فهرست مطالب

فصل اول ۱

۱ مقدمه ۱

1-1 انواع ثبت سیگنال از مغز ۱

2-1 انواع سیستم‌های BCI ۱

۱-۳ الکتروانسفالوگرافی ۴

۱-۴ اهداف تحقیق ۱۰

۱-۵ ساختار پایان نامه ۱۱

فصل دوم ۱۲

۲ پیشینه تحقیقات ۱۲

۲-۱ دسته‌بندی کننده‌های سنتی ۱۲

۲-۲ یادگیری عمیق ۱۴

۲-۳ شبکه عصبی گراف ۱۸

۲-۴ گراف مغز ۲۳

۲-۵ جمع بندی ۳۱

فصل سوم ۳۲

۳ روش پیشنهادی دسته‌بندی مبتنی بر شبکه عصبی گراف ۳۲

۳-۱ تعیین ماتریس اتصال گراف مغز ۳۲

۳-۲ چگونگی نمایش پیغام هر گره در گراف مغز ۳۴

۳-۳ شبکه عصبی پیشنهادی ۴۰

۳-۴ جمع بندی ۵۰

4 فصل چهارم ۵۱

۴ تحلیل و بررسی روش پیشنهادی ۵۱

1-4 مجموعه داده PHYSIONET ۵۱

۴-۲ نحوه اعلام نتایج و معیار ارزیابی ۵۳

۴-۳ ماتریس مجاورت ۵۴

۴-۴ ارزیابی ۵۵

۴-۵ تجزیه و تحلیل نتایج ۶۲

۶-۴ جمع بندی..... ۶۳
فصل پنجم ۶۴
۵ نتیجه‌گیری و ارائه پیشنهادات ۶۴
۵-۱ ارائه پیشنهادات..... ۶۵
6 مراجع ۷۳

فهرست اشکال

شکل ۱-۱: فرآیند عملکرد سیستم BCI ۲

شکل ۲-۱: فعالیت‌های ریتمی در باندهای مختلف ۷

شکل ۳-۱: مکان قرار گیری الکترودها مطابق استاندارد بین المللی 20-10 ..... ۱۰

شکل ۱-۲: ساختار شبکه EEGNET ۱۷

شکل ۲-۲: چگونگی نمایش سیگنال EEG به صورت سه بعدی ۱۸

شکل ۳-۲: گراف شهر کونیگزبرگ ۱۹

شکل ۴-۲: الکترودهای خاکستری رنگ انتخاب شده است ۲۲

شکل ۵-۲: سازمان‌های چند مقیاسی آناتومی مغز ۲۵

شکل ۶-۲: شیوه‌های تعیین گره در علوم اعصاب ۲۷

شکل ۷-۲: انواع گراف‌ها برای نمایش سیستم پیچیده ۲۹

شکل ۸-۲: : مقایسه تکنیک‌های مختلف تصویربرداری از مغز از لحاظ رزلوشن مکانی و زمانی ۳۰

شکل ۱-۳: شبکه خود کدگذار پیچشی پیشنهادی ۳۹

شکل ۲-۳: ساختار کلی شبکه عصبی گرافی ۴۱

شکل ۳-۳: نمایش چگونگی تجمیع پیغام برای یک گره ۴۳

شکل ۴-۳: ساختار پیشنهادی اول (GCN-NMF) ۴۵

شکل ۵-۳: ساختار پیشنهادی دوم (MGCN-NMF) ۴۶

شکل ۶-۳: ساختار پیشنهادی سوم (SMGCN-NMF) ۴۷

شکل ۷-۳: ساختار پیشنهادی چهارم (CSMGCN-NMF/CAE) ۴۸

شکل ۸-۳: ساختار پیشنهادی پنجم (FAST CSMGCN-NMF/CAE) ۴۹

شکل ۱-۴: الف) نمودار زمانی برای یک فعالیت ذهنی ۵۳

شکل ۲-۴: روش اعتبارسنجی متقابل ۵۴

فهرست جداول

جدول ۱-۱: انواع تکنیک‌های دریافت سیگنال از مغز ۳
جدول ۲-۱: مقایسه باندهای مختلف EEG[۵] ۶
جدول ۱-۲: انواع توابع فعالسازی ۱۳
جدول ۲-۲: انواع توابع هزینه [25] ۱۵
جدول ۱-۳: الگوریتم NMF ۳۹
جدول ۲-۳: الگوریتم انتشار پیشرو GCN ۴۴
جدول ۳-۳: الگوریتم همبسته‌گیر ۴۸
جدول ۱-۴: تاثیر آستانه گذاری در چهار ساختار ۵۶
جدول ۲-۴: میانگین تعداد یال‌های هر گراف محاسباتی ۵۶
جدول ۳-۴: تاثیر باند فرکانسی در دو ساختار GCN-NMF و MGCN-NMF ۵۷
جدول ۴-۴: تاثیر باندهای فرکانسی منتخب در سایر ساختارها ۵۷
جدول ۵-۴: بررسی تاثیر تعداد بلوک‌های محاسباتی ۵۷
جدول ۶-۴: مقایسه دقت روش‌های جدید با ساختارهای پیشنهادی ۵۹
جدول ۷-۴: مقایسه زمان آموزش ساختارهای پیشنهادی با EEGNET ۵۹
جدول ۸-۴: بررسی تاثیر نویز گوسی روی ساختارهای پیشنهادی ۶۰
جدول ۹-۴: بررسی تاثیر نویز صورتی روی ساختار EEGNET و CSMGCN-CAE ۶۱
جدول ۱۰-۴: بررسی معیار صحت ، بازخوانی و اف ۱ ۶۱

