دوماهنامه سلامت کار ایران دوره ۱۵، شماره ۳، مرداد و شهریور ۱۳۹۷

پروتکل ثبت سیگنال‌های مغزی در نمونه‌های انسانی: مطالعات نوروارگونومی

محمد جواد جعفری[۱]، مصطفی پویا کیان[۲]، رضا خسروآبادی[۳]، فرشته طاهری[۴]، علی نحوی[۵]، مجتبی ذکایی*[۶]

تاریخ دریافت: ۹۶/۰۶/۰۱ تاریخ ویرایش: ۹۷/۰۲/۲۲ تاریخ پذیرش: ۹۷/۰۴/۱۱

چکیده

فعالیت‌های شناختی و انجام وظایف در محیط‌های کاری منجر به ایجاد بارکار شناختی و اختصاصاً بار کار ذهنی کارکنان در محیط‌های کاری می‌شود. به‌منظور اندازه‌گیری این متغیرهای شناختی می‌توان از پارامترهای فیزیولوژیک استفاده کرد. الکتروآنسفالوگرافی ازجمله روش‌های غیرتهاجمی و نسبتاً ارزان می‌باشد که می‌توان جهت ارزیابی نوروفیزیولوژی و عملکردهای شناختی مورد استفاده قرار داد. الکتروآنسفالوگرافی فعالیت الکتریکی تعداد زیادی از نورون‌های مغز را بر روی سطح جمجمه یا سطح مغز را ثبت می‌نماید. این مقاله، به بیان کلیات روش‌های تصویربرداری در ارگونومی، مبانی امواج مغزی، پروتکل ثبت امواج مغزی نیز به‌صورت گام به گام و الزامات مورد توجه در ثبت سیگنال می‌پردازد. با عنایت به گسترش مطالعات بین رشته‌ای، کسب مهارت ثبت سیگنال‌های مغزی برای محققین حوزه ارگونومی و بهداشت حرفه‌ای ضرورت می‌یابد.

کلیدواژه‌ها: نوروارگونومی، الکتروآنسفالوگرافی (EEG) ، امواج مغزی.

مقدمه

امروزه به‌منظور مطالعه فاکتورهای انسانی و ارگونومی جهت بررسی بارکار شناختی و اختصاصاً بار کار ذهنی کارکنان در محیط‌های کاری از روش‌های اندازه‌گیری متغیرهای فیزیولوژیک رایج در حوزه بالینی و پزشکی استفاده می‌شود [۴-۱]. تغییرات در طراحی ماهیت کاری (انجام کار با استفاده از نیروی عضلات به سمت فعالیت‌های ذهنی و نظارتی تبدیل شده است) از یک‌سو [۵] و رخداد حوادث در محیط‌های کاری به علت خطاهای انسانی ناشی از بارکار شناختی بالا از سوی دیگر ضرورت توجه به موضوعات شناختی را در مطالعات حال حاضر و آینده نشان می‌دهد. بدین منظور پارامترهایی همچون درک، حافظه، بارکاری شناختی، تصمیم‌گیری و زبان به‌عنوان مؤلفه‌های شناختی برای اپراتور در محیط‌های کاری مطرح می‌باشد که با هدف متناسب‌سازی کار و ایستگاه کاری با اپراتور، کاهش احتمال رخداد خطا و رفاه و آسایش توسط محققین این حوزه مورد مطالعه قرار می‌گیرد.

اساساً مؤلفه‌های شناختی در سراسر جهان به سه شیوه اندازه‌گیری می‌شوند:۱- راندمان انجام وظیفه ۲- روش‌های ذهنی (خودگزارشی) و ۳- روش‌های سایکوفیزیولوژیک [۶]. اولین و وسیع‌ترین دسته‌بندی از اندازه‌گیری‌ها مبتنی بر تکنیک‌های ثبت مستقیم توانایی اپراتور برای انجام یک کار در سطح قابل قبول است. روش‌های ذهنی از عملکرد اپراتور به دو شیوه اندازه‌گیری می‌شود، گزارش‌های مشاهده‌گر که عمدتاً توسط فرد متخصص ارائه می‌شود و گزارش اپراتورها از وضعیت شغلی خود. از معروف‌ترین ابزار خود گزارشی می‌توان به RMSE و NASA-TLX اشاره کرد [۷، ۸]. روش‌های سایکوفیزیولوژیک امکان قرائت مستقیم از میزان بارکاری را فراهم می‌آورند بر همین اساس به میزان زیادی در ارزیابی بارکاری مورد استفاده قرار می‌گیرند [۹]. از این دسته پارامترهای فیزیولوژیک می‌توان اندازه‌گیری امواج مغزی (الکتروآنسفالوگرفی)، امواج قلبی (الکتروکاردیوگرافی) با هدف سنجش ضربان قلب و شاخص تغییرپذیری ضربان قلب،

۱- مرکز تحقیقات کنترل عوامل زیان آور محیط و کار، دانشکده بهداشت دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۲- عضو هیئت علمی، گروه مهندسی بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.
۳- پژوهشکده مغز و علوم شناختی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران.
۴- دانشجوی دکتری روانشناسی شناختی، مرکز تحقیقات بهداشت کار، دانشگاه علوم پزشکی ایران.
۵- عضو هیئت علمی، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه خواجه نصرالدین طوسی، تهران، ایران.
۶- (نویسنده مسئول) دانشجوی دکتری بهداشت حرفه‌ای، دانشکده بهداشت دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران. mzokaei2011@gmail.com

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

مقاومت الکتریکی سطح پوست و مشخصات تنفس را نام برد.

امروزه محققین ایرانی نیز در حوزه‌های مختلف ارگونومی شناختی و حتی بررسی تأثیر عوامل زیان‌آور محیط کار (صدا [۱۲-۱۰]، تنش‌های حرارتی [۱۳-۱۵]، عوامل شیمیایی [۱۶، ۱۷] و...) بر مؤلفه‌های شناختی از روش‌های فیزیولوژیک مانند ثبت امواج مغزی (EEG) استفاده می‌کنند. بررسی انجام شده در سطح دانشگاه‌های علوم پزشکی (اختصاصاً گروه‌های مهندسی بهداشت حرفه‌ای و ارگونومی) نشان‌دهنده افزایش گرایش اساتید و دانشجویان این حوزه به تعریف مطالعات تصویربرداری از مغز و ثبت داده‌های عینی (ثبت امواج مغزی، قلبی و ...) می‌باشد. در این میان می‌توان به مطالعه قره‌گوزلو [۱۸] و فلاحی [۱۹] اشاره کرد و در حال حاضر بررسی میدانی و شفاهی تیم نویسندگان این مقاله، نشان‌دهنده افزایش تصویب پروپوزال‌های متعدد این دسته از مطالعات در گروه‌های بهداشت حرفه‌ای و ارگونومی می‌باشد که در این میان به مطالعه صادقیان، محمدیان، قاسمی (علوم پزشکی شهید بهشتی) و عسگری پور (علوم پزشکی همدان)، ایزدی (علوم پزشکی تبریز) می‌توان اشاره کرد؛ بنابراین کسب مهارت‌های لازم در روش‌های سایکوفیزیولوژیک (مانند روش‌های تصویربرداری از مغز) به‌عنوان یک ضرورت برای پژوهشگران این عرصه شناخته می‌شود. لذا با توجه به نیاز امروز محققین حوزه بهداشت حرفه‌ای و ارگونومی در کسب این مهارت‌ها، این مطالعه با هدف بیان اصول کاربردی شیوه ثبت امواج مغزی در مطالعات انسانی تدوین شده است.

