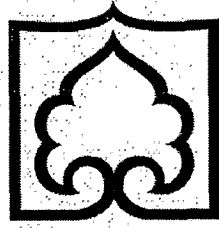


الشمس
الشرقية



دانشگاه زنجان
دانشکده فنی و مهندسی
گروه برق و کامپیوتر

پایان نامه کارشناسی ارشد

گرایش: الکترونیک دیجیتال

استخراج مؤلفه P300 سیگنالهای EEG با روش موجک در
سیستم BCI، مبتنی بر P300 speller paradigm

نگارش: مجید کیامینی

آمرکز اطلاعات مدارک علمی زنجان
شعبه ثبت مدارک

استاد راهنما: دکتر شاهپور علیرضایی

استاد مشاور: مهندس بهرام پر سه

۱۳۸۸/۶/۱

تیر ۱۳۸۸

۱۱۶۰۰۰



دانشگاه زنجان

بسمه تعالی

شماره: ۴۰۰-۴۰۰

تاریخ: ۸۸/۴/۲۰

پیوست:

صور تجلسه دفاع پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای مجید کیامینی

رشته: مهندسی برق (الکترونیک) تحت عنوان: استخراج مولفه P300 از سیگنال EEG با روش ویولت در سیستم

BCI مبتنی بر P300 Speller Paradign

که در تاریخ ۸۸/۴/۲۰ حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه زنجان برگزار گردید به شرح زیر است:

قبول (با درجه: عالی) امتیاز: بیست (۲۰) دفاع مجدد مردود

اطلاعات مدارک علمی ریز

۱۳۸۸/۶/۱ -

۱. عالی (۱۸-۲۰)

۲. بسیار خوب (۱۶-۱۷/۹۹)

۳. خوب (۱۴-۱۵/۹۹)

۴. قابل قبول (۱۲-۱۳/۹۹)

امضاء	رتبه علمی	نام و نام خانوادگی	عضو هیأت داوران	ردیف
	استادیار	دکتر شاهپور علیرضایی	استاد راهنما	۱
	مربی	مهندس بهرام پourse	استاد مشاور	۲
	استادیار	دکتر شهرام محمدی	استاد ممتحن	۳
	استادیار	دکتر سعید فصلی	استاد ممتحن	۴
	استادیار	دکتر امیر مسعود رحیمی	نماینده تحصیلات تکمیلی	۵

دکتر سید حسین میر موصوفی
مدیر تحصیلات تکمیلی دانشگاه زنجان

ازوف مهندس محمد مصطفوی
معاون آموزشی دانشکده مهندسی زنجان

تمام حقوق این اثر برای نویسنده محفوظ می باشد.

تقديم به پدر و مادرم

تشکر و قدردانی

خدا را شاکرم از اینکه این توفیق را به من ارزانی داد تا بتوانم در مقطع کارشناسی ارشد وارد شوم و در محضر اساتید و دوستان عزیزم درس علم و اخلاق تلمذ نمایم.

اکنون که این تحقیق به پایان رسیده است، بر خود لازم می‌دانم از استاد راهنمای ارجمند جناب آقای دکتر شاهپور علی رضایی که هم در دوران تحصیل و هم در طول مدت اجرای این تحقیق همواره از نظرات و راهنمایی‌های ارزنده‌شان بهره‌مند شده‌ام تشکر و قدردانی نمایم. همچنین از استاد مشاور گرامیم آقای دکتر بهرام پیرسه که در نهایت شکیبایی و متانت زکات علم خویش را در طبق اخلاص نهادند نهایت تشکر و سپاسگزاری را دارم. از کلیه اساتید گروه برق دانشگاه زنجان بویژه آقایان دکتر شهرام محمدی، دکتر سعید فضلی، دکتر وحید رشتچی، دکتر ابوالفضل جلیل‌وند و دکتر حبیب‌الله زلفخانی تشکر و قدردانی می‌نمایم.

از فرد فرد اعضای خانواده‌ام که آسودن من به قیمت فرسودن آنها تمام شده، نهایت سپاسگزاری را دارم. امیدوارم بتوان با سعی و تلاش بیشتر خود در این راه پاسخگویی ذره‌ای از زحمات آنها باشم.

از تمام دوستانم در دانشگاه زنجان که باعث شدند دوران تحصیل من در این دانشگاه به فصلی به یاد ماندنی در دفتر زندگی‌ام تبدیل شود تشکر می‌نمایم. نام‌های زیر مجموعه‌ای قلم نوشته است که هیچ ترتیبی بر آنها نمی‌توان نهاد اگر نامی در آن نیست حکایت از نبودن یاد نیست و خرده بر قلم می‌رود نه بر کاتب.

آقایان: مرادی پور، بوذری، آشتیانی، صفایی، فرج زاده، جوادی، حسینی، اقمشه، صفری، خلخالی، جعفری، افروزان، عبداللہی، حمزه، غنایی و خانم‌ها محمدی و اسدی زنجانی نهایت سپاسگزاری را دارم.

