

## تشخیص اختلالات شناختی خفیف (MCI) با استفاده از

### تجزیه و تحلیل کمی سیگنال EEG

وحید رنجبر عین الدین<sup>۱</sup> مریم فریور<sup>۲</sup> مهران کریمیان ریزی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup>دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir

<sup>۲</sup>مربی سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور، شاهین شهر، ایران، farivar.maryam@yahoo.com

<sup>۳</sup>دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir

**چکیده:** تشخیص بیماری آلزایمر (AD) در مراحل اولیه ضروری است زیرا تأثیر زیادی در موفقیت درمان دارد. اختلال شناختی خفیف (MCI) شرایط انتقال به (AD) را دارد اگرچه همه افراد مبتلا به MCI دچار AD نمی شوند. با این حال، تشخیص MCI برای جلوگیری از خطر ابتلا به بیماری آلزایمر هنوز مهم است. چندین نشانگر زیستی وجود دارد که می تواند مورد استفاده قرار گیرد، یکی از آنها الکتروانسفالوگرام (EEG) است که به علت ارزان بودن و امکان استفاده مداوم یکی از روش های مناسب تشخیصی است. در این مطالعه، تجزیه و تحلیل کمی EEG (QEEG) برای تشخیص MCI در مقایسه با گروه کنترل انجام شد. QEEG خطی بر اساس ویژگی های طیفی توان استفاده شد. سیگنال های EEG در مناطق گیجگاهی، جداری و پس سری ۲۷ نفر (۱۶ فرد سالم و ۱۱ نفر با عملکرد شناختی خفیف) مشاهده شد. نتایج شبیه سازی با استفاده از K-NN، دقت ۸۱٫۵٪ را نشان می دهد. بنابراین می توان از EEG به عنوان یک مرجع بالقوه و ابزاری برای تشخیص MCI در جمعیت های بزرگ با در نظر گرفتن هزینه ها، راحتی و غیرتهاجمی استفاده کرد.

**کلید واژه:** آلزایمر، EEG، QEEG، MCI

#### ۱. مقدمه

افراد مبتلا به MCI خطر ابتلا به AD را دارند اما همه MCI ها نمی توانند به AD<sup>۲</sup> منجر شوند. با توجه به این خطرات، مکانیزمی برای تشخیص زودهنگام لازم است تا درمان بتواند نتایج قابل توجهی ایجاد کند [۱]. افراد دارای MCI قابل درمان نیستند و در صورت عدم اقدامات پزشکی برای کاهش سرعت تخریب مغزی، تخریب ادامه خواهد یافت. به طوری که تشخیص زود هنگام MCI با دقت امری بسیار مهم است. نشانگرهای زیستی شیمیایی مانند مایع مغزی نخاعی<sup>۳</sup> (CSF) استاندارد طلایی برای تشخیص MCI هستند. اما این نوع نشانگرهای زیستی تهاجمی، گران، پیچیده است و به مدت زمان نسبتاً زیادی نیاز دارد.

اختلالات حافظه مهمترین دوره روند پیری مغز است که می تواند به سرعت باعث زوال عقلی شود. کاهش عملکرد شناختی به عنوان اختلال شناختی خفیف<sup>۱</sup> (MCI) شناخته می شود. MCI مرحله بین کاهش شناختی ناشی از پیری طبیعی و زوال عقل می باشد. علائم MCI به اختلالات شناختی خفیف از جمله فراموش کردن چیزی، مشکل در تصمیم گیری یا مشکل در درک دستورالعمل ها اشاره دارد. اما MCI در زندگی روزمره اختلالی ایجاد نمی کند.

<sup>۳</sup> cerebrospinal fluid

<sup>۱</sup> Mild cognitive impairment

<sup>۲</sup> Alzheimer's Disease

ارائه شده است. ویژگی سیگنال از تجزیه و تحلیل طیفی توان تا ۱۹ ویژگی به عنوان الگوریتم های طبقه بندی ورودی بدست می آید. با این حال، امکان کاهش تعداد این ویژگی ها برای تسهیل طبقه بندی در حالی که همچنان عملکرد بالایی داشته باشند، بسیار مهم است.