روش‌های تصویربرداری از مغز

از نظر آناتومیکی مغز به سه ناحیه مخ، مخچه و ساقه مغز تقسیم می‌شود. مغز پیشین یا مخ (Cerebrum) که به نیمکره‌های چپ و راست و لایه قشری کورتکس اطلاق می‌گردد. کورتکس قسمتی از سیستم عصبی مرکزی (CNS) می‌باشد. مخ دارای مراکزی برای حرکت، هوشیاری مداوم، آنالیزهای پیچیده، بیان احساسات و رفتار می‌باشد. مخچه (Cerebellum) مسئول هماهنگی حرکت‌های اختیاری و حفظ تعادل می‌باشد. ساقه مغز مسئول کنترل تنفس، تنظیم ضربان قلب، بیوریتم، هورمون‌های ریتمی و ترشح هورمون می‌باشد. کورتکس مغز به دلیل اینکه سطحی‌ترین لایه بوده بیشترین تأثیر را بر EEG خواهد داشت [۲۰].

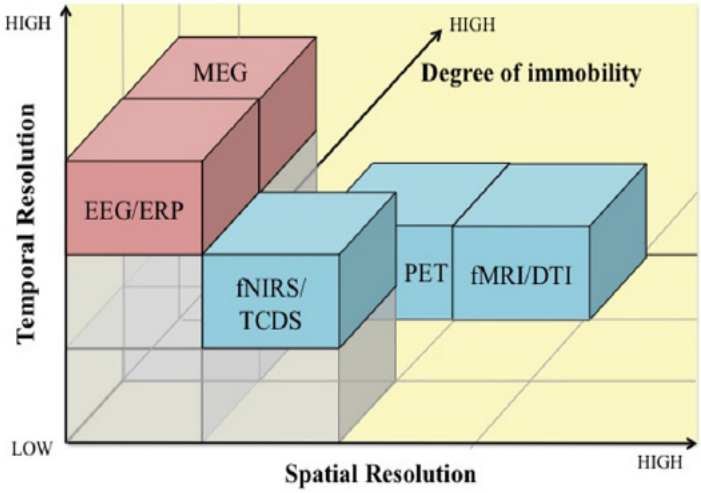
هنگامی‌که سلول‌های مغزی (نورون‌ها) فعال می‌شوند، جریان الکتریکی موضعی تولید می‌کنند. این جریان‌ها عمدتاً تحریک سیناپسی دندریت‌های بسیاری از نورون‌های هرمی در قشر مغزی می‌باشند. اختلاف پتانسیل‌های الکتریکی به‌وسیله مجموع پتانسیل‌های درجه بندی شده پس سیناپسی سلول‌های هرمی ایجاد می‌شود که دوقطبی الکتریکی بین سوما (بدنه نورون) و دندریت اپیکال (شاخه‌های عصبی) ایجاد می‌کنند [۲۰].

جریان الکتریکی مغز عمدتاً به‌وسیله تغییرات یون‌های مثبت Na^+، K^+، Ca^{++} و یون منفی Cl^- در غشاءهای عصبی تولید می‌شوند که البته تنها به‌وسیله جمعیت زیادی از نورون‌های فعال، جریان الکتریکی قابل ثبت در سطح سر تولید می‌شود. بین جریان الکتریکی تولید شده توسط نورون و سطح پوست لایه‌های پوست، استخوان و مایع مغزی نخاعی وجود دارد که باعث افت جریان الکتریکی قابل ثبت در سطح پوست سر می‌شود؛ بنابراین به‌منظور ثبت داده‌ها می‌بایست جریان الکتریکی تقویت شوند. در مغز هر فرد بالغ 10^{11} نورون وجود دارد. نورون‌ها به‌وسیله سیناپس‌ها با یکدیگر شبکه عصبی را ایجاد می‌کنند. با درک مشخصات کلی از خصوصیات مغز به‌طور خلاصه به شیوه‌های تصویربرداری از مغز می‌پردازیم [۲۱].

تکنیک‌های تصویربرداری از مغز قابل اجرا در حوزه ارگونومی به دو دسته کلی تقسیم می‌شوند. آن‌هایی که مستقیم از پاسخ فعالیت نورونی به محرک، تصویربرداری می‌کنند، مانند نوار مغزی[۱](EEG) و پتانسیل‌های مرتبط با رویداد (ERPs) و آن‌هایی که با

۱- Electroencephalography

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]



شکل ۱- موقعیت روش های تصویربرداری مغز در سه بعد رزولیشن زمانی و فضایی و قابلیت حمل و نقل [۲۲]

ارائه شاخص‌های غیرمستقیم سوخت‌وساز فعالیت نورونی تصویربرداری می‌کنند، مانند تصویربرداری تشدید مغناطیسی کارکردی[۲](fMRI)، توموگرافی انتشار پوزیترون[۳](PET) و طیف‌سنجی مادون قرمز نزدیک[۴]کارکردی (NIRS). نوار مغزی نشان‌دهنده مجموع فعالیت الکتریکی پس سیناپسی از نورون‌ها در پاسخ به محرک شناختی و حرکتی است که از روی پوست سر ثبت می‌شود و در نتیجه قدرت تفکیک زمانی عالی از تغییرات الکترومغناطیسی مغز، در حد میلی‌ثانیه را ارائه می‌دهد. درحالی‌که تکنیک‌های fMRI و PET که اطلاعاتی را در خصوص جریان خون قشری در پاسخ به فعالیت‌های نورونی ثبت می‌کنند قدرت تفکیک زمانی حدود ۱۰ ثانیه و قدرت تفکیک فضایی ۱ سانتی‌متری را فراهم می‌آورند. بر عکس آن‌ها EEG اطلاعات با ارزشی را در موقعیت سیگنال‌های تولیدی فراهم می‌نماید. سه معیار مورد بحث در انتخاب شیوه تصویربرداری عبارتند از: (۱) قدرت تفکیک زمانی، (۲) قدرت تفکیک فضایی و (۳) قابلیت حمل و نقل (قابلیت جابجایی). شکل ۱ تکنیک‌های مختلف تصویربرداری را بر اساس سه معیار مطرح شده مقایسه می‌نماید و خصوصیات اصلی آن‌ها مانند قابلیت حمل سیار، قدرت تفکیک زمانی و فضایی را نشان می‌دهد [۲۲].