مجید کیامینی

تیرماه ۱۳۸۸

چکیده

هدف نهایی فناوری BCI¹، امکان ایجاد ارتباط و تعامل در بیماران است که از ناتوانی‌های جدی حرکتی رنج می‌برند. یکی از کاربردی‌ترین و معروفترین انواع موجود BCI، روش P300 Speller Paradigm مربوط به گروه wadsworth است که سیگنال‌های آن در چارچوب BCI2000 تهیه شده و از طریق سایت اینترنتی BCI2005 در اختیار محققین قرار گرفته است. در این آزمایش، شخص از بین ۳۶ حرف موجود در جدول ۶*۶ شامل حروف و اعداد، می‌بایست روی حرفی که از پیش توسط محقق تعریف شده و در بالای جدول نمایش داده شده است تمرکز نماید. بوسیله آشکارسازی مولفه P300 سیگنال برانگیخته بینایی، تشخیص حرف مورد نظر شخص ممکن می‌شود. در استخراج مولفه P300 از EEG زمینه، لازم است بترتیب سه مرحله پیش پردازش، استخراج ویژگی و طبقه بندی کننده بر روی سیگنال صورت گیرد. برای بهبود عملکرد سیستم BCI، استفاده از روش‌های مناسب در هر یک از مراحل پردازشی فوق تأثیر بسزایی دارد. ارائه الگوریتم‌هایی که بتوانیم مؤلفه P300 سیگنال EEG را شناسایی کند از مهمترین اهداف این تحقیق است.

در بخش پیش پردازش از دو روش جدید تبدیل موجک² (WT) و الگوریتم تجزیه مد تجربی³ (EMD) برای حذف نویز محیطی و کاهش تأثیر فعالیت‌های الکتریکی اعضا بدن بر روی سیگنال EEG استفاده شد. نتیجه این امر، افزایش نسبت سیگنال به نویز⁴ (SNR) بود. با مطالعه روشهای استخراج ویژگی صورت گرفته بر روی دادگان مسابقه P300 Speller توسط گروههای پیشرو، در نهایت سه روش: تجزیه گسسته موجک سیگنال، تجزیه مد تجربی و همچنین ساختار زمانی خود سیگنال بعنوان روش‌های مناسب برای استخراج بردار ویژگی مدنظر قرار گرفت. در این پژوهش، یک روش جدید برای کاهش بعد ویژگی ارائه شده است بطوریکه با حفظ دقت، حجم پردازش نیز به میزان قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد. برای این منظور نحوه انجام تبدیل موجک گسسته توسط نرم افزار مطلب را به دقت آنالیز شد و معلوم شد که می‌توان ضرایب کم اهمیت را حذف نموده و بعد ویژگی را به میزان زیادی کاهش داد.

¹ Brain Computer Interface

² Wavelet Transform

³ Empirical Mode Decomposition

⁴ Signal to Noise Ratio

بمنظور کاهش تعداد کانالها نیز ایده جدیدی ارائه شده است. در این ایده کانالهای بهینه توسط یک روش ترکیبی پیشنهادی با استفاده از معیار تمایز پذیری *Bhattacharyya* و نیز الگوریتم هوشمند¹ (PSO) انتخاب شدند. در بخش طبقه بندی کننده با معرفی طبقه بندی کننده های² (LDA) و ³NWFE و ⁴SVM و ⁵MLP، به بررسی عملکرد هر یک از آنها پرداختیم. در نهایت توانستیم با انتخاب روش پیش پردازش مناسب و همچنین بردار ویژگی کاهش یافته حاصل از تجزیه گسسته موجک مادر 'db4' و کانالهای بهینه استخراج شده و همچنین با یک طبقه بندی کننده ساده نظیر LDA نتایج بهتری را نسبت به نفر دوم مسابقات کسب کنیم. که این ارزیابی بیانگر کارایی الگوریتم های پیشنهادی در این پژوهش می باشد.

¹ Particle Swarm Optimization

² Linear Discriminant Analyzing

³ Non Weighted Feature Extraction

⁴ Support Vector Machine

⁵ Multi Layer Perceptron

فهرست مطالب

۱-تعریف مسأله.....	۱
۱-۱-مقدمه.....	۲
۲-۱-منشاء سیگنال EEG.....	۳
۳-۱-برخی از خصوصیات EEG.....	۷
۱-۳-۱-عوامل مؤثر بر دامنه و تأخیر P300.....	۱۰
۲-۳-۱-الگوی Oddball برای استخراج P300.....	۱۱
۴-۱-تقسیم بندی انواع BCI مبتنی بر EEG.....	۱۲
۵-۱-بیان مسأله و ساختار نوشتاری پایان نامه.....	۱۳

فصل دوم

معرفی دادگان P300- Speller Paradigm.....	۱۵
۱-۲-معرفی پروتکل آزمایش.....	۱۶
۲-۲-معرفی ماتریسهای دادگان.....	۱۸
۳-۲-شبیه سازی کامپیوتری و استخراج الگوی P300.....	۱۹

فصل سوم

۲۶-بررسی روشهای پردازشی.....	۲۶
۱-۳-پیش پردازش سیگنال EEG.....	۲۷
۱-۱-۳-حذف نویز.....	۲۷
۱-۱-۳-استفاده از فیلتر پایین گذر.....	۲۸
۲-۱-۳-روش میانگین گیری.....	۲۹
۳-۱-۳-آنالیز موجک سیگنال.....	۲۹
۲-۱-۳-حذف آرتیفکت.....	۳۱
۱-۲-۱-۳-آنالیز اجزای مستقل ICA.....	۳۲
۲-۲-۱-۳-حذف OA با استفاده از تبدیل موجک.....	۳۵
۲-۲-استخراج ویژگی.....	۳۷
۱-۲-۳-تبدیل موجک.....	۳۷
۱-۲-۳-تئوری تبدیل موجک.....	۳۷
۱-۱-۲-۳-تبدیل موجک پیوسته.....	۳۹
۲-۱-۲-۳-تبدیل موجک گسسته.....	۴۰
۳-۱-۲-۳-خصوصیات فرکانسی موجک.....	۴۰
۴-۱-۲-۳-مشخصات مناسب برای انتخاب موجک مادر.....	۴۲
۵-۱-۲-۳-تجزیه و تحلیل با دقت چند گانه.....	۴۳
۶-۱-۲-۳-بانکهای فیلتری.....	۴۵
۷-۱-۲-۳-بسته موجک.....	۴۷
۸-۱-۲-۳-ویژگی های مهم بسته موجک.....	۴۸

