



دانشگاه یزد

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

گروه مهندسی مخابرات

پایان نامه

برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

مهندسی برق - مخابرات

طراحی و پیاده سازی یک سیستم تشخیص خودکار اختلال

دوقطبی مبتنی بر سیگنال های مغزی

استاد راهنما: دکتر وحید ابوطالبی

اساتید مشاور: دکتر محمد تقی صادقی

دکتر رضا باقریان سرارودی

پژوهش و نگارش: لادن فتوت

اسفند ۱۳۹۱

به پاس تعبیر عظیم و انسانی شان از کلمه ایثار و از خودگذشتگان

به پاس عاطفه سرشار و گرمای امیدبخش وجودشان که در این سردترین روزگار ان بهترین پشتیبان است

به پاس قلب های بزرگشان که فریاد رس است و سرگردانی و ترس در پناهشان به شجاعت می گراید

و به پاس محبت های بی دریغشان که هرگز فروکش نمی کند

تقدیم به پدر و مادر عزیزم

سخن اول

سپاس خدای را که سخنوران، در ستودن او بمانند و شمارندگان، شمردن نعمت های او ندانند و کوشندگان، حق او را گزاردن نتوانند. بر حسب وظیفه و از باب " من لم یشکر المنعم من المخلوقین لم یشکر الله عزّ و جلّ "

از استاد فرزانه و دلسوز، جناب آقای دکتر ابوطالبی، که در کمال سعه صدر، با حسن خلق و فروتنی، از هیچ کمکی در این عرصه بر من دریغ نمودند و زحمت راهنمایی این رساله را بر عهده گرفتند، سپاسگذارم. اگر چه بموجب فضایل اخلاقی بی شمار ایشان توشه خود را از شاگردی ایشان بسیار فراتر از این پایان نامه می دانم.

از اساتید با کمالات و شایسته؛ جناب آقای دکتر باقریان و جناب آقای دکتر صادقی که زحمت مشاوره این رساله را متقبل شدند کمال تشکر و قدردانی را دارم.

چکیده:

بیماری دوقطبی از جمله بیماری‌هایی است که به دلیل داشتن شباهت‌های زیاد با دیگر بیماری‌های رفتاری، اغلب روانپزشکان در تشخیص صحیح و به موقع آن با مشکل مواجه‌اند. با توجه به اینکه تشخیص صحیح بیماری اولین و مهمترین قدم در مسیر درمان است، استفاده از روش‌های تشخیصی معتبر با درصد خطای کم که وابستگی ناچیزی به شرایط محیطی، فیزیکی و بیان علائم توسط بیمار داشته باشد، قابل اهمیت است. از روش‌های موثر و قابل اعتماد در زمینه تشخیص بیماری‌های اعصاب و روان، استفاده از سیگنال‌های مغزی است که تا کنون بسیار دیده شده است که در اختلالات متفاوت، تغییرات منحصر به فردی در این سیگنال‌ها ظاهر می‌شود که با استخراج و طبقه‌بندی این تغییرات می‌توان به تشخیص صحیح بیماری دست یافت. در این پروژه سعی شده است که با استخراج ویژگی‌های مناسب در حوزه زمان و فرکانس و مقایسه طبقه‌بندی‌کننده‌های خطی، SVM و شبکه‌های عصبی، بهترین ویژگی‌ها و مناسب‌ترین طبقه‌بندی‌کننده‌ها را جهت تشخیص این اختلال و جدا کردن افراد سالم از بیمار، تعیین شود. ویژگی‌های، توان باند θ ، معیار تحرک و فرکانس ماکزیمم بیشترین تاثیر را در طبقه‌بندی این سیگنال‌ها داشته‌اند. همچنین طبقه‌بندی‌کننده خطی، با دقت تفکیک بالای ۹۵٪ دارای بهترین درصد تفکیک و کمترین زمان لازم، در بین طبقه‌بندی‌کننده‌ها است.

