض $x(t)$ به عنوان سری زمانی مورد آزمون، گشتاور مرتبه q داده به صورت زیر قابل محاسبه است:

$$K_q(\tau) = \frac{\langle |x(t) - x(t - \tau)|^q \rangle}{\langle |x(t)|^q \rangle} \quad (6-3)$$

در رابطه فوق τ تأخیر و نماد $\langle \dots \rangle$ نشان‌دهنده میانگین گیری در طول زمان است. بر اساس گشتاور محاسبه شده، نمای هرست تعمیم یافته از رابطه زیر قابل دستیابی است:

$$K_q(\tau) \sim \left(\frac{\tau}{\nu}\right)^{qH(q)} \quad (7-3)$$

در رابطه فوق $H(q)$ نمای هرست تعمیم یافته و ν گام زمانی میان نمونه‌های داده گسسته شده است. مانند روش هیگوچی، جهت دستیابی به مقدار عددی نمای هرست تعمیم یافته می‌توان از روش رگرسیون خطی بهره گرفت.

¹ Generalized Hurst exponent

۳-۳-۴- بعد ماراگوس-سان^۱

بعد فراکتالی ماراگوس-سان (به اختصار MSFD) یک روش مبتنی به شکل یا ساختار گراف داده است و برای محاسبه بعد فراکتال از روش‌های مبتنی بر ریخت‌شناسی^۲ بهره می‌گیرد. این الگوریتم از عملیات فرسایش^۳ و اتساع^۴ که به ترتیب با نمادهای \ominus و \oplus نشان داده می‌شوند، استفاده می‌کند تا سطحی که گراف داده را پوشش می‌دهد بیابد [۳۷]. با فرض داشتن $x(t)$ به عنوان سری زمانی مورد بررسی که در مدت زمان T به ثبت رسیده است و نیز با فرض b به عنوان عنصر ساختاری^۵ مورد نظر، عملیات اتساع و فرسایش (با پشتیبانی محدود^۶) داده مورد نظر و عنصر ساختاری به صورت زیر قابل تعریف است:

$$\text{erosion:} \begin{cases} x_n \oplus_s b_k = \max\{x_{n-1}, x_n, x_{n+1}\} \text{ for } k = 1 \\ x_n \oplus_s b_k = \max\{x_{n-1} \oplus_s b_k, x_{n+1} \oplus_s b_k\} \text{ for } k \geq 2 \end{cases} \quad (۸-۳)$$

و

$$\text{dilation:} \begin{cases} x_n \ominus_s b^k = \min\{x_{n-1}, x_n, x_{n+1}\} \text{ for } k = 1 \\ x_n \ominus_s b^k = \min\{x_{n-1} \ominus_s b_k, x_{n+1} \ominus_s b_k\} \text{ for } k \geq 2 \end{cases} \quad (۹-۳)$$

لازم به ذکر است که عنصر ساختاری مذکور می‌تواند یک مستطیل با سه المان^۷، یک مربع 3×3 ، یا یک لوزی با پنج عنصر باشد. در روابط فوق، S یک مجموعه پشتیبانی شامل $S = 0, 1, \dots, N$ نمونه برای اجرای عملیات اتساع و فرسایش یا پشتیبانی محدود است. همچنین، $k = 1, 2, \dots, k_m$ که k_m مبتنی بر الگوریتم پیشنهادی توسط ماراگوس^۸ و سان^۹ [۳۷] قابل تعیین و محاسبه است. در نهایت سطحی که گراف داده را پوشانده یا در بر می‌گیرد از رابطه زیر قابل محاسبه است:

$$C_k = \sum_{n=1}^N [(x_n \oplus_s b_k) - (x_n \ominus_s b_k)] \quad (۱۰-۳)$$

^۱ Maragos-Sun fractal dimension

^۲ Morphological

^۳ Dilation

^۴ Erosion

^۵ Structuring element

^۶ Support-limited

^۷ Element

^۸ Maragos

^۹ Sun

پس از تعیین C_k ، لازم است تا عملیات اجرای رگرسیون خطی میان $\ln\left(\frac{C_k}{\left(\frac{2k}{N}\right)^2}\right)$ و $\ln\left(\frac{1}{\frac{2k}{N}}\right)$ اجر شود. در این فرآیند شیب خط متغیر مستقل همان بعد فراکتال به روش پیشنهادی ماراگوس و سان را به دست می‌دهد.

۳-۳-۵- تحلیل نوسان‌های بدون تمایل^۱

روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل (به اختصار DFA) یک روش مبتنی بر طیف برای محاسبه بعد فراکتال است که برای داده‌های غیر ایستار مناسب بوده و نشان ویژگی حافظه بلندمدت دارد [۳۸]. با فرض $x(t)$ به عنوان سری زمانی گسسته شده در زمان با N نمونه، نمایه تجمعی داده به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$X_c(t) = \sum_{i=1}^N x(i) - \langle x(t) \rangle \quad (۱۱-۳)$$

در رابطه فوق، $\langle x(t) \rangle$ میانگین $x(t)$ در زمان (روی N نمونه) را نشان می‌دهد. با فرض این که $Y_c(t)$ خطی است که در پنجره‌های زمانی مشخص و با استفاده از روش کم‌ترین مربعات خطا^۲ از نمونه‌های $X_c(t)$ می‌گذرد، آنگاه F_n که تابع نوسانات^۳ یا ریشه میانگین مربع^۴ نام دارد، به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$F_n = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (X_c(i) - Y_c(i))^2}. \quad (۱۲-۳)$$

از این تابع نوسانات با بعد نما یا بعد فراکتال به شکل زیر در ارتباط است:

$$F_n \propto n^{D_D} \quad (۱۳-۳)$$

در رابطه فوق، D_D بعد فراکتال می‌باشد که با اجرای رگرسیون خطی قابل دستیابی و محاسبه است.

^۱ Detrended fluctuation analysis

^۲ Least square method

^۳ Fluctuation function

^۴ Root-mean-squared

۳-۳-۶- بعد لیبویچ-توت^۱

از دیگر الگوریتم‌های ارائه شده برای محاسبه بعد فراکتال، الگوریتم لیبویچ-توت (به اختصار LTFD) می‌باشد. این روش در واقع یک روش سریع برای محاسبه بعد فراکتال بر پایه روش شمارش جعبه‌ای است [۳۹]. در روش شمارش جعبه‌ای، فضا به زیربخش‌های کوچک‌تر شکسته شده و بخش‌هایی که داده را پوشش می‌دهند تعیین می‌شود. در گام بعد این نواحی مجدداً با رزولوشن بالاتری به نواحی کوچک‌تر شکسته شده و این فرآیند تا جایی که اندازه جعبه‌ها که داده را در بر می‌گیرند به صفر میل کند، ادامه می‌یابد. در نهایت، بعد فراکتال به روش شمارش جعبه‌ای به صورت زیر محاسبه می‌گردد:

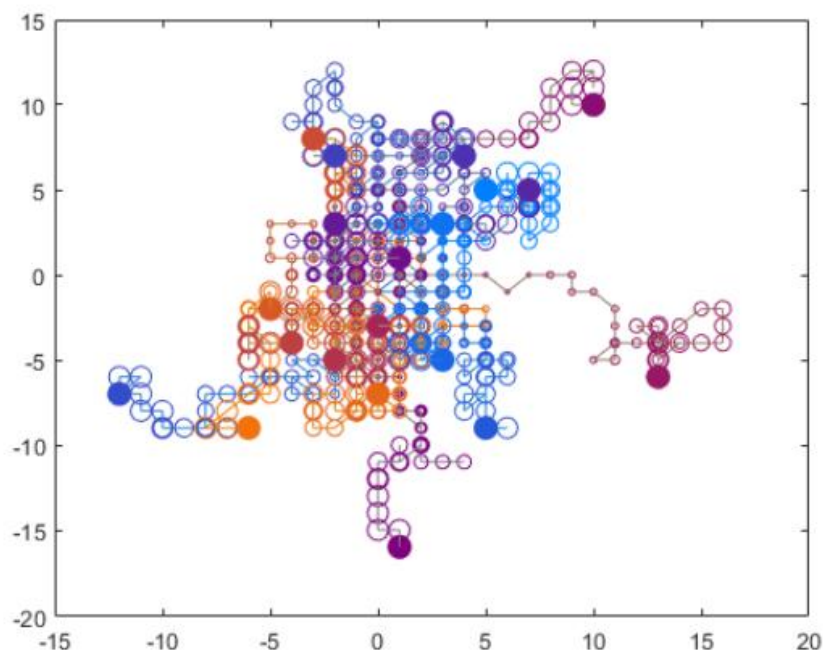
$$D_{bc} = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{\log(N_{bc}(\epsilon))}{\log\left(\frac{1}{\epsilon}\right)} \quad (۳-۱۴)$$

که در آن N_{bc} تعداد جعبه‌هایی است که داده را در بر گرفته و ϵ اندازه جعبه را مشخص می‌سازد. در الگوریتم ارائه شده توسط لیبویچ^۲ و توت^۳ جهت افزایش سرعت محاسبه بعد فراکتال و با استفاده از رابطه فوق، از شمارش جعبه‌های بسیار بزرگ و بسیار کوچک صرف نظر گشته و نیازی به محاسبه و طی کردن چنین مراحل در این روش وجود ندارد.

۳-۳-۷- نوسانات فراکتالی^۴

نوسانات فراکتالی (به اختصار FV) مشابه روش لیبویچ-توت، یک الگوریتم مبتنی بر شمارش جعبه‌ای است؛ با این تفاوت که در هنگام بخش‌بندی فضا به جعبه‌های کوچک‌تر از فرآیند ولگشت یا قدم زدن تصادفی^۵ بهره می‌گیرد [۴۰].

¹ Leibovitch-Toth² Liebovitch³ Toth⁴ Fractal Volatility⁵ Random-walk process



شکل (۳-۸) نمونه‌ای ولگشت یا قدم زدن تصادفی ۲۰ ذره در فضای دو بعدی [۴۱]

۳-۴- آزمون‌های آماری

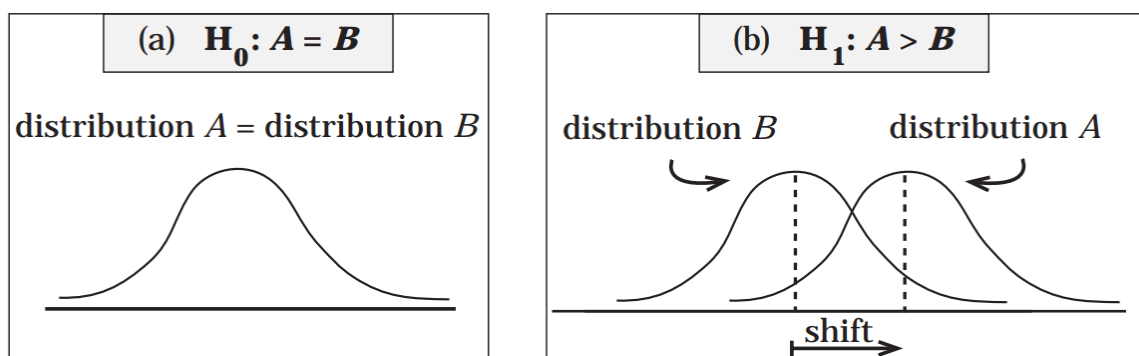
در آمار استنباطی، آزمون‌های آماری نقش مهمی در مقایسه بین دو گروه مورد بررسی داشته و امکان مقایسه نتایج بررسی‌های مختلف و تصمیم‌گیری در مورد جامعه یا شاخص مورد بررسی را فراهم می‌سازد. در آمار استنباطی هدف محقق از تحقیق تعمیم نتیجه به دست‌آمده بر روی یک جامعه نمونه‌گیری شده به تمام یا جامعه کل است. در این بررسی‌ها میانگین جامعه از اهمیت بالایی برخوردار است و به‌طور کلی میانگین جوامع با یکدیگر مقایسه می‌شود [۴۲].

در آزمون‌های آماری یک فرضیه^۱ مورد بررسی و آزمون واقع می‌شود. خروجی آزمون‌های فرض احتمالی است که با نام مقدار p ^۲ شناخته می‌شود و در واقع احتمال درست بودن فرض صفر یا فرضیه مورد آزمون را بیان می‌کند. سطح معنادارای آزمون نیز بر اساس مقدار p بیان می‌شود به قسمی که اگر مقدار p از آستانه‌ای کمتر شود، استنباط می‌شود که شواهد کافی برای تأیید فرضی صفر وجود ندارد و اختلاف دو گروه

^۱ Hypothesis

^۲ P-value

توسط شاخص مورد بررسی معنادار اعلام می‌گردد. این بدین معناست که فرض جانشین که فرضیه‌ای در صورت عدم تأیید فرض صفر مطرح است، تأیید می‌گردد. سطوح معناداری ۹۰٪ ($p_{value} < 0.1$)، ۹۵٪ ($p_{value} < 0.05$) و ۹۹٪ ($p_{value} < 0.01$) از رایج‌ترین سطح معناداری است و از این میان سطح معناداری ۹۵٪ ($p_{value} < 0.05$) رایج‌ترین سطح معناداری مشاهده‌شده در منابع است.



شکل (۳-۹) فرض صفر و فرض جانشین برای آزمون آماری استنباطی [۴۳]

آزمون‌های فرض به دو دسته آزمون‌های پارامتریک^۱ و غیر پارامتریک^۲ تقسیم می‌شوند. آزمون‌های فرض غیر پارامتریک معادل آزمون‌های پارامتریک در شرایط هستند که شرایط پارامتریک برقرار نباشد. لازم به ذکر است که صورت برقراری شرایط پارامتریک، آزمون‌های پارامتریک نتایج معتبرتری به دست می‌دهند. دلیل این امر دانشی است که از داده وجود دارد و در تصمیم‌گیری کمک شایانی می‌کند. در مقابل، آزمون‌های غیر پارامتریک، آزمون فرض را در شرایط سخت‌گیرانه‌تری، به دلیل عدم اطلاعات کافی از داده، اجرا می‌کنند. شرایط پارامتریک در آزمون‌های آمار به‌طور کلی به شرح زیر است:

۱- نرمال بودن توزیع نمونه‌های هر دو گروه

۲- نسبی یا فاصله‌ای بودن متغیرها (متغیرها باید برای تمام گروه‌ها باید کمی باشند)

۳- برابر بودن واریانس گروه‌ها

در این پروژه، هدف مقایسه هفت شاخص فراکتال در گروه‌های افراد سالم و مبتلا به شیزوفرنی است. در صورت برقراری شرایط پارامتریک، آزمون مناسب برای مقایسه دو گروه آزمون t^3 و در صورت عدم برقراری شرایط پارامتریک، آزمون ویلکاکسون رتبه حاصل جمع می‌باشد.

¹ Parametric

² Non-parametric

³ T-test

۳-۴-۱- آزمون ویلکاکسان رتبه حاصل جمع

در این آزمون، فرض بر این است که اطلاعاتی از توزیع نمونه‌های در دسترس نیست و در حالت کلی شرایط پارامتریک برقرار نمی‌باشد. همچنین، این آزمون به صورت کلی برای مقایسه دو گروه، به شرط مستقل بودن نمونه‌های دو گروه، مناسب است [۴۳]. بر این اساس، این آزمون در تلاش است تا فرض صفر را مستقل از توزیع نمونه‌های و به شرح زیر آزمون نماید:

- ۱- ابتدا نمونه‌های هر دو گروه فارغ از برچسبشان از کوچک به بزرگ مرتب می‌شوند.
- ۲- سپس بر اساس جایگاه قرارگیری نمونه‌ها، به آن‌ها رتبه‌ای تعلق می‌گیرد. به طور مثال، به کوچک‌ترین نمونه رتبه ۱ تعلق می‌گیرد.
- ۳- در گام بعد رتبه مربوط به نمونه‌های هر گروه جمع شده و در نتیجه گروه یک رتبه حاصل جمع خواهد داشت.
- ۴- در این گام کافی است از جدول مربوط به این آزمون، بسته به نوع فرض جانشین (یک‌طرفه یا دو طرف بودن) احتمال بزرگ یا کوچک بودن (یا هر دو) رتبه حاصل جمع از مقدار به دست آمده خوانده و اعلام شود.

۳-۵- جمع‌بندی

این پروژه از سه بخش اصلی دریافت دادگان از پایگاه داده‌ای معتبر، استخراج ویژگی‌های مطلوب از این دادگان و اجرای آزمون آماری مناسب تشکیل شده است. با توجه به ماهیت غیر خطی دادگان زیستی، به نظر می‌رسد که استخراج ویژگی‌هایی که بتوانند چنین اطلاعات غیر خطی را به دست دهند، مناسب خواهند بود. در نتیجه در بخش استخراج ویژگی که اصلی‌ترین بخش این پژوهش است، هفت ویژگی فراکتال جهت دستیابی به میزان پیچیدگی سیگنال‌های EEG که از جمله ویژگی‌های غیر خطی سیگنال‌هاست، پرداخته شده است.

فصل ۴:

نتایج و تحلیل آن‌ها

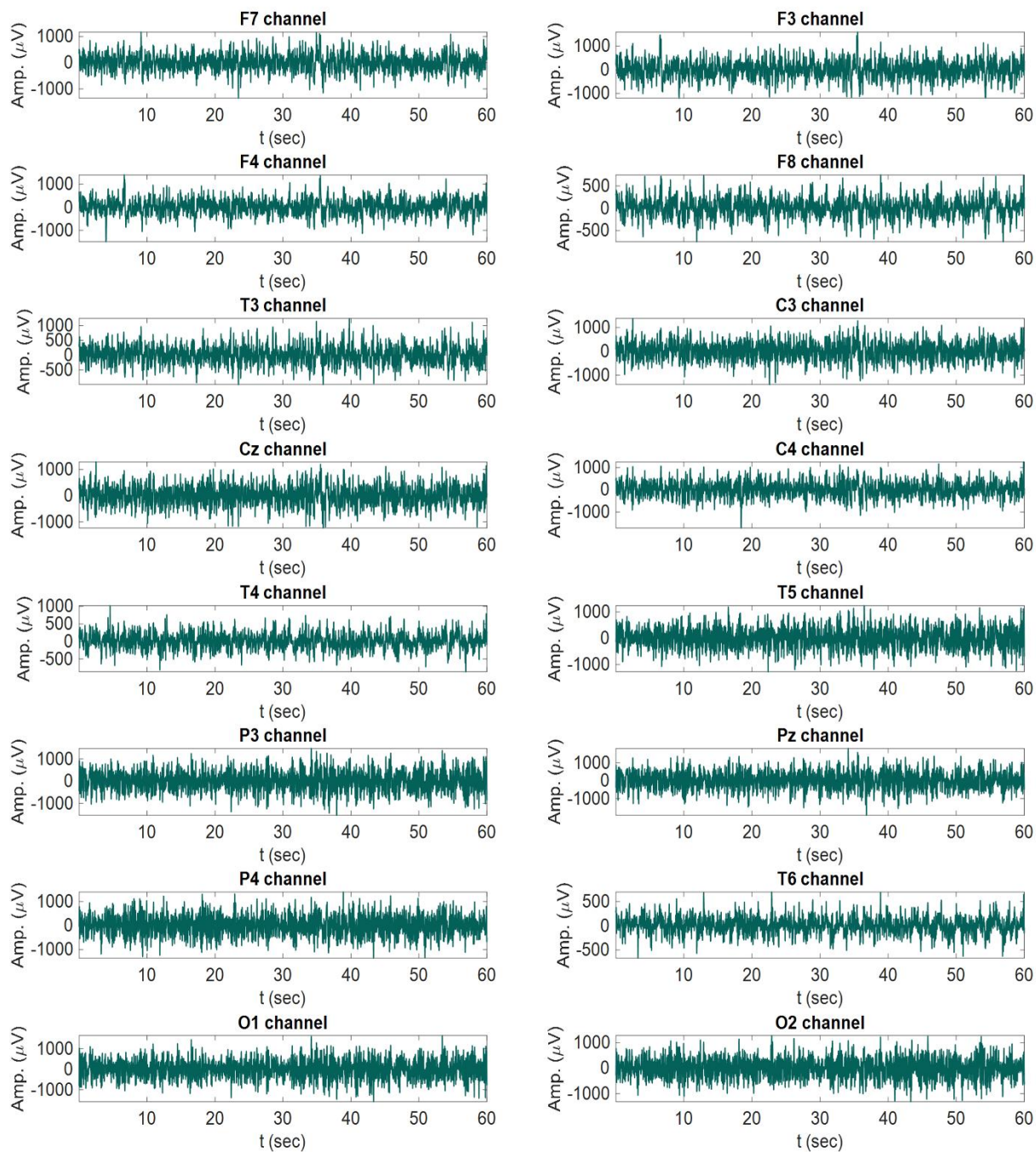
۴-۱- مقدمه

در این پژوهش، به منظور پیاده‌سازی فرآیندها و مراحل بیان شده در فصل گذشته، از نرم‌افزار متلب (نسخه ۲۰۲۱ سری b) بهره گرفته شده است. به صورت خلاصه در این بخش نتایج دریافت دادگان، استخراج ویژگی (۷) ویژگی فراکتال، شامل ویژگی‌های بعد هیگوجی، بعد کاتز، نمای هرست تعمیم‌یافته، بعد ماراگوس-سان، تحلیل نوسان‌های بدون تمایل، بعد لیوویچ-توٹ و نوسانات فراکتالی) و اجرای آزمون آماری مناسب (ویلکاکسان رتبه حاصل جمع)، به همراه علت انتخاب نوع آزمون (ذکر عدم برقراری شرایط پارامتریک) بیان گشته است.

