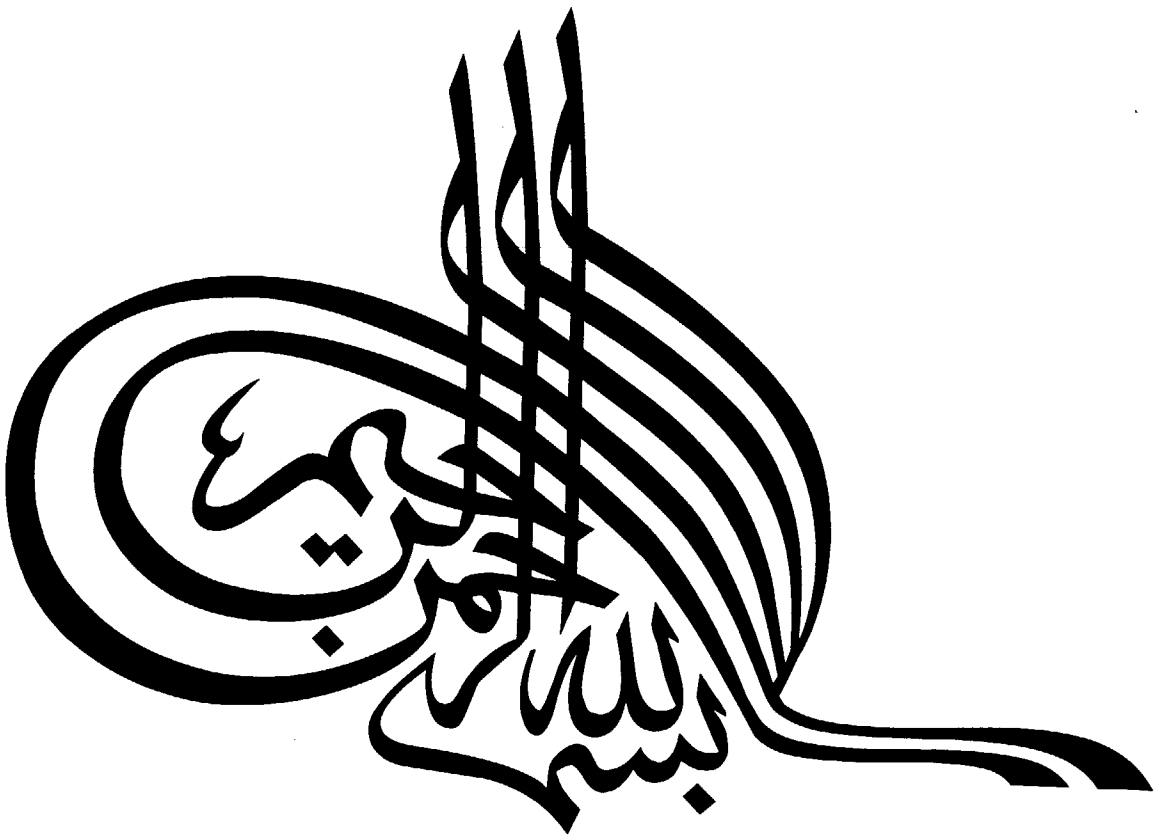

٣٢٣٢٥

مرکز اطلاعات و مدارک علمی ایران

بنام خدا

۱۰ /۱۲/ ۱۳۷۹

دانشگاه علم و صنعت ایران

دانشکده برق

سیستم ردیابی پویایی سیگنالهای مغزی

سید آرمان نبی پور

۰۹۷۰۱

پایان نامه کارشناسی ارشد

در رشته

مهندسی پزشکی - بیو الکتریک

استاد راهنما:

دکتر عباس عرفانیان امیدوار

شهریور ۱۳۷۹

۳۲۳۲۵

تقدیم به:

پدر بزرگوارم

مادر فداکارم

همسر مهربانم

ضمن سپاس از خداوند مهربان،

لازم می‌دانم از جناب آقای دکتر عباس عرفانیان امیدوار که با راهنمایی‌های خود مرا در هرچه بهتر انجام دادن این پروژه یاری فرمودند صمیمانه تشکر و قدردانی نمایم.