کاهش سیگنال EEG نمایانگر افزایش باندهای فرکانس دلتا یا تتا و به دنبال آن کاهش توان باند آلفا است. کاهش فعالیت آلفا به ویژه در نواحی پس سری و گیجگاهی - جداری<sup>۴</sup> [۴]. این نتیجه توسط وانگ و همکاران تأیید می شود، جایی که توان نسبی گروه AD در باند فرکانس تتا افزایش می یابد و در باند فرکانس آلفا کاهش می یابد، به ویژه در مناطق جداری، گیجگاهی و پس سری [۱۰]. نتایج تحقیقات آنها می تواند زمینه را برای تجزیه و تحلیل منطقه مختلف مغز را فراهم کند تا تشخیص را تسهیل بخشد.

در این مطالعه، تجزیه و تحلیل QEEG برای بررسی ویژگی های MCI و افراد نرمال انجام شد. داده های MCI و EEG نرمال از پایگاه داده open database به دست آمد و از این داده ها در تحقیقات استفاده شده [۱]. مطالعه حاضر برای ارزیابی ویژگی ها و مقایسه EEG های بیماران MCI و افراد کنترل طبیعی، با توجه به سن انجام شده است. تجزیه و تحلیل طیفی برای استخراج ویژگی سیگنال در هر دو گروه از افراد استفاده شد. در این تحقیق رویکرد متفاوتی اعمال شد، مشاهدات بر روی ۱۲ الکتروود ضبط متمرکز شدند، که این ۱۲ الکتروود T3، C3، Cz، C4، T4، T5، P3، Pz، P4، T6، O1 و O2 هستند. هدف کاهش تعداد بردارهای ویژگی برای ساده سازی فرآیند محاسبات است. توان نسبی در مناطق پس سری و گیجگاهی - جداری برای هر باند فرکانس محاسبه شد: دلتا (۱-۴ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۱۳-۱۸ هرتز) و بتا (۱۳-۳۰ هرتز). سرانجام، انتظار می رود از این روش تحقیق برای تشخیص زود هنگام MCI استفاده شود.

## ۲- روش کار

### ۲.۱. مجموعه داده های EEG:

تصویربرداری زیستی مانند MRI روش دیگری برای تشخیص MCI است، اما استفاده از این روش گران بوده و استفاده از آن به طور مداوم غیرممکن است. دستگاه دیگری که به یک گزینه جایگزین تبدیل شده و قابل اعتماد برای تشخیص MCI است، الکتروانسفالوگرام<sup>۴</sup> (EEG) است. EEG دارای مزیت ایمن بودن، غیرتهاجمی بودن، ارزان بودن است و اجازه می دهد تا از آن برای بررسی مداوم استفاده شود. با پیشرفت محاسبات رایانه ای، تجزیه و تحلیل سیگنال EEG دیجیتال به یک روش امیدوار کننده برای توصیف سیگنال است. روشی که در تجزیه و تحلیل سیگنال EEG بسیار مورد توجه متخصصان مغز و اعصاب و پزشکان عمومی است، EEG کمی (QEEG)<sup>۵</sup> می باشد. QEEG می تواند توصیف عددی اطلاعات سیگنال را در مقایسه با EEG معمولی ارائه دهد. مطالعه استفاده از روش QEEG در موارد اختلال شناختی با مراجعه به آکادمی عصب شناسی آمریکا و کمیته انجمن نوروفیزیولوژی بالینی آمریکا توصیه می شود [۲]. مطالعات تجزیه و تحلیل QEEG برای تشخیص به ۹۵٪ موارد عصبی از جمله زوال عقل کمک می کند [۳]. چندین مطالعه نتایج مطالعات قبلی را گزارش کرده و تأیید می کند که بیماران AD تصویری از کند شدن EEG را در مقایسه با افراد عادی ارائه می دهند [۴]. مطالعه اسمایلوویچ و همکاران، یک مطالعه QEEG را بر روی افراد مبتلا به آلزایمر انجام دادند [۵] و نتیجه گرفتند که توان باند آلفا و بتا در افراد مبتلا به AD کاهش می یابد. این مطالعه توسط اسمایلوویچ نتایج مطالعه را تقویت می کند [۶، ۸]، یعنی کاهش توان باند آلفا و بتا و به دنبال آن افزایش توان در باند فرکانس پایین (دلتا و تتا) در موضوع AD. نتایج این مطالعه این اطلاعات را بیان میکند که روش QEEG برای تشخیص AD یا تمایز انواع زوال عقل کاملاً حساس و مناسب است. تجزیه و تحلیل EEG امکان استفاده در اوایل شروع بیماری به عنوان یکی از اولین نشانگرهای زیستی MCI و AD را دارد [۹]. تحقیقات در مورد شناسایی زود هنگام MCI با استفاده از تجزیه و تحلیل QEEG توسط کاشف پور و همکاران [۱]