کلمات کلیدی:

اختلال دوقطبی (Bipolar Disorder)، سیگنال الکتریکی مغزی (EEG)، توان باندهای فرکانسی، شبکه‌های عصبی (Neural Network)

فهرست مطالب

۱	فصل اول
۱	مقدمه
۱	۱-۱- تعریف مسئله
۲	۲-۱- اهداف پروژه
۳	۳-۱- ساختار پایان نامه
۵	فصل دوم
۵	سیگنال های الکتریکی مغز و اختلال دوقطبی
۵	۱-۲- مقدمه
۵	۲-۲- سیگنال های الکتریکی مغز
۵	۱-۲-۲- منشا سیگنال های الکتروانسفالوگرافی
۶	۲-۲-۲- بررسی محتوای فرکانسی سیگنال های الکتروانسفالوگرافی
۷	۳-۲-۲- پتانسیل وابسته به رخداد
۸	۴-۲-۲- ثبت سیگنال های الکتروانسفالوگرافی
۱۰	۳-۲- اختلال دوقطبی
۱۰	۱-۳-۲- تعریف اختلال دوقطبی
۱۱	۲-۳-۲- انواع اختلال دوقطبی [۶]
۱۲	۴-۲- ارتباط مغز و اختلال دوقطبی
۱۳	فصل سوم
۱۳	مروری بر تحقیقات انجام شده
۱۳	۱-۳- مقدمه
۱۴	۲-۳- معرفی گروه های تحقیقاتی
۱۴	۱-۲-۳- گروه دکتر احمد خدایاری رستم آباد
۱۷	۲-۲-۳- گروه روانپزشکی Basar و Ozerdem
۲۶	۳-۲-۳- گروه روانپزشکی Lijffijt
۳۱	۳-۳- جمع بندی و نتیجه گیری
۳۵	فصل چهارم

۳۵	روش های پردازشی متعارف سیگنال های حیاتی
۳۵-۱-۴	مقدمه
۳۶-۲-۴	پیش پردازش
۳۶-۱-۲-۴	حذف نویز و اختلالات از سیگنال EEG
۳۷-۲-۲-۴	قطعه بندی سیگنال
۳۸-۳-۴	استخراج ویژگی
۴۰-۱-۳-۴	چگالی طیف توان و توان باندهای فرکانسی
۴۱-۲-۳-۴	پیک طیفی
۴۱-۳-۳-۴	فرکانس مرکزی و فرکانس ماکزیمم
۴۱-۴-۳-۴	نسبت عدم تقارن PSD
۴۲-۵-۳-۴	توصیف های جورث
۴۳-۶-۳-۴	ضرایب AR
۴۳-۷-۳-۴	ضرایب تبدیل فوریه زمان کوتاه
۴۴-۸-۳-۴	ضرایب تبدیل موجک
۴۵-۹-۳-۴	آنتروپی تقریبی
۴۶-۴-۴	ارزیابی و انتخاب ویژگی
۴۷-۱-۴-۴	استفاده از آزمون آماری t-test برای ارزیابی ویژگی ها
۴۷-۲-۴-۴	استفاده از روش تحلیل تفکیکی گام به گام برای انتخاب ویژگی ها
۴۹-۵-۴	طبقه بندی و طبقه بندی کننده ها
۵۰-۱-۵-۴	طبقه بندی کننده بیز
۵۱-۲-۵-۴	طبقه بندی کننده K نزدیکترین همسایه
۵۲-۳-۵-۴	طبقه بندی کننده خطی
۵۳-۴-۵-۴	طبقه بندی کننده SVM
۵۷-۵-۵-۴	شبکه های عصبی
۶۷	فصل پنجم
۶۷	پیاده سازی سیستم تشخیص خودکار
۶۷-۱-۵	مقدمه
۶۸-۲-۵	طراحی پروتکل ثبت و انتخاب سوژه
۶۹-۳-۵	شرح دادگان
۶۹-۴-۵	پیش پردازش
۷۲-۵-۵	استخراج ویژگی
۷۲-۱-۵-۵	فرکانس مرکزی و فرکانس ماکزیمم

