بسمه تعالی

مدیریت تحصیلات تکمیلی

تعهد نامه اصالت اثر

اینجانب علی حاجی زین العابدینی متعهد می‌شوم که مطالب مندرج دراین پایان‌نامه حاصل کار پژوهشی اینجانب است ودستاوردهای پژوهشی دیگران‌که در این پژوهش از آنها استفاده شده است، مطابق مقررات ارجاع ودر فهرست منابع وماخذ ذکرگردیده است. این پایان‌نامه قبلا برای احرازهیچ مدرک هم‌سطح یابالاتر ارائه نشده است. درصورت اثبات تخلف(درهر زمان) مدرک تحصیلی صادر شده توسط دانشگاه از اعتبار ساقط خواهد شد.

کلیه حقوق مادی و معنوی این اثر متعلق به دانشگاه تربیت‌دبیرشهیدرجایی می‌باشد.

نام‌ونام خانوادگی دانشجو

امضاء

تهران –لویزان- کد پستی ۱۶۷۸۸- صندوق پستی ۱۶۳-۱۶۷۸۵ تلفن ۹-۲۲۷۹۰۰۶۰ (داخلی۲۳۴۷) نمابر ۲۲۹۷۰۰۱۱ پست الکترونیکی
sru@sru.ac.ir

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

آنالیز سیگنال‌های الکترو آنسفالوگرام (EEG) با استفاده از ترکیب طبقه‌بندها جهت کنترل دستگاه‌های بیرونی

نگارش:

علی حاجی زین العابدینی

استاد راهنما:

دکتر رضا ابراهیم پور

پایان‌نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد

برق-کنترل

آبان ۱۳۹۱

تاییدیه هیات داوران

تشکر و قدردانی:

سپاس‌خدای را که حق ستایش او بالاتر از حد ستایش‌گران است و نعمت‌هایش فوق اندیشه شمارش‌گران.[1]

لازم می‌دانم مراتب سپاس و امتنان خودرا ازاستاد محترم، جناب آقای دکتررضا ابراهیم-پور که سرپرستی این تحقیق را پذیرفتند و درخلال این مدت همواره با راهنمایی‌ها و ارشادهای خود مرا یاری نمودند، ابراز دارم.

و نیز تشکر از همکاری دوستان گروه تحقیقاتی درآزمایشگاه جدید راه اندازی شده مغز و سیستم‌های هوشمند، که با حمایت استاد محترم راهنما و برنامه ریزی ایشان که به حق باعث انسجام در روند تحقیقات و نیز هدفمندی برنامه های آموزشی شدند، موثر واقع گردیدند.

با آرزوی موفقیت کلیه این عزیزان و سایر دوستانی که مرا در انجام این پروژه یاری رساندند.

[1]- نهج البلاغه ، خطبه اول

چکیده:

ارتباط مستقیم مغز با دنیای اطراف و یا به عبارت دیگرسیستم مغز-رایانه(*BCI*)[1] از جمله موضوع هایی می‌باشد که طی سال‌های اخیرمورد توجه بسیاری از گروه‌های تحقیقاتی قرار گرفته است. برای این منظور اگر سیستمی بتواند سیگنال‌های ثبت شده از تعدادی فعالیت ذهنی را از یکدیگر تفکیک کند، با یادگیری حاصل از ارتباط ویژگی‌های موثر در سیگنال و علت به وجود آورنده‌ی آن، می‌توان به‌یک الفبای ساده و بنیادی دست یافت، که فرد می‌تواند با انجام ترکیب‌های مختلفی ازآنها، با دنیای اطراف ارتباط برقرار کند. به‌عبارت بهتر سیستم جایگزین قسمت آسیب دیده‌ی بدن با مورد مشابه و سالم فرا می‌گیرد تا در صورت اراده‌ی فرد آسیب دیده برای انجام همان کار، پردازش و عمل متناسب را شناسایی و فرمان لازم را صادر و کنترل نماید.

درحقیقت استفاده از سیستم‌های شورایی در حوزه‌ی یادگیری ماشینی، از طبیعت انسان دراستفاده از نظرهای مختلف برای تصمیم‌گیری‌های مهم الهام گرفته است. برای افزایش کارایی ترکیب باید از طبقه-بندهای پایه متفاوت و با خطای خروجی متمایز استفاده نمود تا تمامی ابعاد مساله پوشش داده شود. هرچه گوناگونی طبقه‌بندها بیشتر باشد کارایی بهتری بدست خواهد آمد. همچنین نوع ترکیب کننده نهایی در روش‌های ترکیبی بسیار حائز اهمیت است. در این تحقیق عملکرد روش‌های ترکیبی کلاسیک ازجمله: بیشینه، میانه، میانگین‌گیری، حاصل‌ضرب، اختلاط خبره‌ها [2]، تعمیم پشته[3] و تعمیم پشته بهبود یافته[4]با ترکیب کننده پرسپترون چندلایه با روش‌های پیشنهادی تعمیم پشته و تعمیم پشته بهبود یافته با ترکیب کننده نهایی انتگرال فازی، مقایسه شده‌اند ودر پایان به بررسی کارائی آنها بر روی داده‌های صرع پرداخته شده است.

