مروری بر کاربردهای سیستم BCI در علم توانبخشی با رویکرد بازتوانی ارتباط با محیط پیرامون

مهدی بامداد*، همایون زرشناس[1]، هادی گرایلو [2]

مقاله مروری

چکیده

مقدمه: مشکلاتی که پس از ضربه مغزی یا بیماری‌های دستگاه عصبی رخ می‌دهد منجر به بروز محدودیت‌های حرکتی و کلامی برای مدت طولانی در افراد می‌شود. پیشرفت‌های صورت گرفته در زمینه ارتباط مغز انسان و کامپیوتر (BCI) امکان شناسایی و طبقه‌بندی فعالیت‌های الکتریکی و متابولیک مغز و تبدیل آنها به یک فرمان کنترلی برای کامپیوتر و یا یک دستگاه مخصوص را فراهم می‌نماید. هدف از مطالعه حاضر مروری بر کاربردهای سیستم BCI درعلم توانبخشی با رویکرد بازتوانی ارتباط با محیط پیرامون بود.

مواد و روش‌ها: هدف استفاده از سیستم BCI به طور کلی یا ایجاد یک توانایی از دست رفته در فرد و یا بهبود توانایی تحلیل رفته می‌باشد. بر همین اساس سه کاربرد عمده برای سیستم BCI عبارت است از ایجاد امکان حرکت اعضای بدن، ایجاد قدرت تکلم و کنترل تجهیزات مختلف به منظور انجام فعالیت‌های روزانه. برای بررسی پیشرفت‌های صورت گرفته در این عرصه‌ها مقالات مرتبط با موضوع که تاکنون در مجلات و کنفرانس‌های معتبر ارایه گردیده مطالعه شده است.

یافته‌ها: مفاهیم و اصول BCI به همراه فن‌آوری‌های مورد استفاده در این عرصه و آخرین پیشرفت‌ها در زمینه بهبود عملکرد سیستم‌های BCI در این مقاله ارایه شده است. در انتها نیز ظرفیت‌های موجود برای استفاده از سیستم BCI و کارهای مورد نیاز برای توسعه بیشتر استفاده از آن در توانبخشی مورد بحث قرار گرفته است.

نتیجه‌گیری: در ۲۰ سال اخیر تلاش‌های بسیاری به منظور افزایش راندمان و سرعت انتقال داده در سیستمهای BCI مبتنی بر EEG صورت گرفته است. برای دستیابی به این اهداف یک سیستم تبادل داده پرسرعت بین مغز و کامپیوتر مورد نیاز می‌باشد. تاکنون راهکارهای گوناگونی برای ایجادیک ارتباط بدون تاخیر بین دستورات مغزی صادر شده و فرامین کنترلی تولید شده برای دستگاه‌ها معرفی شده است.

کلیدواژه‌ها: سیگنال‌های الکتروانسفالوگرافی، واسط مغز و کامپیوتر، توانبخشی

ارجاع: .بامداد مهدی، رزشناس همایون، گرایلو هادی. **مروری بر کاربردهای سیستم BCI در علم توانبخشی با رویکـرد بازتوانی ارتباط با محیط پیرامون.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۶): ۱۱۵۳-۱۱۶۶.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۲/۱۲ **تاریخ پذیرش:۱۳۹۲/۵/۷**

* استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه تحقیقاتی مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران (نویسنده مسؤول)
Email: Bamdad@shahroodut.ac.ir
۱- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک، آزمایشگاه تحقیقاتی مکاترونیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران
۲- استادیار دانشکده مهندسی برق و رباتیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

مقدمه

افراد زیادی در سرتاسر جهان به علت تصادفات، کهولت سن و یا به طور مادرزادی، قدرت حرکت اعضای بدن و در مواردی حتی قدرت تکلم خود را از دست داده‌اند. بروز این مشکل عوامل مختلفی دارد که از جمله آنها می‌توان به ضربه مغزی، قطع نخاع و مشکلات سیستم عصبی عضلانی مانند بیماری اسکلروزیس آمیوتروفیک جانبی (Amyotrophic lateral sclerosis (ALS)) و ام. اس اشاره کرد. به طور کلی در این گروه از بیماران فرمان‌های کنترلی در مغز صادر می‌شود اما سیستم عصبی انتقال‌دهنده این فرمان‌ها به عضلات تخریب شده است.

در راستای کمک به بیماران دارای مشکلات تکلمی و حرکتی، ساخت پروتزهای عصبی- عضلانی و تجهیزات توانبخشی رباتیک با قابلیت کنترل مستقیم با سیگنال‌های مغزی در سال‌های اخیر مورد توجه قرار گرفته است و تحقیقات گسترده‌ایی به منظور ارتقاء نرم‌افزاری و سخت افزاری این سیستم‌ها انجام شده است (۱). در ادامه به بررسی دستاوردهای علمی حاصل در تحقیقات انجام شده در این زمینه می‌پردازیم.

مواد و روش‌ها

در این مقاله مروری، از میان مطالعات انجام شده طی دو دهه اخیر در موردکاربرد سیستم‌های واسط مغز و کامپیوتر (Brain computer interface (BCI)) در زمینه علوم توانبخشی، ۷۶ منبع معتبر مورد بررسی قرارگرفته که شامل مقالات مندرج در کنفرانس‌ها و مجلات مرتبط با موضوع است که از مراجع مختلف شامل IEEE، science direct و سایت‌های معتبر و فعال در عرصه BCI جمع‌آوری شده است.

این مقالات در چهارچوب قواعد زیر انتخاب شده‌اند:

- به منظور جستجو کلمات کلیدی نظیر BCI، Electro encephalography(EEG)و rehabilitation استفاده شده است.
- از میان تمامی مقالات ارائه شده مرتبط با سیگنال‌های مغزی تنها مواردی مورد مطالعه قرار گرفته که جنبه عملیاتی داشته و چرخه کامل BCI در یک آزمایش مورد بررسی قرار گرفته است.
- از میان تمامی روش‌های بازشناسی فعالیت‌های مغزی تنها مقالات مرتبط با سیگنال‌های EEG مورد بررسی قرار گرفته است.
- مقالات ارائه شده تا پایان سال ۲۰۱۲ بررسی شده‌اند.

مقالات مورد مطالعه بیش از ۱۲۰ مورد بوده است که از میان آنها مواردی انتخاب شده که به موضوع بحث نزدیکتر باشد ضمن آنکه گستره مطالعات انجام شده در این زمینه را به خوبی نمایان سازد.

یافته‌ها

معرفی BCI

ارتباط مغز با کامپیوتر که با عنوان ارتباط مغز با ماشین (Brain Machine Interface (BMI)) نیز شناخته می‌شود یک راه تعامل با محیط پیرامون بدون بکارگیری واسط عضلانی معرفی می‌کند (۲). برای این منظور، فرمان‌های صادر شده از مغز به صورت بدون واسطه به یک عملگر مانند رایانه، ربات یا یک پروتز هوشمند انتقال داده می‌شود تا کاربر با کنترل آن با محیط خارج ارتباط برقرار کند. از چنین سیستمی می‌توان در راستای رفع محدودیت‌های حرکتی و ارتباطی افراد معلول و بیماران نیازمند استفاده کرد (۳).

