



دانشگاه تبریز

دانشکده برق و کامپیوتر

گروه کنترل

پایان نامه: برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته برق-کنترل

عنوان

طبقه‌بندی پتانسیل‌های برانگیخته حالت دائم بینایی برای یک رابط مغز - رایانه

اساتید راهنما

دکتر امیر ریخته‌گر گیائی و دکتر سحرانه قائمی

اساتید مشاور

دکتر محمدعلی نظری و دکتر محمدعلی بادامچی‌زاده

پژوهشگر

عباس روشنی

بهمن ۱۳۹۰

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

نام خانوادگی : روشنی	نام: عباس
عنوان پایان نامه: طبقه بندی پتانسیل های برانگیخته حالت دائم بینایی برای یک رابط مغز - رایانه	
اساتید راهنما: دکتر امیر ریخته گر غیائی، دکتر سحرانه قائمی	
اساتید مشاور: دکتر محمد علی نظری، دکتر محمد علی بادامچی زاده	
مقطع تحصیلی: کارشناسی ارشد	رشته: مهندسی برق
دانشگاه: تبریز	دانشکده: مهندسی برق و کامپیوتر
تاریخ فارغ التحصیلی ۹۰/۱۱/۱۲	تعداد صفحه: ۱۰۰
واژه های کلیدی: رابط مغز - رایانه، پتانسیل های برانگیخته حالت دائم بینایی، الکتروانسفالوگرافی، طبقه بندی.	
چکیده :	
<p>سرواژه BCI، از عبارت Brain - Computer Interface گرفته شده که رابط مغز- رایانه ترجمه شده است. سیستم BCI، یک مسیر ارتباطی مستقیم بین مغز و دستگاه های جانبی ایجاد می کند به گونه ای که کاربر جهت ارتباط با دستگاه مورد نظر یا دنیای خارج، به هیچ گونه حرکت ماهیچه ای نیاز ندارد. در یک سیستم BCI، فعالیت های مغز کاربر اندازه گیری شده و پس از پردازش های خاص، به فرمان های مناسب ترجمه شده و به دستگاه مورد نظر ارسال می شود بطوریکه گویی دستگاه مورد نظر مستقیماً توسط مغز کنترل می شود. روش های مختلفی برای اندازه گیری فعالیت های مغزی ارائه شده است که در حال حاضر روش الکتروانسفالوگرافی (EEG) محبوب ترین روش اندازه گیری فعالیت های مغزی جهت طراحی یک سیستم BCI است.</p> <p>پتانسیل های برانگیخته حالت دائم بینایی (Steady State Visual Evoked Potentials) اختصاراً SSVEP بیانگر نوع خاصی از فعالیت مغزی کاربر است که در اثر خیره شدن کاربر به محرک نوری چشمک زن با فرکانس بالای ۶ هرتز در ناحیه پس سری مغز ظاهر می شود. بر این اساس می توان سیگنالی با همان فرکانس در ناحیه پس سری مغز ثبت کرد و با استفاده از آن یک سیستم BCI طراحی کرد. برای این منظور بایستی کلاس های مختلف این سیگنال ها را از هم تفکیک کرده و به هر کدام یک فرمان تخصیص داده شود.</p>	

ادامه چکیده:

در این تحقیق مسئله طبقه‌بندی کلاس‌های مختلف SSVEP مورد بررسی قرار گرفته است. برای این منظور دو محرک نوری LED با فرکانس‌های ۱۵ هرتز و ۲۰ هرتز و یک حالت بدون حضور محرک به عنوان سه کلاس مختلف فعالیت‌های مغزی انتخاب شده و تکنیک‌های مختلف پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و طبقه‌بندی بر روی آنها مورد بررسی قرار گرفته است.

در این تحقیق طول‌های ۰٫۵، ۱، ۲ و ۴ ثانیه از هر کلاس سیگنال مورد بررسی شده است. نتایج همه انواع ویژگی‌ها و طبقه‌بندی‌کننده‌ها نشان داد که با افزایش طول سیگنال مورد بررسی ویژگی‌ها متمایزتر شده و صحت عملکرد طبقه‌بندی‌کننده‌ها افزایش پیدا می‌کند.

نتایج تحقیق نشان داده است که ویژگی‌های دامنه طیف فرکانس، چگالی طیف توان و ضرایب مدل اتورگرسیو برای کلاس‌های مختلف SSVEP متمایز می‌باشند که در بین این ویژگی‌ها ضرایب مدل اتورگرسیو نسبت به سایر ویژگی‌ها نتایج بهتری ارائه کرده است.

در مرحله طبقه‌بندی الگوریتم‌های طبقه‌بندی کننده بیز ساده (Naïve Bayes)، k تا نزدیکترین همسایگی (K Nearest Nighborhood : KNN)، آنالیز تفکیک خطی (Linear Discriminant Analysis : LDA) و پرسپترون چندلایه (Multi Layer Perscptron : MLP) بررسی شده است. همه طبقه‌بندی‌کننده‌های فوق با دقت مناسبی کلاس‌های مختلف را از هم تفکیک کرده‌اند. در بین طبقه‌بندی‌کننده‌ها، MLP و LDA با استفاده از ویژگی‌های ضرایب مدل اتورگرسیو نتایج بهتری نسبت به طبقه‌بندی‌کننده‌های بیز ساده و KNN ارائه کرده‌اند.