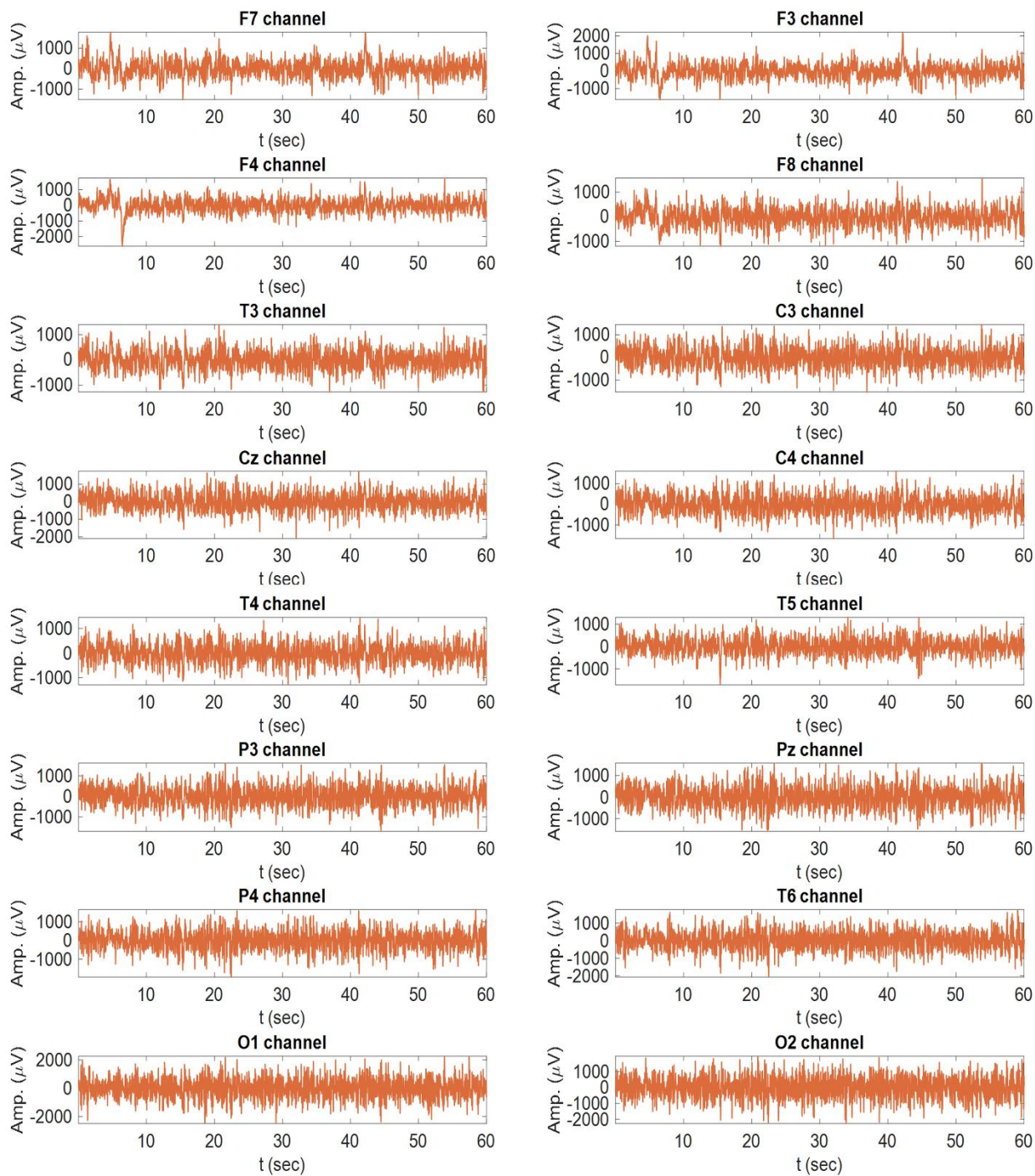
۴-۲- دریافت و آماده‌سازی دادگان

دادگان دریافتی که رد فصل گذشته معرفی گشته است، به طور خاص شامل ۳۹ سیگنال EEG از افراد سالم و ۴۵ سیگنال EEG از افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی است. ای سیگنال‌ها ۱۶ کانالی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ هرتز بوده و برای هر گروه به صورت مجزا قابل دریافت است. دادگان خام به صورت یک سیگنال ۱۶ دقیقه‌ای است که هر دقیقه یا هر ۷۶۸۰ نمونه آن مربوط به یک کانال است. ترتیب قرارگیری کانال‌ها عبارت است از: F7, F3, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1 و O2. بنابراین نیاز است تا در ابتدا دادگان مربوط به هر کانال برای هر فرد تفکیک شده و به صورت مجزا برای گام استخراج ویژگی مورد استفاده قرار گیرد.

دو شکل زیر دو نمونه از سیگنال‌های دریافتی از پایگاه داده برای یک فرد سالم و یک فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی را پس از تفکیک به ۱۶ کانال مجزا نمایش می‌دهد. بر اساس شکل‌های به دست آمده می‌توان دید که دامنه سیگنال‌های EEG در حدود ± 1 میلی ولت است. همچنین نام کانال‌های ثبت برای هر سیگنال در دو شکل زیر به صورت تیترا در بالای سیگنال‌های نمایش داده شده است. از نظر شهودی نمی‌توان درک عمیقی از میزان یا اختلاف پیچیدگی داده‌ی فرد سالم و بیمار را مشاهده نمود. به همین منظور نیاز است تا دادگان به فضای دیگر نگاشته شده و در این فضا مورد بررسی قرار گیرند که در ادامه بدان پرداخته شده است.



شکل (۴-۱) سیگنال EEG ثبت شده از ۱۶ الکترود ثبت با کانال برای یک فرد سالم. سیگنال‌های دارای فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ بوده و در مدت ۶۰ ثانیه به ثبت رسیده است.

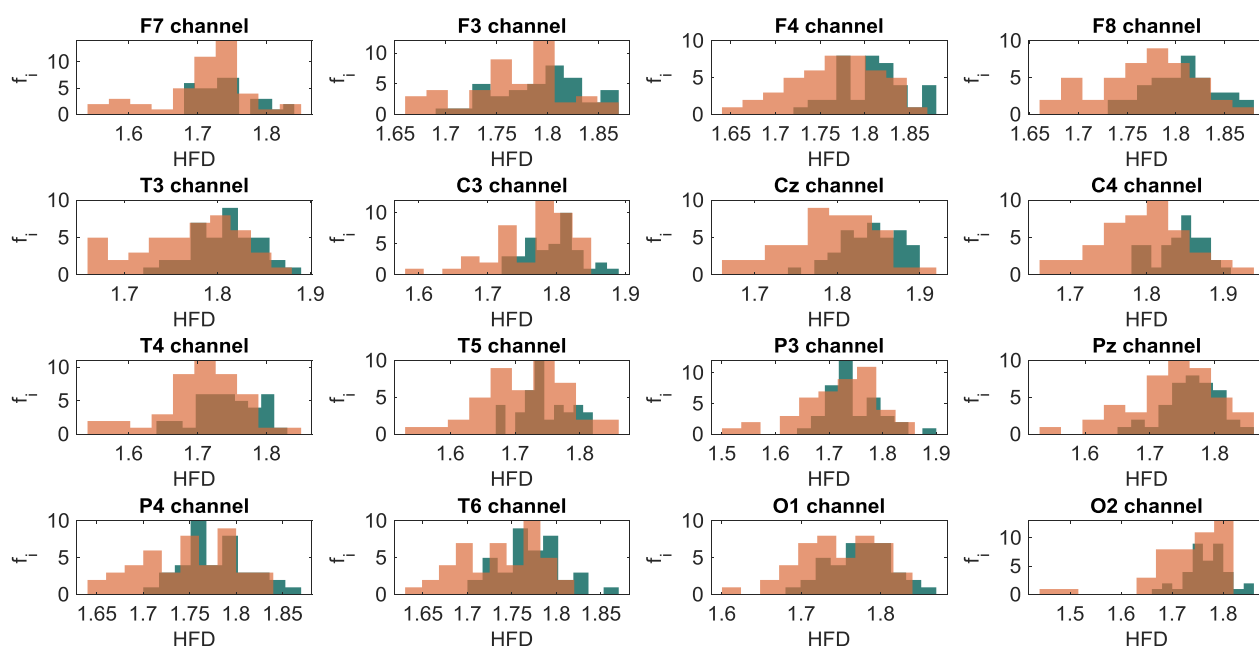


شکل (۴-۲) سیگنال EEG ثبت شده از ۱۶ الکترود ثبت با کانال برای یک فرد مبتلا به بیماری شیذوفرنی. سیگنال‌های دارای فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ بوده و در مدت ۶۰ ثانیه به ثبت رسیده است.

۳-۴- استخراج ویژگی و اجرای آزمون آماری

با توجه به ماهیت غیر ایستان و غیر خطی سیگنال‌های EEG، ویژگی‌های غیرخطی می‌توانند ویژگی‌های مناسبی برای نمایش ویژگی‌های غیر خطی چنین سیگنال‌هایی باشد. از این‌رو، هفت ویژگی فراکتال توضیح داده‌شده در فصل گذشته، به‌عنوان ویژگی مطلوب و شاخصی از پیچیدگی سیگنال استخراج گشته است. پس از دریافت و تفکیک دادگان به کانال‌های مجزا، ابتدا ویژگی‌های فراکتال از هر کانال به‌طور مجزا استخراج شده و مورد آزمون واقع شده است. سپس میانگین ویژگی‌های به‌دست‌آمده از تمام کانال‌های برای افراد متعلق به هر گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است.

در گام اول، با استفاده از روابط بیان‌شده در فصل گذشته، ویژگی بعد هیگوچی برای هر کانال استخراج گشته است. هیستوگرام داده‌های نگاشته شده به فضای بعد هیگوچی در شکل زیر نمایش داده شده است. بر اساس این شکل می‌توان دید که دادگان دارای توزیع نرمال نبوده و در نتیجه برای بررسی معناداری اختلاف ایجادشده بین دو گروه بر اساس این ویژگی، مهم‌ترین شرط شرایط پارامتریک، یعنی نرمال بودن توزیع نمونه‌ها وجود نداشته و از این‌رو آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع استفاده گشته است.



شکل (۳-۴) هیستوگرام ویژگی بعد هیگوچی استخراج‌شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا

نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع (با فرض سطح معناداری ۹۵٪ یا مقدار p کمتر از ۰/۰۵)، شامل مقدار p ، میانگین گروه سالم (\bar{X}_1) و بیمار (\bar{X}_2)، انحراف معیار گروه سالم (S_1) و بیمار (S_2) و خطای معیار گروه سالم (\bar{S}_1) و بیمار (\bar{S}_2) برای شاخص بعد هیگچی برای هر کانال در جدول زیر بیان گشته است. خطای معیار از تقسیم انحراف معیار هر گروه بر مجذور تعداد مشاهدات موجود در آن گروه حاصل می‌شود.

در این آزمون آمار فرض صفر یکسان بودن توزیع نمونه‌های نگاشته‌شده در فضای بعد هیگچی و فرض جانشین این است که نمونه‌ها متعلق به توزیع‌های متفاوتی هستند. در این صورت، اگر شواهد کافی برای تأیید فرض صفر از شواهد یا داده نگاشته‌شده وجود نداشته باشد، آنگاه می‌توان گفت که ویژگی بعد هیگچی، می‌تواند به صورت معناداری میان سیگنال‌های افراد سالم و مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی تمایز و تفاوت ایجاد کند. شایان ذکر است که برای محاسبه بعد هیگچی $k = 30$ در نظر گرفته شده است.

جدول (۴-۱) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد هیگچی در ۱۶ کانال

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.010	0.007	0.064	0.042	1.709	1.740	0.058	F7
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.007	0.051	0.042	1.767	1.793	0.023	F3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.007	0.006	0.049	0.037	1.767	1.807	< 0.001	F4
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.006	0.050	0.037	1.769	1.806	0.001	F8

شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.006	0.054	0.036	1.772	1.809	0.002	T3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.006	0.056	0.039	1.767	1.796	0.024	C3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.006	0.053	0.036	1.790	1.838	< 0.001	Cz
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.005	0.056	0.033	1.795	1.842	< 0.001	C4
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.009	0.007	0.063	0.044	1.704	1.742	0.003	T4
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.009	0.006	0.063	0.039	1.713	1.745	0.008	T5
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.011	0.008	0.071	0.050	1.718	1.746	0.130	P3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.010	0.007	0.064	0.042	1.737	1.766	0.020	Pz
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.006	0.050	0.037	1.747	1.779	0.006	P4

شواهد کافی برای تأیید فرض

T6	0.001	1.771	1.737	0.036	0.045	0.006	0.007	صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.
----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	--------------------------------------

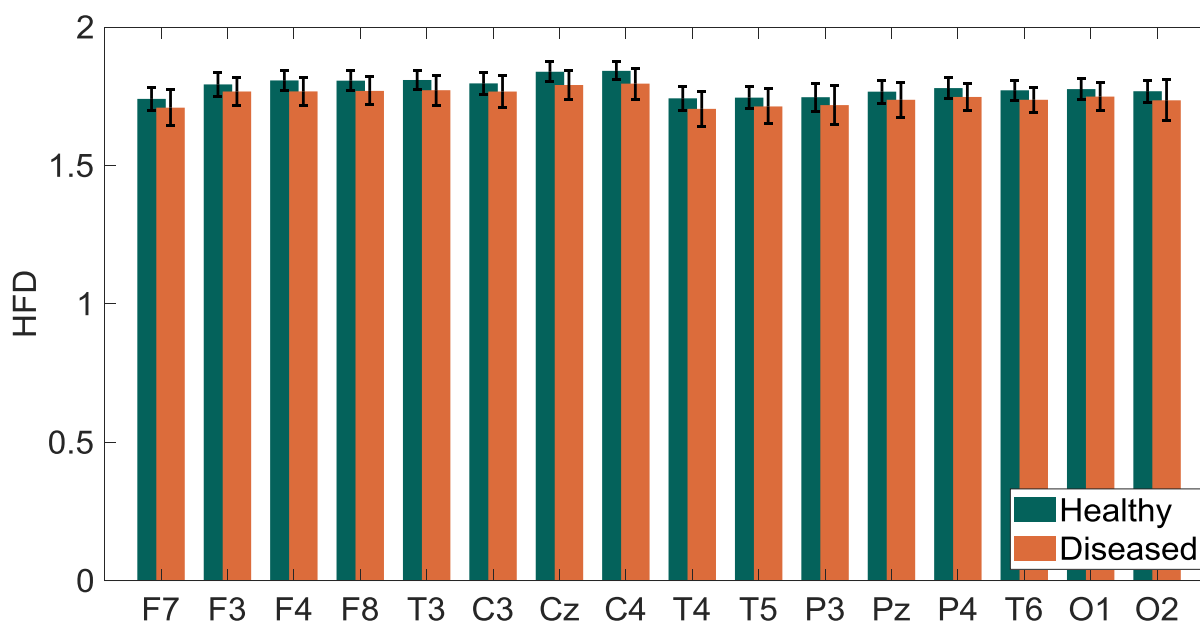
شواهد کافی برای تأیید فرض

O1	0.018	1.776	1.749	0.039	0.050	0.006	0.007	صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.
----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	--------------------------------------

شواهد کافی برای تأیید فرض

O2	0.050	1.768	1.735	0.040	0.074	0.006	0.011	صفر وجود نداشته و تفاوت به‌صورت مرزی معنادار است.
----	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	---

جدول فوق نشان می‌دهد که ویژگی بعد هیگوچی می‌تواند تفاوت معناداری در تمامی کانال‌ها به‌جز کانال‌های F7 و P3 ایجاد نماید. از سویی در کانال O2 نیز این تفاوت به‌صورت مرزی معنادار است. شایان ذکر است در جدول فوق تمامی مقادیر تا سه رقم اعشار بیان گشته است. شکل زیر خلاصه‌ای از جدول فوق را نشان می‌دهد.