مراحل BCI

تفاوت اصلی میان پروتزهای عصبی و تجهیزات مبتنی بر BCI در نحوه کاربرد آنها می‌باشد. در پروتزهای عصبی سیستم عصبی فرد به دستگاه متصل می‌شود تا پالس‌های الکتریکی دریافتی از عصب را به دستگاه منتقل نماید در حالی که در BCI مغز مستقیما و بدون دخالت سیستم عصبی برای کنترل دستگاه استفاده می‌شود. در سیستم BCI فعالیت‌های فیزیولوژیک قسمت‌های مختلف مغز براساس سیگنال‌های

دریافتی از الکترودها بررسی می‌شود تا از این طریق تصمیم و تمایل فرد شناسایی شود.

استفاده از مغز برای انجام کارهای مختلف نیازمند برداشت سیگنال از نواحی مختلف مغز با کیفیت مناسب می‌باشد. براساس اینکه برداشت سیگنال از زیر جمجمه و یا روی سطح سر انجام شده باشد، روش برداشت سیگنال را می‌توان به دو دسته تهاجمی مانند الکتروکارتیکوگرافی (Electro CorticoGraphy (ECoG)) یا غیرتهاجمی مانند تصویربرداری رزونانس مغناطیسی از مغز (functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI))، تحلیل امواج مغناطیسی مغز (Magneto encephalography (MEG))، طیف‌نگاری پرتوهای پوزیترون (Positron Emission Tomography (PET)) و الکتروانسفالوگرافی (EEG) تقسیم کرد (۴). در کاربردهای توانبخشی برای برداشت سیگنال معمولاً از روش غیرتهاجمی EEG استفاده می‌شود. مزیت این روش کم حجم، ارزان و قابل حمل بودن تجهیزات ضبط سیگنال می‌باشد ضمن آنکه خطرات احتمالی ناشی از عمل جراحی در روش‌های تهاجمی را ندارد.

سیگنال‌های نوسانی دریافتی از مغز به صورت یک بعدی و متغیر با زمان می‌باشند. زمانی که فرد در حالت طبیعی قرار دارد و مشغول انجام فعالیت خاصی نباشد سیگنال‌های مغزی به صورت پیوسته و یکنواخت قابل دریافت است. فرکانس نوسانات سیگنال دریافتی متناسب با سطح هوشیاری و میزان تمرکز فرد و وضعیت روحی و ذهنی وی، در شش بازه مختلف فرکانسی قرار می‌گیرد. مشخصات مربوط به هریک از این بازه‌های فرکانسی در جدول (۱) ارائه شده است.

جدول ۱: طیف‌های فرکانسی تشکیل‌دهنده امواج الکتریکی مغز (EEG)

نام طیف	بازه فرکانسی	ویژگی‌ها
دلتا- δ	۰-۴ هرتز	امواج مغزی افراد بالغ در هنگام خواب امواج مغزی کودکان
تتا- θ	۴-۷ هرتز	مربوط به نوجوانان مربوط به حالت خواب آلودگی در جوانان مربوط به حالت مدیتیشن در بزرگسالان
آلفا- α	۸-۱۲ هرتز	مربوط به حالت آرامش بزرگسالان در حالت بسته بودن چشم ها ایجاد می شود
بتا- β	۱۲-۳۰ هرتز	مربوط به حالت هوشیاری و انجام فعالیت در حالت مشغول بودن ذهن و استرس و نگرانی ایجاد می شود
گاما- γ	۳۰-۱۰۰ هرتز	مربوط به حالت هوشیاری و انجام فعالیت زمانی که یک تصور ذهنی انجام شود ایجاد می گردد
میو- μ	~ ۱۰ هرتز	با انجام تصورات حرکتی دامنه سیگنال های این طیف کاهش می یابد.

با انجام یک فعالیت ذهنی خاص (شامل تصور حرکت اعضای بدن، انجام محاسبات ریاضی، یادآوری خاطرات و غیره) و یا حرکت دادن یکی از اعضای بدن، تغییراتی در نوسانات طبیعی مغز رخ می‌دهد. هر تصور خاص و یا هر تحریک خارجی تغییراتی مختص به خود در امواج مغزی تولید می‌کند. امواج مغزی را از نظر فرکانس نوسانات (ویژگی‌های فرکانسی) و

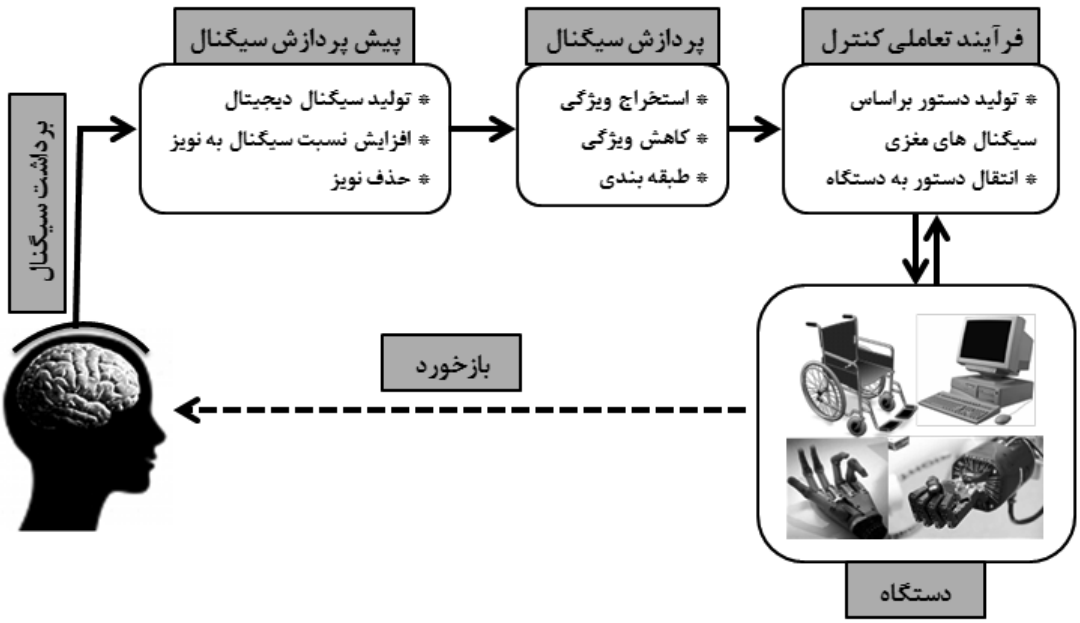
زمان وقوع تغییرات مختلف در نوسانات (ویژگی‌های زمانی) می‌توان بررسی نمود و با شناسایی تغییرات خاصی که در سیگنال‌های مغزی رخ داده، نوع تصور فرد یا عملی که فرد انجام می‌دهد را شناسایی کرد.

تغییرات ایجاد شده در سیگنال‌های EEG بر اساس عامل ایجاد کننده به گروه‌های سیگنال‌های حسی و حرکتی (مانند نوسانات امواج μ و β و تغییرات ایجاد شده در پتانسیل مغزی (Event related potential (ERP))، پتانسیل‌های خفیف دریافتی از کورتکس (*slow cortical potential*) (SCP) وسیگنال‌های ناشی از تحریک بینایی (SSVEP, P300, VEP) تقسیم می‌شوند. توضیحات مربوط به هریک از این سیگنال‌ها در جدول (۲) بیان شده است.

یک چرخه BCI را توسط بلوک‌های شکل (۱) می‌توان نمایش داد. به منظور دریافت سیگنال‌های EEG ابتدا به کمک تعدادی الکترود که در یک آرایش خاص روی سر کاربر قرار می‌گیرد فعالیت‌های الکتریکی مغز ثبت شده و به صورت دیجیتال یا گسسته در کامپیوتر ذخیره می‌گردد. پس از استخراج سیگنال‌های مغزی، به کمک روش‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری نسبت سیگنال به نویز افزایش داده می‌شود و اثرات سیگنال‌های مغزی ناشی از فعالیت سایر اعضای بدن مانند چشم و قلب و اغتشاشات خارجی از سیگنال حذف می‌گردد. به این پروسه در اصطلاح پیش‌پردازش سیگنال گفته می‌شود.