تکنیک الکتروآنسفالوگرافی (EEG) در مقایسه با دیگر تکنیک‌های تصویربرداری مغزی مانند FMRI و PET از نظر اندازه و هزینه، استفاده در شرایط آزمایشگاهی یا میدانی مناسب می‌باشد. سیگنال‌های ثبت شده در تکنیک الکتروآنسفالوگرافی (EEG) با نویز ناشی از پلک زدن، حرکت اندام همراه می‌باشد، لذا به‌منظور حذف نویز از سیگنال‌های EEG، چندین الگوریتم توسعه داده شده است. توسعه سیستم‌های EEG "دوست دار مطالعه میدانی" می‌باشند دارای مزایایی از قبیل استفاده از الکترودهای خشک، صرفه‌جویی در زمان آماده‌سازی، حذف کابل دستگاه می‌باشد [۲۲].

الکتروآنسفالوگرافی

در طول بیش از ۱۰۰ سال گذشته الکتروانسفالوگرافی پیشرفت‌های زیادی داشته است. ریچارد کاتن[۵]در سال ۱۸۷۵ سیگنال EEG را با

۲-Functional magnetic resonance imaging
۳Positron emission tomography
۴Functional near infrared spectroscopy

۵- Rrichard Caton

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

کمک الکترودهای داخلی از سطح کورتکس مغز حیوانات آزمایشگاهی (خرگوش و میمون) ثبت نمود. بزرگی این تغییرات (نوسانات) الکتریکی کوچک (در محدود میکروولت) می‌باشد. در سال ۱۹۲۹ هانس برگر[۶](نورولوژیست آلمانی)، سیگنال EEG را با کمک الکترودهای سطحی از سطح جمجمه ثبت نمود. در حال حاضر بسیاری از مبانی علمی الکتروآنسفالوگرافی، مرهون تلاش‌های این محقق آلمانی می‌باشد. او تغییرات الکتریکی حالت‌های مختلف مانند خواب، بیهوشی، فقدان اکسیژن و برخی بیماری‌های عصبی نظیر صرع را به جامعه عملی گزارش کرد. او موفق شد پتانسیل‌های الکتریکی نسبتاً کوچکی را ثبت نماید و در طی چهارده سال بسیاری از علوم پایه و کاربردهای الکتروآنسفالوگرافی را پایه‌ریزی کند. در سال ۱۹۳۴ آدریان[۷]و ماسووس[۸]با انتشار مقاله‌ای ضمن تایید یافته‌های برگر، نوسانات مغزی منظمی را در ۱۰ تا ۱۲ هرتز شناسایی و آن را به‌عنوان ریتم آلفا معرفی کردند [۲۳، ۲۴].

سیگنال EEG اندازه‌گیری شده از سطح قشری را اصطلاحاً الکتروکورتیکوگرام گویند، درحالی‌که وقتی از پروب‌های عمیق استفاده شود، اصطلاحاً الکتروگرام می‌گویند. در این مقاله ما به اندازه‌گیری و ثبت فعالیت الکتریکی مغز از سطح پوست سر می‌پردازیم [۲۵].

اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی مغز (EEG) از مزیت تفکیک زمانی بالا برخوردار است که اجازه می‌دهد تا توانایی انجام مطالعات شناختی و فعالیت مغز را ارزیابی کرد. ثبت EEG به‌طور کامل غیرتهاجمی است و می‌تواند بارها و بارها از بیماران، بزرگسالان نرمال و کودکان، بدون ریسک یا محدودیت در مطالعات بخصوص در حوزه ارگونومی شناختی (درک، حافظه، توجه، زبان، عواطف و بار کارشناختی) به‌عنوان یک ابزار ارزشمند مورد استفاده قرار گیرد [۲۵].

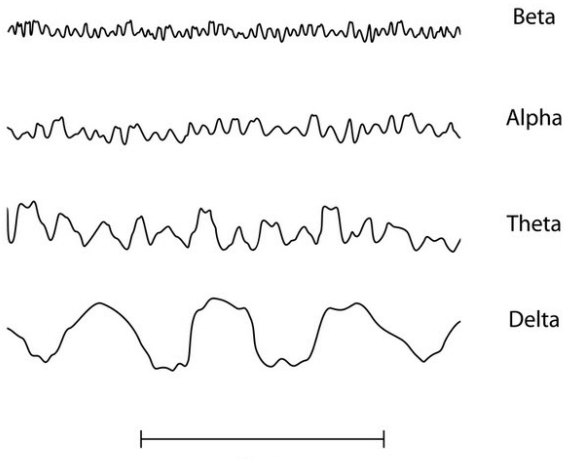
برای بدست آوردن الگوی امواج افراد، از آن‌ها خواسته می‌شود تا چشمان خود را ببندند و در حالت ریلکس قرار بگیرند. الگوی امواج مغزی معمولاً به‌صورت سینوسی هستند. معمولاً امواج از یک پیک تا پیک بعدی اندازه‌گیری می‌شوند و به‌طور نرمال بین ۰/۵ تا ۱۰۰ میکروولت می‌باشند، از نظر بزرگی ۱۰۰ برابر کوچک‌تر از امواج قلبی هستند. سیگنال‌های EEG شامل باندهای متفاوت فرکانسی هستند که هر یک مرتبط با حالات فیزیکی و شناختی می‌باشند. آنالیز طیف سیگنال‌های EEG می‌تواند جهت ارزیابی توان در باندهای فرکانسی انجام می‌شود. فرکانس امواج مختلف در شکل ۲ آمده است. دلتا (۵-۰/۴ هرتز)، تتا (۸-۴ هرتز)، الفا (۸-۱۳ هرتز) و بتا (۱۳-۳۰ هرتز) و گاما (۴۰-۵۰ هرتز) [۲۴، ۲۶].

معروف‌ترین و بیشترین مطالعات انجام شده بر روی امواج مغزی انسان مربوط به موج آلفا می‌باشد. آلفا می‌تواند معمولاً در ناحیه آهیانه (Posterior) و پس سری (Occipital) با بزرگی ۵۰ میکروولت مشاهده شود. تپلان[۹]معتقد است موج آلفا در نواحی مرکزی (Central) و آهیانه (Posterior) نسبت به سایر نواحی بیشتر است. آلفا در هنگام بستن چشم‌ها و حالت استراحت تحریک می‌شود و به‌وسیله بازکردن چشم‌ها یا تحریکات ناشی از فکر کردن و محاسبات ذهنی، کاهش می‌یابد. هنگامی‌که افراد چشم‌هایشان را می‌بندد تغییرات قابل‌ملاحظه‌ای در الگوهای امواج مغزی رخ می‌دهد و امواج از بتا به آلفا تغییر می‌کنند. ناحیه اصلی تولید آلفا هنوز مشخص نیست. امواج آلفا معمولاً به پتانسیل دندریت‌های سوما نسبت داده می شوند [۲۸].

