زمان دریافت مقاله: ۹۵/۶/۲۲
زمان پذیرش مقاله: ۹۵/۱۰/۱۶

مروری بر واسط‌های مغز و رایانه

سعیدرضا خردپیشه
دانشجوی دکتری علوم کامپیوتر، دانشکدهٔ ریاضی، آمار و علوم کامپیوتر، پردیس علوم، دانشگاه تهران
پست الکترونیکی: kheradpisheh@ut.ac.ir

عباس نوذری دالینی*
دانشیار، دانشکدهٔ ریاضی، آمار و علوم کامپیوتر، پردیس علوم، دانشگاه تهران
پست الکترونیکی: nowzari@ut.ac.ir

محمد گنج‌تابش
دانشیار، دانشکدهٔ ریاضی، آمار و علوم کامپیوتر، پردیس علوم، دانشگاه تهران
پست الکترونیکی: Mgtabesh@ut.ac.ir

چکیده

در این مقاله، مروری بر واسط‌های مغز و رایانه و بخش‌های مختلف آن ارائه می‌گردد. واسط‌های مغز و رایانه با هدف دستیابی به یک راه ارتباطی بین مغز و یک دستگاه خارجی طراحی می‌شوند به گونه‌ای که کاربر آن بتواند بدون نیاز به هیچ یک از اندام بدن و تنها با استفاده از مغز خود یک دستگاه بیرونی را کنترل نماید. طراحی این واسط‌ها نیازمند شناخت مغز و پدیده‌های نوروفیزیولوژیکی که در هنگام انجام فعالیت‌های مغزی مختلف رخ می‌دهند، می‌باشد. همچنین به ابزارهای قوی برای دریافت سیگنال از مغز و پردازش آن‌ها نیاز دارد. هدف از پردازش سیگنال‌های دریافتی از مغز، دستیابی به دستوراتی است که کاربر قصد صدور آن‌ها به دستگاه خارجی را دارد. واسط‌های مغز و رایانه دارای کاربردهای فراوانی هستند که مهمترین آن‌ها دستیابی به ابزاری برای کمک به بیمارانی است که هیچ راه ارتباطی با دنیای بیرون ندارند.

واژه‌های کلیدی: واسط‌های مغز و رایانه، سیگنال‌های مغزی، پردازش سیگنال، طبقه‌بندی.

* نویسندهٔ مسئول

۱. مقدمه

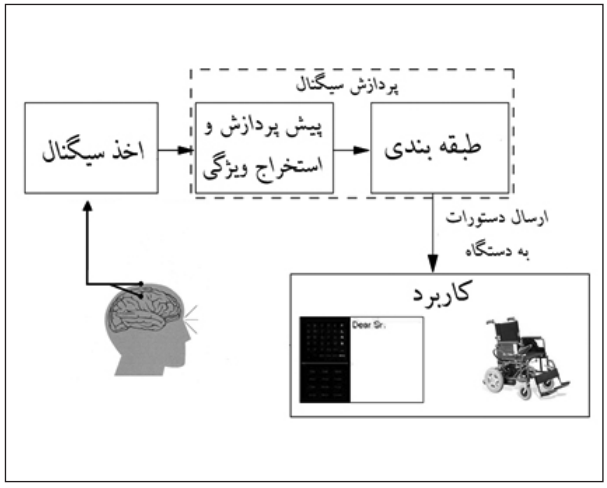
در این مقاله، مفاهیم پایه و اساسی مرتبط با واسط‌های مغز و رایانه یا BCI [1] معرفی و تشریح خواهد شد. واسط‌های مغز و رایانه با هدف برقراری یک ارتباط مستقیم میان مغز و یک دستگاه بیرونی مانند رایانه مطرح شده‌اند[۱], [۲]. شکل ۱ یک شمای کلی از این‌گونه سیستم‌ها را نمایش می‌دهد. این واسط‌ها قادر خواهند بود تا خواسته‌های افراد را از طریق سیگنال‌های مغزی آن‌ها شناسایی و به‌وسیلهٔ دستگاه بیرونی اجرا نمایند. ایده اولیه طراحی این نوع از واسط‌ها با هدف کمک به بیماران مغزی که توانایی کنترل هیچ یک از عضلات بدن خود را ندارند شکل گرفت[۳]. چنین بیمارانی (مانند بیماران مبتلا به ALS [2]) توانایی کنترل تمامی عضلات بدن خود حتی چشم‌ها و پلک‌ها را نیز از دست می‌دهند. از این‌رو این افراد درون خود قفل شده و هیچ راه ارتباطی با دنیای بیرون ندارند. در نتیجه به‌کارگیری ابزاری مانند واسط‌های مغز رایانه می‌تواند امکان برقراری ارتباط و بیان خواسته‌ها را برای این افراد فراهم سازد. به عنوان مثال یک واسط مغز و رایانه که توانایی تفکیک میان تصور حرکت دست در چهار جهت اصلی را دارد برای کنترل یک بازوی مکانیکی به کار می‌رود و یا واسطی که بتواند حروف الفبایی که کاربر برروی آن‌ها تمرکز کرده است را شناسایی کند به‌عنوان یک صفحه کلید مورد استفاده قرار می‌گیرد.

همان‌طور که در شکل ۱ دیده می‌شود واسط‌های مغز و رایانه از سه واحد اصلی شامل واحد اخذ سیگنال، پردازش سیگنال و دستگاه خارجی تشکیل شده‌اند[۴]. واحد اخذ سیگنال، وظیفه دریافت سیگنال‌های مغزی را برعهده دارد. در مرحله پردازش سیگنال، سیگنال‌های دریافت شده مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته و پس از شناسایی تمایلات کاربر، دستورات کنترلی مناسب را جهت اجرا به دستگاه خارجی ارسال می‌نماید. یکی از نکات مهم در مورد یک واسط مغز و رایانه آن است که این سیستم توانایی بازشناسی چند فعالیت ذهنی مختلف را دارد. به عنوان مثال واسطی که جهت حرکت تصور شده توسط کاربر را شناسایی می‌کند در واقع توانایی تفکیک چهار فعالیت ذهنی مختلف متناظر با تصور حرکت در هریک از چهار جهت اصلی را دارد.

برای ساخت سیستم پردازش سیگنال، می‌بایست سیگنال‌های مغزی کاربر در هنگام انجام هریک از فعالیت‌های ذهنی مورد نظر اخذ شود. در ادامه و طی یک فرایند پیش‌پردازش، عوامل زاید از قبیل انواع نوفه‌ها از روی سیگنال حذف می‌شوند تا کیفیت سیگنال دریافتی بهبود یابد [۵], [۶]. سپس، از روی این سیگنال‌ها مجموعه‌ای از ویژگی‌ها استخراج شود به طوری که بیشترین اطلاعات را برای جدا سازی سیگنال مربوط به هریک از فعالیت‌های ذهنی از سایر فعالیت‌ها داشته باشد. سیگنال‌های اخذ شده ابعاد بسیار بالایی دارند لذا تفکیک آن‌ها به صورت مستقیم کار دشواری خواهد بود. از این‌رو، مرحله استخراج ویژگی باعث خواهد شد تا هر سیگنال بر اساس ویژگی‌هایی با ابعاد بسیار کم و در عین حال حاوی بیشترین اطلاعات بازنمایی شود. در آخرین گام، یک سیستم طبقه‌بندی طراحی می‌گردد که سیگنال‌های مغزی را بر اساس ویژگی‌های استخراج شده دریافت و نوع فعالیت ذهنی انجام شده را بازشناسی کرده و دستورات لازم را به دستگاه بیرونی ارسال می‌کند. در سیستم طبقه‌بندی، سیگنال‌های مربوط به یک دستورالعمل مشخص در یک طبقه مجزا قرار می‌گیرند.

دست‌یابی به روش‌های محاسباتی کارآمد برای مراحل استخراج ویژگی و طبقه‌بندی با دشواری‌های متعدد همراه است، از قبیل وجود نوفه شدید، تغییر سیگنال‌های مغزی در طی زمان، عدم قطعیت و ابعاد ویژگی زیاد . تا کنون روش‌های محاسباتی فراوانی [۷] برای انجام هریک از مراحل استخراج ویژگی و طبقه‌بندی ارائه شده‌اند که مزایا و معایب گوناگونی دارند و همچنان نیاز به ارائه روش‌های کاراتر احساس می‌گردد.