همچنین از اساتید هیات داوری آقای دکتر مرادی و آقای دکتر آیت‌الهی نیز سپاسگزاری می‌کنم.

از دوستان ارجمند در آزمایشگاه بیو الکتریک، آقایان گریوانی و اخبارده و خانم حمزه‌لو که هریک به نوعی در این پروژه همکاری داشتند نیز تشکر می‌نمایم.

چکیده

سیگنال‌های الکتریکی مغز (EEG) که از روی جمجمه انسان ثبت می‌شود، بیانگر فعالیت سلولهای قشر مغز هستند. امروزه سیگنالهای مغزی کاربردهای بسیاری در کلینیک برای تشخیص بسیاری از بیماریها و فعالیت‌های نروفیزیولوژیک پیدا کرده است. علاوه بر آن، می‌توان به کاربردهای دیگری مانند به تشخیص عمق بیهوشی، ارتباط انسان وکامپیوتر، ایجاد دستورات کنترلی برای سیستم FES، تشخیص خودبه‌خود حمله مغزی، شناخت مراحل مختلف خواب، ردیابی تغییرات پویایی سیگنال مغزی در حین اعمال فکری اشاره کرد.

با توجه به اهمیت سیگنالهای مغزی، اخذ این سیگنالها در مهندسی و کلینیک حائز اهمیت است. در این پروژه، سیستمی برای دریافت و ثبت سیگنالهای مغزی و پردازش سیگنال EEG به‌صورت بی‌درنگ به منظور ردیابی تغییرات پویایی سیگنالهای مغزی طراحی و ساخته شد. به علت آنکه سیگنالهای مغزی دامنه‌ای بسیار اندک دارند، برای اخذ آنها نیاز به تقویت‌کننده‌ای چند کاناله با بهره زیاد (حدود ۲۰۰۰۰)، نویز بسیار کم و قابلیت حذف سیگنال القایی برق شهر است. مشکلات دیگری مانند ایزولاسیون و محافظت بیمار، نویز القایی برق شهر که در میان باند فرکانسی سیگنال قرار می‌گیرد، طراحی سیستم ثبت سیگنالهای مغزی را دشوار می‌کند.

به منظور اخذ داده‌ها، ذخیر سازی و نمایش آن بر روی صفحه کامپیوتر به صورت بی‌درنگ، نرم افزاری طراحی کرده‌ایم که امکان اخذ داده‌ها را از ۸ کانال تقویت‌کننده EEG فراهم می‌کند. در این نرم افزار توانایی‌های فیلتر برق شهر، فیلتر پایین‌گذر قابل انتخاب، فیلترهای امواج دلتا، تتا، آلفا و بتا، محاسبه و نمایش FFT سیگنال اخذ شده به صورت بی‌درنگ، و توانایی ذخیره‌سازی و بازیابی داده‌های خام اخذ شده، فراهم شده است.

سیگنال مغزی سیگنالی غیر ایستا است. یکی از روش‌های آنالیز سیگنال غیرایستا، استفاده از بازنمایی زمانی فرکانسی است. در این پروژه ما از روشهای تبدیل فوریه کوتاه مدت (STFT) و روش توزیع نمایی (ED) برای بازنمایی زمانی-فرکانسی سیگنالهای مغزی در شرایط مختلف استفاده کرده‌ایم. نشان داده‌ایم که روش STFT دارای محدودیت‌های عدم دقت زمانی-فرکانسی توام و وجود جملات تداخلی در تخمین طیف توان است که تفسیر فرکانسهای موجود را مبهم می‌کند. نتایج بررسی‌های این پروژه نشان می‌دهد که روش ED نسبت به روش STFT توانایی بهتری برای ردیابی تغییرات سیگنال مغزی دارد و از دقت زمانی-فرکانسی بهتری برخوردار است.