جدول ۲: انواع سیگنال های EEGمورد استفاده در سیستم‌های BCI

سیگنال‌های حسی و حرکتی	پتانسیل‌های تحریک سیگنال‌های مغزی (ERP)، دارای دو دسته همگام و غیرهمگام با سسیگنال‌های مغزی (ERS/ERD)	تغییرات فرکانس سیگنال‌های مغزی که در یک باند فرکانسی مشخص رخ می‌دهد و در قسمت تصورات حرکتی از غشاء مغز قابل استحصال هستند. این تغییرات متناسب با تصورات حرکتی فرد ایجاد می‌شوند. این تغییرات به صورت هم فاز با فرکانس سیگنال‌های مغزی (ERS) و یا به صورت غیر هم فاز (ERD) نمود دارد.
	نوسانات امواج μ و β	در قسمت کنترل حرکت مغز قابل دریافت می‌باشد و در طیف فرکانسی μ (۸ تا ۱۳ هرتز) و β (۱۳ تا ۳۰ هرتز) قرار دارد که دامنه آن با حرکت اندام و یا تصور حرکت اندام توسط شخص تغییر می‌کند.
سیگنال های تحریک بینایی	P300	یک پیک مثبت که ۳۰۰ میلی ثانیه بعد از تحریک صمعی یا بصری یا لامسه‌ایی در سیگنال دریافتی از غشاء جمجمه فرد ایجاد می‌شود.
	Visual evoked potential (VEP)	تغییرات ایجاد شده در پتانسیل سیگنال‌های مغزی که در قسمت مربوط به سیگنال‌های بصری در ناحیه پس سری غشاء مغز تحت تأثیر تحریک‌های سریع و کوتاه بینایی ایجاد می‌شوند.
	Steady state VEP (SSVEP)	براثر تحریک بینایی در یک فرکانس خاص مغز عکس‌العمل نشان داده و فعالیت‌های مغزی در فرکانسی مشابه فرکانس تحریک افزایش می‌یابد.
پتانسیل خفیف دریافتی از کورتکس. (SCP)	تغییرات در ولتاژ دریافتی از غشاء مغز که از ۳۰۰ میلی ثانیه تا چند ثانیه پس از تصور فعالیتی خاص در سیگنال‌های دریافتی از غشاء مغزی مشاهده می‌شود.	



شکل ۱: فرایند سیستم کنترل حلقه بسته مبتنی بر سیگنال های مغزی BCI

در مرحله پردازش سیگنال، طی فرآیند استخراج ویژگی، اطلاعات فرکانسی و زمانی سیگنال‌های EEG به کمک روش‌های مختلف تحلیل زمان- فرکانسی استخراج می‌گردد. از آنجا که حجم اطلاعات حاصل از سیگنال‌های مغزی بالا است و بسیاری از اطلاعات تکراری و اضافی هستند، فرآیند کاهش ویژگی بر روی اطلاعات استخراج شده بایستی صورت گیرد. این گام به منظور کاهش حجم و زمان محاسبات بوده و هدف از این فرآیند انتخاب ویژگی‌هایی است که به ازاء فعالیت‌های ذهنی متفاوت، بیشترین تمایز را داشته باشند. به این ترتیب سیستم قادر است بر اساس آنها، فعالیت‌های ذهنی مختلف را تفکیک نماید. پس از انجام فرآیند کاهش ویژگی برای هر بخش از سیگنال‌های مغزی که مورد بررسی قرار گرفته است، مجموعه‌ایی از اعداد که نشان‌دهنده ویژگی‌های زمانی و فرکانسی سیگنال مورد نظر هستند حاصل می‌شود. این مجموعه اعداد را به صورت یک بردار نمایش می‌دهند و بردار ویژگی می‌نامند. در گام بعد فرآیند طبقه‌بندی انجام می‌شود که در آن سیستم براساس تفاوت‌های موجود در بردارهای ویژگی مربوط به سیگنال‌های مغزی، قادر خواهد بود فعالیت‌های ذهنی مختلف و زمان وقوع هریک را تشخیص دهد. مراحل فوق شامل استخراج ویژگی، کاهش ویژگی و طبقه‌بندی، بخش‌های اصلی یک سیستم BCI را تشکیل می‌دهند.

پس از مشخص شدن نوع هریک از سیگنال‌های مغزی، دستور متناسب با آن توسط پردازنده مرکزی برای کنترل دستگاه مورد نظر ارسال می‌شود (۵، ۶). برای داشتن یک ارتباط بدون وقفه بین مغز و دستگاه باید عملیات پردازش سیگنال‌های مغزی در کمترین زمان ممکن انجام شود (۷، ۸). بشاشتی طی یک مقاله به صورت جامع و کامل مروری بر انواع روش‌های پردازش سیگنال در زمینه BCI داشته و به معرفی محققین فعال در هر بخش پرداخته است (۹).

تاریخچه

اولین بار در سال ۱۹۲۴ برداشت سیگنال‌های مغزی توسط هانس برگر انجام شد. پس از آن تحقیقاتی به منظور شناسایی نوسانات سیگنال‌های مغز توسط خود او صورت گرفت که منجر به شناسایی امواج آلفا گردید. در سال ۱۹۶۴ گری والتر اولین نمونه دستگاه BCI را معرفی کرد که براساس تصور روشن و خاموش کرد یک سوییچ توسط فرد عمل می‌کرد. تلاش برای کنترل محیط پیرامون با استفاده از سیگنال‌های

مغزی با انجام آزمایشاتی روی حیوانات ادامه یافت. در سال‌های ۱۹۶۹ و ۱۹۷۰ آزمایشات به منظور کنترل حرکت بازوی مکانیکی و حرکت مکان‌نمای موس روی صفحه مانیتور بر روی میمون‌ها انجام گرفت. همزمان با افزایش تحقیقات در این زمینه، در سال ۲۰۰۰ تعریف جامعی برای علم BCIتوسط ولپا ارائه گشت (۱۰، ۱۱) و از آن به بعد هرساله همایش‌ها و مسابقاتی در این زمینه برگزار می‌شود.

بحث

محدودیت حرکتی

به منظوررفع مشکلات حرکتی معلولان و بیماران مبتلا به عارضه دستگاه عصبی بدن، دستگاه‌های ویژه کمکی و پروتزهای هوشمند با قابلیت کنترل توسط مغز ساخته شده است و همواره تلاش شده تا با ابداع روش‌ها و نرم‌افزارهای جدید کنترل بلادرنگ تجهیزات با سیگنال‌های مغزی میسر شود. به طور کلی مطالعات انجام شده در زمینه محدودیت‌های حرکتی براساس نوع کاربرد به دو گروه پایین‌تنه و بالاتنه تقسیم می‌شود.

