

به نام خدا

مبانی پردازش غیر خطی سیگنال الکتروانسفالوگراف

(ویژه دانشجویان مهندسی پزشکی، فیزیک پزشکی، انفورماتیک پزشکی)

گردآوری و تدوین:

مهندس صالح لشکری

مهندس محمد راوری

مهندس فاطمه اسدالله زاده شمخال

انتشارات ارسطو (چاپ و نشر ایران)

۱۳۹۴

شابک: ۹۷۸-۶۰۰-۷۹۴۰-۷۵-۴

شماره کتابشناسی ملی: ۳۹۸۶۰۶۴

عنوان و نام پدیدآور: مبانی پردازش غیرخطی سیگنال الکتروانسفالوگراف (ویژه دانشجویان مهندسی پزشکی ... / گردآوری و تدوین صالح لشکری، محمد راوری، فاطمه اسدالله‌زاده شمخال.

مشخصات نشر: مشهد: ارسطو، ۱۳۹۴.

مشخصات ظاهری: ۱۳۴ ص.: مصور (بخشی رنگی)، جدول، نمودار (بخشی رنگی).

یادداشت:

کتابنامه: ص. ۱۳۱ - ۱۳۴.

موضوع: الکتروانسفالوگرافی

موضوع: پردازش سیگنال‌ها

رده بندی دیویی: ۸۰۴۷۵۴۷/۶۱۶

رده بندی کنگره: RC۶/۳۸۶ ۱۳۹۴ ۵۷الف /

سرشناسه: لشکری، صالح، ۱۳۶۴ -

شناسه افزوده: راوری، محمد، ۱۳۶۰ -

شناسه افزوده: اسدالله‌زاده شمخال، فاطمه، ۱۳۷۰ -

وضعیت فهرست نویسی: فیبا

نام کتاب: مبانی پردازش غیرخطی سیگنال الکتروانسفالوگراف
مولفان: صالح لشکری - محمد راوری - فاطمه اسدالله‌زاده شمخال

ناشر: ارسطو (چاپ و نشر ایران)

صفحه آرای، تنظیم و طرح جلد: پروانه مهاجر

تیراژ: ۱۰۰۰

نوبت چاپ: اول - ۱۳۹۴

چاپ: مهتاب

قیمت: ۸۵۰۰ تومان

شابک: ۹۷۸-۶۰۰-۷۹۴۰-۷۵-۴

تلفن های مرکز بخش: ۳۵۰۹۶۱۴۵ - ۳۵۰۹۶۱۴۶ - ۵۱

www.chaponashr.ir

باشگاه پژوهشگران جوان، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

Young Research Club, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran

فهرست مطالب

۱۱	پیش‌گفتار
۱۹	فصل اول: مبانی سیگنال‌های مغزی و نحوه ثبت آن‌ها
۱۹	۱-۱ مقدمه
۲۰	۲-۱ سیگنال‌های مغزی
۲۳	۳-۱ استانداردهای ثبت سیگنال EEG
۲۳	۱-۳-۱ الکتروودگذاری و استاندارد ۲۰-۱۰
۳۳	۴-۱ ریتم‌های EEG انسان بالغ در بیداری
۳۴	۱-۴-۱ امواج بتا
۳۴	۲-۴-۱ امواج آلفا
۳۵	۳-۴-۱ امواج تتا
۳۵	۴-۴-۱ امواج دلتا
۳۵	۵-۱ امواج میوی رولاندیک
۳۶	۶-۱ محدوده فرکانسی حملات صرع
۳۷	۷-۱ پتانسیل‌های مغزی وابسته به رخداد
۴۱	۱-۷-۱ N100: پاسخ جهت‌دهی اولیه و توجه انتخابی
۴۲	۲-۷-۱ N200: ارزیابی تحریک
۴۳	۳-۷-۱ N400 و ERP‌های وابسته به زبان
۴۴	۴-۷-۱ P300
۴۸	۱-۴-۷-۱ الگوی Oddball برای استخراج P300

۴۹ Bootstrapping روش ۲-۴-۷-۱
۴۹ ۸-۱ پتانسیل‌های DC در سیگنال‌های الکتریکی مغز
۵۱ فصل دوم: ضرورت پردازش غیرخطی سیگنال الکتروانسفالوگراف
۵۱ ۱-۲ مقدمه
۵۲ ۲-۲ ضرورت پردازش غیرخطی سیگنال EEG
۵۹ فصل سوم: پردازش غیرخطی سیگنال الکتروانسفالوگراف
۵۹ ۱-۳ مقدمه
۶۰ ۲-۳ بازسازی فضای فاز
۶۲ ۱-۲-۳ تأخیر زمانی
۶۵ ۲-۲-۳ بعد فضا سازی
۶۶ ۱-۲-۲-۳ نزدیک‌ترین همسایگی اشتباه
۶۹ ۲-۲-۲-۳ تخمین بعد فضا سازی مبتنی بر بعد همبستگی
۶۹ ۳-۳ بعد همبستگی
۷۰ ۱-۳-۳ الگوریتم گراسبرگر و پروکاسیا
۷۳ ۲-۳-۳ تخمین ناحیه مقیاس
۷۴ ۱-۲-۳-۳ مشتق مرتبه ۱ و ۲ منحنی $C_m(r)$
۷۶ ۲-۲-۳-۳ برآزش خط بر تعدادی از نقاط منحنی $C_m(r)$
۷۸ ۳-۲-۳-۳ برآزش خط بر تمام نقاط منحنی $C_m(r)$
۸۱ ۴-۲-۳-۳ میانگین فاصله بین میان همسایگی‌ها
۸۱ ۵-۲-۳-۳ کسری از انحراف معیار

۸۳	۳-۳-۳ تعداد نمونه‌های لازم در محاسبه بعد همبستگی
۸۳	۴-۳ بعد فرکتال
۸۵	۱-۴-۳ محاسبه بعد فرکتال
۸۵	۱-۱-۴-۳ روش شمارش جعبه‌ای
۸۶	۲-۱-۴-۳ روش هایوچی
۸۸	۳-۱-۴-۳ روش کتز
۹۰	۲-۴-۳ ارزیابی روش‌های محاسبه بعد فرکتال
۹۰	۵-۳ نمای لیاپانوف
۹۵	۶-۳ آنتروپی
۹۶	۱-۶-۳ آنتروپی شنون و رینی
۹۸	۲-۶-۳ آنتروپی‌های دینامیکی
۱۰۱	۳-۶-۳ آنتروپی تقریبی
۱۰۲	۴-۶-۳ ویولت آنتروپی
۱۰۳	۵-۶-۳ اثر نویز و فرکانس نمونه‌برداری بر آنتروپی
۱۰۷	۷-۳ نگاشت‌های بازگشتی
۱۱۰	۱-۷-۳ الگو شناسی نمودارهای بازگشتی
۱۱۴	۲-۷-۳ آنالیزهای کمی بازگشتی (RQA)
۱۱۶	۸-۳ تحقیقات آنالیز غیرخطی بر روی سیگنال EEG
۱۲۱	فصل چهارم: جمع‌بندی و پیشنهادها
۱۳۱	مراجع