<sup>۴</sup> occipital and temporo-parietal

<sup>۴</sup> electroencephalogram

<sup>۵</sup> Quantitative EEG

شکل ۱. قرار دادن الکتروود ۱۹ کانال ۱۰-۲۰ [۱۲]

## ۲.۲. تجزیه و تحلیل طیفی:

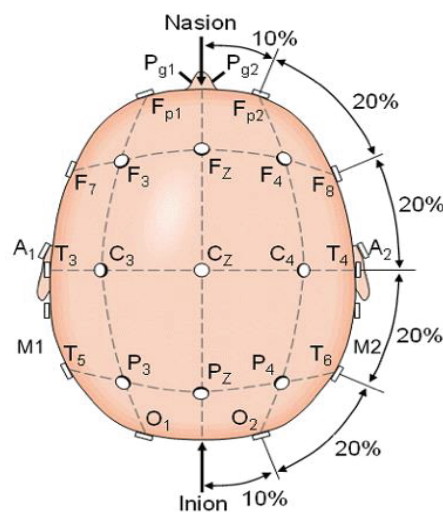
استخراج ویژگی برای بدست آوردن اطلاعات مهم در مورد سیگنال EEG انجام شد. این اطلاعات به صورت یک پارامتر کمی EEG بر اساس تحلیل طیفی توان است. مراحل پردازش سیگنال در دیاگرام ارائه شده است شکل ۲.



شکل ۲. دیاگرام پردازش سیگنال

سیگنالی با مدت زمان ۳۰۰ ثانیه در ابتدای ضبط انتخاب می شود تا از امواج EEG با شرایط یکسان جلوگیری شود. نویز پلک زدن چشم یا حرکت کره چشم از طریق مشاهده بصری از بین می رود. سیگنالهای خام سپس در محدوده ۰٫۱ تا ۳۰ هرتز فیلتر می شوند تا توان سیگنال با فرکانس پایین (مصنوعات، خطوط پایه) و فرکانسهای بالا (EMG، برق) را سرکوب کنند. مجموعه ای از فیلترهای دیجیتال نوع IIR برای تقسیم سیگنال EEG به هر باند استفاده شد: دلتا (۱-۴ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۸-۱۲ هرتز) و بتا (۱۳-۳۰ هرتز). این فرایند برای هر کانال EEG اعمال شد. از آنجا که سیگنال EEG غیرخطی و غیر

داده های MCI و گروه کنترل از پایگاه داده open database تهیه شدند [۱۱]. ۲۷ نفر (۱۱ فرد با عملکرد شناختی خفیف و ۱۶ فرد سالم) با سن بالای ۶۰ سال و حداقل تحصیلات ابتدایی در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفتند. افراد در این مطالعه سابقه اختلالات روانپزشکی، ضربه به سر، استفاده از داروها و زوال عقل ندارند. همه افراد توسط روانپزشکان از جمله معاینه تست حالت کوچک ذهنی<sup>۹</sup> (MMSE) برای تأیید MCI یا طبیعی مورد بررسی قرار گرفتند. افراد با نمره MMSE بیش از ۲۶ جز گروه کنترل در نظر گرفته شدند و افراد با نمره ۲۱-۲۶ به عنوان MCI در نظر گرفته شدند. از یک متغیر وابسته یعنی ابزار ارزیابی شناختی واحد عصب روانپزشکی (NUCOG) نیز برای تأیید MCI استفاده شد. Galileo NT EEG، EBneuro، برای ضبط سیگنال در همه افراد استفاده می شود. ضبط اول، در حالت استراحت و چشمان بسته به مدت ۳۰ دقیقه انجام می شود. استاندارد بین المللی سیستم ۱۰-۲۰ هنگام ضبط به ۱۹ الکتروود اعمال می شود. کانال های ثبت شده مطابق شکل ۱ Fp1، Fp2، F7، F3، Fz، F4، F8، F4، T3، C3، Cz، C4، T4، T5، P3، Pz، P4، T6، O1 و O2 هستند. EEG دیجیتال دارای فرکانس ۲۵۶ هرتز و آمپلی فایر > ۵ کیلو اهم با امپدانس الکتروود چرمی<sup>۱۰</sup> و فیلتر ناچ<sup>۹</sup> ۵۰ هرتز است. داده های ضبط EEG در قالب داده اروپا (EDF) ذخیره می شود.