۷۳	-----	۲-۴-۵- توصیف های جورث
۷۳	-----	۳-۴-۵- توان کل و توان باندهای فرکانسی
۷۴	-----	۴-۴-۵- ضرایب AR
۷۴	-----	۵-۴-۵- پیک طیفی
۷۵	-----	۶-۴-۵- آنتروپی تقریبی
۷۵	-----	۵-۵- ارزیابی و انتخاب دسته ویژگی
۷۷	-----	۶-۵- طبقه بندی کننده های طراحی شده
۷۸	-----	۱-۶-۵- شبکه های عصبی طراحی شده
۸۱	-----	۲-۶-۵- طبقه بندی کننده خطی طراحی شده
۸۲	-----	۳-۶-۵- طبقه بندی کننده SVM طراحی شده
۸۳	-----	فصل ششم
۸۳	-----	نتایج
۸۳	-----	۱-۶- مقدمه
۸۳	-----	۲-۶- نتایج ارزیابی و انتخاب ویژگی
۸۶	-----	۳-۶- نتایج طبقه بندی کننده ها
۸۹	-----	فصل هفتم
۸۹	-----	جمع بندی و نتیجه گیری
۸۹	-----	۱-۷- مرور فعالیت های انجام شده
۹۱	-----	۲-۶- پیشنهادات
۹۳	-----	منابع و مراجع

فهرست جداول

- جدول ۱-۱- نامگذاری الکترودها بر اساس منطقه قرارگیری ----- ۹
- جدول ۱-۳- آزمایش ۱: نتایج عملکرد تشخیص باینری افسردگی شدید در برابر اسکیزوفرنی [۱] ---- ۱۵
- جدول ۲-۳- آزمایش ۲: نتایج عملکرد تشخیص باینری افسردگی شدید در برابر اختلال دوقطبی [۱] ۱۶
- جدول ۳-۳- آزمایش ۳: نتایج عملکرد تشخیص سه کلاسه: افسردگی شدید، اسکیزوفرنی و سالم [۱] ۱۶
- جدول ۳-۴- میانگین، نسبت، میزان اختلاف، دامنه، دوره عکس العمل و خروجی آنالیزهای آماری
P50 [۹]----- ۲۸
- جدول ۳-۵- میانگین، نسبت، میزان اختلاف، دامنه، دوره عکس العمل و خروجی آنالیزهای آماری N100
[۹]----- ۲۹
- جدول ۳-۶- میانگین، نسبت، میزان اختلاف، دامنه، دوره عکس العمل و خروجی آنالیزهای آماری P200
[۹]----- ۳۰
- جدول ۳-۷- مقایسه فعالیت ها و نتایج گروه های تحقیقاتی بر روی تشخیص اختلال دوقطبی از روی
EEG ----- ۳۲
- جدول ۵-۱- میانگین و انحراف معیار توصیف های جورث کانال O₁ ----- ۷۳
- جدول ۵-۲- ویژگی های استخراج شده برای تمامی کانال ها ----- ۷۵
- جدول ۵-۳- تعیین مقدار P-VALUE مناسب به ازای تمام ویژگی های تعریف شده در تمامی کانال
ها ----- ۷۶
- جدول ۶-۱- دسته ویژگی انتخابی کانال های مورد بررسی به همراه مقدار P آن ها ----- ۸۴
- جدول ۶-۲- دسته ویژگی انتخاب شده به ازای ویژگی های استخراج شده از تمام کانال ها ----- ۸۶
- جدول ۶-۳- مقایسه درصد تفکیک طبقه بندی کننده ها بر روی کانال های مختلف ثبت ----- ۸۷