فهرست اشکال

- شکل ۱-۱: مدل دو قطبی الکتریکی در مغز ۲۱
- شکل ۲-۱: کاشت مجموعه الکتروده بر سطح کورتکس ۲۲
- شکل ۳-۱: محل قرار گرفتن کانال‌های ثبت سیگنال مغزی با استاندارد ۱۰-۲۰ ۲۴
- شکل ۴-۱: تعیین موقعیت کانال‌ها بر روی سر با فاصله‌یابی استاندارد ۱۰-۲۰ ۲۶
- شکل ۵-۱: محل قرار گرفتن کانال‌ها با سیستم تعمیم‌یافته ۱۰-۲۰ ۲۷
- شکل ۶-۱: امواج موجود در سیگنال EEG زیر ۳۵ هرتز ۳۶
- شکل ۷-۱: نمایش مؤلفه‌های سیگنال ERP برای سه کانال Fz, Cz, Pz ۴۰
- شکل ۸-۱: سیگنال P300 در اثر اعمال یک تحریک درکی نوعی. خط توپر این سیگنال را نمایش می‌دهد و خط چین سیگنال فاقد P300 را نشان می‌دهد ۴۷
- شکل ۹-۱: الگوی تحریک‌های Oddball برای ثبت P300 ۴۸
- شکل ۱۰-۱: تغییرات سطح پتانسیل DC سیگنال EEG در یک حمله صرعی و نیز در آپنه و خفگی ... ۵۰
- شکل ۱-۳: تئوری فضا سازی Takens و روش تأخیر زمانی در بازسازی بستر جذب ۶۲
- شکل ۲-۳: نمودار میانگین اطلاعات متقابل بر حسب تأخیر زمانی برای سیگنال EEG نرمال ۶۴
- شکل ۳-۳: مقایسه دو روش تابع خودهمبستگی و میانگین اطلاعات متقابل در تخمین تأخیر زمانی ۶۵
- شکل ۴-۳: بیانی ساده از روش نزدیک‌ترین همسایه نادرست ۶۸
- شکل ۵-۳: تخمین بعد فضا سازی بهینه با روش FNN سیگنال EEG نرمال ۶۸
- شکل ۶-۳: نمایشی از محاسبه جمع همبستگی ۷۲
- شکل ۷-۳: لگاریتم جمع همبستگی بر حسب لگاریتم شعاع که در آن شاهد نوسانات به ازای شعاع‌های کوچک‌تر در بعد فضا سازی و ناحیه اشباع به ازای شعاع‌های بزرگ‌تر هستیم ۷۳
- شکل ۸-۳: تغییرات بعد همبستگی بر حسب تغییرات بعد فضا. ناحیه مقیاس در هر بعد فضا سازی از طریق بررسی تغییرات مشتق دوم بدست آمده است ۷۶
- شکل ۹-۳: تغییرات بعد همبستگی بر حسب تغییرات بعد فضا سازی ۷۸
- شکل ۱۰-۳: تغییرات بعد همبستگی بر حسب تغییرات شعاع در مقیاس لگاریتمی که از طریق روش پیشنهادی به دست آمده است. نقطه زانویی مشخص شده است ۸۰
- شکل ۱۱-۳ الف: نمودار شاخص BIS بر حسب بعد همبستگی به دست آمده از روش تخمین $0.7std$. ب: نمودار شاخص BIS بر حسب بعد همبستگی به دست آمده از روش تخمین میانگین فاصله. ج: شاخص BIS- بعد همبستگی روش تخمین I ثابت ۸۲

- شکل ۳-۱۲: محاسبه بعد فرکتال به روش شمارش جعبه ۸۵
- شکل ۳-۱۳: محاسبه بعد فرکتال یک سری زمانی به روش هایوچی ۸۶
- شکل ۳-۱۴: محاسبه بعد فرکتال سری زمانی به روش کتز ۸۸
- شکل ۳-۱۵: ارزیابی سه روش در تخمین شمارش جعبه‌ای، هایوچی و کتز بعد فرکتال ۸۹
- شکل ۳-۱۶: واگرایی نمایی تراژکتوری‌ها در فضای سه بعدی، فاصله اولیه d_0 باگذشت زمان به d_N تبدیل شده است ۹۱
- شکل ۳-۱۷: محاسبه نمای لیاپانوف به ازای دو تکرار متفاوت ۹۴
- شکل ۳-۱۸: محاسبه نمای لیاپانوف به روش دوم ۹۴
- شکل ۳-۱۹: تراژکتوری مربوط به COP ۹۶
- شکل ۳-۲۰: نمودارهای بازگشتی موج سینوسی (A)، آنتروپی هیستوگرام (B)، نمودار بازگشتی موج سینوسی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۶۶ هرتز و نویز جمع شونده (C)، آنتروپی هیستوگرام سینوسی جمع شونده با نویز ۱۰۵
- شکل ۳-۲۱ (A): بخشی از مسیر حرکت فضای فاز سیستم لورنز (B) نمودار بازگشتی مربوطه ۱۰۹
- شکل ۳-۲۲: نمایش نگاهت بازگشتی نوع دوم ۱۱۰
- شکل ۳-۲۳: الگوی نگاهت بازگشتی ۱۱۲
- شکل ۳-۲۴: نمایش فضای فاز به ازای الکترودهای مختلف مربوط به ۵ فرد سالم و ۵ فرد حین حمله صرعی ۱۱۷

فهرست جداول

جدول ۱-۱: تعداد استانداردهای موجود به نسبت تعداد کانال در هر یک از مونتاژهای ثبت	۲۹
جدول ۲-۱: استانداردهای ثبت دوقطبی طولی	۳۰
جدول ۳-۱: استانداردهای ثبت دوقطبی عرضی	۳۱
جدول ۴-۱: استانداردهای ثبت تک قطبی	۳۲
جدول ۱-۳: نتایج تفکیک کلاس سالم و صرعی به ازای ویژگی‌های غیرخطی	۱۱۷
جدول ۲-۳: نتایج تفکیک سه کلاس نرمال، صرعی و بین حمله‌ای	۱۱۹
جدول ۳-۳: نتایج طبقه‌بندی سه کلاس نرمال، صرعی و بین حمله‌ای در دسته‌بندی‌های GMM و SVM	۱۲۰
جدول ۴-۳: نتایج بهینه در طبقه‌بندی‌های GMM و SVM	۱۲۰

پیشگفتار

مبحث آشوب با اینکه از جوان‌ترین شاخه‌های علم است، دارای سریع‌ترین توسعه نیز هست. جنبه‌های فراوانی از آشوب هنوز در انتظار کشف شدن هستند. مثلاً در پیش‌بینی‌ناپذیری ذاتی هوا و شرایط جوّی، چکیدن قطرات از شیر آب، حرکت چندوجهی سیاره‌ای خاص، نوسان‌های جمعیتی و تولید مثل حیوانات، عملکرد مدارهای الکترونیکی، و حتی در دستگاه‌ها و بدن انسان مانند قلب و مغز به نظر می‌آید که نشانه‌هایی از رفتارهای آشوبناک حاکم باشند.