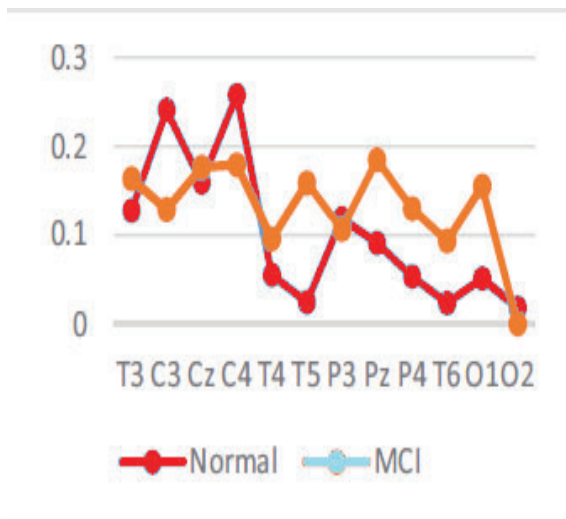


<sup>۹</sup> notch filter

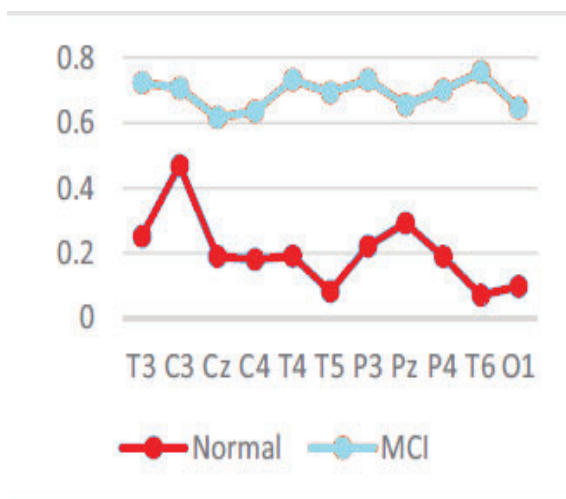
<sup>۹</sup> Mini-mental state examination

<sup>۱۰</sup> leather electrode impedance

در مواردی که  $FN^{17}$  (منفی واقعا غلط) تعداد MCI های درست شناخته شده باشند،  $FP^{18}$  (منفی واقعا درست) تعداد MCI که به غلط شناخته می شود.  $TP^{19}$  (مثبت واقعا مثبت) و  $TN^{20}$  (منفی واقعا منفی) نشان دهنده شناسایی صحیح برای هر فرد طبیعی و MCI است.



(a)



(b)

### ۳. نتیجه و بحث

ثابت است، روش FFT، نتایجی با تنوع بالا را ایجاد می کند. برای کاهش خطاهای تفسیر، تخمین توان طیفی با استفاده از پریودوگرام Welch<sup>۱۰</sup> با اشاره به معادله (۱) انجام شد. سپس با تقسیم بندی  $n$  در محدوده ۵ ثانیه، میانگین طیف توان سیگنال محاسبه می شود. در این مطالعه با تقسیم بندی در سیگنال های ۲ ثانیه ای با همپوشانی<sup>۱۱</sup> ۵۰٪ توسط پنجره هانینگ<sup>۱۲</sup> انجام شد.

$$\check{P}_{XX}^W = \frac{1}{U} \sum_{i=0}^{U-1} \check{P}_{XX}^i(f) \quad (1)$$

برآورد طیفی / عملکرد نرمال سازی پنجره  $U =$  Welch / تخمین طیفی  $\check{P}_{XX}^i(f) X_i(n)$