۱	مقدمه	۱
۲	۱-۱-۱ رابط مغز- رایانه	۲
۳	۱-۱-۱ اندازه‌گیری و ثبت فعالیت های مغزی مناسب	۳
۴	۲-۱-۱ پیش پردازش	۴
۴	۳-۱-۱ استخراج ویژگی	۴
۴	۴-۱-۱ طبقه‌بندی، ارسال فرمان های مناسب به دستگاه و فیدبک	۴
۵	۲-۱ ضرورت و اهمیت تحقیق	۵
۶	۳-۱ هدف پایان‌نامه	۶
۷	۴-۱ ساختار پایان‌نامه	۷
۸	۲ بررسی منابع	۸
۹	۱-۲ مقدمه	۹
۹	۲-۲ الکتروانسفالوگرافی	۹
۱۰	۱-۲-۲ اندازه‌گیری و ثبت فعالیت‌های مغزی	۱۰
۱۲	۳-۲ سیگنال‌های ثبت شده از پوست سر جهت راه‌اندازی یک سیستم BCI	۱۲
۱۳	۱-۳-۲ پتانسیل‌های برانگیخته حالت دائم	۱۳
۱۳	۲-۳-۲ پتانسیل‌های برانگیخته حالت دائم بینایی	۱۳
۱۴	۴-۲ کاربرد SSVEP ها در زمینه طراحی سیستم‌های BCI	۱۴
۱۷	۵-۲ محرک بینایی و روش‌های مختلف طراحی آن	۱۷
۱۷	۱-۵-۲ انواع محرک SSVEP	۱۷
۲۰	۶-۲ فرکانس‌های محرک و تعداد هدف در طراحی محرک	۲۰
۲۱	۷-۲ چگونگی و محل ثبت سیگنال	۲۱
۲۳	۸-۲ مدل و ویژگی‌های SSVEP	۲۳

۲۳SSVEP مدل ۱-۸-۲
۲۴SSVEP های سیگنال ۲-۸-۲
۲۵ سیستم‌های مبتنی بر ویژگی‌های فرکانسی ۳-۸-۲
۲۶ سیستم‌های مبتنی بر ویژگی‌های فاز ۴-۸-۲
۲۸ روش‌های استخراج ویژگی ۹-۲
۲۸ روش‌های زمانی ۱-۹-۲
۲۹ روش‌های فرکانسی ۲-۹-۲
۳۰ طول سیگنال ۱۰-۲
۳۰ جمع‌بندی ۱۱-۲
۳۲ مواد و روش‌ها ۳
۳۳ مقدمه ۱-۳
۳۳ ویژگی‌های سیگنال EEG و تکنیک‌های استخراج آنها ۲-۳
۳۴ روش‌های زمانی ۱-۲-۳
۳۴ دامنه و فاز ۱-۱-۲-۳
۳۴ پارامترهای اتورگرسیو ۲-۱-۲-۳
۳۵ پارامترهای جورث ۳-۱-۲-۳
۳۵ آهنگ عبور از صفر ۴-۱-۲-۳
۳۵ روش‌های فرکانسی ۲-۲-۳
۳۶ ویژگی‌های مربوط به مولفه‌های فرکانسی ۱-۲-۲-۳
۳۶ ویژگی‌های چگالی طیف توان ۲-۲-۲-۳
۳۶ ویژگی‌های توان باند ۳-۲-۲-۳
۳۶ روش‌های زمان - فرکانس ۳-۲-۳

۳۷ تحلیل طیفی	۳-۳
۳۸ تبدیل فوریه گسسته	۳-۳-۱
۳۹ رزولوشن زمانی و فرکانسی FFT	۳-۳-۲
۴۰ پیش پردازش سیگنال جهت محاسبه FFT	۳-۳-۳
۴۰ اثر پنجره کردن سیگنال	۳-۳-۴
۴۳ چگالی طیف توان	۳-۳-۵
۴۵ استخراج ویژگی از چگالی طیف توان	۳-۳-۶
۴۵ گشتاور های تابع چگالی طیف توان	۳-۳-۶-۱
۴۶ میانگین و فرکانس میانی	۳-۳-۶-۲
۴۶ واریانس	۳-۳-۶-۳
۴۶ اسکیونس	۳-۳-۶-۴
۴۷ کورتوسیس	۳-۳-۶-۵
۴۸ طبقه بندی	۳-۴-۴
۴۹ طبقه بندی کننده بیز	۳-۴-۱
۵۰ طبقه بندی کننده k تا نزدیکترین همسایگی	۳-۴-۲
۵۰ طبقه بندی کننده آنالیز تفکیک خطی (LDA)	۳-۴-۳
۵۱ ریاضیات LDA	۳-۴-۳-۱
۵۳ شبکه های عصبی	۳-۴-۴
۵۶ اعتبارسنجی	۳-۵-۵
۵۶ روش holdout	۳-۵-۱
۵۸ اعتبارسنجی متقابل	۳-۵-۲
۵۸ انتخاب زیر نمونه تصادفی	۳-۵-۲-۱