از نقطه نظر اطلاعات، سیگنال‌های نامنظم آشوب گونه بسیار غنی‌اند و نمی‌توان مانند سیگنال‌های متناوب، توصیفی فشرده از آن‌ها را به دست آورد. برخلاف سیگنال‌های متناوب که دارای طیف فرکانسی متشکل از امواج ضربه‌ای متساوی الفاصله یا غیرمساوی الفاصله هستند سیگنال‌های آشوبگونه دارای طیف فرکانسی پیوسته نظیر سیگنال‌های تصادفی‌اند.

با پیشرفت فن‌آوری و علوم رایانه و در نتیجه توانایی انجام تحقیقات و مدل‌سازی به کمک رایانه در زمینه‌های مختلف می‌توان وجود و اثر آشوب را در پدیده‌ها مشاهده کرد

و پی به تأثیرات آن برد. به این نحو نه تنها امکان شناخت هرچه بیشتر سیستم‌ها فراهم می‌شود، بلکه نتایج مفید و مؤثری از قبیل موارد زیر حاصل خواهد شد:

- امکان توضیح و کشف علل بسیاری از حوادث و پدیده‌هایی طبیعی
- شناخت روندهای منتهی به آشوب و امکان کنترل و یا پیش‌گیری از وقوع آن
- توانایی پیش‌بینی حوادث غیر مترقبه
- تشخیص علت پاره‌ای از بی‌نظمی‌ها
- تصحیح نظریات علمی و کشف قوانین جدید
- کاهش خطا و افزایش دقت
- درمان برخی از بیماری‌ها و ایجاد محیطی بهتر و سالم‌تر از نظر بهداشتی
- ایجاد خلاقیت در ابعادی جدید
- الگوبرداری از طبیعت
- تصحیح رفتار و عملکرد برخی از سیستم‌ها در جهت مطلوب

در نگرش‌های متداول تعاملات یا در نظر گرفته نمی‌شود و یا به صورت ثابت و از پیش تعیین شده به صورت ارتباطات خطی لحاظ می‌شوند. در حالی که دینامیک سیستمی همچون مغز، دائماً در حال دگرگونی و پویایی و تغییر سطح تعاملات به صورت غیرخطی است.

در واقع مغز به دلیل ویژگی که در توانایی خلق اطلاعات دارد، یک سیستم کاملاً معین نیست. مغز یک سیستم کاملاً تصادفی نیست، زیرا در این صورت قادر نبودیم کاری براساس هدف انتخابی خود انجام دهیم. در واقع فعالیت مغز نتیجه تعامل میلیون‌ها سلول عصبی است و درجه آزادی آن در حد سیگنال تصادفی بالا نیست تا بتوان متغیرهای آن را مستقل فرض کرده و تعاملات نادیده گرفته شوند.

در این بین اشتباه بزرگی صورت گرفت این بود که برای حل عدم قطعیت، احتمالات و شانس را وارد علم کرده و با در نظر گرفتن تابع توزیع احتمالی، سعی در حل مسئله عدم قطعیت کردند. با در نظر گرفتن تابع توزیع احتمال، به نوعی قطعی گرایی را وارد کرده اند، در حالی که حالت سیستم در هر لحظه تلفیقی از تعین و عدم تعین است. در فضای عدم قطعیت پدیده، رفتار صرفاً پریودیک از خود نشان نداده و به منظور حفظ بقای ارگان، نیازمند رفتارهای متنوع اما در رنج محدود است. روش‌های پردازش متداول این سری‌های زمانی در سه حوزه اصلی زمان، فرکانس و زمان-فرکانس می‌باشند. در روش‌های تحلیل حوزه زمان، خواص آماری مانند متوسط و انحراف معیار سیگنال مورد بررسی قرار می‌گیرد. از رایج‌ترین روش‌های پردازش سیگنال EEG در حوزه فرکانس، تبدیل فوریه و محاسبه طیف توان است که در آن سیگنال به مؤلفه‌های سینوسی تجزیه شده و به صورت ترکیب خطی این سیگنال‌های پایه در نظر گرفته می‌شود. این روش‌ها برگرفته از تئوری سیستم‌های خطی بوده و بر اساس این پیش فرض که در جهت ساده‌سازی اتخاذ شده، به سیگنال اعمال می‌شوند. این در حالی است که مکانیسم‌های فیزیولوژیکی سازنده سیگنال EEG عموماً غیرخطی بوده و می‌توانند نوساناتی را ایجاد کنند که تجزیه آن‌ها به اجزاء خطی، بهترین روش برای توصیف آن‌ها نخواهد بود. از آنجاکه در روش‌های حوزه فرکانس-زمان، وقوع فرکانس‌ها در ابهام باقی می‌ماند از روش‌های زمان-فرکانس استفاده می‌شود. رایج‌ترین آن‌ها، تبدیل ویولت است که قابلیت همبستگی‌ها پردازش سیگنال‌های غیرایستاد را دارا نیست.

اگرچه موفقیت این رویکردهای کلاسیک را نمی‌توان نادیده گرفت، اما از طریق ابزارهای غیرخطی قادر به تشخیص جنبه‌های ویژه از عملکرد سیستم‌های بیولوژیکی بوده که با استفاده از ابزار خطی، غیرقابل دسترسی می‌باشند. تحقیقات اخیر از توانایی این روش‌ها در توصیف دینامیک فرآیندهای حیاتی حکایت دارد. با استفاده از تئوری سیستم‌های

دینامیکی غیرخطی و از جمله سیستم‌های آشوبگونه، پدیده‌هایی همچون صرع، احساس و سایر پدیده‌های زیستی قابل تحلیل است. معیارهایی که برای شناخت آشوب و تعیین میزان پیچیدگی یک سیستم بکار می‌روند، به دو بخش عمده تقسیم می‌شوند. معیارهایی که بر اساس خصوصیات زمانی عمل می‌کنند و دسته دیگر معیارهایی هستند که به تعیین ویژگی‌های هندسی و مکانی فضایی که سیستم در آن بازسازی می‌شود، فضای فاز، می‌پردازند. هر یک از این دو دسته معیار، می‌توانند تغییرات خصوصیات دینامیکی سیستم را تشریح نمایند. نمای لیاپانوف و آنتروپی دو معیار زمانی پرکاربرد بوده و بعد همبستگی و بعد فرکتال از جمله ویژگی‌هایی هستند که از روی مکان هندسی نقاط از فضای فاز تعیین می‌گردند.

روش عمومی ثبت سیگنال‌های مغزی، ثبت به صورت پیوسته است. یعنی از فرد در طی حالت خاصی به طور پیوسته سیگنال گرفته می‌شود و تغییرات آن از طریق مشاهده چشمی یا روش‌های پردازشی مورد بررسی قرار می‌گیرد. به این نحوه از ثبت فعالیت مغز، الکتروانسفالوگرافی^۱، EEG، گفته می‌شود.

