Vol. 6, No. 20, Oct-Dec 2026, (19-36)

Journal of New Achievements in Electrical, Computer and Technology (JNAECT)

مجله دستاوردهای نوین در برق،کامپیوتر و فناوری

دوره ۶، شماره ۲۰، پاییز ۱۴۰۵ (۳۶-۱۹)

journal homepage: https://jnaect.ir



دینامیک مغزی و سامانه‌های نوروفیدبک حلقه‌بسته در مدیتیشن مبتنی بر EEG

فائزه حیدری[۱و۲]، سحر میرزا رضی[۱و۲]، محمد مسعود نمازی[۱و*]، هاجر دانش[۱و*]

[۱] گروه برق و مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهید اشرفی اصفهانی، اصفهان، ایران

[۲]انجمن علمی دانشجویی، گروه برق و مهندسی پزشکی ، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهید اشرفی اصفهانی، اصفهان، ایران

*نویسنده مسئول

چکیده

نوروفیدبک مبتنی بر الکتروانسفالوگرافی (EEG) در حوزه مدیتیشن، از رویکردهای مبتنی بر تنظیم شاخص‌های منفرد فرکانسی به‌سوی سامانه‌های تحلیل چندبعدی و حلقه‌بسته در حال تحول است. این مقاله با رویکردی انتقادی، ابعاد عصب‌فیزیولوژیک و مهندسی این حوزه را با تمرکز بر دینامیک نوسانات عصبی، شاخص‌های غیرخطی، اتصال عملکردی و چالش‌های پردازش برخط بررسی می‌کند. شواهد نشان می‌دهند که تغییرات EEG مرتبط با مدیتیشن به الگوهای ثابت در باندهای آلفا و تتا محدود نیستند، بلکه تحت تأثیر نوع پروتکل مدیتیشن، از جمله توجه متمرکز و پایش باز، میزان تجربه فرد و مؤلفه غیرنوسانی طیف توان با ساختار (1/f) قرار دارند. از منظر مهندسی سامانه، محدودیت تعداد کانال‌ها، آرتیفکت‌های حرکتی و تأخیر کل حلقه بازخورد، از جمله چالش‌های مؤثر بر عملکرد بلادرنگ نوروفیدبک هستند. اگرچه معماری‌های تطبیقی و ادغام با واقعیت مجازی (VR) ظرفیت ایجاد محیط‌های تعاملی‌تر را فراهم می‌کنند، درگیری هدف عصبی (Target Engagement) لزوماً به بهبود معنادار پیامدهای بالینی منجر نمی‌شود. در این راستا، کارآزمایی‌های کنترل‌شده با بازخورد ساختگی (Sham) برای تفکیک اثرات اختصاصی نوروفیدبک از اثرات غیراختصاصی مداخله اهمیت دارند. در مجموع، توسعه این حوزه مستلزم طراحی سامانه‌های کم‌تأخیر و خودتنظیم، استانداردسازی پروتکل‌های پردازش سیگنال و اعتبارسنجی بالینی با تأکید بر پایداری اثرات و پیامدهای رفتاری در بلندمدت است.

واژه‌های کلیدی: مدیتیشن؛ الکتروانسفالوگرافی (EEG)؛ نوروفیدبک؛ دینامیک مغزی؛ پیچیدگی عصبی؛ اتصال عملکردی؛ پردازش سیگنال؛ نوروفیدبک تطبیقی؛ سامانه‌های حلقه‌بسته.

۱. مقدمه

مدیتیشن مجموعه‌ای از تمرین‌های ذهنی برای تنظیم توجه و آگاهی از تجربه‌های درونی است و EEG به دلیل تفکیک زمانی بالا، ابزار مناسبی برای بررسی تغییرات فعالیت مغزی در حین این فرایند به شمار می‌رود. بااین‌حال، یافته‌های EEG در مدیتیشن الگوی واحدی را نشان نمی‌دهند و نوع تمرین، میزان تجربه و شرایط ثبت EEG می‌توانند بر نتایج اثر بگذارند (۱). برای مثال، مدیتیشن با توجه متمرکز (Focused Attention; FA) و پایش باز (Open Monitoring; OM) فرایندهای شناختی متفاوتی را درگیر می‌کنند و با الگوهای متفاوت فعالیت مغزی همراه هستند(۲) .

تحلیل EEG در مدیتیشن، فراتر از توان باندهای فرکانسی، مؤلفه‌های غیرتناوبی، ویژگی‌های غیرخطی و پیچیدگی، و اتصال عملکردی را نیز دربر می‌گیرد. این رویکرد می‌تواند توصیف جامع‌تری از فعالیت مغزی فراهم کند؛ بااین‌حال، هم‌زمان وابستگی نتایج به روش ثبت، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی و مشخصات سخت‌افزار را افزایش می‌دهد (۳). این مسئله در سامانه‌های نوروفیدبک اهمیت بیشتری دارد؛ زیرا نشانگر انتخاب‌شده باید پس از پردازش برخط، اطلاعاتی قابل اتکا برای تولید بازخورد فراهم کند.

