به نام خدا

دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده برق و کامپیوتر

بهبود روش های آشکارسازی مولفه ی P300 با استفاده از الگوریتم آنالیز مولفه های مستقل

پایان‌نامه کارشناسی ارشد مهندسی برق- مخابرات

ندا حقیقت پناه

اساتید راهنما

دکتر رسول امیرفتاحی

دکتر بهزاد نظری

استاد مشاور

دکتر وحید ابوطالبی

۱۳۹۱

دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده برق و کامپیوتر

بهبود روش های آشکارسازی مولفه ی P300 با استفاده از الگوریتم آنالیز مولفه های مستقل

پایان‌نامه کارشناسی ارشد مهندسی برق- مخابرات

ندا حقیقت پناه

اساتید راهنما

دکتر رسول امیرفتاحی

دکتر بهزاد نظری

استاد مشاور

دکتر وحید ابوطالبی

۱۳۹۱

دانشگاه صنعتی اصفهان

دانشکده برق و کامپیوتر

پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد رشته‌ی مهندسی برق – مخابرات ندا حقیقت پناه

تحت عنوان

بهبود روش های آشکارسازی مولفه ی P300 با استفاده از الگوریتم آنالیز مولفه های مستقل

در تاریخ ۱۳۹۱/۱۱/۳ توسط کمیته‌ی تخصصی زیر مورد بررسی و تصویب نهایی قرار گرفت.

۱- اساتید راهنمای پایان‌نامه	دکتر رسول امیرفتاحی – دکتر بهزاد نظری
۲- استاد مشاور پایان‌نامه	دکتر وحید ابوطالبی
۳- سرپرست تحصیلات تکمیلی	دکتر مسعود عمومی

تقدیم به:

پدر و مادر عزیزم

و

همسر خوب و مهربانم

...

سپاس خدای را عز و جل که طاعتش موجب قربت است
و به شکر اندرش مزید نعمت

بر خود لازم می دانم از راهنمایی های ارزشمند جناب آقای دکتر امیرفتاحی و دکتر بهزاد نظری و همچنین زحمات بی شائبه ی جناب آقای دکتر ابوطالبی در انجام پروژه و تدوین پایان نامه قدردانی نمایم. بی شک بدون همکاری و راهنمایی های ارزشمند ایشان به پایان رساندن این پژوهش ممکن نبود.