چگونگی ثبت سیگنال EEG به علت دارا بودن اطلاعات مهم و در عین حال نویز و اغتشاشات زیاد از اهمیت بالایی برخوردار است. نویزهایی مانند آرتیفکت‌های حرکتی، مشکلات رسانایی در الکتروگذاری، نویز برق شهر و اثرات ناشی از سایر سیگنال‌های حیاتی مانند ECG، EOG و... عواملی هستند که اهمیت چگونگی ثبت EEG را نشان می‌دهد. علاوه بر این موارد، نوع ثبت از نقطه نظر اینکه چه ویژگی‌هایی مورد نظر است اهمیت دارد و این امر اهمیت مکان الکترودها را نشان می‌دهد. استانداردهایی برای مکان الکتروگذاری در ثبت EEG با هدف تعمیم الکتروگذاری تعریف شده‌اند که مهم‌ترین و عمومی‌ترین استاندارد موجود استاندارد ۱۰-۲۰ می‌باشد. در حال حاضر بیشتر ثبت‌های

¹ Electroencephalography

دنیا با این استاندارد انجام می‌شود و تجهیزات الکتروآنسفالوگرام منطبق بر این استاندارد ساخته می‌شوند.

در سیگنال EEG، مؤلفه‌هایی با فرکانس‌های بسیار کم و بسیار زیاد دیده می‌شود که از نظر کلینیکی اهمیتی ندارند. به همین دلیل در نوار برداری عادی، محدوده کمتری از فرکانس‌ها در نظر گرفته می‌شود که از نظر فیزیولوژی اعصاب و روان دارای بیشترین اهمیت می‌باشد. می‌توان امواج مغزی را در چهار دسته دلتا، تتا، آلفا و بتا تقسیم‌بندی نمود.

در بعضی موارد، هدف بررسی فعالیت مغز در طی یک رخداد خاص مثلاً در پاسخ به یک تحریک است. اگرچه در این حالت هم پاسخ مربوط به آن وضعیت بر روی EEG ظاهر می‌شود، ولی از آنجاکه بخش‌های مختلف دیگری نیز همزمان بر روی مغز اثر دارند، تأثیر این رخداد خاص قابل تفکیک و بررسی جداگانه نیست. روش معمول سنتی در این حالت، تکرار حالت مورد بررسی و متوسط‌گیری سنکرون از سیگنال‌های مغزی ثبت‌شده طی مرتبه‌های تکرار شده است. در این حالت، با توجه به ماهیت شبه نویزی EEG در اثر متوسط‌گیری اثر آن، تضعیف‌شده و سیگنال‌های وابسته به رخداد که همگی با فاز مشابه به هم اضافه‌شده‌اند تقویت می‌گردند. به این سیگنال‌ها که به صورت مرتبط با یک رخداد تولید می‌شوند، پتانسیل‌های وابسته به رخداد، به اختصار ERP، گویند. عمده ERP‌ها پاسخ‌هایی هستند که مغز در هنگام مواجهه با یک تحریک حسی از خود بروز می‌دهد. این تحریک حسی می‌تواند از طریق حواس مختلف به فرد وارد شود که حواس بینایی و شنوایی بیشترین مورد استفاده را دارند.

در زمینه تئوری آشوب کتاب‌های زیادی نوشته‌شده که برخی از آن‌ها به میزان زیادی از دیدگاه ریاضی و نه بر مبنای نتایج آزمایش‌های عملی با استفاده از مفاهیم فیزیکی

تدوین شده که البته به لحاظ ریاضی قوی و غنی آن‌ها مورد توجه و درخور بهره‌برداری است. برخی دیگر از کتاب‌ها با تأکید روی سیستم‌های مکانیکی و هیدرولیکی، خصوصاً با محوریت رفتارهای نوسانی و نوسان‌سازهای غیرخطی نوشته شده و در نتیجه عمدتاً روی پدیده‌های انسان ساخته بنانهاده شده و بیشتر مورد نیاز رشته‌های فیزیک و کاربرد مهندسی است.

گستره وسیعی از تحقیقات انجام شده در مقطع کارشناسی و تحصیلات تکمیلی گرایش‌های رشته برق و مهندسی پزشکی و همچنین رشته‌های فیزیک و بیوانفورماتیک پزشکی مبتنی بر روش‌های پردازش غیرخطی می‌باشد. در بسیاری از کتاب‌های تألیف شده در زمینه آشوب و همچنین پردازش سیگنال‌های حیاتی روی جنبه‌های نظری و فلسفی مفاهیم و روش‌ها تأکید شده و از طرح رویکردهای عملی و کاربردی پرهیز شده و مرجع مناسبی که بتوان از روی آن انتخاب مناسبی از میان روش‌های موجود داشت وجود ندارد. لذا این ضرورت احساس شد که کلیه روش‌های پردازش غیرخطی به چالش کشیده شود و علاوه بر طرح اساس و مفاهیم اساسی هر کدام از رویکردها، نتایج به دست آمده در کاربردهای عملی نظیر پردازش‌های انجام شده بر ثبت‌های کلینیکی مورد تجزیه و تحلیل قرار گیرد. در این کتاب سعی بر این است که به مقدار قابل قبول، نیاز مهندسان و محققان علوم طبیعی را در زمینه آشوب و کاربرد آن از جنبه تحلیل ریاضی و آزمایشگاهی خصوصاً مفهومی و نظری پوشش دهیم. امید داریم مفاهیم کلی مربوط به تئوری آشوب برای مهندسان و پژوهشگران رشته‌های فیزیک کاربردی، مهندسی پزشکی و حتی رشته‌های علوم پایه پزشکی و علوم توان بخشی در حد قابل قبول در اختیار بگذارد. این کتاب یک منبع درسی پایه‌ای و کاربردی برای مهندسان و پژوهشگران علوم طبیعی در زمینه پردازش سیگنال‌های آشوبگونه است که بر مبنای مقالات و پایان‌نامه‌های حاصل از تحقیق درباره سیگنال الکتروانسفالوگرام و پردازش‌های انجام شده

بر روی آن تدوین شده است. سعی کرده‌ایم تا حد امکان خود را از ریاضیات پیچیده دور نگه‌داریم اما در عوض، تأکید اصلی را روی مفاهیم و اصول فیزیکی و روابط علت و معلولی در فضای عدم قطعیت حتی در مورد سیستم‌های غیرخطی قطعی گذاشته‌ایم.

فصول این کتاب با استفاده از اطلاعات مبتنی بر تحقیقات، انجام پروژه‌ها و پایان‌نامه‌ها تنظیم و تدوین شده و بیشتر جنبه تألیفی دارد و حتی‌المقدور از گردآوری و ترجمه منابع پرهیز شده است.