نتایج بدست آمده نشان می‌دهد عملکرد روش‌های پیشنهادی تعمیم پشته با ترکیب کننده انتگرال فازی و تعمیم پشته بهبود یافته با ترکیب کننده انتگرال فازی نسبت به سایر روش‌های مورد آزمایش قرار گرفته، با میانگین ۱۰ بار تکرار به مقدار حداکثری ۷۹/٦٪ و ۸۰/۲٪ رسیده اند.

کلمه‌های کلیدی: الکتروآنسفالوگرام، ترکیب طبقه‌بندها، تعمیم پشته, تعمیم پشته بهبود یافته، انتگرال فازی، صرع، تبدیل موجک

۱- Brain-Computer Interface

2- Mixture of Experts(MOE)

3- Stacked Generalization

4- Modify Stacked Generalization

فهرست مطالب صفحه

فصل اول ۱
مفاهیم اولیه ۱
مقدمه ۲
فصل دوم ۱
بررسی سیگنال‌های مغزی ۱
مقدمه ۲
۲-۱ تاریخچه کشف سیگنال‌های مغزی ۳
۲-۲ ساختار دستگاه عصبی ۳
۲-۳ شبکه نورونی ۹
۲-۴ یون‌ها و سیناپس‌ها ۹
۲-۵ ثبت سیگنال‌های مغزی ۱۱
۲-۵-۱ سیگنال‌های الکتریکی غیر تهاجمی *EEG* ۱۱
۲-۵-۲ سیگنال‌های الکتریکی تهاجمی *ECOG* ۱۳
۲-۵-۳ سیگنال‌های مغناطیسی *MEG* ۱۴
۲-۶ نویزهای وارد شده بر سیگنال‌های مغزی و روش حذف آنها ۱۵
۲-۷ بررسی پتانسیل‌های مغزی در حوزه فرکانس(نوسان‌های مغزی) ۱۶
۲-۷-۱ امواج آلفا ۱۶
۲-۷-۲ امواج بتا ۱۶
۲-۷-۳ امواج تتا ۱۶
۲-۷-۴ امواج دلتا ۱۶
۲-۸ رابط مغز- رایانه ۱۷
۲-۸-۱ آموزش موازی فرد- ماشین در جهت حرکت نشانه‌ی رایانه به کمک سیگنال *EEG* ۱۸
۲-۸-۲ نوشتن متن به کمک سیگنال‌های مغزی ۱۹
۲-۸-۳ شناخت حرکت فیزیکی بر پایه‌ی تصور حرکت ۱۹
۲-۸-۴ شناخت فعالیت‌های کاملا درونی ذهن به کمک سیگنال‌های مغزی ۲۰
۲-۹ پیش پردازش ۲۰
۲-۹-۱ آنالیز اجزاء مستقل ۲۱
۲-۹-۲ مدل ریاضی ۲۱
۲- ۱۰ استخراج ویژگی ۲۳
۲-۱۰-۱ ویژگی‌های وابسته به انرژی باندهای فرکانسی ۲۳

۲-۱۰-۲ ویژگی‌های وابسته به تبدیل‌های فرکانسی و یا تبدیل‌های زمان- فرکانس ۲۴
۲-۱۰-۲-۱ آنالیز فوریه ۲۵
۲-۱۰-۲-۲ آنالیز فوریه زمان کوتاه ۲۵
۲-۱۰-۲-۳ تبدیل موجک ۲۶
۲-۱۰-۲-۴ تبدیل موجک پیوسته ۲۷
۲-۱۰-۲-۵ فیلتر کردن یک مرحله‌ای ۲۸
۲-۱۰-۲-۶ تجزیه چند مرحله‌ای ۲۹
۲-۱۰-۳ روش الگوی ویژه مشترک *CSP* ۳۰
۲-۱۱ انتخاب ویژگی ۳۱
فصل سوم: ۳۳
طبقه بند و ترکیب طبقه بندها ۳۳
مقدمه ۳۴
۳-۱ شبکه عصبی مصنوعی ۳۵
۳-۲ شبکه عصبی پرسپترون چند لایه ۳۶
۳-۳ ترکیب طبقه بندها ۳۸
۳-۳-۱ اهمیت ترکیب طبقه بندها ۳۹
۳-۳-۲ نکته‌های اساسی برای ترکیب طبقه بندها ۳۹
۳-۳-۳ روش‌های ایجاد گوناگونی در ترکیب ۴۰
۳-۳-۴ روش‌های متداول برای ترکیب خروجی طبقه بندها ۴۰
۳-۳-۵ دلایل استفاده از سیستم‌های ترکیب طبقه بند با طبقه بندهای پایه مختلف ۴۱
۳-۳-۶ روش‌های ترکیبی آموزش پذیر و غیرآموزش پذیر ۴۲
۳-۴ طبقه بندی کننده بیز ۴۳
۳-۵ طبقه بندی کننده بیز برای توزیع نرمال ۴۵
۳-۶ ماشین بردار پشتیبان ۴۵
۳-۷ روش‌های رأی گیری ۴۹
۳-۸ ترکیب کننده‌های جبری ۵۰
۳-۸-۱ قاعده میانگین ۵۰
۳-۸-۲ میانگین وزن‌دار ۵۰
۳-۸-۳ قواعد کمینه، بیشینه و میانه ۵۱
۳-۸-۴ روش حاصل ضرب ۵۱
۳-۹ اختلاط خبره ها ۵۲
۳-۱۰ شبکه‌های عصبی و سیستم‌های فازی ۵۴