نمادها		
نماد	نام انگلیسی	نام فارسی
BCI	Brain-Computer Interface	رابط بین مغز و کامپیوتر
EEG	Electroencephalogram	الکتروانسفالوگرام
EKG	Electrocardiography	الکتروکاردیوگرافی
EMG	Electromyography	الکترومیوگرافی
EOG	Electrooculography	الکتروکولوگرافی
LDA	Linear Discriminant Analysis	آنالیز تفکیک خطی
SVM	Support Vector Machines	ماشین بردار پشتیبان
ELU	Exponential Linear Unit	واحد توانی خطی
Relu	Rectified ELU	واحد توانی خطی یکسو شده
CNN	Convolutional Neural Network	شبکه عصبی پیچشی
FBCSP	Filter Bank Common Spatial Pattern	بانک فیلتری الگوهای مشترک فضایی
RNN	Recurrent Neural Network	شبکه عصبی بازگشتی
GNN	Graph Neural Network	شبکه عصبی گراف
fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging	تصویرگری تشدید مغناطیسی عملکردی
MEG	Magnetoencephalography	مگنتوانسفالوگرافی
PLI	Phase Lag Index	شاخص تاخیر فاز
NMF	Non-Negative Matrix Factorization	تجزیه ماتریس نامنفی
FFT	Fast Fourier Transform	تبدیل فوریه سریع

چکیده

سیستم‌های واسط بین مغز و کامپیوتر به منظور بهبود زندگی افراد ناتوان جسمی به وجود آمده‌اند. این سیستم‌ها معمولا از طریق دریافت پتانسیل‌های الکتریکی مغز می‌توانند انجام کاری را تشخیص دهند. معمولترین شیوه در این سیستم‌ها، بکارگیری سیگنال‌های الکتروانسفالوگرافی یا به اختصار EEG می‌باشد. این سیگنال‌ها به صورت غیر تهاجمی و از روی پوست سر دریافت می‌شوند به همین علت رزلوشن مکانی کم و سیگنال به نویز پایینی دارند. در این پژوهش برای دسته‌بندی سیگنال‌های EEG تصور حرکتی از شبکه‌های عصبی گراف بهره می‌جوییم. گراف ابزار مناسبی برای تحلیل سیستم‌های پیچیده می‌باشد و شبکه‌های عصبی گراف به تازگی برای این نوع داده‌ها معرفی شده است. معیاری که در این پژوهش برای تعیین ماتریس اتصال از روی سیگنال الکتروانسفالوگرافی در نظر می‌گیریم شاخص تاخیر فاز است. این روش در علوم اعصاب برای تعیین ارتباط عملکردی سیگنال‌های EEG استفاده می‌شود. بردار ویژگی توسط یک شبکه عصبی خود کدگذار به دست آورده می‌شود. سپس با به کارگیری همبسته‌گیر در ساختار پیشنهادی شبکه عصبی گراف با سیگنال به نویز پایین سیگنال‌های EEG مقابله می‌شود. بکارگیری همبسته‌گیر منجر به افزایش کارایی سیستم دسته‌بندی پیشنهادی در مقایسه با روش‌های Attention-based graph ResNet و Attention-based BiLSTM-GCN می‌شود. روش پیشنهادی ما (CSMGCN-CAE) در این پژوهش نسبت به روش EEGNet در تشخیص صحیح فعالیت حدود ۳ درصد بهتر عمل می‌کند و نیز در شرایط نویزی مقاومت بیشتری نسبت به این روش دارد.

کلمات کلیدی: سیستم‌های واسط مغز و کامپیوتر، تصور حرکتی، شبکه عصبی گراف، تجزیه ماتریس نامنفی، شبکه عصبی خود کدگذار، شاخص تاخیر فاز

فصل اول

مقدمه

سیستم‌های رابط بین مغز و کامپیوتر (BCI) یا به منظور ایجاد ارتباط مستقیم بین مغز انسان و کامپیوتر به وجود آمده‌اند. انگیزه اولیه برای مطالعات و تحقیق بیشتر بر روی چنین سیستم‌هایی افراد ناتوان جسمی بوده‌اند، کسانی که توانایی صحبت و یا حرکت اعضای بدن خود را نداشته‌اند. هر چند امروزه کاربرد اینگونه سیستم‌ها فراتر رفته و به عنوان ابزاری برای بالا بردن کیفیت زندگی نیز دیده می‌شوند. سیستم‌هایی که بتوانند احساسات انسان را تشخیص دهند و نیز کاربری ابزار هوشمند را مطابق حال کاربر ارتقا دهند و یا حتی کیفیت بازی‌های کامپیوتری را دلچسب‌تر نمایند.