1- Brain Computer Interface
2- Amyotrophic Lateral Sclerosis



شکل ۱: اجزای یک واسط مغز و رایانه

تا کنون پدیده‌های نوروفیزیولوژیکی مختلفی شناسایی شده‌اند که در هنگام انجام فعالیت‌های ذهنی مختلف رخ می‌دهند[۳]. با استفاده از این پدیده‌ها می‌توان به فعالیت مغزی انجام شده توسط کاربر پی برد. در واقع هدف از مرحله استخراج ویژگی دستیابی به ویژگی‌هایی است که امکان شناسایی این پدیده‌ها را میسر سازد. از جمله این پدیده‌ها می‌توان به پاسخ‌های برانگیخته مانند P300، پتانسیل برانگیخته بینایی حالت پایدار یا SSVEP[۳]، پاسخ‌های خودانگیخته و طیف‌های حسی حرکتی اشاره نمود[۳]. در این مقاله مروری بر واسط‌های مغز و رایانه مبتنی بر این پدیده‌ها خواهد شد.

ادامه این مقاله بدین شرح می‌باشد: در بخش ۲ یک معرفی کلی از مغز و نحوه کارکرد آن و در بخش ۳ نحوه دریافت سیگنال مغزی EEG ارائه می‌گردد. بخش ۴ نیز به معرفی پدیده‌های نوروفیزیولوژیکی قابل شناسایی در سیگنال EEG که قابل استفاده در واسط‌های مغز و رایانه هستند پرداخته شده است. قسمت‌های مختلف واحد پردازش سیگنال در واسط‌های مغز و رایانه نیز در بخش ۵ تشریح شده‌اند. انواع کاربردهای واسط‌های مغز و رایانه نیز در بخش ۶ بیان شده‌اند. در انتها و در بخش ۷، یک جمع‌بندی از این مقاله ارائه شده است.

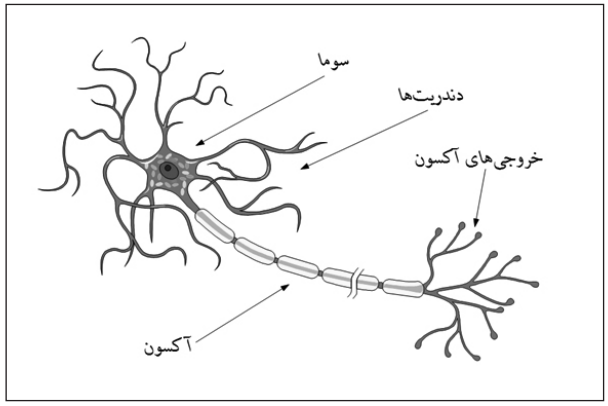
3- Steady State Visual Evoked Potential

۲. مغز و نحوه عملکرد آن

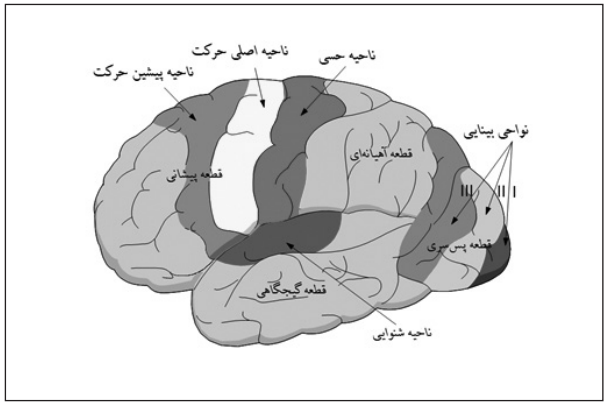
مغز انسان یکی از پیچیده‌ترین اجزاء بدن است که تا کنون مورد مطالعه قرار گرفته است و با وجود انجام تحقیقات گسترده، اطلاعات کمی از نحوه عملکرد آن به‌دست آمده است. سوالات سطح بالایی مانند «فکر چیست؟» و «ذهن چگونه کار می‌کند؟» هنوز بی‌پاسخ مانده‌اند و احتمالا برای مدت زمان طولانی جوابی برای آن‌ها یافت نخواهد شد. در عوض، دانش موجود برروی سوالات سطح پایین‌تری درباره مغز ازقبیل «نواحی مختلف مغز از چه نوع سلول‌هایی ساخته شده‌اند؟» و «این سلول‌ها چگونه با هم در ارتباط هستند؟» تمرکز کرده است[۸].

نورون یا سلول عصبی، اساسی‌ترین جزء تشکیل دهنده مغز و کل سیستم عصبی است[۸]. مغز انسان تقریبا از صد میلیارد نورون ساخته شده است که هر نورون آن امکان اتصال به ده هزار نورون دیگر را دارد. هر نورون به تنهایی عملکردی مانند یک واحد پردازش منطقی دارد که سیگنال‌های الکتروشیمیایی را دریافت و ارسال می‌کند. برقراری اتصال میان نورون‌ها، شبکه‌های نورونی را پدید می‌آورند که وظیفه کنترل و اجرای کلیه فعالیت‌های فیزیکی و ذهنی انسان را برعهده دارند. چگونگی و شدت اتصال میان نورون‌ها است که عملکرد یک شبکه نورونی را تعیین می‌کند. ورودی‌های هر نورون (دندریت‌ها[۴])، سیگنال‌های الکتریکی دریافتی از نورون‌های قبلی را به درون بدنه سلول(سوما[۵]) می‌فرستند. چنانچه اختلاف پتانسیل درون و بیرون نورون از حد معینی عبور کند آنگاه نورون یک پالس الکتریکی را از طریق خروجی خود (آکسون[۶]) به نورون‌های بعدی ارسال می‌کند. به این طریق اطلاعات ورودی درون شبکه‌های نورونی مغز منتشر شده و پردازش مورد نیاز برروی آن صورت می‌گیرد و نهایتا خروجی به‌دست آمده به سمت مقصد خود (اعضای بدن و یا سایر نواحی مغزی) ارسال می‌شوند. شکل ۲ یک شمای کلی از نورون را ارائه می‌دهد.

4- Dendrites
5- Soma
6- Axon

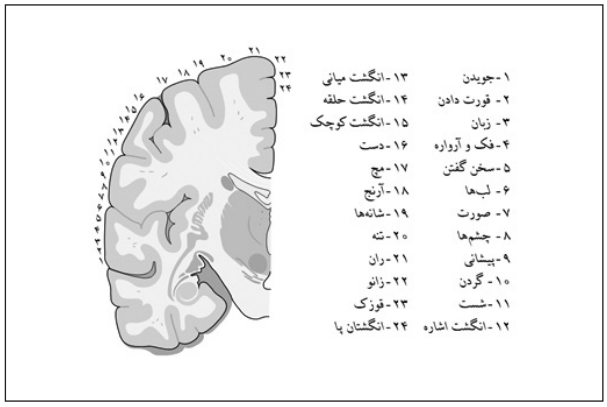


شکل ۲: ساختار نورون



شکل ۳: نواحی مغزی

سطح مغز به‌وسیله لایه نازکی متشکل ازحدود صد میلیارد نورون شدیدا فشرده شده پوشیده شده است که به آن قشر مغز گفته می‌شود[۸]. قشر مغز که بخش اصلی پردازش در مغز است، وظیفه پردازش اعمال سطح بالایی مانند شنوایی، بینایی، حس لامسه، کنترل حرکات، تصمیم گیری و غیره را برعهده دارد. قشر مغز را می‌توان به نواحی مختلفی تقسیم کرد که هریک از این نواحی مسئولیت پردازش یکی از فعالیت‌های مغزی را برعهده دارد. شکل‌های ۳ و ۴ به ترتیب تقسیم بندی کلی قشر مغز و بخش حرکتی آن را نشان می‌دهند.