الکتروآنسفالوگرافی به حالات مداوم مغز ناشی از حالات استرس، هوشیاری، استراحت و خواب حساس می‌باشد. در حالت نرمال بیداری با چشم باز امواج بتا غالب می‌باشند و در حالت استراحت یا خواب آلودگی امواج آلفا افزایش می‌یابد و اگر خواب ظاهر شود باندهای با فرکانس کم افزایش می‌یابد. الگوی امواج

۶- Hans Berger
۷- Adrian
۸- Matthews
۹- Teplan

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]



شکل۲- امواج مختلف یک سیگنال مغزی (EEG) [۲۷]

مغزی منحصربه‌فرد هستند. در برخی موارد ممکن است بتوان بر طبق فعالیت‌های مغزی خاص، آن‌ها را تشخیص داد [۲۵].

بر اساس تحقیقات بیک فورد و کاربردهای بالینی EEG در انسان و حیوان شامل موارد ذیل است:

- پایش هوشیاری، کما و مرگ مغزی
- آسیب‌های موضعی نواحی مغزی به دنبال آسیب به سر، تومور و ...
- آزمایش مسیرهای آوران (Evoked potential)
- ایجاد شرایط بیوفیدبک
- کنترل بیهوشی عمیق
- بررسی صرع و حملات موضعی مغزی
- آزمایش تأثیرات داروهای صرعی
- پایش توسعه مغز انسان و حیوانات
- آزمایش داروهای دارای تأثیرات تشنجی
- بررسی اختلالات خواب و فیزیولوژی [۲۵].

تقارن فعالیت آلفا در نیمکره‌های مغزی پایش می‌شود و مواردی همچون ضایعات محدودکننده مانند تومور، خونریزی و ضربه معمولاً برای کورتکس فرکانس‌های کمتری را تولید می‌کند. اغتشاشات سیگنال‌های EEG را می‌توان با کاهش بزرگی (amplitude)، کاهش فرکانس‌های غالب و تولید الگوهای ویژه اصلاح نمود. الگوهای EEG به‌وسیله رنج وسیعی از متغیرها مانند بیومکانیک، متابولیک، گردش خون، هورمون‌ها، نوروالکتریک و فاکتورهای رفتاری تغییرات نشان می‌دهد [۲۵].

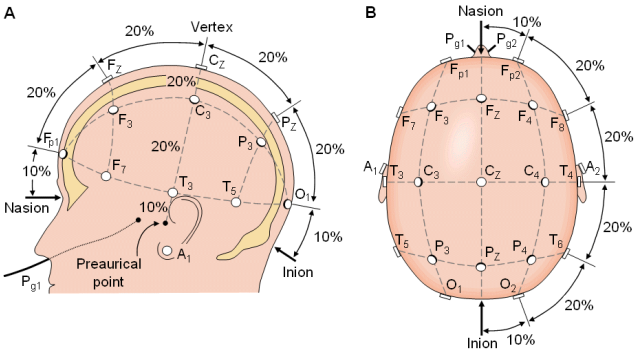
ثبت سیگنال EEG

برای ثبت سیگنال مغزی متناسب با هدف و موضوع تحقیق، معمولاً از استاندارد جهانی ۱۰-۲۰ استفاده می‌شود. این استاندارد نحوه الکترودگذاری را روی نواحی مختلف جمجمه نشان می‌دهد.

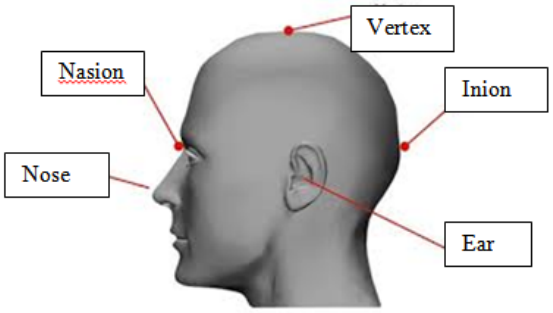
نحوه الکترود گذاری در استاندارد ۱۰-۲۰

برای داشتن امکان مقایسه نتایج ثبت سیگنال مغزی و امکان تعمیم نتایج، در سال ۱۹۴۹ میلادی یک شیوه الکترودگذاری به‌عنوان استاندارد بین المللی شناخته شد. این چیدمان جهانی الکترودها که به‌عنوان استاندارد ۲۰-۱۰ شناخته شد، امکان پوشاندن تقریباً تمام نواحی سر را توسط الکترودها فراهم می‌کند. انتخاب محل الکترودها بر اساس نقاط ویژه استخوان جمجمه انجام پذیرفته است. الکترودها در نواحی تلاقی سطوح استخوان جمجمه قرار می‌گیرند که سایر الکترودهای میانی بر اساس ۱۰ و ۲۰ درصد کل فاصله (مطابق شکل شماره ۳) چیده خواهند شد در ادامه جزییات نصب این الکترودها تشریح می‌شود [۲۹].

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]



شکل ۳- نحوه چیدمان الکترودها در سیستم بین المللی ۱۰-۲۰ [۲۷]



شکل ۴- نقاط سه گانه مهم در سیستم بین المللی ۱۰-۲۰

قوانین نام‌گذاری الکترودها

نام هر الکترود دارای یک حرف می‌باشد که بیانگر لوب[۱۰] قرار گرفتن آن می‌باشد که شامل F[۱۱]، Fp[۱۲]، O[۱۳]، P[۱۴]، C[۱۵] و T[۱۶] می‌باشد. نام هر الکترود با شماره‌ای مشخص می‌شود که اعداد زوج لوب 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. محل نصب الکترودها نیز دارای قوانین ویژه‌ای است. ۳ نقطه ویژه (شکل شماره ۴) از جمجمه برای نصب کلیه الکترودهای این سیستم (۱۹ کاناله) کافی است. این سه نقطه عبارتند از [۲۹]:

۱- پل بینی[۱۷] که بین دو ابرو می‌باشد.

۲- اینیون[۱۸] که برجستگی استخوانی بخش میانی منطقه پس سری است.

