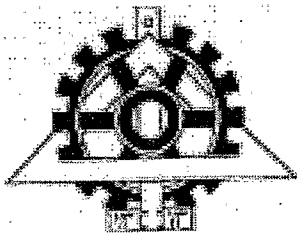
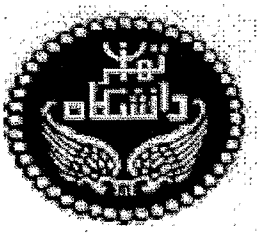
٩١٦٨





دانشگاه تهران

پردیس دانشکده‌های فنی

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

عنوان:

تعیین زمان بیشینه شدن اطلاعات در سیگنال EEG حاصل از فعالیتهای ذهنی با هدف افزایش سرعت و دقت سیستمهای BCI

نگارش:

فرناز عبداللهی

استاد راهنما:

دکتر سید کمال ستاره دان

استاد مشاور:

دکتر علی مطیع نصرآبادی

پایان‌نامه برای دریافت درجهٔ کارشناسی ارشد در رشتهٔ

مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک

تیر ۱۳۸۶

۱۳۸۶/۸/۲۰

۹۱۰۶۸

به نام خدا

دانشگاه تهران

پردیس دانشکده های فنی

دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

گواهی دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد

هیأت داوران پایان نامه کارشناسی ارشد آقا/خانم فرناز عبدالهی در رشته مهندسی برق و کامپیوتر، گرایش : مهندسی پزشکی

با عنوان: "تعیین زمان بیشینه شدن اطلاعات در سیگنال EEG حاصل از فعالیتهای ذهنی با هدف افزایش سرعت و دقت سیستمهای BCI".

در تاریخ ۱۳۸۶/۰۴/۳۱ نمره نهایی پایان نامه: به عدد ۱۸/۷۵ به حروف هجده و هفتاد و پنج صدم

و درجه عالی ارزیابی نمود.

دانشکده فنی دانشگاه تهران — تحصیلات تکمیلی

مشخصات هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه دانشگاهی	دانشگاه یا موسسه	امضاء
۱-استاد راهنما استاد راهنمای دوم (حسب مورد)	دکتر سیدکمال الدین ستاره دان	دانشیار	تهران	
۲-استاد مشاور	دکترعلی مطیع نصرآبادی	استادیار	شاهد	
۳-استاد مدعو خارجی (یا استاد مشاور دوم)	دکتر محمد باقر شمس الهی	دانشیار	شریف	
۴-استاد مدعو داخلی	دکتر اشکان رحیمی کیان	استادیار	تهران	
۵-داور و نماینده کمیته تحصیلات تکمیلی دانشکده	دکترغلامعلی حسین زاده دهکردی	استادیار	تهران	

تذکر:این برگه پس از تکمیل توسط هیأت داوران در نخستین صفحه پایان نامه درج می گردد.

دانشگاه تهران
پردیس دانشکده‌های فنی
دانشکدهٔ مهندسی برق و کامپیوتر

عنوان:

تعیین زمان بیشینه شدن اطلاعات در سیگنال EEG حاصل از فعالیتهای ذهنی با هدف افزایش سرعت و دقت سیستمهای BCI

نگارش:

فرناز عبداللهی

از این پایان‌نامه برای دریافت درجهٔ کارشناسی ارشد مهندسی برق (مهندسی‌پزشکی-بیوالکتریک) در تاریخ ۸۴/۱۰/۱۲ در مقابل هیأت داوران دفاع به عمل آمد و مورد تصویب قرار گرفت.

معاونت تحصیلات تکمیلی دانشکدهٔ فنی: دکتر جواد فیض

رئیس دانشکده: دکتر پرویز جبه‌دار مارالانی

سرپرست تحصیلات تکمیلی دانشکده: دکتر سعید نادر اصفهانی

استاد راهنما: دکتر سید کمال الدین ستاره دان

استاد مشاور: دکتر علی مطیع نصرآبادی

عضو هیأت داوران: دکتر محمد باقر شمس الهی

عضو هیأت داوران: دکتر غلامعلی حسین زاده

عضو هیأت داوران: دکتر اشکان رحیمی کیان

تعهدنامه اصالت اثر

اینجانب فرناز عبداللهی تائید می‌کنم که مطالب مندرج در این پایان‌نامه حاصل کار پژوهشی اینجانب است و به دستاوردهای پژوهشی دیگران که در این نوشته از آنها استفاده شده است طبق مقررات ارجاع گردیده است. این پایان‌نامه قبلاً برای احراز هیچ مدرک هم سطح یا بالاتر ارائه نشده است.