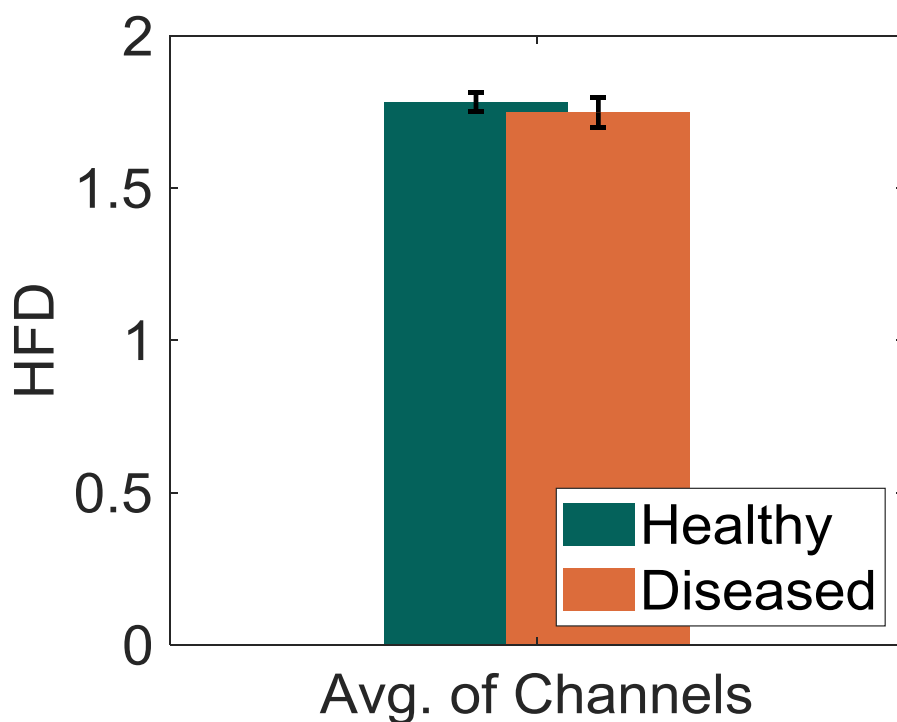


شکل (۴-۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد هیگوچی در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی

شکل فوق نشان می‌دهد که در تمامی کانال‌ها متوسط مقدار بعد هیگوچی در افراد سالم بالاتر از مقدار آن در افراد مبتلا به بیماری شیخوفرنی است. از این رو می‌توان نتیجه گرفت که بیماری شیخوفرنی سبب کاهش میزان پیچیدگی سیگنال EEG می‌گردد. برای بررسی دقیق‌تر، بار دیگر میانگین مقادیر بعد هیگوچی محاسبه شده در تمام کانال برای هر دو گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. مشابه قبل، نتایج آزمون آماری در این بررسی در جدول زیر بیان گشته و خلاصه آن نیز در شکل زیر نمایش داده شده است.

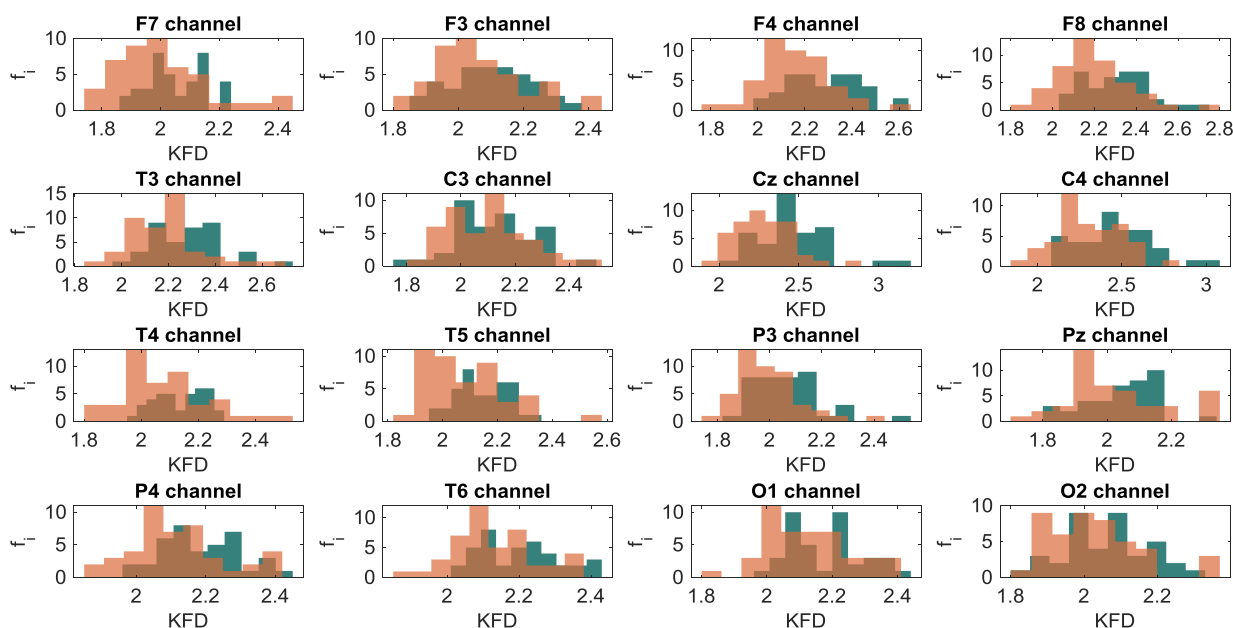
جدول (۲-۴) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد هیگوچی متوسط

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.007	0.005	0.050	0.032	1.749	1.783	0.003	میانگین ۱۶ کانال



شکل (۴-۵) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد هیگوچی متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیخوفرنی

در گام دوم، با استفاده از روابط بیان شده در فصل گذشته، ویژگی بعد کاتز برای هر کانال استخراج گشته است. هیستوگرام داده‌های نگاشته شده به فضای بعد کاتز در شکل زیر نمایش داده شده است. بر اساس این شکل می‌توان دید که دادگان دارای توزیع نرمال نبوده و در نتیجه برای بررسی معناداری اختلاف ایجاد شده بین دو گروه بر اساس این ویژگی، مهم‌ترین شرط شرایط پارامتریک، یعنی نرمال بودن توزیع نمونه‌ها وجود نداشته و از این‌رو آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع استفاده گشته است.



شکل (۴-۶) هیستوگرام ویژگی بعد کاتز استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا

در این حالت نیز نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع (با فرض سطح معناداری ۰/۰۵ یا مقدار p کمتر از ۰/۰۵)، شامل مقدار p ، میانگین گروه سالم (\bar{X}_1) و بیمار (\bar{X}_2)، انحراف معیار گروه سالم و بیمار (S_1 و S_2) و خطای معیار گروه سالم (\bar{S}_1) و بیمار (\bar{S}_2) برای شاخص بعد کاتز برای هر کانال در جدول زیر بیان گشته است.

در این آزمون نیز آمار فرض صفر یکسان بودن توزیع نمونه‌های نگاشته شده در فضای بعد کاتز و فرض جانشین این است که نمونه‌ها متعلق به توزیع‌های متفاوتی هستند. در صورت، اگر شواهد کافی برای تأیید فرض صفر از شواهد یا داده نگاشته شده وجود نداشته باشد، آنگاه می‌توان گفت که ویژگی بعد کاتز، می‌تواند به صورت معناداری میان سیگنال‌های افراد سالم و مبتلا به بیماری شیزوفرنی تمایز و تفاوت ایجاد کند.

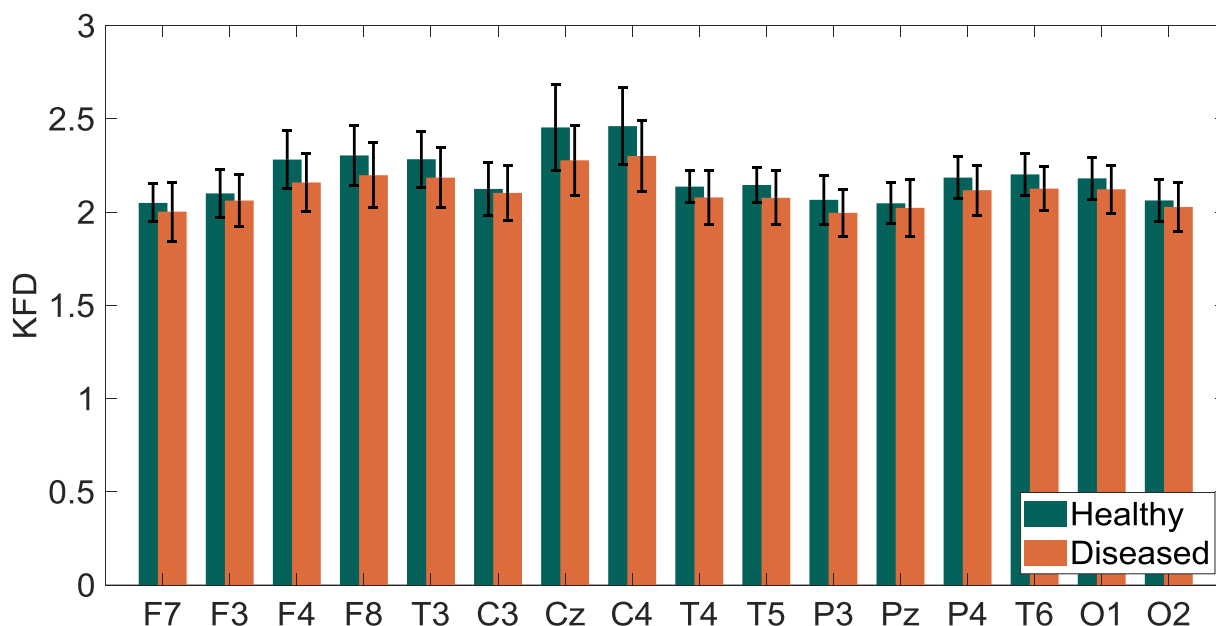
جدول (۳-۴) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۰.۹۵٪ برای شاخص بعد کاتز در ۱۶ کانال

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.024	0.016	0.159	0.102	2.003	2.050	0.024	F7
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.021	0.020	0.139	0.128	2.062	2.101	0.121	F3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.023	0.025	0.154	0.155	2.159	2.282	0.001	F4
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.026	0.026	0.173	0.163	2.198	2.304	0.002	F8
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.024	0.024	0.161	0.151	2.185	2.284	0.002	T3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.022	0.023	0.147	0.141	2.104	2.125	0.394	C3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.028	0.037	0.189	0.229	2.278	2.454	< 0.001	Cz
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.028	0.033	0.191	0.207	2.302	2.461	0.001	C4

شواهد کافی برای تأیید فرض								
T4	0.008	2.137	2.079	0.086	0.143	0.014	0.021	صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T5	0.005	2.146	2.077	0.093	0.146	0.015	0.022	صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P3	0.007	2.066	1.997	0.130	0.127	0.021	0.019	صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.
شواهد کافی برای تأیید فرض								
Pz	0.141	2.048	2.023	0.111	0.154	0.018	0.023	صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P4	0.012	2.185	2.118	0.113	0.133	0.018	0.020	صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T6	0.003	2.203	2.126	0.112	0.118	0.018	0.018	صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O1	0.022	2.181	2.123	0.113	0.128	0.018	0.019	صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O2	0.087	2.063	2.028	0.114	0.129	0.018	0.019	صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.

جدول فوق نشان می‌دهد که ویژگی بعد کاتز می‌تواند تفاوت معناداری در تمامی کانال‌ها به‌جز کانال‌های F3، P3، Pz و O2 ایجاد نماید. شایان ذکر است در جدول فوق تمامی مقادیر تا سه رقم اعشار بیان گشته

است. شکل زیر خلاصه‌ای از جدول فوق را نشان می‌دهد.

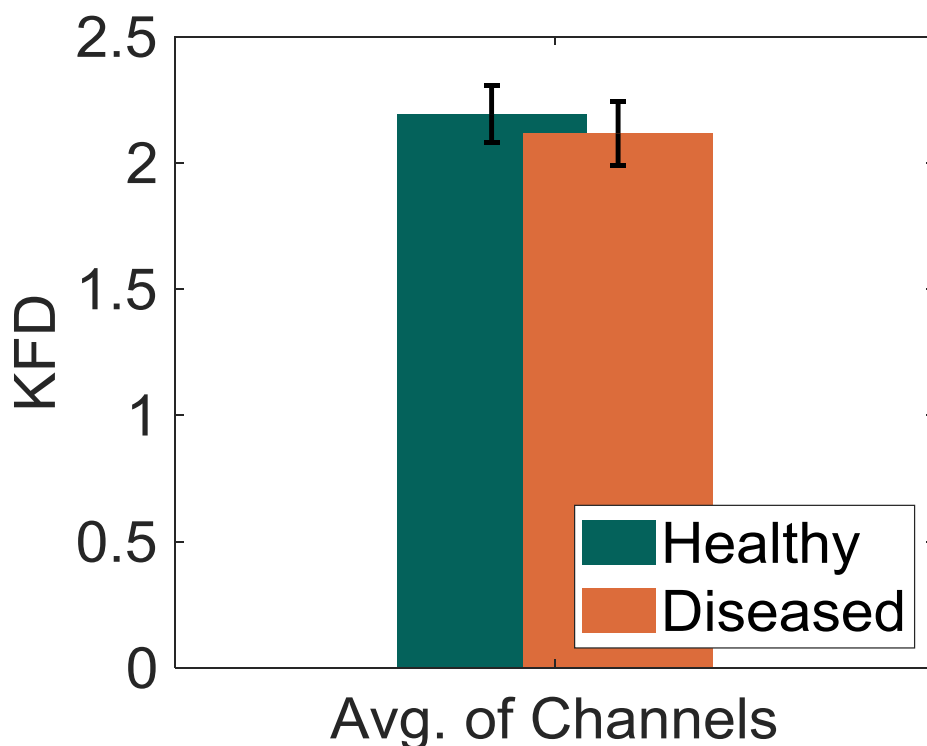


شکل (۴-۷) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد کاتز در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

مشابه بعد هیگوچی، در این حالت نیز شکل فوق نشان می‌دهد که در تمامی کانال‌ها متوسط مقدار بعد کاتز در افراد سالم بالاتر از مقدار آن در افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی است. از این‌رو در این حالت نیز می‌توان نتیجه گرفت که بیماری شیزوفرنی سبب کاهش میزان پیچیدگی سیگنال EEG می‌گردد. برای بررسی دقیق‌تر، بار دیگر میانگین مقادیر بعد کاتز محاسبه شده در تمام کانال برای هر دو گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. مشابه قبل، نتایج آزمون آماری در این بررسی در جدول زیر بیان گشته و خلاصه آن نیز در شکل زیر نمایش داده شده است.

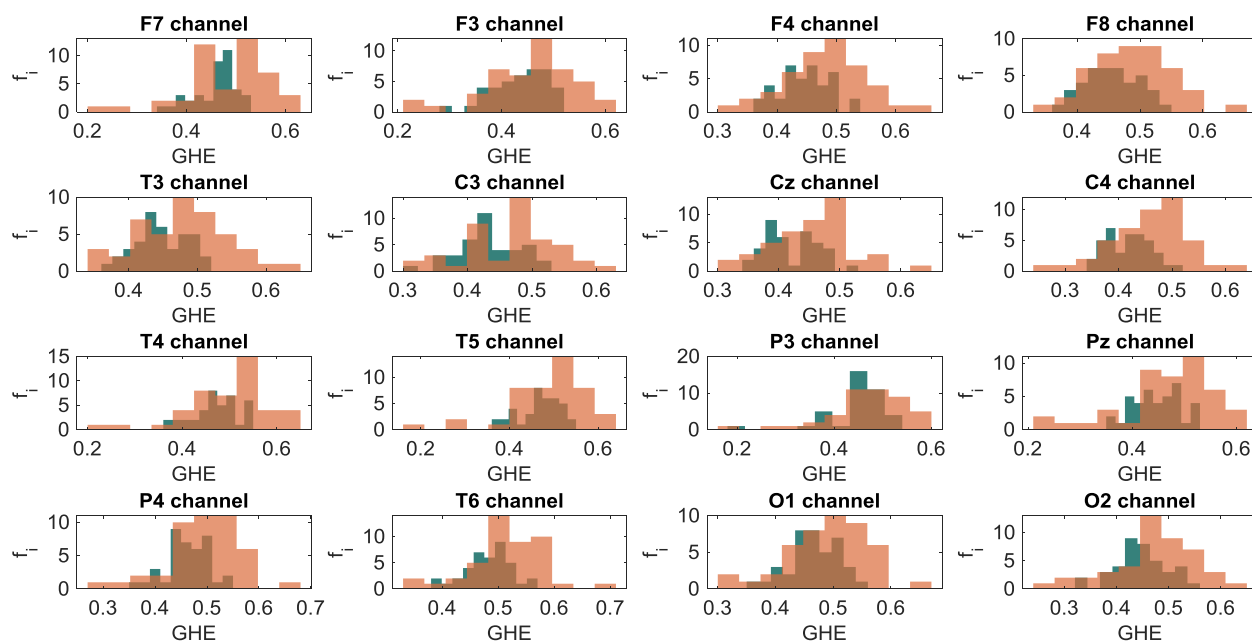
جدول (۴-۴) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد کاتز متوسط

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.019	0.018	0.127	0.112	2.116	2.193	0.004	میانگین ۱۶ کانال



شکل (۴-۸) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد کاتز متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیذوفرنی

در گام سوم، بر اساس از روابط بیان‌شده در فصل گذشته، ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته برای هر کانال استخراج گشته است. هیستوگرام داده‌های نگاشته شده به فضای نمای هرست تعمیم‌یافته در شکل زیر نمایش داده شده است. مشابه حالات پیشین، بر اساس این شکل می‌توان دید که دادگان دارای توزیع نرمال نبوده و در نتیجه برای بررسی معناداری اختلاف ایجادشده بین دو گروه بر اساس این ویژگی، مهم‌ترین شرط شرایط پارامتریک، یعنی نرمال بودن توزیع نمونه‌ها وجود نداشته و از این‌رو آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع استفاده گشته است.



شکل (۴-۹) هیستوگرام ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته استخراج‌شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا

در این حالت نیز نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع (با فرض سطح معناداری ۰.۰۵ یا مقدار p کمتر از ۰/۰۵)، شامل مقدار p ، میانگین گروه سالم (\bar{X}_1) و بیمار (\bar{X}_2)، انحراف معیار گروه سالم و بیمار (S_1) و بیمار (S_2) و خطای معیار گروه سالم (\bar{S}_1) و بیمار (\bar{S}_2) برای شاخص نمای هرست تعمیم‌یافته برای هر کانال در جدول زیر بیان گشته است.

در این آزمون نیز آمار فرض صفر یکسان بودن توزیع نمونه‌های نگاشته‌شده در فضای نمای هرست تعمیم‌یافته و فرض جانشین این است که نمونه‌ها متعلق به توزیع‌های متفاوتی هستند. در صورت، اگر شواهد کافی برای تأیید فرض صفر از شواهد یا داده نگاشته‌شده وجود نداشته باشد، آنگاه می‌توان گفت که ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته، می‌تواند به صورت معناداری میان سیگنال‌های افراد سالم و مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی تمایز و تفاوت ایجاد کند. شایان ذکر است که برای محاسبه نمای هرست تعمیم‌یافته $q = 1$ در نظر گرفته شده است.