در فصل اول معرفی انواع سیگنال‌های الکتریکی مغز و چگونگی ثبت آن‌ها و استانداردهای موجود در این زمینه پرداخته می‌شود. فعالیت‌های مغز انسان ماهیتی الکتریکی دارند از این‌رو سیگنال‌های الکتریکی در راستای بازیابی فعالیت‌های مغزی بیشترین کاربرد را دارند.

فصل دوم کتاب مشتمل بر پدیدارشناسی و معرفی آشوب و اصولاً جایگاه عدم قطعیت و محاسبات مبتنی بر قیاس (و نه مطلق‌گرایی) در تشریح خصوصیات و چگونگی دینامیک آشوب است. در این فصل، علاوه بر بیان خصوصیات سیستم‌های آشوبگونه و روش‌های محاسباتی مبتنی بر آن‌ها، تمایزات و تفاوت‌های این رویکردها در مقابل روش‌های کلاسیک موجود مورد بحث قرار خواهد گرفت.

در فصل سوم، ابتدا به چگونگی تشکیل فضای فاز مبتنی بر ثبت‌های کلینیکی می‌پردازیم. سپس روش‌های تخمین پارامترهای فضای فاز ارائه می‌گردد. مبتنی بر اطلاعات به‌دست‌آمده از فضای فاز و بستر جذب سیستم‌های آشوبگونه در این فضا شاخص‌های هندسی نظیر بعد همبستگی و بعد فرکتال قابل تعریف است. علاوه بر این ویژگی‌های زمانی مانند آنتروپی و نمای لیاپانوف نیز در مقالات متعددی مورد استفاده قرار گرفته است. پس از روش‌های معرفی‌شده در بازسازی فضای فاز، به ترتیب

ویژگی‌های هندسی و زمانی در کمی‌سازی سری زمانی سیگنال‌های آشوبگونه معرفی می‌گردد و روش‌های تخمین مناسب برای سیگنال‌های زیستی و به‌ویژه سیگنال الکتروانسفالوگرام معرفی می‌گردد.

در فصل چهارم، به جمع‌بندی مطالب فصول پیشین پرداخته می‌شود و پیشنهادهای در خصوص بهبود روش‌های تخمین ارائه می‌نماییم.

در انتها از انتشارات دانشگاه علوم پزشکی بجنورد و همچنین از معاونت پژوهشی این دانشگاه که چاپ این کتاب را میسر کردند، کمال تشکر و امتنان را داریم .

گروه مؤلفان

صالح لشکری، محمد راوری، فاطمه اسدالله زاده شمخال

فصل اول

مبانی سیگنال‌های مغزی و نحوه ثبت آنها

۱-۱ مقدمه

در بررسی هر فعالیتی که با مغز انسان در ارتباط است سیگنال‌های الکتریکی مغز نقش عمده‌ای دارند. فعالیت‌های مغز انسان ماهیتی الکتریکی دارند از این رو سیگنال‌های الکتریکی در راستای بازیابی فعالیت‌های مغزی بیشترین کاربرد را دارند. البته روش‌های دیگری نیز از ثبت فعالیت‌های مغزی وجود دارند که از آن جمله می‌توان به ثبت سیگنال‌های مغناطیسی مغز (MEG^۱) و نیز ثبت تصاویر فعالیت‌های توده‌ای کورتکس با استفاده از تکنیک‌های MRI^۲ و CT-SCAN نام برد. این روش‌ها با اینکه اطلاعات

^۱ Magnetoencephalography

^۲ Magnetic Resonance Imaging

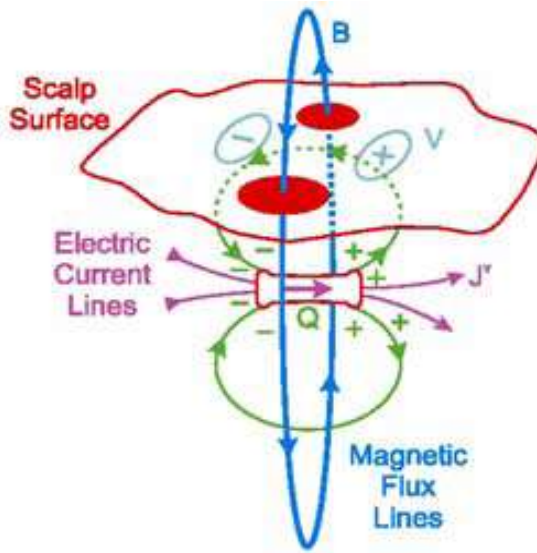
بیشتری از فعالیت‌های مغزی را در اختیار ما می‌گذارند ولی به علت هزینه زیاد به عنوان یک ثبت عمومی کاربرد ندارند.

در این فصل به معرفی انواع سیگنال‌های الکتریکی مغز، چگونگی ثبت آن‌ها و استانداردهای موجود در این زمینه پرداخته می‌شود.

۱-۲ سیگنال‌های مغزی

با توجه به ارتباط الکتریکی بین نورون‌های عصبی و ارسال اطلاعات عصبی بین قسمت‌های مختلف سیستم اعصاب مرکزی از طریق پالس‌های الکتریکی، این سیستم بسیار پیچیده را می‌توان به عنوان مجموعه‌ای از دوقطبی‌های الکتریکی بی‌شمار به حساب آورد که کلیه پردازش‌های ذهنی انسان در آن بروز می‌یابد.

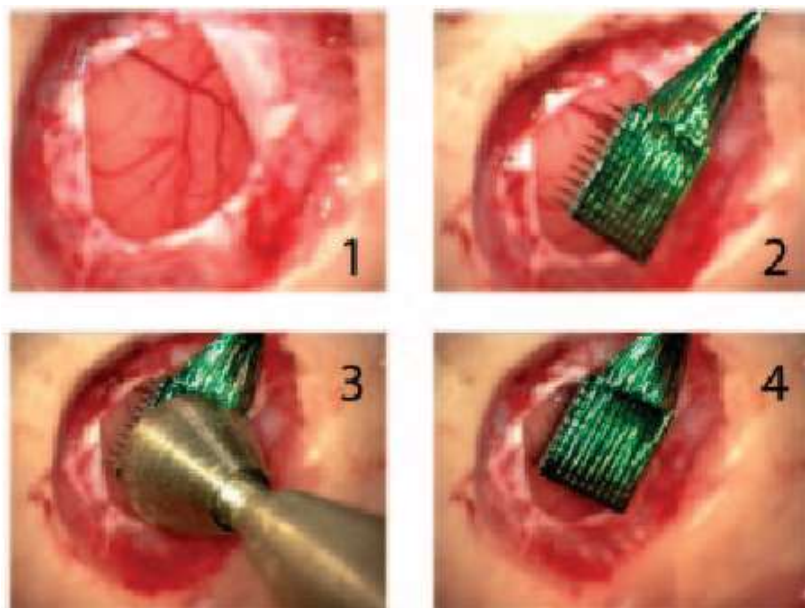
ثبت این فعالیت الکتریکی از طریق نصب الکترودهای مناسب بر روی پوست سر امکان‌پذیر است. البته باید توجه داشت که به دلیل تضعیف و فیلتر شدن سیگنال‌های رسیده به الکترودها و همچنین به دلیل هدایت حجمی جریان الکتریکی در داخل بافت مغز، سیگنالی که در هر الکتروود ثبت می‌گردد، شامل اطلاعات مربوط به حجم وسیعی از بافت مغز و حاوی ترکیب پیچیده‌ای از اطلاعات مربوط به منابع الکتریکی موجود در این ناحیه است.