کلیه حقوق مادی ومعنوی این اثر متعلق به دانشکده فنی دانشگاه تهران می‌باشد.

نام و نام خانوادگی دانشجو: فرناز عبداللهی

امضای دانشجو:

تقدیم به پدر گرانقدرم او که چون کوه ایستاد تا استوار گردم و پرنده خیالم

در سایه پشتیبانی‌اش به اوج قله‌های رفیع موفقیت و کامیابی پرواز کرد.

تقدیم به مادر مهربانم که پلکهایش روی هم قرار نگرفت تا آرام بخوابم.

عزیزی که آسمان محبتش را انتهایی نیست.

مهرشان در قلبم جاودانه است به امید آنکه گوشه‌ای از الطاف بی‌دریغشان را جبران کنم.

تقدیم به برادر عزیزم فرزان، که از کودکی تا به حال یار و همدم همیشگی من بود.

سپاسگزاری

از جناب آقای دکتر ستاره‌دان و جناب آقای دکتر نصرآبادی که شاگردی ایشان برای من افتخار بزرگی بود بخاطر تمام زحمات و راهنمایی‌ها و اصولا قرار دادن بنده در این مسیر تشکر و قدردانی می‌کنم.

از مادر و پدر عزیزم که فداکاری، صبر و همراهی مشفقانه‌شان از ابتدای عمر همراه من بوده است، آنها که همیشه در مشکلات گوناگون در هر حالت و به هر شکل پشتیبان من بوده‌اند سپاسگزارم. همین‌طور از برادرم که صادقانه مشوق و همدم من بود قدردانی می‌کنم.

بدین وسیله وظیفه خود می‌دانم از تمامی اساتید محترم از جمله آقای دکترنصیری و آقای دکتر حسین زاده و خانم دکتر بهرامی که در تکوین دیدگاه من در دوره کارشناسی ارشد نقش اساسی داشته‌اند سپاسگزاری کنم. همچنین جا دارد از تمامی دوستانم از جمله آقایان اشکان یزدانی و پدرام عطایی و خانم ها متینه شاکر، زهرا نجفی، مریم مومنی و هاجر حمیدیان که دوستانی همراه و مشوق بوده‌اند قدردانی کنم.

چکیده

امروزه تحقیقات روی سیستم‌های ارتباط مغز-کامپیوتر بمنظور دستیابی به محصولات کاربردی جهت استفاده عمومی با استقبال رو به رشدی مواجه شده است. اساس این سیستم‌ها استفاده از سیگنال‌ها و پارامترهای بیولوژیکی به منظور هدایت سیستم‌های کنترلی خودکار می‌باشد که سعی در برآوردن نیاز افرادی است که به نوعی در سیستم عادی ارتباطشان دچار نقص یا اختلالی شده‌اند. از آنجا که ارتباط افراد با محیط اطرافشان جزو ملزومات زندگی آنها می‌باشد، حفظ و افزایش ارتباط مؤثر در رشد اشخاص از اهمیت بالایی برخوردار است.

یکی از نکات قابل توجه در سیستم‌های ارتباط مغز-کامپیوتر افزایش سرعت پردازش اطلاعات است تا جایی که بتوان اطلاعات را بطور همزمان[1] پردازش کرد. در این تحقیق یک الگوی زمانی برای اطلاعات فرکانسی سیگنال‌های EEG ثبت شده حین انجام عملیات ذهنی پیشنهاد و صحت آن بررسی شده است. بدین ترتیب نیاز به داشتن ثبت‌های طولانی -چندین ثانیه- مرتفع شده و سرعت پردازش سیگنال افزایش می یابد. بنابراین می‌توان بجای ثبت‌های طولانی مدت به ثبت‌های کوتاه مدت با تعداد زیاد روی آورد.