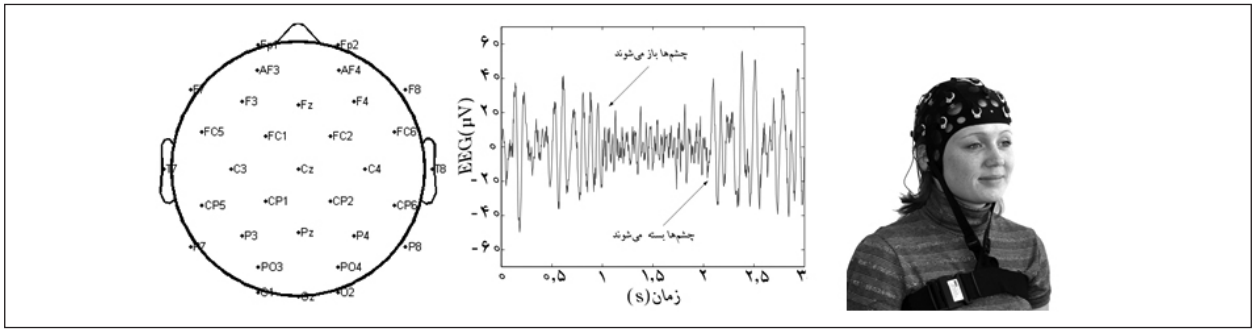


شکل ۴: تقسیم بندی قشر حرکتی مغز

۳. سیگنال‌های مغزی

همانطور که گفته شد، تمامی فعالیت‌های مغزی از طریق ارسال پالس‌های الکتریکی مابین نورون‌ها انجام می‌شود. مجموعه فعالیت الکتریکی نورون‌ها، یک میدان الکتریکی در اطراف جمجمه ایجاد می‌کند که اندازه آن با تغییر فعالیت مغزی تغییر می‌کند. با ثبت نحوه تغییرات این میدان الکتریکی در طی زمان یک سیگنال الکتریکی به‌دست خواهد آمد که حاوی اطلاعاتی در مورد فعالیت مغزی انجام شده خواهند بود[۹]. تا کنون تکنیک‌های مختلفی برای اخذ این سیگنال‌ها ارائه شده‌اند که می‌توان آن‌ها را به دو دسته ۱) تهاجمی که سیگنال را از روی سطح یا درون قشر مغز ثبت می‌کنند و نیاز به عمل جراحی دارند و ۲) روش‌های غیرتهاجمی که سیگنال را از روی سطح پوست و جمجمه دریافت می‌کنند، تقسیم‌بندی کرد[۱۰]. در این میان، روش موج‌نگارمغزی یا EEG[۷] [۹] که از جمله روش‌های غیر تهاجمی است از کاربرد بیشتری برخوردار است[۱۱]. در این روش گیرنده‌هایی (الکترودهایی) در مکان‌هایی مشخص از سطح سر قرار گرفته و تغییرات میدان الکتریکی در یک ناحیه مشخص را ثبت می‌کنند. شکل ۵، یک نمونه از این سیستم ثبت سیگنال به همراه نحوه چینش الکترودها برروی سطح جمجمه براساس سیستم استاندارد ۱۰-۲۰ و تاثیر باز و بسته شدن چشم‌ها برروی سیگنال دریافت شده از یکی از الکترودها را نمایش می‌دهد. باید توجه داشت که سیگنال دریافتی توسط هر الکترود بیانگر برآیند فعالیت الکتریکی چند میلیون نورون در آن ناحیه از قشر مغز است که در زیر الکترود قرار گرفته‌اند.

7- Elecroencephalography



شکل ۵: از راست به چپ: دستگاه ثبت EEG و نحوه چینش الکترودها برروی سطح جمجمه به همراه یک نمونه سیگنال دریافتی از الکترود Oz و تاثیر باز و بسته شدن چشم‌ها بر آن.

۴. پدیده‌های نوروفیزیولوژیکی قابل شناسایی در سیگنال EEG

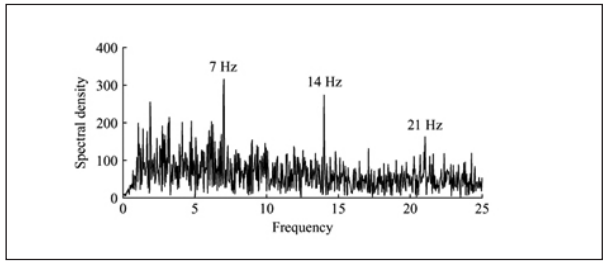
در هنگام انجام فعالیت‌های مغزی مختلف، پدیده‌های نوروفیزیولوژیکی رخ می‌دهد که برخی از آن‌ها را می‌توان در سیگنال EEG شناسایی کرد. برخی از این پدیده‌ها به یک محرک بیرونی وابسته هستند و برخی از آن‌ها بدون وجود محرک بیرونی و در طی انجام کارهای عادی در مغز پدیدار می‌شوند و توانایی تولید برخی دیگر بعد از انجام یک فرایند یادگیری ایجاد می‌گردد. در این بخش برخی از این پدیده‌ها معرفی شده‌اند.

٤-١ پاسخ‌های برانگیخته

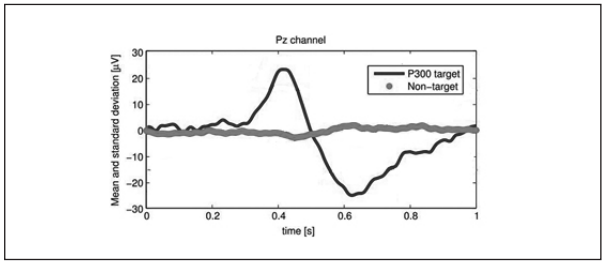
پاسخ‌های برانگیخته از پدیده‌هایی هستند که به‌واسطهٔ بروز یک محرک بیرونی، در مغز ایجاد می‌شوند. پاسخ‌های برانگیخته به صورت گسترده در طراحی واسط‌های مغز و رایانه به کار رفته اند که در ذیل به دو نمونه از مهم‌ترین آن‌ها اشاره شده است.

• **P300**: رخداد P300 یک نقطه اوج در پتانسیل الکتریکی سیگنال EEG است که در حدود ۳۰۰ میلی‌ثانیه بعد از وقوع یک محرک نادر ولی مورد انتظار ظاهر می‌شود[۱۲]، [۱۳]. این پدیده حاصل یک فرایند طبیعی در مغز است و بدون نیاز به هرگونه آموزش به فرد، در سیگنال مغزی وی ایجاد می‌شود. در واسط‌های مغز و رایانه مبتنی بر P300، هر محرک (حروف الفبا یا عکس) معادل یک مفهوم یا دستور مشخص برای واسط است. زمانی که محرک مورد نظر کاربر در میان تعداد زیادی از محرک‌های دیگر ظاهر می‌شود الگوی P300 ظاهر خواهد شد و واسط مغز و رایانه، محرک مورد نظر کاربر را تشخیص داده و دستورات لازم را به دستگاه خارجی ارسال می‌کند. به عنوان مثال یک مجموعه تصاویر مربوط به غذاهای مختلف را در نظر بگیرد که یکی یکی به کاربر نمایش داده می‌شوند، چنانچه کاربر یکی از این غذاها را در ذهن خود انتخاب کند آنگاه پس از مشاهده تصویر مربوط به آن غذا یک پاسخ P300 در سیگنال مغزی ناحیه قشر بینایی مشاهده خواهد شد. شکل ۶ یک پاسخ خود انگیخته P300 مربوط به محرک هدف را نمایش می‌دهد.

• **پتانسیل برانگیخته حالت پایدار بینایی یا SSVEP**: زمانی که یک محرک چشمک‌زن با فرکانس ثابت بزرگتر از ۵ هرتز به فرد نمایش داده شود، یک افزایش انرژی در همان طیف فرکانسی از سیگنال EEG، در ناحیه پس سری (بخش بینایی مغز) ایجاد می‌شود[۱۴]. در کاربردهای مبتنی بر SS-VEP، کاربر می‌بایست به محرک مورد نظر خود در صفحه نمایش خیره شود. محرک‌های مختلف با فرکانس‌های متفاوت چشمک زده و در نتیجه پتانسیل مربوط به آن مولفه فرکانسی افزایش خواهد یافت که کاربر به محرک متناظر با آن خیره شده است. در شکل ۷، افزایش توان سیگنال به‌واسطهٔ مشاهده یک محرک چشمک زن با فرکانس هفت هرتز آورده شده است. همانطور که دیده می‌شود توان سیگنال در فرکانس ۷ هرتز و هارمونی‌های آن نسبت به سایر فرکانس‌ها افزایش قابل توجهی داشته است.