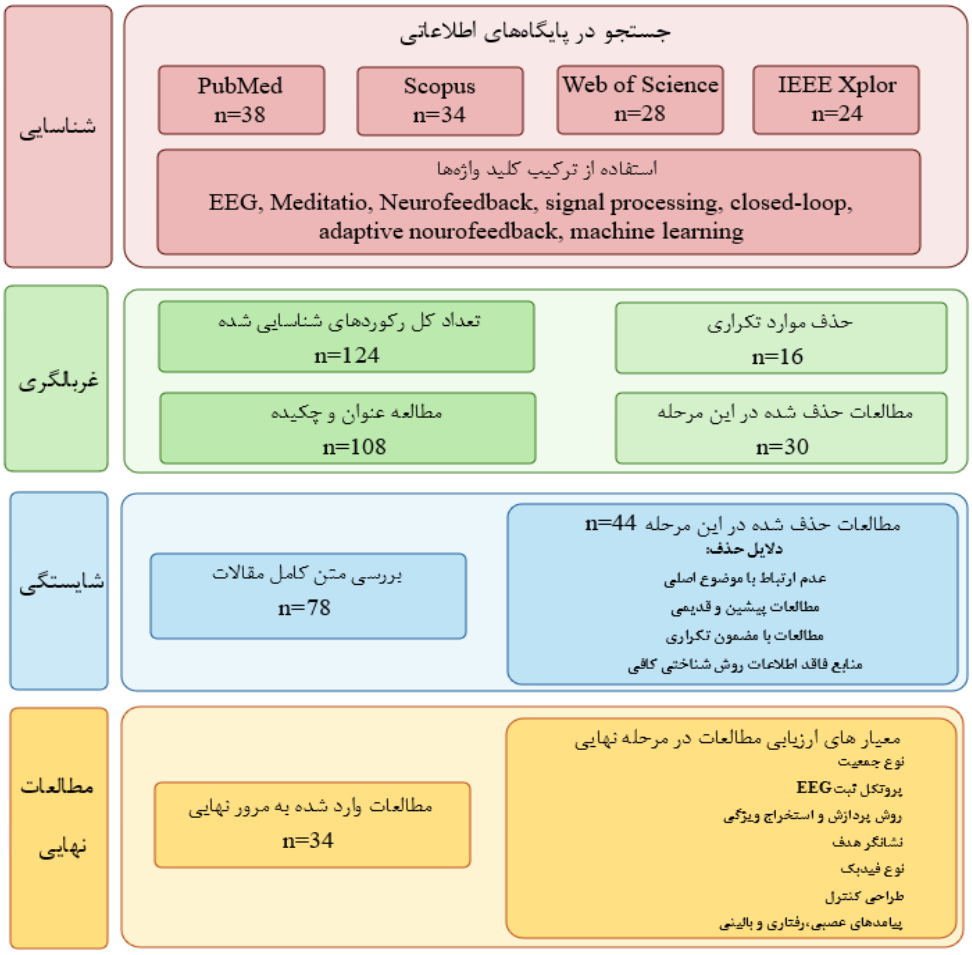
با وجود گسترش مطالعات EEG در مدیتیشن، ارتباط میان انتخاب نشانگر، الزامات پردازش برخط و طراحی نوروفیدبک تطبیقی و حلقه‌بسته هنوز به‌صورت یکپارچه بررسی نشده است. بخش قابل‌توجهی از شواهد مربوط به معماری‌های تطبیقی از مطالعات BCI مبتنی بر Motor Imagery و P300 به دست آمده و تعمیم آن‌ها به مدیتیشن نیازمند ارزیابی است. از سوی دیگر، ناهمگونی در نوع مدیتیشن، روش ثبت و پردازش EEG، نشانگر هدف و طراحی شرایط شم، مقایسه نتایج را محدود می‌کند و تغییر یک نشانگر عصبی لزوماً به اثربخشی بالینی منجر نمی‌شود. بر این اساس، این مقاله ارتباط میان دینامیک مغزی، پردازش EEG، استخراج نشانگر و طراحی سامانه‌های نوروفیدبک تطبیقی و حلقه‌بسته را بررسی می‌کند و در کنار ظرفیت‌های این رویکرد، محدودیت‌های روش‌شناختی و الزامات اعتبارسنجی بالینی آن را مورد توجه قرار می‌دهد.