پایین‌تنه

هدف از تحقیقات انجام شده در این زمینه رفع محدودیت‌های حرکتی بیماران می‌باشد. از جمله مطالعات انجام شده طراحی و ساخت ویلچیرهای هوشمند با قابلیت شناسایی محیط اطراف است که به کاربر امکان می‌دهد تا به کمک سیگنال‌های P300 ناشی از تحریک بینایی حرکت آن را کنترل نماید (۱۲،۱۳). علاوه بر سیگنال‌های مغزی ناشی از تحریک بینایی، در صورت استفاده از سیگنال‌های تصور حرکتی برای کنترل یک ویلچیر نیز می‌توان به دقت کنترل ۱۰۰ درصد دست یافت. از جمله عوامل مؤثر بر افزایش دقت کنترل حرکت ویلچیر با سیگنال‌های تصور حرکتی عبارتند از استفاده از تصورات با بیشینه تفاوت ماهیتی (تصور حرکت دست، حرکت پا، انجام محاسبات ریاضی و تصور کلمات) همچنین استفاده از یک سیستم کنترل هوشمند که محیط پیرامون را اسکن کرده و راه‌های ممکن برای انتخاب را به کاربر نشان دهد (۱۴).

با توجه به این نکته که هرچه تمرکز فرد روی فعالیت‌های توانبخشی بیشتر باشد نتایج کار اثربخش‌تر خواهد بود می‌توان به طور مثال برای کنترل حرکت یک دستگاه توانبخشی پا از میزان تمرکز فرد که براساس دامنه نوساناموج مغز در طیف بتا تعیین می‌شود، استفاده نمود (۱۵).

بالاتنه

علاوه بر کارهایی که به منظور رفع مشکلات حرکتی بیماران در پایین‌تنه صورت پذیرفته، در تحقیقاتی در زمینه BCI به رفع مشکلات حرکت دست پرداخته شده است. در بین سیگنال‌های مغزی، سیگنال‌های ناشی از تحریک خارجی در زمینه رفع محدودیت حرکتی بالاتنه پرکاربرد هستند. به عنوان نمونه کنترل حرکت یک بازوی مکانیکی دارای گیره (gripper) می‌تواند با سیگنال‌های P300 و SSVEPانجام شود که نتایج، عملکرد بهتر سیگنال‌های SSVEP را نشان می‌دهند (۱۶).

سیگنال‌های تصور حرکتی نیز در این زمینه کاربرد دارد، به طور مثال حرکت دست مصنوعی در ۵ جهت را می‌توان با پنج تصور گوناگون کنترل نمود (۱۷). علاوه بر حرکت بازوی مکانیکی سیگنال‌های تصور حرکتی برای باز و بسته شدن یک گیره به منظور حمل اجسام مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۸، ۱۹). بکارگیری سیستم‌های رباتیک پیشرفته با قابلیت کنترل دقیقتر و ساده‌تر می‌تواند در بهبود عملکرد کاربر مؤثر باشد (۲۰).

کنترل واقعیت مجازی

کمک به افراد معلول برای کنترل تجهیزات مختلف به کمک انتقال مستقیم دستور از مغز، از جمله کاربردهای BCIمی‌باشد. فرایند انتقال دستور از فرد به دستگاه از طریق انتخاب گزینه‌ها یا کنترل حرکت شیء نمایش داده شده در صفحه مانیتور انجام می‌شود. این نوع ارتباط مغز با کامپیوتر تحت عنوان کنترل واقعیت مجازی شناخته می‌شود. تحقیقات انجام شده در زمینه کنترل واقعیت مجازی را می‌توان از نظر نوع کاربرد به دو گروه تقسیم کرد که در ادامه در مورد آنها توضیح داده خواهد شد.

انتخاب گزینه‌های نمایش داده شده در صفحه نمایش رایانه

کنترل روشن و خاموش کردن یک سوئیچ در صفحه مانیتور از جمله اولین کاربردهای مورد استفاده در زمینه کنترل واقعیت مجازی می‌باشد. حال اگر آن سوییچ به یک دستگاه متصل باشد روشن و خاموش شدن آن دستگاه را می‌توان کنترل نمود. برای این منظور می‌توان از سیگنال‌های تصور حرکتی (۲۱) و یا میزان تمرکز کاربر بهره گرفت (۲۲).

در سطحی بالاتر انتخاب بین چندین گزینه به کمک سیگنال‌های مغزی مانند P300 انجام پذیر است (۲۳). با ارسال دستور به تجهیزات مختلف براساس گزینه انتخابی می‌توان کارهای گوناگونی انجام داد. به طور مثال می‌توان امور منزل نظیر روشن و خاموش شدن لامپ‌ها و سیستم تهویه و غیره را کنترل نمود (۲۴، ۲۵). البته کیفیت عملکرد افراد سالم بهتر از بیماران مبتلا به اسکلروزیس آمیوتروفیک جانبی در این زمینه می‌باشد (۲۶). مقایسه عملکرد افراد سالم و بیماران کاهش ۸ درصدی عملکرد افراد بیمار را در استفاده از سیگنال‌های P300 در زمینه کنترل واقعیت مجازی نشان می‌دهد (۲۷). علاوه بر تحریک بینایی می‌توان عملیات انتخاب گزینه را به کمک تحریک شنوایی هم انجام داد و به نتایج مطلوب دست یافت (۲۶).

نتایج بررسی‌های انجام شده نشان می‌دهد کاهش تمرکز فرد در انتخاب گزینه‌ها توسط کاربر به کمک سیگنال‌های P300تأثیر منفی زیادی ندارد. این موضوع نشان‌دهنده ضریب اطمینان بالای استفاده از این نوع سیگنال‌ها در کاربردهای عملی و روزمره می‌باشد (۲۸).

حرکت شیء مجازی

کنترل حرکت اجسام در فضای مجازی راهکاری برای افزایش مهارت فرد در استفاده از سیستم‌های BCI است تا بتواند در دنیای واقعی کنترل تجهیزات را بهتر انجام دهد (۲۹،۳۰). می‌توان براساس نوع حرکت شیء مجازی که با تصور فرد ایجاد می‌شود با طراحی یک سیستم کنترل، دستور خاصی برای یک دستگاه صادر کرد تا حرکت آن کنترل شود (۳۱).

در کاربردهای عمومی‌تر از سیگنال‌های مغزی برای کنترل حرکت مکان‌نمای موس استفاده می‌شود تا از این طریق عملیات مختلفی مانند استفاده از مرورگر اینترنت را بتوان انجام داد. برای این منظور از سیگنال‌های تصور حرکتی (۳۲) سیگنال‌های SSVEP (۳۳) و یا P300 (۲۷) می‌توان استفاده نمود. حرکت مکان‌نما در راستای قائم یا افقی را با استفاده از سطح تمرکز کاربر نیز می‌توان کنترل نمود (۳۴، ۳۵).

در کاربردهای سیستم BCI بخصوص در بحث کنترل واقعیت مجازی راهکارهای گوناگونی به منظور افزایش راندمان عملکرد معرفی شده است به عنوان مثال می‌توان برای افزایش تفکیک‌پذیری دستورات مغز از ترکیب دو نوع سیگنال مغزی استفاده کرد (۳۶، ۳۷). انتخاب ویژگی با قابلیت تفکیک بالا از سیگنال‌های مغزی (۳۸) و استفاده از روش‌های طبقه‌بندی با توانایی تفکیک بالا نیز افزایش دقت عملکرد سیستم BCI را به همراه دارد (۳۹). همچنین شناسایی عوامل اثرگذار بر عملکرد، مانند نوع بازخورد و تلاش برای افزایش اثر مثبت آنها، در بهبود عملکرد سیستم مؤثر است (۴۰).

محدودیت تکلم

از دیگر مشکلات بیماران مبتلا به عارضه دستگاه عصبی بدن، از دست دادن قدرت کنترل حرکت ماهیچه‌های صورت و قدرت تکلم می‌باشد. با توجه به راهکارهایی که برای رفع مشکل کلامی بیماران به کمک BCI ارائه شده است، تحقیقات انجام شده در این زمینه را می‌توان از موارد کنترل واقعیت مجازی دانست ولی به علت اهمیت بحث توانایی ارتباط کلامی، این تحقیقات به صورت جداگانه بررسی می‌شود.