شکل ۱-۱: مدل دو قطبی الکتریکی در مغز.

اکثر امواج و فعالیت‌های الکتریکی که در یک نوار مغزی ثبت می‌شود از لایه فوقانی قشر مغز به خصوص شاخه‌های دندریتی سلول‌های هرمی و شاید نورون‌های ارتباطی موجود در این ناحیه سرچشمه می‌گیرند. این امواج بیانگر مجموعه‌ای از پتانسیل‌های متغیر پس سیناپسی تحریکی از یک طرف و پتانسیل‌های پیش سیناپسی مهاری از طرف دیگر است و به پتانسیل‌های عمل ارتباط ندارند. دندریت‌های فوقانی سلول‌های بزرگ هرمی بطور عمودی تا چند میلیمتر داخل قشر مغز به‌سوی بالا امتداد دارند و در این راستا، ارتباطات سیناپسی تحریکی در بالا و ارتباطات سیناپسی بازدارنده در پایین و نزدیک بدنه سلول قرار می‌گیرند. بنابراین تغییرات پتانسیل گروهی در مسیر عبور از این دندریت‌ها سبب ایجاد اختلاف بار الکتریکی در جهت قائم می‌شود. از نظر الکتریکی قشر مغز را می‌توان به‌صورت مجموعه‌ای از ستون‌های عمودی به قطر یک میلی‌متر و یا کمتر در نظر گرفت که سلول‌های عصبی در آن به‌صورت توأم عمل می‌کنند و از دپلاریزاسیون همزمان و هماهنگ تعداد زیادی از این ستون‌ها، میدان الکتریکی به وجود می‌آید که

توسط الکترودهای سطح مجسمه یا سطح سر ثبت می‌شود (شکل ۱-۱). البته ثبت سیگنال‌های الکتریکی مغز به صورت ثبت داخل مجسمه‌ای توسط الکترودهای ویژه‌ای که به صورت کاشتنی بر روی کورتکس قرار می‌گیرند نیز صورت می‌پذیرد که دقت بیشتر داشته ولی ناحیه مکانی کمتری را تحت پوشش قرار می‌دهند (شکل ۱-۲).



شکل ۱-۲: کاشت مجموعه الکترودها بر سطح کورتکس.

از نظر کمی، پهنای پاسخ ضربه سیستم انتقال سیگنال از سطح مغز به روی پوست سر، حدود $2/5$ سانتیمتر است؛ یعنی اگر فعالیت یک نورون در قشر مغز را به عنوان یک نقطه نورانی روی سطح مغز در نظر بگیریم تأثیر این منبع نور بر روی پوست سر، دایره‌ای به قطر $2/5$ سانتیمتر را روشن خواهد کرد. بنابراین انتظار می‌رود که هر نقطه روی سر تحت تأثیر فعالیت نورون‌های موجود در یک دایره به قطر تقریبی 5 سانتیمتر روی قشر مغز قرار گیرد. روش عمومی ثبت سیگنال‌های مغزی، ثبت به صورت پیوسته است. یعنی از فرد در طی حالت خاصی به طور پیوسته سیگنال گرفته می‌شود و تغییرات آن از طریق مشاهده

چشمی یا روش‌های پردازشی موردبررسی قرار می‌گیرد. به این نحوه از ثبت فعالیت مغز، الکتروانسفالوگرافی^۱ (EEG) گفته می‌شود.

۳-۱ استانداردهای ثبت سیگنال EEG

چگونگی ثبت سیگنال EEG به علت دارا بودن اطلاعات مهم و در عین حال نویز و اغتشاشات زیاد از اهمیت بالایی برخوردار است. نویزهایی مانند آرتیفکت‌های حرکتی، مشکلات رسانایی در الکتروودگذاری، نویز برق شهر و اثرات ناشی از سایر سیگنال‌های حیاتی مانند ECG، EOG و... عواملی هستند که اهمیت چگونگی ثبت EEG را نشان می‌دهد. علاوه بر این موارد، نوع ثبت از نقطه نظر اینکه چه ویژگی‌هایی موردنظر است اهمیت دارد و این امر اهمیت مکان الکتروودها را نشان می‌دهد. استانداردهایی برای مکان الکتروودگذاری در ثبت EEG با هدف تعمیم الکتروودگذاری تعریف شده‌اند که مهم‌ترین و عمومی‌ترین استاندارد موجود استاندارد ۱۰-۲۰ می‌باشد. در حال حاضر بیشتر ثبت‌های دنیا با این استاندارد انجام می‌شود و تجهیزات الکتروانسفالوگرام منطبق بر این استاندارد ساخته می‌شوند.

۱-۳-۱ الکتروودگذاری و استاندارد ۱۰-۲۰

نام‌گذاری الکتروودها شامل قوانین زیر است:

نام هر الکتروود دارای یک حرف می‌باشد که بیانگر لوب (Lobe) قرار گرفتن آن و شامل:

F^۲ (فرونتال)، T^۱ (تمپورال)، C^۳ (سانترال)، P^۴ (پرینتال)، O^۴ (اکسیپیتال)، Fp^۵ (پری فرونتال)

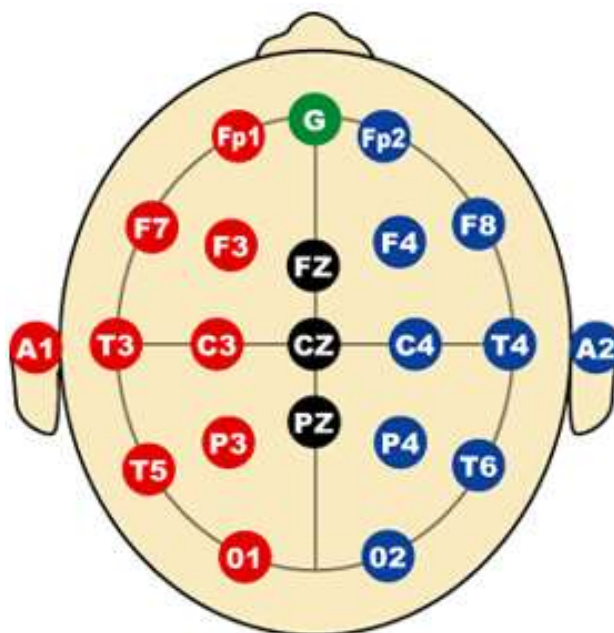
^۱ Electroencephalography

^۲ Frontal

می‌باشد.