۲. استراتژی جستجو و معیارهای انتخاب مقالات

جستجوی منابع در پایگاه‌هایPubMed ، Scopus، Web of Scienceو IEEE Xplore با استفاده از ترکیب کلیدواژه‌های مرتبط باEEG ، meditation، neurofeedback، signal processing، closed-loop، adaptive neurofeedbackو machine learning انجام شد. جست‌وجو مطالعات منتشرشده در بازه ۲۰۲۰ تا ۲۰۲۶ را دربر گرفت، با تمرکز بیشتر بر پژوهش‌های منتشرشده در سال‌های ۲۰۲۴ تا ۲۰۲۶. مطالعات پیشین تنها در مواردی که برای تبیین مبانی، روش‌های فنی یا معماری سامانه ضروری بودند، مورد استفاده قرار گرفتند.

معیارهای ورود شامل مقالات انگلیسی‌زبان منتشرشده بین سال‌های ۲۰۲۰ تا ۲۰۲۶، مطالعات انجام‌شده روی انسان با استفاده از EEG و پژوهش‌های مرتبط با مدیتیشن یا نوروفیدبک بود. مطالعات مرتبط با ثبت و تحلیلEEG ، نشانگرهای عصبی مدیتیشن، نوروفیدبک، سامانه‌های حلقه‌بسته و روش‌های تطبیقی در بررسی وارد شدند. معیارهای خروج شامل مطالعات حیوانی، پژوهش‌هایی که صرفاً از fMRI استفاده کرده بودند، مقالات مروری، نامه‌ها به سردبیر، موارد تکراری و منابع فاقد اطلاعات روش‌شناختی کافی بود.

فرایند جستوجو، غربالگری و انتخاب مطالعات در شکل ۱ ارائه شده است. در مرحله شناسایی، رکوردهای حاصل از جستوجو در پایگاه‌هایPubMed ، Scopus، Web of Scienceو IEEE Xplore گردآوری شدند. پس از حذف موارد تکراری، عناوین و چکیده‌های مطالعات باقی‌مانده بررسی شدند و سپس مطالعات واجد شرایط برای ارزیابی متن کامل انتخاب شدند. در مرحله ارزیابی نهایی، مطالعات بر اساس معیارهای ورود و خروج و با توجه به ارتباط موضوعی، پروتکل ثبتEEG ، روش‌های پردازش و استخراج ویژگی، نوع بازخورد و پیامدهای بررسی‌شده ارزیابی شدند. در نهایت، ۳۴ مطالعه برای بررسی نهایی انتخاب شدند.



شکل ۱. مراحل جستوجو، غربالگری و انتخاب مطالعات برای مرور حاضر

۳. نشانگر های عصب فیزیولوژیک و دینامیک مغزی

۳.۱. دینامیک نوسانات و مؤلفه 1/f

مطالعات الکتروانسفالوگرافی (EEG)[1] در مدیتیشن عمدتاً تغییرات توان آلفا و تتا را بررسی کرده‌اند، اما جهت و اندازه این تغییرات به نوع تمرین و شرایط مقایسه وابسته است. در یک مطالعه روی مدیتیشن مبتنی بر تمرکز بر تنفس، توان آلفا در

[1] ElectroEncephalogram

حین مدیتیشن نسبت به استراحت کاهش یافت، درحالی‌که تغییرات تتا به وضعیت و فاصله زمانی بین جلسات وابسته بود(۳). این ناهمگونی، تفسیر یک باند فرکانسی به‌عنوان نشانگر عمومی مدیتیشن را محدود می‌کند (۴).

تفسیر توان باندی علاوه بر این با وجود هم‌زمان مؤلفه‌های نوسانی (periodic) و غیرنوسانی (aperiodic) در طیف EEG محدود می‌شود. مؤلفه آپرودیک معمولاً الگویی شبیه ۱/f دارد و با قله‌های نوسانی مانند آلفا و تتا هم‌پوشانی می‌کند؛ در نتیجه، توان اندازه‌گیری‌شده در یک باند می‌تواند تحت تأثیر هر دو مؤلفه باشد. تحلیل متداول باندهای فرکانسی بدون تفکیک این مؤلفه‌ها ممکن است تغییرات ویژگی‌های نوسانی، از جمله توان و دامنه قله، را با تغییرات offset و exponent مؤلفه آپرودیک مخلوط کند (۵).

برای تفکیک این مؤلفه‌ها، روش‌های spectral parameterization مانند FOOOF/specparam، چگالی طیفی توان (PSD) را به یک زمینه آپرودیک و قله‌های نوسانی پارامتریزه می‌کنند. در این چارچوب، offset و exponent برای توصیف مؤلفه آپرودیک و فرکانس مرکزی، دامنه و پهنای باند برای توصیف قله‌های نوسانی برآورد می‌شوند (۵). این تفکیک امکان بررسی مستقل تغییرات زمینه طیفی و ویژگی‌های هر نوسان را فراهم می‌کند.