تحلیل طیفی تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس اعمال شده در چهار باند اصلی مشاهده شده یعنی بتا، آلفا، تتا و دلتا است. طیف توان مطلق در هر باند فرکانسی توسط پریودوگرام Welch محاسبه می شود. در حالی که توان نسبی (معادله ۲) نسبت بین توان مطلق<sup>۱۳</sup> باند فرکانس با یکدیگر است.

$$P_{\text{relative}} = \frac{P_{\text{abs}(i)}}{\sum_{f \in H} P_{\text{abs}}} \quad (2)$$

که در آن  $P_{\text{abs}(i)}$  با فرکانس فرعی انتخاب شده تعیین می شود و  $[f_H, f_L]$  باند فرکانس دلتا، تتا، آلفا و بتا هستند. عملکرد روشهای پیشنهادی با استفاده از K-Nearest Neighbor (K-NN) به عنوان طبقه بندی کننده به صورت دقت<sup>۱۴</sup>، حساسیت<sup>۱۵</sup> و ویژگی<sup>۱۶</sup> ارزیابی شد که به شرح زیر تعریف شده است:

$$\text{Accuracy} = \frac{TP+TN}{TP+FP+TN+FN} * 100\%$$

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TN+FP} * 100\%$$

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN+FP} * 100\%$$

<sup>۱۵</sup>Sensitivity

<sup>۱۶</sup> Specificity

<sup>۱۷</sup> False Negative

<sup>۱۸</sup> False Positive

<sup>۱۹</sup> True Positive

<sup>۲۰</sup> True Negative

<sup>۱۰</sup> periodogram Welch

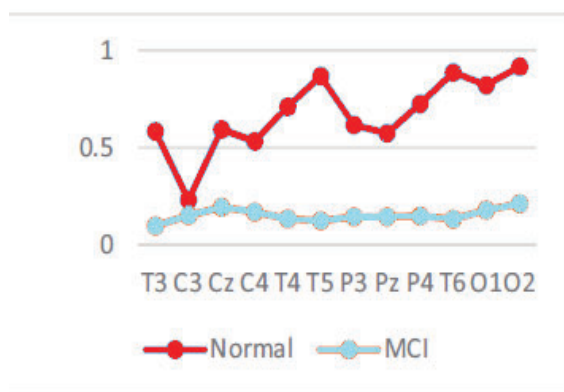
<sup>۱۱</sup> overlap

<sup>۱۲</sup> Hanning window

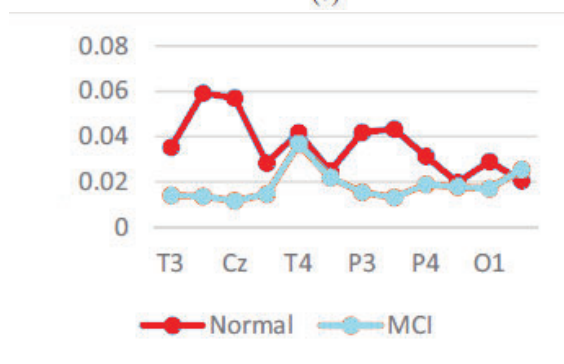
<sup>۱۳</sup> absolute power

<sup>۱۴</sup> Accuracy

تحلیل بتا گرایش توان نسبی بالاتر در گروه MCI در مقایسه با گروه طبیعی نشان داد. این مطالعه همان خصوصیات را نشان می دهد [۱۴]، جایی که افزایش توان اتصال فرکانس متقابل بین باندهای بتا، گاما وجود دارد. از نظر بصری، این دو گروه با شرایط مغزی متفاوت، تفاوت هایی را نشان دادند که انتظار می رود روند طبقه بندی را ساده کند.