الگوی زمانی پیشنهادی وجود یک بیشینه محلی در ثانیه‌های ابتدایی سیگنال ثبت شده را بیان می‌دارد که درستی آن با استخراج محتویات زمان-فرکانس سیگنال به کمک آنتروپی موجک اثبات شده است. سپس بمنظور بررسی بیشتر ویژگی‌های فرکانسی، زمان-فرکانسی و زمانی سیگنال‌ها بترتیب با تبدیل‌های فوریه و موجک و مدل AR استخراج شده و نتایج طبقه‌بندی برای ۲، ۴ و ۶ ثانیه اول سیگنال با نتیجه متناظر برای کل سیگنال توسط دو طبقه‌بندی کننده خطی و شبکه عصبی مصنوعی مقایسه شد. که بترتیب بطور متوسط ۸۴٪، ۹۱٪ و ۹۶٪ صحت کل طبقه‌بندی حاصل شد که باز هم مهر تأییدی است بر منحنی پیشنهادی.

[1] Real time

فهرست

فصل اول ۱

۱-۱- معرفی و شرح مساله ۲

۱-۲- پیشینه تحقیق ۵

فصل دوم ۸

۲-۱- مقدمه ۹

۲-۲- تاریخچه الکتروانسفالوگرافی ۹

۲-۳- منشاء سیگنال ۱۲

۲-٤- ساختار مغز ۱٦

۲-۵- بررسی پتانسیل‌های مغزی در حوزه فرکانس ۱٦

۲-۵-۱- باند دلتا ۱۷

۲-۵-۲- باند تتا ۱۷

۲-۵-۳- باند آلفا ۱۸

۲-۵-٤- باند گاما ۱۸

۲-۵-۵- ریتم میو ۱۹

۲-۵-٦- امواج بتا ۱۹

۲-٦- ثبت سیگنال EEG ۲۰

۲-٦-۱- نحوه الکترودگذاری و استاندارد ۲۰-۱۰ ..... ۲۰

۲-٦-۲- قوانین نامگذاری الکترودها ۲۱

۲-٦-۳- نحوه ثبت سیگنال از الکترودهای نصب شده ۲٤

۲-۷- کاربردهای مختلف سیگنال EEG ۲۵

۲-۷-۱- کاربردهای کلینیکی ۲٦

۲-۷-۲- بیوفیدبک مغزی ۲٦

۲-۷-۳- تشخیص بلوغ فکری با استفاده از سیگنال‌های مغزی ۲۷
۲-۷-٤- مطالعه بی‌نظمی خواب و فیزیولوژی آن ۲۸
۲-۷-٥- تخمین میزان اندیشه ۲۹
۲-۷-٦- رابط مغز-کامپیوتر ۲۹
۲-۸- خلاصه فصل ۳۰
فصل سوم ۳۱
۳-۱- مقدمه ۳۲
۳-۲- پیش پردازش سیگنال الکتروانسفالوگرام ۳۳
۳-۲-۱- سفید کردن ۳٤
۳-۳- روش استخراج اطلاعات سیگنال EEG ۳٥
۳-۳-۱- نظریه شانونی، اطلاعات، آنتروپی ۳٥
۳-۳-۲- آنتروپی از دیدگاه علم ترمودینامیک ۳۸
۳-۳-۳- تبدیل موجک و خودتشابهی ٤۰
۳-۳-٤- ویژگی‌های مهم موجک‌ها ٤۰
۳-۳-٥- روش آنتروپی موجک ٤۲
۳-٤- روشهای استخراج ویژگی ٤۳
۳-٤-۱- تبدیل فوریه ٤٤
۳-٤-۲- تبدیل موجک ٤٤
۳-٤-۳- مدل AR ٤۷
۳-٥- روشهای طبقه‌بندی ٤۹
۳-٥-۱- طبقه‌بندی کننده LDA ٥۰
۳-٥-۱-۱- روند طبقه‌بندی ٥۱
۳-٥-۲- شبکه عصبی پرسپترون چند لایه ٥۳
۳-٦- خلاصه فصل ٥٥
فصل چهارم ٥۷
٤-۱- مقدمه ٥۸
٤-۲- داده های به کار رفته در این تحقیق ٥۸
٤-۳- الگوریتم یافتن ماکزیمم تمرکز فرد روی فعالیت ذهنی موردنظر ٦۰