۵۸	۲-۲-۵-۳ اعتبارسنجی k بخشی
۵۹	۳-۲-۵-۳ حذف تک نمونه‌ای
۶۰	۴-۲-۵-۳ تعیین تعداد زیرمجموعه مناسب
۶۰	۳-۵-۳ روش سه‌گانه جداسازی داده‌ها
۶۰	۶-۳ جمع بندی
۶۲	۴ آزمایش‌ها و نتایج
۶۳	۱-۴ مقدمه
۶۳	۲-۴ شرایط آزمایش‌ها
۶۳	۱-۲-۴ سخت افزار
۶۴	۲-۲-۴ طراحی محرک SSVEP
۶۵	۳-۲-۴ محیط آزمایش و شرایط کاربران
۶۶	۳-۴ استخراج ویژگی از سیگنال EEG حامل SSVEP
۶۷	۱-۳-۴ استخراج ویژگی‌های طیف فرکانس
۷۰	۲-۳-۴ استخراج ویژگی‌های چگالی طیف توان
۷۲	۳-۳-۴ استخراج ویژگی‌های توان باند
۷۴	۴-۳-۴ استخراج ویژگی‌های مدل اتورگرسیو
۷۵	۴-۴ مقایسه ویژگی‌های مختلف
۷۷	۵-۴ نتایج طبقه‌بندی کننده‌ها
۷۸	۱-۵-۴ نتایج طبقه‌بندی کننده بیز ساده
۷۹	۲-۵-۴ نتایج طبقه‌بندی کننده KNN
۸۲	۳-۵-۴ نتایج طبقه‌بندی کننده LDA
۸۲	۴-۵-۴ نتایج طبقه‌بندی کننده MLP

۸۵	۶-۴ مقایسه انواع طبقه‌بندی کننده‌ها
۹۰	۷-۴ جمع‌بندی
۹۱	۵ نتیجه‌گیری و پیشنهادات
۹۲	۱-۵ مقدمه
۹۳	۲-۵ نتایج
۹۵	۳-۵ پیشنهادات
۹۶	۶ مراجع

- شکل ۱-۱: نمونه ای از یک سیستم BCI کاربردی. ۲
- شکل ۲-۱: بلوک دیاگرام یک سیستم BCI حلقه بسته. ۳
- شکل ۱-۲: لایه های تشکیل دهنده سر و شعاع تقریبی آن‌ها [۲]. ۱۰
- شکل ۲-۲: روش غیر تهاجمی. ۱۱
- شکل ۳-۲: روش تهاجمی. ۱۲
- شکل ۴-۲: بلوک دیاگرام سیستم [۹]. ۱۴
- شکل ۵-۲: بلوک دیاگرام سیستم BCI مبتنی بر SSVEP برای دستگاه تلفن مجازی [۱۰]. ۱۵
- شکل ۶-۲: کیبرد مجازی ارائه شده به کاربر. باتن on/off جهت خاموش و روشن کردن سیستم در نظر گرفته شده است [۱۰]. ۱۵
- شکل ۷-۲: ارائه حروف الفبا به صورت درختی [۱۱]. ۱۶
- شکل ۸-۲: مرحله اول عملیات جهت انتخاب کاراکتر A [۱۱]. ۱۶
- شکل ۹-۲: مرحله دوم عملیات جهت انتخاب کاراکتر A [۱۱]. ۱۷
- شکل ۱۰-۲: مرحله سوم عملیات جهت انتخاب کاراکتر A [۱۱]. ۱۷
- شکل ۱۱-۲: میانگین توزیع مکانی SSVEP برای فرکانس ۱۰.۸ هرتز در طول ۳۰ ثانیه [۷]. ۱۸
- شکل ۱۲-۲: شکل موج سیگنال فیزیکی محرک‌ها و طیف فرکانسی آنها در شرایط یکسان [۷]. ۱۹
- شکل ۱۳-۲: محل الکتروودها برای تعیین بهترین نقاط برای الکتروودها [۱۴]. ۲۲
- شکل ۱۴-۲: مرجع [۱۴]. ۲۲
- شکل ۱۵-۲: الکتروودهای تک قطبی و دو قطبی و طیف توان آنها [۸]. ۲۳
- شکل ۱۶-۲: a: محرک SSVEP با هدف های چشمک زن با فرکانس های مختلف. b: آزمودنی. c: طیف فرکانسی SSVEP با فرکانس ۷ هرتز که مولفه اصلی و هارمونیک های دوم و سوم آن ظاهر شده اند [۸]. ۲۵
- شکل ۱۷-۲: جاسازی ویژگی های فاز در محرک SSVEP. فرکانس ۱۰ هرتز با اختلاف فاز ۶۰ درجه [۸]. ۲۷
- شکل ۱۸-۲: مقادیر موهومی و حقیقی طیف مختلط سیگنال. اختلاف فاز محرک‌ها را می توان از زاویه فاز مقادیر طیف در فرکانس محرک روی صفحه مختلط مشاهده کرد [۸]. ۲۸
- شکل ۱-۳: شکل سمت چپ - بالا، موج سینوسی با فرکانس ۱۰ هرتز دامنه واحد را نشان می دهد که در یک بازه متناوب از آن FFT گرفته شده است. شکل سمت چپ - پایین نشان دهنده FFT آن است که یک مولفه ۱۰ هرتز را نشان می دهد. شکل سمت راست - بالا، همان شکل موج است با این تفاوت که در

