





دانشکده فنی و مهندسی

پایان نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی پزشکی - گرایش بیوالکترونیک

عنوان پایان نامه

به کارگیری روش CSP در استخراج ویژگی از سیگنال EEG جهت کاربرد در
سیستمهای BCI

استاد راهنما

دکتر محمد میکائیلی

نگارش

فاطمه جمالو

شهریور ۱۳۹۱

تقدیم به او

که خواهد آمد و...

تقدیر و تشکر

اکنون که با استعانت از ذات اقدس باری تعالی کار تهیه و تدوین این تحقیق به اتمام رسیده .
وظیفه خود می دانم از تمامی بزرگوارانی که در نگارش این رساله من را یاری دادند تشکر و
قدردانی نمایم.

بدین وسیله از راهنمایی های استاد راهنمای پروژه ، جناب آقای دکتر میکائیلی تشکر می نمایم.
و در پایان مراتب سپاس خود را به تمامی کسانی که به هر طریقی در این تحقیق من را یاری
نمودند ، تقدیم نموده و برای همه عزیزان توفیق روز افزون مسألت دارم.

چکیده

تعامل انسان- کامپیوتر^۱ وسیله ای برای ایجاد یک کانال ارتباطی است که مقاصد انسان را که در سیگنال های مغزی مانند EEG^۲ منعکس می شود، به فرمان های کنترلی تبدیل می کند. مؤلفه ای که در سیگنال EEG بیشتر از همه برای تمایز بین حالت های ذهنی به کار می رود، پتانسیل های وابسته به رخداد^۳ است که تغییرات در توان طیفی سیگنال های مربوط به فرآیندهای وابسته به حرکت را مورد بررسی قرار می دهد. تصور یا انجام حرکت منجر به یک تضعیف کوتاه مدت به نام آسنکرون شدن وابسته به رویداد^۴ در مؤلفه های EEG در باندهای α و β می شود. چنین تصور حرکتی که موجب تغییر در ریتم های مغزی ناحیه مربوط به حرکت می شود به عنوان وسیله ای برای ایجاد ارتباط در افراد با اختلالات شدید حرکتی معرفی شده است. با این دیدگاه که ریتم های ناحیه مربوط به حرکت از نواحی بسیار متمرکز در ناحیه قشری منشأ می گیرد، سیگنال همه الکترودها برای کلاس بندی اطلاعات یکسانی ندارند. نتیجتاً سیگنال الکترودهای مختلف باید به گونه ای وزن دهی شوند تا ارزششان برای کار کلاس بندی مشخص شود. روش الگوهای مکانی مشترک^۵ بر مبنای تجزیه سیگنال های خام EEG در دو کلاس به الگوهای مکانی است به گونه ای که تفاوت آنها را ماکزیمم کند. اعمال این الگوهای مکانی به سیگنالها، مجموعه ای از الکترودهای وزن دهی شده را فراهم می کند که مستقیماً از خود داده بدست آمده اند. اگرچه اعمال CSP به EEG فیلتر نشده و یا فیلتر شده اما با انتخاب باندهای فرکانسی ضعیف، صحت تشخیص ضعیفی را نتیجه می دهد.

در این تحقیق، به منظور یافتن باند فرکانسی حاوی بیشترین اطلاعات متمایزکننده در روش CSP در دو کلاس تصور حرکت، سیگنال های EEG با استفاده از فیلتر بانک به زیرباندهایی تجزیه شده و ماتریس وزن CSP در هرکدام از زیر باندها جداگانه استخراج شده است. سپس برطبق اطلاعات جداکننده بدست آمده از سیگنال های فیلترشده مکانی، دو زیرباند بهینه انتخاب شده و بعد از وزن دهی ویژگی ها در این دو زیرباند توسط روش DSLVQ^۶، با استفاده از کلاس بند SVM^۷ کلاس بندی شده اند. مقایسه نتایج بدست آمده از این روش با روش متداول CSP، حاکی از بهبود ۷/۸۶٪ در صحت کلاس بندی داده های تست می باشد.