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

فهرست مطالب ..... نه

چکیده ۱

فصل اول : مقدمه

۱-۱ ساختار پایان نامه ۳

فصل دوم : فیزیولوژی مغز

۲-۱ سیگنال های مغزی و ویژگی های آن ۵

۲-۲ ثبت سیگنال های مغزی ۷

۲-۳ پتانسیل های وابسته به رخداد ۹

۲-۳-۱ تاخیرودامنه P300 ..... ۱۱

۲-۳-۲ منشا P300 ..... ۱۲

۲-۴ الگوی oddball برای استخراج P300 ..... ۱۲

۲-۵ کاربردهای P300 ..... ۱۲

۲-۶ نتیجه گیری ۱۴

فصل سوم : سیستم های واسط مغز و رایانه (Brain Computer Interface) ۱۵

۳-۱ تاریخچه علم BCI ۱۶

۳-۲ انواع سیستم های مبتنی بر BCI ۱۷

۳-۲-۱ انواع الگوهای مغزی ۱۷

۳-۳ مراحل اصلی پیاده سازی BCI ۱۸

۳-۴ پیش پردازش ۱۹

۳-۵ روش های رایج حذف نویز ۲۰

۳-۵-۱ جلوگیری از به وجود آمدن نویز ۲۰

۳-۵-۲ حذف قسمت های حاوی آرتیفکت با استفاده از آستانه گذاری ۲۰

۳-۵-۳ فیلتراسیون ۲۰

۳-۵-۴ استفاده از فیلترها ۲۰

۳-۶ جداسازی منابع ۲۲

۳-۷ آنالیز مولفه های اصلی ۲۲

۳-۸ آنالیز مولفه های مستقل ۲۴

۳-۸-۱ حذف کامل ۲۴

۳-۸-۲ نویززدایی ویولت با آستانه گذاری ثابت عمومی ۲۵

۳-۹ استخراج ویژگی و طبقه بندی ۲۶

۳-۱۰ مروری بر کارهای گذشته در زمینه داده های مبتنی بر P300-speller ۲۷
۳-۱۱ ویژگی های شکلی- زمانی ۳۱
۳-۱۲ ویژگی های فرکانسی ۳۳
۳-۱۳ ویژگی های ویولت ۳۴
۳-۱۴ ویژگی ضرایب تجزیه مودهای طبیعی (EMD) ۳۵
۳-۱۵ ویژگی های مربوط به آنالیز مولفه های مستقل (ICA) ۳۵
۳-۱۶ نتیجه گیری ۳۵
فصل چهارم : ابزارهای پردازشی به کار رفته
۴-۱ تعریف ریاضی الگوریتم آنالیز مولفه های مستقل (ICA) ۳۸
۴-۲ ابهامات موجود در ICA ۴۰
۴-۳ تعریف استقلال ۴۳
۴-۴ ناهمبستگی ۴۳
۴-۵ آنالیز مولفه های اصلی ۴۴
۴-۶ سفید کردن ۴۵
۴-۷ اصول تخمین مولفه های مستقل ۴۵
۴-۷-۱ کورتوزیس ۴۶
۴-۷-۲ آنتروپی تفاضلی (نگنتروپی) ۴۷
۴-۷-۳ کمینه کردن اطلاعات متقابل ۴۸
۴-۷-۴ تخمین بیشینه همانندی ۴۹
۴-۷-۵ بیشینه کردن اطلاعات (Infomax) ۴۹
۴-۸ پیش پردازش های لازم برای ICA ۴۹
۴-۸-۱ متمرکزسازی سیگنال ۴۹
۴-۸-۲ سفید سازی ۵۰
۴-۹ بررسی چند روش مرسوم در تخمین مولفه های مستقل ۵۰
۴-۹-۱ FastICA ۵۰
۴-۹-۲ Infomax ۵۱
۴-۹-۳ الگوریتم Infomax بهبود یافته ۵۳
۴-۹-۴ الگوریتم Infomax توسعه یافته ۵۳
۴-۹-۵ قطری سازی همزمان ماتریس کوواریانس ۵۴
۴-۱۰ Empirical Mode Decomposition (EMD) ۵۵
۴-۱۱ نتیجه گیری ۵۸
فصل پنجم : روش نویز زدایی پیشنهادی
۵-۱ نویز زدایی با استفاده از الگوریتم آنالیز مولفه های مستقل و نرم افزار EEGLAB ۶۲
۵-۱-۱ سفید کردن داده ها ۶۲

۵-۱-۲ آنالیز مولفه های مستقل ۶۳
۵-۱-۳ ارزیابی مولفه های مستقل ۶۳
۵-۲ حذف آرتیفکت چشمی با استفاده از الگوریتم آنالیز مولفه های مستقل و نویز زدایی ویولت ۶۸
۵-۳ نتیجه گیری ۷۵
فصل ششم : بررسی روش های آشکارسازی پیشنهادی
۶-۱ روش آشکارسازی پایه ۷۷
۶-۱-۱ سفید کردن داده ها ۷۸
۶-۱-۲ آنالیز مولفه های مستقل ۷۸
۶-۱-۳ Feature & ICA mapping ۸۰
۶-۱-۴ محاسبه ی همبستگی ۸۱
۶-۲ بهبود روش آشکارسازی معرفی شده ۸۲
۶-۲-۱ استخراج ویژگی ۸۲
۶-۲-۲ طبقه بندی ۸۳
۶-۳ استفاده از الگوریتم های نویز زدایی پیشنهادی به عنوان مرحله ی اول الگوریتم آشکارسازی ۸۳
۶-۴ بهبود الگوریتم آنالیز مولفه های مستقل ۸۶
۶-۴-۱ Single Channel ICA (SCICA) ۸۷
۶-۴-۲ Wavelet ICA (WICA) ۸۸
۶-۴-۳ EMD-ICA ۸۸
۶-۵ روش آشکارسازی پیشنهادی برای سیگنال ثبت شده در حالت تک ثبت و تک کانال ۸۹
۶-۶ بررسی امکان اجرای الگوریتم آشکارسازی در حالت تک کانال ۹۳
۶-۷ نتیجه گیری ۹۴
فصل هفتم : نتیجه‌گیری
۷-۱ جمع بندی کلی نتایج ۹۶
۷-۲ پیشنهادات ۹۷
مراجع ۹۹