۱-۱ انواع ثبت سیگنال از مغز

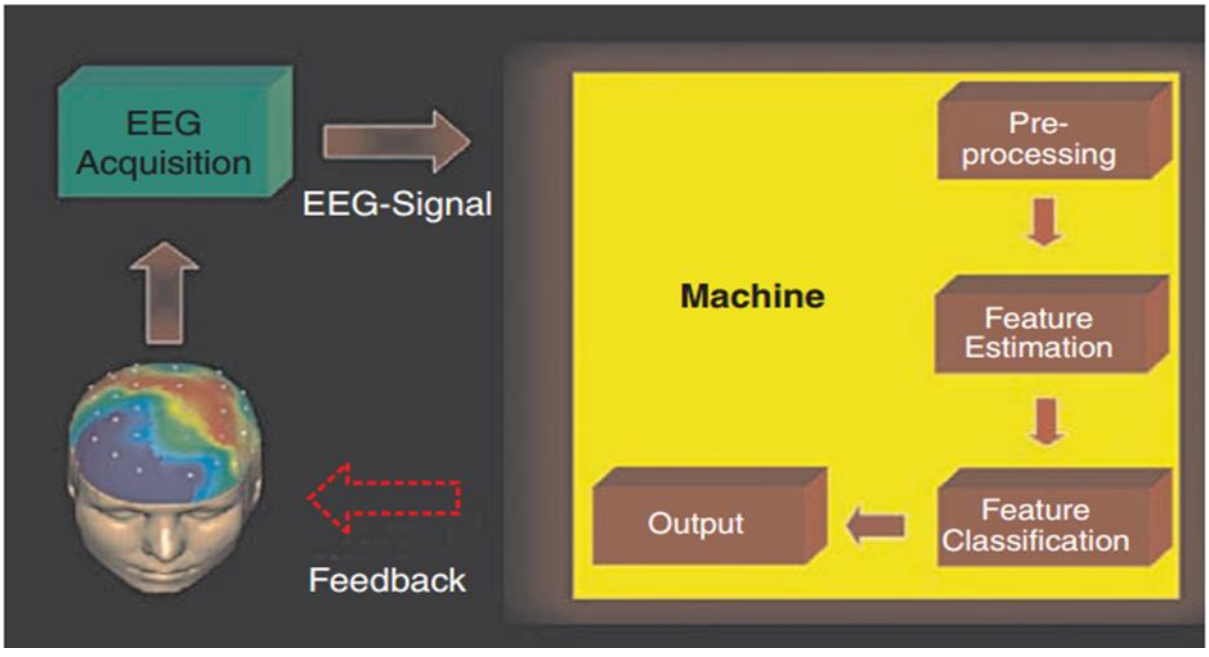
تا به حال شیوه‌های گوناگونی برای دریافت و ضبط سیگنال از مغز انجام شده است که به طورکلی می‌توان آن‌ها را به دودسته تهاجمی و غیر تهاجمی دسته‌بندی کرد. خلاصه‌ای از این روش‌ها در جدول ۱-۱ قابل مشاهده است. در این پژوهش، سیگنال‌های الکتروانسفالوگرافی یا EEG به علت غیر تهاجمی بودن آن و دسترسی آسان و رزلوشن زمانی مناسب مورد توجه قرار گرفته است. منشا این سیگنال‌ها پتانسیل الکتریکی حاصل از فعالیت نرون‌های قشر مغز است. در سیستم مورد مبحث ما فعالیت مورد نظر از نوع تصور حرکتی است. بدین معنا که کاربر سیستم، انجام حرکتی را تصور می‌کند. این کار می‌تواند تصور بستن و باز کردن مچ ها باشد یا تصور بالا پایین بردن پاها و یا تکان دادن دست چپ و یا راست باشد. هدف نهایی تشخیص کار انجام شده از میان فعالیت‌های تعریف شده است.

۱-۲ انواع سیستم‌های BCI

اکثر BCI های مدرن بر اساس یکی از سه نوع سیگنال ثبت شده از الکتروانسفالوگرام (EEG) هستند[۴]:

- همزمانی/همگام ســـازی مرتبط با رویداد (ERD/ERS[1]) : در این نوع ثبت فرد انجام حرکت را تصـــور می‌کند و در این حالت سیگنال EEG ضبط می‌شود
- P300 : در این سیستم فرد به برداری از حروف چشمک زن نگاه می‌کند.
- پتانسیل برانگیخته بصری حالت پایدار SSVEP[2] : در این سیستم فرد به یک هدف بصری چشمک زن نگاه می‌کند.

در شکل ۱-۱ فرایند کلی عملکرد سیستم BCI دیده می‌شود[۱]. در اولین مرحله سیگنال از مغز دریافت می‌شود و پس از آن یک پردازش ابتدایی روی آن صورت می‌گیرد. در سیستم‌های رابط بین مغز و کامپیوتر که از سیگنال EEG اســـتفاده می‌نمایند این مرحله شـــامل یک تقویت کننده و فیلتر میان‌گذر 0-100HZ می‌باشـــد. در برخی سیستم‌ها فرکانس شهری نیز فیلتر می‌شود. در مرحله بعدی این سیگنال برای دسته‌بندی آماده می‌شود، دسته‌بندی توسط شیوه‌های یادگیری ماشین صورت می‌گیرد. در این مرحله باید ویژگی‌های سیگنال به طور مناسبی دسته‌بندی شوند. دو مرحله آخر حوزه‌های مطالعاتی مهمی بوده‌اند که در بیست سال اخیر بسیار مورد توجه واقع شده‌اند[۴].