شرایط مختلف فیزیکی و بیماری تاثیرات متفاوتی بر روی سیگنال EEG می‌گذارد. لذا در این پروژه پردازش بی‌درنگ سیگنال مغزی ازجمله استخراج باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا و تخمین طیف توان آن با روشهای زمانی-فرکانسی تبدیل فوریه کوتاه مدت و توزیع نمایی، درحالات مختلف مغزی انجام شده است. برای این منظور، آزمایشاتی بر روی انسان در شرایط مختلف چشم بسته، تغییر حالت چشم بسته به چشم باز، بعد از تنفس عمیق، بستن دست در حالت چشم بسته و باز کردن دست در حالت چشم بسته، انجام شده است. در تمام این موارد، دامنه باندها، واریانس و طیف توان سیگنال‌های مغزی، تغییرات حالات مغزی را تا حدودی نشان می‌دهد.

فهرست مطالب

فصل اول: مقدمه، بررسی و نحوهٔ ثبت سیگنال‌های الکتریکی مغزی

۱-۱) مقدمه ۲

۱-۲) مشخصات عمومی سیگنال مغزی ۵

۱-۳) منشأ ایجاد سیگنال‌های الکتریکی مغز ۷

۱-۴) مشکلات ثبت سیگنالهای مغزی ۸

۱-۵) محل قرار دادن الکترودها بر روی سر ۱۰

۱-۶) کاربردهای سیگنال EEG ۱۱

۱-۷) هدف از انجام پروژه ۱۳

فصل دوم: سخت‌افزار سیستم ردیابی سیگنالهای مغزی

۲-۱) ساختار سیستم‌های ثبت‌سیگنالهای مغزی ۱۵

۲-۲) الکترودهای ثبت پتانسیل‌های زیستی ۱۶

۲-۲-۱) الکتروهای قطبی شونده و غیرقطبی شونده ۱۶

۲-۲-۲) مشکلات ناشی از مقاومت پوست در اندازه گیری سیگنالهای مغزی ۱۸

۲-۲-۳) الکترودهای فعال ۱۹

۲-۳) تداخل‌های ناشی از برق شهر در سیستم‌های اخذ سیگنالهای مغزی ۲۰

۲-۳-۱) تداخل ناشی از برق شهر در سیم های رابط الکترود و سیستم ۲۰

۲-۳-۲) القای خازنی برق شهر درسرانسان ۲۱

۲-۳-۳) تداخل میدان‌های مغناطیسی ۲۲

۲-۴) روش کاهش سیگنال مشترک و سایر تداخلات ۲۲
۲-۴-۱) مدار راه انداز پای راست ۲۳
۲-۵) ایزولاسیون و محافظت بیمار ۲۴
۲-۶) طراحی سیستم ردیابی پویایی سیگنالهای مغزی ۲۷
۲-۶-۱) بافر ورودی (مبدل امپدانس) ۲۹
۲-۶-۲) مدار راه‌انداز پای‌راست(DRL) ۳۱
۲-۶-۳) پیش‌تقویت‌کننده ۳۲
۲-۶-۴) طراحی مدار ایزولاسیون ۳۳
۲-۶-۵) فیلتر حذف برق شهر ۳۸
۲-۶-۶) طراحی فیلتر حذف برق شهر ۴۳
۲-۶-۷) طراحی فیلتر پایین‌گذر ۴۵
۲-۷) بررسی عملکرد سیستم ثبت سیگنال مغزی ۴۶
۲-۸) اصلاح سیستم..... ۴۷
۲-۹) تبدیل سیگنال مغزی تقویت‌شده به سیگنال دیجیتال ۵۰
۲-۱۰) بررسی سیگنالهای مغزی اخذ شده با تقویت کننده ساخته شده ۵۱
۲-۱۱) نتیجه‌گیری ۵۳

فصل سوم: نرم‌افزار سیستم ردیابی سیگنالهای مغزی

۳-۱) مقدمه ۵۶
۳-۲) توانایی‌های کلی نرم‌افزار ۵۶
۳-۳) نحوه عملکرد کلی نرم‌افزار سیستم ۵۷
۳-۴) پیاده سازی فیلترهای بی‌درنگ ۵۷
۳-۵) نحوه کار با نرم‌افزار ۶۱
۳-۵-۱) منوی اصلی ۶۲
۳-۵-۲) منوی فایل ۶۲
۵-۳-۳) منوی آنالیز ۶۳