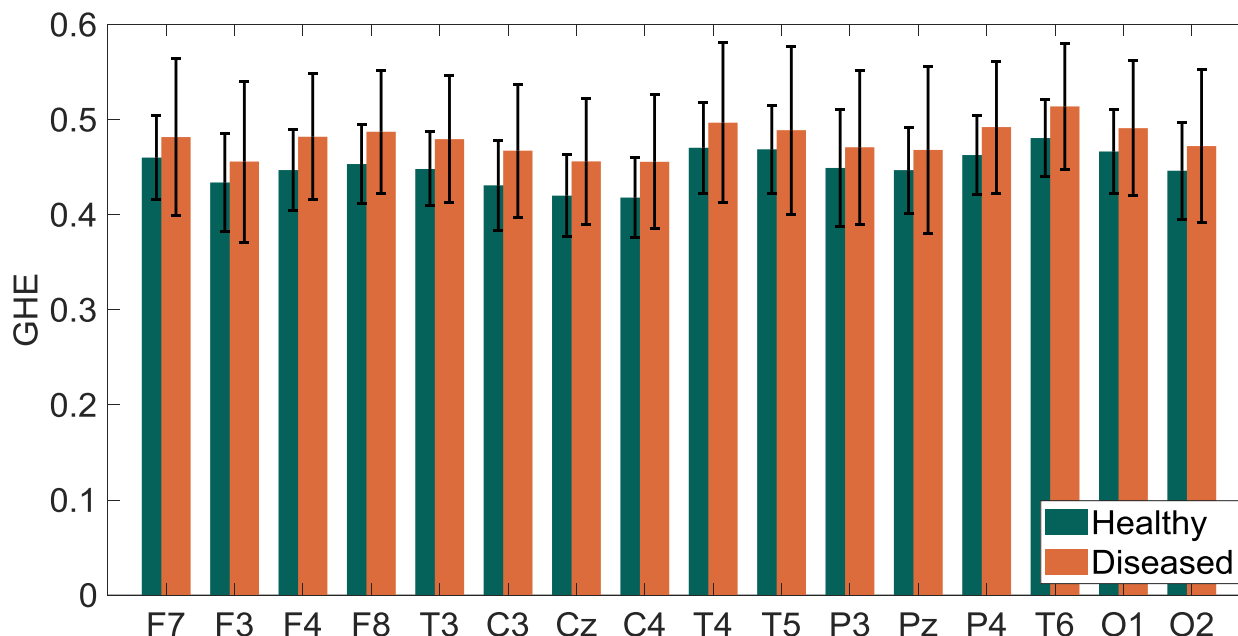
جدول (۴-۵) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۰.۰۵٪ برای شاخص نمای هرست تعمیم‌یافته در ۱۶ کانال

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1	p	
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.012	0.0070	0.083	0.044	0.482	0.460	0.045	F7
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت به‌صورت مرزی معنادار است.	0.013	0.0080	0.085	0.052	0.456	0.434	0.050	F3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.010	0.0070	0.066	0.042	0.482	0.447	0.006	F4
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.010	0.0070	0.065	0.042	0.487	0.453	0.007	F8
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.010	0.0060	0.066	0.039	0.480	0.448	0.022	T3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.010	0.0080	0.070	0.047	0.467	0.431	0.008	C3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.010	0.0070	0.066	0.043	0.456	0.420	0.003	Cz
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت	0.011	0.0070	0.071	0.042	0.456	0.418	0.002	C4

معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T4	0.029	0.470	0.497	0.048	0.084	0.0080	0.013	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T5	0.024	0.469	0.489	0.046	0.088	0.0070	0.013	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P3	0.094	0.449	0.471	0.061	0.081	0.010	0.012	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
Pz	0.029	0.447	0.468	0.045	0.088	0.0070	0.013	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P4	0.006	0.463	0.492	0.041	0.069	0.0070	0.010	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T6	0.005	0.481	0.514	0.041	0.066	0.0070	0.010	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O1	0.026	0.466	0.491	0.044	0.071	0.0070	0.011	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O2	0.030	0.446	0.472	0.051	0.081	0.0080	0.012	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								

جدول فوق نشان می‌دهد که ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته می‌تواند تفاوت معناداری در تمامی کانال‌ها

به جز کانال P3 ایجاد نماید. از سویی در کانال F3 نیز این تفاوت به صورت مرزی معنادار است. شایان ذکر است در جدول فوق تمامی مقادیر تا سه رقم اعشار بیان گشته است. شکل زیر خلاصه‌ای از جدول فوق را نشان می‌دهد.

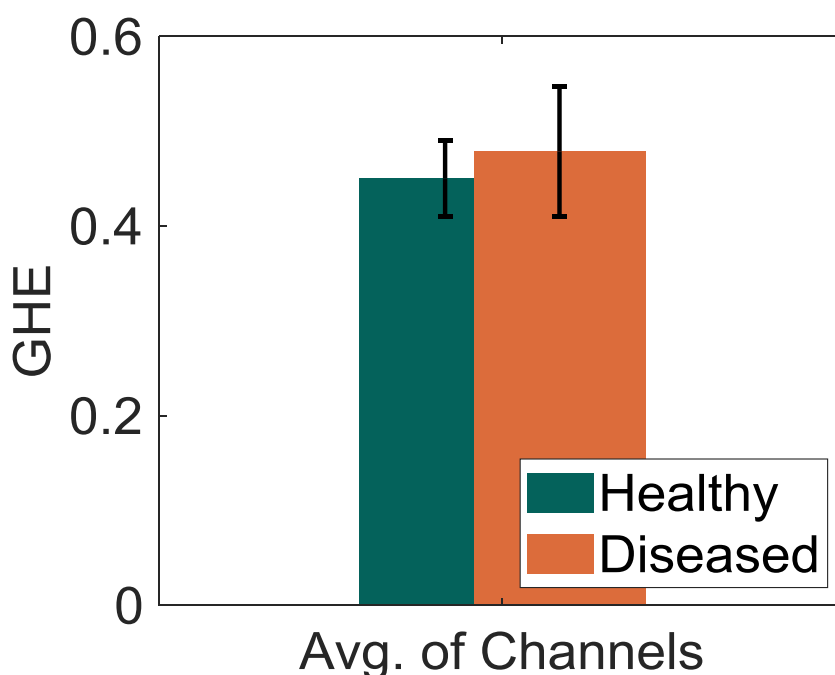


شکل (۴-۱۰) میانگین و انحراف معیار ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

برخلاف دو معیار قبل، یعنی ویژگی‌های هیگچی و کاتز، در این حالت شکل فوق نشان می‌دهد که در تمامی کانال‌ها متوسط مقدار نمای هرست تعمیم‌یافته در افراد سالم کم‌تر از مقدار آن در افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی است. از این رو در این مورد نیز می‌توان نتیجه گرفت که بیماری شیزوفرنی سبب افزایش میزان پیچیدگی سیگنال EEG شده است. برای بررسی دقیق‌تر، بار دیگر میانگین مقادیر نمای هرست تعمیم‌یافته محاسبه شده در تمام کانال برای هر دو گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. مانند قبل، نتایج آزمون آماری در این بررسی در جدول زیر بیان و خلاصه آن در شکل زیر نمایش داده شده است.

جدول (۴-۶) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص نمای هرست تعمیم‌یافته متوسط

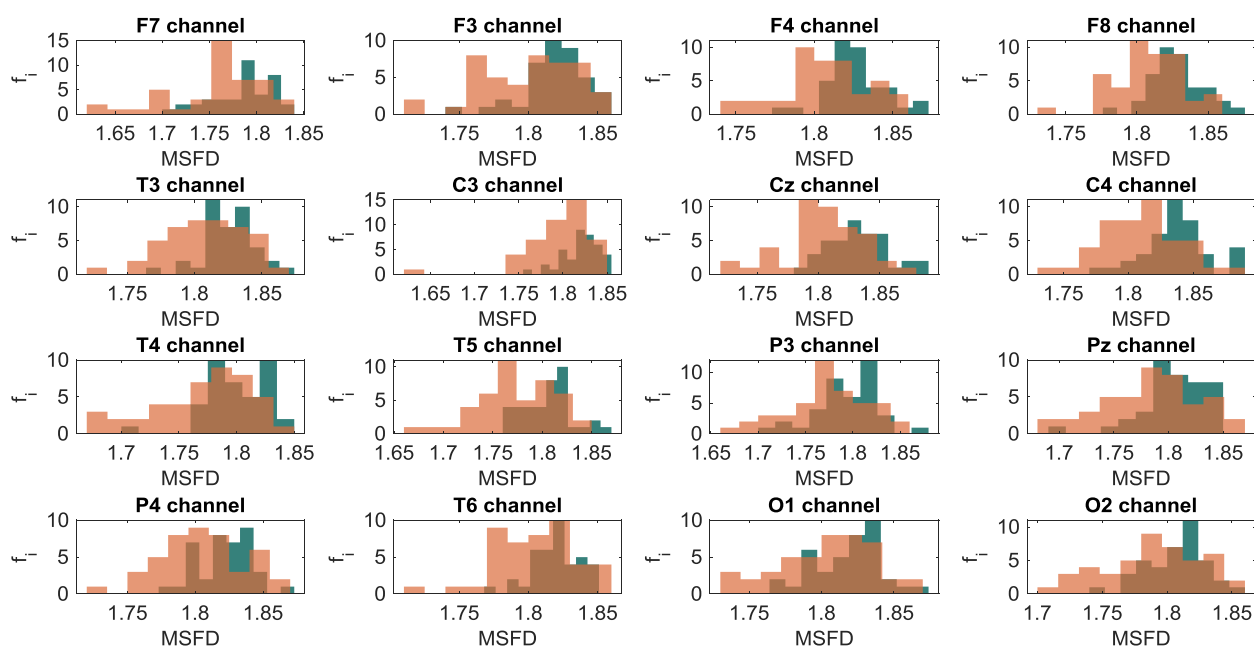
نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.010	0.006	0.069	0.041	0.497	0.450	0.011	میانگین ۱۶ کانال



شکل (۴-۱۱) میانگین و انحراف معیار ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

در گام چهارم، همچون سایر حالات، با استفاده از روابط بیان‌شده در فصل گذشته، ویژگی بعد ماراگوس-سان برای هر کانال استخراج گشته است. هیستوگرام داده‌های نگاشته شده به فضای بعد ماراگوس-سان در شکل زیر نمایش داده شده است. بر اساس این شکل می‌توان دید که دادگان دارای توزیع نرمال نبوده و در نتیجه برای بررسی معناداری اختلاف ایجادشده بین دو گروه بر اساس این ویژگی، مهم‌ترین شرط شرایط پارامتریک، یعنی نرمال بودن توزیع نمونه‌ها وجود نداشته و از این‌رو آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل

جمع استفاده گشته است.



شکل (۴-۱۲) هیستوگرام ویژگی بعد ماراگوس-سان استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا

در این حالت نیز نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع (با فرض سطح معناداری ۹۵٪ یا مقدار p کمتر از ۰/۰۵)، شامل مقدار p ، میانگین گروه سالم (\bar{X}_1) و بیمار (\bar{X}_2)، انحراف معیار گروه سالم و بیمار (S_1) و بیمار (S_2) و خطای معیار گروه سالم (\bar{S}_1) و بیمار (\bar{S}_2) برای شاخص بعد ماراگوس-سان برای هر کانال در جدول زیر بیان گشته است.

در این آزمون نیز آمار فرض صفر یکسان بودن توزیع نمونه‌های نگاشته شده در فضای بعد ماراگوس-سان و فرض جانشین این است که نمونه‌ها متعلق به توزیع‌های متفاوتی هستند. در صورت، اگر شواهد کافی برای تأیید فرض صفر از شواهد یا داده نگاشته شده وجود نداشته باشد، آنگاه می‌توان گفت که ویژگی بعد ماراگوس-سان، می‌تواند به صورت معناداری میان سیگنال‌های افراد سالم و مبتلا به بیماری شیزوفرنی تمایز و تفاوت ایجاد کند.

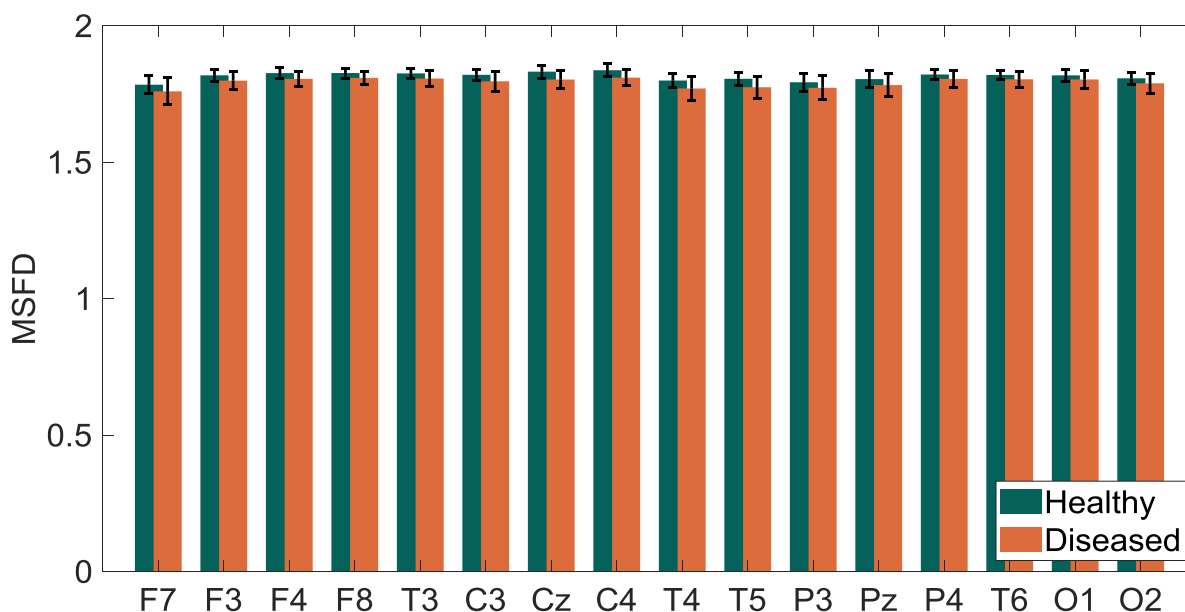
جدول (۷-۴) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد ماراگوس-سان در ۱۶ کانال

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.007	0.005	0.050	0.034	1.760	1.784	0.023	F7
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.005	0.004	0.034	0.022	1.799	1.819	0.007	F3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.004	0.003	0.027	0.019	1.806	1.827	< 0.001	F4
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.004	0.003	0.024	0.018	1.809	1.827	0.001	F8
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.004	0.003	0.030	0.019	1.807	1.826	0.001	T3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.005	0.003	0.036	0.021	1.797	1.821	< 0.001	C3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.005	0.004	0.032	0.023	1.803	1.832	< 0.001	Cz
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.005	0.004	0.030	0.024	1.810	1.837	< 0.001	C4

معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T4	0.001	1.800	1.770	0.027	0.043	0.004	0.006	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T5	< 0.001	1.806	1.775	0.025	0.040	0.004	0.006	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P3	0.020	1.793	1.773	0.033	0.044	0.005	0.007	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
Pz	0.010	1.805	1.783	0.030	0.043	0.005	0.006	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P4	0.008	1.822	1.805	0.019	0.030	0.003	0.005	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T6	0.007	1.820	1.804	0.018	0.029	0.003	0.004	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O1	0.033	1.819	1.803	0.021	0.031	0.003	0.005	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O2	0.024	1.808	1.789	0.022	0.037	0.004	0.006	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								

جدول فوق نشان می‌دهد که ویژگی بعد ماراگوس-سان می‌تواند تفاوت معناداری در تمامی کانال‌ها ایجاد

نماید. شایان ذکر است در جدول فوق تمامی مقادیر تا سه رقم اعشار بیان گشته است. شکل زیر خلاصه‌ای از جدول فوق را نشان می‌دهد.



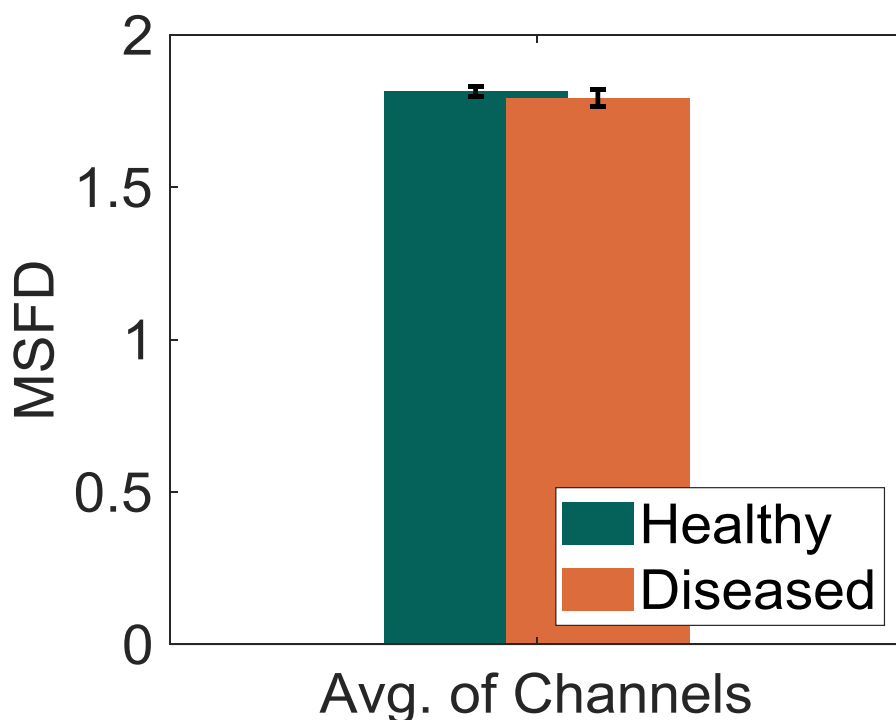
شکل (۴-۱۳) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد ماراگوس-سان در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

مشابه ابعاد هیگوجی و کاتز، در این حالت نیز شکل فوق نشان می‌دهد که در تمامی کانال‌ها متوسط مقدار بعد ماراگوس-سان در افراد سالم اندکی بالاتر از مقدار آن در افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی است. از این رو در این حالت نیز می‌توان نتیجه گرفت که بیماری شیزوفرنی سبب کاهش میزان پیچیدگی سیگنال EEG می‌گردد. برای بررسی دقیق‌تر، بار دیگر میانگین مقادیر بعد ماراگوس-سان محاسبه شده در تمام کانال برای هر دو گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. مشابه قبل، نتایج آزمون آماری در این بررسی در جدول زیر بیان گشته و خلاصه آن نیز در شکل زیر نمایش داده شده است.

جدول (۴-۸) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد ماراگوس-سان متوسط

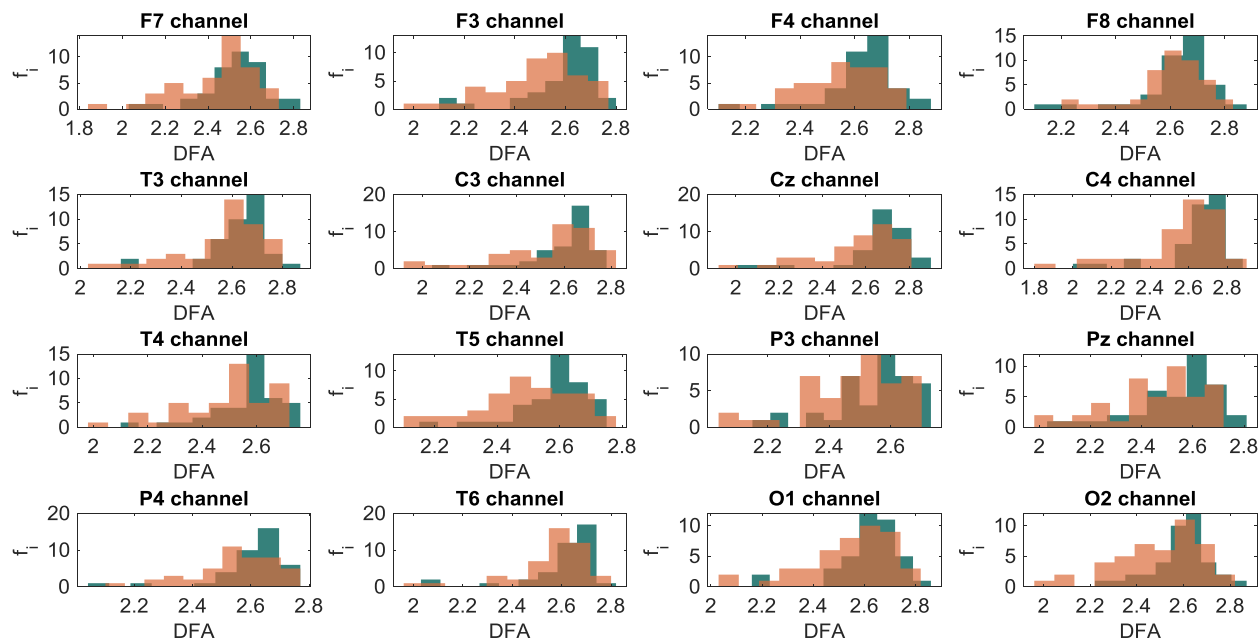
کانال	مقدار p	میانگین		انحراف معیار		خطای معیار		نتیجه آزمون
		\bar{X}_2	\bar{X}_1	S_2	S_1	\bar{S}_2	\bar{S}_1	
میانگین	< 0.001	1.793	1.815	0.016	0.028	0.003	0.004	شواهد کافی برای تأیید

فرض صفر وجود نداشته
و تفاوت معنادار است.