- ۴۹.....۲-۱-۲-۳-روشهای ارائه شده بمنظور استخراج ویژگی در حوزه موجک
- ۴۹.....۱-۲-۱-۲-۳-انتخاب ضرایب موجک هر سطح بعنوان بردار ویژگی
- ۵۰.....۲-۲-۱-۲-۳-ممانهای ضرایب هر سطح
- ۵۱.....۳-۲-۱-۲-۳-آنتروپی ضرایب هر سطح
- ۵۱.....۱-۲-۲-۱-۲-۳-آنتروپی شانون
- ۵۱.....۲-۳-۲-۱-۲-۳-آنتروپی نرم $p (p \geq 1)$
- ۵۲.....۳-۲-۲-۱-۲-۳-آنتروپی لگاریتم
- ۵۳.....۴-۲-۱-۲-۳-انرژی و میانگین ضرایب هر سطح
- ۵۴.....۵-۲-۱-۲-۳-استفاده از معیارهای آماری ضرایب موجک
- ۵۴.....۱-۵-۲-۱-۲-۳-واریانس ضرایب هر سطح
- ۵۴.....۲-۵-۲-۱-۲-۳-ضریب خود همبستگی ضرایب هر سطح
- ۵۴.....۳-۵-۲-۱-۲-۳-حداقل ضرایب به حداکثر ضرایب هر سطح
- ۵۴.....۴-۵-۲-۱-۲-۳-مقدار RMS ضرایب هر سطح
- ۵۴.....۳-۱-۲-۲-انتخاب بردار ویژگی بهینه
- ۵۵.....۱-۳-۱-۲-۳-معیار فیشر
- ۵۵.....۲-۳-۱-۲-۳-معیار F-Score
- ۵۶.....۴-۱-۲-۲-انتخاب بهترین سطح تجزیه سیگنال
- ۵۶.....۵-۱-۲-۲-انتخاب بهترین زیر باند
- ۵۹.....۲-۲-۳-استخراج ویژگی با استفاده از EMD
- ۶۳.....۳-۲-۳-استفاده از خود سیگنال بعنوان ویژگی
- ۶۳.....۳-۳-طبقه بندی کننده
- ۶۳.....۱-۳-۳-شبکه های عصبی
- ۶۶.....۲-۳-۳-بردار پشتیبان ماشین
- ۷۰.....۳-۳-۳-تابع جدا کننده خطی
- ۷۲.....۴-۳-۳-استخراج ویژگی وزن دار غیر پارامتریک

فصل چهارم

- ۷۶.....ارائه روشهای پیشنهادی
- ۷۷.....۱-۴-روش های پیشنهاد شده برای حذف نویز و آرتیفکت
- ۷۷.....۱-۱-۴-بررسی تکه ای سیگنال برای شناسایی OA و استفاده از ضریب وابستگی برای حذف OA
- ۸۱.....۲-۱-۴-حذف نویز و آرتیفکت توسط EMD
- ۸۱.....۱-۲-۱-۴-حذف نویز
- ۸۲.....۲-۲-۱-۴-حذف آرتیفکت
- ۸۵.....۲-۴-روشهای پیشنهاد شده برای استخراج بردار ویژگی
- ۸۵.....۱-۲-۴-بردار ویژگی بر اساس آنالیز موجک
- ۸۶.....۱-۱-۲-۴-انتخاب موجک مادر مناسب
- ۸۷.....۲-۱-۲-۴-انتخاب زیر باند مناسب
- ۸۸.....۱-۲-۱-۲-۴-انتخاب بر اساس ناحیه فرکانسی زیر باندها

- ۸۹.....انتخاب بر اساس معیار فیشر ۲-۲-۱-۲-۴
- ۹۰.....استخراج ضرایب با ارزش در هر سطح ۳-۱-۲-۴
- ۹۵.....انتخاب بهترین کانالها ۴-۱-۲-۴
- ۱۰۱.....کاهش تعداد کانال بهینه بدست آمده از روش **Bhattacharyya** ۵-۱-۲-۴
- ۱۰۳.....PSO الگوریتم ۱-۵-۱-۲-۴
- ۱۰۸.....بردار ویژگی براساس آنالیز **EMD** ۲-۲-۴
- ۱۰۸.....الگوی زمانی سیگنال ۳-۲-۴
- ۱۱۲.....طبقه بندی کننده ۳-۴

فصل پنجم

- ۱۱۲.....نتیجه گیری و پیشنهادات ۱-۵
- ۱۱۳.....نتیجه گیری ۱-۵
- ۱۱۷.....پیشنهادات ۲-۵
- ۱۱۸.....فهرست منابع