چکیده

فعالیت های شناختی بخشی از فعالیت های مغزی هستند که در طی آن می توان حالات مختلف مغز را شناسایی و آشکارسازی نمود. یکی از روش های بسیار متداول در ثبت سیگنال های مغزی، ثبت پیوسته ی پتانسیل های مغزی یا EEG نام دارد. یکی از انواع سیگنال های مغزی، پتانسیل های وابسته به رخداد نام دارند. این سیگنال ها در شرایطی اعمال تحریک به فرد یا وقوع یک رخداد در سیگنال های مغزی ظاهر می شوند. با توجه به ارتباط تنگانگی که بین این مولفه و فعالیت های شناختی مغز وجود دارد، می توان از این مولفه در بسیاری از سیستم های واسطه مغز و رایانه یا دروغ سنجی استفاده نمود. در این پایان نامه، هدف توسعه روش های پردازش سیگنال جهت آشکارسازی مولفه ی P300 است و در آن سعی شده است دو مورد از مشکلات اساسی این سیستم ها تا حد امکان بر طرف گردد. در بسیاری از تحقیقاتی که در گذشته انجام شده است، به منظور دست یافتن به دقت مناسب از چندین تکرار آزمایش استفاده شده است، این موضوع باعث می شود که فرد مورد آزمایش خسته شود و احتمال بروز خطا افزایش می یابد. علاوه بر این به شدت باعث کاهش سرعت انتقال اطلاعات می شود. در این پایان نامه به منظور برطرف شدن این مشکل، آشکارسازی مولفه ی P300 به صورت تک ثبت در نظر گرفته شده است. یکی دیگر از عیوبی که کاربرد سیستم های واسط مغز و رایانه را محدود می سازد، نیاز به تعداد زیادی کانال ثبت سیگنال به منظور داشتن یک سیستم با قابلیت اطمینان بالا است. در این پایان نامه، با استفاده از روش های پردازشی جدید تعداد کانال ها کاهش داده شده است در حالی که سعی شده دقت هم چنان قابل قبول باقی بماند.

کلمات کلیدی: ۱- سیستم های واسط مغز و رایانه ۲- آنالیز مولفه های مستقل ۳- تجزیه ی مودهای طبیعی

فصل اول
مقدمه

امروزه بررسی و تحلیل فعالیت های شناختی مغز و استفاده از آن ها در مهندسی پزشکی بسیار مورد توجه قرار گرفته است. منظور از فعالیت های شناختی مغز، الگوهایی هستندکه در سیگنال های مغزی فرد در هنگام انجام اعمالی نظیر فکر کردن، تمرکز و غیره پدیدار می شود و با توجه به پایداری این الگوها در سیگنال های مغزی از آن ها برای کمک رسانی به بیماران فلج، قطع نخاعی و افرادی که مشکلات حرکتی دارند، استفاده می شود. سیستم هایی که بر پایه ی این الگوها طراحی می شوند، سیستم های واسط مغز و رایانه[1] نام دارند.

BCI در ابتدا تنها مورد توجه پزشکان و روان شناسان قرار داشت اما با گذشت زماندر زمره ی جذاب ترین زمینه های تحقیق در علوم مهندسی زیست پزشکی نیز قرار گرفته است. همان طور که پیشتر نیز اشاره شد، یکی از مهم ترین کاربردهای سیستم های واسطه مغز و رایانه کمک به افراد ناتوان می باشد. این افراد در اثر حوادث مختلفی نظیر عوامل ژنتیکی، تصادف و یا بیماری قسمتی از توانایی های خود را از دست می دهند. در این گونه افراد، اگر مغز بیمار سالم باشد، می توان با استفاده از دنبال کردن الگوهایی که در هنگام تصور های حرکتی و یا تمرکز، بر روی سیگنال های مغزی سوار می شوند، امکان برقراری ارتباط با محیط اطراف و افراد مختلف را فراهم ساخت. به هر حال استفاده از این علم برای کمک به افراد معلول و ناتوان تنها یکی از اهداف سیستم های واسط مغز

[1] Brain Computer Interface (BCI)

و رایانه محسوب می شود. بسیاری از گروه های تحقیقاتی، با طراحی سیستم های BCI برای افراد سالم و یا استفاده از آن ها در بازی های جذاب رایانه ای سعی در گسترش کارایی این سیستم ها دارند.

یکی از انواع سیستم های واسط مغز و رایانه که در سال های اخیر مورد توجه قرار گرفته است، سیستم هایی است که در آن ها هدف، بررسی یک تحریک خاص در بین یک سری از تحریکات غیر معمول است. طبق تحقیقاتی که تا کنون به انجام رسیده است، در سیگنال مغزی فرد مورد آزمایش، در هنگام رویایی با یک تحریک غیرمعمول دربین مجموعه ای از تحریکات، الگوی خاصی پدیدار می شود که آن را P300 می نامند. با توجه به ارتباط تنگاتنگی که مابین بروز مولفه ی P300 و فعالیت های شناختی مغز وجود دارد، آزمایشات متعددی برای استخراج این مولفه طراحی شده است که به عنوان یکی از متداولترین آن ها می توان به P300 speller اشاره نمود که برای اولین بار توسط Donchin و Farwell معرفی شده است [۱].