شکل (۴-۱۴) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد ماراگوس-سان متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

در گام پنجم، همچون دیگر موارد بیان‌شده، با استفاده از روابط ذکرشده در فصل گذشته، ویژگی بعد فراکتال به روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل برای هر کانال استخراج گشته است. هیستوگرام داده‌های نگاشته شده به فضای بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل در شکل زیر نمایش داده شده است. بر اساس این شکل می‌توان دید که دادگان دارای توزیع نرمال نبوده و در نتیجه برای بررسی معناداری اختلاف ایجادشده بین دو گروه بر اساس این ویژگی، مهم‌ترین شرط شرایط پارامتریک، یعنی نرمال بودن توزیع نمونه‌ها وجود نداشته و از این‌رو آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع استفاده گشته است.



شکل (۴-۱۵) هیستوگرام ویژگی بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل استخراج‌شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا

در این حالت نیز نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع (با فرض سطح معناداری ۰/۰۵ یا مقدار p کمتر از ۰/۰۵)، شامل مقدار p ، میانگین گروه سالم (\bar{X}_1) و بیمار (\bar{X}_2)، انحراف معیار گروه سالم و بیمار (S_1) و بیمار (S_2) و خطای معیار گروه سالم (\bar{S}_1) و بیمار (\bar{S}_2) برای شاخص بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل برای هر کانال در جدول زیر بیان گشته است.

در این آزمون نیز آمار فرض صفر یکسان بودن توزیع نمونه‌های نگاشته‌شده در فضای بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل و فرض جانشین این است که نمونه‌ها متعلق به توزیع‌های متفاوتی هستند. در صورت، اگر شواهد کافی برای تأیید فرض صفر از شواهد یا داده نگاشته‌شده وجود نداشته باشد، آنگاه می‌توان گفت که ویژگی بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل، می‌تواند به صورت معناداری میان سیگنال‌های افراد سالم و مبتلا به بیماری شیزوفرنی تمایز و تفاوت ایجاد کند.

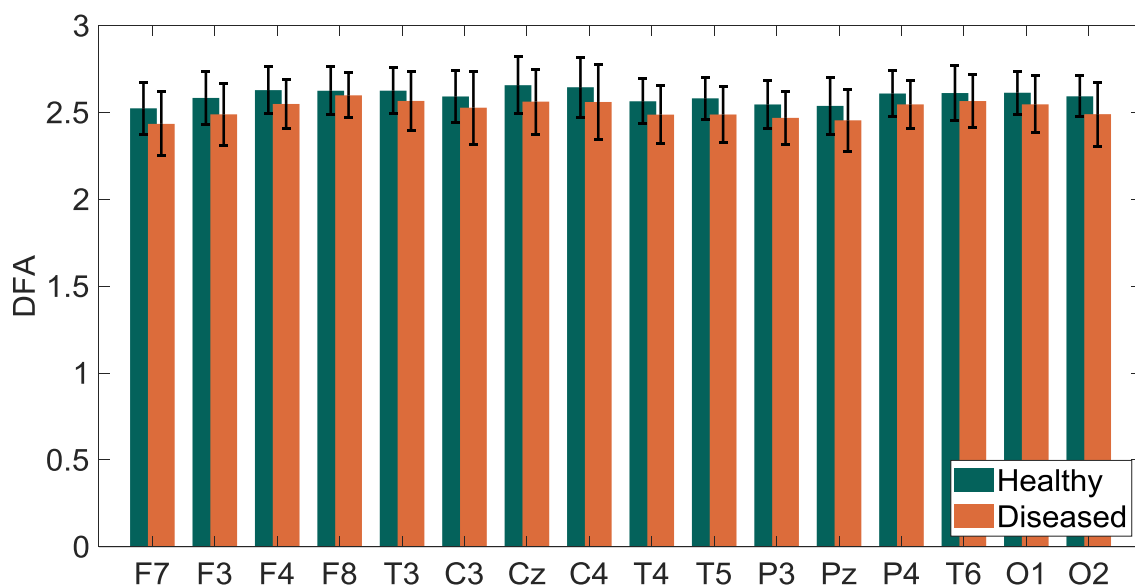
جدول (۴-۹) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد فراکتال به روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل در ۱۶ کانال

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1	p	
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.028	0.024	0.184	0.149	2.434	2.524	0.027	F7
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.026	0.024	0.177	0.152	2.489	2.584	0.003	F3
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.021	0.022	0.140	0.135	2.549	2.629	0.004	F4
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.019	0.022	0.130	0.139	2.599	2.625	0.127	F8
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.025	0.021	0.168	0.131	2.566	2.625	0.067	T3
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.031	0.024	0.211	0.149	2.527	2.592	0.162	C3
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.028	0.026	0.187	0.164	2.562	2.657	0.004	Cz
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت	0.032	0.028	0.215	0.173	2.560	2.645	0.022	C4

معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T4	0.030	2.564	2.488	0.131	0.166	0.021	0.025	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T5	0.003	2.581	2.488	0.121	0.159	0.019	0.024	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P3	0.010	2.546	2.469	0.139	0.153	0.022	0.023	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
Pz	0.026	2.538	2.455	0.164	0.180	0.026	0.027	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P4	0.014	2.609	2.547	0.130	0.139	0.021	0.021	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T6	0.034	2.612	2.566	0.158	0.152	0.025	0.023	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O1	0.038	2.613	2.547	0.123	0.164	0.020	0.024	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O2	0.008	2.593	2.490	0.117	0.183	0.019	0.027	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								

جدول فوق نشان می‌دهد که ویژگی بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل می‌تواند تفاوت معناداری در

تمامی کانال‌ها به جز کانال‌های F8، T3 و C3 ایجاد نماید. شایان ذکر است در جدول فوق تمامی مقادیر تا سه رقم اعشار بیان گشته است. شکل زیر خلاصه‌ای از جدول فوق را نشان می‌دهد.

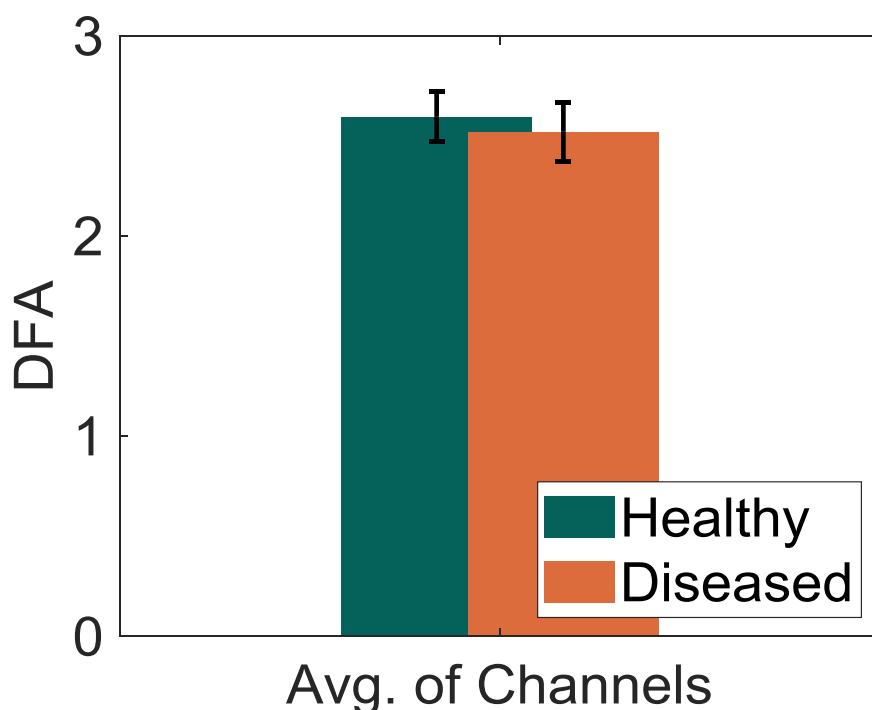


شکل (۴-۱۶) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

مشابه ابعاد هیگوجی و کاتز و ماراگوس-سان، در این حالت نیز شکل فوق نشان می‌دهد که در تمامی کانال‌ها متوسط مقدار بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل در افراد سالم اندکی بالاتر از مقدار آن در افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی است. از این رو در این حالت نیز می‌توان نتیجه گرفت که بیماری شیزوفرنی سبب کاهش میزان پیچیدگی سیگنال EEG می‌گردد. برای بررسی دقیق‌تر، بار دیگر میانگین مقادیر بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل محاسبه شده در تمام کانال برای هر دو گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. مشابه قبل، نتایج آزمون آماری در این بررسی در جدول زیر بیان گشته و خلاصه آن نیز در شکل زیر نمایش داده شده است.

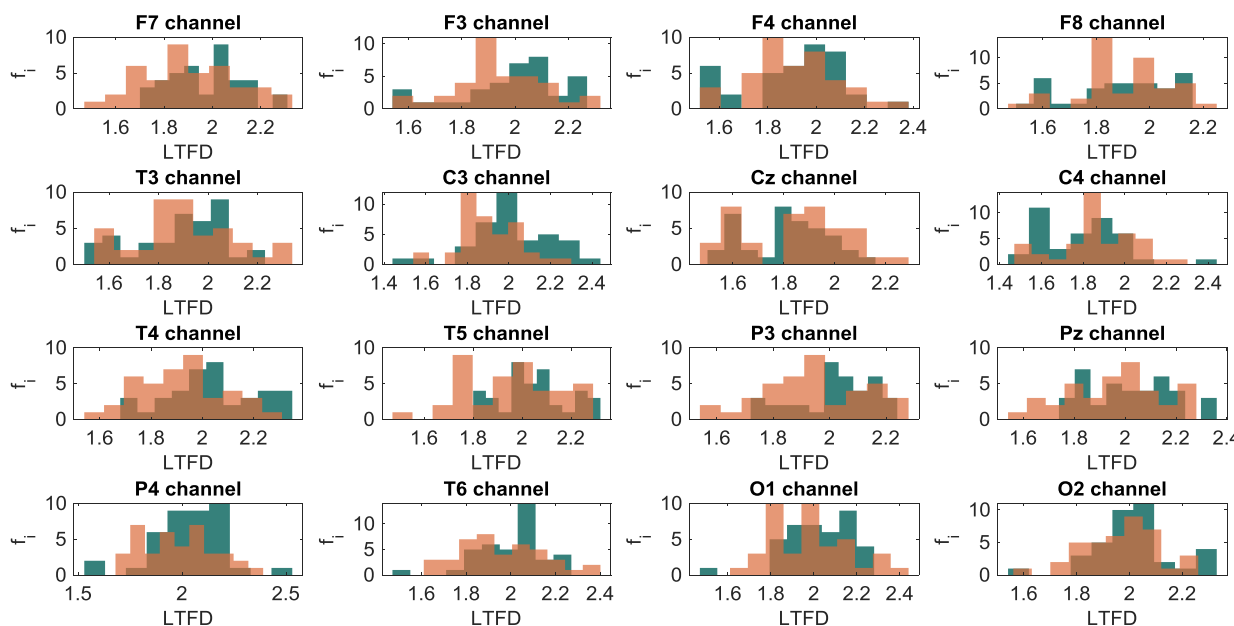
جدول (۴-۱۰) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد فراکتال به روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل متوسط

کانال	مقدار p	میانگین		انحراف معیار		خطای معیار		نتیجه آزمون
		\bar{X}_2	\bar{X}_1	S_2	S_1	\bar{S}_2	\bar{S}_1	
میانگین ۱۶	0.004	2.521	2.596	0.149	0.124	0.020	0.022	شواهد کافی برای تأیید فرض صفر



شکل (۴-۱۷) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

در گام ششم، همچون سایر حالات، با استفاده از روابط بیان‌شده در فصل گذشته، ویژگی بعد لیپوویچ-توٹ برای هر کانال استخراج گشته است. هیستوگرام داده‌های نگاشته شده به فضای بعد لیپوویچ-توٹ در شکل زیر نمایش داده شده است. بر اساس این شکل می‌توان دید که دادگان دارای توزیع نرمال نبوده و در نتیجه برای بررسی معناداری اختلاف ایجادشده بین دو گروه بر اساس این ویژگی، مهم‌ترین شرط شرایط پارامتریک، یعنی نرمال بودن توزیع نمونه‌ها وجود نداشته و از این‌رو آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع استفاده گشته است.



شکل (۴-۱۸) هیستوگرام ویژگی بعد لیوویچ-توت استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا

در این حالت نیز نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع (با فرض سطح معناداری ۰/۰۵ یا مقدار p کمتر از ۰/۰۵)، شامل مقدار p ، میانگین گروه سالم (\bar{X}_1) و بیمار (\bar{X}_2)، انحراف معیار گروه سالم و بیمار (S_1 و S_2) و خطای معیار گروه سالم (\bar{S}_1) و بیمار (\bar{S}_2) برای شاخص بعد لیوویچ-توت برای هر کانال در جدول زیر بیان گشته است.

در این آزمون نیز آمار فرض صفر یکسان بودن توزیع نمونه‌های نگاشته شده در فضای بعد لیوویچ-توت و فرض جانشین این است که نمونه‌ها متعلق به توزیع‌های متفاوتی هستند. در صورت، اگر شواهد کافی برای تأیید فرض صفر از شواهد یا داده نگاشته شده وجود نداشته باشد، آنگاه می‌توان گفت که ویژگی بعد لیوویچ-توت، می‌تواند به صورت معناداری میان سیگنال‌های افراد سالم و مبتلا به بیماری شیزوفرنی تمایز و تفاوت ایجاد کند.

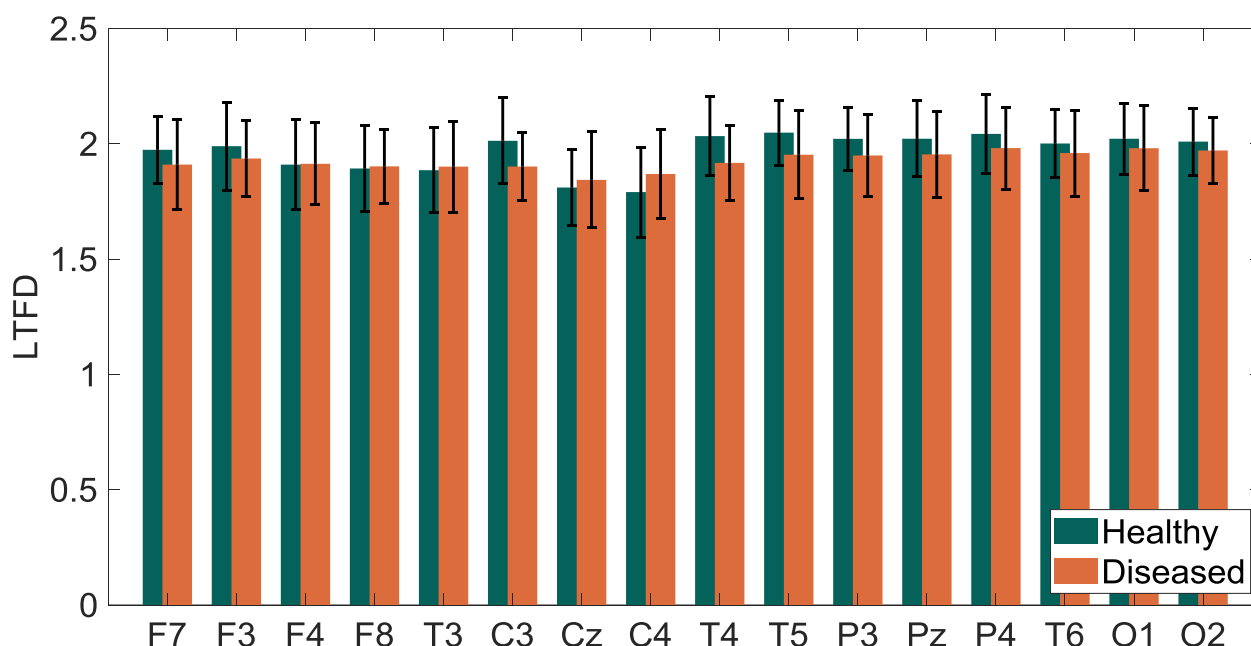
جدول (۴-۱۱) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص بعد لیپوویچ-توت در ۱۶ کانال

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1	p	
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.029	0.023	0.195	0.147	1.910	1.974	0.078	F7
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.025	0.031	0.166	0.191	1.937	1.990	0.081	F3
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.026	0.031	0.177	0.195	1.914	1.910	0.590	F4
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.024	0.030	0.161	0.188	1.903	1.894	0.926	F8
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.029	0.029	0.197	0.184	1.902	1.886	0.900	T3
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.022	0.030	0.149	0.187	1.902	2.013	0.003	C3
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.031	0.026	0.208	0.164	1.844	1.811	0.315	Cz
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت	0.029	0.031	0.191	0.195	1.870	1.791	0.116	C4

معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T4	0.003	2.034	1.918	0.171	0.164	0.027	0.024	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T5	0.021	2.049	1.953	0.141	0.191	0.023	0.028	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P3	0.061	2.022	1.950	0.136	0.180	0.022	0.027	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
Pz	0.155	2.023	1.955	0.164	0.186	0.026	0.028	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P4	0.074	2.043	1.982	0.170	0.178	0.027	0.026	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T6	0.139	2.002	1.960	0.149	0.186	0.024	0.028	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O1	0.124	2.022	1.981	0.155	0.184	0.025	0.027	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O2	0.275	2.010	1.972	0.146	0.143	0.023	0.021	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								

جدول فوق نشان می‌دهد که ویژگی بعد لیپوویچ-توت تنها در سه کانال C3، T4 و T5 تفاوت معنادار ایجاد

نموده است. شایان ذکر است در جدول فوق تمامی مقادیر تا سه رقم اعشار بیان گشته است. شکل زیر خلاصه‌ای از جدول فوق را نشان می‌دهد.