۳-۱۰-۱ سیستم‌های استنتاج فازی- عصبی تطبیقی ۵۵
۳-۱۰-۲ سیستم استنتاج فازی..... ۵۵
۳-۱۰-۳ شبکه عصبی- فازی مدل سوگنو ۵۶
۳-۱۰-۴ انتگرال فازی ۵۹
۳-۱۰-۵ ویژگی‌های سیستم های فازی ۶۱
فصل چهارم: ۶۳
روش‌های پیشنهادی و آزمایش‌های انجام شده ۶۳
مقدمه..... ۶۴
۴-۱ آزمایش‌های انجام شده بر روی داده‌های اول ۶۴
۴-۱-۱ مجموعه داده اول..... ۶۵
۴-۱-۲ نتایج آزمایش بر روی داده‌های اول ۶۵
۴-۱-۳ مجموعه داده دوم ۶۶
۴-۱-۴ نتایج آزمایش بر روی داده‌های دوم..... ۶۷
۴-۱-۵ مجموعه داده سوم..... ۶۷
۴-۱-۶ نتایج آزمایش بر روی داده‌های سوم ۶۸
۴-۱-۷ نتیجه نهایی داده‌های سری اول..... ۶۹
۴-۲ پردازش امواج صرع ۷۰
۴-۲-۱ بیماری صرع ۷۰
۴-۲-۲ داده‌های صرع..... ۷۰
۴-۲-۳ پیش پردازش ۷۱
۴-۲-۴ استخراج ویژگی با تبدیل موجک ۷۲
۴-۲-۵ انتخاب ویژگی ۷۴
۴-۳ نتیجه آزمایش‌های صورت گرفته ۷۶
۴-۳-۱ نتیجه‌های حاصل از اعمال روش‌های ترکیب جبری ۷۶
۴-۳-۲ نتایج حاصل از روش‌های آموزش پذیر ۷۷
۴-۳-۲-۱ روش تعمیم پشته..... ۷۷
۴-۳-۲-۲ تعمیم پشته بهبود یافته ۷۸
۴-۳-۳ نتیجه‌های تجربی روش‌های آموزش پذیر تعمیم پشته و تعمیم پشته بهبود یافته ۷۹
۴-۴ روش پیشنهادی..... ۸۱
۴-۴-۱ روش تلفیقی عصبی- فازی بر اساس روش ترکیبی تعمیم پشته ۸۱
۴-۴-۲ نتیجه‌های آزمایش‌های انجام شده با روش پیشنهادی ۸۴
۴-۴-۳ جمع بندی نتیجه‌های حاصل از روش‌های آزمایش شده ۸۹

۴-۴-۴ مقایسه انواع روش‌های تعمیم پشته از نظر بهبود عملکرد با افزایش تعداد تکرارهای آموزش ۹۱
فصل پنجم: ۹۲
نتیجه‌گیری و کارهای آینده ۹۲
مقدمه ۹۳
۵-۱ نتیجه‌گیری مجموعه آزمایش‌های مربوط به داده‌های سری اول ۹۴
۵-۲ نتیجه‌گیری مجموعه داده‌های سری دوم(صرع) ۹۵
۵-۳ پیشنهادهایی برای کارهای آینده ۹۷
مراجع ۹۷