کلمات کلیدی: EEG، تعامل انسان- کامپیوتر، فیلترهای مکانی، SVM، DSLVQ

¹ Brain- Computer Interface

² Electro Encephalo Gram

³ Event Related Potential

⁴ Event Related Desynchronization

⁵ Common Spatial Pattern

⁶ Distinction Sensitive Learning Vector Quantization

⁷ Support Vector Machine

فهرست مطالب

فصل اول : مقدمه	۱
۱-۱- بیان مسئله	۱
۱-۱- ضرورت انجام پایان نامه	۲
۲-۱- ساختار پایان نامه	۲
فصل دوم : مقدمه ای بر سیگنال های مغزی و ارتباط انسان - کامپیوتر	۴
۱-۲- الکتروانسفالوگرام (EEG)	۴
۱-۲-۱- تاریخچه الکتروانسفالوگرافی	۵
۲-۱-۲- منشأ سیگنال	۶
۳-۱-۲- ساختار مغز	۹
۴-۱-۲- بررسی پتانسیل های مغزی در حوزه فرکانس (ریتم های مغزی)	۱۰
۵-۱-۲- مکان الکترودهای ثبت EEG	۱۳
۲-۵- پتانسیل وابسته به رخداد	۱۳
۲-۵- ارتباط انسان - کامپیوتر	۱۴
۳-۱-۳- رابط مغز کامپیوتر برلین (BBCI)	۱۸
۴-۲- خلاصه فصل	۱۹
فصل سوم : استخراج و ارزیابی ویژگی ها و ساختار طبقه بندی کننده	۲۰
۱-۳- الگوریتم CSP و کاربرد آن در پردازش سیگنال های مغزی	۲۰
۱-۳-۱- روش الگوهای مکانی مشترک پراکنده (CSSP)	۲۹
۲-۱-۳- الگوهای مکانی مشترک زیرباند (SBCSP)	۳۲
۳-۱-۳- روش الگوهای مکانی مشترک با فیلتر بانک ثابت (FBCSP)	۳۵
۴-۱-۳- روش الگوهای مکانی مشترک با فیلتر بانک مجزا برای هر فرد (DFBCSP)	۳۹
۵-۱-۳- روش الگوهای مکانی مشترک مجزا با پنجره لغزان (SWDCSP)	۴۰
۲-۳- الگوریتم DSLVQ و کاربرد آن در وزن دهی ویژگی ها	۴۲
۱-۲-۳- کلاس بند نزدیکترین همسایه (NN)	۴۳
۲-۲-۳- کلاس بند LVQ	۴۴
۳-۲-۳- الگوریتم DSLVQ	۴۶
۳-۳- الگوریتم طبقه بندی ماشین بردار پشتیبان	۴۷
۱-۳-۳- ماشینهای بردار پشتیبان خطی	۴۸

۳-۳-۲- ماشینهای بردار پشتیبان غیر خطی ۵۰
۳-۴- خلاصه فصل ۵۰

فصل چهارم : نتایج و یافته ها ۵۲

۴-۱- معرفی دادگان ۵۲
۴-۲- پیش پردازش دادگان ۵۳
۴-۳- استخراج ویژگی توسط روش CSP ۵۴
۴-۴- انتخاب ویژگی توسط روش پیشنهادی در این تحقیق ۶۳
۴-۵- وزن دهی ویژگی های انتخاب شده توسط روش DSLVQ ۶۸
۴-۶- کلاس بندی ویژگی ها توسط روش ماشین بردار پشتیبان ۸۲
۴-۷- خلاصه فصل ۸۵