در اکثر کارهای مربوط به این حوزه از سیگنال‌های ناشی از تحریک بینایی استفاده می‌شود. مکانیزم کار به این صورت است که کاربر از بین حروف نشان داده شده یکی را انتخاب می‌کند و با ادامه این کار کلمات و جملات مورد نظر خود را تشکیل می‌دهد (۲۴). به طور مثال انتخاب حروف از یک

صفحه کلید مجازی به کمک سیگنال‌های P300 با دقت بالای ۸۵ درصد انجام می‌شود (۴۱).

از آنجا که انتخاب لغات براساس تحریک بینایی نیازی به آموزش اولیه کاربر نداشته و سرعت پاسخدهی مناسبی دارد، تحقیقات گسترده‌ایی در زمینه ارتقاء عملکرد و بررسی عوامل اثرگذار بر کیفیت تفکیک سیگنال‌های حاصل از این روش انجام شده است. برای مثال، تعداد گزینه‌های نمایش داده شده در صفحه مانیتور (۴۲-۴۴) و همچنین نرخ تحریک بصری در کیفیت بازشناسی سیگنال‌های P300 اثرگذار است (۴۲، ۴۵). از دیگر عوامل اثرگذار بر کیفیت سیگنال‌های P300 تولید شده می‌توان به میزان انگیزه کاربر (۴۶) و وضعیت فیزیولوژیک بدن از نظر سطح استرس و میزان ضربان قلب (۴۷) اشاره کرد.

استفاده از بازخوردهای مناسب مانند تغییر رنگ و جابجایی حروف انتخابی باعث افزایش دقت عملکرد سیستم می‌شود (۴۸، ۴۹) همچنین روش‌های جدید پردازش سیگنال شامل روش‌های نوین استخراج ویژگی و طبقه‌بندی به منظور افزایش دقت و سهولت در استفاده از سیگنال‌های مغزی در زمینه رفع محدودیت کلامی بیماران، مورد توجه محققان می‌باشد (۵۰، ۵۱).

اکثر قریب به اتفاق کارهای انجام شده در حوزه بازیابی قدرت تکلم برپایه سیگنال‌های P300 انجام شده است، اما متناسب با شرایط طراحی و نحوه عملکرد سیستم، انواع دیگر سیگنال EEG مانند SSVEP (۵۲، ۵۳) و یا سیگنال‌های تصور حرکتی (۵۴، ۵۵) نیز بکارگرفته می‌شود.

در کنار کارهایی که در زمینه انتخاب حروف بر اساس تحریک بینایی عمل می‌کنند، در سال‌های اخیر تعدادی از تحقیقات یک گام فراتر رفته و در زمینه انتخاب حروف بر اساس تحریک شنوایی تحقیقاتی انجام داده‌اند. با این کار امکان کمک به بیمارانی فراهم می‌شود که دارای سطح پیشرفته‌ایی از بیماری هستند، تا حدی که حتی قادر به کنترل نقطه دید خود نمی‌باشند (۵۶، ۵۷).

نتیجه‌گیری

در جدول (۳) مقالات مورد مطالعه در زمینه BCI از نظر کاربرد به سه گروه تقسیم شده است و همچنین تقسیم‌بندی پژوهش‌های انجام شده در زمینه BCI از نظر نوع سیگنال EEG مورد استفاده در جدول (۴) انجام شده است. در شکل (۲) توزیع مقالات بررسی شده از دو دیدگاه نوع کاربرد و منشاء سیگنال استفاده شده نشان داده شده است. بر اساس نتایج حاصل بیشتر تحقیقات در زمینه کنترل واقعیت مجازی صورت گرفته و پرکابردترین نوع سیگنال، P300 می‌باشد.

نتایج حاصل از تحقیقات صورت گرفته در حیطه علم BCI نشان‌دهنده نقش موثر این تکنولوژی در خصوص بهبود کیفیت زندگی و افزایش استقلال فردی بیماران ناتوان حرکتی می‌باشد. در دو دهه اخیر با پیشرفت های صورت گرفته در خصوص علوم پردازش سیگنال و بیومکانیک، تحقیقات در عرصه BCI نیز توسعه یافته و روش‌های نوین برای ارتقای عملکرد سیستم های BCI معرفی شده است.

جدول ۳: تقسیم بندی حوزه فعالیت نویسندگان مقالات مطالعه شده از دیدگاه کاربرد سیستم BCI معرفی شده در هر مقاله

کاربردها	محدودیت حرکتی	Hui Wang et al (1999) [15], Christoph Guger et al(1999) [19], Thorsten Luith et al (2007) [16], Aniruddha Chatterjee et al (2007) [61], F. Galan et al (2008) [14], InakiIturrate et al (2009) [12], Jie Zhou et al (2009) [64], F. Leishman et al (2010) [13], Christine E. King et al (2011) [18], Vijay Khare et al (2011) [17], Sam B. Fok et al (2011) [20]
	کنترل واقعیت مجازی	Richard T. Lauer et al (1999) [34], Eleanor A Curran et al (2003) [5], Ming Cheng et al (2004) [35], Eric W. Sellers et al (2006) [26], F. Piccione et al (2006) [27], Benjamin Blankertz (2007) [32], Roman Krepki et al (2007) [31], Po-Lei Lee et al (2008) [38], Ulrich Hoffmann et al (2008) [25], Andrea Kübler et al(2008) [59], Ricardo Ron-Angevin et al (2009) [40], C. Guger et al (2009) [23], G.G. Gentiletti et al (2009) [30], Yuanqing Li et al (2010) [36], MehrnazKh. Hazrati et al (2010) [39], OuBai et al (2010) [68], Audrey S. Royer et al (2010) [29], Kai Qian et al (2010) [22], S. Halder et al (2010) [75], Sergei L. Shishkin et al (2011) [28], Andrea Kübler et al (2011) [57], Chi-Hsun Wu et al (2011) [33], YongwoongJeon et al (2011) [66], Hongyu Sun et al (2011) [60], Jin-Chern Chiou et al (2012) [21], Lun-De Liao (2012) [62], Julita de la Vega Arias et al (2012) [24], Jingwei Yue et al (2012) [67], J.L. Sirvent Blasco et al (2012) [51], Brendan Z.