- فریم زمانی نا متناوب از آن FFT گرفته و در شکل سمت راست - پائین رسم شده است. اثر پراکندگی طیف و تغییر دامنه بوضوح قابل مشاهده است..... ۴۱
- شکل ۳-۲: اثر پنجره هنینگ روی FFT سیگنال. شکل سمت چپ و بالا سیگنال سینوسی ۱۰ هرتز است که در یک بازه نامتناوب نمایش داده شده است. شکل سمت چپ و پایین FFT سیگنال بدون اعمال پنجره (یا با اعمال پنجره مستطیلی) نشان داده شده است. شکل سمت راست و بالا، سیگنال پنجره شده با پنجره هنینگ را نشان می دهد. شکل سمت راست و پایین FFT سیگنال پنجره شده را نمایش می دهد. اثر پنجره را به وضوح می توان روی دامنه و فرکانس مشاهده کرد..... ۴۲
- شکل ۳-۳ اثر پنجره های همپوشانی کننده..... ۴۴
- شکل ۳-۴ مقادیر اسکینوس مثبت و منفی و نمودار توزیع متناظر..... ۴۷
- شکل ۳-۵ مقادیر مختلف کورتسیس و منحنی های متناظر..... ۴۸
- شکل ۳-۶: یافتن مناسب ترین خط تصویر کننده برای جداسازی دو کلاس..... ۵۱
- شکل ۳-۷: با تصویر داده ها روی محور x_1 و x_2 ملاحظه می شود که فاصله میانگین ها روی محور x_1 بیشتر از فاصله میانگین ها روی محور x_2 است با این حال جداسازی داده های تصویر شده روی محور x_2 راحت تر است زیرا پراکندگی داده های تصویر شده روی این محور کمتر است..... ۵۲
- شکل ۳-۸: مدل نرون ساده [۲۷]..... ۵۴
- شکل ۳-۹: نمونه ای از ساختار یک پرسپترون ساده [۲۷]..... ۵۴
- شکل ۳-۱۰: یک نمونه از ساختار MLP [۲۷]..... ۵۵
- شکل ۳-۱۱: تقسیم بندی به روش holdout..... ۵۷
- شکل ۳-۱۲: کاربرد روش holdout در تعیین نقطه توقف الگوریتم آموزش پس انتشار خطا..... ۵۷
- شکل ۳-۱۳: نمونه برداری تصادفی..... ۵۸
- شکل ۳-۱۴: معتبر بخشی k بخشی..... ۵۹
- شکل ۳-۱۵: اعتبارسنجی به روش حذف تک نمونه ای..... ۵۹
- شکل ۴-۱: اجزای سخت افزار اخذ داده..... ۶۴
- شکل ۴-۲: الکتروود دوقطبی..... ۶۴
- شکل ۴-۳: طیف فرکانسی مربوط به آزمایش های مختلف. نمودار a: ارائه محرک ۱۵ هرتز. نمودار b: ارائه محرک ۲۰ هرتز. نمودار c: آزمایش بدون حضور محرک (حالت چشم بسته)..... ۶۵
- شکل ۴-۴: فضای ویژگی های دامنه طیف فرکانسی که از طول ۰/۵ ثانیه از سیگنال استخراج شده اند..... ۶۸