شکل ۶: رخداد P300 در الکترود Pz شکل



۷: افزایش انرژی یا توان طیف فرکانس ۷هرتز و هارمونی‌های آن

۲-٤ پاسخ‌های خودانگیخته

پاسخ‌های خودانگیخته آن‌گونه از پدیده‌های نوروفیزیولوژیکی هستند که به محرک بیرونی نیاز نداشته و توسط خود فرد ایجاد می‌شوند. پاسخ‌های خودانگیخته در طراحی واسط‌های مغز و رایانه مبتنی بر تصور حرکت یا مبتنی بر انجام اعمال ذهنی استفاده شده است. در ذیل به چند گونه از مهم‌ترین پاسخ‌های خودانگیخته اشاره شده است.

• آهنگ‌های حسی‌حرکتی یا SMR[8]: انجام حرکات در هر یک از اندام‌های بدن منجر به افت انرژی سیگنال دریافتی از ناحیه حرکتی قشر مغز در طیف فرکانسی ۸ تا ۳۰ هرتز می‌شود. بعد از اتمام حرکت، انرژی سیگنال به حالت قبلی خود باز می‌گردد. همانند حرکت واقعی، تصور انجام حرکت توسط کاربر نیز می‌تواند فعالیت نورونی مشابهی در قشر حسی‌حرکتی ایجاد کند. در نتیجه، این پدیده امکان استفاده از واسط‌های مغز و رایانه را که مبتنی بر تصور حرکت هستند برای بیماران با ناتوانی‌های شدید حرکتی ایجاد می‌کند. به‌عنوان مثال یک واسط مغز و رایانه که توانایی بازشناسی تصور حرکت دست‌ها و پاهای چپ و راست را از روی سیگنال دریافتی از الکترودهای قرار گرفته برروی نواحی مختلف قشر حرکتی مغز داشته باشد می‌تواند برای کنترل حرکت اندام یک روبات به کار برود. شکل ۸ افت انرژی سیگنال دریافتی از الکترود C3 (که برروی قشر حرکتی در نیمکره سمت چپ قرار دارد) در هنگام تصور حرکت دست راست و همین‌طور افت انرژی سیگنال دریافتی از الکترود C4 (که برروی قشر حرکتی در نیمکره سمت راست قرار دارد) در هنگام تصور حرکت دست چپ را نمایش می‌دهد.

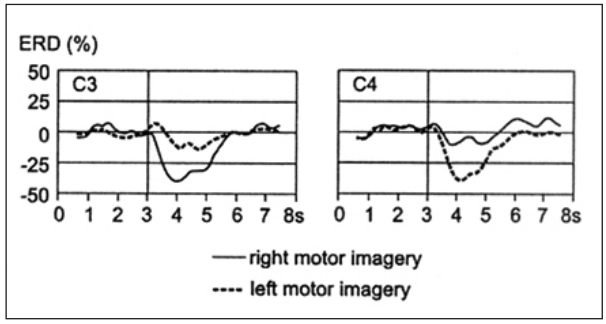
• **پاسخ‌های خودانگیخته مرتبط با اعمال ذهنی**: علاوه بر تصور حرکت، اعمال ذهنی غیرحرکتی مانند اعمال محاسباتی، شمارش، تصور اشیاء و ساخت کلمات تصادفی را نیز می‌توان در واسط‌های مغز و رایانه به کار گرفت[۱۵]. هر کدام از این اعمال، الگوی توزیع فرکانسی خاصی برروی جمجمه دارند. با توجه به پیچیده‌تر بودن پردازش این اعمال نسبت به تصورت حرکت، از آن‌ها کمتر در کاربردهای عملی استفاده شده است.

• **پاسخ‌های القایی**: بر خلاف موارد قبل، این نوع از پدیده‌ها نتیجه یک فرآیند عادی در مغز نیستند; بلکه فرد در یک مرحله آموزش فرا می‌گیرد تا پدیده نوروفیزیولوژیکی مورد نظر را تولید کند. به عنوان مثال کاربر در یک مرحله آموزش فرا می‌گیرد که چگونه میزان انرژی سیگنال مغزی خود را کاهش و یا افزایش دهد. حال اگر هر سطح انرژی معادل یک دستورالعمل باشد آنگاه کاربر می‌تواند با تغییر انرژی سیگنال مغزی خود دستور دلخواه را به واسط مغز رایانه انتقال دهد.

۵. پردازش سیگنال

همان‌طور که قبلا اشاره شد، در واسط مغز و رایانه، به یک سیستم پردازش سیگنال برای بازشناسی فعالیت ذهنی انجام شده توسط کاربر از روی سیگنال‌های دریافتی مورد نیاز است. این سیستم از سه بخش پیش پردازش،

8- Sensorimotor Rhythms



شکل ۸: افت توان سیگنال در هنگام تصورت حرکت دست چپ و راست.

اســـتخراج ویژگی و طبقه‌بندی تشکیل شده است. در ادامه هریک از این بخش‌ها تشریح می‌گردد.

۵-۱ پیش پردازش

هدف اصلی در مرحله پیش پردازش حذف سیگنال‌های نوفه از سیگنال اصلی است[۱۶]. منظور از نوفه، هر سیگنال الکتریکی می‌باشـــد که توسط دســـتگاه ثبت EEG از روی پوست اندازه گیری شود اما منشأ غیر مغزی داشته باشد. دامنه سیگنال‌های EEG بســـیار کوچک است (در حد چند میکروولت) و اغلب توسط انواع گوناگونی از سیگنال‌های نوفـــه آلوده می‌شـــود. وجود ســـیگنال‌های نوفه منجر به تخریب سیگنال‌های مغزی و کسب نتایج نادرست از فرایند پردازش ســـیگنال‌های مغزی می‌گردد. در این بخش، انواع عوامل ایجاد نوفه و همچنین راه‌های مقابله با آن‌ها معرفی خواهد شد.

۵-۱-۱ عوامل ایجاد نوفه برروی سیگنال‌های EEG

در هنگام ضبط سیگنال‌های EEG تنوع بسیار بالایی از عوامل ایجاد نوفه رخ می‌دهد که برخی از آن‌ها به سادگی قابل تشخیص هســـتند، در حالی که تشخیص بسیاری از آن‌ها که ســـیگنالی شبیه به سیگنال‌های مغزی دارند، حتی بـــرای افراد متخصص و ماهر در این زمینه نیز غیر ممکن می‌باشد. عوامل ایجاد نوفه را می‌توان به دو دسته تقسیم کرد[۱۷], [۱۸]:

• **غیـــر فیزیولوژیکی**: این گونه از نوفه‌ها منشـــأ غیر انســـانی دارند و از عوامل زیر ناشـــی می‌شوند: جابجایی الکترودهـــا در حیـــن ثبت، نوفهٔ ثابت ۵۰ هرتز که توســـط ســـیم‌های متصل کننـــده الکترودها به تجهیـــزات دریافت سیگنال ایجاد می‌شود و نوفه‌های مربوط به تجهیزات ثبت سیگنال مانند تقویت کننده‌ها.

• **فیزیولوژیکی**: این گونه از نوفه‌ها منشأ انسانی دارند و از فعالیت‌های مختلف بدن نشئت می‌گیرند. انواع نوفه‌های فیزیولوژیکی عبارتند از: نوفهٔ چشمی که از حرکت چشم‌ها ایجاد می‌شـــود و شکل آن بسته به جهت و سرعت حرکت چشم‌ها متفاوت است و نوفهٔ ناشی از پلک زدن که معمولا شـــکل موج‌های تندتری نســـبت به حرکات چشـــمی تولید می‌کنـــد و اجزاء فرکانس بالای زیادی دارد. تاثیر نوفه‌های چشمی و پلک زدن بر کانال‌های جلویی سر بیشتر می‌باشد. نوفه‌های ماهیچه‌ای مربوط به فعالیت الکتریکی ناشـــی از انقباض ماهیچه‌ها می‌باشـــد و درحین اعمالی مانند حرکت ســـر، حرف زدن، اخم کردن، جویدن، بلعیدن و سکســـکه اتفـــاق می‌افتند. فعالیت الکتریکی قلـــب نیز از جمله عواملی اســـت که سیگنال‌های مغزی را آلوده می‌کند که شکل موج مرتب و تکرار شونده دارد که امکان تشخیص و حذف آن از سیگنال EEG را فراهم می‌سازد.