		Allison et al (2012) [37]
	محدودیت تکلم	NielsBirbaumer et al (2000) [55], Ming Cheng et al (2002) [53], Reinhold Scherer et al (2004) [54], Eric W. Sellers et al (2006) [42], Brendan Z. Allison et al (2006) [45], Ryuji Neshige et al (2007) [44], Yuanqing Li et al (2008) [50], D.S. Klobassa et al (2009) [56], Kouji Takano et al (2009) [49], G. Townsend et al (2010) [70], S.C. Kleih et al (2010) [46], Daniel Pérez-Marcos et al (2011) [41],Jana I. Münßinger et al (2011) [43], Julita de la Vega Arias et al (2012) [24], Tobias Kaufmann et al (2012) [47], Gabriel Pires et al (2012) [69], J.L. SirventBlasco et al (2012) [51], Jing Jin et al (2012) [48], Han-Jeong Hwang et al (2012) [52]

جدول ۴: تقسیم بندی مقالات مطالعه شده از دیدگاه نوع سیگنال مورد استفاده در هریک

منشاء سیگنال EEG	P300	Eric W. Sellers et al (2006) [26], Eric W. Sellers et al (2006) [42], F. Piccione et al (2006) [27], Ryuji Neshige et al (2007) [44], Thorsten Luith et al (2007) [16], Ulrich Hoffmann et al (2008) [25], Andrea Kübler et al(2008) [59], Yuanqing Li et al (2008) [50], Inaki Iturrate et al (2009) [12], G.G. Gentiletti et al (2009) [30], C. Guger et al (2009) [23], D.S. Klobassa et al (2009) [56], Kouji Takano et al (2009) [49], S. Halder et al (2010) [75], Yuanqing Li et al (2010) [36], G. Townsend et al (2010) [70], S.C. Kleih et al (2010) [46], Sergei L. Shishkin et al (2011) [28], Daniel Pérez-Marcos et al (2011) [41], Jana I. Münßinger et al (2011) [43], Andrea Kübler et al (2011) [57], Julita de la Vega Arias et al (2012) [24],Tobias Kaufmann et al (2012) [47], Gabriel Pires et al (2012) [69], J.L. Sirvent Blasco et al (2012) [51], Jing Jin et al (2012) [48]
	SSVEP	Ming Cheng et al (2002) [53], Thorsten Luith et al (2007) [16], Chi-Hsun Wu et al (2011) [33], Brendan Z. Allison et al (2012) [37], Han-Jeong Hwang et al (2012) [52]
	تصور حرکتی	Christoph Guger et al(1999) [19], Niels Birbaumer et al (2000) [55], Christoph Guger et al (2001) [63], Eleanor A Curran et al (2003) [5], Reinhold Scherer et al (2004) [54], Benjamin Blankertz et al (2006) [58], Benjamin Blankertz (2007) [32], Aniruddha Chatterjee et al (2007) [61], Roman Krepki et al (2007) [31], F. Galan et al (2008) [14], Femke Nijboer et al (2008) [76], Jie Zhou et al (2009) [64], Ricardo Ron-Angevin et al (2009) [40], Yuanqing Li et al (2010) [36], Audrey S. Royer et al (2010) [29], Mehrnaz Kh. Hazrati et al (2010) [39], F. Leishman et al (2010) [13], OuBai et al (2010) [68], Zafer Iscan et al (2011) [72], Ebrahim A. Mousavi et al (2011) [74], Hongyu Sun et al (2011) [60], Yongwoong Jeon et al (2011) [66], Sam B. Fok et al (2011) [20], Vijay Khare et al (2011) [17], Christine E. King et al (2011) [18], Jin-Chern Chiou et al (2012) [21], Jingwei Yue et al (2012) [67]

محدودیت‌ها

در کاربردهای توانبخشی سیستم‌های BCI تمایل به استفاده از روش‌های غیرتهاجمی برداشت سیگنال از مغزمانند EEG بیشتر است اما در شرایطی که بکارگیری این روش‌ها برای رفع مشکلات ارتباطی بیماران نیازمند پاسخ‌دهی بلادرنگ سیستم کنترلی مورد استفاده است، مشکل عمده سیستم‌های BCI زمان مورد نیاز برای پردازش سیگنال است. در کاربردهای حرکتی در شرایطی که دقت عملکرد روش‌های برخط حداکثر تا حدود ۹۰ درصد افزایش یافته همچنان از دقت روش های آفلاین کمتر است. این در حالی است که حداکثر نرخ انتقال داده مورد استفاده (bit/min) ۲۵ بوده که امکان ایجاد یک ارتباط بلادرنگ را محدود می‌کند.

اگرچه هنوز امکان مکالمه سریع به کمک BCI در کاربردهای کلامی فراهم نشده و سرعت انتخاب حروف در

روش‌های مختلف در حدود ۴ تا ۶ حرف در دقیقه است ولی امکانات موجود برای بیماران مبتلا به اسکلروزیس آمیوتروفیک جانبی کمک بسیار مهمی محسوب می‌شود و به آنها در داشتن یک زندگی مستقل کمک می‌کند.

پیشنهادها

گام کلیدی به منظور توسعه کاربرد BCI در امور روزمره، یافتن راهکارهای ارتباطی بین انسان و ماشین با قابلیت پردازش سیگنال‌های مغزی با سرعت بالا و استفاده از این روش‌ها در کاربردهای دنیای واقعی می‌باشد. کیفیت عملکرد سیستم‌های BCI مختلف متأثر از عوامل محیطی و شرایط جسمی و روحی فرد است و همواره تلاش شده تا تأثیر منفی این متغیرها کاهش یابد. در این راستا می‌توان از برخی نشانه‌های حرکتی بدن مانند رهگیری حرکت چشم‌ها استفاده کرد تا عملکرد سیستم را بیش از پیش به عمکرد طبیعی انسان نزدیک نمود.

References

1. Nicolas-Alonso LF, Gomez-Gil J. Brain computer interfaces, a review. Sensors. 2012;12(2):1211-79.
2. Graimann B, Allison B, Pfurtscheller G. Brain–computer interfaces: A gentle introduction. Brain-Computer Interfaces.Springer. 2010:1-27.
3. Shih JJ, Krusienski DJ, Wolpaw JR, editors. Brain-computer interfaces in medicine. Mayo Clinic Proceedings; 2012:87(3):268-79.
4. Lebedev MA, Nicolelis MA. Brain?machine interfaces: past, present and future. TRENDS in Neurosciences. 2006;29(9):536-46.
5. Curran EA, Stokes MJ. Learning to control brain activity: A review of the production and control of EEG components for driving brain–computer interface (BCI) systems.Brain and cognition. 2003;51(3):326-36.
6. Pasqualotto E, Federici S, Belardinelli MO. Toward functioning and usable brain-computer interfaces (BCIs): A literature review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology. 2012;7(2):89-103.
7. Birbaumer N. Breaking the silence: brain–computer interfaces (BCI) for communication and motor control. Psychophysiology. 2006;43(6):517-32.
8. Moore MM. Real-world applications for brain-computer interface technology. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on. 2003;11(2):162-5.
9. Bashashati A, Fatourechi M, Ward RK, Birch GE. A survey of signal processing algorithms in brain–computer interfaces based on electrical brain signals. Journal of Neural engineering. 2007;4(2):32-57.
10. Wolpaw JR, Birbaumer N, Heetderks WJ, McFarland DJ, Peckham PH, Schalk G, et al. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting. IEEE transactions on rehabilitation engineering. 2000;8(2):164-73.
11. Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. Clinical neurophysiology 2002;113(6):767-91.
12. Iturrate I, Antelis JM, Kubler A, Minguez J. A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation. Robotics, IEEE Transactions on 2009;25(3):614-27.
13. Leishman F, Horn O, Bourhis G. Smart wheelchair control through a deictic approach. Robotics and Autonomous Systems 2010;58(10):1149-58.
14. Galán F, Nuttin M, Lew E, Ferrez PW, Vanacker G, Philips J, et al. A brain-actuated wheelchair: asynchronous and non-invasive brain–computer interfaces for continuous control of robots. Clinical Neurophysiology 2008;119(9):2159-69.
15. Wang H, Song Q, Zhang L, Liu Y. Design on the Control System of a Gait Rehabilitation Training Robot based on Brain-Computer Interface and Virtual Reality Technology. Int J Adv Robotic Sy 2012:145(9):23-31.
16. Luth T, Ojdanic D, Friman O, Prenzel O, Graser A, editors. Low level control in a semi-autonomous rehabilitation robotic system via a brain-computer interface.Proceeding of the Rehabilitation Robotics, ICORR IEEE 10th International Conference. Noordwijk, 2007.