- شکل ۴-۵: فضای ویژگی‌های دامنه طیف فرکانسی که از طول ۱ ثانیه از سیگنال استخراج شده‌اند. ۶۸
- شکل ۴-۶: فضای ویژگی‌های دامنه طیف فرکانسی که از طول ۲ ثانیه از سیگنال استخراج شده‌اند. ۶۹
- شکل ۴-۷: فضای ویژگی‌های دامنه طیف فرکانسی که از طول ۴ ثانیه از سیگنال استخراج شده‌اند. ۶۹
- شکل ۴-۸: فضای ویژگی‌های چگالی طیف توان مربوط به سه کلاس مختلف. مجموع هارمونیک‌های هر محرک به عنوان ویژگی انتخاب شده است. ۷۱
- شکل ۴-۹: فضای ویژگی‌های آماری چگالی طیف توان را بیان می‌کند. ویژگی‌های انتخاب شده دامنه متوسط طیف توان و فرکانس متناظر آن می‌باشد. ۷۲
- شکل ۴-۱۰: فضای ویژگی‌های آماری چگالی طیف توان را بیان می‌کند. ویژگی‌های انتخاب شده دامنه متوسط طیف، اسکینوس و کورتوسیس آن می‌باشد. ۷۳
- شکل ۴-۱۱: فضای ویژگی‌های مربوط به توان باند. توان باندهای آلفا و بتا به عنوان ویژگی انتخاب شده است. ۷۳
- شکل ۴-۱۲: تخمین مرتبه مدل اتورگرسیو با استفاده از طبقه‌بندی کننده بیز ساده. ۷۴
- شکل ۴-۱۳: تخمین مرتبه مدل اتورگرسیو با استفاده از طبقه‌بندی کننده LDA. ۷۵
- شکل ۴-۱۴: تبدیل فوریه ۰.۵ ثانیه از سیگنال مربوط به کاربر شماره یک. نمودار اول سیگنال EEG با محرک ۱۵ هرتز، نمودار دوم سیگنال EEG حامل SSVEP ۲۰ هرتزی و نمودار سوم EEG بدون SSVEP. را نشان می‌دهد. ۷۶
- شکل ۴-۱۵: تبدیل فوریه ۲ ثانیه از سیگنال مربوط به کاربر شماره یک. نمودار اول سیگنال EEG با محرک ۱۵ هرتز، نمودار دوم سیگنال EEG حامل SSVEP ۲۰ هرتزی و نمودار سوم EEG بدون SSVEP. را نشان می‌دهد. ۷۷
- شکل ۴-۱۶: تعیین تعداد بهینه همسایه‌ها برای طبقه‌بندی کننده KNN کاربر اول. ۷۹
- شکل ۴-۱۷: تعیین تعداد بهینه همسایه‌ها برای طبقه‌بندی کننده KNN کاربر سوم. ۸۰
- شکل ۴-۱۸: تعیین تعداد همسایه طبقه‌بندی کننده KNN برای ویژگی‌های مدل اتورگرسیو مرتبه ۱۵. ۸۱
- شکل ۴-۱۹: مقایسه ویژگی‌های دامنه طیف فرکانس و ضرایب مدل اتورگرسیو با طبقه‌بندی کننده بیز ساده. ۸۶
- شکل ۴-۲۰: مقایسه ویژگی‌های دامنه طیف فرکانس و ضرایب مدل اتورگرسیو با طبقه‌بندی کننده KNN. ۸۶

-
- شکل ۴-۲۱: مقایسه ویژگی‌های دامنه طیف فرکانس و ضرایب مدل اتورگرسیو با طبقه‌بندی کننده LDA ۸۸
- شکل ۴-۲۲: مقایسه ویژگی‌های دامنه طیف فرکانس و ضرایب مدل اتورگرسیو با طبقه‌بندی کننده MLP ۸۸
- شکل ۴-۲۳: مقایسه طبقه بندی کننده‌ها بر اساس ویژگی‌های مدل اتورگرسیو مرتبه ۱۵ ۸۹
- شکل ۴-۲۴: مقایسه طبقه بندی کننده‌ها بر اساس ویژگی‌های دامنه طیف فرکانس ۸۹

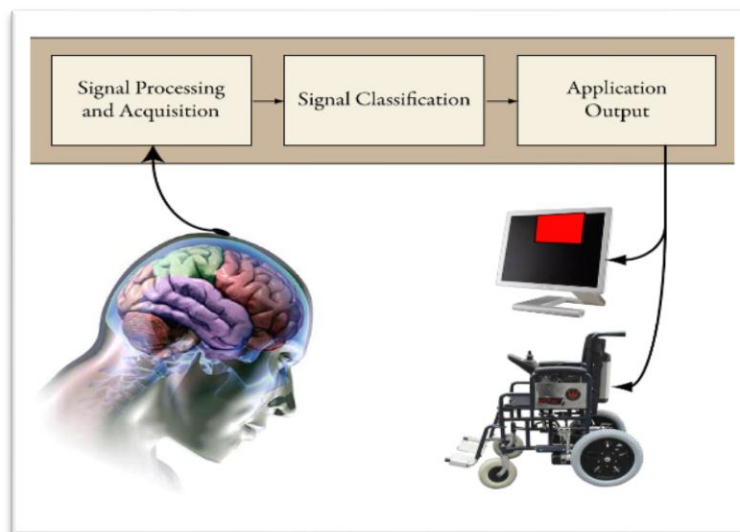
جدول ۱-۲: مقایسه دامنه SSVEP حاصل از محرک های مختلف [۷].....	۱۹
جدول ۱-۳: انتخاب پنجره مناسب جهت کاربرد خاص.....	۴۳
جدول ۱-۴: نتایج طبقه‌بندی کننده بیز ساده برای ویژگی‌های دامنه طیف فرکانسی.....	۷۸
جدول ۲-۴: نتایج طبقه‌بندی کننده بیز ساده برای ویژگی‌های مدل اتورگرسیو با مرتبه ۱۵.....	۷۸
جدول ۳-۴: نتایج طبقه‌بندی کننده KNN برای ویژگی‌های دامنه طیف فرکانسی.....	۸۰
جدول ۴-۴: نتایج طبقه‌بندی کننده KNN برای ویژگی‌های مدل اتورگرسیو مرتبه ۱۵. تعداد همسایگی ۸.....	۸۱
جدول ۵-۴: نتایج طبقه‌بندی کننده LDA برای ویژگی‌های فرکانسی.....	۸۲
جدول ۶-۴: نتایج طبقه‌بندی کننده LDA برای ویژگی‌های مدل اتورگرسیو مرتبه ۱۵.....	۸۲
جدول ۷-۴: نتایج طبقه بندی کننده MLP با یک لایه مخفی به ازای تعداد نرون های مختلف برای ویژگی‌های دامنه طیف فرکانسی.....	۸۴
جدول ۸-۴: نتایج طبقه بندی کننده MLP با یک لایه مخفی برای سه کاربر مختلف با استفاده از ویژگی‌های دامنه طیف فرکانسی.....	۸۴
جدول ۹-۴: نتایج طبقه بندی کننده MLP با یک لایه مخفی برای سه کاربر مختلف با استفاده از ویژگی‌های مدل اتورگرسیو مرتبه ۱۵.....	۸۵