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱: الف) ساختار کلی یک نرون و ب) نحوه انتشار پتانسیل در یک نرون. ۴
- شکل ۲-۱: الف) شکل کلی امواج باندهای مختلف مغز و ب) شکل کلی امواج مغز در شرایط ذهنی مختلف (از بالا به پایین شخص تحریک ۶
- شکل ۳-۱: شکل تقریبی نواحی مختلف برخی از فعالیتها در مغز [۴]. ۶
- شکل ۴-۱: الف) در الکترودهای C3، Fz و C4 در ابتدا شاهد ERS و به مرور زمان ERD هستیم دقیقاً خلاف این روند برای الکترودهای P3، P4 و Oz مشاهده می‌شود. ب) در زمانهایی که شاهد ERS برای Mu هستیم برای باندهای بتا و گاما، ERD روی داده است [۴]. ۸
- شکل ۵-۱: الف) سیگنال ناشی از تحریک دیداری و ب) تحریک شنیداری [۴]. ۹
- شکل ۶-۱: مقایسه سیگنال P300 در الف) یک شخص فلج و ب) یک فرد سالم [۷]. ۱۰
- شکل ۷-۱: الگوی تحریک Oddball برای استخراج P300. ۱۱
- شکل ۸-۱: شماتیک یک سیستم BCI. ۱۲
- شکل ۹-۱: محل قرار گیری الکترودها در استاندارد ۱۰-۲۰. ۱۳
- شکل ۱۰-۲: تصویر مربوط به صفحه ۳۶ حرفی که برای ثبت EEG به فرد نشان داده میشود. ۱۷
- شکل ۲-۲: نحوه قرار گرفتن الکترودهای ثبت دادگان BCI Competition 2005 بر اساس استاندارد 10-20. ۱۷
- شکل ۳-۲: نمایش ماتریسهای کد تحریک، نوع تحریک و ماتریس فلشینگ برای کاراکتر V. ۱۹
- شکل ۴-۲: نمایش میانگین سیگنالهای حاوی موج (P300 با خطوط پر) و میانگین سیگنالهای فاقد موج (P300 با خطچین) برای کانالهای مختلف شخص A. ۲۱
- شکل ۵-۲: نمایش میانگین سیگنالهای حاوی موج P300 (با خطوط پر) و میانگین سیگنالهای فاقد موج P300 (با خطچین) برای کانالهای مختلف شخص B. ۲۳
- شکل ۶-۲: نمایش همزمان میانگین سیگنالهای حاوی موج P300 برای شخص A و B. ۲۴
- شکل ۷-۲: نمایش سیگنال EEG متناظر با حرف V. ۲۴
- شکل ۸-۲: نمایش سیگنال EEG و طیف فرکانسی آن. ۲۵
- شکل ۱-۳: نمایش سیگنال EEG نویز دار در حوزه زمان و فرکانس. ۲۸
- شکل ۲-۳: نمایش سیگنال EEG فیلتر شده در حوزه زمان و فرکانس. ۲۸
- شکل ۳-۳: الف) سیگنالهای اصلی، ب) سیگنالهای مخلوط شده، ج) سیگنالهای بازیابی شده. ۳۴
- شکل ۴-۳: توزیع چگالی احتمال $P(X_1, X_2)$ ۳۵
- شکل ۵-۳: نمایش ناحیه OA در سیگنال EEG توسط موجک هار. ۳۶
- شکل ۶-۳: نحوه موزائیک بندی صفحه زمان فرکانس در STFT. ۳۸
- شکل ۷-۳: وجود تغییرات آرام و سریع در یک سیگنال. ۳۸
- شکل ۸-۳: نحوه موزائیک بندی غیریکنواخت صفحه زمان فرکانس در تبدیل موجک. ۳۹
- شکل ۹-۳: موقعیت فضاهای W_f و V_f نسبت به هم. ۴۴
- شکل ۱۰-۳: تجزیه ضرایب و ترکیب مجدد ضرایب بسط موجک. ۴۶
- شکل ۱۱-۳: نمایش ضرایب فیلتر مقیاس db6، بانکههای فیلتری و طیف فرکانسی آنها. ۴۷
- شکل ۱۲-۳: تجزیه سیگنال در ساختار درختی بسته موجک. ۴۷