فهرست شکل‌ها **صفحه**

شکل۲-۱: ساختمان نورون واجزای تشکیل دهنده‌ی آن[14] ۴
شکل۲-۲: نحوه‌ی ایجاد میدان‌های الکترومغناطیسی در مغز[14] ۵
شکل۲-۳: نحوه‌ی اثر پتانسیل‌های پیش سیناپسی در پتانسیل پس سیناپسی[15] ۶
شکل۲-۴: نحوه‌ی ایجاد پتانسیل عمل بر اساس تولید EPSP وIPSP ها در یک سلول[15] ۷
شکل۲-۵: نمایش عملکرد پمپ سدیم- پتاسیم و تولید جریان الکتریکی در یک سلول عصبی [16] ۸
شکل۲-۶: الف- نمایش انتقال پیام‌های عصبی به کمک جابجایی یون‌ها در فضای سیناپسی[16] ۱۰
شکل۲-۶: ب- نمایش انتقال پیام‌های عصبی به کمک جابجایی یون‌ها در فضای سیناپسی[16] ۱۰
شکل۲-۷: مراحل مختلف جابجایی پیام از ورود پیام و تشکیل یک سیگنال و ارسال به سمت خروجی در یک سلول عصبی[16] ۱۰
شکل۲-۸: روش ثبت سیگنال‌های *EEG* [14] ۱۱
شکل۲-۹: موقعیت استاندارد الکترودهای EEG در سیستم بین المللی ۱۰-۲۰[14] ۱۲
شکل۲-۱۰: روش ثبت سیگنال به دو روش تک قطبی(B) و دوقطبی(A)[14] ۱۳
شکل۲-۱۱: روش ثبت سیگنال‌های ECoG [14] ۱۳
شکل۲-۱۲: ثبت سیگنال ECoG از موش‌های آزمایشگاهی[14] ۱۴
شکل۲-۱۳: بکارگیری چیپ بر روی مغز برای دریافت سیگنال‌های مغزی جهت پردازش سیگنال‌های حرکتی[14] ۱۴
شکل۲-۱۴: سیستم ثبت سیگنال‌های مغناطیسی مغزی MEG[17] ۱۵
شکل۲-۱۵: نمونه‌ای از وجود اثر پلک زدن چشم در هنگام ثبت سیگنال مغزی[6] ۱۵
شکل۲-۱۶: انواع مختلف سیگنال از فرکانس‌های متفاوت ۱۷
شکل۲-۱۷: بلوک دیاگرام کلی از مراحل اصلی (BCI) ۱۷
شکل۲-۱۸: رابط فرد – رایانه به همراه فیدبک بر روی سیگنال‌های EEG [14] ۱۸
شکل۲-۱۹: حرکت نشانه‌ی رایانه به کمک سیگنال EEG [21] ۱۸
شکل۲-۲۰: الف) نمونه صفحه‌ای که برای فرد در حال نوشتن متن به کمک سیگنال مغزیش، نمایش داده می‌شود. ب) نمونه‌ای از دستوراتی که به افراد نمایش داده می‌شود تا یکی از آن‌ها را انتخاب کنند. ۱۹
شکل۲-۲۱: (الف): دیاگرام کاری یک طبقه از موجک، (ب): دیاگرام کاری یک موجک سه طبقه[6] ۲۵
شکل۲-۲۲: شکل گرافیکی تبدیل فوریه ۲۷
شکل۲-۲۳: شکل گرافیکی تبدیل موجک ۲۸
شکل۲-۲۴: فیلتر کردن یک مرحله‌ای ۲۸
شکل۲-۲۵: تولید cA , cD ۲۹
شکل ۲-۲۶: درخت تجزیهٔ موجک در یک سیگنال ۲۹

شکل۳-۱: گرفتار شدن طبقه بند پایه در کمینه‌های محلی ۳۴
شکل۳-۲:الف- مجموعه تشکیل دهنده شبکه عصبی پرسپترون ساده ب- ساختار شبکه عصبی چند لایه پرسپترون(MLP) ۳۷
شکل۳-۳: شبکه پرسپترون چند لایه (MLP) ۳۸
شکل۳-۴: الف- مرز تصمیم پیچیدهٔ دو کلاسه که با طبقه بند خطی قابل یادگیری نیست. ب- با پوشش داده فضای مساله توسط چند طبقه بند امکان یادگیری میسر می‌گردد. ۴۲
شکل۳-۵: نمایش انواع روش‌های متداول برای ترکیب خروجی طبقه بندها ۴۳
شکل۳-۶: $P(\omega_i \mid x)P(\omega_i)$ برای دو کلاس اول و دوم ۴۴
شکل۳-۷: ابرسطح با حداکثر مرزِ جداکننده به همراه مرزهای جداکننده برای طبقه بندی نمونه داده‌های مربوط به دو طبقه متفاوت. نمونه‌های قرار گرفته بر روی مرزها بردارهای پشتیبان نام دارند. ۴۶
شکل۳-۸: نمایش ساختار اختلاط خبره به همراه شبکه میانجی و وزن‌های اختصاص داده شده به خروجی هر طبقه بند پایه ۵۲
شکل۳-۹: طرح معماری اصلی FIS شامل پنج بلوک تابع تشکیل دهنده آن ۵۶
شکل۳-۱۰: نحوه استنتاج در سیستم فازی سوگنو(TSK) ۵۷
شکل۳-۱۱: نمونه‌ای از شبکه عصبی- فازی سوگنو، این نوع شبکه سوگنو به شبکه $ANFIS$ موسوم است. ۵۷
شکل۳-۱۲: مراحل روش انتگرال فازی برای ترکیب طبقه‌بندها ۶۰
شکل۳-۱۳: ترکیب طبقه‌بندها توسط روش انتگرال فازی ۶۱
شکل۴- ۱: نمایش کانال C_3 در هنگام تصور دست راست با محاسبه الگوهای ERD و ERS در حوزه زمان- فرکانس ۶۵
شکل۴-۲: دقت طبقه بند های پایه و ترکیبی برای پنج شخصیت تحت آزمایش ۶۶
شکل۴-۳: دقت طبقه بند های پایه و ترکیبی برای سه شخصیت تحت آزمایش ۶۷
شکل۴-۴: دقت طبقه بند های پایه و ترکیبی برای نه شخصیت تحت آزمایش ۶۹
شکل۴-۵: سیگنال‌های ثبت شده قبل از انجام فرآیندهای پردازش که از کانال‌های یکسان برای حالت‌های مختلف صرع به دست آمده است. ۷۱
شکل۴-۶: اعمال پنجره با اندازه ۲۵۶ بر روی داده‌های مربوط به هر کلاس قبل از اعمال تبدیل موجک .. ۷۲
شکل۴-۷: تقسیم فرکانسی سیگنال توسط تبدیل موجک و خروجی‌های به دست آمده بر اساس فرکانس پایین و بالا ۷۳
شکل۴-۸: نمایش اعمال چهار مرحله تبدیل موجک بر روی داده‌های کلاس A و جمع آوری داده‌های فرکانس پایین و فرکانس بالای مرحله آخر و ذخیره در ماتریس داده‌های پردازش شده، برای ورود به شبکه عصبی ۷۳
شکل۴-۹: با کنار هم قراردادن داده‌های پردازش شده از هر کلاس ماتریس نهایی تولید خواهد شد. ۷۴
شکل۴-۱۰: نمایش داده‌های نهایی از هر کلاس بر اساس چهار ویژگی مطرح شده ۷۵