۵-۱-۲ راهکارهای مقابله با نوفه

با توجه به آن‌چه بیان شـــد، وجود عامل نوفه، استفاده از سیگنال EEG را مختل می‌کند. در نتیجه می‌بایست قبل از هرگونه استفاده از سیگنال‌های EEG، با نوفه‌های موجود در آن‌هـــا مقابله نمود. بنابراین مقابله با نوفه اولین مرحله در تمامی کاربردهای ســـیگنال‌های EEG بـــوده و اجرای درست آن نقش مهمی در صحت نتایج حاصل از پردازش این سیگنال‌ها دارد[۱۹]. در ادامه، راه‌کارهای مختلف حذف نوفه و نحوه عملکرد آن‌ها معرفی خواهند شد.

• **پرهیز از نوفه**: اولین راهکار پیشنهاد شده برای مقابله بـــا نوفه‌ها پرهیز از وقوع آن‌ها با دادن دســـتورالعمل‌های مناسب به کاربران است[۲۰]. برای مثال به کاربر آموزش داده می‌شـــود کـــه از پلک زدن و حرکـــت اعضای بدن در طـــول مدت آزمایش خودداری کنـــد. مزیت این روش عدم نیاز آن به انجام محاسبات ریاضی است و نقاط ضعف آن

عبارتند از: ۱) تولید بسیاری از سیگنال‌های فیزیولوژیکی غیـر ارادی و اجتناب ناپذیرند. ۲) تلاش ذهنی کاربر برای جلوگیـری از وقوع نوفه‌هـای فیزیولوژیکی خود منجر به تخریب سیگنال اصلی خواهد شد.

• **حذف سیگنال‌های نوفه‌ای:** ایده اصلی این روش حذف کامل بازه‌هایی از سیگنال EEG است که تحت تاثیر عوامل نوفه قرار گرفته‌اند[۲۱]. ایـن روش را می‌توان به صورت دسـتی و یا خودکار انجام داد. برای حذف سـیگنال‌های نوفه‌ای به صورت دسـتی نیاز به تجربـه زیاد در کار با سیگنال‌های EEG وجود دارد. در این روش کاربر آسایش بیشـتری دارد و در نتیجه هیچ فعالیت مغزی اضافی برای جلوگیـری از وقوع نوفه انجـام نخواهد داد. اما باید توجه داشـت که حذف سـیگنال نوفه‌ای به معنی حذف همزمان اطلاعات مفید و نوفه خواهد بود که منجر به از دست رفتن بخـش زیادی از داده‌های مفید موجـود می‌گردد که برای انجام فرایند طبقه‌بندی مورد نیاز هسـتند. این روش برای استفاده در واسط‌های مغز و رایانه مناسب نیست چرا که در این واسط‌ها، سـیگنال‌های ورودی می‌بایست به طور پیوسته دریافت و پردازش شوند و امکان حذف بخشی از سیگنال وجود ندارد[۱۶].

• **رفع نوفه:** این روش به مفهوم شناسایی و حذف نوفه از سیگنال‌های مغزی می‌باشد، به طوری که سیگنال اصلی دست نخورده باقی بماند. راهکار رفع نوفه مناسب‌ترین و در عین حال پیچیده‌ترین راه برای مقابله با آن می‌باشـد. این روش علاوه بر آزادی و آسایش بیشتر کاربر در طول مدت ضبط سیگنال، هیچ داده مفیدی را حذف نخواهد کرد. برخی از عوامل نوفه مانند نوفهٔ خطی ۶۰ هرتز، در باندهای فرکانسی مشخصی ظاهر می‌شوند که می‌توان با استفاده از پالایه فرکانسـی[9] آن‌ها را از بین برد. برای رفع سـایر نوفه‌ها نیز تحقیقات زیادی صورت گرفته است و روش‌های بسـیاری ارائه شـده‌اند که از جمله آن‌ها می‌توان به انواع پالایه‌های فضایـی[۲۲]، پالایه‌های تطبیقـی[۱۶]، تبدیلات ریاضی مانند تبدیل موجک[۲۱]، روش‌های رگرسـیون [10] [۲۳]، [۲۴] و پردازش اجزاء مسـتقل یا ICA [11] [۲۵] اشاره کرد.

۵-۲ استخراج ویژگی

اسـتخراج ویژگی را می‌توان به عنوان یک نگاشـت از فضـای اولیه به فضـای ویژگی‌ها در نظـر گرفت که در این فضای جدید نمونه‌هـای متعلق به رده‌های مختلف به صورت بهتری قابل تفکیک باشند. طبیعی است ویژگی‌هایی که بیشـترین اختلاف را میان رده‌های مختلف ایجاد کنند ویژگی‌های مطلوب‌تری هستند. وجود ویژگی‌هایی که حاوی اطلاعات کم و یا زائد باشند نه تنها به انجام دسته‌بندی کمکی نمی‌کنند بلکه در برخی موارد عمل طبقه‌بندی را دشـوارتر نیز می‌کنند. در نتیجه، آن فضای ویژگی مناسـب‌تر است که در آن سـیگنال‌های عضو یک دسته به یکدیگر نزدیک باشند و در عین حال از سیگنال‌های دسته‌های دیگر فاصله داشـته باشند. به عبارت دیگر، سـیگنال‌های هر دسته در اطراف میانگین دسته متمرکز باشند و در عین حال میانگین دسته‌ها به اندازه کافی از یکدیگر دور باشند[۲۶].

یک واسط مغز و رایانه نیز برای عملکرد بهتر در بخش طبقه‌بندی نیاز به اسـتخراج ویژگی‌های مناسب و بهینه از روی سـیگنال‌های مغزی دارد. در ادامه این بخش با انواع روش‌های اسـتخراج ویژگی از سـیگنال‌های EEG بیشتر آشنا خواهیم شد.

• **ویژگی‌هـای فضایـی:** در بسـیاری از آزمایش‌ها، پژوهشـگران به دنبال شناسـایی فعالیت‌های مربوط به یـک منبع مغزی خاص هسـتند و این بدان معنا اسـت که اطلاعات مفیدی در سـیگنال نواحی دیگر وجود ندارد. در نتیجه می‌بایسـت الکترودها را بر اسـاس ارتباط آن‌ها با فعالیت‌هـای مغزی مورد نظـر، وزن‌دهی کرد. روش‌هایی مانند مشـتق‌گیری دو قطبی، مشـتق‌گیری لاپلاسین[۲۷] و مرجع میانگین مشـترک[۲۸] از جمله پالایه‌های فضایی هستند که الکترودها را بر اساس مجموعه ای از وزن‌های

9- Frequency Filter

10- Regression

11- Independent Component Analysis

ثابت در یک ترکیب خطی قرار می‌دهند. این وزن‌ها بر اساس فاصله الکترودها تا الکترود اصلی که منبع مغزی مورد نظر در زیر آن قرار دارد تعیین می‌شوند. تحلیل اجزاء اصلی[۲۹]، تحلیل اجزاء مستقل[۳۰]، [۳۱] و الگوهای فضایی مشترک[۳۴]–[۳۲] نیز پالایه‌های فضایی هستند که وزن مربوط به الکترودها را بر اساس داده‌ها تعیین می‌کنند و در آن‌ها نیازی به دانش قبلی برای تعیین کانال‌های مرتبط نیست. در روش الگوهای فضایی مشترک، سیگنال اولیه به یکسری الگوهای فضایی تجزیه می‌شود. این الگوهای فضایی به گونه‌ای از سیگنال‌های مربوط به دو دسته مختلف استخراج شده‌اند که اختلاف میان این دو دسته را زیاد کنند. الگوهای فضایی یک وزن‌دهی به الکترودها (فیلتر فضایی) هستند که مستقیما از روی سیگنال‌ها محاسبه شده‌اند. در این روش فیلترهای فضایی به گونه‌ای تعیین می‌شوند که واریانس سیگنال‌های خروجی بیشترین اطلاعات جداسازی دسته‌ها را در خود داشته باشند. به این صورت که برای نمونه‌های متعلق به دسته اول واریانس سیگنال‌های تمامی کانال‌ها مقادیری کوچک باشند و برای دسته دیگر واریانس سیگنال تمامی کانال‌ها مقادیری بزرگ شوند. درنتیجه، بعد از اعمال پالایه‌ها، می‌توان از واریانس کانال‌ها به عنوان مجموعه ویژگی‌های جداکننده استفاده نمود.