- شکل ۳-۱۳: نمایش زیرفضای تجزیه بسته موجک در بخش جزئیات..... ۴۸
- شکل ۳-۱۴: نمایش ساختار درختی بسته موجک و تقسیم بندی پهنای باند فرکانسی در هر مقیاس..... ۴۸
- شکل ۳-۱۵: مقدار T^2 به ازای (الف) ممان اول، (ب) ممان دوم، (ج) ممان سوم، (د) ممان چهارم [۲۴]..... ۵۱
- شکل ۳-۱۶: (الف) نمایش زیر باندهای تجزیه سیگنال، (ب) نمایش ضرایب تمیز کننده در هر زیر باند..... ۵۸
- شکل ۳-۱۷: نواحی هاشور خورده بیانگر زیر باندهای انتخابی است..... ۵۸
- شکل ۳-۱۸: نمایش سیگنال EEG و ۷ سطح IMFS و سیگنال باقی مانده توسط آنالیز EMD..... ۶۲
- شکل ۳-۱۹: شمای کلی یک نرون پرسپترون..... ۶۴
- شکل ۳-۲۰: مرز تصمیم گیری خطی دو کلاس کاملاً جدا از هم، که در حالت دو بعدی یک خط و در حالت سه بعدی یک صفحه است..... ۶۶
- شکل ۳-۲۱: (الف) مرز تصمیم گیری بهینه برای جداسازی دو کلاس (ب) مرز تصمیم گیری غیر بهینه برای جداسازی دو کلاس..... ۶۷
- شکل ۳-۲۲: نمایش تغییرات شیب و افست، بترتیب به ازای تغییرات V و V_0 ۷۱
- شکل ۳-۲۳: نمایش فاصله نمونه های دو کلاس نسبت به میانگین وزن دار شده هر یک از آنها..... ۷۴
- شکل ۴-۱: نمایش سیگنال EEG و تخمین موجک هار در سطح ۶..... ۷۷
- شکل ۴-۲: تقسیم بندی سیگنال EEG به پنجره های ۴۰ نمونه ای..... ۷۸
- شکل ۴-۳: نمایش سیگنالهای ۵۱، ۵۶، ۶۰، ۲۲، ۲۴ و سیگنال میانگین حاصل از آنها..... ۷۹
- شکل ۴-۴: حذف ناحیه OA با استفاده از روش تکه ای و محاسبه ضریب وابستگی بین سیگنال EEG و میانگین سیگنال کانالهای ۵۱، ۵۶، ۶۰، ۲۲ و ۲۴..... ۷۹
- شکل ۴-۵: حذف ناحیه OA در سیگنال EEG و سیگنال میانگین..... ۸۰
- شکل ۴-۶: حذف ناحیه OA با استفاده از روش تکه ای و محاسبه ضریب وابستگی بین ضرایب موجک سیگنال EEG و ضرایب موجک سیگنال میانگین گرفته شده کانالهای ۵۱، ۵۶، ۶۰، ۲۲ و ۲۴..... ۸۱
- شکل ۴-۷: مقایسه بین عملکرد الگوریتم EMD و فیلتر پایین گذر برای حذف آرتیفکت..... ۸۳
- شکل ۴-۸: میزان SER خروجی در الگوریتم EMD و فیلتر پایین گذر به ازای SNR های مختلف ورودی..... ۸۴
- شکل ۴-۹: میزان RMSE خروجی در الگوریتم EMD و فیلتر پایین گذر به ازای SNR های مختلف ورودی..... ۸۴
- شکل ۴-۱۰: نمایش سیگنال EEG آرتیفکت دار و سیگنال EEG عاری از آرتیفکت بدست آمده توسط الگوریتمهای EMD و فیلتر پایین گذر..... ۸۴
- شکل ۴-۱۱: زیر باندهای انتخاب شده توسط الگوریتم LDB..... ۸۸
- شکل ۴-۱۲: (الف) مقدار فاصله فیشر برای هر ویژگی، (ب) بردارهای ویژگی باقیمانده پس از آستانه گیری ۸۹
- شکل ۴-۱۳: شماتیک تجزیه موجک سیگنال در دو سطح اول..... ۹۰
- شکل ۴-۱۴: فیلتر تجزیه و بازسازی موجک مادر 'db4'..... ۹۳
- شکل ۴-۱۵: ارزیابی معیار فیشر برای تمایز پذیری هر یک از ۶۴ کانال داده آموزشی Subject_B..... ۹۷
- شکل ۴-۱۶: ارزیابی معیار F-Score برای تمایز پذیری هر یک از ۶۴ کانال داده آموزشی Subject_B..... ۹۸
- شکل ۴-۱۷: ارزیابی معیار Bhattacharyya برای تمایز پذیری هر یک از ۶۴ کانال داده آموزشی Subject_B..... ۹۸

شکل ۱۸-۴: ارزیابی معیار Hotelling Distance برای تمایز پذیری هر یک از ۶۴ کانال داده آموزشی

Subject_B ۹۹

شکل ۱۹-۴: ارزیابی طبقه بندی کننده به ازای ۳۰ کانال اول انتخابی توسط معیار Bhattacharyya .. ۱۰۰

شکل ۲۰-۴: نمایش تغییرات میانگین ارزش جمعیت و تغییرات ارزش بهترین ذره به ازای هر تکرار..... ۱۰۶