در مطالعات مدیتیشن، رویکرد eBOSC)[۲]) نیز برای شناسایی نوسانات در نسبت با زمینه آپرودیک به کار رفته است. در این روش، شیب و عرض از مبدأ مؤلفه ۱/f در فضای زمان–فرکانس برآورد می‌شود و فعالیت‌هایی که توان آن‌ها از زمینه آپرودیک فراتر رفته و حداقل تعداد مشخصی چرخه را حفظ کنند، به‌عنوان نوسان شناسایی می‌شوند. در مطالعه ای دیگر، توان نوسانی با کسر سهم فعالیت غیرنوسانی ۱/f از توان باندی محاسبه شد. اهمیت این تفکیک در مدیتاتورهای باتجربه نیز نشان داده شده است؛ پس از کنترل مؤلفه ۱/f ، تفاوت میان مدیتاتورها و افراد غیرمدیتاتور در توان نوسانی تتا، آلفا و گاما همچنان مشاهده شد. این تفاوت‌ها علاوه بر قدرت کلی، با تغییر در توزیع فضایی فعالیت نوسانی نیز همراه بودند، درحالی‌که در مؤلفه‌های شیب و عرض از مبدأ ۱/f تفاوت معناداری مشاهده نشد (۶). بنابراین، توصیف دینامیک نوسانات در مدیتیشن مستلزم بررسی ویژگی‌های خود نوسان‌ها در کنار پارامترهای زمینه آپرودیک است.

۳.۲. شاخص‌های غیرخطی

تحلیل طیفی عمدتاً توزیع توان در فرکانس و ویژگی‌های نوسان‌های EEG را توصیف می‌کند، اما بخشی از تغییرات زمانی و ساختار پیچیده سری زمانی در این سطح از تحلیل قابل مشاهده نیست. شاخص‌های غیرخطی و پیچیدگی می‌توانند با توصیف ویژگی‌هایی مانند بی‌نظمی، پیش‌بینی‌پذیری و ساختار فراکتالی، اطلاعات مکملی درباره دینامیک EEG در حالت‌های مختلف مدیتیشن ارائه کنند (۷).

این شاخص‌ها کمیت‌های یکسانی را اندازه‌گیری نمی‌کنند.[۳] (SampEn) برای توصیف نظم و قابلیت پیش‌بینی الگوهای تکرارشونده در یک سری زمانی به کار می‌رود (۸).[۴] (MSE) همین ویژگی‌های پیچیدگی را در مقیاس‌های زمانی متفاوت

[2] extended Better OSCillation detection

[3] Sample Entropy

[4] Multiscale Entropy

بررسی می‌کند (۹). [۵](HFD) ویژگی فراکتالی و پیچیدگی هندسی سری زمانی را برآورد می‌کند، درحالی‌که [۶](LZC) پیچیدگی توالی حاصل از نمادگذاری سری زمانی را بر اساس ظهور الگوهای جدید ارزیابی می‌کند (۸).

مطالعات انجام‌شده در زمینه مدیتیشن نشان داده‌اند که این شاخص‌ها نسبت به تغییرات حالت ذهنی حساس هستند. در مطالعه‌ای روی مدیتیشن مبتنی بر تمرکز بر تنفس در افراد بدون تجربه قبلی، مقادیر HFD، LZC و SampEn در دوره‌های سرگردانی ذهنی نسبت به تمرکز بر تنفس کاهش داشتند. کاهش HFD در تعداد بیشتری از الکترودها مشاهده شد، درحالی‌که تغییرات LZC و SampEn عمدتاً در نواحی مرکزی دیده شد(۸). در مدیتاتورهای باتجربه نیز MSE و HFD برای مقایسه حالت‌های مختلف مدیتیشن به کار رفته‌اند و برخی شرایط مدیتیشن با تغییرات در آنتروپی و بُعد فراکتالی نسبت به استراحت چشم‌بسته همراه بوده‌اند (۹).

با این حال، استفاده از این شاخص‌ها در نوروفیدبک بلادرنگ با چالش‌هایی مواجه است؛ زیرا برآورد پایدار آن‌ها نیازمند پنجره‌های زمانی نسبتاً طولانی است که می‌تواند تأخیر حلقه فیدبک را افزایش دهد. برآورد SampEn به طول پنجره و پارامترهای محاسباتی وابسته است و کوتاه‌شدن قطعه EEG می‌تواند بر پایداری برآورد اثر بگذارد. HFD از نظر محاسباتی نسبتاً ساده است، اما مقدار آن به طول داده، پارامترهای محاسبه و کیفیت سیگنال، از جمله نویز، حساسیت دارد (۷). LZC نیز به طول توالی و روش نمادگذاری وابسته است و نحوه تبدیل سیگنال پیوسته به توالی نمادین می‌تواند بر توانایی آن در بازنمایی تغییرات دینامیکی EEG اثر بگذارد (۱۰).