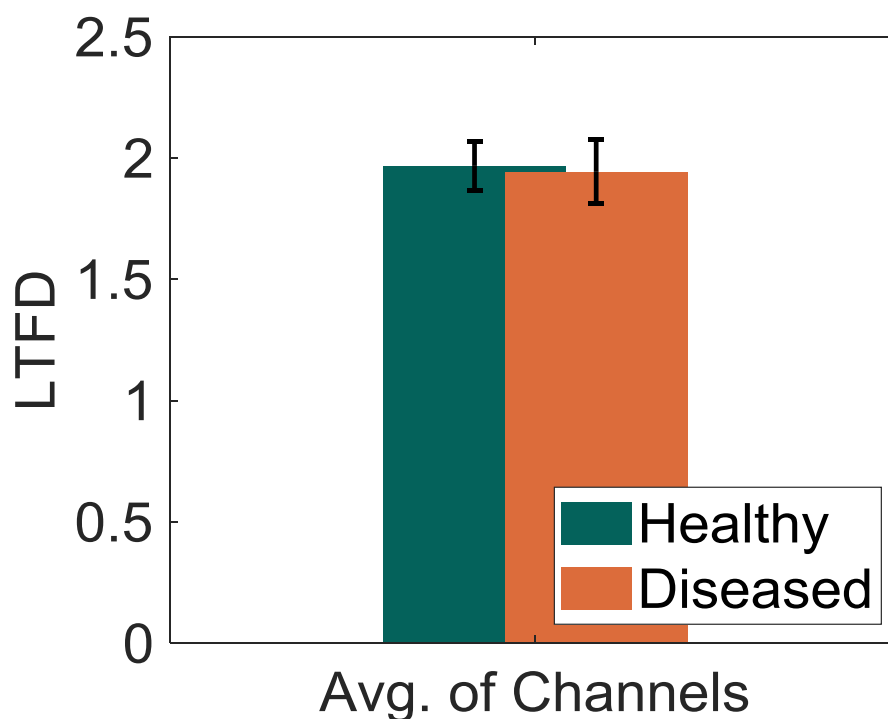


شکل (۴-۱۹) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد لیپوویچ-توٹ در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی

برخلاف سایر روش‌هایی که تا کنون مطرح و بررسی شد، در این حالت شکل فوق نشان می‌دهد که در بیشتر کانال‌ها به جز کانال‌های F4، F8، T3، Cz و C4، متوسط مقدار بعد لیپوویچ-توٹ در افراد سالم بالاتر از مقدار آن در افراد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی است. از این رو در این حالت نیز می‌توان نتیجه گرفت که بیماری شی‌زوفرنی سبب کاهش میزان پیچیدگی سیگنال EEG به جز در کانال‌های F4، F8، T3، Cz و C4 که سبب کاهش پیچیدگی سیگنال شده است، می‌گردد. برای بررسی دقیق‌تر، بار دیگر میانگین مقادیر بعد لیپوویچ-توٹ محاسبه شده در تمام کانال برای هر دو گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. مشابه قبل، نتایج آزمون آماری در این بررسی در جدول زیر بیان گشته و خلاصه آن نیز در شکل زیر نمایش داده شده است.

جدول (۴-۱۲) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۰.۹۵٪ برای شاخص بعد لیپوویچ-توت متوسط

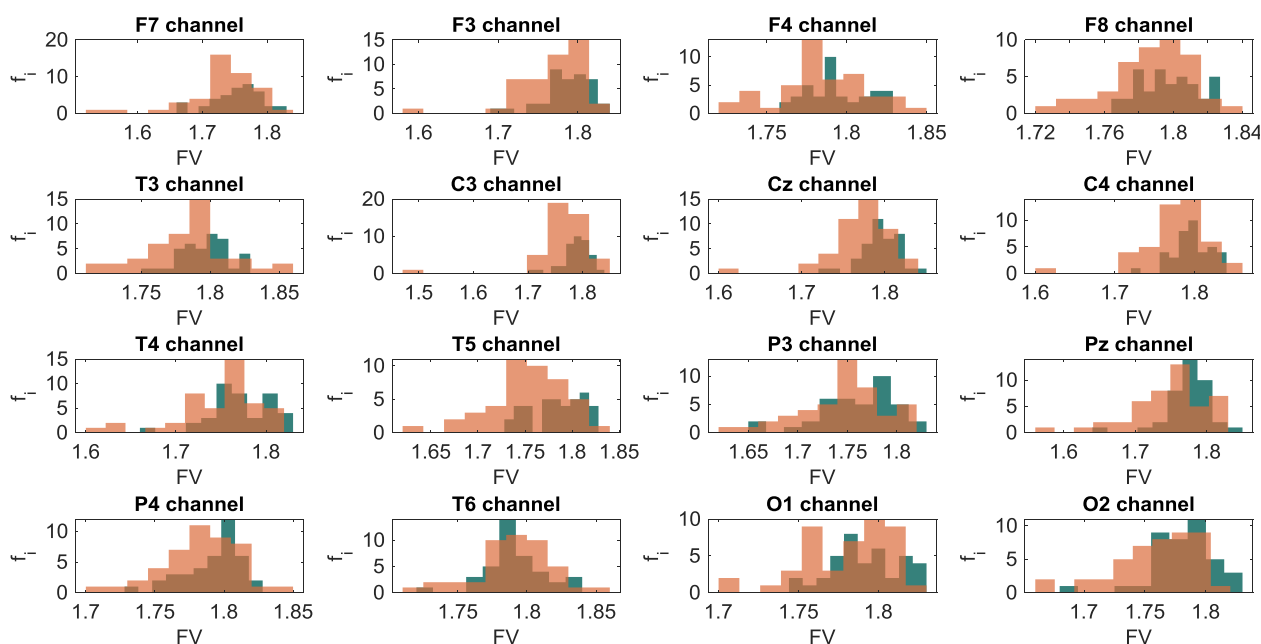
نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.020	0.016	0.132	0.100	1.944	1.968	0.229	میانگین ۱۶ کانال



شکل (۴-۲۰) میانگین و انحراف معیار ویژگی بعد لیپوویچ-توت متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

در گام هفتم، همچون حالات مطرح‌شده، با استفاده از روابط بیان‌شده در فصل گذشته، ویژگی نوسانات فراکتالی برای هر کانال استخراج گشته است. هیستوگرام داده‌های نگاشته شده به فضای نوسانات فراکتالی در شکل زیر نمایش داده شده است. بر اساس این شکل می‌توان دید که دادگان دارای توزیع نرمال نبوده و در نتیجه برای بررسی معناداری اختلاف ایجادشده بین دو گروه بر اساس این ویژگی، مهم‌ترین شرط شرایط

پارامتریک، یعنی نرمال بودن توزیع نمونه‌ها وجود نداشته و از این رو آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع استفاده گشته است.



شکل (۴-۲۱) هیستوگرام ویژگی نوسانات فراکتالی استخراج شده از ۸۴ سیگنال EEG شامل ۳۹ سیگنال فرد سالم و ۴۵ سیگنال فرد مبتلا به بیماری شیزوفرنی برای ۱۶ کانال مجزا

در این حالت نیز نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع (با فرض سطح معناداری ۹۵٪ یا مقدار p کمتر از ۰/۰۵)، شامل مقدار p ، میانگین گروه سالم (\bar{X}_1) و بیمار (\bar{X}_2)، انحراف معیار گروه سالم (S_1) و بیمار (S_2) و خطای معیار گروه سالم (\bar{S}_1) و بیمار (\bar{S}_2) برای شاخص نوسانات فراکتالی برای هر کانال در جدول زیر بیان گشته است.

در این آزمون نیز آمار فرض صفر یکسان بودن توزیع نمونه‌های نگاشته شده در فضای نوسانات فراکتالی و فرض جانشین این است که نمونه‌ها متعلق به توزیع‌های متفاوتی هستند. در صورت، اگر شواهد کافی برای تأیید فرض صفر از شواهد یا داده نگاشته شده وجود نداشته باشد، آنگاه می‌توان گفت که ویژگی نوسانات فراکتالی، می‌تواند به صورت معناداری میان سیگنال‌های افراد سالم و مبتلا به بیماری شیزوفرنی تمایز و تفاوت ایجاد کند.

جدول (۴-۱۳) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص نوسانات فراکتالی در ۱۶ کانال

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.008	0.006	0.055	0.039	1.733	1.753	0.125	F7
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.006	0.005	0.041	0.030	1.768	1.787	0.018	F3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.004	0.003	0.028	0.019	1.783	1.794	0.042	F4
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود داشته و تفاوت معنادار نیست.	0.003	0.003	0.023	0.017	1.787	1.797	0.070	F8
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.004	0.003	0.030	0.017	1.783	1.796	0.008	T3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.008	0.004	0.053	0.026	1.767	1.787	0.011	C3
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.005	0.004	0.037	0.023	1.771	1.794	< 0.001	Cz
شواهد کافی برای تأیید فرض								
صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.006	0.004	0.040	0.024	1.777	1.796	0.006	C4

معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T4	0.007	1.773	1.748	0.031	0.044	0.005	0.007	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T5	< 0.001	1.784	1.752	0.028	0.040	0.004	0.006	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P3	0.041	1.762	1.745	0.039	0.043	0.006	0.006	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
Pz	0.005	1.775	1.748	0.033	0.054	0.005	0.008	صفر وجود نداشته و تفاوت
معنادار است.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
P4	0.085	1.792	1.783	0.021	0.027	0.003	0.004	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
T6	0.830	1.792	1.791	0.021	0.027	0.003	0.004	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O1	0.094	1.792	1.780	0.021	0.028	0.003	0.004	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار نیست.								
شواهد کافی برای تأیید فرض								
O2	0.003	1.781	1.760	0.025	0.034	0.004	0.005	صفر وجود داشته و تفاوت
معنادار است.								

جدول فوق نشان می‌دهد که ویژگی نوسانات فراکتالی می‌تواند تفاوت معناداری در تمامی کانال‌ها به‌جز

کانال‌های F7، F8، P4، T6 و O1 ایجاد نماید. شایان ذکر است در جدول فوق تمامی مقادیر تا سه رقم اعشار بیان گشته است. شکل زیر خلاصه‌ای از جدول فوق را نشان می‌دهد.

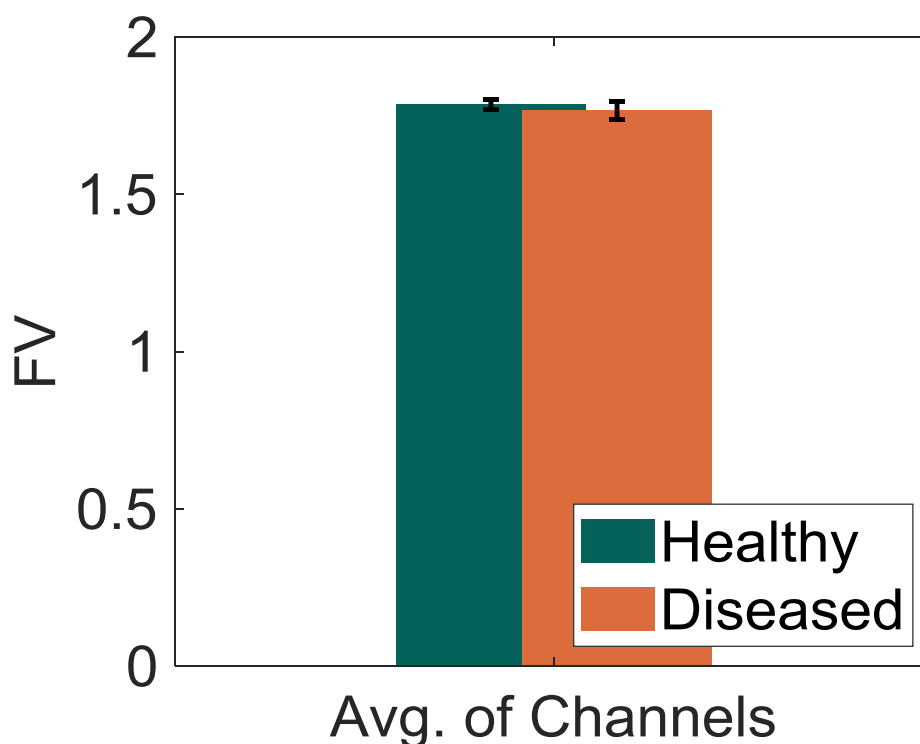


شکل (۴-۲۲) میانگین و انحراف معیار ویژگی نوسانات فراکانالی در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی

مشابه ابعاد هیگوجی و کاتز، ماراگوس-سان و روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل، در این حالت نیز شکل فوق نشان می‌دهد که در تمامی کانال‌ها متوسط مقدار نوسانات فراکانالی در افراد سالم اندکی بالاتر از مقدار آن در افراد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی است. از این‌رو در این مورد نیز می‌توان نتیجه گرفت که بیماری شی‌زوفرنی سبب کاهش میزان پیچیدگی سیگنال EEG می‌گردد. برای بررسی دقیق‌تر، بار دیگر میانگین مقادیر نوسانات فراکانالی محاسبه شده در تمام کانال برای هر دو گروه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. مشابه قبل، نتایج آزمون آماری در این بررسی در جدول زیر بیان گشته و خلاصه آن نیز در شکل زیر نمایش داده شده است.

جدول (۴-۱۴) نتایج آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ برای شاخص نوسانات فراکتالی متوسط

نتیجه آزمون	خطای معیار		انحراف معیار		میانگین		مقدار p	کانال
	\bar{S}_2	\bar{S}_1	S_2	S_1	\bar{X}_2	\bar{X}_1		
شواهد کافی برای تأیید فرض صفر وجود نداشته و تفاوت معنادار است.	0.004	0.003	0.028	0.016	1.767	1.785	0.001	میانگین ۱۶ کانال



شکل (۴-۲۳) میانگین و انحراف معیار ویژگی نوسانات فراکتالی متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

۴-۴- جمع‌بندی

در این بخش، نتایج اجرای الگوریتم‌های بیان‌شده در فصل گذشته و نیز آزمون آماری مناسب مسئله به همراه شکل‌ها و جداول بیان گشته است. نتایج بیان‌شده نشان از آن دارد که در پنج ویژگی فراکتال

بررسی شده، یعنی ابعاد هیگوجی، کاتز، ماراگوس-سان، روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل و نوسانات فراکتالی، بیماری شیزوفرنی سبب کاهش پیچیدگی سیگنال در تمامی ۱۶ کانال گشته است. این درحالی است که نمای هرست تعمیم‌یافته افزایش پیچیدگی را در سیگنال افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی نسبت به سیگنال افراد سالم نشان می‌دهد. الگوریتم لیوویچ-توٹ نیز در بیشتر کانال‌ها کاهش پیچیدگی و در کانال‌های F4، F8، T3، Cz و C4 افزایش پیچیدگی را نشان داده است. بررسی مقادیر متوسط شاخص در کانال‌ها تنها در ویژگی لیوویچ-توٹ تفاوت معناداری را نشان نداده است اما در شش ویژگی دیگر این تفاوت معنادار گزارش شده است. شایان ذکر است که در تمام حالات مورد بررسی، به دلیل عدم برقراری شرایط پارامتریک، از آزمون آماری ویلکاکسان رتبه حاصل جمع با سطح معناداری ۹۵٪ استفاده شده است.

فصل ۵:

جمع‌بندی و پیشنهادها

۵-۱- مقدمه

بیماری شیزوفرنی یک بیماری روانی است که به دلایل نقض در سیستم عصبی ایجاد می‌گردد. به همین دلیل، سیگنال EEG که ثبت فعالیت الکتریک مغزی است، از کاندیدهای مهم برای تشخیص بیماری‌های عصبی و مغزی، از جمله بیماری شیزوفرنی است. از این‌رو تحقیقات متعددی بر روی تشخیص این بیماری با استفاده از سیگنال EEG صورت گرفته است. در نتیجه این تحقیقات، روش‌های مختلف و الگوریتم‌هایی گوناگونی معرفی و بکار گرفته شده است. برخی از این الگوریتم‌های ارائه شده ممکن است زمان‌بر باشد. از سویی دیگر انتخاب ویژگی‌های زمانی، فرکانسی و یا زمان-فرکانسی که مبتنی بر ویژگی‌های کمی سیگنال است و کیفیت تغییر رفتار سیگنال در نظر نمی‌گیرد، ممکن است سبب تفسیر اشتباه از نتایج گردد. همچنین، استخراج ویژگی‌های مختلف و انتخاب ویژگی‌های خود می‌تواند از چالش‌های بسیار از الگوریتم‌های بیان شده باشد. در این پروژه، تلاش شده است تا ویژگی‌های فراکتال که ویژگی‌هایی غیر خطی بوده و با ماهیت غیر خطی و غیر ایستادن سیگنال EEG سازگار است مورد بررسی قرار گیرند.

ویژگی‌های فراکتال عموماً به بررسی کمی-کیفی سیگنال پرداخته و به تغییر کیفیت رفتار سیگنال حساس می‌باشند. در نتیجه برای آشکارسازی هرگونه تغییر رفتار ناشی از یک بیماری در سیگنال می‌توانند از انتخاب‌های مهم در گام استخراج ویژگی باشند. با این وجود، در مرور ادبیات، مطالعه‌ای که پتانسیل این ویژگی‌های بعد فراکتال را به‌طور جامع بررسی و یا مقایسه نماید یافت نشد. بنابراین، در این پروژه تلاش شده است تا هفت الگوریتم محاسبه بعد فراکتال مورد بررسی قرار گیرد. در نهایت ویژگی‌های به دست آمده مورد آزمون آماری قرار گرفته است تا قابلیت آشکارسازی و ایجاد تمایز معنادار میان دو گروه سالم و بیمار (مبتلا به شیزوفرنی) توسط این ویژگی‌ها تحقیق گردد.

در ادامه این فصل به مرور مراحل پژوهش، اهمیت آن و بیان نوآوری‌های بررسی پرداخته شده است. همچنین، نتایج به دست آمده و بیان شده در فصل گذشته به‌طور خلاصه بیان و تفسیر گشته است. در نهایت، پیشنهادهایی برای ادامه پژوهش یا تحقیقات آتی بیان گشته است.

۵-۲- محتوا

به ترتیب شامل موارد زیر است:

۵-۲-۱- جمع‌بندی

نتایج به‌دست‌آمده در فصل گذشته نشان می‌دهد که بعد هیگوچی در ۱۴ کانال (تمام کانال‌ها به‌جز کانال‌های F7 و P3)، بعد کاتز در ۱۲ کانال (تمام کانال‌ها به‌جز کانال‌های F3، P3، Pz و O2)، نمای هرست تعمیم‌یافته در ۱۵ کانال (تمام کانال‌ها به‌جز کانال P3)، بعد ماراگوس-سان در ۱۶ کانال، تحلیل نوسانات بدون تمایل در ۱۳ کانال (تمام کانال‌ها به‌جز کانال‌های F8، T3 و C3)، بعد لیبوویچ-توت در ۳ کانال (شامل C3، T4 و T5) و ویژگی نوسانات فراکتالی در ۱۱ کانال (تمام کانال‌ها به‌جز کانال‌های F7، F8، P4، T6 و O1) تفاوتی معنادار میان سیگنال EEG افراد سالم و بیمار ایجاد کرده‌اند. بنابراین، می‌توان گفت که در این میان بعد ماراگوس-سان بهترین عملکرد و بعد لیبوویچ-توت بدترین عملکرد را دارا بوده است.

از سویی دیگر، در تمام ویژگی‌ها به‌جز نمای هرست تعمیم‌یافته و بعد لیبوویچ-توت، در تمام کانال مقدار بعد فراکتال در افراد سالم بیشتر از افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی به‌دست آمده است. در نتیجه می‌توان گفت که به‌طور متوسط مبتلا به بیماری شیزوفرنی پیچیدگی سیگنال EEG را کاهش می‌دهد. نمای هرست تعمیم‌یافته عکس این مورد را نشان می‌دهد. یعنی در تمامی کانال‌ها مقدار نمای هرست تعمیم‌یافته در افراد سالم پایین‌تر از افراد مبتلا به شیزوفرنی است. بعد لیبوویچ-توت رند یکنواختی را در کانال‌ها نشان نداده است اما در بیشتر کانال‌ها (به‌جز کانال‌های F8، T3، C2، C4 و F4) مقدار بعد فراکتال در افراد سالم بالاتر گزارش شده است.