فهرست جداول

جدول ۱-۱: بررسی هر بخش از قشر سطحی مغزی [۱] و [۴].....	۷
جدول ۱-۳: فرکانس مرکزی توابع موجک و توابع مقیاس برای چند موجک مادر.....	۴۲
جدول ۲-۲: رنج فرکانسی فعالیتهای مغزی [۲۳].....	۴۹
جدول ۳-۳: رنج فرکانسی به ازای ترکیب سطوح مختلف تجزیه موجک [۲۳].....	۵۰
جدول ۴-۳: مقایسه بین الگوریتمهای فوریه و موجک و سری-زمانی و EMD.....	۶۰
جدول ۱-۴: ارزیابی طبقه بندی کننده بردارهای ویژگی مختلف.....	۸۶
جدول ۲-۴: ارزیابی موجک های مادر مختلف به ازای تکرارهای مختلف بر روی داده های آموزشی.....	۸۷
جدول ۳-۴: ارزیابی زیر باند های مختلف در تجزیه موجک.....	۸۸
جدول ۴-۴: ارزیابی طبقه بندی کننده به ازای بردارهای ویژگی مختلف برای زبر باندهای مناسب انتخابی توسط معیار فیشر.....	۹۰
جدول ۵-۴: ارزیابی انتخاب ضرایب با ارزش بعنوان بردار ویژگی.....	۹۵
جدول ۶-۴: ارزیابی کانال های انتخابی توسط معیار Bhattacharyya به ازای تکرار های مختلف.....	۱۰۰
جدول ۷-۴: ارزیابی هر یک از پنج مجموع کانال به ازای تکرار های مختلف.....	۱۰۰
جدول ۸-۴: مجموعه کانال بهینه انتخاب شده توسط الگوریتم PSO.....	۱۰۶
جدول ۹-۴: ارزیابی مجموعه کانال های موجود در جدول ۴-۸ به ازای تکرارهای مختلف.....	۱۰۷
جدول ۱۰-۴: ارزیابی مجموعه کانال ارائه شده در مراجع [۶۲، ۶۳ و ۶۴].....	۱۰۷
جدول ۱۱-۴: ارزیابی طبقه بندی کننده به ازای بردار های ویژگی EMD و الگوی زمانی سیگنال.....	۱۰۹
جدول ۱۲-۴: ارزیابی انواع طبقه بندی کننده به ازای تکرار های مختلف.....	۱۱۱
جدول ۱-۵: نتایج بدست آمده توسط ۱۰ گروه برتر مسابقات به ازای ۵ و ۱۵ بار تکرار.....	۱۱۳
جدول ۲-۵: ارزیابی انواع طبقه بندی کننده به ازای بردار ویژگی بدست آمده از تجزیه موجک مربوط به شخص A.....	۱۱۴
جدول ۳-۵: ارزیابی انواع طبقه بندی کننده به ازای بردار ویژگی بدست آمده از تجزیه EMD مربوط به شخص A.....	۱۱۴
جدول ۴-۵: ارزیابی انواع طبقه بندی کننده به ازای بردار ویژگی بدست آمده از ساختار زمانی سیگنال مربوط به شخص A.....	۱۱۵
جدول ۵-۵: ارزیابی انواع طبقه بندی کننده به ازای بردار ویژگی بدست آمده از تجزیه موجک مربوط به شخص B.....	۱۱۵
جدول ۶-۵: ارزیابی انواع طبقه بندی کننده به ازای بردار ویژگی بدست آمده از تجزیه EMD مربوط به شخص B.....	۱۱۶
جدول ۷-۵: ارزیابی انواع طبقه بندی کننده به ازای بردار ویژگی بدست آمده از ساختار زمانی سیگنال مربوط به شخص B.....	۱۱۶
جدول ۸-۵: ارزیابی نتایج بدست آمده در این پژوهش با ۵ نفر برتر مسابقات.....	۱۱۶

فصل اول

تعريف مسأله

۱

نحوه فعالیت سلولهای مغزی که منشاء سیگنالهای مغزی (EEG¹) هستند، تا حدودی به وضعیت روحی-روانی و شرایطی که فرد در آن به سر میبرد بستگی دارد. بنابراین از بدو کشف این سیگنالها محققان برآن شدند تا با ثبت، پردازش و تفکیک سیگنالهای EEG مربوط به وضعیتهای مختلف ذهن راهی تازه برای ایجاد ارتباط انسان با کامپیوتر (HCI²) بیابند. رابط انسان-کامپیوتر به عنوان یک وسیله ارتباطی بین انسان و کامپیوتر مطرح شده است. این وسیله ارتباطی ابزار رایج ارتباط انسان با کامپیوتر را کنار گذاشته و دیگر از ابزاری نظیر صفحه کلید، موس و ... برای ارسال دستورات کاربر به کامپیوتر استفاده نمی کند. شاید بتوان گفت که پر کاربردترین سیستم HCI که هم اکنون در زمینه های مختلف بکار گرفته شده است، BCIهای براساس EEG می باشد. در این سیستم جریانهای الکتریکی ناشی از فعالیت سلولهای مغزی در سطح سر دریافت، شناسایی و طبقه بندی می شود. با پردازش این سیگنالها می توان تا حدود زیادی به شرایطی که مغز در آن بسر می برد پی برد و از این طریق بین فرد با کامپیوتر ارتباط برقرار کرد. البته در این بین سیگنالهای دیگری هم می توانند مورد استفاده قرار گیرند که EMG، EOG³، MEG و ... از این جمله اند؛ اما سیگنال EMG در بسیاری از افراد دارای بیماری هایی که فرد دچار فلج در اندامهای حرکتی می باشد قابل استفاده برای HCI نیست. سیگنال EOG و استفاده از تشخیص جهت خیرگی هر چند که به علت سرعت و دقت نسبتاً زیاد برای ارتباطهای ابتدایی وساده می تواند پر فایده باشد، ولی اطلاعات نسبتاً کمی را در اختیار می گذارد و سیگنال به اندازه کافی غنی نیست تا بتوان از آن به عنوان یک HCI همه جانبه استفاده کرد. استفاده از MEG و fMRI به لحاظ اقتصادی قابل قبول نیست و نیاز به تجهیزات پیچیده دارد. به علاوه نیازمند فضای بزرگی برای پیاده سازی می باشند و یک فرد خبره و کارآموده باید در هنگام استفاده از دستگاه همراه بیمار باشد. استفاده از سیگنال صحبت شخص با وجود اطلاعات غنی که می تواند در بر داشته باشد به علت اینکه بسیاری از بیماران نیازمند این وسیله ارتباطی، قادر به تکلم نیستند؛ در بسیاری از افراد قابل استفاده نمی باشد.