(c)



(d)

شکل ۳. قدرت نسبی در (a) دلتا، (b) تتا، (c) آلفا، و (d) بتا، از افراد هر گروه

### ۳.۱. تجزیه و تحلیل توان نسبی

تجزیه و تحلیل توان طیفی یک ویژگی بسیار مهم برای توصیف شرایط طبیعی مغز و MCI است. توان نسبی تخمین زده شده با استفاده از Welch از طریق باند های فرکانسی خاصی بدست می آید: دلتا، تتا، آلفا و بتا در هر الکتروود. با مراجعه به [۴، ۱۰]، قابل توجه است که ویژگی های دو گروه از افراد با تمرکز بر مناطق جداری، گیجگاهی و پس سری مورد توجه قرار گیرد. منطقه مورد نظر شامل ۱۲ الکتروود، T3، C3، Cz، C4، T4، T5، P3، Pz، P4، T6، O1 و O2 است. هدف کاهش تعداد ویژگی ها است.

شکل ۳ توان نسبی ۱۲ کانال EEG را نشان می دهد که کانون مشاهده در چهار باند فرکانسی از یک گروه موضوعی است. این نتایج تفاوت بین دو شرایط مغزی، توان نسبی در فرکانس های پایین (باند دلتا و تتا) افراد MCI بالاتر از گروه کنترل تقریباً در همه الکتروودها نشان داد. توان نسبی<sup>۲۱</sup> در فرکانسهای بالا (باند آلفا و بتا) افراد MCI کمتر از گروه کنترل بود. این ریتم کند در افراد مبتلا به MCI نشان داد. مطالعه انجام شده توسط مورتی، مراحل اولیه AD با کاهش در اوج فرکانس آلفا فرد همراه بوده است [۱۳].

این تفاوت در ویژگی های EEG باعث ایجاد تبعیض بین دو گروه مشاهده می شود. شکل ۴ توان نسبی باندهای دلتا و آلفا را نشان می دهد که مشخصه قابل توجهی برای تبعیض این دو گروه است. افزایش دلتا و کاهش آلفا در تمام مناطق قشر مغز مشاهده شده گسترده است. به طور کلی، نتایج این مطالعه نشان می دهد که با مطالعات قبلی سازگاری دارد، یک تغییر مشخصه در فعالیت EEG وجود دارد، یعنی کاهش سرعت ریتم که با تغییر سیگنال توان به سمت یک باند فرکانس پایین مشخص می شود. از نظر فیزیولوژیکی، این روند می تواند به دلیل کاهش اتصالات عملکردی از مناطق مختلف مغز در گروه های AD رخ دهد [۱۰].

تفاوت های مشخصه نیز در باند بتا وجود دارد اما در محدوده بسیار کمی [۰،۰۴۸-۰،۰۶۸] است. تجزیه و

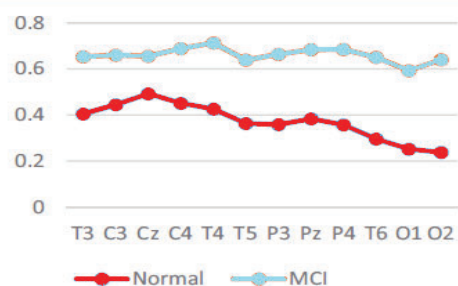
<sup>۲۱</sup> relative power

است. K-nearest neighbor (K-NN) به عنوان طبقه بندی بین EEG طبیعی یا MCI استفاده شد. به دلیل تعداد محدود مجموعه داده ها، اعتبار سنجی عملکرد الگوریتم K-NN از طریق اعتبار سنجی متقابل<sup>۲۲</sup> (CV) انجام گرفت. CV داده های آموزشی و داده های آزمایشی را در جایی به اشتراک می گذارد که هر داده ویژگی در هر تکرار به عنوان داده آموزش یا داده آزمون عمل کند. در این تحقیق، ما یک شبیه سازی CV 5 برابر انجام دادیم، به این معنی که هر تکرار دارای ۵ داده آزمون<sup>۲۳</sup> و ۲۲ داده آموزش<sup>۲۴</sup> است که به طور تصادفی انتخاب شده است. هر موضوع دارای  $48 = 4 * 12$  ویژگی ماتریس است که نشان دهنده توان نسبی هر باند و کانال است. کل ویژگی های  $48 * 27$  با توجه به ۲۷ نفر مورد استفاده قرار گرفت. جدول ۱ نتایج ماتریس های طبقه بندی و دقت را ارائه می دهد.