این ملاحظات در طراحی یک سامانه حلقه‌بسته اهمیت عملی پیدا می‌کنند. کوتاه‌تر کردن پنجره تحلیل امکان به‌روزرسانی سریع‌تر ویژگی را فراهم می‌کند، اما کاهش تعداد نمونه‌ها می‌تواند پایداری برخی برآوردها را کاهش دهد. در مقابل، پنجره‌های طولانی‌تر یا تحلیل در چند مقیاس می‌توانند اطلاعات پایدارتری از سری زمانی فراهم کنند، ولی تفکیک زمانی بازخورد را کاهش می‌دهند (۷). در نتیجه، انتخاب شاخص برای نوروفیدبک تطبیقی نیازمند درنظرگرفتن هم‌زمان قابلیت تمایزبخشی، پایداری برآورد، هزینه محاسباتی و تأخیر سامانه است.

در کاربرد بلادرنگ، عملکرد یک شاخص در تحلیل آفلاین به‌تنهایی معیار کافی برای انتخاب آن نیست. حساسیت به نویز و آرتیفکت، وابستگی به طول پنجره و پارامترهای محاسباتی و امکان استخراج پایدار ویژگی در زمان کوتاه، عواملی هستند که باید در کنار ویژگی‌های عصب‌فیزیولوژیک شاخص در نظر گرفته شوند. این ملاحظات در بخش ۴ بررسی خواهند شد.

۳.۳. اتصال عملکردی

اتصال عملکردی وابستگی زمانی میان فعالیت نواحی مختلف مغز را در EEG کمی‌سازی می‌کند و می‌تواند بر اساس معیارهایی مانند coherence، هم‌زمانی فاز و وابستگی‌های دامنه‌ای ارزیابی شود (۴).

در مطالعات مدیتیشن، تغییرات اتصال عملکردی و هم‌زمانی فاز در ارتباط با تجربه و وضعیت شناختی گزارش شده‌اند. Han و همکاران با مقایسه مدیتاتورهای باتجربه و افراد بدون تجربه، تفاوت‌هایی در الگوهای هم‌زمانی فاز EEG مشاهده کردند که با تغییر در سازمان الگوهای مرتبط با توجه همراه بود (۱۱). در مطالعه‌ای روی تمرین‌کنندگان آموزش‌دیده

[5] Higuchi Fractal Dimension

[6] Lempel–Ziv Complexity

Bhramari pranayama نیز افزایش یکپارچگی شبکه عملکردی در باند آلفا طی و پس از تمرین گزارش شد و تحلیل گراف، ویژگی‌های توپولوژیک شبکه‌های عملکردی را نشان داد (۱۲).

تفسیر اتصال عملکردی در EEG به روش برآورد و ویژگی‌های داده نیز وابسته است. عواملی مانند volume conduction و مرجع‌گذاری می‌توانند بر الگوی اتصال مشاهده‌شده اثر بگذارند؛ جزئیات این محدودیت‌ها در بخش ۴، در چارچوب چالش‌های مهندسی پردازش سیگنال، بررسی خواهد شد.

با توجه به چندبعدی بودن تغییرات EEG در مدیتیشن، استفاده از یک شاخص منفرد نمی‌تواند تمام جنبه‌های دینامیک عصبی را توصیف کند. شاخص‌های طیفی، مؤلفه‌های دوره‌ای و غیردوره‌ای، معیارهای پیچیدگی و ویژگی‌های اتصال عملکردی، هر یک جنبه متفاوتی از فعالیت عصبی را کمی‌سازی می‌کنند و از نظر الزامات محاسباتی و حساسیت به ویژگی‌های سیگنال نیز تفاوت دارند (۳, ۱۲). خلاصه‌ای از این نشانگرها و ملاحظات مرتبط با استفاده از آن‌ها در سامانه‌های نوروفیدبک EEG در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. **نشانگرهای عصب‌فیزیولوژیک و ملاحظات مهندسی در نوروفیدبک مدیتیشن**