به‌جز بررسی‌ها کانال‌ها، بار دیگر میانگین مقدار ویژگی‌ها در کانال‌ها برای هر سوژه محاسبه شده و مورد آزمون قرار گرفته است. نتایج این بررسی‌ها نشان داد که تمام ویژگی‌ها به‌جز بعد لیبوویچ-توت ($p = 0.229$) به‌طور متوسط دارای اختلافی معنادار میان سیگنال افراد سالم و بیمار ایجاد کرده‌اند ($p < 0.5$). از سویی دیگر، این مقدار متوسط ویژگی‌ها به‌جز در ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته ($p = 0.011$) به‌طور معناداری در افراد سالم بالاتر از افراد بیمار است. در این زمینه ویژگی ماراگوس-سان کمترین مقدار p را داراست ($p < 0.001$).

۵-۲-۲- نوآوری

در این پژوهش، عملکرد هفت شاخص مهم برای محاسبه بعد فراکتال مورد بررسی قرار گرفته و نتایج آن معرفی گشته است. از آنجایی که این شاخص‌ها یا به‌طور کلی بعد فراکتال معیاری از پیچیدگی سیستم است و تغییرات کیفی سیگنال را در نظر می‌گیرد، نتایج آن قابل تفسیر است. بر این اساس می‌توان مشاهده نمود که در مقایسه با پژوهش انجام‌شده توسط نمازی [۱۴]، شاخص‌ها فراکتال چه در کانال‌ها به‌تنهایی و چه در مجموع از آنتروپی شانون عملکرد بهتری ارائه داده‌اند.

از سویی دیگر، با مقایسه نتایج شاخص‌ها در شرایط یکسان، نشان داده شد که بهترین الگوریتم برای محاسبه بعد فراکتال سیگنال EEG به‌منظور تشخیص بیماری شیزوفرنی بعد ماراگوس-سان است. این در حالی است که در مطالعاتی که از شاخص‌های غیر خطی برای طبقه‌بندی استفاده کردند، بعد هیگوچی مد نظر قرار داده شده است.

۵-۲-۳- پیشنهادها

برای بررسی‌های آتی پیشنهادهای زیر ارائه می‌گردد:

- ۱- استفاده از الگوریتم‌های یادگیری ماشین می‌تواند دید مناسبی از عملکرد ویژگی‌ها ایجاد کرده و امکان مقایسه صحت حاصل‌شده در نتیجه‌ی استفاده از هر یک از شاخص‌های فراکتال را فراهم کند.
- ۲- استفاده از مجموعه ویژگی‌های فراکتال در کنار سایر ویژگی‌های از جمله خواص آماری سیگنال‌ها و ویژگی‌هایی از جمله انواع آنتروپی در کنار یادگیرنده‌هایی از جمله SVM و شبکه عصبی ممکن است سبب بهبود الگوریتم‌های تشخیصی گردد.
- ۳- استفاده از روش‌ها ادغام ویژگی‌ها ممکن است در بهبود تشخیص بیماری شیزوفرنی نقش مؤثری داشته باشد.
- ۴- محاسبه شاخص‌های فراکتال طیف فرکانس یا مؤلفه‌های زمان فرکانس و بررسی می‌تواند به بررسی چگونگی تغییرات کیفی طیف فرکانسی در اثر بیماری شیزوفرنی کمک نماید.
- ۵- محاسبه ماتریس اتصالات با استفاده از اطلاعات سیگنال دریافت‌شده از کانال‌ها می‌تواند به ساخت شبکه نوروئی منجر شود. سپس با جایگزینی مدل‌های نوروئی می‌توان عملکرد مغز در حالات مختلف در بیماری شیزوفرنی را بررسی کرده و الگوهای زمانی-مکانی نوروئی را در این بیماری مدل نمود. این امر می‌تواند در

درک عمیق‌تر، مدل‌سازی و در نتیجه تشخیص بهتر بیماری مفید واقع شود.

مراجع

- [1] S. Sanei and J. A. Chambers, *EEG signal processing*. John Wiley & Sons, 2013.
- [2] J. Van Os, G. Kenis, and B. P. Rutten, "The environment and schizophrenia," *Nature*, vol. 468, no. 7321, pp. 203-212, 2010.
- [3] P. McGuire and C. Frith, "Disordered functional connectivity in schizophrenia1," *Psychological medicine*, vol. 26, no. 4, pp. 663-667, 1996.
- [4] B. Raghavendra, D. N. Dutt, H. N. Halahalli, and J. P. John, "Complexity analysis of EEG in patients with schizophrenia using fractal dimension," *Physiological measurement*, vol. 30, no. 8, p. 795, 2009.
- [5] (1394). *Electroencephalograph images*. Available: https://www.hidoctor.ir/75467_%D8%AA%D8%B5%D8%A7%D9%88%DB%8C%D8%B1-%D8%AF%D8%B3%D8%AA%DA%AF%D8%A7%D9%87-%D8%A7%D9%84%DA%A9%D8%AA%D8%B1%D9%88%D8%A7%D9%86%D8%B3%D9%81%D8%A7%D9%84%D9%88%DA%AF%D8%B1%D8%A7%D9%81.html/
- [6] M. Abo-Zahhad, S. M. Ahmed, and S. N. Abbas, "A new EEG acquisition protocol for biometric identification using eye blinking signals," *International Journal of Intelligent Systems and Applications*, vol. 7, no. 6, p. 48, 2015.
- [7] C. Devia *et al.*, "EEG classification during scene free-viewing for schizophrenia detection," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, no. 6, pp. 1193-1199, 2019.
- [8] F. Li *et al.*, "Differentiation of schizophrenia by combining the spatial EEG brain network patterns of rest and task P300," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 27, no. 4, pp. 594-602, 2019.
- [9] M. Shim, H.-J. Hwang, D.-W. Kim, S.-H. Lee, and C.-H. Im, "Machine-learning-based diagnosis of schizophrenia using combined sensor-level and source-level EEG features," *Schizophrenia research*, vol. 176, no. 2-3, pp. 314-319, 2016.
- [10] J. K. Johannesen, J. Bi, R. Jiang, J. G. Kenney, and C.-M. A. Chen, "Machine learning identification of EEG features predicting working memory performance in schizophrenia and healthy adults," *Neuropsychiatric electrophysiology*, vol. 2, no. 1, pp. 1-21, 2016.
- [11] R. Boostani and M. Sabeti, "Optimising brain map for the diagnosis of schizophrenia," *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, vol. 28, no. 2, pp. 105-19, 2018.
- [12] N. N. Gorbachevskaya and M. V. Borisov, "EEG of healthy adolescents and adolescents with symptoms of schizophrenia," in *EEG Records Databases*, M. V. L. M. S. U. Laboratory for Neurophysiology and Neuro-Computer Interfaces, Faculty of Biology, Ed., ed, 2005.
- [13] A. Piryatinska, B. Darkhovsky, and A. Kaplan, "Binary classification of multichannel-EEG records based on the ϵ -complexity of continuous vector functions," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 152, pp. 131-139, 2017.
- [14] H. Namazi, "Information-based classification of electroencephalography (EEG) signals for healthy adolescents and adolescents with symptoms of Schizophrenia," *Fluctuation and Noise Letters*, vol. 19, no. 04, p. 2050033, 2020.
- [15] E. Olejarczyk and W. Jernajczyk, "EEG in schizophrenia," ed, 2017.

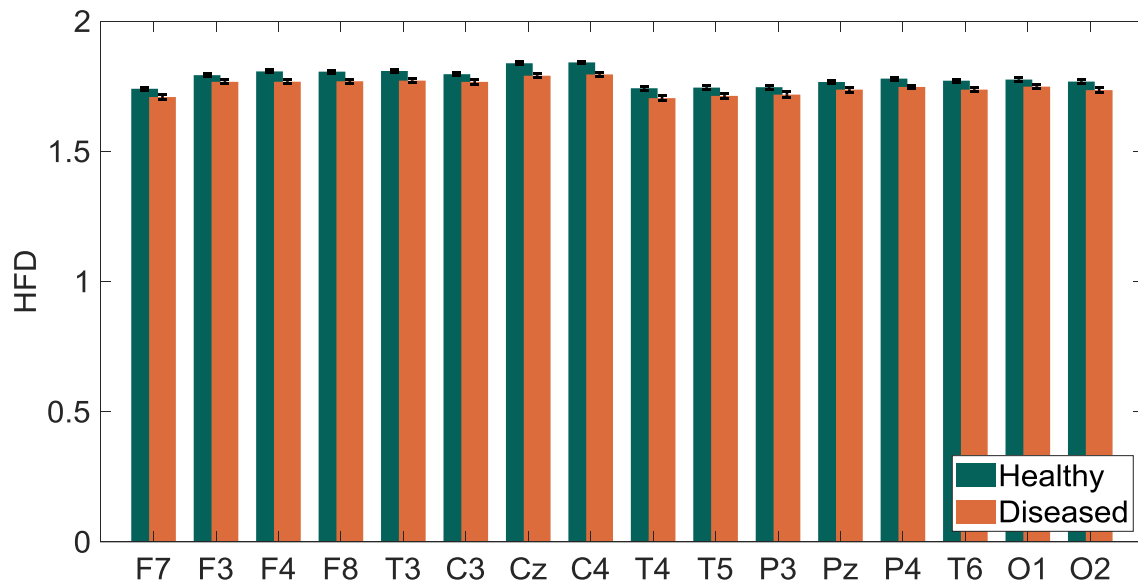
- [16] V. Jahmunah *et al.*, "Automated detection of schizophrenia using nonlinear signal processing methods," *Artificial intelligence in medicine*, vol. 100, p. 101698, 2019.
- [17] T. Bose, S. D. Sivakumar, and B. Kesavamurthy, "Identification of schizophrenia using EEG alpha band power during hyperventilation and post-hyperventilation," *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 36, no. 6, pp. 901-911, 2016.
- [18] J. W. Jeong *et al.*, "Classifying schizotypy using an audiovisual emotion perception test and scalp electroencephalography," *Frontiers in human neuroscience*, vol. 11, p. 450, 2017.
- [19] W.-L. Chu, M.-W. Huang, B.-L. Jian, and K.-S. Cheng, "Analysis of EEG entropy during visual evocation of emotion in schizophrenia," *Annals of General Psychiatry*, vol. 16, no. 1, pp. 1-9, 2017.
- [20] F. Alimardani and R. Boostani, "DB-FFR: a modified feature selection algorithm to improve discrimination rate between bipolar mood disorder (BMD) and schizophrenic patients," *Iranian Journal of Science and Technology, Transactions of Electrical Engineering*, vol. 42, no. 3, pp. 251-260, 2018.
- [21] F. Alimardani, J.-H. Cho, R. Boostani, and H.-J. Hwang, "Classification of bipolar disorder and schizophrenia using steady-state visual evoked potential based features," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 40379-40388, 2018.
- [22] C.-R. Phang, C.-M. Ting, S. B. Samdin, and H. Ombao, "Classification of EEG-based effective brain connectivity in schizophrenia using deep neural networks," in *2019 9th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2019, pp. 401-406: IEEE.
- [23] C.-R. Phang, F. Noman, H. Hussain, C.-M. Ting, and H. Ombao, "A multi-domain connectome convolutional neural network for identifying schizophrenia from EEG connectivity patterns," *IEEE journal of biomedical and health informatics*, vol. 24, no. 5, pp. 1333-1343, 2019.
- [24] S. L. Oh, J. Vicnesh, E. J. Ciaccio, R. Yuvaraj, and U. R. Acharya, "Deep convolutional neural network model for automated diagnosis of schizophrenia using EEG signals," *Applied Sciences*, vol. 9, no. 14, p. 2870, 2019.
- [25] J. Sun *et al.*, "A hybrid deep neural network for classification of schizophrenia using EEG Data," *Scientific Reports*, vol. 11, no. 1, pp. 1-16, 2021.
- [26] B. B. Mandelbrot, *The fractal geometry of nature*. WH freeman New York, 1982.
- [27] N. O. Schmidt and R. Katebi, "Initiating Santilli's iso-mathematics to triplex numbers, fractals, and Inopin's holographic ring: preliminary assessment and new lemmas," *Hadronic Journal*, vol. 36, 2013.
- [28] S. S. Chandra *et al.*, "Chaotic sensing," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 27, no. 12, pp. 6079-6092, 2018.
- [29] K. Irwin, "Toward the unification of physics and number theory," *Reports in Advances of Physical Sciences*, vol. 3, no. 01, p. 1950003, 2019.
- [30] T. Nail. (2021). *Why our "wandering brains" are wired to love art and nature*. Available: <https://www.salon.com/2021/06/15/why-our-wandering-brains-are-wired-to-love-art-and-nature/>
- [31] H. Namazi, "Can we mathematically correlate brain memory and complexity," *ARC Journal of Neuroscience*, vol. 3, no. 2, pp. 10-12, 2018.
- [32] R. Esteller, G. Vachtsevanos, J. Echauz, and B. Litt, "A comparison of waveform fractal dimension algorithms," *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, vol. 48, no. 2, pp. 177-183, 2001.

- [33] I. Pilgrim and R. P. Taylor, "Fractal analysis of time-series data sets: Methods and challenges," *Fractal analysis*, 2018.
- [34] T. Higuchi, "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory," *Physica D: Nonlinear Phenomena*, vol. 31, no. 2, pp. 277-283, 1988.
- [35] M. J. Katz, "Fractals and the analysis of waveforms," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 18, no. 3, pp. 145-156, 1988/01/01/ 1988.
- [36] T. Di Matteo, "Multi-scaling in finance," *Quantitative Finance*, vol. 7, no. 1, pp. 21-36, 2007/02/01 2007.
- [37] P. Maragos and S. Fan-Kon, "Measuring the Fractal Dimension of Signals: Morphological Covers and Iterative Optimization," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 41, no. 1, p. 108, 1993.
- [38] C. K. Peng, S. V. Buldyrev, S. Havlin, M. Simons, H. E. Stanley, and A. L. Goldberger, "Mosaic organization of DNA nucleotides," *Physical Review E*, vol. 49, no. 2, pp. 1685-1689, 02/01/ 1994.
- [39] L. S. Liebovitch and T. Toth, "A fast algorithm to determine fractal dimensions by box counting," *Physics Letters A*, vol. 141, no. 8, pp. 386-390, 1989/11/20/ 1989.
- [40] K. Suganthi and G. Jayalalitha, "Geometric Brownian Motion in Stock Prices," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1377, no. 1, p. 012016, 2019/11/01 2019.
- [41] W. Severa, R. Lehoucq, O. Parekh, and J. B. Aimone, "Spiking neural algorithms for markov process random walk," in *2018 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, 2018, pp. 1-8: IEEE.
- [42] F. Madadzadeh, "Popular statistical tests for investigating the relationship between two variables in medical research," *Journal of Community Health Research*, vol. 9, no. 1, pp. 1-3, 2020.
- [43] C. Wild, "The Wilcoxon Rank-Sum Test," ed, 1997.

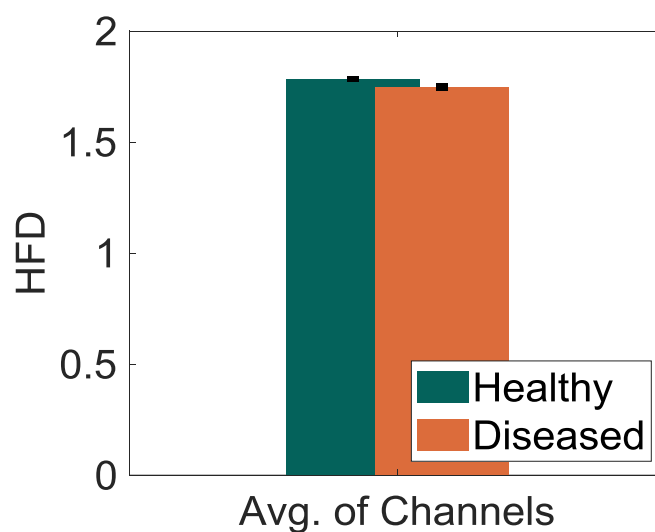
پیوست‌ها

پیوست الف

در فصل نتایج، خلاصه نتایج جداول به صورت نمودار میله‌ای شامل میانگین و انحراف معیار (برای نمایش بهتر) ویژگی‌ها نمایش داده شد. در این بخش این نمودارها به همراه خطای معیار ویژگی در هر کانال نمایش داده شده است تا معناداری یا عدم معناداری ویژگی‌ها در هر کانال و به طور متوسط ملموس تر گردد.