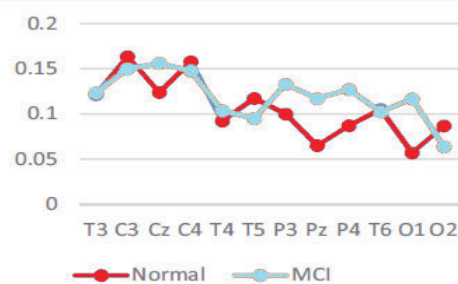
 جدول ۱. ماتریس طبقه بندی<sup>۲۵</sup>

ماتریس طبقه بندی	MCI	سالم
MCI	۹ (%۸۲)	۲ (%۱۸)
سالم	۳ (%۱۹)	۱۳ (%۸۱)
دقت	%۸۱,۵	%۸۱,۵

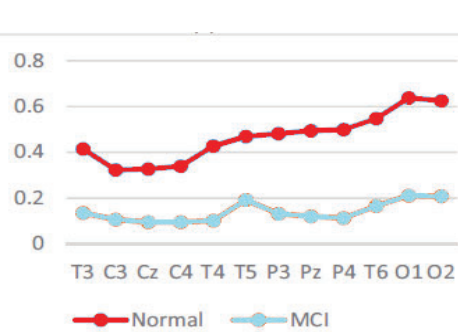
بر اساس نتایج شبیه سازی فوق، روش پیشنهادی به ترتیب  $۸۱,۸۲\%$ ،  $۸۱,۲۵\%$  و  $۸۱,۵\%$  حساسیت، ویژگی و دقت بیان می کند. احتمالاً به دلیل متفاوت بودن روش پیشنهادی، این نتیجه در مقایسه با مطالعات قبلی کمی مقادیر پایین تر دارد [۱]. ویژگی های مورد استفاده در این کار جزئیات بیشتری از تحقیقات قبلی ندارد، ما فقط توان نسبی را در هر باند EEG مشاهده کردیم. در برخی از موارد طبقه بندی تعداد ویژگی ها می تواند دقت تشخیص را بهبود بخشد، زیرا یافتن ویژگی های تمایز قابل توجه بین گروه ها بسیار ممکن است. علت احتمالی دیگر این است که مدت زمان سیگنال مشاهده شده در این کار کمتر از مطالعات قبلی است. الکترودها این فرصت را دارند که با



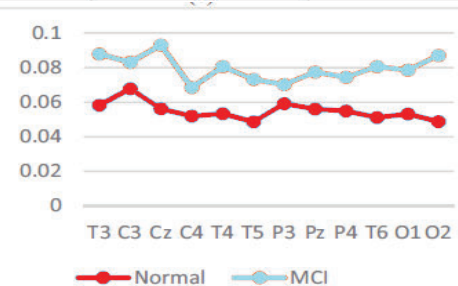
(a)



(b)



(c)



(d)

شکل ۴. میانگین قدرت نسبی (a) دلتا، (b) تتا، (c) آلفا، و (d) بتا از هر گروه

### ۳.۲. طبقه بندی

تمام مقادیر توان نسبی هر باند فرکانس در ویژگی EEG با ۱۲ کانال برای فرایند طبقه بندی تنظیم شده