نام هر الکتروود با شماره‌ای مشخص می‌شود که اعداد زوج لوب سمت راست و اعداد فرد لوب سمت چپ را مشخص می‌کنند.

اندیس Z نمایانگر خط صفر یا محل اتصال دو لوب سمت چپ و راست می‌باشد. هر چه فاصله از خط صفر (خط عبور کننده از بینی تا پس سر) بیشتر باشد عدد بزرگ‌تر اختصاص داده می‌شود.



شکل ۱-۳: محل قرار گرفتن کانال‌های ثبت سیگنال مغزی با استاندارد ۲۰-۱۰.

¹ Temporal

² Central

³ Parietal

⁴ Occipital

⁵ Frontopolar/Prefrontal

⁶ Zero

محل نصب الکترودها دارای قوانین زیر است:

سه نقطه ویژه از مجموعه برای نصب کلیه الکترودهای این سیستم کافی است. این سه نقطه شامل:

- (۱) پل بینی^۱
- (۲) اینین^۲، که برجستگی استخوانی بخش میانی منطقه پس سری است.
- (۳) نقطه‌ای در استخوان ماستوئید پشت گوش^۳

مراحل پنج‌گانه نصب ۱۹ الکترودهای سیستم ۱۰-۲۰ به شرح زیر انجام می‌شود:

- (۱) فاصله بین Nasion و Inion روی خط میانی مغز اندازه‌گیری شده و الکترودهای Fp در فاصله ۱۰٪ بالای Nasion مشخص می‌شود. الکترودهای بعدی خط صفر (میانی) یعنی Fz، Cz، Pz و O در فاصله ۲۰٪ کل فاصله اندازه‌گیری شده بعد از Fp به ترتیب قرار می‌گیرند.
- (۲) فاصله بین دو نقطه ویژه پشت دو گوش اندازه‌گیری می‌شود. الکترودهای T3 در فاصله ۱۰٪ از استخوان ماستوئید پشت گوش و الکترودهای C3 در فاصله ۲۰٪ بعدی مشخص می‌شوند (روی لوب چپ). همین‌طور الکترودهای T4 و C4 نیز به شکل مشابه روی لوب سمت راست در محل قرینه قرار می‌گیرند.
- (۳) محیط سر که از Fp، O، T3 و T4 عبور می‌کند، اندازه‌گیری شده و الکترودهای Fp1 سمت چپ الکترودهای خط میانی Fp روی این محیط به فاصله ۵٪ محیط نصب می‌شود. با معلوم شدن Fp1 الکترودهای F7، T3، T5، O1، O2، T6، T4، F8 و

^۱ Nasion

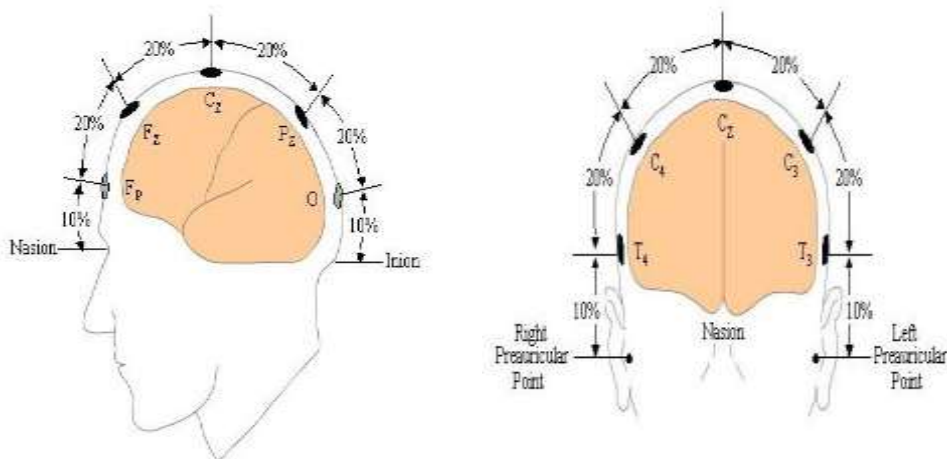
^۲ Inion

^۳ Preauricular Point

Fp2 به فواصل برابر ۱۰٪ محیط دور جمجمه و روی خط محیط مشخص می‌شوند.

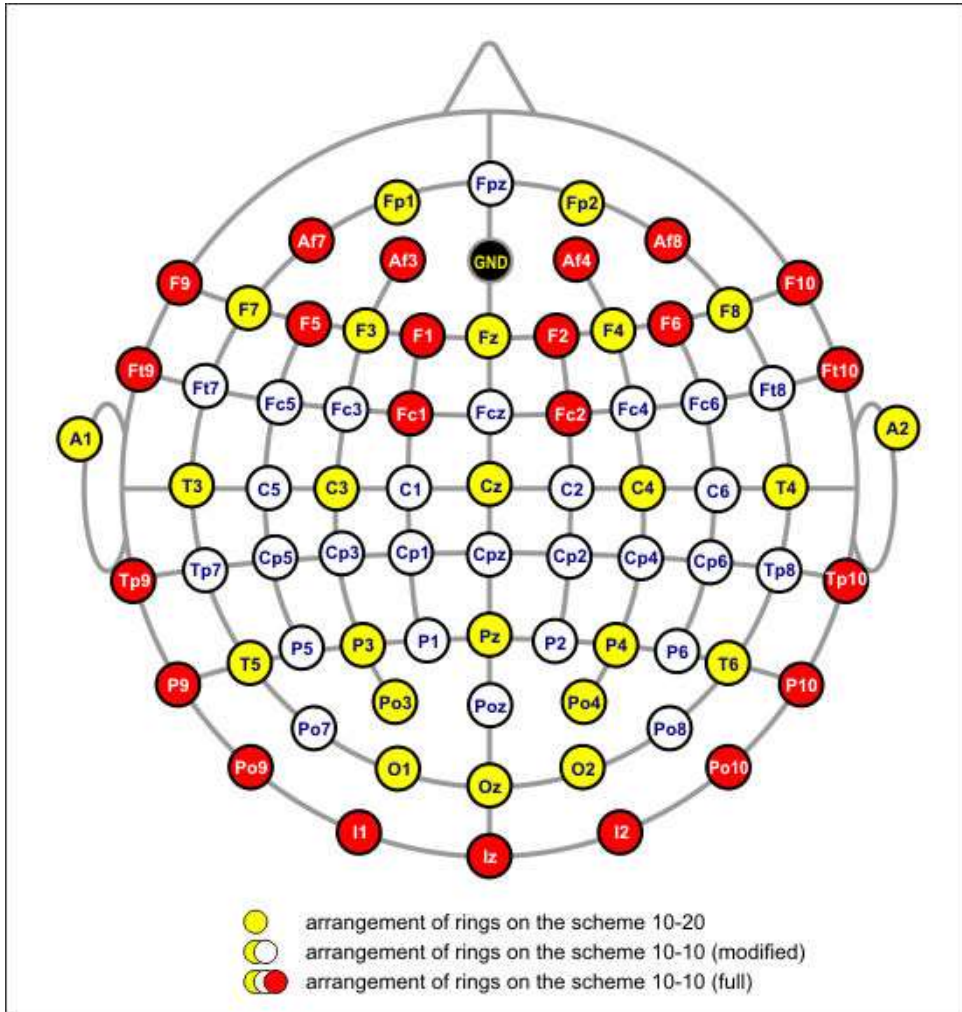
۴) نقطه میانی الکترودهای C3، Fp1، و نیز C4 و Fp2 روی لوب‌های چپ و راست مختصات طولی الکترودهای F3 و F4 را معلوم می‌کنند. همین‌طور نقطه میانی الکترودهای C3 و O1 روی لوب چپ، و C4 و O2 روی لوب راست مختصات طولی الکترودهای P3 و P4 را مشخص می‌کنند.