فصل پنجم : نتیجه گیری و پیشنهادات ۸۶

۵-۱- نتیجه گیری ۸۶
۵-۲- پیشنهادات ۸۸

مراجع ۸۹

فهرست اشکال

- شکل ۱: نحوه اثر پتانسیل‌های پیش‌سیناپسی در پتانسیل پس‌سیناپسی (شکل A) و چگونگی جابجایی یونی آن (شکل B) ۷
- شکل ۲: دو نما از قسمت‌های مختلف قشر مغزی و اعمال منتسب به آن‌ها ۱۰
- شکل ۳: محل قرارگیری الکترودها در استاندارد ۱۰-۲۰ ۱۳
- شکل ۴: بلوک دیاگرام یک سیستم BCI ۱۴
- شکل ۵: الف) تابع وزن استفاده شده برای وزندار کردن سیگنال (ب) دقت طبقه بندی سیگنال‌های EEG و EMG بر اساس فاصله آخرین لحظه سیگنال تا زمان انجام حرکت ۱۹
- شکل ۶: نحوه جداسازی داده های دو کلاس توسط روش CSP ۲۴
- شکل ۷: مهمترین (ردیف بالا) و دومین (ردیف پایین تر) الگوهای مکانی متداول برای تمایز بین حرکت انگشت دست چپ از انگشت دست راست ۲۵
- شکل ۸: بلوک دیاگرام روش CSP ۲۷
- شکل ۹: مقایسه ای از صحت کلاس بندی فیلترهای مکانی مختلف ۲۹
- شکل ۱۰: پاسخ های بزرگی فیلتر FIR برای مقادیر مختلف $\Phi(\tau)$. مینیمم ها نشان دهنده فرکانس هایی است که اطلاعات طیفی شان حذف می شود ۳۱
- شکل ۱۱: پاسخ بزرگی فیلترهای FIR برای مقادیر مختلف τ . با افزایش τ گویا باند فرکانسی به زیر باندهایی تقسیم می شود ۳۲
- شکل ۱۲: فلوچارت سیستم ۳۲
- شکل ۱۳: دیاگرام روش RBE ۳۴
- شکل ۱۴: دیاگرام روش متا-کلاس بند ۳۵
- شکل ۱۵: بلوک دیاگرام روش DFBCSP ۳۹
- شکل ۱۶: بلوک دیاگرام روش SWDCSP ۴۰
- شکل ۱۷: نحوه کلاس بندی نزدیکترین همسایه ۴۴
- شکل ۱۸: ماشین بردار پشتیبان در حالتی که داده‌ها جداپذیر خطی هستند (الف) و جداپذیر خطی نیستند (ب) ۵۰
- شکل ۱۹: پاسخ فرکانسی فیلترهای مورد استفاده در روش CSP و CSP دارای زیرباند ۵۴
- شکل ۲۰: واریانس داده های آموزش برای کانال های C3, C4 قبل از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها ۵۵
- شکل ۲۱: واریانس سطر اول و آخر داده های آموزش را بعد از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها ۵۵
- شکل ۲۲: واریانس داده های آموزش برای کانال های C3, C4 قبل از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها در ۶ زیرباند ۵۷
- شکل ۲۳: واریانس سطر اول و آخر داده های آموزش را بعد از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها در ۶ زیرباند برای فرد 'aa' ۵۸
- شکل ۲۴: واریانس سطر اول و آخر داده های آموزش را بعد از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها در ۶ زیرباند برای فرد 'al' ۵۹
- شکل ۲۵: واریانس سطر اول و آخر داده های آموزش را بعد از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها در ۶ زیرباند برای فرد 'av' ۶۰
- شکل ۲۶: واریانس سطر اول و آخر داده های آموزش را بعد از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها در ۶ زیرباند برای فرد 'aw' ۶۱
- شکل ۲۷: واریانس سطر اول و آخر داده های آموزش را بعد از اعمال ماتریس وزن CSP به آنها در ۶ زیرباند برای فرد 'ay' ۶۲