۱-۱ ساختار پایان نامه

این پایان نامه در هفت بخش تنظیم شده است که در طی آن ها پس از ارائه توضیحات مختصری در خصوص فیزیولوژی مغز و معرفی سیستم های واسط مغز و رایانه، به معرفی و بررسی کارهای پیشین و ابزار های اصلی به کار رفته در این پایان نامه پرداخته شده است. سپس روش های جدیدی که به منظور کاهش مشکلات متداول در سیستم های واسط مغز و رایانه مبتنی بر سیگنال P300 پیشنهاد شده اند، معرفی خواهند شد. در نهایت نیز نتایج حاصل از پیاده سازی روش های پیشنهادی نشان داده خواهند شد.

به این ترتیب در فصل اول این پایان نامه به معرفی سیگنال های مغزی، پتانسیل های وابسته به رخداد و به طور خاص به بررسی سیگنال P300 پرداخته خواهد شد.

در فصل دوم سیستم های واسط مغز و رایانه معرفی و اشاره مختصری به انواع آن ها و هم چنین قسمت های مختلف پردازشی لازم در طراحی این سیستم ها خواهد شد. در انتهای این فصل، مروری بر کارهای گذشته در زمینه آشکارسازی سیگنال P300 و نویززدایی آن ها که یکی از مراحل موثر در آشکارسازی محسوب می شود، انجام می شود.

فصل چهارم این پایان نامه به توضیح مبانی روش های پایه ای به کار رفته در بخش های استخراج ویژگی، طبقه بندی که در مراحل نویززدایی و آشکارسازی کاربرد دارند، پرداخته می شود.

در فصل پنجم الگوریتم های پیشنهاد شده برای نویززدایی و افزایش کارایی سیستم های واسط مغز ورایانه مورد بررسی قرار خواهند گرفت و نتایج حاصله با استفاده از معیار های مختلف از جمله بهبود کارایی الگوریتم آشکارسازی نشان داده خواهند شد.

در فصل ششم این پایان نامه نیز به معرفی روش های آشکارسازی پیشنهادی پرداخته می شود. در این فصل سعی شده است با استفاده از تکنیک های جدید پردازش سیگنال، سرعت الگوریتم افزایش و تعداد کانال های مورد نیاز برای داشتن اطلاعات کافی و به دست آوردن نتایج قابل اطمینان کاهش می یابد.

در نهایت در فصل هفتم این پایان نامه به نتیجه گیری کلی و مقایسه آن ها با روش های دیگر پرداخته خواهد شد. هم چنین در پایان این فصل پیشنهاداتی برای ادامه کار ارائه خواهد شد.

فصل دوم
فیزیولوژی مغز

امروزه تجزیه و تحلیل فعالیت های شناختی مغز، توجه بسیاری از محققین و دانشمندان را به خود جلب نموده است. تحلیل صحیح این سیگنال ها مبنای بسیاری از تشخیص های کلینیکی و ارتباط های موثر مغز با کامپیوتر قرار می گیرد. در بین سیگنال های مغزی که تا کنون شناخته شده اند، سیگنال P300 از اهمیت ویژه ای برخوردار است. این سیگنال در نتیجه ایجاد یک تحریک بینایی یا فیزیکی به صورت غیر ارادی در سیگنال های مغزی فرد پدیدار می شود. در این فصل به معرفی و بررسی ویژگی های این سیگنال و جایگاه آن در بین سیگنال های مغزی خواهیم پرداخت.

۲-۱ سیگنال های مغزی و ویژگی های آن

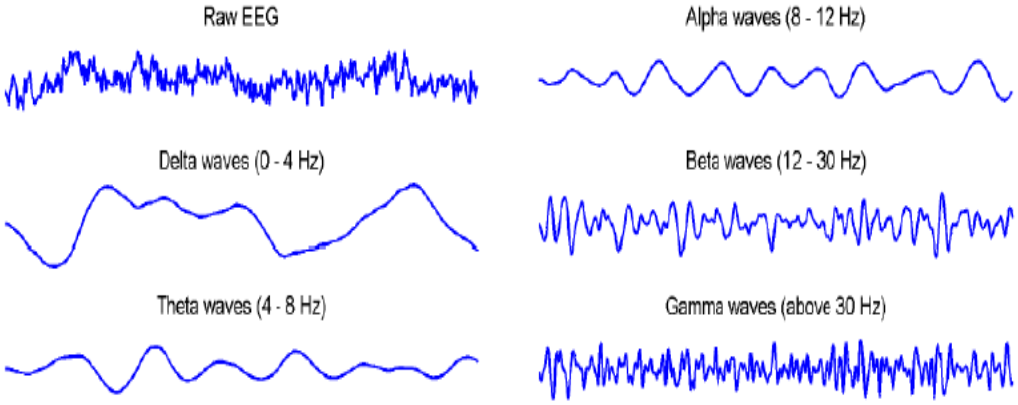
همه پیام های عصبی به کمک فعالیت سلولهای عصبی (نرون ها) و ارتباط آنها با یکدیگر در سراسر بدن انتقال می یابند. سیگنالهای الکتریکی ایجادشده در سلولهای مغز در تمام سرگسترش می یابند و با قراردادن الکترود بر روی پوست سر می توان آن ها را اندازه گیری نمود. سیگنالهای الکتریکی مغز یا الکتروانسفالوگرام [1]) نخستین