۳- نقطه‌ای در استخوان ماستوئید پشت گوش.[۱۹]

پس از تعیین این سه نقطه ویژه مراحل ۵ گانه نصب۱۹ الکترود سیستم به شرح زیر انجام می‌شود:

ابتدا فاصله بین پل بینی (Nasion) و اینیون (Inion) روی خط میانی مغز اندازه‌گیری شود؛ در فاصلهٔ[۲۰] ۱۰٪ بالای پل بینی، الکترود Fpz قرار

[۱۰]- Lobe
[۱۱]- Frontal
[۱۲]- Frontopolar/Prefrontal
[۱۳]- Occipital
[۱۴]- Parietal
[۱۵]- Central
[۱۶]- Temporal

[۱۷]- Nasion
[۱۸]- Inion
[۱۹]- Preauricular Point

[۲۰] - جهت محاسبه فاصله‌های تعریف شده در این قسمت، ابتدا فاصله بین پل بینی و اینیون را اندازه گیری و بعد در درصد مورد نظر ضرب نمایید. فرض کنید اگر فاصله بین پل بینی و اینیون برابر ۳۵ سانتی متر باشد ۱۰٪ این فاصله برابر ۳/۵ سانتی متر خواهد بود، ۲۰٪ معادل ۷ سانتی متر خواهد بود که تعیین کننده فواصل نقاط مختلف مغز جهت الکترود گذاری می باشد.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

می‌گیرد. الکترودهای بعدی که در خط صفر (میانی) قرار می‌گیرند عبارتند از F_z، C_z ، P_z،و O_z در فاصله ۲۰٪ فاصله اندازه‌گیری شده (فاصله بین پل بینی(Nasion) و اینیون(Inion)) بعد از Fp_z به ترتیب قرار می‌گیرند. سپس برای تعیین نقاط الکترودهای T3 و C3 (روی لوب چپ) فاصله بین دو به فواصل ۴۰٪ و ۲۰٪ از خط میانی مشخص می‌شوند و همین‌طور الکترودهای T4 و C4 نیز به شکل قبل روی لوب راست در محل قرینه قرار می‌گیرند. خط فرضی محیط سر از نقاط O و Fp و T3 و T4 عبور می‌کند این محیط توسط متر نواری اندازه‌گیری شود، که این فاصله، معیاری برای فواصل الکترودها در خط محیطی می‌باشند. الکترود Fp1 ، در سمت چپ الکترود Fp_z روی خط محیط، به فاصله ۵٪ محیط نصب می‌شود. با معلوم شدن Fp1 الکترودهای O2، O1 ، T5 ، T3 ، Fp2 , F7و F8 به فواصل برابر ۱۰٪ محیط دور جمجمه و روی خط محیط مشخص می‌شوند.

نقطه میانی الکترودهای Fp1 و C3 و همینطور Fp2 و C4 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 O2 و C4 روی لوب راست مختصات طولی الکترودهای P3 و P4 را مشخص می‌کنند.

نقطه میانی الکترودهای Fz و F7 روی لوب چپ و نیز Fz و F8 روی لوب راست مختصات عرضی الکترودهای F4 و F3 را معلوم می‌کند. همچنین نقطه میانی الکترودهای Pz و T5 و نیز Pz و T6 مختصات عرضی دو الکترود P3 و P4 را مشخص می‌کند. به‌این‌ترتیب محل دقیق الکترودهای P3 و P4، F4 و F3 مشخص می‌شود. البته برای بررسی‌های دقیق‌تر در برخی موارد تحقیقاتی و یا کلینیکی به‌منظور بالا بردن دقت فضایی از سیستم‌های تعمیم‌یافته۱۰-۲۰ استفاده می‌شود [۲۹].

نحوه ثبت سیگنال از الکترودهای نصب‌شده

برای ثبت سیگنال از روی الکترودهای نصب‌شده، دو روش وجود دارد که شامل دو شیوه مونتاژ الکترود می‌باشد.

ثبت دوقطبی

ازآنجاکه ثبت سیگنال مغزی به‌صورت اندازه‌گیری اختلاف پتانسیل دو نقطه از سطح جمجمه می‌باشد، در ثبت دو قطبی الکترودها یکی به‌صورت فعال و دیگری به‌صورت مرجع در نظر گرفته شده و به پایه‌های تقویت کننده تفاضلی وصل می‌شوند و اختلاف پتانسیل بین دو کانال اندازه‌گیری می‌شود [۲۵].

ثبت با الکترود مرجع مشترک (تک‌قطبی)

در این شیوه ثبت سیگنال مغزی، الکترودهای فعال همراه یک ولتاژ مرجع ناشی از الکترود مرجع یکسان و غیرفعال مثل الکترود متصل به پیشانی و یا استخوان ماستوئید، به پایه‌های تقویت کننده تفاضلی متصل می‌شوند. به عبارتی تمامی کانال‌ها نسبت به مرجع یکسانی اندازه‌گیری می‌شوند. در برخی موارد، الکترود مرجع خاصی وجود ندارد، بلکه ولتاژ نحوه ثبت با ولتاژ مرجع از متوسط گیری ولتاژ تمامی کانال‌ها حاصل می‌شود [۲۵].

ثبت دوقطبی، فعالیت نرون‌ها را در ناحیه محصور بین دو الکترود با قدرت بیشتری اندازه‌گیری می‌کند، درحالی‌که در ثبت با الکترود مرجع ثابت، فعالیت مغز درست در محل نصب الکترود با شدت بیشتری اندازه گیری می‌شود. لذا زمانی که بررسی فعالیت منطقه‌ای مدنظر باشد از ثبت دوقطبی استفاده می‌شود چراکه مزیت آن در صرف‌نظر کردن از فعالیت و اغتشاشات نواحی دیگر مغزی است [۲۵].

آرتیفکت یا نویز

اگرچه EEG طراحی شده است تا فعالیت‌های قشر مغز را اندازه‌گیری کنیم. گاهی فعالیت الکتریکی ثبت شده در برخی نقاط مغز بیشتر از نقاط دیگر است. در مواردی که فعالیت‌های الکتریکی ثبت شده منشأ قشری ندارند، را اصطلاحاً به آن ارتیفکت (نویز) گویند.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

این آرتیفکت‌ها یا ناشی از نمونه (شرکت‌کننده) هستند یا تکنیک ثبت EEG، که آرتیفکت‌های مرتبط با شرکت‌کننده، سیگنال‌های ناخواسته فیزیولوژیک می‌باشند. بنابراین رایج‌ترین آرتیفکت‌ها عبارتند از:

۱- حرکت اندام‌های بدن
۲- الکترومیوگرافی (امواج ناشی از انقباض عضلات)
۳- الکتروکاردیوگرافی (امواج ناشی فعالیت قلب)
۴- حرکات چشم‌ها
۵- تعریق

فنی:

۱- برق شهری ۶۰/۵۰ هرتز
۲- نوسانات امپدانس
۳- حرکت کابل‌ها
۴- قطع تماس سیم‌ها
۵- چسبیدگی زیاد الکترودها به هم
۶- باتری ضعیف سیستم

پروتکل اندازه‌گیری الکتروآنسفالوگرافی

الکتروآنسفالوگرافی به‌طورمعمول اندازه‌گیری دقیقی از عملکرد نوروفیزیولوژیک در طول فعالیت‌ها و شرایط مختلف را فراهم می‌آورد. برای جمع‌آوری داده‌های EEG می‌بایست الکترودها بر روی سطح سر قرار بگیرد و به‌منظور هدایت الکتریکی بهتر، فعالیت‌های الکتریکی سطح پوست از ژل هادی در حد فاصل بین آن‌ها استفاده می‌شود.