شکل ۴۵: بردارهای پشتیبان فرد 'av' با دواير سياه نشان داده شده اند ۸۳

شکل ۴۶: بردارهای پشتیبان فرد 'aw' با دواير سياه نشان داده شده اند ۸۴

شکل ۴۷: بردارهای پشتیبان فرد 'ay' با دواير سياه نشان داده شده اند ۸۴

فهرست جداول

۶۴	جدول ۱: معیارهای بدست آمده برای میزان جدایی ویژگی ها در زیرباندهای مختلف برای فرد 'aa'
۶۴	جدول ۲: میزان صحت کلاس بندی داده های فرد 'aa' در ترکیب دو به دوی زیرباندها
۶۵	جدول ۳: معیارهای بدست آمده برای میزان جدایی ویژگی ها در زیرباندهای مختلف برای فرد 'al'
۶۵	جدول ۴: میزان صحت کلاس بندی داده های فرد 'al' در ترکیب دو به دوی زیرباندها
۶۶	جدول ۵: معیارهای بدست آمده برای میزان جدایی ویژگی ها در زیرباندهای مختلف برای فرد 'av'
۶۶	جدول ۶: میزان صحت کلاس بندی داده های فرد 'av' در ترکیب دو به دوی زیرباندها
۶۷	جدول ۷: معیارهای بدست آمده برای میزان جدایی ویژگی ها در زیرباندهای مختلف برای فرد 'aw'
۶۷	جدول ۸: میزان صحت کلاس بندی داده های فرد 'aw' در ترکیب دو به دوی زیرباندها
۶۸	جدول ۹: معیارهای بدست آمده برای میزان جدایی ویژگی ها در زیرباندهای مختلف برای فرد 'ay'
۶۸	جدول ۱۰: میزان صحت کلاس بندی داده های فرد 'ay' در ترکیب دو به دوی زیرباندها
۷۰	جدول ۱۱: وزن های اختصاص یافته توسط الگوریتم DSLVQ و صحت کلاس بندی در سه حالت بردارهای مرجع اولیه برای فرد 'aa'
۷۲	جدول ۱۲: وزن های اختصاص یافته توسط الگوریتم DSLVQ و صحت کلاس بندی در سه حالت بردارهای مرجع اولیه برای فرد 'al'
۷۴	جدول ۱۳: وزن های اختصاص یافته توسط الگوریتم DSLVQ و صحت کلاس بندی در سه حالت بردارهای مرجع اولیه برای فرد 'av'
۷۶	جدول ۱۴: وزن های اختصاص یافته توسط الگوریتم DSLVQ و صحت کلاس بندی در سه حالت بردارهای مرجع اولیه برای فرد 'aw'
۷۸	جدول ۱۵: وزن های اختصاص یافته توسط الگوریتم DSLVQ و صحت کلاس بندی در سه حالت بردارهای مرجع اولیه برای فرد 'ay'
۸۰	جدول ۱۶: وزن های اختصاص یافته توسط این روش به ویژگی ها در تک تک زیرباندها
۸۱	جدول ۱۷: صحت کلاس بندی داده ها با ترکیب دو به دو زیرباندهای مختلف برای فرد 'aa'. ردیف اول با اعمال روش DSLVQ به زیرباندها و ردیف دوم بدون اعمال روش DSLVQ به زیرباندها
۸۱	جدول ۱۸: مقایسه صحت کلاس بندی داده ها در زیرباندهای منتخب برای تمام افراد بدون اعمال الگوریتم DSLVQ و همراه با اعمال این الگوریتم
۸۲	جدول ۱۹: نرخ یادگیری بردارهای مرجع (α)، نرخ یادگیری وزن ها (β)، میزان کاهش آنها در هر تکرار و تعداد بردارهای مرجع انتخاب شده برای هر فرد
۸۵	جدول ۲۰: تعداد بردارهای پشتیبان برای هر فرد در الگوریتم SVM
۸۷	جدول ۲۱: مقایسه صحت کلاس بندی داده ها در زیرباندهای منتخب برای تمام افراد بدون اعمال الگوریتم DSLVQ و همراه با اعمال این الگوریتم

فصل اول : مقدمه

در این فصل در نظر داریم خواننده را با فضای کلی موضوع مورد تحقیق آشنا سازیم. بدین منظور پس از بیان مسئله، ضرورت انجام این تحقیق و فصول این پایان نامه معرفی خواهند شد.

۱-۱- بیان مسئله

جنبه‌های شناختی فعالیت مغز، همواره از جذاب‌ترین زمینه‌های مطالعاتی در بسیاری از شاخه‌های علوم مرتبط با مغز بوده و تحقیقات زیادی برای تشخیص نحوه فعالیت مغز در کارهای شناختی انسان انجام گرفته است. در بین روش‌های مختلفی که برای اطلاع از نحوه عملکرد سیستم مغز وجود دارد، سیگنال‌های الکتریکی مغز یعنی EEG^۱ و ERP^۲ ها، به دلیل غیر تهاجمی بودن، در دسترس بودن و دقت تفکیک زمانی مناسب، مورد توجه خاص قرار دارند.

^۱ Electro Encephalo Gram

^۲ Event Related Potential

یکی از موضوعات مورد مطالعه در جهان در زمینه علوم شناختی، بررسی و تحقیق در خصوص کشف ارتباط بین سیگنال‌های الکتریکی مغزی با فعالیت‌های مختلف مغزی است. در این حوزه، تلاش‌هایی جهت یافتن ارتباط حافظه با سیگنال‌های الکتریکی مغز به طور ویژه، انجام گرفته است.