٤-٤- ساخت سیگنال مشابه EEG ٦٢
٤-٥- استخراج نمودار زمانی ٦٥
٤-٥-١- استخراج اطلاعات و رسم نمودار زمانی بکمک پنجره‌های دو ثانیه‌ای ٦٥
٤-٥-٢- استخراج اطلاعات و رسم نمودار زمانی بکمک پنجره‌های چهار ثانیه‌ای ٦٧
٤-٥-٣- استخراج اطلاعات و رسم نمودار زمانی بکمک پنجره‌های شش ثانیه‌ای ٧١
٤-٦- ارزیابی نمودار بدست آمده ٧٥
٤-٦-١- پردازش در حوزه فرکانس ٧٦
٤-٦-١-١- دو ثانیه اول سیگنال ٧٦
٤-٦-١-٢- چهار ثانیه اول سیگنال ٧٧
٤-٦-١-٣- شش ثانیه اول سیگنال ٧٨
٤-٦-١-٤- کل سیگنال ٧٩
٤-٦-٢- پردازش در حوزه زمان-فرکانس ٧٩
٤-٦-٢-١- دو ثانیه اول سیگنال ٨٠
٤-٦-٢-٢- چهار ثانیه اول سیگنال ٨١
٤-٦-٢-٣- شش ثانیه اول سیگنال ٨١
٤-٦-٢-٤- کل سیگنال ٨٢
٤-٦-٣- پردازش در حوزه زمان ٨٣
٤-٦-٣-١- دو ثانیه اول سیگنال ٨٤
٤-٦-٣-٢- چهار ثانیه اول سیگنال ٨٤
٤-٦-٣-٣- شش ثانیه اول سیگنال ٨٥
٤-٦-٣-٤- کل سیگنال ٨٦
٤-٧- خلاصه فصل ٨٧
فصل پنجم ٨٨
مراجع ٩٤

فهرست شکل‌ها

شکل ۱-۱- نمودار پیشنهادی اطلاعات فرکانسی سیگنال EEG ثبت شده حین انجام فعالیت ذهنی برحسب زمان ..٤
شکل ۱-۲- مراحل مختلف سیستم بازشناخت الگوی سیگنالEEG.....٥
شکل ۱-۳- مثالی از محتویات فرکانسی سه سیگنال مختلف ٧
شکل ۲-۱- نمونه‌ای از سیگنال EEG ثبت شده در سال ۱۹۲۹ توسط هانس برگر ۱۱
شکل ۲-۲- نحوه اثر پتانسیل‌های پیش سیناپسی در پتانسیل پس سیناپسی (شکل A) و چگونگی جابجایی یونی آن (شکل B).....۱۳
شکل ۲-۳- نمایی از قسمت‌های مختلف قشرمغزی و اعمال منتسب به آنها.....۱۷
شکل ۲-۴- ریتم های فرکانسی سیگنال EEG ۲۰
شکل ۲-۵- الکترودگذاری سیستم ۲۰-۱۰ .....۲۱
شکل۲-۶- مرحله اول نصب الکترودها با استاندارد ۲۰-۱۰ .....۲۲
شکل۲-۷- مرحله دوم نصب الکترودها با استاندارد ۲۰-۱۰ .....۲۲
شکل ۲-۸- مرحله سوم نصب الکترودها با استاندارد ۲۰-۱۰ .....۲۳
شکل ۲-۹- یک نمونه الکترود گذاری تعمیم یافته سیستم ۲۰-۱۰ با تفکیک فضایی بیشتر ۲٤
شکل ۲-۱۰- ثبت دوقطبی سیگنال مغزی.....۲٤
شکل ۲-۱۱- ثبت با ولتاژ مرجع یکسان(تک قطبی) ۲٥
شکل ۲-۱۲- سیگنال EEG در مراحل مختلف خواب ۲۸
شکل ۳-۱- مراحل مختلف کار در این پایان نامه.....۳۲
شکل ۳-۲- نمونه‌ای از سیگنال EEG و EOG ثبت شده بهمراه آن ۳٤
شکل ۳-۳- دیدگاه تفکیک پذیری چند سطحی در بسط بوسیله موجک ٤۲
شکل ۳-۴- قسمت بالا مقایسه بسط زمان ـ فرکانس با بهره گیری از تبدیل ویولت (راست) و تبدیل فوریه (چپ) و قسمت پایین توابع ویولت با دو پارامتر باز و بسته بودن و انتقال سیگنال اصلی را توصیف می کند.....٤۷
شکل ۳-۵- جداسازی هر کلاس از سایرین با یک خط ٥۱
شکل ۳-۶- جداسازی هر کلاس از مکملش.....٥۲
شکل ۳-۷- جداسازی دو به دوی کلاس‌ها ٥۲
شکل ۳-۸- شمای یک شبکه عصبی MLP.....٥٤
شکل ۴-۱- نمونه‌ای از اشکال بکار گرفته شده در ثبت‌های مربوط به کلاس چرخش ٦۰
شکل ۴-۲- تجزیه ویولت.....٦۰
شکل ۴-۳- سیگنال EEG ساختگی ٦۲