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱ نحوه قرارگیری و نامگذاری الکترودها بر اساس سیستم ۱۰-۲۰ [۵] ۹
- شکل ۱-۳-۱ میانگین اندازه های Z برای رخدادهای وابسته به (A هدف ، B غیرهدف ، C) برانگیخته حسی در ارتباط با پاسخ به محرک های دیداری در همه زوج الکترودها [۸] ۲۲
- شکل ۲-۳-۲ میانگین رخدادهای دیداری وابسته به همبستگی در باند فرکانسی گاما در پاسخ به محرک های هدف بین زوج الکترودهای پیشانی-گیجگاهی در بیماران دوقطبی اوتیسم در مقایسه با کنترل های نمونه [۸] ۲۳
- شکل ۳-۳-۳ میانگین تابع همبستگی محرک های بعدی بین مکان های F4 و T6 در بیماران قبل از مصرف دارو در مقایسه با گروه کنترل [۸] ۲۴
- شکل ۳-۴-۴ توزیع نسبت P50 GATING، N100 و P200 برای گروه کنترل (N=54) و گروه دوقطبی (N=22)، ثبت شده از لید CZ [۹] ۲۷
- شکل ۳-۵-۵ میانگین پتانسیل برانگیخته P50 شنیداری در CZ برای S1 و S2 برای گروه کنترل و دوقطبی [۹] ۲۸
- شکل ۳-۶-۶ میانگین پتانسیل برانگیخته N100 و P200 شنیداری در CZ برای S1 و S2 برای گروه کنترل و دوقطبی [۹] ۲۹
- شکل ۴-۱-۱ روند انجام پردازش و طبقه بندی بر روی سیگنال های حیاتی ۳۵
- شکل ۴-۲-۲ ابر صفحه جدا کننده بهینه برای حالت دو کلاس کاملاً مجزا [۲۱] ۵۴
- شکل ۵-۱-۱ تعیین الکترودهای استفاده شده برای ثبت نمونه ۶۹
- شکل ۵-۲-۲ نمودار BODE فیلتر باترورث پایین گذر با فرکانس قطع ۴۵ هرتز ۷۰
- شکل ۵-۳-۳ نمودار BODE فیلتر باترورث بالاگذر با فرکانس قطع ۰/۴ هرتز ۷۱
- شکل ۵-۴-۴ مقایسه میانگین فرکانس ماکزیمم در بین افراد سالم و بیمار در تمام کانال های مورد بررسی ۷۲
- شکل ۵-۵-۵ مقایسه میانگین توان باند BETA1 در بین افراد سالم و بیمار در تمام کانال های مورد بررسی ۷۴
- شکل ۶-۱-۱ نمودار اختلاف بین مقادیر ویژگی تحرک گروه سالم و بیمار ۸۵
- شکل ۶-۲-۲ نمودار اختلاف بین مقادیر ویژگی توان باند THETA در گروه سالم و بیمار ۸۵

فصل اول

مقدمه

۱-۱- تعریف مسئله

ملاک اصلی درمان موفقیت آمیز بیماری های ذهنی تشخیص صحیح است. اما فرایند تشخیص، می تواند نسبت به آن چیزی که در ابتدا به نظر می رسد بسیار مشکل تر باشد. هرچند تا کنون دستورالعمل های تشخیصی بالینی به خوبی تثبیت شده و برای تفکیک شرایط روانی مختلف طراحی شده است، اغلب علائم خاص می توانند در بیش از یک رده تشخیصی ظاهر شوند و معیارهای تشخیصی می توانند در نقاطی که تفکیک پذیری قابل اطمینانی وجود ندارد، همپوشانی داشته باشند. به هر حال کارشناسان روانپزشکی می توانند در تشخیص شرایط خاص روانی، مانند افسردگی روانی از اسکیزوفرنی یا بطور قابل ملاحظه تر تفکیک کردن اختلال افسردگی شدید (MDD¹) از افسردگی دوقطبی (BD²) مشکل داشته باشند. [۱]

بطور خلاصه خطای تشخیص در خوشبینانه ترین نتیجه، این است که معالجه بی اثر باشد. اگرچه این حالت از بین خطاهای ممکن بهترین وضعیت است، می تواند روی بهبودی بیمار تاثیر منفی داشته باشد. در بدترین حالت نتیجه یک تشخیص غلط، تشدید بیماری به جای کم شدن مورد انتظار علائم است. بنابراین تشخیص صحیح بیماری روانی قبل از شروع درمان بسیار مهم است. [۱]

¹ - Major Depressive Disorder

² - Bipolar Disorder

این معالجه بسیار به تشخیص با داروی ضد افسردگی مربوط است که ممکن است برای بیماران با اختلال افسردگی شدید کاملاً مناسب باشد، درحالیکه در بیماران با اختلال دوقطبی، سبب جنون یا تشدید دوره بین افسردگی و شیدایی می شود، پس وضعیت بیمار را بطور قابل ملاحظه ای بحرانی تر می کند.