مراحل اجرای یک ثبت امواج مغزی

۱- نویز محیطی می‌تواند در اندازه‌گیری EEG مشکل ایجاد نماید. وقتی آزمایشگاه تجهیز شد، در ضمن جمع‌آوری داده‌ها، نویز محیطی به‌وسیله گوس‌متر باید به‌صورت دوره‌ای اندازه‌گیری شود. نویز محیطی می‌تواند به‌وسیله برق شهری، کامپیوتر و سایر تجهیزات الکتریکی ایجاد شود. برق شهری در ایران ۵۰ هرتز می‌باشد. یکی از روش‌های کاهش سطح نویز محیطی استفاده از شیلد الکتریکی می‌باشد. اگر چمبر به سادگی در دسترس شما قرار نمی‌گیرد، با حذف کابل و سیستم‌های بدون سیم می‌توان این نویزها را کنترل کرد.

می‌بایست حداقل ۳۰ دقیقه قبل از جمع‌آوری اطلاعات، تجهیزات مورد نیاز را آماده کرد و شرکت‌کننده را در حالت پایدار حفظ نمود.

۲- دمای اتاق یا محل آزمایش در ناحیه رفاه و آسایش حفظ شود؛ زیرا تعریق کردن شرکت‌کننده می‌تواند در جمع‌آوری داده‌ها ایجاد مشکل نمایند.

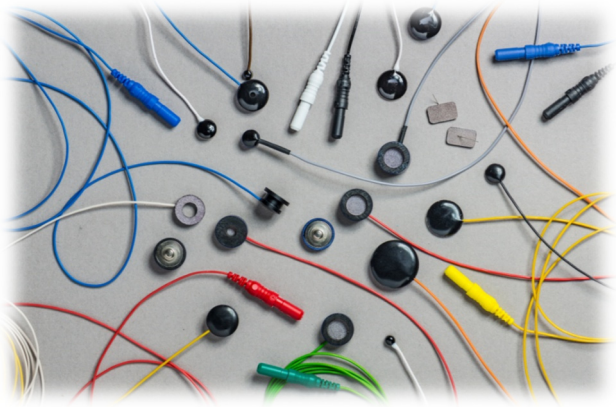
۳- آموزش‌های لازم در خصوص شیوه آزمایش به فرد داده شود و شرکت‌کننده در مطالعه باید نسبت به مراحل انجام آزمایش و وظایف خودآگاه باشد.

۴- انتخاب صحیح کلاه از نکات ویژه می‌باشد. با اندازه‌گیری محیط دور سر می‌توان کلاه مناسب را انتخاب کرد. اندازه کلاه در محدوده ۵۲-۶۰ وجود دارد که در هر اندازه به‌صورت ۲ سانتی‌متر افزایش می‌یابد. بیشتر آزمایشگاه‌ها اندازه‌های ۵۴-۵۸-۵۶ و ۶۰ را دارند. (البته وابسته به محدوده سنی و جنسیت شرکت‌کنندگان کلاه مورد نیاز متفاوت خواهد شد) ثابت شدن کلاه خیلی اهمیت دارد، به‌واسطه آنکه اگر اندازه کلاه بزرگ باشد، منجر به کاهش کیفیت داده‌های EEG می‌شود و گاهی آماده‌سازی الکترودها را با مشکل مواجه خواهد کرد و کاهش امپدانس هم به‌سختی حاصل خواهد شد. برای بررسی اندازه کلاه از شرکت‌کننده بخواهید سرش را بالا یا پایین بیندازد و یا به سمت راست و چپ حرکت دهد. اگر کلاه تغییر مکان دهد اندازه کلاه بزرگ انتخاب شده و باید اندازه کوچک‌تر انتخاب شود.

در برخی کلاه‌های EEG، الکترودها قبلاً به کلاه سوار شده‌اند. یکی از مزیت‌های کلاه‌های با الکترود ثابت، سهولت در آماده‌سازی آن است و برای هر شرکت‌کننده نیاز به نصب الکترود (انواع الکترود در شکل ۵) نخواهد بود. اما بعد از نمونه‌گیری تمیزکردن کلاه سخت‌تر خواهد بود و یا اگر یک الکترود معیوب شود، به‌راحتی نمی‌توان آن را تعویض کرد.

۵- اگر از کلاه با الکترودهای مستقل استفاده می‌شود، نکته بسیار مهم این است که شماره الکترودها

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]



شکل ۵- اشکال مختلف الکترود [۳۱]

و کانال‌های انتخابی برای همه نمونه‌ها یکسان انتخاب شود. یعنی اگر الکترود شماره ۱ را در ناحیه F_1 در نظر می‌گیرید، برای تمام نمونه‌های بایستی این چیدمان رعایت شود.

۶- اگر از کلاه با الکترودهای مستقل استفاده می‌شود، از اتصال مناسب الکترود اطمینان حاصل شود. سیم متصل به الکترود بازدید شود تا خم نشود، زیرا در این حالت احتمال آسیب به سیم وجود دارد.

۷- الکترودها را به‌درستی به آمپلی‌فایر متصل کنید و این امر نیز به تنظیمات دستگاه وابسته است.

۸- قبل از آنکه کلاه بر سر افراد قرار گیرد، ابتدا باید فاصله بین گودی بالای بینی یا بین دو ابرو (Nasion) تا قوس پشت سر جمجمه (Inion) اندازه‌گیری شود و فاصله بین (وسط) این دو نقطه تعیین گردد. سپس فاصله بین ابتدای استخوان فک (تقریباً وسط لاله گوش) در دو سر را اندازه‌گیری کنید. محل تلاقی بین دو خط فرضی فوق، نقطه C_z می‌باشد.

۹- نقطه F_{PZ} باید ۱۰٪ فاصله بین دو ابرو (Nasion) تا قوس پشت سر جمجمه (Inion) بالاتر از نقطه Nasion باشد. (یعنی اگر فاصله بین Nasion و Inion ۳۰ سانتی‌متر باشد، F_{PZ} باید ۳ سانتی‌متر بالاتر از Nasion قرار گیرد).

پس‌ازاینکه نقاط بالا تعیین شد کلاه را به نحوی بر سر نمونه قرار دهید که C_z در مکان تعیین شده قرار بگیرد. برای اطمینان از نقطه انتخاب شده، پس‌ازاینکه کلاه بر سر شرکت‌کننده قرار گرفت. مجدد بررسی شود آیا الکترود C_z دقیقاً در مکان انتخاب شده واقع شده است.

۱۰- وقتی کلاه به‌درستی بر روی سر شرکت‌کننده قرار بگیرد دو الکترود مربوط به ناحیه پره فورنتال (F_{P2} و F_{P1}) باید به‌طور مستقیم در بالای ابرو قرار بگیرند. الکترود O_Z نیز باید بالای نقطه Inion قرار بگیرد اگر این الکترودهای در سر جای خود قرار نگیرند مجدداً ناحیه C_z را چک شود و یا اینکه اندازه کلاه باید تغییر کند.