۵-۳-۴) منوی اجرا ۶۷
۳-۶) نتیجه‌گیری ۷۲

فصل چهارم: ردیابی پویایی سیگنالهای مغزی

۴-۱) مقدمه ۷۵
۴-۲) تبدیل فوریهٔ کوتاه مدت (STFT) ۷۵
۴-۲-۱) تحلیل STFT با استفاده از سیگنال نمایی مختلط و فرکانس خطی متغیر ۸۰
۴-۳) ارزیابی طیف توان با استفاده از توزیع نمایی (ED) ۸۲
۴-۳-۱) تحلیل ED با استفاده از سیگنال گوسی ۸۳
۴-۴) ارزیابی ED و STFT با استفاده از سیگنال‌های شبه‌سازی شده ۸۴
۴-۵) ارزیابی سیگنال‌های EEG در حالات مختلف مغزی ۹۰
۴-۶) نتیجه‌گیری ۱۰۷

فصل پنجم: نتیجه‌گیری و پیشنهادات

۵-۱) طراحی و ساخت تقویت‌کننده ۱۰۹
۵-۲) نرم‌افزار سیستم ردیابی سیگنالهای مغزی ۱۱۰
۵-۳) تخمین طیف توان ۱۱۰
۵-۴) ردیابی تغییرات سیگنالهای مغزی ۱۱۱
۵-۵) پیشنهادات ۱۱۱

ضمیمه الف: نرم افزار سیستم ردیابی سیگنالهای مغزی ۱۱۲
ضمیمه ب: نقشه سیستم ردیابی سیگنالهای مغزی ۱۴۹
واژه‌نامه ۱۵۳
مراجع ۱۶۰