[1] Electroencephalogram: EEG

بار در سال ۱۹۲۰ ، توسط دکتر هانس برگر شناخته شدند و از همان زمان در تشخیصهای پزشکی و پژوهش های تحقیقاتی مورد استفاده قرار گرفتند[۲].

EEG نمایی از فعالیت عصبی در مغز است و به منظور بررسی غیر تهاجمی سیگنال های مغزی وبسیاری از فرآیندهای تشخیصی به کار می رود. پزشکان بسیاری از اختلالات مغزی همچون صرع، آلزایمر، افسردگی وسرطان را نیز با استفاده از تجزیه و تحلیل این سیگنال ها تشخیص می دهند. هم چنین بسیاری از سیستم های مبتنی بر ارتباط مغز با رایانه[1] نیز بر این اساس بنا شده اند. البته به دلیل پیچیدگی و ضعیف بودن سیگنال مغزی در مقایسه با بسیاری از سیگنال های بیولوژیکی دیگر نظیر سیگنال های قلبی[2] ازریابی آن به صورت مستقیم و تنها با استفاده از داده های خام میسر نبوده و استخراج اطلاعات مفید از این سیگنال ها نیازمند ابزارهای پردازشی مناسب و قدرتمند می باشد.

برخی از سیگنال های مغزی که در شرایط خاصی ثبت شده اند، شکلی ریتمیک و شبیه پریودیک دارند که این امواج براساس محدوده ی فرکانسی نوساناتشان نام گذاری می شوند. هر یک از این محدوده های فرکانسی در شرایط خاص و در نقاط خاصی از سر فرد قابل ثبت هستند. شکل ۲-۱چهار محدوده ی فرکانسی مهم در سیگنال های ریتمیک مغزی را به همراه مشخصات آن ها نمایش می دهد که در ادامه به توضیح بیشتر آن می پردازیم.



شکل ۲-۱- محدوده های فرکانسی مهم سیگنال های مغزی[۳]

[1] Brain Computer Interface (BCI)
[2] Electrocardiogram (ECG)

- امواج آلفا فرکانسی در حد ۸ تا ۱۳ هرتز دارند. این امواج در همه افراد سالم در زمان هوشیاری پدیدار می شوند و شدت این سیگنال ها در نواحی پشت سر بیشتر از بقیه نواحی می باشد. در هنگام خواب این امواج از سیگنال های مغزی فرد ناپدید می شوند[۳].
- فرکانس امواج بتا معمولاً در رنج فرکانس ۱۴ تا ۳۰ می باشد[۳].
- امواج تتا فرکانسی در محدوده ۴ تا ۸ هرتز واقع شده اند و عمدتا در کودکان قابل مشاهده هستند[۳].
- امواج دلتا معمولا دارای محدوده فرکانسی پایین (کمتر از ۴ هرتز) هستند و در هنگامی که فرد در خواب عمیق باشد و یا در صورت بروز بیماری های جدی در سیگنال های مغزی فرد پدیدار می شود[۳].