17. Khare V, Santhosh J, Anand S, Bhatia M. Brain Computer Interface Based Real Time Control of Wheelchair Using Electroencephalogram. International Journal of Soft Computing 2011:1(5):41-45.
18. King CE, Wang PT, Mizuta M, Reinkensmeyer DJ, Do AH, Moromugi S, et al. Noninvasive brain-computer interface driven hand orthosis. Proceeding of the Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, Annual International Conference of the IEEE.Boston, 2011.
19. Guger C, Harkam W, Hertnaes C, Pfurtscheller G. Prosthetic control by an EEG-based brain-computer interface (BCI). Procedeeng of the Procaaate 5th european conference for the advancement of assistive technology, 1999.
20. Fok S, Schwartz R, Wronkiewicz M, Holmes C, Zhang J, Somers T, et al. An EEG-based brain computer interface for rehabilitation and restoration of hand control following stroke using ipsilateral cortical physiology. Proceeding of the Annual International Conference of the IEEE.Boston, 2011.
21. Chiou JC, Liang SC, Yen CH, Chien CJ, Lin YJ, Chang TF, etal.EEG-controlled Table Bike for Neurorehabilitation Based on Sensorimotor-rhythm BCI. PCOGNITIVE, the Fourth International Conference on Advanced Cognitive Technologies and Applications. France: 2012:95-7.
22. Qian K, Nikolov P, Huang D, Fei D-Y, Chen X, Bai O. A motor imagery-based online interactive brain-controlled switch: Paradigm development and preliminary test. Clin Neurophysiol 2010;121(8):1304-13.
23. Guger C, Holzner C, Groenegress C, Edlinger G, Slater M. Brain-computer interface for virtual reality control. Proceedings of ESANN; 2009:443-8.
24. de la Vega Arias J, Hintermüller C, Guger C. Generic Brain-computer Interface for Social and Human-computer Interaction.Procedeeng of the Fifth International Conference on Advances in Computer-Human Interactions. Spain, 2012:145-9.
25. Hoffmann U, Vesin JM, Ebrahimi T, Diserens K. An efficient P300-based brain–computer interface for disabled subjects.J Neurosci Methods 2008 15;167(1):115-25.
26. Sellers EW, Donchin E. A P300-based brain–computer interface: initial tests by ALS patients. Clinical neurophysiology 2006; 117(3):538-48.
27. Piccione F, Giorgi F, Tonin P, Priftis K, Giove S, Silvoni S, et al. P300-based brain computer interface: reliability and performance in healthy and paralysed participants. Clin Neurophysiol 2006; 117(3):531-7.
28. Shishkin SL, Ganin IP, Kaplan AY. Event-related potentials in a moving matrix modification of the P300 brain–computer interface paradigm. Neuroscience letters 2011;496(2):95-9.
29. Royer AS, Doud AJ, Rose ML, He B. EEG control of a virtual helicopter in 3-dimensional space using intelligent control strategies. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on 2010; 18(6):581-9.
30. Gentiletti G, Gebhart J, Acevedo R, Yáñez-Suárez O, Medina-Bañuelos V. Command of a simulated wheelchair on a virtual environment using a brain-computer interface. Irbm 2009;30(5-6):218-25.
31. Krepki R, Curio G, Blankertz B, Müller K-R. Berlin brain–computer interfaceThe HCI communication channel for discovery. International Journal of Human-Computer Studies 2007;65(5):460-77.
32. Blankertz B, Dornhege G, Krauledat M, Müller KR, Curio G. The non-invasive Berlin Brain-Computer Interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects. Neuroimage 2007 15; 37(2):539-50.
33. Wu CH, Chang HC, Lee PL, Li KS, Sie JJ, Sun CW, et al. Frequency recognition in an SSVEP-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing. J Neurosci Methods2011 15; 196(1):170-81
34. Lauer RT, Peckham PH, Kilgore KL. EEG-based control of a hand graspneuroprosthesis. Neuroreport 1999;10(8):1767-71.
35. Cheng M, Jia W, Gao X, Gao S, Yang F. Mu rhythm-based cursor control: an offline analysis. Clin Neurophysiol 2004;115(4):745-51.
36. Li Y, Long J, Yu T, Yu Z, Wang C, Zhang H, et al. An EEG-based BCI system for 2-D cursor control by combining Mu/Beta rhythm and P300 potential.Biomedical Engineering, IEEE Transactions on. 2010;57(10):2495-505.
37. Allison BZ, Brunner C, Altstätter C, Wagner IC, Grissmann S, Neuper C. A hybrid ERD/SSVEP BCI for continuous simultaneous two dimensional cursor control. J Neurosci Methods 2012 Aug 15;209(2):299-307
38. Lee P-L, Hsieh J-C, Wu C-H, Shyu K-K, Wu Y-T. Brain computer interface using flash onset and offset visual evoked potentials. Clinical Neurophysiology. 2008;119(3):605-16.
39. Hazrati MK, Erfanian A. An online EEG-based brain–computer interface for controlling hand grasp using an adaptive probabilistic neural network.Med Eng Phys 2010; 32(7):730-9