شکل ۴-۴- نمونه‌ای از سیگنال ساخته شده (الف) با فعالیت ۱۰ هرتز جمع شونده در ابتدای سیگنال (ب) با فعالیت ۱۰ هرتز جمع شونده در میانه سیگنال (ج) با فعالیت ۱۰ هرتز جمع شونده در انتهای سیگنال ٦٤
شکل ۴-۵- همپوشانی در پنجره گذاری ٦٥
شکل ۴-۶- نمونه‌ای از آنتروپی رسم شده برای ثبت EEG در پنجره‌گذاری چهار ثانیه‌ای..... ٦٨
شکل ۴-۷- توزیع اطلاعات در کانال‌های مختلف در پنجره‌های دو ثانیه‌ای..... ٦٩
شکل ۴-۸- توزیع اطلاعات روی فعالی‌ت‌های ذهنی مختلف در پنجره‌های دو ثانیه‌ای..... ٧٠
شکل ۴-۹- توزیع اطلاعات در کانال‌های مختلف در پنجره‌های چهار ثانیه‌ای..... ٧١
شکل ۴-۱۰- توزیع اطلاعات روی فعالیت‌های ذهنی مختلف در پنجره‌های چهار ثانیه‌ای..... ٧٣
شکل ۴-۱۱- توزیع اطلاعات در کانال‌های مختلف در پنجره‌های شش ثانیه‌ای ٧٤
شکل ۴-۱۲- توزیع اطلاعات روی فعالی‌ت‌های ذهنی مختلف در پنجره‌های شش ثانیه‌ای ٧٥
شکل ۴-۱۳- بردار ویژگی اطلاعات فرکانسی سیگنال برای m پنجره در n ثبت..... ٧٦
شکل ۴-۱۴- بردار ویژگی ضرایب AR..... ٨٣
شکل ۵-۱- توزیع اطلاعات روی کانال‌های ثبت سیگنال. هر رنگ نشاندهنده یک پنجره چهار ثانیه‌ای است ٩١
شکل ۵-۲- درصد نسبی طبقه‌بندی برای پنجره‌های زمانی مورد بررسی..... ٩٢