اما سیگنال EEG بدلیل اینکه مغز مرکز فرماندهی و تصمیم گیری حرکات و فعالیتهای ارادی و قسمت زیادی از فعالیتهای غیر ارادی است حاوی اطلاعات بسیار غنی و زیادی از قسمتهای مختلف بدن می باشد. در اکثر افراد بیمار حتی در مورد بیمارانی که دچار ضایعه مغزی شده اند هنوز با اطمینان قابل دسترسی است. به لحاظ اقتصادی نسبتاً مقرون به صرفه است و نیاز به آموزش

¹ Electroencephalogram

² Human Computer Interface

³ Electrooculogram

سنگین فرد برای کار با دستگاه نیست. در نتیجه شاید بتوان گفت بهترین گزینه برای HCI، استفاده از BCIهای براساس EEG می‌باشد. برخی خواص سیگنال EEG خصوصاً هنگامی که فرد بر اثر بیماری، حادثه و یا بطور مادر زادی توانایی حرکت و تکلم را از دست می‌دهد، مورد توجه است. به هنگام حرکت ارادی دست و پا، اعمال تحریک خارجی به فرد و یا درگیر شدن ذهن فرد با یک سری فعالیتهای ذهنی خاص، تغییرات مشخصی در سیگنال EEG ایجاد می‌گردد. این تغییرات ابزار مناسبی برای ایجاد ارتباط با افراد معلول را فراهم می‌آورد.

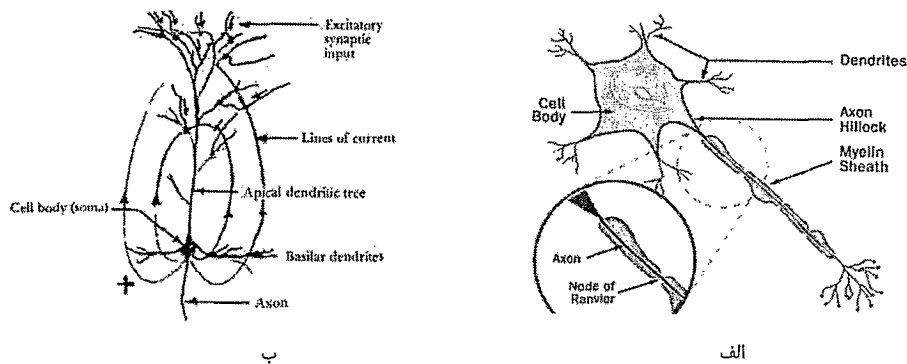
موج P300 از پتانسیل‌های برانگیخته با منشاء درونی است که به دلیل پایداری در افراد مبتلا به ناتوانی‌های شدید جسمی و حتی مغزی مورد توجه فراوان قرار گرفته است. دامنه این موج در مقایسه با نویزهای محیطی، آرتیفکتهای حرکتی و اغتشاش پلک زدن بسیار ضعیف است. بنابراین برای ایجاد یک رابط مغز-کامپیوتر قابل اعتماد با دقت مناسب در یک شخص، نیاز به استفاده از چند بار تحریک و ثبت مکرر سیگنال EEG است.

کاهش تعداد ثبتهای EEG و در عین حال حفظ دقت تشخیص حضور P300، از عمده ترین اهداف مطالعات انجام گرفته در زمینه ایجاد رابط مغز-کامپیوتر با استفاده از P300 است. فعالیتهای صورت گرفته در چهار بخش عمده خلاصه می‌شوند؛ (۱) پیش پردازش اولیه سیگنال EEG ثبت شده از سطح سر به منظور حذف نویز و رسیدن به EEG عاری از نویزهایی چون پلک زدن و سایر آرتیفکت‌های معمول، (۲) استخراج ویژگیهایی از این سیگنال فیلترشده به عنوان ابزاری برای طبقه بندی، (۳) انتخاب بهترین ویژگیها برای رسیدن به یادگیری بهتر در اثر حذف ویژگیهای نامرتب و (۴) استفاده از طبقه بندی کننده های مختلف که قابلیت یادگیری مرز بین ویژگیهای ورودی را داشته باشند.

۱-۲- منشاء سیگنال EEG

در مغز جمعیت بسیار زیادی از سلولهای عصبی وجود دارند که هر دسته از آنها وظیفه خاصی به عهده دارند؛ به عنوان مثال سلولهای گلیا وظیفه یکسری از پردازشهای مربوط به فعالیت سلولها را بر عهده دارند. این انبوه نرونها از طریق دندریتها و آکسونها در سیناپسها با یکدیگر در ارتباطند و شبکه بسیار پیچیده‌ای را بوجود می‌آورند. در این شبکه عظیم که در ابتدای تولد انسان شامل 10^{11} نرون با چگالی 10^4 نرون در هر میلی متر مکعب است هر سلول به نوبه خود پتانسیلی در داخل این هادی حجمی ایجاد می‌کند [۱]. این پتانسیلها به صورت یک تغییر در اختلاف پتانسیل حالت استراحت سلول و توسط میکروالکترودی که داخل سلول جای گرفته است قابل ثبت است. عمده این فعالیت ناشی از تحریکات سیناپسی است. این تحریک سیناپسی یک سلول، سبب تغییر در

پتانسیل استراحت غشای سلول می‌گردد و این باعث فعال شدن غشای مجاور می‌گردد و ناحیه همسایگی خود را از استراحت خارج می‌کند و این ناحیه تحریک شده جدید همین عمل را با همسایگی خود انجام می‌دهد و بدین ترتیب این پتانسیل تمام طول سلول و آکسون را طی می‌کند تا به انتهای آن می‌رسد و در آنجا با تحریک دندریتهای سلولهای مجاور که قابلیت تحریک شدن را داشته باشند باعث تحریک آنها می‌گردد و این رویه تا انتها ادامه می‌یابد [۱] و [۳].