۲-۲ ثبت سیگنال های مغزی

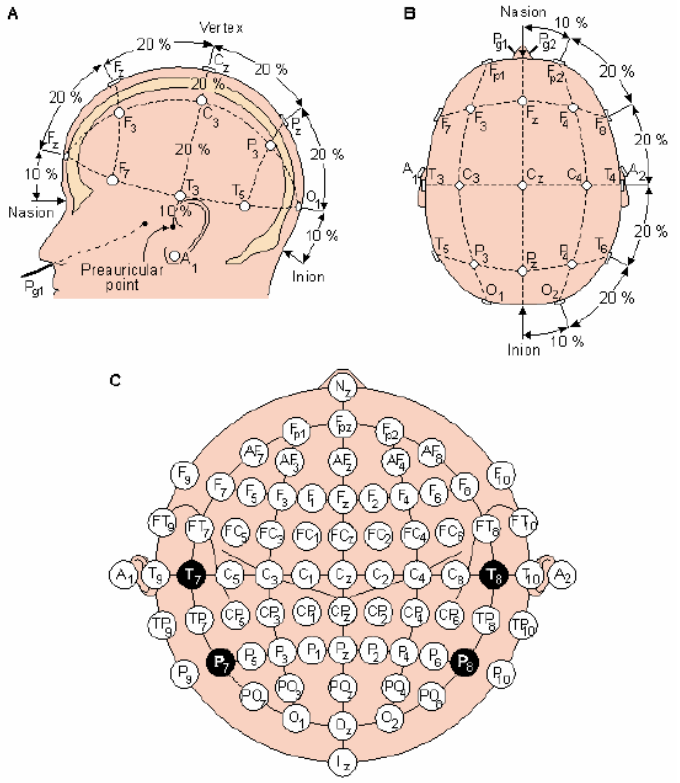
تا کنون روش های زیادی برای مطالعه ی مغز و تشخیص های غیر تهاجمی نظیر SPEC[۱], FMRI[۲] و MEG[۳] معرفی شده اند اما بسیاری از آن ها نیاز به وجود تجهیزات گران قیمت و کمیاب دارند و در نتیجه امکان ثبت سیگنال های مغزی از این روش در بسیاری از مراکز تحقیقاتی و بیمارستان ها وجود ندارد. در میان همه روش های معرفی شده، EEG علاوه بر غیر تهاجمی بودن، به تجهیزات به مراتب ساده تر و ارزان تری نیاز دارد و به همین دلیل بیشتر از روش های دیگر فراگیر شده است.

همان طور که بیان شد، سیگنالهای مغزی ثبت شده از پوست سر، حاوی اطلاعات فراوانی هستند و برای استفاده از این اطلاعات، علاوه بر انتخاب الکترودهای مناسب، باید موقعیت آن ها را به طور مناسب تنظیم کرد تا بتوانند تمامی نواحی مهم سر را پوشش دهند. در این روش معمولا از الکترودهای Ag-AgCl برای ثبت استفاده می کنند و برای تطبیق امپدانس از یک ژل مخصوص استفاده می کنند.

شکل ۲-۲- ثبت سیگنال های مغزی به روش EEG

[1] Single Photon Emission Computerized Tomography
[2] Functional Magnetic Resonance Imaging
[3] Magneto Encephalo Graph

با توجه به این که اندازه سر همه افراد یکسان نیست، استاندارد های زیادی برای قرار گیری صحیح الکترودها ارائه شده است. یکی از مشهورترین آن ها، استاندارد ۱۰-۲۰ می باشد که با توجه به اندازه ی قطرهای بزرگ و کوچک بیضوی سر، محل الکترودها را مشخص می کند. مکان قرار گیری الکترودها و نام گذاری آن ها در شکل ۲-۳ نشان داده شده است. مطابق این شکل سطح مغز به ۵ ناحیه ی (C)Central, (T)Temporal, (F)Frontal (O)Occipital,و (P)Parietal تقسیم می شود و تعدادی الکترود در محل های معینی از این پنج ناحیه قرار داده می شود که هر یک با اندیس خاصی مشخص می شود . در واقع دلیل نامگذاری این استاندارد تحت عنوان سیستم «۱۰- سیستم ۲۰ » آن است که تقسیم بندی های فوق و فواصل الکترودها از روی ۱۰ و ۲۰ درصد اندازه محیط دور سر افراد تعیین می شود [۵۵].بدین ترتیب، با توجه به اینکه فواصل الکترودها متناسب با خود شخص تعیین می شود، این استاندارد برای افراد مختلف و در سنین مختلف قابل استفاده است . در نامگذاری شمار ۀ الکترودها باید دقت کرد که اندیسهای زوج مربوط به الکترودهای نیم کر ۀ سمت راست مغز و اندیسهای فر د مربوط به نیم کر ۀ چپ هستند . زیرنویس Z هم مربوط به کانالهایی است که دقیقاً ا برروی مرز میان دو نیم کره مغز واقع شده اند. همچنین در این استاندارد معمولا دو الکترود با نامهای A1 و A2 بعنوان مرجع سنجش سایر پتانسیل ها به استخوان پشت گوشهای چپ و راست و یا به لالۀ دو گوش متصل می شوند.