هدف از انجام پروژه حاضر بررسی ارتباط آسنکرون شدن وابسته به رویداد با تصور حرکات مختلف به منظور تمایز بین آنها است. جهت تحقیق این امر، به تحلیل و بررسی آسنکرون شدن وابسته به رویداد ثبت شده در پاسخ به تصور حرکت پرداخته و برای این تحلیل، از روش الگوهای مکانی مشترک بهره گرفته شده است. به طوری که از سیگنال‌های ERD که در پاسخ به تحریک تصور حرکت ظاهر می‌شوند، ویژگی‌هایی در حوزه زمان استخراج شده و این ویژگی‌ها از جهت این که تا چه میزان قادر به تفکیک تصور حرکت صورت گرفته هستند، مورد بررسی قرار گرفته‌اند. سپس با کلاس بندی ویژگی‌هایی که بیشترین اختلاف معنی‌دار را بین دو تحریک تصور حرکت داشته‌اند، به استخراج نتایج و بحث و نتیجه‌گیری در مورد روش الگوهای مکانی مشترک در تمایز بین دو تصور حرکت مختلف پرداخته شده است.

۱-۱- ضرورت انجام پایان نامه

بررسی عملکرد مغز در حالت‌های مختلف، همواره مورد علاقه محققین علوم شناختی بوده است. یکی از این حالت‌ها، بررسی تفاوت عملکرد مغز در دو حالت مختلف از تصور حرکت است. تشخیص دو حالت مذکور، به ما کمک می‌نماید که برای ارتباط افراد معلول با کامپیوتر استفاده کنیم.

با روش‌های مختلف پردازشی، نگاه ما به سیگنال متفاوت است و هدف، بررسی سیگنال به گونه‌ای است که به مهم‌ترین اطلاعات سیگنال در حوزه شناختی دست یابیم. با توجه به مطالعات انجام شده، انتظار می‌رود که استفاده از ابزارهای پردازشی مناسب بتواند دستاوردهای قابل توجهی داشته باشد.

۱-۲- ساختار پایان نامه

این گزارش در ۵ فصل تنظیم شده است که طی آنها تلاش می‌شود پس از بیان پایه‌های تئوریک مسأله، به روش ارائه شده در این تحقیق برای بهبود عملکرد این روش پرداخته شده، نهایتاً نتایج حاصل از این روش بررسی شود. بدین منظور:

فصل دوم به بیان مفاهیم اولیه در خصوص سیگنال الکتروانسفالوگرام، پتانسیل‌های وابسته به رخداد و ارتباط انسان - کامپیوتر می‌پردازد.

فصل سوم به معرفی اصول الگوریتم الگوهای مکانی متداول، الگوریتم DSLVQ ، الگوریتم SVM می‌پردازد.

فصل چهارم پس از معرفی دادگان، نتایج حاصل از روش های پردازشی معرفی شده در این تحقیق بر روی این دادگان مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

فصل پنجم نتیجه گیری از نتایج حاصل و مقایسه آن با نتایج دیگر روش ها و پیشنهاداتی برای ادامه کار بیان خواهند شد.

فصل دوم : مقدمه ای بر سیگنال های مغزی و ارتباط

انسان - کامپیوتر

در این فصل در نظر داریم، ابتدا مفاهیم اولیه بکاربرده شده در این تحقیق را بیان نماییم. به این منظور زیر بخش های ۱-۲، ۲-۲ و ۳-۲ به ترتیب با عناوین الکتروانسفالوگرام، پتانسیل های وابسته به رخداد و ارتباط انسان - کامپیوتر مطرح خواهند شد که خواننده را با فضای کلی بحث آشنا خواهند کرد.

۱-۲ الکتروانسفالوگرام (EEG)

یکی از ساده ترین خروجی های سیستم مغزی سیگنال EEG است. مطالعه بر روی منشاء این سیگنال و نحوه تولید آن، در کاربرد آن تأثیر زیادی دارد و دانستن عوامل مؤثر در تولید EEG راه گشای مناسبی برای استفاده از آن در تشخیص عملکرد و حالت مغز است.