فصل اول

مقدمه

۱-۱ رابط مغز - رایانه^۱

سرواژه BCI، از اصطلاح Brain - Computer Interface گرفته شده که رابط مغز - رایانه ترجمه شده است. البته برخی مراجع از BMI که سرواژه Brain - Machine Interface است استفاده کرده‌اند که به همان مفهوم است. سیستم BCI، یک مسیر ارتباطی مستقیم بین مغز و دستگاه‌های جانبی ایجاد می‌کند به گونه‌ای که کاربر جهت ارتباط با دستگاه مورد نظر یا دنیای خارج، به هیچ گونه حرکت ماهیچه‌ای نیاز ندارد. در حالت عادی، مغز انسان فرامین لازم جهت اجرای یک عمل خاص را از طریق شبکه عصبی گسترده شده در سراسر بدن به عضلات و ماهیچه‌های مربوطه ارسال می‌کند و عمل مورد نظر اجرا می‌شود. در یک سیستم BCI، این کانال ارتباطی پیش‌فرض کنار گذاشته می‌شود و سیگنال‌های ارسال شده توسط مغز اندازه‌گیری شده و پس از پردازش‌های خاص، به فرمان‌های مناسب ترجمه شده و به دستگاه مورد نظر ارسال می‌شود. این طور به نظر می‌رسد که دستگاه مورد نظر مستقیماً توسط مغز کنترل می‌شود. شکل ۱-۱ شمای کلی یک سیستم BCI کاربردی را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱: نمونه ای از یک سیستم BCI کاربردی.

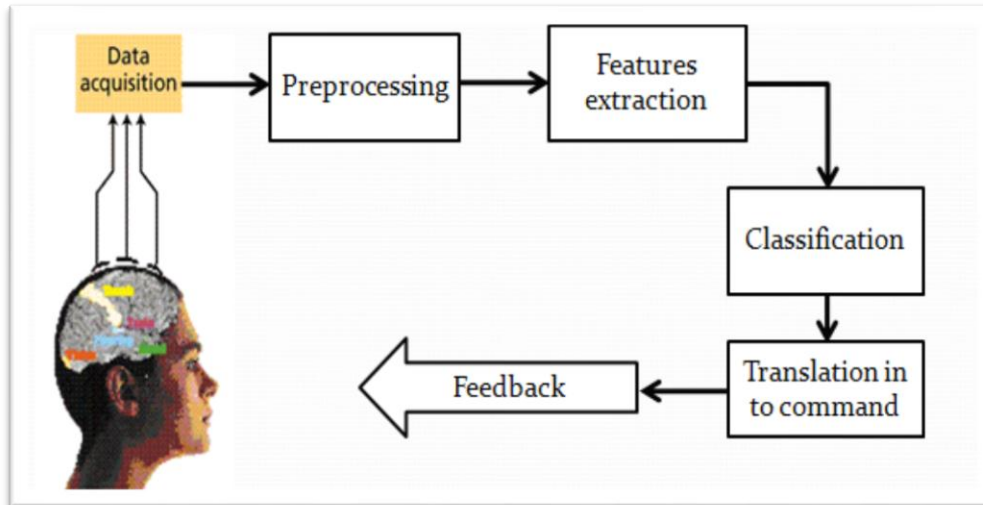
شکل ۱-۲ بلوک دیاگرام یک سیستم BCI حلقه‌بسته^۲ را نشان می‌دهد. در حالت کلی، هر سیستم BCI به صورت بر خط^۳، یک پروسه حلقه‌بسته است که شامل ۶ مرحله است. این مراحل عبارتند از اندازه‌گیری و

^۱ Brain-Computer Interface

^۲ Closed loop BCI

^۳ Online

ثبت فعالیت‌های مغزی مناسب، پیش‌پردازش^۱، استخراج ویژگی^۲، طبقه‌بندی^۳، ترجمه فعالیت‌های مغزی به فرمان‌های مناسب و ارسال به دستگاه و در نهایت فیدبک که در شکل ۱-۲ نشان داده شده است.



شکل ۱-۲: بلوک دیاگرام یک سیستم BCI حلقه بسته.