فهرست جدول‌ها

جدول ۴-۱- توزیع فعالیت روی کانالهای مختلف در هر فعالیت ذهنی در پنجره‌های دو ثانیه‌ای ٦٦
جدول ۴-۲- توزیع کلی فعالیت ذهنی روی کانال‌های مختلف در پنجره‌های دو ثانیه‌ای ٦٧
جدول ۴-۳- توزیع کلی فعالیت روی فعالیت‌های ذهنی مختلف در پنجره‌های دو ثانیه‌ای ٦٧
جدول ۴-۴- توزیع فعالیت روی کانالهای مختلف در هر فعالیت ذهنی در پنجره‌های چهار ثانیه‌ای ٦٨
جدول ۴-۵- توزیع کلی فعالیت ذهنی روی کانال‌های مختلف در پنجره‌های چهار ثانیه‌ای ٧٠
جدول ۴-۶- توزیع کلی فعالیت روی فعالیت‌های ذهنی مختلف در پنجره‌های چهار ثانیه‌ای ٧٠
جدول ۴-۷- توزیع فعالیت روی کانالهای مختلف در هر فعالیت ذهنی در پنجره‌های شش ثانیه‌ای ٧٢
جدول ۴-۸- توزیع کلی فعالیت ذهنی روی کانال‌های مختلف در پنجره‌های شش ثانیه‌ای ٧٣
جدول ۴-۹- توزیع کلی فعالیت روی فعالیت‌های ذهنی مختلف در پنجره‌های شش ثانیه‌ای ٧٤
جدول ۴-۱۰- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات فرکانسی روی دو ثانیه اول سیگنال ٧٧
جدول ۴-۱۱- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات فرکانسی روی دو ثانیه اول سیگنال ٧٧
جدول ۴-۱۲- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات فرکانسی روی چهار ثانیه اول سیگنال ٧٧
جدول ۴-۱۳- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات فرکانسی روی چهار ثانیه اول سیگنال ٧٨
جدول ۴-۱۴- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات فرکانسی روی شش ثانیه اول سیگنال ٧٨
جدول ۴-۱۵- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات فرکانسی روی شش ثانیه اول سیگنال ٧٨
جدول ۴-۱۶- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات فرکانسی روی کل سیگنال ٧٩
جدول ۴-۱۷- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات فرکانسی روی کل سیگنال ٧٩
جدول ۴-۱۸- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمان-فرکانس روی دو ثانیه اول سیگنال ٨٠
جدول ۴-۱۹- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمان-فرکانس روی دو ثانیه اول سیگنال ٨٠
جدول ۴-۲۰- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمان-فرکانس روی چهار ثانیه اول سیگنال ٨١
جدول ۴-۲۱- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمان-فرکانس روی چهار ثانیه اول سیگنال .. ٨١
جدول ۴-۲۲- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمان-فرکانس روی شش ثانیه اول سیگنال ٨٢
جدول ۴-۲۳- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمان-فرکانس روی شش ثانیه اول سیگنال .. ٨٢
جدول ۴-۲۴- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمان-فرکانس روی کل سیگنال ٨٢
جدول ۴-۲۵- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمان-فرکانس روی کل سیگنال ٨٣
جدول ۴-۲۶- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمانی روی دو ثانیه اول سیگنال ٨٤
جدول ۴-۲۷- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمانی روی دو ثانیه اول سیگنال ٨٤
جدول ۴-۲۸- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمانی روی چهار ثانیه اول سیگنال ٨٥

جدول ۴-۲۹- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمانی روی چهار ثانیه اول سیگنال ۸۵
جدول ۴-۳۰- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمانی روی شش ثانیه اول سیگنال ۸۵
جدول ۴-۳۱- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمانی روی شش ثانیه اول سیگنال ۸۶
جدول ۴-۳۲- نتایج طبقه‌بندی کننده خطی اطلاعات زمانی روی کل سیگنال ۸۷
جدول ۴-۳۳- نتایج طبقه‌بندی کننده شبکه عصبی مصنوعی اطلاعات زمانی روی کل سیگنال ۸۷

فهرست علائم و اختصارات

ADHD	attention deficite hyperactivity disorder
AR	auto regressive
ARMA	auto regressive moving average
BCI	brain computer interface
BIS	cross validation
EEG	Electroencephalogram
EOG	Electrooculogram
EP	Evoked potential
EPSP	Excitatory Post Synaptic Potential
ERP	event related potentials
FFT	fast fourier transform
fMRI	Functional magnetic resonance imaging
GSR	Galvanic Skin Response(or Resistance)
HRV	Heart Rate Variability
IPSP	Inhibitory Post Synaptic Potential
MEG	Magneto Encephalography
MLP	Multi-layer perceptron
MRI	Magnetic resonance imaging
PET	Positron Emission Tomography
SPECT	Single Photon Emission Computerized Tomography
STFT	Short time fourier transform
SVM	Support vector machine