شکل ۱-۱: فرآیند عملکرد سیستم BCI [1].

[1] Event Related Desynchronization /Synchronization
[2] Steady State Visually Evoked Potentials

جدول ۱-۱: انواع تکنیک‌های دریافت سیگنال از مغز

نام تکنیک	نوع تکنیک	توضیحات
سیگنال الکتروانسفالوگرافی (EEG[1]) [۵]	غیر تهاجمی	در این روش پتانسیل‌های الکتریکی سلول‌های عصبی مغز دریافت می‌شوند. به علت رزلوشن زمانی مناسب و در دسترس بودن محبوب‌ترین نوع ثبت برای سیستم‌های BCI می‌باشد. از معایب این روش می‌توان به دقت کم مکانی و سیگنال به نویز پایین اشاره کرد.
سیگنال مگنتوانسفالوگرافی (MEG[2]) [6]	غیر تهاجمی	در این ثبت میدان‌های مغناطیسی ناشی از پتانسیل‌های الکتریکی دریافت می‌شود. سنسورهای اندازه گیری این نوع ثبت قابل جا به جایی نیستند به این علت کاربردی در سیستم‌های BCI ندارند.
تصویرگری تشدید مغناطیسی عملکردی (fMRI[3]) [۷]	غیر تهاجمی	این شیوه نیز برای سیستم‌های BCI کاربردی ندارد چرا که دستگاه ثبت سیگنال بسیار حجیم است. در این نوع ثبت میزان جریان خون عبوری از رگ‌های مغز اندازه گیری می‌شود این روش از دقت مکانی بالایی برخوردار است برای همین در تهیه نقشه‌های مغزی پرکاربرد است.
سیگنال الکتروکورتیکوگرافی(ECoG[4]) [۸]	تهاجمی	مانند سیگنال‌های EEG پتانسیل‌های الکتریکی مغز را اندازه گیری می‌کند. این روش به علت اینکه سنسورها نزدیک‌تر به قشر مغز قرار می‌گیرند دقت بهتری نسبت به سیگنال‌های EEG دارند ولی چون یک شیوه تهاجمی است محدودیت‌های خاص خود را نیز دارد.
طیف سنجی مادون قرمز نزدیک (fNIRS[5]) [9]	غیر تهاجمی	تغییرات اکسیژن رسانی خون را اندازه گیری می کند (مشابه fMRI). این تکنیک بر اساس تغییرات جذب نور ساطع شده از منابع به سطح سر و توسط آشکارسازها اندازه گیری می‌شود.

[1] Electroencephalogram (EEG)
[2] Magnetoencephalography
[3] Functional Magnetic Resonance Imaging
[4] Electrocorticography
[5] Functional Near-Infrared Spectroscopy

۱-۳ الکتروانسفالوگرافی

الکتروانسفالوگرافی ضبط فعالیت الکتریکی‌ای است که هنگام تحریک نرون‌های مغز رخ می‌دهد. زمان ضبط EEG معمولا بیست الی چهل دقیقه از روی الکترودهایی است که روی پوست سر قرار می‌گیرند. از دیگر تکنیک‌هایی که از این نوع ثبت مشتق می‌شوند می‌توان به تکنیک پتانسیل برانگیخته[1] که با میانگین‌گیری از سیگنال EEG در زمان نمایش یک تحریک شنوایی، بینایی و یا حسی به دست می‌آید اشاره کرد. پتانسیل‌های مربوط به رویداد[2] نیز از میانگین‌گیری سیگنال EEG در زمانی که یک تحریک پیچیده‌تر مانند روش‌هایی که در علوم شناختی و یا روانشناسی شناختی به دست می‌آیند ناشی می‌شوند [۵].