۱-۱-۱ اندازه‌گیری و ثبت فعالیت‌های مغزی مناسب

در گام اول بایستی سیگنال‌های مغزی مناسب و پایدار متناسب با هر فرمان تولید و ثبت شود. بسته به انواع سیگنال‌های مغزی مورد استفاده در سیستم‌های BCI، دو روش برای این کار وجود دارد. در روش اول با استفاده از یک محرک خارجی مثل چراغ چشمک‌زن، سیگنال‌های مورد نظر تولید می‌شود. این سیگنال‌ها به صورت خودکار توسط مغز تولید می‌شود و کاربر نمی‌تواند آنها را تغییر دهد. در روش دوم کاربر به گونه‌ای آموزش داده می‌شود که خود بتواند سیگنال مغزی خاصی را به دلخواه تولید کرده و تغییر دهد. یکی از روش‌های معمول، تصور حرکت دست یا پا است که منجر به تولید سیگنال‌های مغزی با ویژگی‌های خاص در ناحیه تصور حرکت^۴ مغز می‌شود. برای ثبت سیگنال‌های مغزی نیز از سنسورهای خاص که منعکس‌کننده فعالیت‌های مغزی هستند استفاده می‌شود. روش‌های مختلفی برای این منظور وجود دارد که رایج‌ترین آنها الکتروانسفالوگرافی (EEG) می‌باشد.

¹ Preprocessing
² Feature extraction
³ Classification
⁴ Motor Imagery

۱-۱-۲ پیش پردازش

از آنجا که سیگنال‌های EEG دامنه بسیار کوچک در حد چند میکرو ولت دارند، طبیعتاً نویز^۱ پذیری بالایی نیز دارند و نویزهای خارجی از جمله نویز خود تقویت کننده، نویز برق شهر و نویز سایر دستگاه‌های اطراف روی سیگنال اصلی سوار می‌شود. از طرفی چون سنسورهای اندازه‌گیری EEG حساس به حرکت هستند، سیگنال‌های اضافی ناشی از حرکت کاربر نیز با سیگنال اصلی جمع می‌شود. به عنوان مثال با هر بار پلک زدن یا حرکت مردمک چشم، سیگنال‌های مربوطه تولید شده و با سیگنال اصلی جمع می‌شود. به این سیگنال‌های اضافی آرتیفکت^۲ گفته می‌شود. در مرحله پیش پردازش هدف این است که این سیگنال‌های اضافی با تکنیک‌های پیش پردازش سیگنال EEG، حذف شوند، بدون اینکه تغییری در اطلاعات اصلی ایجاد شود.

۱-۱-۳ استخراج ویژگی

اندازه‌گیری سیگنال‌های EEG، حجم عظیمی از داده‌ها را در بر می‌گیرد. برای بدست آوردن کارایی بالا، می‌بایست با تعداد کمتری از داده‌ها که بیانگر خواص سیگنال‌های مورد نظر است، کار شود. این مقادیر تحت عنوان ویژگی^۳ شناخته می‌شوند. به عنوان مثال توان^۴ سیگنال‌های EEG در باندهای مختلف، یک ویژگی محسوب می‌شود که با دقت خوبی برای فعالیت‌های مختلف ذهنی، منحصر به فرد است. در مرحله استخراج ویژگی، با استفاده از تکنیک‌های پیشرفته پردازش سیگنال^۵، ویژگی‌های مناسب و پایدار مربوط به سیگنال EEG بدست می‌آید.

۱-۱-۴ طبقه‌بندی، ارسال فرمان‌های مناسب به دستگاه و فیدبک

پس از اینکه ویژگی‌های مربوط به سیگنال‌های EEG مربوط به هر فرمان استخراج شد، نیاز به الگوریتمی است که به طور خودکار، با دریافت ویژگی‌ها، تشخیص دهد که چه فعالیت ذهنی مد نظر بوده و بر اساس آن فرمان متناظر ارسال شود. لذا در این مرحله با کمک روش‌های طبقه‌بندی، فعالیت ذهنی مربوط به هر سیگنال از روی بردار ویژگی مربوطه تشخیص داده شده و به فرمان مناسب ترجمه می‌شود. در مرحله آخر نتیجه کار به کاربر فیدبک می‌شود تا در صورت عدم اجرای فرمان دلخواه، تغییرات لازمه را انجام دهد.

¹ Noise

² Artifact

³ Feature

⁴ Power

⁵ Advanced signal processing

۱-۲ ضرورت و اهمیت تحقیق

بیماری‌های مختلفی نظیر آمیوتروفیک لاترال اسکروز (ALS)، آسیب دیدن مغز یا نخاع، فلج مغزی، Brainstem stroke، Cerebral palsy، Muscular dystrophies، Multiple sclerosis و بسیاری از بیماری‌های دیگر می‌توانند باعث صدمه دیدن سیستم عصبی - عضلانی انسان شوند. با بروز چنین بیماری‌هایی، مسیرهای عصبی آسیب دیده و فرد بیمار توانایی کنترل دلخواه ماهیچه‌های خود را از دست می‌دهد. در شرایط حاد، بیمار ممکن است توانایی تمام حرکات ارادی (حتی حرکات غیر ارادی نظیر تنفس و پلک زدن) را از دست دهد. به چنین حالتی اصطلاحاً سندروم Locked - In اطلاق می‌شود.