شکل۴-۱۱: مقایسه دامنه سیگنال مغزی کانال شماره ۲ از مجموعه کانال‌های مربوط به پنج کلاس. همان طور که دیده می‌شود کلاس‌های A,B – کلاس‌های C,D نزدیکی بیشتری نسبت به‌هم دارند. ۷۵
شکل۴-۱۲: مقایسه نتایج آزمایش‌های انجام شده با روش‌های غیر قابل آموزش ۷۷
شکل۴-۱۳: ساختار تعمیم پشته شامل دو لایه، طبقه بندهای پایه و طبقه بند ترکیب ۷۸
شکل۴-۱۴: ساختارکلی تعمیم پشته بهبود یافته. ورودی ترکیب کننده از کل فضای مساله در کنار خروجی طبقه بندهای پایه استفاده شده است. این تغییر از این جهت مفید خواهد بود که ترکیب کننده ارتباط بین فضای مساله و خروجی طبقه بندهای پایه را درک خواهد کرد. ۷۹
شکل۴-۱۵: ساختار تعمیم پشته بهبود یافته به همراه اطلاعات مربوط به هر طبقه بند پایه و قسمت ترکیب کننده ۷۹
شکل۴-۱۶: مقایسه نتیجه های حاصل از روش های ترکیبی آموزش پذیر ۸۰
شکل۴-۱۷: روند مرحله های محاسبه شده در روش انتگرال فازی ۹۷
شکل۴-۱۸: روند مرحله‌های محاسبه شده در روش انتگرال فازی ۹۸
شکل۴-۱۹: روش ترکیبی تعمیم پشته بهبود یافته با استفاده از ترکیب کننده انتگرال فازی ۸۴
شکل۴-۲۰: ماتریس سردرگمی به همراه نمایش داده‌های صحیح و غلط برای تعمیم پشته با ترکیب کننده ی *MLP* ۸۵
شکل۴-۲۱: ماتریس سردرگمی و نمایش داده‌های صحیح و غلط برای تعمیم پشته بهبود یافته با ترکیب کننده ی *MLP* ۸۶
شکل۴-۲۲: ماتریس سردرگمی ونمایش داده‌های صحیح وغلط برای روش تعمیم پشته با ترکیب کننده انتگرال فازی ۸۶
شکل۴-۲۳: ماتریس سردرگمی به همراه نمایش داده‌های صحیح و غلط برای روش ترکیبی تعمیم پشته بهبود یافته با ترکیب کننده انتگرال فازی ۸۷
شکل۴-۲۴: مقایسه نرخ کلاس‌بندی، طبقه‌بندهای پایه و طبقه‌بند ترکیب کننده برای روش‌های مورد آزمایش قرار گرفته ۹۱
شکل۴-۲۵: مقایسه انواع روش‌های تعمیم پشته از نظر بهبود عملکرد با افزایش تعداد تکرارها ۹۱

فهرست جدول‌ها **صفحه**

جدول۲-۱: چهار دسته تقسیم بندی فرکانسی برای سیگنال‌های مغزی ۲۴
جدول۴-۱: نتیجه‌های میانگین ۱۰ بار تکرار طبقه بندهای مختلف برای روش‌های غیر قابل آموزش..... ۷۶
جدول۴-۲: نتیجه‌های میانگین ۱۰ بار تکرار طبقه بندهای مختلف برای روش‌های آموزش پذیر..... ۸۱
جدول۴-۳: نتیجه‌های میانگین ۱۰ بار تکرار برای روش‌های پیشنهادی..... ۸۵
جدول۴-۴: معیارهای آماری حساسیت و صراحت برای هر یک از پنج کلاس به کار رفته در طبقه بندها به وسیله ماتریس سردرگمی تولید شده توسط روش‌های پیشنهادی..... ۸۹
جدول۴-۵: نتیجه‌های حاصل از آزمایش داده‌های صرع با روش‌های کلاسیک و پیشنهادی..... ۹۰