<sup>۲۴</sup> training data

<sup>۲۵</sup> Confusion matrix

<sup>۲۲</sup> cross-validation

<sup>۲۳</sup> test data



- [3] J. L. Koberda, A. Moses, P. Koberda, and L. Koberda, "Clinical advantages of quantitative electroencephalogram(QEEG)-electrical neuroimaging application in general neurology practice," *Clin. EEG Neurosci.*, vol. 44, no. 4, pp. 273–285, 2013.
- [4] F. J. Fraga, T. H. Falk, P. A. M. Kanda, and R. Anghinah, "Characterizing Alzheimer's Disease Severity via Resting-Awake EEG Amplitude Modulation Analysis," *PLoS One*, vol. 8, no. 8, pp. 1–7, 2013.
- [5] U. Smailovic *et al.*, "Quantitative EEG power and synchronization correlate with Alzheimer's disease CSF biomarkers," *Neurobiol. Aging*, vol. 63, pp. 88–95, 2018.
- [6] M. Gawel, E. Zalewska, E. Szmidska, and J. Kowalski, "The value of quantitative EEG in differential diagnosis of Alzheimer's disease and subcortical vascular dementia," *J. Neurol. Sci.*, vol. 283, pp. 127–133, 2009.
- [7] K. Nishida *et al.*, "Clinical Neurophysiology Differences in quantitative EEG between frontotemporal dementia and Alzheimer's disease as revealed by LORETA," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 122, no. 9, pp. 1718–1725, 2011.
- [8] G. Henderson *et al.*, "Development and assessment of methods for detecting dementia using the human electroencephalogram," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 8, pp. 1557–1568, 2006.
- [9] J. C. McBride *et al.*, "Spectral and complexity analysis of scalp EEG characteristics for mild cognitive impairment and early Alzheimer's disease," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 114, no. 2, pp. 153–163, 2014.
- [10] R. Wang, J. Wang, H. Yu, X. Wei, C. Yang, and B. Deng, "Power spectral density and coherence analysis of Alzheimer's EEG," *Cogn. Neurodyn.*, vol. 9, no. 3, pp. 291–304, 2015.
- [11] Isfhan Datasets, "Online database for medical image and signals," Accessed on: Sept. 3, 2018. [Online].
- [12] A. Morley, L. Hill, and A. G. Kaditis, "10-20 system EEG Placement." p. 10, 2016.
- [13] D. V. Moretti *et al.*, "Individual analysis of EEG frequency and band power in mild Alzheimer's disease," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, no. 2, pp. 299–308, 2004.
- [14] J. Wang, Y. Fang, X. Wang, H. Yang, X. Yu, and H. Wang, "Enhanced gamma activity

محاسبه ویژگی های بیشتر توسعه داده شوند تا بتوانند دقت را بهبود بخشند.

#### ۴. نتایج

در این تحقیق، ما تجزیه و تحلیل توان طیفی مبتنی بر EEG را به عنوان یک ویژگی برای توصیف سیگنالهای EEG در حالت استراحت در دو گروه کنترل، کنترل طبیعی و MCI انجام داده ایم. در مجموع ۲۷ سیگنال EEG از دو گروه مورد بررسی قرار گرفت. تجزیه و تحلیل توان نسبی بر روی الکترودهای نواحی گیجگاه، جداری و پس سری انجام شد. توان نسبی قابل توجه است زیرا یک مقدار نرمال سازی است که منجر به انحراف کمی در مقایسه با توان مطلق می شود. از این تجزیه و تحلیل مشخص شد که در مقایسه با گروه نرمال، افراد مبتلا به MCI کاهش ریتم موج EEG را تجربه می کنند که با افزایش فعالیت دلتا و کاهش فعالیت آلفا مشخص می شود. توان نسبی یک ویژگی برای تبعیض است که با K-NN برای طبقه بندی ترکیب می شود. نتایج شبیه سازی نشان می دهد که حساسیت، ویژگی و دقت به ترتیب ۸۱٫۸۲٪، ۸۱٫۲۵٪ و ۸۱٫۵٪ است. مقادیر این نتیجه کمتر از تحقیقات قبلی است، اما این مطالعه می تواند یک مرجع باشد که با مشاهده سه منطقه الکتروده می تواند ویژگی ها را کاهش دهد تا روش توسعه یافته کارآمدتر شود. سه موضوع عادی که به عنوان MCI تشخیص داده می شوند احتمالاً به دلیل تعداد زیادی آرتیفکت و نویز است به طوری که توان نسبی در فرکانس های پایین غالب است. اگرچه این مطالعه برای غربالگری MCI کاملاً درست است، اما هنوز برای اعتماد به این روش به جمعیت های بزرگتر لازم است تا با اعتبار بالایی ارائه شود.

#### ۵- مرجع

- [1] M. Kashefpoor, H. Rabbani, and M. Barekatin, "Automatic Diagnosis of Mild Cognitive Impairment Using Electroencephalogram Spectral Features," *J. Med. Signals Sensors*, no. January, pp. 25–32, 2016.
- [2] M. Nuwer, "Assessment of digital EEG, quantitative EEG, and EEG brain mapping," *Neurology*, no. September 1996, pp. 277–292, 1997.



---

and cross-frequency interaction of resting-state electroencephalographic oscillations in patients with Alzheimer's disease," *Front. Aging Neurosci.*, vol. 9, no. JUL, pp. 1-7, 2017.