۱-۳-۱ تاریخچه

شوارتز یک جدول زمانی از تاریخچه EEG در [۱۰] ارائه می‌دهد. یک نگاه کلی به این تاریخچه نشان می دهد ریچارد کاتون (۱۸۴۲–۱۹۲۶) ، یک پزشک در لیورپول ، یافته‌های خود را در مورد پدیده‌های الکتریکی نیمکره‌های مغزی خرگوش و میمون در مجله پزشکی بریتانیا در سال ۱۸۷۵ ارائه داد. در سال ۱۸۹۰ ، فیزیولوژیست لهستانی آدولف بک تحقیق درباره تاثیر نور بر نوسانات مغزی خرگوش‌ها و سگ‌ها را منتشر می‌کند. در سال ۱۹۱۲ ، فیزیولوژیست روس ، ولادیمیر ولادیمیرویچ پراودیچ نمینسکی اولین EEG و پتانسیل برانگیخته پستانداران (سگ) را منتشر کرد[۱۱]. در سال ۱۹۱۴ ، ناپلئون سیبولسکی از EEG تشنج‌های ناشی ازصرع عکسبرداری کردند. فیزیولوژیست و روانپزشک آلمانی هانس برگر (۱۸۷۳-۱۹۴۱) مطالعات خود را در مورد EEG انسانی در سال ۱۹۲۰ آغاز کرد. او نام این دستگاه را EEG گذاشت و گاهی اوقات به عنوان مخترع EEG شناخته می‌شود ، اگرچه دیگران آزمایش‌های مشابهی انجام داده بودند. بعدها کار او توسط ادگار داگلاس آدریان ادامه می‌یابد. در سال ۱۹۳۴ ، فیشر و لوونبک برای اولین بار اسپایک‌های صرع را نشان دادند. در سال ۱۹۳۶ گیبز و جاسپر افزایش ناگهانی اسپایک‌ها را به عنوان نشانه اصلی صرع گزارش کردند. در همان سال ، اولین آزمایشگاه EEG در بیمارستان عمومی ماساچوست افتتاح شد. فرانکلین آفنر (۱۹۱۱–۱۹۹۹) ، استاد بیوفیزیک در دانشگاه نورث وسترن ، نمونه اولیه‌ای از EEG را توسعه داد که شامل یک جوهر نویس پیزوالکتریک به نام کریستوگراف بود. در سال ۱۹۴۷ ، انجمن EEG آمریکا تأسیس شد و اولین کنگره بین المللی EEG برگزار شد.

۱-۳-۲ منشا فعالیت EEG

فعالیت الکتریکی مغز را می‌توان یا از طریق جریان‌هایی که درون یک دندریت هستند و یا جمع پتانسیل‌هایی که EEG از روی پوست سر ضبط می‌کند توصیف کرد. همان طور که اقتصاد را می‌توان از دید فردی و جمعی مطالعه کرد. نرون‌ها یا سلول‌های عصبی سلول‌هایی هستند که فعالیت‌های الکتریکی دارند و مسئول بردن پیغام‌های مغز هستند. نرون‌ها پتانسیل عمل را تولید می‌کنند که باعث تولید سیگنال‌های گسسته الکتریکی می‌شوند که از طریق آکسون‌ها منتقل می‌گردند و باعث آزادسازی نروترنزمیترها در سیناپس (محل اتصال دو نرون) می‌شوند. این

[1] Evoked Potentials (EP)
[2] Event-related potentials

نروترزمیتر باعث فعال شـدن گیرنده دندریت یا بدنه نرونی که در طرف دیگر سـیناپس(پسـت سـیناپس) قرار دارد می‌شـود. نروترنزمیتر وقتی با گیرنده ترکیب می‌شـود باعث جریان الکتریکی در دندریت یا بدنه نرون پسـت سـیناپس می‌شود. هزاران جریان پست سیناپسی از دندریت یک نرون جمع می‌شوند و یک پتانسیل عمل تولید می‌کنند. این نرون باعث فعالیت در سـیناپس خودش می‌شـود و جریان پسـت سـیناپسـی دیگری در دندریت نرون دیگری را تولید می‌کند و به همین صورت برای بقیه نرون‌ها ادامه می‌یابد[۵].

EEG بازتاب فعالیت سـیناپسـی ناشـی از نرون‌های قشـر مغزی اسـت. جریان‌های یونی در تولید پتانسـیل عمل‌های سریع شاید نقش بزرگی در میانگین میدان الکتریکی پتانسیل‌های نمایش داده شده در EEG نداشته باشند. به طور دقیق‌تر، پتانسـیل‌های الکتریکی پوسـت سـر که باعث ایجاد سـیگنال EEG می‌شـوند عموما ناشـی از جریان‌های یونی خارج از سلولی تولیده شده توسط فعالیت الکتریکی دندریت‌هاست (تا جریان‌های درون سلولی)[۱۲] .

پتانسـیل تولید شـده توسـط یک نرون کوچک‌تر از آن اسـت که توسـط EEG و یا MEG ثبت شـود. بنابراین سیگنال EEG معمولا نتیجه فعالیت هم زمان هزارن یا میلیون‌ها نرونی است که در یک فضا قرار دارند. به علت رابط عکس میدان الکتریکی با مربع فاصـله، ضـبط فعالیت نواحی عمیق‌تر نسـبت به نواحی نزدیک پوسـت سـر سـخت‌تر است[۱۳].

سـیگنال EEG نوسـاناتی در فرکانس‌های متفاوت دارد. برخی از این نوسـان‌ها ویژگی‌های وابسـته به بازه فرکانسـی، توزیع مکانی و حالت‌های متفاوت عملکرد مغز(مثلا مراحل متفاوت خواب) دارند. این نوسـانات رفتار سـنکرون روی یک شبکه از نرون‌ها خواهند داشت. شبکه نرونی پشت برخی از این نوسانات شناخته شده است مثلا تالاموس باعث اسپیدل‌های هنگام خواب است. ولی برخی دیگر هنوز درست درک نشده‌اند (مثلا سیستمی که باعث ریتم‌های ساده می‌شـود). رابطه بین سـیگنال EEG و تحریک نرون‌ها پیچیده اسـت. فقط در دو باند دلتا و گاما می‌توان سـیگنال EEG را مربوط به تحریک نرون‌ها دانست[۱۴].