به منظور بازگرداندن قدرت ارتباط و کنترل برای چنین بیمارانی، روش‌های مختلفی ارائه شده است. یک نمونه از این روش‌ها توسعه قابلیت‌های مسیرهای عصبی - عضلانی باقی مانده است. ماهیچه‌هایی که هنوز تحت کنترل دلخواه بیمار هستند، می‌توانند جایگزین ماهیچه‌های از کار افتاده شوند. برای مثال افرادی که به طور گسترده‌ای بر اثر ضایعه Brainstem فلج می‌شوند، می‌توانند با استفاده از حرکات چشم به سوالات پاسخ دهند، فرامین ساده ارسال کنند و حتی با برنامه‌های پردازش کلمه کار کنند. با این حال متدهای ارائه شده قادر به بازگرداندن عملکرد حرکتی طبیعی یا حتی نزدیک به آن نمی‌باشند.

یک روش متفاوت که اخیراً مورد علاقه شدید محققان در زمینه بهبود زندگی و بازگرداندن عملکرد طبیعی برای افراد با ناتوانی‌های شدید حرکتی قرار گرفته، استفاده از تکنولوژی BCI است. BCI به دو طریق می‌تواند به بیماران Locked - In کمک کند. استراتژی اول جایگزینی برای خروجی‌های عصبی طبیعی آسیب دیده است. در این حالت BCI فرد را قادر می‌سازد تا با استفاده از سیگنال‌های مغزی و بدون نیاز به ماهیچه‌های خود، با محیط اطراف خود ارتباط برقرار کند.

برای مثال فرض کنید که کاربری از یک BCI جهت کنترل و هدایت ویلچر استفاده می‌کند. کاربر با کمک فعالیت‌های مغزی خاص، فرمان‌هایی را جهت حرکت یا توقف ویلچر ارسال می‌کند. سیستم با اندازه‌گیری و تحلیل فعالیت مغزی کاربر، منظور کاربر را تشخیص داده و فرمان مناسب را به ویلچر ارسال می‌کند. سپس نتیجه کار (موقعیت فعلی ویلچر) به کاربر فیدبک می‌شود. این فیدبک روی فعالیت مغز کاربر جهت ارسال فرمان بعدی اثر می‌گذارد.

دومین استراتژی BCI در کمک به بیماران Locked-In بسیار پیچیده‌تر بوده و اخیراً مورد مطالعه قرار گرفته است. تکنولوژی BCI می‌تواند با فراهم کردن فیدبک از حالات فعلی مغز برای بیماران، مکمل

روش‌های سنتی توانبخشی باشد که برای فرایند سازماندهی مجدد قشری جهت ترمیم و بازگرداندن عملکرد طبیعی مغز مورد استفاده قرار گرفته‌اند. سیستم BCI می‌تواند عملکرد حرکتی را با القای پلاستیسیته وابسته به فعالیت مغز ترمیم کند. این سیستم‌ها می‌توانند بوسیله یاگیری حرکتی موثر، در هدایت پلاستیسیته مغزی کمک کنند.

با توجه به موارد فوق‌الذکر، تکنولوژی BCI به طور چشم‌گیری قادر به بهبود زندگی بیماران Locked-In می‌باشد. هم‌اکنون، سیستم‌های BCI به دلیل سرعت پایین و قابلیت اعتماد کم و همچنین هزینه‌های بالا قابل در مرحله آزمایشگاهی قرار دارند و تحقیقات وسیعی به منظور ساخت سیستم‌های عملی ادامه دارد. طراحی یک سیستم BCI کار پیچیده و مشکلی است و نیازمند بکارگیری مهارت‌های مختلفی چون پردازش سیگنال پیشرفته، علوم عصب شناختی و روانشناسی و علوم کامپیوتر می‌باشد.

۱-۳ هدف پایان‌نامه

هدف این پایان‌نامه طبقه‌بندی پتانسیل‌های برانگیخته حالت دائم بینایی^۱ (SSVEP) برای یک سیستم BCI مبتنی بر SSVEP است. این دسته از سیستم‌های BCI جزو سیستم‌های عملی و سریع است و می‌توانند در دستگاه‌های مختلفی چون شماره گیر تلفن و دستگاه هجی‌کننده حروف برای افراد معلول بکار گرفته شود. به منظور بررسی یک سیستم عملی و کاربردی سعی شده است که از حداقل تعداد سنسور استفاده شود تا به این ترتیب حداقل هزینه و راحتی کاربر فراهم شود. لازم به ذکر است که نتایج این تحقیق بر اساس آزمایش‌های انجام شده روی سیگنال‌های EEG ثبت شده از کاربران مرد در بازه سنی ۲۴-۲۸، بدست آمده است.

طبقه‌بندی یکی از مراحل حساس و تاثیرگذار در یک سیستم BCI است. در این مرحله، سیستم هدف کاربر را تشخیص می‌دهد و تصمیم‌گیری می‌کند که در حال حاضر چه فعالیت ذهنی توسط کاربر انجام می‌شود. پروسه طبقه‌بندی خود به کیفیت ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال‌های مورد بررسی و کارایی الگوریتم طبقه‌بندی کننده بستگی دارد. تاکنون ایده‌های مختلفی برای حل مسائل طبقه‌بندی ارائه شده که هر یک مزایا و معایب خاص خود را دارند اما در خصوص اینکه کدامیک از روش‌های طبقه‌بندی برای پتانسیل‌های برانگیخته حالت دائم بینایی مناسب و کاراست، پیشنهادی ارائه نشده است. در این پایان‌نامه

¹ Steady State Visual Evoked Potentials (SSVEP)