نشانگر EEG	جنبه عصبی مورد توصیف	شاخص‌های کلیدی / روش‌ها	کاربرد در نوروفیدبک	چالش‌ها و ملاحظات مهندسی
توان طیفی و مؤلفه ۱/f	تغییرات فعالیت نوسانی و زمینه غیرنوسانی طیف	PSD، مدل‌سازی FOOOF/specparam (جداسازی قله‌های نوسانی از شیب ۱/f)	کمی‌سازی برخط تغییرات فعالیت نوسانی هدف مستقل از تغییرات زمینه	حساسیت به آرتیفکت، نیاز به پنجره‌های زمانی کافی برای برآورد دقیق شیب ۱/f (۵, ۶)
پیچیدگی غیرخطی	بی‌نظمی، پیش‌بینی‌پذیری و ساختار دینامیکی/فراکتالی سیگنال	آنتروپی نمونه‌ای (SampEn)، پیچیدگی لزمپ-زیو (LZC)، بُعد فراکتالی (HFD)	توصیف تغییرات ظریف وضعیت ذهنی (مانند سرگردانی ذهنی) که با توان طیفی قابل ردیابی نیستند	حساسیت بالا به طول پنجره داده، نویز و پارامترهای محاسباتی؛ چالش در استخراج بلادرنگ (۷, ۸, ۱۰)
اتصال عملکردی	هماهنگی و وابستگی زمانی فعالیت بین نواحی مختلف مغزی	هم‌زمانی فاز (Phase Synchrony)، Coherence، تحلیل گراف شبکه	ردیابی تغییرات یکپارچگی شبکه‌ای (مانند کاهش فعالیت DMN) در حین مدیتیشن	حساسیت شدید به هدایت حجمی (Volume Conduction) و انتخاب نیاز به کانال‌های متعدد (۱۱, ۱۲)
دینامیک زمانی-فضایی	تغییرات پویا و گذرا در الگوهای کلان فعالیت مغزی	دینامیک ریزحالت‌ها (Microstate Dynamics)	ردیابی لحظه‌ای گذار بین وضعیت‌های شناختی در طول جلسه مدیتیشن	نیاز به پردازش سنگین و وابستگی شدید نتایج به روش خوشه‌بندی و استخراج الگو (۱۳)

تنوع این نشانگرها نشان می‌دهد که انتخاب ویژگی در سامانه نوروفیدبک باید متناسب با هدف مداخله و ماهیت نشانگر عصبی موردنظر انجام شود. علاوه بر این، تفاوت در روش استخراج و پردازش ویژگی‌ها می‌تواند بر قابلیت مقایسه نتایج میان مطالعات اثر بگذارد؛ موضوعی که در ادامه، در بررسی چالش‌های پردازش EEG مورد توجه قرار می‌گیرد.

٤. چالش‌های مهندسی در پردازش سیگنال EEG

۴.۱. محدودیت‌های پیش‌پردازش

پیش‌پردازش EEG در سامانه‌های حلقه‌بسته تنها با هدف افزایش کیفیت سیگنال انجام نمی‌شود، بلکه باید امکان استخراج پایدار ویژگی در شرایط بلادرنگ را نیز حفظ کند. آرتیفکت‌های چشمی، عضلانی و حرکتی از عوامل مهم آلودگی EEG هستند و در ثبت‌های کم‌کاناله، تشخیص و حذف دستی آن‌ها به‌ویژه در کاربردهای بلادرنگ امکان‌پذیر نیست. در ثبت‌های چندکاناله، روش‌هایی مانند ICA [۷] از اطلاعات فضایی حاصل از کانال‌های متعدد برای جداسازی منابع استفاده می‌کنند؛ در مقابل، محدودیت اطلاعات فضایی در ثبت تک‌کاناله یا کم‌کاناله، استفاده مستقیم از این رویکردها را محدود می‌کند. در چنین شرایطی، روش‌های تک‌کاناله مبتنی بر تجزیه سیگنال می‌توانند جایگزین مناسبی باشند. برای نمونه، یک روش تطبیقی مبتنی بر تبدیل موجک گسسته (DWT)[8] توانسته است آرتیفکت‌های چشمی، عضلانی و حرکتی را در EEGتک‌کاناله با هزینه محاسباتی پایین تضعیف کند و برای کاربردهای بلادرنگ با تعداد کم الکترود مناسب باشد (۱۴).
رویکرد دیگر، استفاده از مدل‌های یادگیری عمیق است؛ یک خودرمزگذار عمیق برای پاک‌سازی EEG تک‌کاناله به‌صورت بلادرنگ روی تلفن هوشمند پیاده‌سازی شده و با هدف کاهش سربار محاسباتی و تأخیر توسعه یافته است (۱۵).
با این حال، انتخاب روش پیش‌پردازش باید بر اساس تعادل میان چند عامل انجام شود: حفظ مؤلفه‌های عصبی، میزان حذف آرتیفکت، هزینه محاسباتی و تأخیر قابل‌قبول سامانه. روش‌های یادگیری‌محور به داده‌های آموزشی نماینده و شرایط ثبت سازگار با داده‌های واقعی وابسته‌اند، درحالی‌که روش‌های سبک‌تر ممکن است از نظر توان حذف آرتیفکت محدودتر باشند. انتخاب روش پیش‌پردازش در نتیجه باید میان حفظ مؤلفه‌های عصبی، میزان حذف آرتیفکت، هزینه محاسباتی و تأخیر قابل‌قبول سامانه تعادل برقرار کند.