۱-۳-۳ فعالیت نرمال

سیگنال EEG توسط فعالیت‌های ریتمی و گذرا توصیف می‌شود. فعالیت‌های ریتمی به باندهای مختلف فرکانسی تقسـیم می‌شـوند. نام گذاری این باندها ناشـی از این اسـت که برخی از باندهای فرکانسـی خاص دارای توزیع خاصـی روی پوست سر هستند و یا اهمیت بیولوژیکی خاصی دارند. این باندهای فرکانسی توسط روش‌های طیفی مثل روش ولچ پیاده‌سازی می‌شوند[۵].

جدول ۲-۱: مقایسه باندهای مختلف EEG[۵]

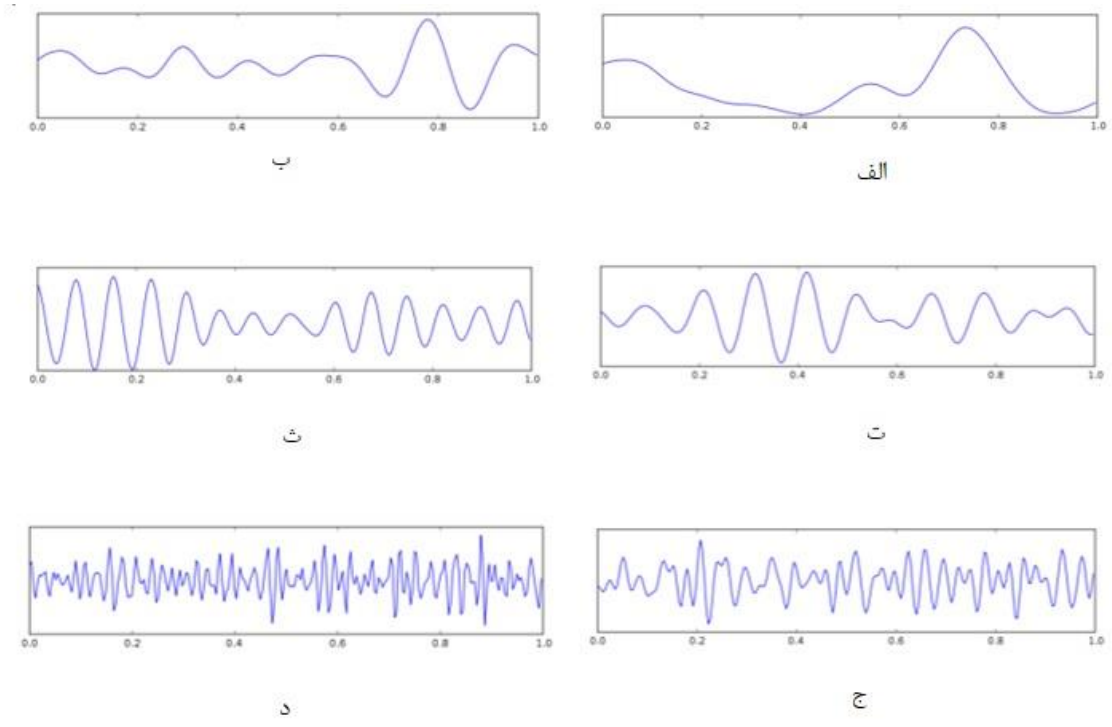
نام نوسان	بـازه فرکـانســی (Hz)	فعالیت
دلتا	تا ۴ هرتز	• نوسانات آرام در خواب • در نوزادان • در برخی از کارهای آگاهانه
تتا	۸-۴ هرتز	• در کودکان • در هنگام خواب آلودگی و تحریک • مشخص شده است که در شرایطی افزایش می یابد که فرد به طور فعال در تلاش است تا پاسخ یا عملی را سرکوب کند
آلفا	۱۲-۸ هرتز	• در حالت استراحت • بسته بودن چشم‌ها • هنگام سرکوب پاسخ یا عملی
بتا	۳۰-۱۲ هرتز	• هنگام کار و هوشیاری کامل • فعالیت، مشغولیت ذهنی و تمرکز فعال
گاما	۱۰۰-۳۰	• هنگام تحریک دو حس متفاوت (مثل بینایی و شنوایی) • هنگام استفاده از حافظه کوتاه مدت

این محدوده‌ها به طور جهانی شـــناخته شـــده‌اند ولی تعریف دقیقی ندارند . بعضـــی از محققان از این محدوده‌ها استفاده می‌کنند ولی خیلی‌های دیگر این محدوده‌ها را خودشان بر اساس پژوهش خود تعریف می‌کنند. علاوه بر این برخی محدوده‌ها را به صـــورت اعشـــاری تعریف می‌کنند مثلا حد پایینی بلند بتا را برخی 12.1و برخی 13 تعریف می‌کنند . برخی باند بتا را نیز به زیر باندهای دیگری تقسیم می‌نمایند[۵].

۱-۳-۴ الگو موج‌ها

دلتا باند فرکانســی تا 4Hz اســت. معمولا بیشــترین دامنه و آهســته‌ترین موج اســت. به طور معمول در خواب بزرگسالان دیده می‌شود و در نوزادان نیز دیده شده است. نمایش این موج در شکل ۲-۱ الف دیده می‌شود

باند تتا (شـکل ۲-۱ ب) از ۴ تا ۸ هرتز اسـت. تتا معمولان در کودکان دیده می‌شـود. ممکن اسـت گاهی در خواب آلودگی و هنگام مدیتیشـن بزرگسـالان نیز دیده شـود. .وجود موج تتا مضـاعف در هر سـنی می‌تواند نماینگر فعالیت غیر معمول باشد.