فهرست شکلها

سیستم (۲۰-۱۰) بین المللی الکترود گذاری..... ۱۲

بلوک دیاگرام کلی سیستم ردیابی پویایی سیگنالهای مغزی ۱۷

نمونه‌ای از آرتیفکت حرکتی ۱۸

تداخل الکتریکی برق شهر در سیستم ثبت سیگنال EEG و سیم‌های رابط ۲۰

تداخلات الکتریکی برق شهر بر روی سرانسان القا می‌شود ۲۱

مدار عمومی راه انداز پای راست ۲۴

مدار معادل طبقهٔ ورودی سیستمEEG و مدار راه انداز پای راست ۲۴

نمودار کلی یک سیستم ثبت سیگنال‌های حیاتی ایزوله ۲۵

امپدانس‌های معادل مدارات ایزولاسیون ۲۶

دیاگرام سیستم EEG ساخته شده ۲۷

نمایش ساده امپدانس الکترود و پوست و امپدانس ورودی تقویت‌کننده ۲۹

مدار طراحی شده برای بافر ورودی ۳۱

مدار DRL به کار رفته در سیستم طراحی‌شده ۳۱

روش حذف سطح DC سیگنال ۳۳

نحوهٔ استفاده از اپتوکوپلر در ایزولاسیون دیجیتال ۳۴

نحوهٔ اندازه‌گیری جریان نشتی آی‌سی ایزولاسیون ۳۵
رابطهٔ غیرخطی خروجی برحسب جریان عبوری از دیودِ ورودی ۳۶
مدار بایاس و جبران‌ساز مشخصهٔ غیرخطی اپتوکوپلر ۳۶
رفتار غیرخطی اپتوکوپلرِجبران‌شده در عبور سیگنالهای فرکانس پایین ۳۷
رفتار غیرخطی اپتوکوپلرِجبران‌نشده در عبور سیگنالهای فرکانس پایین ۳۷
پاسخ فرکانسی اپتوکوپلرِجبران‌شده و اپتوکوپلرِجبران‌نشده ۳۸
یک نمونه از فیلتر فعال مرتبهٔ ۲ حذف برق شهر ۴۰
حالت ❶ برای استفاده از فیلتر MF10 ..... ۴۲
متغیرهای تعریف‌شده در فیلتر ۴۲
پاسخ فرکانسی فیلتر حذف برق شهر ۴۳
پاسخ فرکانسی اندازه‌گیری شدهٔ فیلترحذف برق شهر ۴۴
پاسخ فرکانسی فیلتر مرتبهٔ ۲ پایین‌گذر در Qهای مختلف ۴۶
پاسخ فرکانسی سیستم ثبت سیگنالهای مغزی ۴۷
نمودار سیستم اخذ سیگنالهای مغزی اصلاح شده ۴۸
پاسخ فرکانسی سیستم بهینه ثبت سیگنالهای مغزی ۴۹
نویز معادل ورودی در خروجی سیستم ۵۰
نمونه سیگنال‌های EEG درحالت چشم بسته ۵۱
نمونه سیگنال‌های EEG درحالت چشم باز ۵۲
نمونه سیگنال‌های EEG درحالت چشم بسته بعد از تنفس عمیق ۵۲
نمودار کلی عملکرد برنامه سیستم ردیابی سیگنالهای مغزی ۵۸
پاسخ فرکانسی فیلترهای نرم افزاری ۶۰
منوی اصلی نرم‌افزار سیستم ۶۲
منوی فایل ۶۳
منوی آنالیز ۶۴
پنجره باندهای فرکانس استاندارد ۶۵

انتخاب فیلتر پایین گذر پنجره فیلترهای پایین‌گذر مختلف را فعال می‌کند ۶۶
پنجره فیلتر قابل تعریف توسط کاربر ۶۶
پنجره تنظیم FFT ۶۷
پنجره تنظیم کارت A/D و بافر ذخیره سیگنال ۶۷
پنجره وارد کردن اطلاعات شخصی ۷۰
پنجره نمایش سیگنال در حالت سیگنال زمانی و در حالت نمایش فرکانسی ۷۱
STFT سیگنال نمایی با پنجره‌های الف) مربعی، ب) بلک‌من، ج) هنینگ، د) همینگ ۸۶
ED سیگنال نمایی با سیگمای الف) ۰/۰۱، ب) ۰/۱، ج) ۱، د) ۱۰ ..... ۸۷
STFT سیگنال فرکانس متغیر خطی با پنجره‌های الف) مربعی، ب) بلک‌من، ج) هنینگِ ۸۸
ED سیگنال فرکانس متغیر خطی با سیگمای الف) ۰/۰۱، ب) ۰/۱، ج) ۱، د) ۱۰ ..... ۸۹
سیگنال چشم بسته و باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا ۹۳
سیگنال تغییر چشم بسته به باز و تغییرات باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا، میانگین اندازه دامنه ۹۴
STFT سیگنال تغییر چشم بسته به باز با پنجره‌های الف) مربعی، ب) بلک‌من، ج) هنینگ ۹۵
ED سیگنال تغییر چشم بسته به باز با سیگمای الف) ۰/۰۱، ب) ۰/۱، ج) ۱، د) ۱۰ ..... ۹۶
سیگنال تنفس عمیق و باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا، میانگین اندازه دامنه، واریانس ۹۷
سیگنال پلک زدن و تغییراتِ باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا، میانگین اندازه دامنه ۹۸
STFT سیگنال پلک زدن با پنجره‌های الف) مربعی، ب) بلک‌من، ج) هنینگ ۹۹
ED سیگنال پلک زدن با سیگمای الف) ۰/۰۱، ب) ۰/۱، ج) ۱، د) ۱۰ ..... ۱۰۰
سیگنال باز کردن دست و تغییرات باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا، میانگین اندازه دامنه ۱۰۱
STFT سیگنال بازکردن دست با پنجره‌های الف) مربعی، ب) بلک‌من، ج) هنینگ ۱۰۲
سیگنال بازکردن دست با سیگمای الف) ۰/۰۱، ب) ۰/۱، ج) ۱، د) ۱۰ ..... ۱۰۳
سیگنال بستن دست و تغییرات باندهای دلتا، تتا، آلفا و بتا، میانگین اندازه دامنه ۱۰۴
STFT سیگنال بستن دست با پنجره‌های الف) مربعی، ب) بلک‌من، ج) هنینگ ۱۰۵
ED سیگنال بستن دست با سیگمای الف) ۰/۰۱، ب) ۰/۱، ج) ۱، د) ۱۰ ..... ۱۰۶