فصل اول

مفاهیم اولیه

مقدمه

مغز انسان شبکه‌ای است پیچیده از سلول‌های عصبی یا نورون‌ها که در ارتباط با یکدیگر می‌باشند. چون این ارتباط میان نورون‌ها به صورت الکتریکی می‌باشد، بنابراین میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی در اطراف آنها ایجاد می‌شود که با ثبت سیگنال‌های ناشی از این میدان‌های الکتریکی یا مغناطیسی می‌توان تفسیری هر چند پیچیده از فعالیت‌های مغزی را به دست آورد. ثبت سیگنال‌های مغزی می‌تواند به دو صورت تهاجمی و غیرتهاجمی انجام گیرد. به‌عنوان مثال برای گونه‌ی غیرتهاجمی می‌توان ثبت سیگنال‌های الکتریکی الکتروآنسفالوگرام(EEG)[1] و سیگنال‌های مغناطیسی(MEG)[2]را نام برد و برای گونه‌ی تهاجمی آن که بوسیله نفوذ در سر و تماس نزدیک تر با مغز سیگنال ثبت می شود($ECoG$)[3]را می‌توان نام برد.

از کاربردهای ثبت سیگنال‌های مغزی می‌توان به تشخیص بیماری و یا کمک به افراد برای رساندن منظورخود تنها با سیگنال‌های مغزی را نام برد. یک نمونه‌ی ویژه از به کار بردن سیگنال‌های مغزی در رابط مغز- رایانه (BCI)[4] دیده می‌شود که در واقع راهی را برای ارتباط مغزی فرد با دنیای خارج ارائه می‌دهد. در اصل در BCI با داشتن سیگنال‌های مغزی یک فرد، که می‌تواند به‌صورت‌های گوناگونی هم چون EEG یا $ECoG$ ثبت شده باشد، به تفسیر حالت‌ها و یا اهداف ذهنی فرد مورد نظر پرداخته می‌شود و گاه از روی این تفسیرها سیستمی مجزا به انجام کارهایی که مورد نظر است می‌پردازد. این موضوع خود می-تواند کاربردهای گوناگونی چون کمک به ناتوانان جسمی- حرکتی برای ابراز خواسته‌ها و حتی انجام کارهای خود، ساخت دستگاه‌های دروغ سنجی، کشف وتفسیر برخی حالت‌های مغزی و... داشته باشد.

شبکه‌های عصبی یکی از متداول‌ترین طبقه بندها برای حل مسائل هستند. یک شبکه عصبی ازتعدادی واحد پردازش‌گر به نام نرون تشکیل شده است که توسط سیناپس‌ها(وزن‌ها) به یکدیگر مرتبط می‌شوند.

---

[1] - Electroencephalogram (EEG)
[2] -Magnetoencephalography(MEG)
[3]- Electrocorticography(ECoG)
[4]- Brain-Computer Interface

این وزن‌ها در یک فرایند تکراری و با استفاده از نمونه‌های آموزشی تعیین می‌شوند. معماری شبکه، تابع فعالیت نرون‌ها و قانون یادگیری شبکه، سه مشخصه اصلی هستند که شبکه عصبی بوسیله آنها معرفی می‌شود.

طبقه‌بندی و یا کلاس‌بندی به انجام پردازش بر روی یک سری از داده‌ها گفته می‌شود که هدف در آن نسبت دادن هر داده به یک کلاس خاص می‌باشد. به عبارت دیگر هر داده به چه دسته و کلاسی وابسته است و در نتیجه ورودی‌های شبکه داده‌های تقسیم نشده می‌باشند و خروجی‌های شبکه، کلاس وابسته به آن داده‌هاست. طبقه‌بندهای پایه، با توجه به محدود بودن در شناخت فضای مساله‌های پیچیده از جمله آنالیز سیگنال‌های مغزی و در نتیجه کلاس‌بندی صورت گرفته در مقایسه با واقعیت، عملکرد ضعیفی دارند.