• **ویژگی‌های زمانی**: در این گونه از ویژگی‌ها، از نحوه تغییرات سیگنال در طی زمان برای استخراج ویژگی استفاده می‌شود. با توجه به این‌که سیگنال‌های EEG در طی زمان تغییرات زیادی در حوزه فرکانسی و دامنه سیگنال دارند، از این‌رو ویژگی‌های زمانی می‌توانند اطلاعات مناسبی از وضعیت سیگنال ارائه دهند[۳۵]. در واقع می‌توان گفت که ویژگی‌های زمانی از طریق تحلیل شکل سیگنال بر اساس معیارهایی مثل دامنه یا انرژی سیگنال استخراج می‌شوند. این‌گونه از ویژگی‌ها برای واسط‌های مغز و رایانه که بر مبنای پاسخ‌های برانگیخته کار می‌کنند مناسب‌تر هستند. زیرا در این گونه از سیستم‌ها ولتاژها یا فرکانس‌های مشخصی در بازه‌های زمانی معینی بعد از وقوع محرک ظاهر می‌شوند. در نتیجه، میزان انرژی سیگنال، میزان بی‌نظمی در سیگنال، تغییرات ولتاژ یا دامنه یک باند فرکانسی مشخص در این بازه‌های زمانی می‌توانند به عنوان مجموعه ویژگی‌ها زمانی استخراج شوند[۳۶].

• **ویژگی‌های فرکانسی**: همان‌طور که قبلا نیز گفته شد، سیگنال‌های EEG برآیند مولفه‌های فرکانسی هستند که از فعالیت‌های همگام شبکه‌های نورونی مختلف واقع در ناحیه مغزی زیر الکترود ایجاد شده‌اند. رخدادهایی از قبیل ظاهر شدن، ناپدید شدن، شدت یافتن، یا ضعیف شدن باندهای فرکانسی مختلف می‌توانند نحوه فعالیت نواحی مغزی زیر الکترودها را بازنمایی کنند. در واقع این‌گونه از ویژگی‌ها مشخص می‌کنند که چه مقدار از توان سیگنال به هر باند فرکانسی تعلق دارد[۳۷]. روش‌های استخراج ویژگی‌های فرکانسی عمدتا بر پایه تبدیلات ریاضی مانند فوریه بنا شده‌اند که سیگنال را به حوزه فرکانس منتقل می‌کنند[۳۵]. ویژگی‌های فرکانسی را می‌توان مستقیما از روی ضرایب فرکانس‌های مختلف استخراج کرد و یا این‌که قدرت باندهای فرکانسی مختلف را محاسبه و به عنوان ویژگی‌های استخراجی در نظر گرفت. روش چگالی طیف توان از معروفترین روش‌های این دسته است[۳۸]، [۳۹].

• **ویژگی‌های زمان–فرکانسی**: یکی از مهم‌ترین خواص سیگنال‌های مغزی، پویا بودن آن‌ها است، به این معنا که دامنه و مولفه‌های فرکانسی آن در طی زمان و به طور دائم تغییر می‌کند. پویایی سیگنال مغزی از تغییر فعالیت‌های مغزی نشئت می‌گیرد. در نتیجه استخراج ویژگی‌های فرکانسی برای بازه‌های زمانی طولانی مدت اطلاعات کاملی را ایجاد نخواهد کرد. ویژگی‌های زمان–فرکانسی سعی می‌کنند تا مولفه‌های فرکانسی را در بازه‌های زمانی مختلف به‌دست آورند[۴۰]. روش فوریه زمان کوتاه[۴۱] با استفاده از تبدیل فوریه مولفه‌های فرکانسی سیگنال را در بازه‌های زمانی کوتاه و یک اندازه محاسبه می‌کند. انتخاب طول بازه زمانی از اهمیت بالایی برخوردار است چرا

کــه بازه کوتاه تفکیک پذیری زمانــی را بالا برده و تفکیک پذیری فرکانســی را کاهش می‌دهد و بازه زمانی طولانی تفکیک پذیری فرکانسی را بالا برده و تفکیک پذیری زمانی را کاهش می‌دهــد. روش تبدیل موجک[۴۲] یک ابزار دیگر برای استخراج ویژگی‌های زمان–فرکانسی اما با رویکردی هوشــمندانه‌تر از تبدیل فوریه زمان کوتاه است که در آن مولفه‌های فرکانسی مختلف در پنجره‌های زمانی متناسب در نظر گرفته می‌شوند.

• **ویژگی‌هــای پارامتــری**: در این گونــه از روش‌های استخراج ویژگی، درابتدا، ســیگنال با یک مدل پارامتری[۱۲] هم ارز قرار داده می‌شود و پس از تخمین پارامترهای مدل، از این پارامترها به عنوان ویژگی‌های استخراجی استفاده می‌شود. دو روش پرکاربرد اســتخراج ویژگی پارامتری روش‌های AR [13] و MA[۱۴] هستند[۴۳]. در مدل خودبرگشتی یا AR، مقدار ســیگنال گسســته در هر لحظه را نتیجه یک ترکیب خطی از مقادیر سیگنال در لحظات پیشین به همراه یک نوفهٔ ســفید می‌داند. ضرایبی را که بــرای این ترکیب خطی به دست می‌آیند می‌توان به عنوان مقادیر ویژگی در نظر گرفت.

۳-۵ طبقه‌بندی

آخرین و یکــی از مهم‌ترین اجزای یک واســط مغز و رایانه، بخش طبقه‌بندی آن اســت. هدف این بخش، دســته بندی کردن داده‌های ورودی گرفته شده از مرحله استخراج ویژگی، به دسته‌های (رده‌های) مجزا از هم است. در واقع هر یک از این دســته‌ها بیانگر یکی از فعالیت‌ها ذهنی است که در طراحی واسط مغز و رایانه مورد نظر لحاظ شده‌اند. به عبارت دیگر طبقه بند مسئولیت شناسایی دستورالعمل کاربر را بر اســاس ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال مغزی بر عهده دارد.

تا کنون سیســتم‌های طبقه‌بندی متعدد با رویکردهای گوناگون معرفی شــده‌اند[۴۴]. در اکثــر این روش‌ها، نیاز اســت تا مجموعــه‌ای از نمونه‌هــای ورودی که متعلق به رده‌های مختلف هســتند با عنوان مجموعه آموزشــی در اختیار باشــند تا طبقه بند با استفاده از آن‌ها فرایند تفکیک نمونه‌ها به ردهٔ متناظرشــان را فرا بگیرد. درطبقه‌بندهای آماری عمل تشــخیص رده یک نمونه ورودی بر اســاس چگونگی توزیع نمونه‌های آموزشــی متعلــق به رده‌های مختلف صورت می‌گیرد. به‌عنــوان مثال، می‌توان به طبقه بند بیــز[۳۶] و K–نزدیک‌ترین همســایه[۳۶] که به ترتیب طبقه‌بندهــای آمــاری پارامتری و غیر پارامتری هســتند اشــاره کــرد. در طبقه‌بندهای خطی، مانند ماشــین بردار پشــتیبان[۴۵] یا تحلیل جدا کننــده خطی[۴۵]، فرض بر آن اســت که فضای نمونه‌های متعلق به دسته‌های مختلف با اســتفاده از یک اَبَرصفحه قابل تفکیک هســتند که هر کدام با رویکردی متفاوت ســعی در یافتن آن دارد. طبقه‌بندهای مبتنی بر شبکه عصبی مانند پرسپترون چند لایه[۳۶], [۴۶] نوعــی دیگر از طبقه بندها هســتند کــه از فرایند یادگیری در مغــز الهام گرفته‌اند. شــبکه‌های عصبی از مجموعه‌ای از نورون‌های مصنوعی که به‌وســیلهٔ یکسری از ضرایب به یکدیگر متصل هستند تشکیل شــده‌اند و در طی فرایند یادگیــری با اســتفاده از یک ســازوکار تصحیــح خطا، وزن‌های اتصالی بین نورون‌ها را به گونه‌ای تعیین می‌کنند که عمل طبقه‌بندی با کمترین خطا صورت پذیرد. همچنین از طبقه‌بندهای ترکیبی به صورت گسترده برای بالا بردن دقت عمل طبقه‌بندی بهره گرفته شده است[۴۷], [۴۸].