فهرست جداول

نامگذاری الکترودها و علائم اختصاری آنها ۱۰

مهمترین پارامترهای یک سیستم EEG ۲۸

ویژگی‌های اپ‌امپ TL074 به کار رفته در سیستم EEG ۳۰

ویژگی‌های مهم تقویت‌کننده AD524 به کار رفته در سیستم EEG ۳۲

پارامترهای مهم ایزولاسیون برای آی‌سی 4N35 ..... ۳۴

زمان‌های صعود و افت در اپتوکوپلر 4N35 ..... ۳۴

مقایسهٔ مدار ایزولاسیون و آی‌سی AD210 ..... ۳۸

مهمترین پارامترهای آی‌سی MF10 ..... ۴۱

مقادیر اندازه‌گیری شده در پاسخ فرکانسیِ فیلترحذف برق شهر ۴۵

پارامترهای آی‌سی AD620 ..... ۴۸

مقادیر موثر نویز معادل ورودی در سیستم بهینه ۴۹

حداثکر نرخ نمونه برداری سیگنال به بهره کارت بستگی دارد ۵۱

مهمترین مشخصات سیستم EEG ساخته شده ۵۳

پارامترهای فیلترهای طراحی شده ۵۹

فصل اول

مقدمه: بررسی و نحوهٔ ثبت سیگنال‌های الکتریکی مغزی

۱-۱) مقدمه

۱-۲) مشخصات عمومی سیگنال مغزی

۱-۳) منشأ ایجاد سیگنال‌های الکتریکی مغز

۱-۴) مشکلات ثبت سیگنالهای مغزی

۱-۵) محل قرار دادن الکترودها بر روی سر

۱-۶) کاربردهای سیگنال EEG

۱-۷) هدف از انجام پروژه

۱-۱) مقدمه

واژهٔ الکتروانسفالوگرام[1] برای منحنی تغییرات پتانسیل ثبت شده از مغز بکار می‌رود. آن عبارت است از ولتاژهای نوسان کنندهٔ مغزی که توسط الکترودهای متصل به جمجمه انسان ثبت می‌شود. فیزیولوژیست‌های اعصاب عقیده دارند که سلول‌های هرمی[2] شکل قشر مغز، منبع تولید این پتانسیل‌های الکتریکی هستند. هرکدام از سلول‌های هرمی تشکیل یک دو قطبی جریان ضعیف می‌دهند که پلاریته آنها بستگی به ورودی خالص سلول دارد. سیگنال‌های درون مغزی پس از عبور از جمجمه، به علت امپدانس الکتریکی توزیع شده آن، واگرا و تضعیف می‌شوند.

امروزه سیگنالهای مغزی کاربردهای بسیار زیادی در کلینیک جهت تشخیص بسیاری از بیماریها، و در علوم اعصاب برای پی بردن به مکانیزم رفتار مغز در شرایط مختلف پیدا کرده است. یکی از کاربردهای مطرح شده در زمینه پردازش سیگنالهای مغزی، تشخیص عمق بیهوشی است. نیاز به تشخیص عمق بیهوشی[3] در حین عمل جراحی همواره وجود داشته است. در حال حاضر هیچ روش ثابت و قابل اطمینانی در اندازه‌گیری عمق بیهوشی وجود ندارد. در بیشتر مواقع به‌طور حسی و مشاهده‌ای، عمق بیهوشی را تعیین می‌شود. بود یا نبود حرکتِ شخص در هنگام جراحی به عنوان علامت قابل قبولی برای تشخیص عمق بیهوشی بیماران استفاده می‌شود. علائمی از قبیل بالا رفتن فشار خون، اتساع رگها، آب دهان، عرق کردن و اشک نشان می‌دهند که سطح بیهوشی باید بالا برود. اما مشاهدات بیان شده نسبت به عمق بیهوشی متغیر هستند. تحقیقاتی بر روی ویژگی‌های طیف توان EEG از قبیل فرکانس لبه طیف، فرکانس میانی، نسبت توان باند فرکانسی و توان کل در باندهای مجزای EEG انجام شده است. به عنوان مثال تامسن[4] از مدل خطی خودبازگشتی[5] (AR) سیگنال EEG، آنالیز کلاستر و نظریه تصمیم‌گیری بیز[6] برای کلاس‌بندی بیهوشی عمیق و خفیف استفاده کرده است[۱].