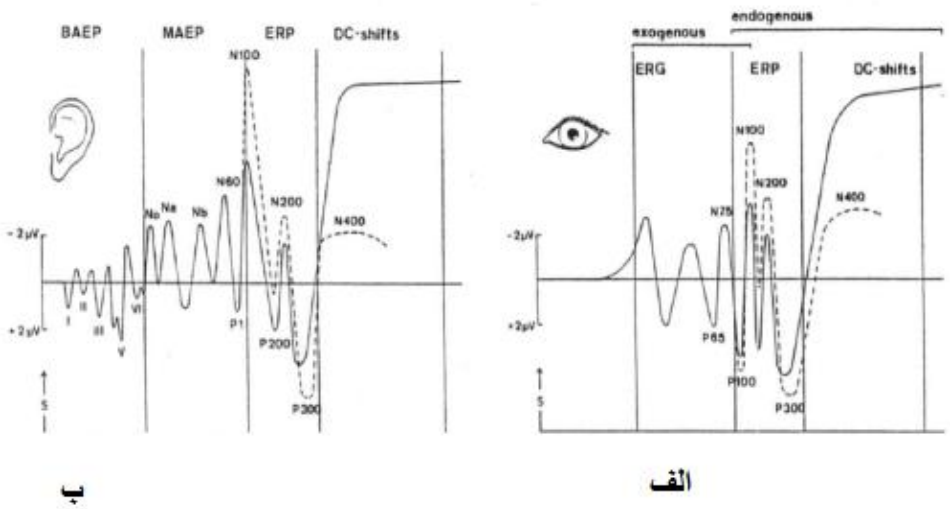
شکل ۲-۳- قرار گیری الکترودها بر طبق استاندارد ۱۰-۲۰

۲-۳ پتانسیل های وابسته به رخداد[1]

در سال ۱۸۷۷ به وجود سیگنال های مغزی که در اثر تحریک فرد و یا وقوع رخداد پدیدار می شوند، پی برده شد و به دلیل ماهیت رفتاری این سیگنال ها به نام وابسته به رخداد یا به اختصار ERP نام گذاری شدند. این سیگنال ها دارای دامنه بسیار ضعیف و در حد ۱/ ۰برابر سیگنال های مغزی معمولی هستند و در نتیجه دارای نسبت سیگنال به نویز[2] پایین هستند. در بسیاری از تحقیقات، برای غلبه بر این مشکل از میانگین گیری تعداد زیادی از این سیگنال ها استفاده شده است تا نویز تصادفی (سیگنال EEG زمینه) کاهش یابد و ERP قابل مشاهده باشد [۴]. ERP ها معمولا در اثر تحریکات حسی از طریق سیستم های بینایی و شنوایی می توانند ایجاد شوند و مغز انسان در پاسخ به این تحریکات پتانسیل های برانگیخته (EP) را ایجاد می کنند.

ERP ها به دو دسته تقسیم می شوند: ERP های برون زا[3] که مربوط به حس کردن تحریک می باشد و دسته ای دیگر از آن ها که درون زا[4] نام گذاری شده است و ناشی از فعالیت شناختی انجام شده روی تحریک است. این دسته از ERP ها دارای تاخیر بیشتری نسبت به ERP های دسته دوم هستند [۴].

شکل ۲-۴ دو نوع از ERP های معروف ناشی از تحریکات بینایی و شنوایی و مولفه های درون زا و برون زای آن ها را نمایش می دهد.



شکل ۲-۴- پتانسیل های وابسته به رخداد در اثر تحریک های بینایی و شنوایی- مولفه های ERPبراساس قوانین مختلفی نام گذاری می شوند که در معروفترین آن ها، قله های مثبت را با حرف لاتین P و قله های منفی را با حرف لاتین N نمایش می دهند. الف- سیگنال تحریک شده مربوط به تحریک بینایی ب- پتانسیل مربوط به تحریک شنوایی

[1] Event Related Potential (ERP)
[2] Signal to Noise Ratio (SNR)
[3] Endogenous
[4] Indigenous

میزان تاخیر وقوع مولفه مذکور از زمان تحریک نیز در کنار حروف آن نشان داده می شود. برای مثال مولفه ای که با نماد P300 نمایش داده می شود، در واقع پیک مثبتی است که در حدود ۳۰۰ میلی ثانیه پس از وقوع تحریک ایجاد می شود. تحقیقات نشان داده است در میان مولفه های به دست آمده از تجزیهERP ها، مولفه ی P300 از پایدارترین و قابل اعتماد ترین مولفه ها می باشد که ظاهرا نیز تفاوت چندانی بین P300 یک فرد سالم و یک فرد ناسالم وجود ندارد [۵]. این ویژگی، مولفه ی P300 را برای بسیاری از کاربرد های پزشکی و هم چنین درسیستم های رابط مغز و رایانه معروف ساخته است. علاوه بر P300 در ERP ها، مولفه های دیگری نیز وجود دارد که استخراج اطلاعات از آن ها می تواند دستیابی به اطلاعات با قابلیت اعتماد بالاتر را میسر سازد. در این بخش همه ی مولفه های مهم این سیگنال بررسی و به اختصار توضیح داده می شوند.