در این قسمت ابتدا تاریخچه الکتروانسفالوگرافی و منشاء سیگنال EEG بیان می شود و در ادامه ریتم های مختلف این سیگنال، مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

۲-۱-۱- تاریخچه الکتروانسفالوگرافی

در سال ۱۸۷۵، Richard Caton، نتایج ثبت سیگنال مغزی از خرگوش و میمون را با کمک یک الکتروود سوزنی از سطح کورتکس مغز به ثبت رساند [1]. او برای این کار از یک گالوانومتر که قبلاً توسط Lord Kelvin ساخته شده بود استفاده کرد [2]. در سال ۱۸۸۷ در نهمین کنگره بین المللی پزشکی در واشنگتن، Caton گزارشی از نتایج ثبت فعالیت الکتریکی مغز حیوانات در اثر اعمال ناگهانی تحریک بینایی، ارائه داده و پتانسیلی با پلاریته مخالف در زمان قطع تحریک ثبت نموده بود [3]. Marcow در سال ۱۸۸۳ نتایج مشابه با آنچه Caton کشف کرده بود به ثبت رساند.

یک دانشمند روسی به نام Danielovsky تجربیات مشابه خود را در سال ۱۸۷۷ یعنی دو سال بعد از Caton در رساله دکترای خود ارائه نموده بود [4]. کار این دانشمند زمینه ساز یکی از مهم ترین و پراستفاده ترین کاربردهای سیگنال های مغزی یعنی پتانسیل های برانگیخته EP^۱ شد.

می توان Hans Berger را مبدع الکتروانسفالوگرافی کنونی دانست چرا که او نخستین ثبت EEG را از انسان بعمل آورده است [3]. او پس از جنگ جهانی اول برای ثبت EEG از انسان تلاش خود را آغاز کرد تا اینکه در سال ۱۹۲۰ نخستین ثبت خود را از سطح جمجمه در حد فاصل ناحیه ای که استخوان های جمجمه به هم متصل می شوند، انجام داد. وی نخستین موج مغزی ثبت شده با فرکانس ۱۵ سیکل بر ثانیه را "آلفا" اعلام و نامگذاری کرد.

Berger مقاله خود را در سال ۱۹۲۹ منتشر نمود. وی تا آن هنگام ۷۳ ثبت را که نخستین ثبت های EEG به حساب می آیند انجام داده بود. در این مقاله وی بهترین محل برای ثبت سیگنال مغزی را یک الکتروود در ناحیه پس سری^۲ و یک الکتروود در ناحیه پیشانی به عنوان مرجع اعلام کرد. وی در این مقاله امواج "آلفا" و "بتا" را معرفی و دامنه آن ها را تا ۲۰۰ میکرو ولت اعلام کرد. یک سال بعد از این مقاله، ۱۱۳۲ ثبت را از ۷۶ سوژه انجام داد و در مقاله بعدی خود امواج "آلفا" و "بتا" را نام نهاده و امواج "بتا" را ناشی از فعالیت مغزی و تمرکز ذهنی دانست. در سال ۱۹۳۱ م. امواج "آلفا" را در مقاله دیگری دقیق تر معرفی نمود و اعلام کرد که این امواج در مواقع خواب، بیهوشی و تحریکات با کوکائین مشاهده می شوند. موضوع قابل توجه در تحقیقات بعدی او دامنه های بزرگ^۳ امواج مغزی در بیماران مبتلا به صرع بود. هم چنین وی تأثیرات آلزایمر و

^۱ Evoked Potentials

^۲ occipital

^۳ spike

اسکلروسیس را روی سیگنال EEG مورد بررسی قرار داد. Berger همچنین برخی بیماری های روانی و ارتباط آن ها را با امواج مغزی مورد مطالعه قرار داد.

Carl Zeiss اختراع جدید خود را که تقویت کننده های حساس الکترونیکی بودند در اختیار Berger قرار داد و وی با کمک این تجهیزات حساس نشان داد که پس از حمله صرع امواج مغزی بیمار تقریباً مسطح شده و کم کم با بازگشت هوشیاری امواج "آلفا" ظاهر می شوند. همچنین نشان داد که امواج مغزی از سن حدود دو ماهگی کم کم قابل مشاهده اند و این زمانی است که سلول های عصبی با میلین پوشیده می شوند.