۴.۲. استخراج ویژگی

نمایش انتخاب‌شده برای EEG مستقیماً بر اطلاعاتی که یک سامانه می‌تواند از سیگنال استخراج و به مدل تصمیم‌گیر منتقل کند اثر می‌گذارد. در مطالعات مدیتیشن، رویکردهای متفاوتی برای این نمایش به کار رفته‌اند؛ از ویژگی‌های فضایی و زمان–فرکانس تا یادگیری مستقیم از سیگنال خام. برای نمونه، در یک مطالعه چندجلسه‌ای، (CSP)[۹]، (STFT)[۱۰] و ترکیب CSP–STFT برای طبقه‌بندی داده‌های مدیتیشن و غیرمدیتیشن مقایسه شدند. CSP با بهره‌گیری از تفاوت

[7] Independent Component Analyses

[8] Discrete Wavelet Transform

[9] Common Spatial Pattern

[10] Short-Time Fourier Transform

الگوهای کوواریانس فضایی میان شرایط، مؤلفه‌هایی با بیشترین قدرت تفکیک را استخراج می‌کند، درحالی‌که STFT تغییرات محتوای فرکانسی را در طول زمان حفظ می‌کند (۱۶). در مطالعه‌ای دیگر (۱۷). ، ویژگی‌های CSP پس از کاهش بُعد با LDA به یک مدل LSTM داده شدند. این نمونه‌ها نشان می‌دهند که ارزش یک ویژگی صرفاً به قابلیت تمایزبخشی آن وابسته نیست و به نحوه نمایش و استفاده از آن در مدل نیز بستگی دارد.

در روش‌های یادگیری عمیق، شبکه‌های عصبی بازگشتی می‌توانند الگوهای زمانی موردنیاز برای پیش‌بینی وضعیت ذهنی را مستقیماً از سیگنال خام EEG استخراج کنند. در مطالعه‌ای (۱۵)، LSTMو GRU برای پیش‌بینی وضعیت مدیتیشن از EEG خام ثبت‌شده با هدست‌های کم‌هزینه مقایسه شدند.

در مطالعه‌ای LSTM و GRU[11] را برای پیش‌بینی وضعیت مدیتیشن از EEG خام ثبت‌شده با هدست‌های کم‌هزینه مقایسه کردند و اثر طول توالی ورودی را بر عملکرد مدل بررسی کردند (۱۸). در چنین معماری‌هایی، بخشی از فرایند استخراج ویژگی در خود مدل ادغام می‌شود و نیاز به تعریف صریح مجموعه‌ای از ویژگی‌های دست‌ساز کاهش می‌یابد.

این دو رویکرد الزامات یکسانی ندارند. ویژگی‌های مهندسی‌شده امکان کنترل مستقیم نوع اطلاعات ورودی و تفسیرپذیری بیشتر را فراهم می‌کنند، درحالی‌که یادگیری نمایش می‌تواند روابط پیچیده‌تر میان نمونه‌های EEG را بدون تعیین دستی ویژگی‌ها مدل کند. انتخاب میان آن‌ها به حجم و تنوع داده آموزشی، تعداد کانال‌ها، هدف طبقه‌بندی و قابلیت تعمیم مورد انتظار وابسته است.

جدول ۲. مقایسه روش‌های پردازش سیگنال EEG در سامانه‌های نوروفیدبک

کاربرد پیشنهادی در سامانه حلقه‌بسته	معایب و محدودیت‌ها	مزایا در کاربرد مدیتیشن	روش پردازش / الگوریتم
پیش‌پردازش آفلاین یا سامانه‌های آزمایشگاهی چندکاناله با هدست‌های خشک باکیفیت	نیاز به حداقل ۸ تا ۱۶ کانال؛ هزینه محاسباتی بالا؛ غیرقابل اجرا در تک‌کانال	جداسازی بسیار مؤثر آرتیفکت‌های چشمی (EOG) و عضلانی (EMG)	**تحلیل مؤلفه‌های مستقل (ICA)**
سامانه‌های نوروفیدبک پوشیدنی و کم‌هزینه (مانند هدست‌های تک‌کاناله تجاری) (۱۴, ۱۵)	نیاز به داده‌های آموزشی نماینده؛ خطر حذف ناخواسته سیگنال عصبی همراه با نویز	حذف آرتیفکت در سیگنال تک‌کاناله؛ قابلیت اجرای بلادرنگ روی موبایل (Edge Computing)	**روش‌های مبتنی بر موجک / خودرمزگذار عمیق (Autoencoder)**
طبقه‌بندی حالت‌های مدیتیشن در سامانه‌هایی که امکان کالیبراسیون کوتاه در ابتدای جلسه وجود دارد(۱۶, ۱۷)	حساسیت بالا به نویز؛ نیاز به کالیبراسیون اولیه برای هر کاربر؛ عملکرد ضعیف در بین‌آزمودنی	استخراج بهینه ویژگی‌های تمایزبخش فضایی-فرکانسی بین دو کلاس (مثلاً مدیتیشن vs استراحت)	**الگوی فضایی مشترک (CSP / FBCSP)**
سامانه‌های پیشرفته با قابلیت یادگیری انتقالی (Transfer	جعبه سیاه (تفسیرپذیری پایین)؛ نیاز به حجم داده زیاد؛	استخراج خودکار ویژگی از سیگنال خام؛ مدل‌سازی وابستگی‌های	**یادگیری عمیق End-to-End (CNN, LSTM)**