اختلال دوقطبی نوع یک (BP(I)) عملاً با یک خروجی کلینیکی ضعیف همراه است و یک تحمیل اقتصادی جدی را بیان می کند. ریسک خودکشی در اختلال دوقطبی زیاد است. اصلی ترین دلیل برای بهبودی نامناسب در اختلال دوقطبی، تکرار تشخیص غلط و یا تشخیص دیر هنگام ناهنجاری در اینگونه بیماران می باشد. [۲]

۱-۲- اهداف پروژه

با توجه به مشکلات بیان شده در تشخیص نادرست بیماری های روانی، جهت یافتن روش های مطمئن تشخیصی در کنار روش های موجود و با توجه به سابقه طولانی و موثر استفاده از سیگنال های الکتریکی دریافتی از مغز در تشخیص برخی از بیماری های اعصاب و روان، از جمله صرع، می توان به استفاده از این روش ها در تشخیص دیگر بیماری ها مانند اختلال دوقطبی و اسکیزوفرنی امیدوار بود.

بررسی های انجام شده بر روی مطالعات قبلی نشان می دهد که برای تشخیص این بیماری ها از روش های ثبت ^۱ EEG، ^۲ ERP، تصاویر ^۳ MEG و ^۴ fMRI استفاده شده است. استفاده از روش های مبتنی بر سیگنال های مغزی برای مقایسه بین گروهی از بیماران می تواند روش مطمئن تری باشد؛ چراکه بسیاری از تشخیص های بیماری های رفتاری بر اساس بیان علائم بیماری از زبان بیمار و علائم ظاهری و رفتاری آن ها انجام می شود که نمی تواند معیار دقیق و

^۱ - Electroencephalograph

^۲ - Event Related Potential

^۳ - Magneto Encephalograph

^۴ - functional Magnetic Resonance Imaging

مناسبتی برای تعیین سطح و میزان پیشرفت بیماری باشد، اما مقادیر و ویژگی های سیگنال های ثبت شده می تواند معیار خوبی برای مقایسه و تعیین میزان پیشرفت این بیماری ها باشد و بر اساس اندازه گیری های انجام شده به یک دسته اندازه های تقریبا ثابت در موارد سالم و بیمار دست یافت.

۱-۳- ساختار پایان نامه

این پایان نامه در شش فصل تنظیم شده است که ساختار پایان نامه بصورت زیر بیان خواهد شد :

فصل دوم: در این فصل به بررسی سیگنال های الکتریکی مغز، نحوه ثبت، ویژگی های آن، همچنین اختلال دوقطبی و رابطه آن با مغز می پردازیم.

فصل سوم: در این فصل مروری بر تحقیقات انجام شده در این زمینه خواهیم داشت و چگونگی روش های مطالعاتی و پردازشی این گروه ها را به همراه نتایج بدست آمده مقایسه می کنیم.

فصل چهارم: این فصل به معرفی روش های متعارف در تجزیه و تحلیل سیگنال های بیولوژیکی بویژه سیگنال های EEG می پردازد.

فصل پنجم: در این فصل ویژگی های استخراج شده از سیگنال های مورد مطالعه در این تحقیق را بیان کرده و الگوریتم ها و روش های مورد استفاده در طبقه بندی داده ها را بررسی می کنیم.

فصل ششم: که در آن به ارائه نتایج بدست آمده از هر قسمت روند پردازش انجام شده و میزان صحت این نتایج می پردازیم.

فصل هفتم: به عنوان آخرین فصل این پایان نامه به جمع بندی کل کارهای انجام شده پرداخته و بحث های لازم بر روی نتایج انجام می شود.