شکل ۲-۱: فعالیت‌های ریتمی در باندهای مختلف (محور افقی زمان را در مقیاس ثانیه نشان می‌دهد) [۱۵]

باند آلفا (شکل ۲-۱ ت) بین ۸ تا ۱۲ هرتز است. هانس برگر اولین ریتم دیده شده در فعالیت EEG را موج آلفا نامید. این موج هنگام بستن چشم‌ها و استراحت دیده می‌شود. مشخص شده این موج با باز شدن چشم یا تحریک ذهنی تضعیف می‌شود.

ریتم مو (شکل ۲-۱ ث) نوسانی در محدوده آلفا است که در قشر حسی-حرکتی دیده می شود. با حرکت بازو (یا تصورحرکت بازو) تضعیف می شود.

بتا (شکل ۲-۱ ج) محدوده فرکانسی از ۱۲ هرتز تا حدود ۳۰ هرتز است. فعالیت بتا ارتباط تنگاتنگی با رفتار حرکتی دارد و به طور کلی در هنگام حرکت ضعیف می‌شود[۱۶]. بتا با دامنه پایین با فرکانسهای متعدد و متفاوت اغلب نشانگر تفکر ، ذهن مشغول یا مضطرب و تمرکز است. این ریتم غالب در بیمارانی است که هوشیار یا مضطرب هستند یا چشم هایشان باز است.

گاما (شکل ۲-۱ د) محدوده فرکانسی حدود ۳۰-۱۰۰ هرتز است. تصور می شود که ریتم های گاما نشان دهنده اتصال جمعیت های مختلف نورون‌ها به یکدیگر به منظور انجام یک عملکرد شناختی یا حرکتی خاص است.

فعالیت "فوق العاده آهسته" یا "نزدیک به DC " با استفاده از تقویت کننده های DC در برخی زمینه‌های تحقیقاتی ثبت می‌شود. ولی به طور معمول در معاینات بالینی ثبت نمی‌شوند زیرا سیگنال در این فرکانس‌ها مستعد تعدادی از آرتیفکت‌ها است. برخی از ویژگی‌های EEG گذرا (تا نوسانی) هستند. اسپایک‌ها و امواج سریع ممکن

است نشان دهنده فعالیت تشنجی در افراد مبتلا به صرع یا مستعد ابتلا به صرع باشد. سایر ویژگی‌های گذرا طبیعی هستند: مانند دوک خواب[1] در خواب معمولی دیده می‌شود.

در فعالیت نرمال EEG نوسان‌هایی وجود دارد که از نظر آماری غیر معمول هستند ، اما با اختلال عملکرد یا بیماری مرتبط نیستند. این‌ها اغلب به عنوان "واریلنت نرمال[2]" نامیده می‌شوند. ریتم مو نمونه‌ای از یک واریلنت نرمال است. الکتروانسفالوگرافی معمولی (EEG) با توجه به سن متفاوت است. EEG نوزادان با EEG بزرگسالان کاملاً متفاوت است. در EEG دوران کودکی عمدتا نوسانات فرکانس کندتری نسبت به EEG بزرگسالان دارد. EEG معمولی نیز بسته به حالت متفاوت است.

۱-۳-۵ آرتیفکت‌ها[3]

۱-۳-۵-۱ آرتیفکت‌های بیولوژیکی

به سیگنال های الکتریکی در امتداد پوست سر که توسط EEG تشخیص داده می شود، اما منشاء آنها از منشا غیر مغزی است آرتیفکت می‌گویند. داده‌های EEG تقریباً همیشه با چنین آرتیفکت‌هایی آلوده است. دامنه آرتیفکت‌ها نسبت به اندازه دامنه سیگنال‌های قشر مورد علاقه می‌تواند بسیار بزرگ باشد. این یکی از دلایلی است که نیاز به تجربیات قابل توجهی برای تفسیر صحیح EEG ها از نظر بالینی دارد. برخی از رایج ترین انواع آرتیفکت‌های بیولوژیکی عبارتند از[۵]:

- آرتیفکت‌های ناشی از چشم (شامل پلک زدن چشم ، حرکات چشم و فعالیت عضلات خارج از چشم)
- آرتیفکت‌های قلبی[4]
- آرتیفکت‌های ناشی از حرکت ماهیچه‌ها[5]
- آرتیفکت‌های گلوسوکینتیک[6]

مهم‌ترین آرتیفکت‌های ناشی از چشم ناشی از اختلاف پتانسیل بین قرنیه و شبکیه است که در مقایسه با پتانسیل‌های مغزی بسیار بزرگ است. وقتی چشم‌ها و پلک‌ها کاملاً بی‌حرکت هستند ، این دو قطبی قرنیه-شبکیه روی EEG تأثیر نمی‌گذارد. با این حال ، پلک زدن چندین بار در دقیقه رخ می‌دهد ، حرکات چشم چندین بار در ثانیه رخ می‌دهد. حرکات پلک که عمدتاً در هنگام پلک زدن یا حرکات عمودی چشم رخ می‌دهد ، پتانسیل زیادی را ایجاد می‌کند که بیشتر در تفاوت بین کانال‌های الکتروکولوگرافی[7] در بالا و پایین چشم دیده می‌شود. چرخش کره چشم و در نتیجه دوقطبی قرنیه و شبکیه ، پتانسیل الکترودهایی را که چشم‌ها به سمت آن می‌چرخند را افزایش