۶. کاربردهایی از واسط‌های مغز و رایانه

تا کنون واسط‌های متعدد با رویکردها و اهداف مختلف طراحی شده‌اند که می‌توان آن‌ها را در گروه‌های مختلف به صورت زیر دسته بندی کرد.

• **ارتباطی**: در این نوع از واســط‌های مغز و رایانه از انتخاب نمادها یا تصاویر برای برقراری ارتباط اســتفاده می‌شود. نمادها می‌توانند حروف الفبا، کلمات و یا جملات باشــند. به عنــوان مثال از ســیگنال P300 بــرای انتخاب

12- Parametric model
13- Autoregressive model
14- Moving average

نویسه‌های حروف الفبا و نوشتن[۴۹]، [۵۰] یا از آهنگ‌های حسی‌حرکتی برای حرکت نشانگر رایانه و انتخاب گزینه‌ها[۵۱] استفاده شده است.

• **کنترل محیط**: واسطهای مختلفی به منظور کنترل وسایلی مانند سیستم تهویه هوا، تلویزیون، چراغ و ... ارائه شده‌اند که می‌توانند کمک زیادی در جهت بهبود کیفیت زندگی بیماران ناتوان حرکتی انجام دهند[۵۲].

• **کنترل حرکت**: پژوهش‌ها زیادی در زمینه بازگرداندن توانایی کنترل حرکت به‌وسیله روبات‌ها و اندام مصنوعی در بیماران معلول انجام شده است. این پژوهش‌ها را می‌توان به دو دسته تهاجمی و غیرتهاجمی تقسیم‌بندی کرد. در روش‌های تهاجمی از الکترودهایی که در قشر مغز کاشته می‌شوند استفاده می‌شود. از این‌رو این‌گونه پژوهش‌ها بیشتر برروی حیوانات انجام شده‌اند[۵۳]، [۵۴]. در روش‌های غیرتهاجمی از سیگنال EEG عموما به صورت آهنگ‌های حسی‌حرکتی[۵۵]، [۵۶] و SSVEP [۵۷] استفاده شده است که با نتایج خوبی نیز همراه بوده‌اند.

• **جابجایی**: این گونه از واسطهای مغز و رایانه سعی دارند تا امکان کنترل صندلی‌چرخ‌دار به‌وسیلهٔ سیگنال‌های مغزی را برای بیماران ایجاد کنند. همچنین در این نوع از صندلی‌های چرخ دار از حسگرهای تشخیص موانع یا مکان یاب برای تامین امنیت کاربر و بالا بردن کارایی سیستم استفاده می‌شود. برای ساخت این نوع واسطها از سیگنال‌های تصور حرکت[۵۸] و P300 [۵۹] استفاده شده است.

• **توانبخشی عصبی**: هدف این نوع از واسطهای مغز و رایانه، بازگردانی توان حرکت بدن به بیمارانی است که از مشکلاتی در سیستم عصبی مرکزی مانند سکته و .... رنج می‌برند[۶۰]. برای این هدف دو نوع رویکرد وجود دارد. در رویکرد اول به بیمار آموزش داده می‌شود تا بتواند فعالیت‌های مغزی عادی را در هنگام انجام حرکت واقعی تولید کند تا بدین شکل توانایی بخش‌های آسیب دیده را به آن‌ها بازگردانند. در روش دوم از وسایل کمک حرکتی تحت کنترل سیگنال مغزی استفاده می‌شود. این روش توانایی حرکتی را از طریق تولید اطلاعات حسی که سیستم عصبی مرکزی را تحریک می‌کنند، بهبود می‌بخشد.

۷. نتیجه‌گیری

در این مقاله، مروری کلی برروی واسطهای مغز و رایانه و اجزاء آن صورت گرفت. واسطهای مغز و رایانه امکان برقراری ارتباط میان مغز و یک دستگاه خارجی را ایجاد می‌کند. این واسطها از بخش‌های مختلفی از قبیل واحد اخذ سیگنال، واحد پردازش سیگنال و دستگاه خارجی تشکیل شده‌اند. نکات مهم در طراحی این واسطها شناسایی پدیده نوروفیزیولوژیکی قابل دریافت در سیگنال مغزی، رفع صحیح نوفه‌های متعدد، استخراج ویژگی‌های مناسب و طبقه‌بندی با دقت و کارایی بالا است. واسطهای مغز و رایانه تا هدف نهایی خود فاصله طولانی دارند. از این‌رو امکان انجام پژوهش‌های جدید در هر یک از بخش‌های مرتبط با واسطهای مغز و رایانه برای علاقه‌مندان به این حوزه فراهم است.

مراجع

[1] S. R. Kheradpisheh, A. Nowzari-Dalini, R. Ebrahimpour, and M. Ganjtabesh, "An Evidence-Based Combining Classifier for Brain Signal Analysis," PLoS One, vol. 9, no. 1, p. e84341, 2014.

[2] M. A. Lebedev and M. A. L. Nicolelis, "Brain machine interfaces: past, present and future," TRENDS Neurosci., vol. 29, no. 9, pp. 537–546.

[3] B. Z. Allison, E. W. Wolpaw, and J. R. Wolpaw, "Brain–computer interface systems: progress and prospects," Expert Rev. Med. Devices, vol. 4, no. 4, pp. 463–474, 2007.

[4] J. N. Mak and J. R. Wolpaw, "Clinical applications of brain-computer interfaces: current state and future prospects," IEEE Rev. Biomed. Eng., vol. 2, pp. 187–199, 2009.

[5] A. Ahangi, M. Karamnejad, N. Mohammadi, R. Ebrahimpour, and N. Bagheri, "Multiple classifier system for EEG signal classification with application to brain–computer interfaces," Neural Comput. Appl., vol. 23, no. 5, pp. 1319–1327, 2013.

[6] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain–computer interfaces for communication and control," Clin. Neurophysiol., vol. 113, no. 6, pp. 767–791, 2002.