۱. N100

N100 یکی از اولین مولفه هایی هستند که در نتیجه تحریک بینایی حاصل می شود و در واقع یک قله ی منفی است که در حدود ۱۰۰ میلی ثانیه بعد از اعمال تحریک پدیدار می شود[۶]. این مولفه در هنگام بروز تحریک های شنوایی با دامنه قوی تر و تاخیر بیشتری در مقایسه با تحریکات بینایی ظاهر می شود. دامنه ی این مولفه پس گذشت مدت زمانی از تحریک به تدریج کاهش می یابد و در صورتی که تحریک جدیدی اعمال شود، دامنه آن دوباره افزایش می یابد.

۲. N200

این مولفه قله ای با پیک منفی است که در حدود ۲۰۰ میلی ثانیه بعد از وقوع تحریک برانگیخته می شود. این مولفه را در سه شرایط زیر می توان مشاهده نمود [۶]. N2a یا MMN، که نشانگر یک فرآیند تحریکی غیرفعال است. N2b، که نشان دهنده ی یک فرآیند تفکیک فعال است. N2c ، که یک فرآیند گروه بندی را نمایش می دهد. این مولفه در هنگام وقوع یک تحریک غیرمعمول در بین مجموعه ای از تحریک های مشابه ظاهر می شود. این مولفه در هنگام تحریک صوتی و در حالت عدم توجه فرد بیشترین بروز را دارد. MMN از بعضی از جنبه ها به N100 شبیه است اما نشان داده شده است که N200 آشکار ساز جامع تری است و در هنگام عدم تطبیق مجموعه ای از تحریکات خود را نشان می دهد.

N2b، دارای تاخیر بیشتری نسبت به N2a است و هنگامی ظاهر می شود که خواص فیزیکی تحریک وابسته به تکلیف[1] است. اغلب اوقات این مولفه ی منفی با یک پیک مثبت همراه است که P3a نام دارد. برخلاف مولفه N2a، این مولفه به پارامترهای فیزیکی تحریک وابسته نمی باشد بلکه به پارامترهایی که نشان گر میزان

[1] Task

دشواری کار هستند، وابسته است. هم چنین میزان تاخیر این مولفه به شدت به میزان سرعت عمل فرد مورد آزمایش بستگی دارد.

N2c، معمولا هنگامی ظاهر می شود تحریکات نامتجانس باید به دو گروه تقسیم شوند. برخلاف بقیه مولفه ها، N2c در نواحی پشت سری اتفاق می افتد [۶].

۳. N400

این مولفه یک پیک منفی است که در حدود ۴۰۰ میلی ثانیه نسبت به زمان تحریک ظاهر می شود و بیان گر ناسازگاری معنایی است. برای مثال پیدایش کلمات مناسب ولی با معنای غیر قابل انتظار در یک جمله دامنه ی این مولفه را افزایش می دهند. دامنه N400 با تکراری شدن کلمه مورد نظر کاهش می یابد. در واقع دامنه ی این مولفه رابطه ی معکوس با انتظار یک کلمه خاص در جمله دارد.

۴. P300

در بین مولفه های شناخته شده از سیگنال های مغزی، P300 از جایگاه خاصی برخوردار است. این مولفه در هنگام وقوع یک تحریک غیرمعمول در بین مجموعه ای از تحریکات معمولی ظاهر می گردد.

۲-۳-۱ تاخیرودامنه P300

P300 در واقع پیک مثبتی است که در حدود ۳۰۰ میلی ثانیه پس از اعمال تحریک اتفاق می افتد. البته سن، جنس و عوامل روانی نظیر تیزهوشی و شخصیت، بر دامنه و تاخیر این مولفه تاثیر گذار هستند. هم چنین هر چه فرد حافظه ی قویتری داشته باشد، این مولفه با دامنه بزرگتری ظاهر می شود. میزان تاخیر مولفه ی P300 به سرعت توابع ذهنی وابسته است برای مثال تاخیرهای کوتاهتر مربوط به کارایی های شناختی بالاتر است. در آزمون های نورسایکولوژیک از همبستگی قوی بین تاخیر این مولفه و قابلیت های شناختی برای ارزیابی توانمندی افراد در سرعت اختصاص دهی منابع توجه استفاده می شود [۷]. از مهم ترین عواملی که بر تاخیر P300 موثرند، عبارتند از:

- تاخیر P300 با رشد کودکان کاهش می یابد اما در افراد سالخورده، این تاخیر افزایش می یابد[۷].
- تاخیر مولفه با بالا رفتن سطح دیوانگی افزایش می یابد[۷].
- در افرادی که از مشروب و الکل استفاده می کنند، این تاخیر بیشتر است[۷].
- افراد چپ دست معمولا دارای دامنه P300 بزرگتری هستند[۷].
- دامنه ی این مولفه در خانم ها بیشتر از آقایان است[۷].