فصل نخست

معرفی مساله و چشم انداز کلی

۱-۱- معرفی و شرح مساله

امروزه توجه زیادی معطوف یافتن کانال‌های ارتباطی جدید بین انسان و محیط اطراف به جای ماهیچه‌ها و سیستم عصبی شده است. یکی از این کانال‌های ارتباطی جدید، سیستم ارتباط مغز-کامپیوتر[1] می‌باشد که از کاربردهای اصلی آن کمک به انسان‌هایی است که از ناتوانی شدید فیزیکی رنج می‌برند ولی مغزشان بطور طبیعی فعال است [۱]. این سیستم سعی در فراهم آوردن راه‌هایی برای ارتباط شخص با دنیای خارج از طریق کد کردن حالت‌های ذهنی او و تحلیل آنها توسط کامپیوتر دارد [۲] و [۳].

سیستم‌های ارتباط مغز-کامپیوتر فعالیت مغز را به روش‌های مختلفی به تصویر می‌کشند. اکثر این سیستم‌ها از سیگنال الکتروآنسفالوگرام[2] استفاده می‌کنند که منشأ آن فعالیت همزمان هزاران نورون کورتکس مغز است. ثبت غیرتهاجمی این سیگنال روشی ساده برای نمایش و بررسی فعالیت الکتریکی مغز است ولی در مورد فعالیت تک تک نورون‌ها اطلاعاتی در اختیار کاربر قرار نمی‌دهد.

غیر از فعالیت الکتریکی، فعالیت مغناطیسی و متابولیکی نورون‌ها هم تولید سیگنال‌هایی می‌کنند که می‌توان از آنها بعنوان کانال ارتباطی در سیستم ارتباط مغز-کامپیوتر استفاده نمود. میدان‌های مغناطیسی مغز را می‌توان توسط سیگنال مگنتوآنسفالوگرام[3] ثبت نمود درحالیکه فعالیت متابولیکی مغز که بازتاب تغییرات میزان جریان خون در مغز است از طریق روشهای PET[4]، fMRI[5] و تصویربرداری اپتیکی قابل ثبت و مشاهده هستند. از آنجا که این تکنیک‌ها نیاز به تجهیزات خاص داشته و عمدتاً تأخیر زیادی

[1] Brain-Computer Interface (BCI)
[2] Electroencephalogram (EEG)
[3] Magnetoencephalogram (MEG)
[4] Positron Emission Tomography (PET)
[5] Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI)

در اندازه‌گیری و ثبت سیگنال‌ها دارند، در سیستم‌های ارتباط مغز-کامپیوتر کمتر مورد استفاده واقع می‌شوند [۴]. با توجه به دلایل فوق و با درنظرگرفتن اهمیت سرعت پردازش اطلاعات در سیستم‌های BCI ، در این پروژه سیگنال EEG مبنای تحلیل‌های آتی قرار داده شده است.

سیگنال EEG را می توان بازتاب فعالیت مجموعه‌ای از مولدهای نوسان در فرکانس‌های مختلف دانست که به روش خیلی پیچیده‌ای عمل می‌کنند. این سیگنال در حالت‌های مختلف مغزی از جمله حملات صرع، انجام یا تصور انجام حرکات بدنی و ... الگوهای خاصی از خود نشان می‌دهد که می‌توان از این الگوها برای انجام تشخیص کلینیکی و یا ایجاد ارتباط شخص با کامپیوتر استفاده کرد.

روش‌های متعددی برای استخراج این الگوها قبلاً ارائه شده است که از جمله آنها می‌توان به استفاده از مشخصه‌های تعریف شده در حوزه فرکانس (که معمولاً با استفاده از تبدیل فوریه حاصل می‌شوند)، استفاده از ضرایب مدل‌های AR و ARMA گسترش داده شده برای سیگنال‌های EEG، استفاده از مشخصه‌های حوزه زمان-فرکانس (که بعنوان مثال با استفاده از تبدیل فوریه زمان-کوتاه[1] و یا تبدیل موجک[2] بدست می آیند) اشاره کرد [۱۳- ۵].