برای افزایش کارایی و بهبود عملکرد طبقه‌بندی از روش‌های ترکیبی استفاده می‌گردد. در این روش با استفاده از چند طبقه‌بند پایه و ترکیب خروجی حاصل از آن‌ها، با بهره‌گیری از دیدگاه‌های متفاوت در هر طبقه‌بند پایه، به طبقه‌بندی با تقریب بهتری منجر خواهد گردید. در روش ترکیب، طبقه‌بندها در یک معماری موازی قرار داده می‌شوند. فضای مساله ورودی به همه طبقه‌بندها اعمال می‌شود و هر کدام از آنها یک جواب برای مساله ارایه می‌کنند. سپس با ترکیب مناسب این جواب‌ها پاسخ نهایی بدست می‌آید. در این حالت هدف از ترکیب، بهبود دقت حل مساله و بالابردن کارایی سیستم است. نحوه ترکیب خروجی طبقه‌بندها در یک مساله، یا به‌عبارت دیگر انتخاب قاعده ترکیب، به‌کاربرد مورد نظر در آن مساله بستگی دارد. با توجه به نیازمندی‌های مساله، قاعده ترکیب به گونه‌ای انتخاب می‌شود که نرخ بازشناسی سیستم طبقه‌بندی مرکب بیشینه باشد. الگوهای مختلفی برای ترکیب نتایج خروجی طبقه‌بندها وجود دارد که به دو زیر مجموعه کلی: قابل یادگیری(اختلاط خبره ها، تعمیم پشته و...) و غیر قابل یادگیری (میانگین، میانه، بیشینه و...) قابل تقسیم‌اند. اهمیت ترکیب را می‌توان از سه نقطه نظر زیر بر شمرد: هر طبقه‌بندپایه تا حد معینی بازشناسی‌الگوی قابل شناخت در فضای تشخیص خود را داراست. به‌عبارت بهتر هیچ طبقه‌بندپایه‌ای توانایی تشخیص صحیح همه الگوهای موجود در مساله را ندارد. وجود ویژگی‌های متفاوت در فضای مساله به خصوص مساله‌های پیچیده، هریک با زاویه دید خود مساله را بیان می‌کنند که همه‌ی آنها هرچند صحیح، ولی با طبقه‌بندهای متفاوت قابل بررسی‌اند و با یک ترکیب ساده نمی‌توان به تمامی بعدهای مساله رسید. به عنوان مثال: در تشخیص هویت مجرمین از مشخصه‌های متعددی مثل اثر انگشت، رنگ چشم، فاصله اعضای صورت نسبت به‌هم و... در یک شبکه مرکب استفاده می‌گردد[۱]. در استخراج ویژگی‌ها مساله‌های پیچیده یک بردار ویژگی بزرگ حاصل می‌شود. تحلیل بردارهای ویژگی بزرگ توسط یک طبقه‌بند، زمان پردازش را طولانی می‌کند. این موضوع در کاربردهایی نظیر پردازش سیگنال‌های مغزی مشکل ایجاد می‌کند. ترکیب طبقه‌بندها، این امکان را فراهم می‌آورد که بردارهای ویژگی با ابعاد بزرگ به بردارهای کوچکتری

تقسیم شده و با طبقه‌بندهای کوچکتر و ساده‌تر به‌صورت همزمان پردازش شوند. طبقه‌بندی نهایی با ترکیب نتایج این طبقه‌بندها صورت خواهد گرفت[۲].

با توجه به پیچیدگی سیگنال‌های EEG، به دلیل استفاده از چند کانال در نواحی مختلف جمجمه که برای یک فعالیت مغزی باهم در تعامل‌اند، ایجاد نویزهای با منشاء داخلی و خارجی، حجم بسیار بالای داده-های جمع آوری شده و... از به کارگیری شبکه عصبی با یک طبقه‌بند پایه، تقریب مناسبی به‌دست نخواهد داد.

در جهت افزایش کارایی و دقت بیشتر از روش‌های ترکیبی که به‌تواند احاطه بیشتری بر فضای مساله داشته باشد و در عین حال از قابلیت اطمینان بالاتری برخوردار باشند استفاده‌گردد. برای این منظور از شبکه‌های قابل یادگیری و ترجیحا دینامیکی که توانایی بیشتری در تنظیم پارامترهای سیستم و تنظیم وزن‌ها دارند، بهره‌برد. طرح پیشنهادی به کار گیری شبکه ترکیبی با استفاده از تعمیم پشته بهبود یافته با ترکیب کننده انتگرال فازی می‌باشد.

هدف از این پایان‌نامه آنالیز سیگنال‌های EEGو دست یابی به الگوریتمی ترکیبی برای طبقه‌بندی سیگنال-های مغزی می‌باشد که بتوان با خروجی حاصل ازاین شبکه ترکیبی، جهت تشخیص نوع بیماری و یا کنترل دستگاه‌های بیرونی اقدام نمود.

ساختار پایان‌نامه به‌صورتی است که در فصل دوم به آنالیز سیگنال‌های مغزی پرداخته شده است. در فصل سوم به توصیف روش‌های ایجاد گوناگونی در طبقه‌بندهای پایه و قاعده ترکیب طبقه‌بندهای پایه پرداخته خواهد شد. در فصل چهارم مدل‌های ترکیبی پیشنهادی که با روش‌های قبلی مقایسه شده است، بیان می‌گردد و سرانجام در فصل پنجم، به نتیجه‌گیری آزمایش‌ها و کارهای آینده پرداخته خواهد شد.

فصل دوم

بررسی سیگنال‌های مغزی

مقدمه

سیگنال EEG در سال ۱۹۲٤ برای اولین بار توسط هانس برگر[1] فیزیولوژیست آلمانی ثبت و نام گذاری شد[۳]. دانشمندان از اوایل دهه ۱۹۷۰ میلادی فعالیت‌های خود در زمینه BCI را آغاز نمودند. محققان با نصب حسگرهای ساده در بدن موش‌ها، میمون‌ها و انسان آزمایش‌هایی را در این زمینه انجام دادند. روش ثبت سیگنال‌های مغزی از روش‌های متعددی (روش‌های تهاجمی و غیرتهاجمی) و بر حسب نیاز و میزان دقت موردبررسی قرار گرفته است[٤]. استانداردهای جهانی برای ثبت سیگنال مغزی بدست آمده است[٥]. بررسی انواع نویزدر ثبت داده‌ها انجام گرفته و روش‌های حذف نویز ویا کاهش نویز بیان شده است[٦].