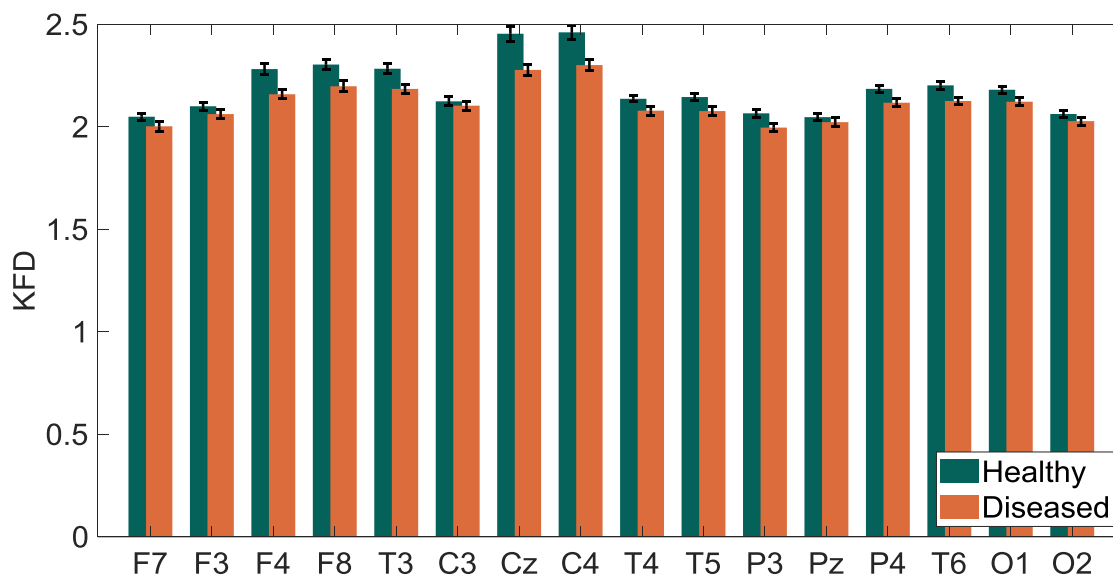


شکل ۱ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد هیگوجی در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

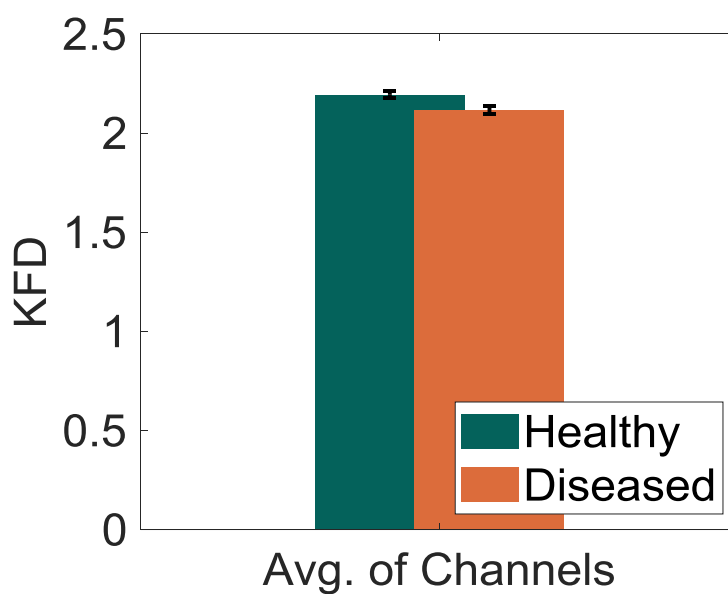


شکل ۲ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد هیگوجی متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به

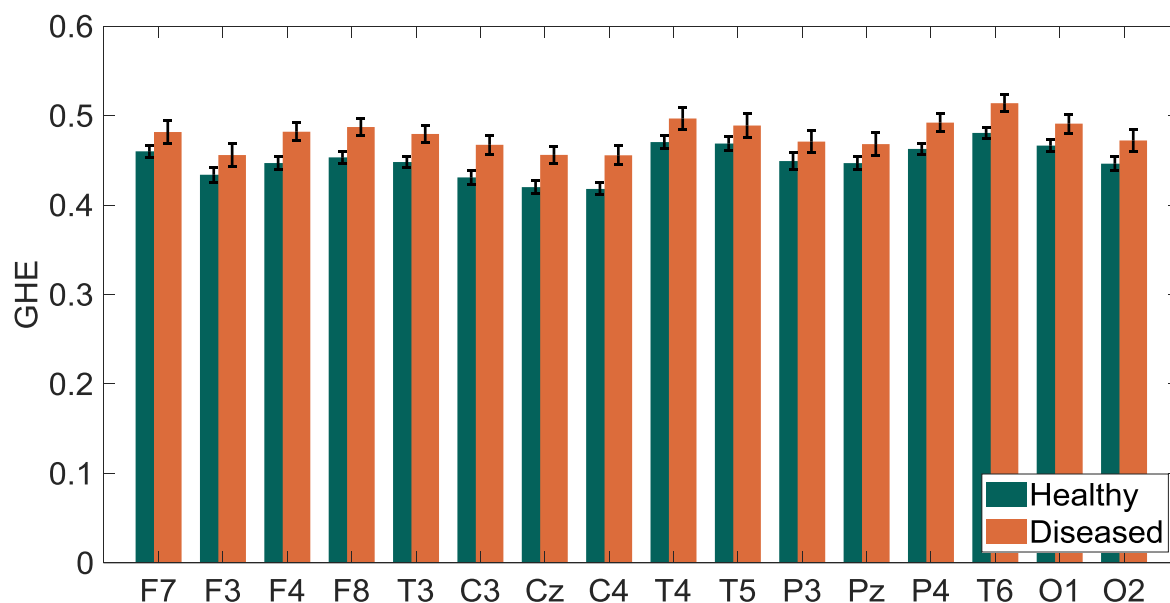
بیماری شیزوفرنی



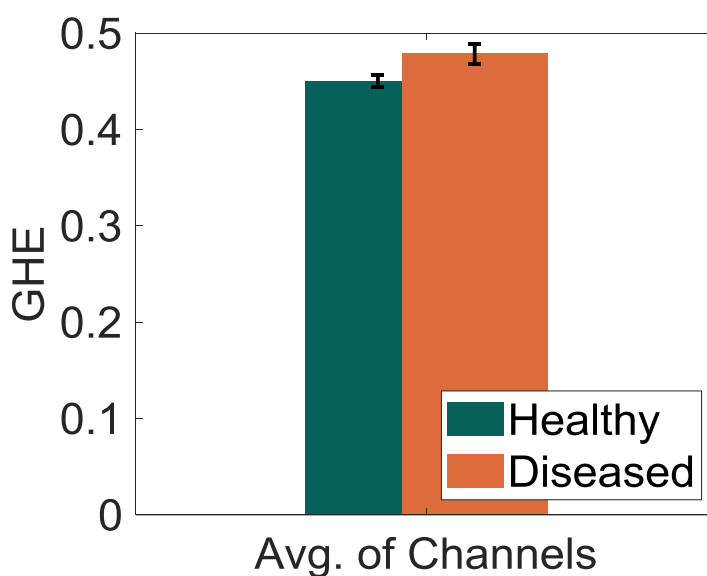
شکل ۳ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد کاتز در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی



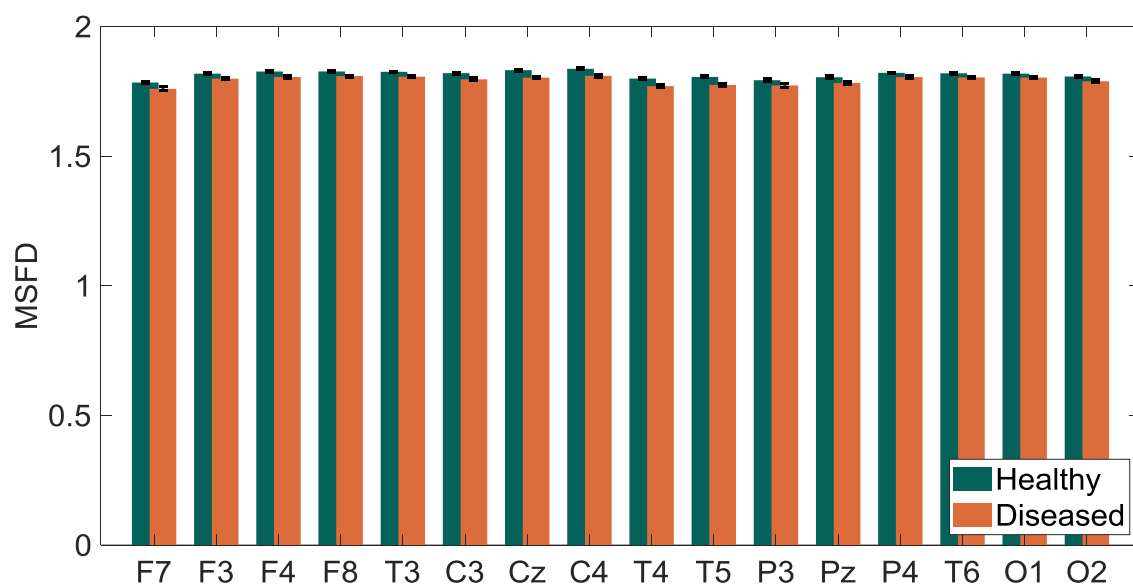
شکل ۴ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد کاتز متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی



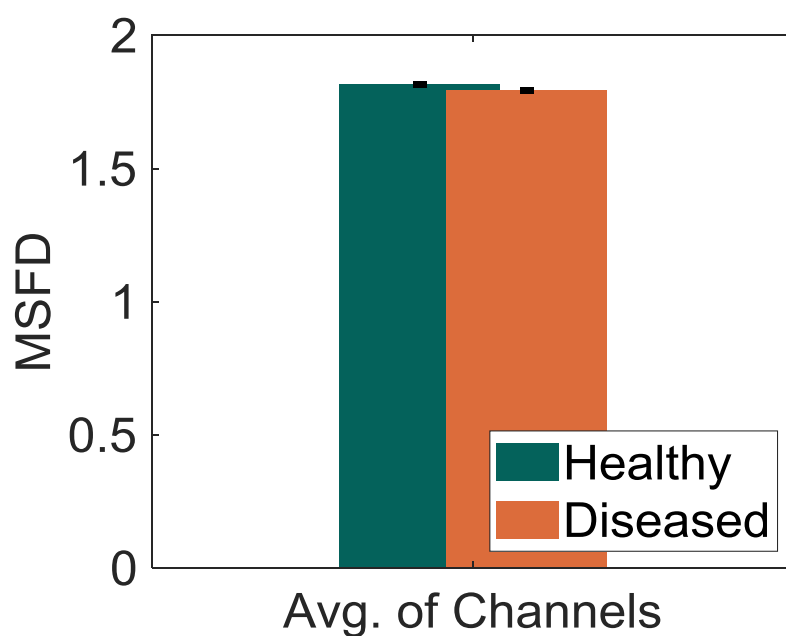
شکل ۵ میانگین و خطای معیار ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی



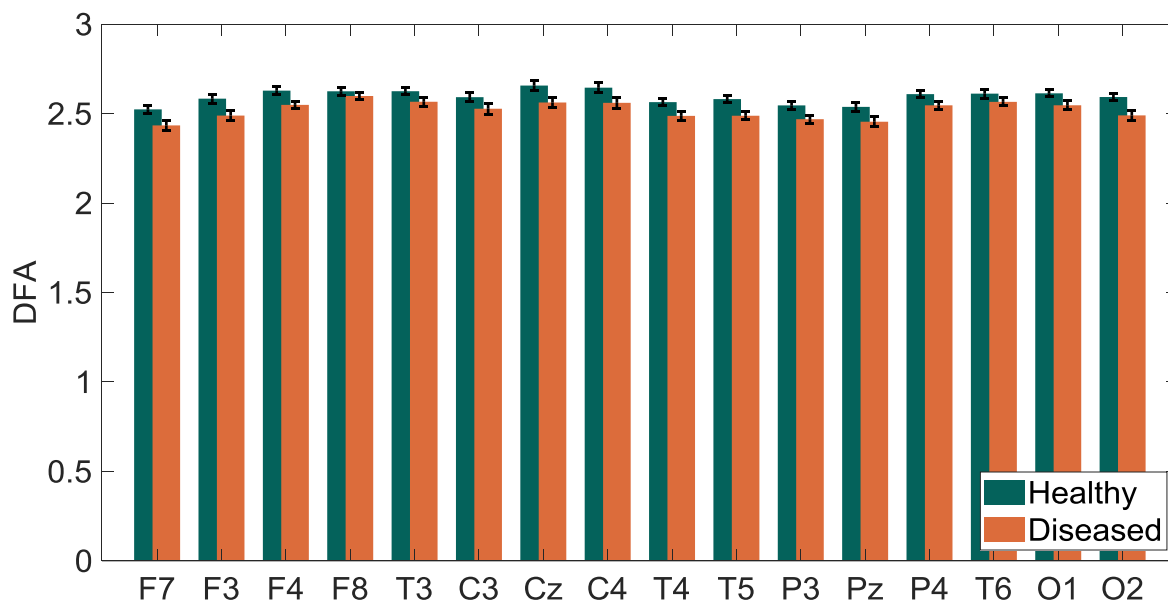
شکل ۶ میانگین و خطای معیار ویژگی نمای هرست تعمیم‌یافته متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی



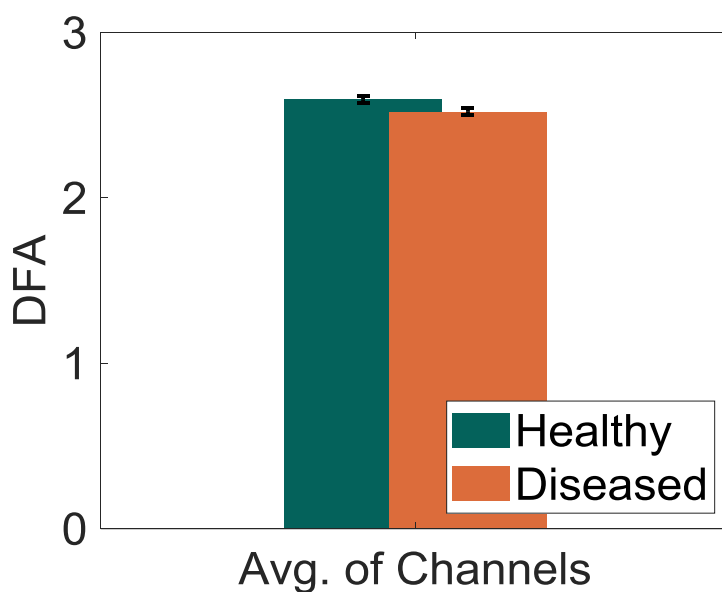
شکل ۷ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد ماراگوس-سان در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیذوفرنی



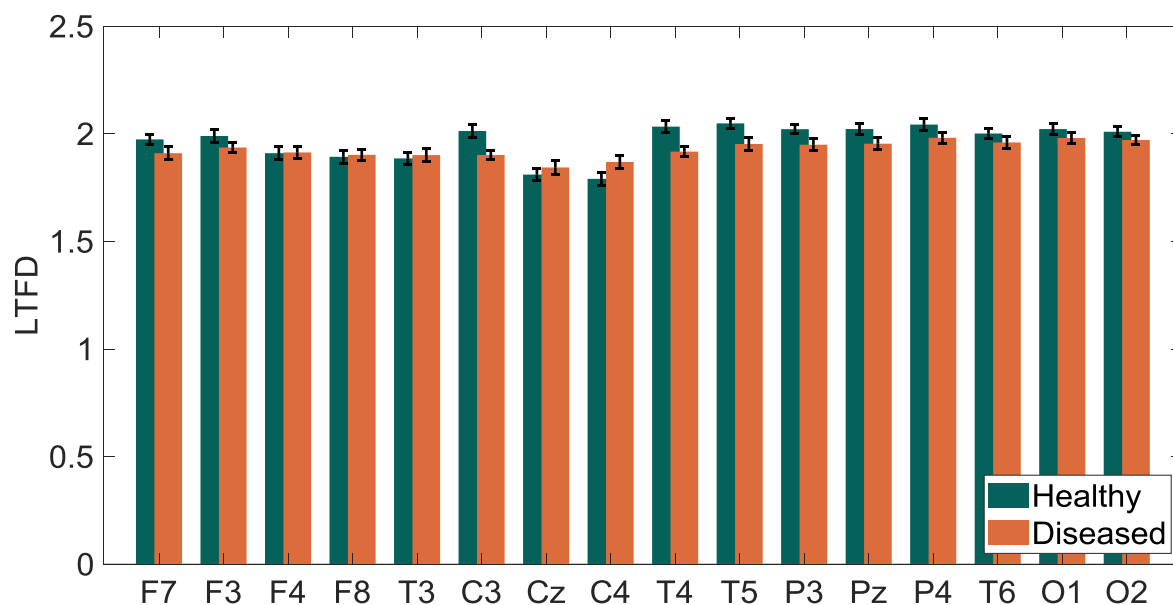
شکل ۸ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد ماراگوس-سان متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیذوفرنی



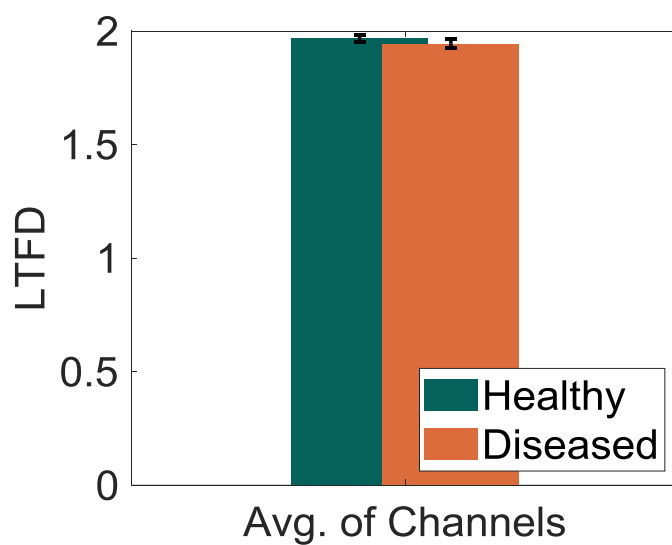
شکل ۹ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد فراکتال به روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی



شکل ۱۰ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد فراکتال به روش تحلیل نوسان‌های بدون تمایل متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی



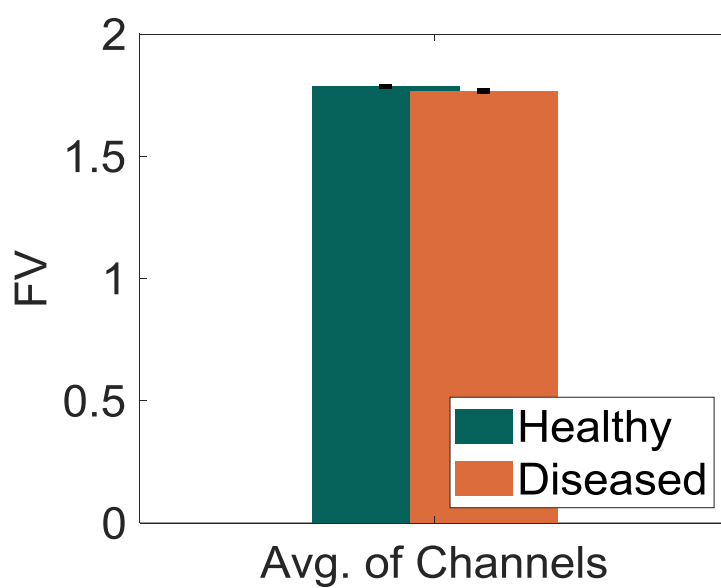
شکل ۱۱ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد لیپوویچ-توٹ در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی



شکل ۱۲ میانگین و خطای معیار ویژگی بعد لیپوویچ-توٹ متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شی‌زوفرنی



شکل ۱۳ میانگین و خطای معیار ویژگی نوسانات فراکتالی-توٹ در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی



شکل ۱۴ میانگین و خطای معیار ویژگی نوسانات فراکتالی متوسط در ۱۶ کانال EEG برای دادگان افراد سالم و افراد مبتلا به بیماری شیزوفرنی

Abstract:

Analyzing brain activity is one of the most critical research areas in neuroscience. Recently, examining such activities in patients with brain disorders has attracted much attention. Comparing brain activity in healthy people and people with certain disorders is among the important research areas in this field. One of the serious diseases caused by neurological disorders of the brain is schizophrenia, an acute mental disorder, and its early diagnosis is essential. Since the electroencephalogram or EEG signal– a non-invasive and multi-channel recording of the brain's electrical activity taking place with a high time resolution– it contains valuable information about brain functioning and its regional connectivity. Accordingly, the EEG signal is considered one of the most important diagnostic tools.

In this project, the EEG signal has been employed to detect schizophrenia. The data used in this study include the EEG signals of 39 healthy people and 45 people with symptoms of schizophrenia, recorded with a frequency of 128 Hz from 16 channels for one minute. Due to the EEG's non-stationary and non-linearity nature, the fractal dimension, known as non-linear features in signal processing and a measure of the signal's complexity, was extracted using seven different algorithms (seven fractal indices including the Higuchi dimension, Katz dimension, Generalized Hurst exponent, Maragos-Sun dimension, detrended fluctuation analysis, Liebovich-Toth dimension, and fractal volatility) from each channel, separately. Finally, to check the performance of these features and compare them, the Wilcoxon rank sum test, a non-parametric statistical test, was executed. A similar process was performed on the average value (over channels) for each person. The results of the investigations indicate that the Maragos-Sun dimension shows significant differences in all channels ($p < 0.05$) and average value ($p < 0.001$), so it can be said that the complexity of EEG signals is significantly reduced in schizophrenia.

Keywords: Schizophrenia, electroencephalogram signal, fractal dimension, Wilcoxon rank sum test



Energy Institute of Higher Education

Diagnosis of schizophrenia based on electroencephalogram signal and fractal features

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirement for the
Degree of Master of Science in Biomedical Engineering-Bioelectric**

By:

Mohammad Ali Jafari

Supervisor:

Dr. Hossein Hassanpour

September 2022