در این راستا، اشکال روش‌های حوزه فرکانس مانند تبدیل فوریه علیرغم رزولوشن خوب در حوزه فرکانس از بین رفتن اطلاعات در حوزه زمان می‌باشد. بنابراین تعیین زمان وقوع الگوها در حوزه زمان عملی نخواهد بود. از طرف دیگر روش‌های مبتنی بر مدل‌های AR و ARMA نیز که سیگنال EEG را در حوزه زمان مدل می‌کنند، به دلیل محدود بودن تعداد پارامترها معمولاً از رزولوشن طیفی خوبی برخوردار نیستند.

تکنیک STFT که از روش‌های حوزه زمان-فرکانس محسوب می‌شود و برای بر طرف نمودن مشکل روش‌های حوزه فرکانس پیشنهاد شده به دلیل انتخاب طول پنجره ثابت دارای رزولوشن ثابتی در هر دو حوزه زمان و فرکانس است. بنابراین با زیاد کردن طول پنجره زمانی رزولوشن فرکانسی بهتر شده اما رزولوشن زمانی کاهش می‌یابد و بالعکس. درنتیجه از معایب این روش رزولوشن محدود در هر دو حوزه زمان و فرکانس می‌باشد.

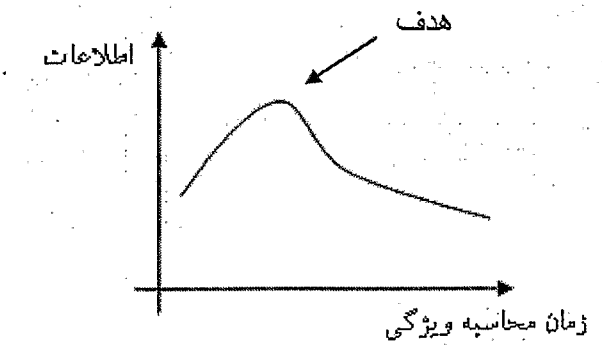
تبدیل موجک مشکل رزولوشن ثابت را با تغییر طول پنجره زمانی مرتفع نموده و قادر است ساختارهای گذرایی از سیگنال را که الگوهای مورد نظر ما را نیز دارا هستند استخراج نماید. بنابراین

[1] Short Time Fourier Transform (STFT)
[2] Wavelet Transform

تبدیل موجک به دلیل توانایی تفکیک مؤلفه‌های فرکانسی و همچنین تعیین زمان وقوع آنها یکی از مناسبترین ابزارهای پردازش سیگنال‌های EEG و استخراج الگوهای حاصل از تحریک‌های ذهنی از آنها محسوب می‌شود.

یکی از مسائلی که هنگام ثبت سیگنال‌های EEG از افراد مختلف وجود دارد طولانی شدن زمان ثبت برای دستیابی به اطلاعات کافی جهت استخراج الگوهای ذهنی است. به عبارتی دیگر از آنجا که زمان وقوع اطلاعات ناشی از تحریک ذهنی در سیگنال EEG برای افراد مختلف متفاوت بوده و بطور دقیق نیز مشخص نیست معمولاً نیاز به ثبت‌های طولانی مدت - حدود چندین ده ثانیه- پس از هر تحریک ذهنی وجود دارد. بنابراین اگر بتوانیم میزان اطلاعات موجود در ثبت EEG را بر حسب زمان محاسبه ویژگی محاسبه کنیم (مطابق شکل ۱-۱) آنگاه با تعیین محل بیشینه شدن اطلاعات و پردازش فقط بخشی از سیگنال EEG در حول نقطه اکسترمم، انتظار می‌رود که بتوانیم با دقت بیشتر و نتایج نسبتاً مشابه‌تری در مورد افراد مختلف به تفکیک حالت‌های مختلف ذهنی برسیم. بدین ترتیب علاوه بر Robust تر شدن به افزایش سرعت سیستم‌های BCI نیز کمک خواهد شد.

طبق مطالعات بعمل آمده این موضوع در هیچیک از مقالات ارائه شده قبلی مورد بررسی واقع نشده و بهمین دلیل هدف این پروژه تحقیقاتی امکان تعیین زمان بیشینه شدن اطلاعات در سیگنال‌های EEG حاصل از فعالیت‌های ذهنی برای افراد مختلف است.



شکل ۱-۱- نمودار پیشنهادی اطلاعات فرکانسی سیگنال EEG ثبت شده حین انجام فعالیت ذهنی برحسب زمان