هانگ[7] و همکارانش با استفاده از پتانسیل برانگیخته شنوایی با تاخیر میانه[8] و سایر مشخصات فیزیولوژیک با به‌کار بردن یک شبکه عصبی، سیستمی تماماً خودکار برای کنترل عمق بیهوشی و

1 Electroencephalogram
2 Pyramidal cells
3 Anesthesia
4 Thomsen
5 Autoregressive (AR)
6 Bayes Decision Theory
7 Hung

تزریق ماده بیهوشی داخل وریدی ساخته‌اند. به کمک برخی از ضرایب تبدیل ویولت، یک شبکه عصبی تعلیم داده شده است. بعد از محاسبه بی‌درنگ ضرایب ویولت، شبکه عصبی عمق بیهوشی را تشخیص داده و در صورت لزوم سیستم تزریق ماده بیهوشی را فعال می‌کند[۲].

ثبت سیگنال‌های الکتریکی مغزی (EEG) و پردازش بی‌درنگ آن در هنگام حرکات ارادی از قشر مغز انسان به عنوان روش غیر تهاجمی[9] و مفید جهت تولید دستورات کنترلی برای سیستم FES یا اعضاء مصنوعی و ارتباط انسان با ماشین، یکی از مسائلی است که همواره توسط محققان دنیا مورد بحث و بررسی قرار گرفته اما تاکنون آنچنانکه باید نتایج دقیق و قابل توجهی که بتواند در عمل مورد استفاده قرار گیرد، بدست نیامده است.

در ادامه به چند مورد دیگر از کاربردهای پتانسیل‌های مغزی می‌توان اشاره کرد. بررسی نگاشت سیگنال‌های مغز با استفاده از شبکه‌های عصبی[۳]، طبقه بندی سیگنال‌های مغزی ناشی از حرکت انگشت به منظور فشردن یک کلید با استفاده از شبکه عصبی[۳] ، استفاده از سیگنال‌های عصبی مغز به منظور کنترل ماشین[۴]، تشخیص خودبخودی حمله مغزی[10] با استفاده از شبکه‌های عصبی[۵]، تخمین سطح هوشیاری[11] از روی طیف توان سیگنال EEG [۶]، تشخیص حملات مغزی در هنگام ثبت طولانی سیگنال مغزی بیمار با استفاده از روش‌های آماری، پیش‌بینی جهت حرکت دست از سیگنال EEG حاصل از یک آزمون با استفاده از شبکه‌های عصبی[۸]،آنالیز سری زمانی پتانسیل‌های مغزی پیش از حرکات ارادی[۸]، جستجوی تغییرات پویایی سیگنال EEG در هنگام اعمال فکری[12] با استفاده از روش‌های مختلف آماری، طبقه بندی سیگنال‌های EEG ناشی از اعمال فکری با استفاده از مدل‌های چند متغیره AR [۹]. استفاده از EEG برای تعیین مرگ مغزی.

به منظور بررسی EEG در تمام موارد ذکر شده، چندین شکل مختلف آنالیز EEG مورد نیاز است. اما آنالیز EEG تنها یک مساله توصیفی[13] نیست، بلکه با مساله تشخیص الگو[14] نیز در ارتباط است. هر الکتروانسفالوگرافر[15] می‌داند که گاهی اوقات اندازه‌گیری دقیق پدیده‌هایی نظیر قله[16]، موج

---

8 Mid Latency Evoked Potential
9 Non- invasive
10 Seizure
11 Alertness
12 Mental task
13 Quantification
14 Pattern recognition
15 Electroencephalographer
16 Spike