[23] G. Gratton, M. G. H. Coles, and E. Donchin, "A new method for off-line removal of ocular artifact," Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 55, no. 4, pp. 468–484, 1983.
[24] G. C. Filligoi, L. Capitanio, F. Babiloni, L. Fattorini, A. Urbano, and S. Cerutti, "Reduction of ocular artefacts in source current density brain mappings by ARX2 filtering," Med. Eng. Phys., vol. 17, no. 4, pp. 282–290, 1995.
[25] A. Hyvärinen, J. Karhunen, and E. Oja, Independent component analysis, vol. 46. John Wiley and Sons, 2004.
[26] S. Kelly, D. Burke, P. De Chazal, and R. Reilly, "Parametric models and spectral analysis for classification in brain-computer interfaces," in 14th International Conference on Digital Signal Processing, 2002, vol. 1, pp. 307–310.
[27] B. Hjorth, "An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations," Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 39, no. 5, pp. 526–530, 1975.
[28] D. J. McFarland, W. A. Sarnacki, and J. R. Wolpaw, "Brain–computer interface (BCI) operation: optimizing information transfer rates," Biol. Psychol., vol. 63, no. 3, pp. 237–251, 2003.
[29] A. K. Jain, R. P. W. Duin, and J. Mao, "Statistical pattern recognition: A review," IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol. 22, no. 1, pp. 4–37, 2000.
[30] N. J. Hill et al., "Classifying event-related desynchronization in EEG, ECoG and MEG signals," in Pattern Recognition, Springer, 2006, pp. 404–413.
[31] A. Hyvärinen and E. Oja, "Independent component analysis: algorithms and applications," Neural Networks, vol. 13, no. 4, pp. 411–430, 2000.
[32] J. Müller-Gerking, G. Pfurtscheller, and H. Flyvbjerg, "Designing optimal spatial filters for single-trial EEG classification in a movement task," Clin. Neurophysiol., vol. 110, no. 5, pp. 787–798, 1999.
[33] H. Ramoser, J. Muller-Gerking, and G. Pfurtscheller, "Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement," IEEE Trans. Rehabil. Eng., vol. 8, no. 4, pp. 441–446, 2000.
[34] C. Guger, H. Ramoser, and G. Pfurtscheller, "Real-time EEG analysis with subject-specific spatial patterns for a brain-computer interface (BCI)," IEEE Trans. Rehabil. Eng., vol. 8, no. 4, pp. 447–456, 2000.
[35] G. N. G. Molina, "Direct brain-computer communication through scalp recorded EEG signals," École Polythechnique Fééérale de Lausanne, 2004.
[36] F. Lotte, M. Congedo, A. Lécuyer, F. Lamarche, B. Arnaldi, and others, "A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces," J. Neural Eng., vol. 4, 2007.
[37] M. Mirnaziri, M. Rahimi, S. Alavikakhaki, and R. Ebrahimpour, "Using Combination of μ, β and γ Bands in Classi. cation of EEG Signals," Basic Clin. Neurosci., vol. 4, no. 1, pp. 76–87, 2013.
[38] J. D. R. Millán, J. Mourino, F. Babiloni, F. Cincotti, M. Varsta, and J. Heikkonen, "Local neural classifier for EEG-based recognition of mental tasks," in IEEE International Conference on Neural Networks, 2000, vol. 3, p. 3632.
[7] A. Bashashati, M. Fatourechi, R. K. Ward, and G. E. Birch, "A survey of signal processing algorithms in brain–computer interfaces based on electrical brain signals," J. Neural Eng., vol. 4, no. 2, p. R32, 2007.
[8] J. G. Nicholls, A. R. Martin, B. G. Wallace, and P. A. Fuchs, From neuron to brain, vol. 271. Sinauer Associates Sunderland, MA, 2001.
[9] E. Niedermeyer and F. H. L. da Silva, Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
[10] J. D. R. Millán, P. W. Ferrez, F. Galán, E. Lew, and R. Chavarriaga, "Non-invasive brain-machine interaction," Int. J. Pattern Recognit. Artif. Intell., vol. 22, no. 5, pp. 959–972, 2008.
[11] K. D. Nielsen, A. F. Cabrera, and O. F. do Nascimento, "EEG based BCI-towards a better control. Brain-computer interface research at Aalborg University," IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 14, no. 2, p. 202, 2006.
[12] A. Kubier, B. Kotchoubey, J. Kaiser, J. R. Wolpaw, and N. Birbaumer, "Brain-Computer Communication: Unlocking the Locked In," Psychol. Bull., vol. 127, no. 3, pp. 358–375, 2001.
[13] G. Pires and U. Nunes, "A Brain Computer Interface methodology based on a visual P300 paradigm," in IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2009, pp. 4193–4198.
[14] O. Friman, I. Volosyak, and A. Graser, "Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 54, no. 4, pp. 742–750, 2007.
[15] G. Garcia–Molina, T. Tsoneva, and A. Nijholt, "Emotional brain–computer interfaces," Int. J. Auton. Adapt. Commun. Syst., vol. 6, no. 1, pp. 9–25, 2013.
[16] A. G. Correa, E. Laciar, H. D. Patiño, and M. E. Valentinuzzi, "Artifact removal from EEG signals using adaptive filters in cascade," in Journal of Physics: Conference Series, 2007, vol. 90, pp. 110–120.
[17] L. Sornmo and P. Laguna, Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications. Academic Press, 2005.
[18] M. Van De Velde, Signal validation in electroencephalography research. Technische Universiteit Eindhoven, 2000.
[19] G. Geetha and S. N. Geethalakshmi, "Scrutinizing different techniques for artifact removal from EEG signals," Int. J. Eng. Sci. Technol., vol. 3, pp. 1167–1172, 2011.
[20] J. D. R. Millán, M. Franzé, J. Mouriño, F. Cincotti, and F. Babiloni, "Relevant EEG features for the classification of spontaneous motor-related tasks," Biol. Cybern., vol. 86, no. 2, pp. 89–95, 2002.
[21] T. Zikov, S. Bibian, G. A. Dumont, M. Huzmezan, and C. R. Ries, "A wavelet based de-noising technique for ocular artifact correction of the electroencephalogram," in 24th Annual IEEE Conference on Engineering in Medicine and Biology, 2002, vol. 1, pp. 98–105.
[22] M. Van Gerven et al., "The brain–computer interface cycle," J. Neural Eng., vol. 6, pp. 1–10, 2009.

Nicolelis, “Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex,” Nat. Neurosci., vol. 2, no. 7, pp. 664–670, 1999.
[55] G. Pfurtscheller, C. Guger, G. Müller, G. Krausz, and C. Neuper, “Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic,” Neurosci. Lett., vol. 292, no. 3, pp. 211–214, 2000.
[56] G. R. Müller-Putz, R. Scherer, G. Pfurtscheller, and R. Rupp, “EEG-based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice,” Neurosci. Lett., vol. 382, no. 1, pp. 169–174, 2005.
[57] R. Ortner, B. Z. Allison, G. Korisek, H. Gaggl, and G. Pfurtscheller, “An SSVEP BCI to control a hand orthosis for persons with tetraplegia,” IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 19, no. 1, pp. 1–5, 2011.
[58] F. Galán et al., “A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive brain–computer interfaces for continuous control of robots,” Clin. Neurophysiol., vol. 119, no. 9, pp. 2159–2169, 2008.
[59] M. Palankar et al., “Control of a 9-DoF wheelchair-mounted robotic arm system using a P300 brain computer interface: Initial experiments,” in IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2009, pp. 348–353.
[60] J. J. Daly and J. R. Wolpaw, “Brain–computer interfaces in neurological rehabilitation,” Lancet Neurol., vol. 7, no. 11, pp. 1032–1043, 2008.
[39] J. D. R. Millán and J. Mouriño, “Asynchronous BCI and local neural classifiers: an overview of the adaptive brain interface project,” IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 11, no. 2, pp. 159–161, 2003.
[40] A. Akrami, S. Solhjoo, A. Motie-Nasrabadi, and M.-R. Hashemi-Golpayegani, “EEG-based mental task classification: linear and nonlinear classification of movement imagery,” in IEEE 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, 2006, pp. 4626–4629.
[41] J. G. Proakis, Digital signal processing: principles algorithms and applications. Pearson Education India, 2001.
[42] R. Ebrahimpour, N. Sadeghnejad, A. Sajedin, and N. Mohammadi, “Electrocardiogram beat classification via coupled boosting by filtering and preloaded mixture of experts,” Neural Comput. Appl., vol. 23, no. 3–4, pp. 1169–1178, 2013.
[43] M. Akay, Biomedical signal processing. Academic Press, 2012.
[44] S. R. Kheradpisheh, F. Behjati-Ardakani, and R. Ebrahimpour, “Combining classifiers using nearest decision prototypes,” Appl. Soft Comput. J., vol. 13, no. 12, 2013.
[45] A. Khorshidtalab and M. J. E. Salami, “EEG signal classification for real-time brain-computer interface applications: A review,” in 4th IEEE International Conference on Mechatronics, 2011, pp. 1–7.
[46] F. Behjati-Ardakani, F. Khademian, A. N. Dalini, and R. Ebrahimpour, “Low Resolution Face Recognition Using Mixture of Experts,” World Acad. Sci. Eng. Technol., vol. 5, pp. 770–774, 2011.
[47] S. R. Kheradpisheh, A. Nowzari-Dalini, R. Ebrahimpour, and M. Ganjtabesh, “An evidence-based combining classifier for brain signal analysis,” PLoS One, vol. 9, no. 1, 2014.
[48] S. R. Kheradpisheh, F. Sharifizadeh, A. Nowzari-Dalini, M. Ganjtabesh, and R. Ebrahimpour, “Mixture of feature specified experts,” Inf. Fusion, vol. 20, no. 1, 2014.
[49] A. Combaz, N. V Manyakov, N. Chumerin, J. A. K. Suykens, and M. Hulle, “Feature extraction and classification of EEG signals for rapid P300 mind spelling,” in International Conference on Machine Learning and Applications, 2009, pp. 386–391.
[50] L. A. Farwell and E. Donchin, “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials,” Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., vol. 70, no. 6, pp. 510–523, 1988.
[51] J. R. Wolpaw and D. J. McFarland, “Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans,” Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A., vol. 101, no. 51, pp. 17849–17854, 2004.
[52] F. Karmali, M. Polak, and A. Kostov, “Environmental control by a brain-computer interface,” in IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, 2000, vol. 4, pp. 2990–2992.
[53] M. Velliste, S. Perel, M. C. Spalding, A. S. Whitford, and A. B. Schwartz, “Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding,” Nature, vol. 453, no. 7198, pp. 1098–1101, 2008.
[54] J. K. Chapin, K. A. Moxon, R. S. Markowitz, and M. A. L.