40. Ron-Angevin R, Díaz-Estrella A. Brain-computer interface: changes in performance using virtual reality techniques. Neuroscience letters 2009;449(2):123-7.
41. Pérez-Marcos D, Buitrago JA, Velásquez FDG. Writing through a robot: A proof of concept for a brain–machine interface. Med Eng Phys 2011; 33(10):1314-7
42. Sellers EW, Krusienski DJ, McFarland DJ, Vaughan TM, Wolpaw JR. A P300 event-related potential brain–computer interface (BCI): the effects of matrix size and inter stimulus interval on performance. Biological psychology 2006;73(3):242-52.
43. Münßinger JI, Halder S, Kleih SC, Furdea A, Raco V, Hösle A, et al. Brain Painting: first evaluation of a new brain–computer interface application with ALS-patients and healthy volunteers. Front Neurosci 2010 22;4:182
44. Neshige R, Murayama N, Igasaki T, Tanoue K, Kurokawa H, Asayama S. Communication aid device utilizing event-related potentials for patients with severe motor impairment. Brain research. 2007;1141:218-27.
45. Allison BZ, Pineda JA. Effects of SOA and flash pattern manipulations on ERPs, performance, and preference: implications for a BCI system. International journal of psychophysiology. 2006;59(2):127-40.
46. Kleih S, Nijboer F, Halder S, Kübler A. Motivation modulates the P300 amplitude during brain–computer interface use. Clinical Neurophysiology. 2010;121(7):1023-31.
47. Kaufmann T, Vögele C, Sütterlin S, Lukito S, Kübler A. Effects of resting heart rate variability on performance in the P300 brain-computer interface. International Journal of Psychophysiology 2012;83(3):336-41.
48. Jin J, Allison BZ, Wang X, Neuper C. A combined brain–computer interface based on P300 potentials and motion-onset visual evoked potentials. Journal of neuroscience methods. 2012;205(2):265-76.
49. Takano K, Komatsu T, Hata N, Nakajima Y, Kansaku K. Visual stimuli for the P300 brain–computer interface: a comparison of white/gray and green/blue flicker matrices. Clinical neurophysiology 2009;120(8):1562-6.
50. Li Y, Guan C, Li H, Chin Z. A self-training semi-supervised SVM algorithm and its application in an EEG-based brain computer interface speller system. Pattern Recognition Letters 2008;29(9):1285-94.
51. SirventBlasco J, Iáñez E, Úbeda A, Azorín J. Visual evoked potential-based brain–machine interface applications to assist disabled people. Expert Systems with Applications 2012; 39(9):7908-18.
52. Hwang H-J, Lim J-H, Jung Y-J, Choi H, Lee SW, Im C-H. Development of an SSVEP-based BCI spelling system adopting a QWERTY-style LED keyboard.J Neurosci Methods 2012 30;208(1):59-65.
53. Cheng M, Gao X, Gao S, Xu D. Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates. IEEE Trans Biomed Eng. 2002; 49(10):1181-6.
54. Scherer R, Muller G, Neuper C, Graimann B, Pfurtscheller G. An asynchronously controlled EEG-based virtual keyboard: improvement of the spelling rate. IEEE Trans Biomed Eng 2004; 51(6):979-84.
55. Birbaumer N, Kubler A, Ghanayim N, Hinterberger T, Perelmouter J, Kaiser J, et al. The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients.Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on. 2000; 8(2):190-3.
56. Klobassa D, Vaughan T, Brunner P, Schwartz N, Wolpaw J, Neuper C, et al. Toward a high-throughput auditory P300-based brain-computer interface. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2009;120(7):1252-61.
57. Kübler A, Furdea A, Halder S, Hammer EM, Nijboer F, Kotchoubey B. A Brain–Computer Interface Controlled Auditory Event-Related Potential (P300) Spelling System for Locked-In Patients. Annals of the New York Academy of Sciences 2009; 1157(1):90-100.
58. Blankertz B, Dornhege G, Krauledat M, Muller KR, Kunzmann V, Losch F, et al. The Berlin Brain-Computer Interface: EEG-based communication without subject training. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on. 2006;14(2):147-52.
59. Kübler A, Birbaumer N. Brain-computer interfaces and communication in paralysis: extinction of goal directed thinking in completely paralysed patients? Clin Neurophysiol 2008;119(11):2658-66
60. Sun H, Xiang Y, Yang M. Neurological rehabilitation of stroke patients via motor imaginary-based brain-computer interface technology 2011; 47:11-6.
61. Chatterjee A, Aggarwal V, Ramos A, Acharya S, Thakor NV. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2007;4:40.
62. Liao LD, Chen CY, Wang IJ, Chen SF, Li SY, Chen BW, et al. Gaming control using a wearable and wireless EEG-based brain-computer interface device with novel dry foam-based sensors. J Neuroeng Rehabil 2012; 9:5.
63. Guger C, Schlogl A, Neuper C, Walterspacher D, Strein T, Pfurtscheller G. Rapid prototyping of an EEG-based brain-computer interface (BCI). Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on. 2001;9(1):49-58.

64. Zhou J, Yao J, Deng J, Dewald JP. EEG-based classification for elbow versus shoulder torque intentions involving stroke subjects.Computers in biology and medicine2009;39(5):443-452.
65. Jerbi K, Vidal J, Mattout J, Maby E, Lecaignard F, Ossandon T, et al. Inferring hand movement kinematics from MEG, EEG and intracranial EEG: From brain-machine interfaces to motor rehabilitation. IRBM 2011;32(1):8-18.
66. Jeon Y, Nam CS, Kim YJ, Whang MC. Event-related (De) synchronization (ERD/ERS) during motor imagery tasks: Implications for brain–computer interfaces. International Journal of Industrial Ergonomics 2011;41(5):428-36.
67. Yue J, Zhou Z, Jiang J, Liu Y, Hu D. Balancing a simulated inverted pendulum through motor imagery: An EEG-based real-time control paradigm. Neuroscience Letters 2012:524(2):95-100.
68. Bai O, Lin P, Huang D, Fei DY, Floeter MK. Towards a user-friendly brain-computer interface: initial tests in ALS and PLS patients. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology 2010; 121(8):1293-303.
69. Pires G, Nunes U, Castelo-Branco M. Comparison of a row-column speller vs. a novel lateral single-character speller: Assessment of BCI for severe motor disabled patients. Clin Neurophysiol. 2012 Jun;123(6):1168-81
70. Townsend G, LaPallo B, Boulay C, Krusienski D, Frye G, Hauser C, et al. A novel P300-based brain-computer interface stimulus presentation paradigm: moving beyond rows and columns. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology. 2010;121(7):1109-20.
71. Brumberg JS, Nieto-Castanon A, Kennedy PR, Guenther FH. Brain–computer interfaces for speech communication. Speech Commun 2010; 52(4):367-379.
72. Iscan Z, Dokur Z, Demiralp T. Classification of electroencephalogram signals with combined time and frequency features. Expert Systems with Applications 2011; 38(8):10499-505.
73. Xu Q, Zhou H, Wang Y, Huang J. Fuzzy support vector machine for classification of EEG signals using wavelet-based features. Med Eng Phys 2009;31(7):858-65.
74. Mousavi EA, Maller JJ, Fitzgerald PB, Lithgow BJ. Wavelet common spatial pattern in asynchronous offline brain computer interfaces. Biomedical Signal Processing and Control 2011;6(2):121-8.
75. Halder S, Rea M, Andreoni R, Nijboer F, Hammer E, Kleih S, et al. An auditory oddball brain–computer interface for binary choices.Clinical Neurophysiology 2010;121(4):516-23.
76. Nijboer F, Furdea A, Gunst I, Mellinger J, McFarland DJ, Birbaumer N, et al. An auditory brain–computer interface (BCI). J Neurosci Methods 2008 15;167(1):43-50

A review on the rehabilitative application of BCI in improving communication abilities

Mahdi Bamdad*, Homayoon Zarshenas[1], Hadi Grailu[2]

Reviwe Article

Abstract

Introduction: Stroke or other nervous-system diseases may lead to long-lasting restrictions in motion and speech ability. Developments in the field of brain computer interface (BCI) make it possible to identify and classify electrical and metabolic brain activities and to convert them into control commands for computers or specific equipment.

Materials and Methods: The general purpose of BCI is to recreate a previously lost ability or to improve a depleted ability in humans. Consequently, offering the possibility ofmoving the body limbs, recapturing speech ability and controlling different equipment for the accomplishment of daily tasksarethree major advantages of BCI systems. In order to assess how much progress has been made toward the application of BCI for these purposes, relevantpapers presentedinprestigiousjournals and conferenceswerereviewed.

Results: Concepts and fundamental principles of BCI andits associated technologies along withrecentimprovementsinBCIsystems'performance was presentedinthispaper.Potentialusages of BCI systems and necessary strategies for enhancingtheir applicability in rehabilitation were alsodiscussed.

Conclusion: In the past 20 years, a great deal ofeffort hasfocused to the improvement ofthe efficiency and data transformation ratesofEEG-based BCI systems via implementing a high-speed dataexchange system between brain and computer. So far,variousapproachesforbuilding a real-timecommunicationbetweenbraincommands and generated control commands are introduced.

Keywords: Electro encephalography signals, Brain computer interface, Rehabilitation

Citation: Bamdad M, Zarshenas H, Grailu H. **A survey on BCI application in rehabilitation to improve communication abilities.** J Res Rehabil Sci 2014; 9(6): 1153-1166.

Received date: 2/5/2013 Accept date: 29/7/2013

*- Assistant Professor, Mechanical Engineering Department, Mechatronic Research Lab, Shahrood University of technology, Shahrood, Iran (Corresponding Author) E-mail: bamdad@shahroodut.ac.ir
1- MSc, Mechatronics engineering, Mechatronic Research Lab, Shahrood University of technology, Shahrood, Iran
2 -Assistant Professor, Electrical Engineering Department, Shahrood University of technology, Shahrood, Iran