تا سال های زیادی تحقیقات Berger توسط جامعه علمی آن زمان نادیده گرفته می شد که بیشتر به دلیل به بیراهه کشیدن تحقیقات و شکل و شمایل تصادفی و آشوبگون سیگنال مغزی بود. اما در سال ۱۹۳۴ Edgar BHC Matheus و Adrian بر تحقیقات Berger در دانشگاه کمبریج صحنه گذاشتند و در نشریه Brain نتایج تحقیقات خود را ارائه دادند که مرجع آن ها مقالات Berger بود [5].

۲-۱-۲- منشأ سیگنال

فعالیت الکتریکی مغز که از سطح کاسه سر ثبت شده و الکتروانسفالوگرام نام دارد، توسط ۵۰ میلیارد سلول عصبی یا نورون به وجود می آید [6]. سیستم عصبی مرکزی از دو گروه سلول بنام سلول های عصبی و سلول های گلایا تشکیل شده است. دو دسته سیستم ارتباطی برای انتقال پیام بین سلول های عصبی مرکزی وجود دارد. دندریت ها^۱ و آکسون ها^۲ وظیفه دریافت و انتقال پیام را به سلول های مجاور و ارگان های دیگر بر عهده دارند و محل اتصال دو سلول یعنی تماس آکسون به دندریت سیناپس نامیده می شود [7].

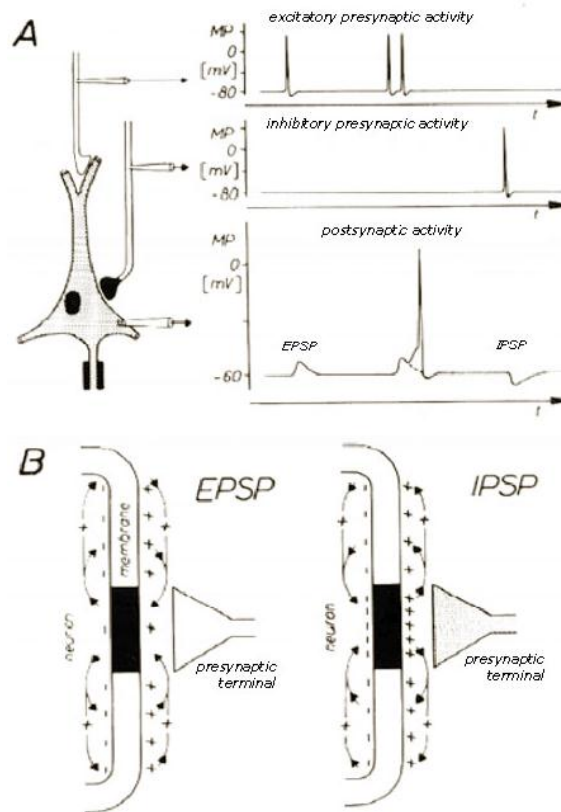
سلول های گلایا بین بدنه سلول های عصبی و دندریت ها و آکسون ها جای گرفته اند. این سلول ها معمولاً پردازش های بسیاری را در ارتباط با بدنه و فعالیت سلول های عصبی انجام می دهند. این سلول ها همچنین با رگ های خونی در ارتباط می باشند. فعالیت الکتریکی یک سلول عصبی از دو دیدگاه مورد تحلیل و اندازه گیری قرار گرفته است: پتانسیل های داخلی سلولی و پتانسیل های خارج سلولی.

استفاده از یک میکروالکتروود که از طریق غشاً به فضای داخل بدنه سلول عصبی وارد می شود، بیانگر اختلاف پتانسیل حدود ۶۰ تا ۷۰ میلی ولت با پلاریته منفی برای فضای داخل سلول عصبی نسبت به خارج آن می باشد. این پتانسیل غشا حاصل نوسات یونی فراوانی است که در اثر تحریکات سیناپسی ایجاد می شود [8].

¹ dendrites

² axons

شکل ۱ جزئیات دقیق تری را به تصویر می کشد که در ادامه به صورت مختصر به توضیح آن ها پرداخته می شود.