[1] sleep spindles
[2] normal variants
[3] artifacts
[4] Electrocardiography (EKG)
[5] Electromyography (EMG)
[6] Glossokinetic
[7] Electrooculography (EOG)

می‌دهد و پتانسیل‌های الکترودهای مخالف را کاهش می‌دهد[۱۷]. طیف این پتانسیل‌ها با باند گاما همپوشانی دارد و تجزیه و تحلیل پاسخهای ناشی از باند گاما را به طور جدی دچار مشکل می‌سازد [۱۸]، که نیاز به روشهای تصحیح مصنوعی مناسب دارد[۱۹]. پلک زدن هدفمند یا بازتابی نیز پتانسیل‌های الکترومیوگرافی ایجاد می‌کند ، اما مهم‌تر از آن حرکت انعکاسی کره چشم در هنگام پلک زدن است که آرتیفکت EEG را ایجاد می‌کند (پدیده بل).

آرتیفکت‌های پلک اوایل ریتم کاپا (یا امواج کاپا) نامیده می‌شـــدند. معمولاً در الکترودهای نزدیک پیشـــانی، یعنی درست بالای چشم دیده می‌شوند. گاهی اوقات آن‌ها هنگام فعالیت ذهنی دیده می‌شوند. آن‌ها معمولاً در محدوده تتا (۸-۴ هرتز) یا آلفا (۸-۱۳ هرتز) هستند. آن‌ها به این دلیل نامگذاری شدند که تصور می‌شد منشأ آن‌ها از مغز است. مطالعات بعدی نشان داد که آنها با پلک زدن سریع ایجاد می‌شوند ، گاهی اوقات به قدری کوچک هستند که دیدن آن‌ها دشـــوار اســـت. آن‌ها در هنگام تحلیل EEG مانند نویز هســـتند و از نظر فنی نباید آنها را ریتم یا موج نامید. بنابراین ، استفاده فعلی در الکتروانسفالوگرافی به این پدیده به عنوان یک مصنوع پلک زدن اشاره می کند[۲۰].

برخی از این آرتیفکت‌ها می‌توانند درکاربردهای مختلف مفید باشـــند. به عنوان مثال، از ســـیگنال‌های الکتروکولوگرافی می‌توان برای تشخیص و ردیابی حرکات چشم استفاده کرد [۱۹].

آرتیفکت‌های الکتروکاردیوگرافی بسیار رایج هستند و می‌توان آن‌ها را با فعالیت اسپایک‌ها اشتباه گرفت. به همین دلیل ، ضبط EEG معمولاً شامل یک EKG تک کانالی نیز است. که می‌تواند برای تشخیص حملات قلبی و سنکوپ مفید باشد[۵].

آرتیفکت‌های گلوسوکینتیک به دلیل اختلاف پتانسیل بین وسط و نوک زبان ایجاد می‌شوند. حرکات جزئی زبان می تواند EEG را آلوده کند. (به ویژه در بیماری پارکینسون)[۵].

۱-۳-۵-۲ آرتیفکت‌های محیطی

علاوه بر آرتیفکت‌های تولید شـــده توســـط بدن ، بســـیاری از آرتیفکت‌های از خارج از بدن ســـرچشـــمه می‌گیرند. حرکت توسط بیمار یا حتی نشـــستن ممکن است باعث جابه‌جایی الکترودها شود ، و باعث دیده شدن اسپایک در سیگنال شود. همچنین اگر ایزولاسیون مناسبی صورت نگیرد تاثیر برق شهری بسیار چشم گیر خواهد بود. سومین منبع تداخل احتمالی می تواند سرم‌های داخل وریدی باشد. این سرم‌ها می‌توانند باعث نوسانات سریع و ولتاژ پایین شوند ، که ممکن است با اسپایک‌ها اشتباه گرفته شوند[۵].

۱-۳-۶ چگونگی قرار گرفتن الکترودها

قبل از قرار دادن الکترودها روی ســـر ابتدا محل را کمی لایه برداری می‌کنند تا آمپدانس ســـلول‌های مرده‌ای روی سطح کاهش یابد. سپس از ژل یا خمیری استفاده می‌کنند تا رسانایی الکتریکی را افزایش دهند. برخی سیستم‌ها هر کدام از الکترودها جداگانه سیم دارند ولی در سیستم‌هایی که تعداد الکترودها زیادتر است معمولا الکترودها روی کلاهی قرار می‌گیرند[۵]. درشکل ۳-۱ مکان قرار گیری الکترودها مطابق استاندارد بین المللی 20-10 دیده می‌شود . هر الکترود به ورودی یک تقویت کننده تفاضلی متصل است. یک الکترود مرجع مشترک به پایه دیگر تقویت کننده