شکل ۱-۱: الف) ساختار کلی یک نرون و ب) نحوه انتشار پتانسیل در یک نرون.

وجود پسخورد در قسمتهای مختلف این شبکه سبب بوجود آمدن نوساناتی در بخشهایی از آن می‌شود و بطور کلی هر چه تعداد نرونهایی که با یکدیگر و هماهنگ کار می‌کنند بیشتر باشد، فرکانس نوسان پایین‌تر و دامنه بیشتر می‌شود. برآیند این پتانسیلها که قابل ثبت هستند را سیگنال EEG می‌گویند. در سال ۱۸۷۵ دانشمند انگلیسی ریچارد کیتون برای نخستین بار به وجود این سیگنالها در مغز خرگوشها و میمونها پی برد و در سال ۱۹۲۵ دانشمند آلمانی، هانس برگر، توانست با تقویت سیگنالهای بدست آمده از سطح سر انسان بدون نیاز به شکافتن سر این سیگنالها را ثبت کند. در سال ۱۹۳۴، آدریان و ماتیوس در مقالات خود از وجود یک موج نسبتاً منظم در محدوده فرکانسی ۱۰ تا ۱۲ هرتز خبر دادند و آن را آلفا نامیدند. در مطالعات بعدی محدودههای بزرگتری از سیگنال EEG بدست آمده از سطح سر گزارش شد [۱]، [۲] و [۳]. مهمترین دسته بندی امواج مغزی به لحاظ فرکانسی بصورت زیر است:

بتا: بزرگتر از ۱۳Hz. عموماً هر سیگنال در این محدوده فرکانسی به عنوان سیگنال بتا تلقی می‌شود. به ندرت دامنه این سیگنال از ۳۰ میکروولت افزایش می‌یابد. بیشتر در نواحی جلویی و مرکزی سر دیده می‌شود. در نواحی مرکزی با امواج میو ارتباط نزدیکی دارد و همانند آن در هنگام حرکت ناپدید می‌شود.

آلفا و میو : بین ۸Hz تا ۱۲Hz و دامنه کمتر از ۵۰ میکروولت. آلفا در ناحیه کرتکس پس سری و میو در ناحیه کرتکس حسی-حرکتی دیده می‌شود و با انجام حرکت یا تصور آن ناپدید می‌شود. تعریف زیر برای امواج آلفا از طرف فدراسیون بین المللی جوامع برای الکتروانسفالوگرافی و نروفیزیولوژی کلینیکی ارائه شده است [۴]: "سیگنالی با محدوده فرکانسی بین ۸ تا ۱۲ هرتز که در هنگام هشیاری فرد در قسمت عقبی سر دیده می‌شود و در نواحی پس سری دامنه آن بیشتر است. دامنه آن متغیر است ولی همواره زیر ۵۰ میکرو ولت است. با بستن چشمها و تحت شرایط آرامش یا برخی فعالیت‌های خاص تقویت می‌شود. با جلب شدن توجه، مخصوصاً توجه بصری، و یا افزایش فعالیت ذهن کاهش می‌یابد یا حذف می‌شود."

امواج آلفا با باز کردن چشم یا در گیر شدن ذهن در فعالیت‌های پیچیده بطور موقت ناپدید می‌شود. هرچند که این دو موج از نظر فرکانسی و دامنه بسیار نزدیک هستند ولی به لحاظ فیزیولوژیکی و مکانی منشاء متفاوتی دارند. امواج میو مربوط به کرتکس حرکتی است و در نواحی کرتکس حسی مجاور نیز قابل رؤیت است. در هنگام انجام حرکت و یا حتی تصور انجام حرکت ناپدید می‌شود.

تتا : بین ۴ هرتز تا ۸ هرتز. در افراد بالغ در ساعات هشیاری بسیار ضعیف می‌باشد و با فرو رفتن فرد به حالت خواب آلودگی افزایش می‌یابد. در دوران خردسالی و کودکی دامنه این سیگنال قویتر است.

دلتا : بین ۰/۵ هرتز تا ۴ هرتز. در نوزادان و سنین حدود دو ماهگی در سیگنال EEG حضور زیادی دارد ولی در افراد بالغ فقط در هنگام خواب رویت می‌شود [۲] و [۴].

در حالت کلی با توجه به آنچه در بالا ذکر شد می‌توان روند شکل ۱-۲ را برای وضعیت‌های مختلف ذهن ارائه کرد. همانطور که مشاهده می‌شود با افزایش میزان فعالیت ذهن دامنه کمتر و فرکانس بیشتر شده است.

این بدین معنی است که احتمالاً با پردازش سیگنال EEG می‌توان تا حدودی به میزان و نحوه فعالیت ذهن پی برد. در بسیاری از موارد هر عمل فیزیکی و یا ذهنی مکان مشخصی در مغز به خود اختصاص داده، و بنابراین یک نقشه مکانی مطابق شکل ۱-۳ می‌توان برای آن در نظر گرفت. هر مکان در صورت انجام وظیفه مربوطه، شروع به فعالیت می‌کند. این فعالیت سبب تغییر در جریان‌های موجود در همان قسمت می‌شود و این تغییرات را می‌توان با الکترودهای سطحی در سطح مغز و یا با الکترودهای کاشتنی در درون مغز ثبت نمود.