۱۱- اگر از کلاهی استفاده می‌شود که گوش بیرون از کلاه است اطمینان حاصل شود که گوش شرکت‌کننده به‌طور کامل از کلاه بیرون می‌باشد. اگر برای فیکس کردن کلاه از کش یا پارچه استفاده می‌شود به‌گونه‌ای کار آن را محکم کنید که فشار روی حنجره برای شرکت‌کننده تنش ایجاد نکند.

۱۲- سایر نقاط جمجمه با سیستم بین المللی ۱۰-۲۰ تعیین می‌گردند. سیستم ۱۰ -۲۰ در شکل ۳ نمایش داده شده است.

۱۳- الکترودهای اضافه برای ثبت حرکات افقی و عمودی چشم و همچنین الکترود رفرنس مورد استفاده قرار می‌گیرد. وقتی از الکترودهای اضافی استفاده شود باید از آداپتور استفاده نمایید. محل نصب این الکترودها

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

به شرح زیر است:
a) بالای چشم راست و چپ
b) کنار چشم راست و چپ

الکترود زمین به‌عنوان رفرنس رایج برای همه ولتاژها در سیستم بکار گرفته می‌شود، الکترود زمین می‌تواند در هرجایی در پیشانی یا گوش قرار بگیرد [۳۰].

غالب ثبت‌های EEG بر اساس دو قطبی انجام می‌شود آن‌ها تفاوت پتانسیل بین الکترودهای اکتیو موردنظر و الکترود رفرنس که نسبتاً غیرفعال است، اندازه‌گیری می‌شود. اجماع نظری در خصوص بهترین مکان برای محل الکترود رفرنس وجود ندارد اما موقعیت معمول استخوان ماستوئید می‌باشد. یک روش دیگر نیز برای تعیین رفرنس، میانگین‌گیری از کلیه الکترودها و کانال‌های خروجی و این مقدار میانگین را برای رفرنس همه کانال‌ها در نظر گرفته می‌شود.

۱۴- حداقل امپدانس اتصال الکتریکی بین الکترودها و استخوان جمجمه از طریق ژل هادی الکتریکی امکان‌پذیر می‌باشد. این ژل به‌صورت فعال، هدایت الکتریکی بین جمجمه و الکترود را ایجاد می‌کند. به‌منظور کاهش امپدانس به‌وسیله یک میله پلاستیکی یا چوبی (چیزی شبیه به میله گوش پاک کن) در محل قرار گیری الکترود موها را کنار بزنید تا پوست سر به‌خوبی قابل‌رؤیت باشد و سپس آنجا را تمیز نمایند.

به‌وسیله یکی از روش‌های زیر امپدانس را کاهش دهید.

الف) تزریق ژل هادی الکتریکی با استفاده از سرنگ (شکل ۶)

شکل ۶- نحوه تزریق ژل [۳۲]

ب) کمی پنبه را به انتهای یک میله قرار دهید (گوش پاک کن) سپس به آن ژل هادی بزنید و به آرامی پوست جمجمه را با آن تمیز نمایند.

امپدانس برای همه الکترودها در حین آنالیز داده‌ها با هر دوی امپدانس برای رفرنس و زمینه مقایسه می‌شود. بنابراین اگر امپدانس بیش از ۵ کیلو اهم وجود دارد. امپدانس خوب وجود نخواهد داشت. قبل از شروع به ثبت داده باید مطمئن شد که در الکترود رفرنس و زمینه امپدانس بین ۱-۵ اهم می‌باشد. بعد از اطمینان از امپدانس ۱تا۵ کیلو اهم، از یک سرنگ ژل برای پرکردن فاصله پوست و الکترود استفاده شود. نکته قابل ملاحظه آنکه ژل داخل سرنگ را هیچ‌گاه به داخل مخزن ژل باز نگردد [۳۰].

۱- در این هنگام نرم‌افزار EEG را بر روی کامپیوتر خود فعال نمایید. فعالیت الکتریکی دریافت شده از همه کانال‌ها را در حالت استراحت مشاهده خواهد شد. اطمینان حاصل کنید که کانال بد وجود ندارد. الکترودهای که سیگنال خطی را تولید می‌کنند یا مقادیر زیادی فعالیت را در حالت استراحت نشان می‌دهند تحت عنوان الکترود بد شناسایی می‌کنیم. در صورت شناسایی کانال بد، می‌بایست نسبت به کاهش امپدانس اقدام نمایید. به شرکت‌کننده بگویید چشمان خود را ببندد یا دندان‌های خود را روی هم فشار دهد در بین داده‌های EEG نویز ایجاد می‌شود.

۲- بعد از جمع‌آوری داده‌ها با دقت کلاه را از روی سر شرکت‌کننده برداشته شود، و فضای را برای شستن و خشک نمودن موی سر شرکت‌کنندگان فراهم نمایید.

۳- در پایان باید تجهیزات مورد استفاده را تمیز کنید و به‌وسیله پنبه ژل‌ها و مکان الکترودها را نیز تمیز نمایید [۳۰].

نتیجه‌گیری

الکتروآنسفالوگرافی، ازجمله ابزارهایی است که برای تصویربرداری از امواج بیولوژیک (حیاتی) به‌طور وسیعی در حوزه بالینی و تحقیقات کاربردی مورد استفاده قرار می‌گیرد. سیگنال‌های EEG شامل امواج مغزی

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

متفاوتی هستند که بازتاب‌دهنده فعالیت الکتریکی مغز بر طبق جانمایی الکترودها و نواحی مختلف مغز می‌باشد. در حال حاضر با توجه به‌سرعت روزافزون علوم مختلف، ارتقاء و توسعه تجهیزات الکتروآنسفالوگرافی نیز به‌سرعت در حال پیشروی بوده و متخصصین این حوزه نیز نیازمند به‌روزرسانی اطلاعات خود می‌باشند. در این مقاله به اصول پایه‌ای تصویربرداری از مغز توسط EEG اشاره‌شده که علاقه‌مندان به این حوزه می‌توانند از آن بهره‌مند شوند. از طرفی افزایش تمایل به انجام مطالعات بین‌رشته‌ای استفاده و یادگیری مفاهیم تصویربرداری مغز ارگونومی، نوروارگونومی و بهداشت حرفه‌ای نیز به‌عنوان ضرورت مطرح می‌باشد. که کسب این مهارت توسط متخصصین این حوزه‌ها آن‌ها را قادر به طیف وسیعی از مطالعات تخصصی خواهد نمود.

منابع

1.Kum S, Furusho M, Duru O, Satir T. Mental workload of the VTS operators by utilising heart rate. TransNav Int Jo Marin Navig Safe Sea Transport. 2007;1(2).