۵) نقطه میانی الکترودهای Fz و F7 روی لوب چپ و نیز Fz و F8 روی لوب راست مختصات عرضی الکترودهای F3 و F4 را معلوم می‌کند. همین‌طور نقطه میانی الکترودهای Pz و T5 و نیز Pz و T6 مختصات عرضی دو الکتروود P3 و P4 را مشخص می‌کند. به این ترتیب محل دقیق الکترودهای P3، P4، F3 و F4 مشخص می‌شود. شکل ۱-۴ تعیین موقعیت الکترودها را بر روی سر در استاندارد ۱۰-۲۰ نشان می‌دهد.



شکل ۱-۴: تعیین موقعیت کانال‌ها بر روی سر با فاصله‌یابی استاندارد ۱۰-۲۰.

البته برای بررسی‌های دقیق‌تر در برخی موارد تحقیقاتی و یا کلینیکی به منظور بالا بردن رزولوشن فضایی از سیستم‌های تعمیم‌یافته ۱۰-۲۰ استفاده می‌شود.



شکل ۱-۵: محل قرار گرفتن کانال‌ها با سیستم تعمیم‌یافته ۲۰-۱۰.

نحوه ثبت سیگنال از الکترودهای نصب شده

ثبت دوقطبی^۱

الکترودها یکی به صورت فعال و دیگری به صورت مرجع در نظر گرفته شده و به پایه‌های تقویت کننده تفاضلی وصل می‌شوند و اختلاف پتانسیل بین دو کانال اندازه‌گیری می‌شود.

ثبت تک قطبی^۲

تمامی کانال‌ها نسبت به مرجع یکسانی اندازه‌گیری می‌شوند. در برخی موارد، الکترودها مرجع خاصی وجود ندارد بلکه ولتاژ مرجع از متوسط‌گیری ولتاژ تمامی کانال‌ها حاصل می‌شود. در بسیاری موارد اتصال دو گوش یا متوسط پتانسیل دو گوش به عنوان مرجع استفاده می‌شود. در این صورت پتانسیل‌ها مستقل از نیمکره غالب مغزی قابل بررسی هستند. استانداردهای رایج دنیا در ثبت نسبی پتانسیل‌ها به سه مونتاژ اصلی تقسیم می‌شود:

(۱) دوقطبی طولی^۳

(۲) دوقطبی عرضی^۴

(۳) مرجعی^۵

¹ Bipolar

² Monopolar

³ Longitudina Bipolar

⁴ Transverse Bipolar

⁵ Referential

تعداد استانداردهای موجود به نسبت تعداد کانال در هر یک از مونتاژهای مذکور در جدول ۱-۱ آمده است.

جدول ۱-۱: تعداد استانداردهای موجود به نسبت تعداد کانال در هر یک از مونتاژهای ثبت.

Number of channels	Longitudinal bipolar	Transverse bipolar	Referential	Total
20	1 (3)	1 (2)	1 (3)	3
18	1 (3)	1 (2)	1 (3)	3
16	1 (3)	1 (3)	1 (3)	3

در مونتاژ ۲۰ کاناله نسبت به مونتاژ ۱۸ کاناله، پتانسیل دو مکان دیگر نسبت به CZ ثبت می‌گردد. استانداردهای موجود در ثبت‌های تک قطبی، دو قطبی طولی و عرضی در جداول ۱-۲، ۱-۳ و ۱-۴ نشان داده شده است.

جدول ۱-۲: استانداردهای ثبت دوقطبی طولی.

Longitudinal Bipolar Montages

<i>Channel No.</i>	<i>LB-18.1</i>	<i>LB-18.2</i>	<i>LB-18.3</i>
1	Fp1-F7	Fz-Cz	Fp1-F7
2	F7-T7 (T3)	Cz-Pz	F7-T7 (T3)
3	T7 (T3)-P7 (T5)	Fp1-F3	T7 (T3)-P7 (T5)
4	P7 (T5)-O1	F3-C3	P7 (T5)-O1
5	Fp1-F3	C3-P3	Fp2-F8
6	F3-C3	P3-O1	F8-T8 (T4)
7	C3-P3	Fp2-F4	T8 (T4)-P8 (T6)
8	P3-O1	F4-C4	P8 (T6)-O2
9	Fz-Cz	C4-P4	Fp1-F3
10	Cz-Pz	P4-O2	F3-C3
11	Fp2-F4	Fp1-F7	C3-P3
12	F4-C4	F7-T7 (T3)	P3-O1
13	C4-P4	T7 (T3)-P7 (T5)	Fp2-F4
14	P4-O2	P7 (T5)-O1	F4-C4
15	Fp2-F8	Fp2-F8	C4-P4
16	F8-T8 (T4)	F8-T8 (T4)	P4-O2
17	T8 (T4)-P8 (T6)	T8 (T4)-P8 (T6)	Fz-Cz
18	P8 (T6)-O2	P8 (T6)-O2	Cz-Pz

<i>Channel No.</i>	<i>LB-16.1</i>	<i>LB-16.2</i>	<i>LB-16.3</i>
1	Fp1-F7	Fp1-F3	Fp1-F7
2	F7-T7 (T3)	F3-C3	F7-T7 (T3)
3	T7 (T3)-P7 (T5)	C3-P3	T7 (T3)-P7 (T5)
4	P7 (T5)-O1	P3-O1	P7 (T5)-O1
5	Fp1-F3	Fp2-F4	Fp2-F8
6	F3-C3	F4-C4	F8-T8 (T4)
7	C3-P3	C4-P4	T8 (T4)-P8 (T6)
8	P3-O1	P4-O2	P8 (T6)-O2
9	Fp2-F4	Fp1-F7	Fp1-F3
10	F4-C4	F7-T7 (T3)	F3-C3
11	C4-P4	T7 (T3)-P7 (T5)	C3-P3
12	P4-O2	P7 (T5)-O1	P3-O1
13	Fp2-F8	Fp2-F8	Fp2-F4
14	F8-T8 (T4)	F8-T8 (T4)	F4-C4
15	T8 (T4)-P8 (T6)	T8 (T4)-P8 (T6)	C4-P4
16	P8 (T6)-O2	P8 (T6)-O2	P4-O2