شکل ۱: نحوه اثر پتانسیل های پیش سیناپسی در پتانسیل پس سیناپسی (شکل A) و چگونگی جابجایی یونی آن (شکل B)

حرکت پتانسیل عمل در سلول قبلی و پیش از رسیدن به محل سیناپس با کمک یک میکروالکتروود اندازه گیری شده است. اگر یک پتانسیل عمل در مسیر فیبر عصبی در حال حرکت باشد با رسیدن این پتانسیل عمل به محل سیناپس یک "پتانسیل تحریکی پس سیناپسی" یا EPSP^۱ در نورون بعدی ایجاد می شود [shams46]. اگر دو پتانسیل عمل در فیبر عصبی با فاصله زمانی کم اعمال شوند، برآیند و جمع آن دو در سیناپس آتش خواهد شد. اگر پتانسیل عمل در فیبر عصبی ای که به یک سیناپس متوقف کننده منتهی می شود برسد، هایپرپلاریزاسیون ایجاد شده و یک "پتانسیل توقف پس سیناپسی" یا IPSP^۲ تولید می شود. شکل ۱ جزئیات انتشار و تولید این پتانسیل ها را نشان می دهد.

^۱ Excitatory Post Synaptic Potential

^۲ Inhibitory Post Synaptic Potential

از آنجا که پتانسیل تحریک پس سیناپسی موجب نوسان های بسیاری در پتانسیل غشاء سلولی و نیز تغییرات غلظت یون ها می گردد، مهم ترین منشاء تولید پتانسیل های میدانی خارج سلولی شناخته شده است. با بوجود آمدن یک فعالیت پتانسیل تحریکی پس سیناپس (EPSP) در غشاء منطقه سیناپس، جریانی از کاتیون ها پدید می آید که موجب دپلاریزاسیون غشاء منطقه سیناپس می گردد. همان گونه که در نیز مشاهده می شود، گرادیان این پتانسیل هم در منطقه داخل سلولی و هم در منطقه خارج سلولی رشد یافته و منتشر می شود. به این ترتیب کاتیون ها در راستای جهت منطقه سیناپسی از خارج سلول به گردش می افتند. در جهت خلاف نیز در منطقه داخل سلولی جریانی پدید می آید. با تولید یک پتانسیل توقف پس سیناپسی (IPSP)، جریانی از کاتیون ها به خارج سلول و یا جریانی از آنیون ها به داخل سلول پدید می آید که پتانسیل غشاء را در منطقه سیناپسی نسبت به سایر نواحی افزایش می دهد. به این ترتیب جریانهایی عکس را در مناطق داخل و خارج سلولی ایجاد می کند که در نشان داده شده است.

سلول های گلایا در تولید پتانسیل های میدانی خارج سلولی نیز نقشی دارند. اگر یک میکروالکتروود به بدنه این سلول وارد شود، پتانسیل غشایی با پلاریته مشابه با پلاریته پتانسیل غشایی سلول عصبی اندازه گیری می شود. اندازه این پتانسیل یا پتانسیل تعادل یون پتانسیل ($k+$) تقریباً برابر است و لذا تا حدی از پتانسیل غشای سلول عصبی بزرگتر است. در مقایسه با سلول های عصبی، سلول های گلایا هیچ گونه پتانسیل عملی از خود نشان نمی دهند و لذا پتانسیل پس سیناپسی مشاهده نمی شود. اما پتانسیل غشاء سلول ها ثابت نیست. تغییر تجمع و غلظت یون های پتانسیم خارج سلولی می تواند موجب دپلاریزاسیون سلول های گلایا شود و این در حالی است که تغییر غلظت سایر یون ها تغییر قابل توجهی در پتانسیل غشای گلایا ایجاد نمی کند و لذا می توان سلول های گلایا را با الکترودهای پتانسیم مقایسه کرد.

وابستگی پتانسیل غشاء گلایا به غلظت یون پتانسیم دلیل پیوند عملیاتی این سلول ها با ساختارهای عصبی همسایه شان می باشد. فعالیت نورون ها با خروج یون های پتانسیم به فضای خارج سلولی همراه است و آتش شدن هر نورون با افزایش غلظت یون پتانسیم و در نتیجه دپلاریزاسیون سلول های گلایای مجاور همراه است. در صورتی که میزان تغییر غلظت یون پتانسیم در کل غشاء گلایا زیاد نباشد و به صورت محلی اتفاق افتد، جریانهایی مشابه با جریان های حاصل از حرکت کاتیون ها در سلول های عصبی پدید می آید که نقش قابل توجهی در تولید پتانسیل الکتریکی (میدانی) خارج سلولی دارد. سلول های گلایا با یکدیگر تماس نزدیکی دارند و دارای عملکرد پردازشی وسیعی می باشد که به طور لحظه ای انجام می پذیرد و با توجه به