2.Ryu K, Myung R. Evaluation of mental workload with a combined measure based on physiological indices during a dual task of tracking and mental arithmetic. Int J Indust Ergonom. 2005;35(11):991-1009.

3.Reimer B, Mehler B. The impact of cognitive workload on physiological arousal in young adult drivers: a field study and simulation validation. Ergonomics. 2011;54(10):932-42.

4.Knaepen K, Marusic U, Crea S, Guerrero CDR, Vitiello N, Pattyn N, et al. Psychophysiological response to cognitive workload during symmetrical, asymmetrical and dual-task walking. Hum Mov Sci. 2015;40:248-63.

5.Hendrick HW, Kleiner B. Macroergonomics: theory, methods, and applications: CRC Press; 2016.

6.Stanton NA, Hedge A, Brookhuis K, Salas E, Hendrick HW. Handbook of human factors and ergonomics methods: CRC press; 2004.

7.Rubio S, Díaz E, Martín J, Puente JM. Evaluation of subjective mental workload: A comparison of SWAT, NASA-TLX, and workload profile methods. Appl Psychol. 2004;53(1):61-86.

8.de Winter JC. Controversy in human factors constructs and the explosive use of the NASA-TLX: a measurement perspective. Cog Technol Work. 2014;16(3):289-97.

9.Tran TQ, Boring RL, Dudenhoeffer DD, Hallbert BP, Keller MD, Anderson TM, editors. Advantages and disadvantages of physiological assessment for next generation control room design. Human Factors and Power Plants and HPRCT 13th Annual Meeting, 2007 IEEE 8th; 2007: IEEE.

10.Szalma JL, Hancock PA. Noise effects on human performance: a meta-analytic synthesis. Psychol Bullet. 2011;137(4):682.

11.Akbari J, Dehghan H, Azmoon H, Forouharmajd F. Relationship between lighting and noise levels and productivity of the occupants in automotive assembly industry. J Enviro Pub Health. 2013;2013.

12.Dalton BH, Behm DG. Effects of noise and music on human and task performance: A systematic review. Occup Ergonom. 2007;7(3):143-52.

13.Hancock P, Vasmatzidis I. Effects of heat stress on cognitive performance: the current state of knowledge. Int J Hypertherm. 2003;19(3):355-72.

14.Taylor L, Fitch N, Castle P, Watkins S, Aldous J, Sculthorpe N, et al. Exposure to hot and cold environmental conditions does not affect the decision making ability of soccer referees following an intermittent sprint protocol. Front Physiol. 2014;5:185.

15.Taylor L, Watkins SL, Marshall H, Dascombe BJ, Foster J. The impact of different environmental conditions on cognitive function: a focused review. Front Physiol. 2016;6:372.

16.Win-Shwe T-T, Fujimaki H. Neurotoxicity of toluene. Toxicol Let. 2010;198(2):93-9.

17.Yücel M, Takagi M, Walterfang M, Lubman DI. Toluene misuse and long-term harms: a systematic review of the neuropsychological and neuroimaging literature. Neurosci Biobehav Rev. 2008;32(5):910-26.

18.Gharagozlou F, Nasl Saraji J, Mazloumi A, Nahvi A, Motie Nasrabadi A, Rahimi Foroushani A, et al. Investigating EEG Alpha Variations for Mental Fatigue Detection on Car Driving Simulator. J Ergonom. 2013;1(1):5-13.

19.Fallahi M, Motamedzade M, Heidarimoghadam R, Soltanian AR, Farhadian M, Miyake S. Analysis of the mental workload of city traffic control operators while monitoring traffic density: A field study. Int J Indust Ergonom.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

2016;54:170-7.
20.Clark VP, Fan S, Hillyard SA. Identification of early visual evoked potential generators by retinotopic and topographic analyses. Hum Brain Map. 1994;2(3):170-87.
21.Petten C, Hackley S, Heinze H, Clark V. An Introduction to Event-Related Potentials and Their Neural Origins. Cambridge, MA: The MIT Press; 2005.
22.Johnson A, Proctor R. Neuroergonomics: A cognitive neuroscience approach to human factors and ergonomics: Springer; 2013.
23.Tatum IV WO. Handbook of EEG interpretation: Demos Medical Publishing; 2014.
24.Bronzino JD. Principles of electroencephalography. The biomedical engineering handbook. 1995;1.
25.Teplan M. Fundamentals of EEG measurement. Measur Sci Rev. 2002;2(2):1-11.
26.Haas LF. Hans berger (1873–1941), richard caton (1842–1926), and electroencephalography. J Neurol Neurosurg Psych. 2003;74(1):9.-
27.Ortega M. Electroencefalograma: Interpretación Para Mortales. 2017 2017. https://sapiensmedicus.org/electroencefalograma-interpretacion./
28.Niedermeyer E, da Silva FL. Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
29.Jurcak V, Tsuzuki D, Dan I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems. Neuroimage. 2007;34(4):1600-11.
30.Light GA, Williams LE, Minow F, Sprock J, Rissling A, Sharp R, et al. Electroencephalography (EEG) and event-related potentials (ERPs) with human participants. Current protocols in neuroscience. 2010;6(25):1-6.
31.Products B. http://www.biomedelectrodes.com/. 2017.
32.Protzner A. Brain Dynamics Lab at the University of Calgary, Department of Psychology, Administration 153. 2017:http://www.braindynamics.ca.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]

Brainwave recording protocol in human samples: Neuroergonomics studies

Mohammad Javad Jafari[1], Mostafa Pouyakian[2], Reza Khosrowabadi[3], Fereshteh Taheri[4], Ali Nahvi[5], Mojtaba Zokaei*[6]

Received: 2017/08/23 Revised: 2018/05/12 Accepted: 2018/07/02

Abstract

Cognitive activities and the operation of tasks in the workplaces lead to the creation of a cognitive workload and specifically mental workload employee in the work environment. In order to measure these cognitive variables, physiological parameters are used. Electroencephalography is a non-invasive and relatively inexpensive method that can be used to evaluate neurophysiology and cognitive functions.

Electroencephalography the electrical activity records a large number of brain neurons on the surface of the skull or the brain. The purpose of this article is to provide generalizations of imaging methods in neuroergonomic, brainwave bases, equipment and requirements for participants. It also describes the brainwave recording protocol step by step. Due to the expansion of interdisciplinary studies, the acquisition of brainwave recording skills is essential for researchers in the field of ergonomics and occupational health.

Keywords: Neuroergonomic, Electroencephalography (EEG), Brainwave.

1. Environmental and Occupational Hazards Control Research Center, Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
2. Department of Occupational Health Engineering, School of Public Health, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
3. Institute for Cognitive and Brain Science, Shahid Beheshti University GC, Tehran, Iran.
4. PhD Student, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
5. Department of Mechanical Engineering K.N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran.
6. (**Corresponding author**) School of Paramedical Science, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran. mzokaei2011@gmail.com

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-05-14]