فصل دوم

سیگنال های الکتریکی مغز و اختلال دوقطبی

۱-۲- مقدمه

با شناسایی سیگنال های الکتریکی مغز، پزشکان نیز تلاش کرده اند که از این سیگنال ها در کمک به تشخیص بیماری ها و اختلالات وابسته به مغز استفاده نمایند. با پیشرفت علم، علائم الکتریکی مغز ردیابی، ثبت و تفسیر شد و ارتباط این سیگنال ها و چگونگی تغییر ویژگی های نهفته در آن بر اساس ارتباطات بین نورون های مغز، آشکار گردید.

سیگنال های الکتریکی ثبت شده متوسطی از فعالیت های صورت گرفته در نقاط مختلف مغز می باشد، اما سهولت این ثبت به ویژه در روش غیر تهاجمی، موجب رواج آن در تشخیص های پزشکی شده است و جایگاه خود را با وجود پدیدار شدن روش های مدرن حفظ کرده است.

۲-۲- سیگنال های الکتریکی مغز

۱-۲-۲- منشا سیگنال های الکتروانسفالوگرافی

نورون ها در حالت استراحت پتانسیل اندکی از دیگر نورون ها دریافت می کنند و در سطح غشاء سلولی آن ها اختلاف پتانسیلی ثابت وجود دارد به گونه ای که پتانسیل قسمت داخلی حدود ۵۰ میکرو ولت نسبت به سطح خارجی غشاء پایین تر است. این پتانسیل استراحت در نتیجه تفاوت غلظت یون های مثبت و منفی در داخل و خارج غشاء سلولی ایجاد می شود. از آنجا که غشاء سلولی مرتبا در حال دریافت تحریکات الکتریکی از دیگر نورون ها است، غشاء سلول عصبی هیچگاه در حالت سکون کامل قرار نمی گیرد. نورون به طور مداوم تحریک می شود و

دوباره به حالت سکون برمی گردد. بر انگیزته شدن نورون باعث تغییر پتانسیل غشاء می شود. بدین ترتیب سیگنال هایی با شکل موج های خاص در سراسر سلول عصبی انتشار می یابند که این مسئله خود می تواند باعث تحریک نورون های مجاور شود.

پتانسیل الکتریکی که در سطح سر قابل ثبت است، اثر تحریک یک نورون واحد نیست و برای اینکه این امواج الکتریکی قابل ثبت باشد باید بخش بزرگی از بافت های عصبی به طور همزمان تحریک شده و جریان الکتریکی ایجاد کنند. وجود میلیون ها نورون که هر یک با شدت های متفاوتی تحریک می شوند، شکل موج های بسیار متنوعی را در سطح جمجمه ایجاد می کنند که می توان آن ها را توسط الکتروود پوستی دریافت و ثبت کرد. امواجی که توسط الکتروودها بر روی سطح جمجمه ثبت می شوند حاصل دپلاریزاسیون همزمان تعداد زیادی از این نورون ها هستند.

۲-۲-۲- بررسی محتوای فرکانسی سیگنال های الکتروانسفالوگرافی

طبق تعریف الکتروانسفالوگرافی یا EEG عبارت است از ثبت شکل موج سیگنال های الکتریکی مغز، موج الکتروانسفالوگرافی در افراد طبیعی را می توان به پنج گروه تقسیم کرد:

- امواج دلتا: شامل همه سیگنال های الکتروانسفالوگرافی زیر ۳/۵ هرتز است. این امواج فقط در بازه های ۲ تا ۳ ثانیه اتفاق می افتد. این امواج در خواب عمیق، در کودکان و بیماری های جدی مغز حادث می شوند.
- امواج تتا: فرکانس آن ها بین ۴ تا ۷ هرتز است. این امواج در نواحی آهیانه ای و گیجگاهی در کودکان ایجاد می شود. اما در طول فشار احساسی در برخی از بزرگسالان به ویژه در طول دوره های افسردگی و ناامیدی نیز اتفاق می افتد.
- امواج آلفا: امواج منظمی هستند که در فرکانس های بین ۸ تا ۱۳ هرتز اتفاق می افتند. این امواج در افرادی که در هوشیاری کامل و استراحت فعالیت مغزی هستند ثبت می شود. بیشترین دامنه این امواج در ناحیه پس سری اتفاق می افتد اما می توان آن ها