تاکنون آزمایش‌های متعددی جهت برقراری ارتباط بین مغز –رایانه صورت گرفته از جمله: آموزش موازی فرد – ماشین در جهت حرکت نشانگر موس [۷]. نخست از فرد خواسته می‌شود تا تصور حرکت‌های مورد نظر را درذهن انجام دهد و سیگنال وی هنگام انجام این تصورها ثبت می‌گردد. پس از انجام سری‌های مختلفی از ثبت(احتمالاً در زمان‌های مختلف و شرایط گوناگون)، از روی این سیگنال‌ها به آموزش سیستم طبقه‌بندی کننده‌ای پرداخته می‌شودکه به‌تواند عمل مورد نظر را شناسایی کند. بنابراین تلاش بر این است که نخست ویژگی‌هایی که احتمال مؤثر بودن بیشتری در طبقه‌بندی کردن دارند شناسایی شده، سپس این ویژگی‌های مؤثر از سیگنال ثبت شده استخراج شوند. در گام پایانی نیز با کمک این ویژگی‌های استخراج شده و دانستن برچسب آنها (دانستن اینکه کدام دسته ویژگی وابسته به کدامین تصور بوده است)یک طبقه-بندی کننده آموزش می‌بیند تا به‌تواند پس از آن از روی سیگنال‌های در حال ثبت به تشخیص خواسته فرد بپردازد. نوشتن متن به کمک سیگنال‌های مغزی[۸]، شناخت حرکت فیزیکی بر پایه‌ی تصور حرکت (مانند: کنترل ویلچر[۹]، کنترل دست مصنوعی [۱۰])، تمرکز بر حالت‌های خواندن و یا شنیدن بر اساس حذف عامل مزاحم[۱۱]. ازجمله‌مواردی است که انجام شده ویا در حال پیشرفت می‌باشد.

[1] -Hans Berger

این سامانه از اجزای زیر تشکیل می‌شود: مرحله اول، جمع آوری داده‌ها شامل ثبت اطلاعات خام EEG است که از الکترودها در مکان‌های مشخصی از مغز گرفته می‌شود و ورودی سیستم BCIرا تشکیل می‌دهد. انتخاب‌هایی نظیر تعداد، مکان و تراکم الکترودها، کانال‌های ورودی را مشخص می‌کند. مرحله دوم، پیش پردازش شامل تقویت کردن، فیلتر کردن و تبدیل سیگنال آنالوگ به دیجیتال است. مرحله سوم، یک مرحلهٔ بهینه سازی اطلاعات است که به صورت اختیاری صورت می‌گیرد و شامل بهبود نسبت سیگنال به نویز، با حذف آرتیفکت و کاهش افزونگی اطلاعاتی است که از کانال‌های EEGدریافت می‌شود. مرحله چهارم استخراج ویژگی است که مهم‌ترین مرحله در هر سیستم BCIاست. این مرحله شامل استخراج ویژگی‌های وابسته به دستور و قابل تمییز از سیگنال‌های EEGحاصل از مرحله‌ی پیش پردازش است که برای این استخراج ویژگی از الگوریتم‌های پردازش سیگنال‌های دیجیتال استفاده می‌شود.

۲-۱ تاریخچه کشف سیگنال‌های مغزی

درسال ۱۸۷۵ ریچارد کاتن[1] جراح انگلیسی، به وجود پتانسیل‌های الکتریکی در سطح قشر مغز باز شده‌ی حیواناتی همچون خرگوش و میمون پی‌برد[۱۲]. وی همچنین گزارش داد که وقتی به چشم حیوان نور می‌تاباند، تغییراتی را در پتانسیل مغز او و در جهت خلاف چشمی که در آن نور تابانده شده بود، مشاهده می‌کند[۱۳]. هانس برگر پزشک و روانشناس آلمانی نخستین کسی بود که سیگنال‌های مغزی یک انسان را ثبت نمود. وی با اطلاع یافتن از نتایج تحقیقات کاتن برروی حیوانات، مسیر تحقیقات خود را متوجه انسان‌ها نمود. برگر عمل ثبت را برروی کاغذ عکاسی و با حرکت یک نقطه‌ی نورانی نوسانی برروی آن انجام می‌داد. به همین ترتیب بود که برگر حرکات منظم با فرکانس تقریبی ۱۰ هرتز را کشف کرد و آنها را که نخستین ریتم پیدا شده در سیگنال‌های مغزی انسان بودند را آلفا نامید. در طول چند سال بعد برگر کارهای خود را با انجام ثبت‌های بیشتر ادامه داد تا مطمئن شود که آنچه ثبت می‌شود ناشی از هارمونیک-های تولید شده توسط جریان خون و یا ناشی از پوست سر نمی‌باشد تا این‌که نهایتا در سال ۱۹۲۹ به نتیجه‌هایی مطمئن دست یافت[٦].

سیگنال مغزی یک موج با نوسانات پیوسته است که با آن می‌توان به وجود امواج نوع اول با پریود متوسط $90ms$ و امواج نوع دوم، با دامنه کوچکتر و با پریود متوسط $35ms$ پی‌برد. نوسان‌ها با دامنه حداکثر ۲۰۰-۱۵۰ میکروولت اندازه‌گیری شده‌اند[۱۳].

۲-۲ ساختار دستگاه عصبی

[1] - Richard Caton