[11] Gated Recurrent Unit

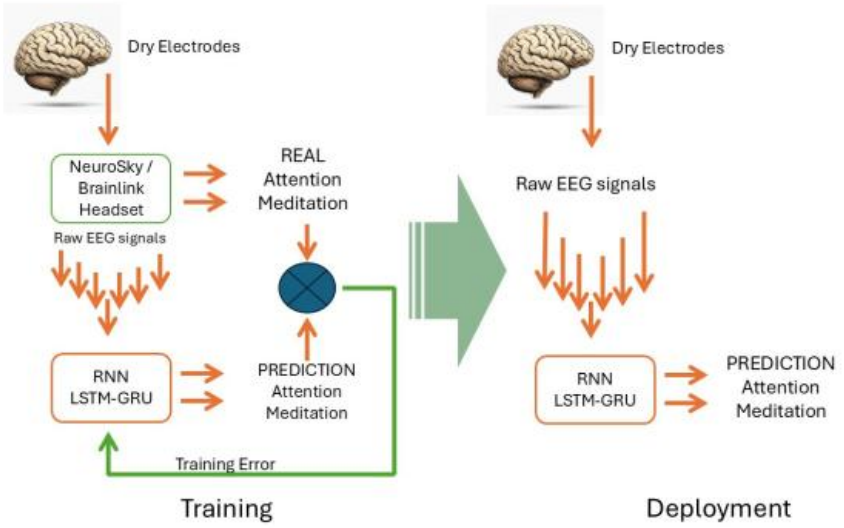
Learning) و شخصی‌سازی عمیق (۱۸)	حساسیت شدید به تفاوت‌های بین‌فردی	زمانی بلندمدت (در LSTM)	

۵ . معماری سیستم‌های حلقه بسته

۵.۱. دینامیک حلقه بسته و محدودیت‌های تأخیر زمانی (Latency)

در سامانه‌های نوروفیدبک حلقه‌بسته، فعالیت EEG به‌صورت برخط ثبت شده و پس از پردازش و استخراج نشانگر هدف، به خروجی فیدبکی تبدیل می‌شود که برای تعدیل مجدد فعالیت عصبی به کاربر ارائه می‌گردد. در معماری‌های مبتنی بر یادگیری ماشین، این فرایند می‌تواند شامل یک مرحله آموزش برای ایجاد مدل و سپس مرحله استقرار باشد؛ به‌طوری‌که در Deployment، مدل آموزش‌دیده داده‌های جدید EEG را تحلیل کرده و خروجی متناظر با وضعیت عصبی کاربر را برای تولید فیدبک فراهم می‌کند. در نتیجه، ارتباط میان ثبت EEG، پردازش محاسباتی، تخمین وضعیت عصبی و ارائه فیدبک، یک حلقه پویا میان فعالیت مغز و پاسخ سیستم ایجاد می‌کند (۱۹).

معماری آموزش و استقرار مدل یادگیری عمیق در شکل ۲ نشان داده شده است. در مرحله آموزش(Training) ، سیگنال‌های خام EEG ثبت‌شده با هدست به شبکه عصبی بازگشتی (RNN) مبتنی بر LSTM یا GRU داده می‌شوند و خروجی مدل با وضعیت واقعی توجه یا مدیتیشن مقایسه می‌شود تا خطای پیش‌بینی برای به‌روزرسانی مدل به کار رود. پس از آموزش، در مرحله استقرار(Deployment) ، سیگنال‌های جدید EEG به مدل آموزش‌دیده وارد می‌شوند و مدل وضعیت توجه یا مدیتیشن را پیش‌بینی می‌کند. این تفکیک، تفاوت میان یادگیری مدل و استفاده از آن برای پیش‌بینی برخط را نشان می‌دهد. در کاربرد نوروفیدبک، علاوه بر دقت پیش‌بینی، تأخیر پردازش و سرعت تولید بازخورد نیز اهمیت دارند؛ زیرا این عوامل بر عملکرد حلقه‌بسته سامانه اثر می‌گذارند.



شکل ۲. نمایش شماتیک مراحل آموزش و استقرار مدل یادگیری عمیق مبتنی بر LSTM و GRU برای پیش‌بینی وضعیت توجه و مدیتیشن از سیگنال‌های خامEEG (۱۹).

در این معماری، تأخیر زمانی (Latency) میان فعالیت هدف و ارائه فیدبک اهمیت دارد؛ زیرا افزایش فاصله زمانی می‌تواند ارتباط میان تلاش ذهنی کاربر و پیامد تقویتی را تضعیف کرده و یادگیری خودتنظیمی را دشوارتر سازد. در یک مطالعه تجربی، تأخیرهای ۲۴۴، ۴۹۴ و ۷۴۴ میلی‌ثانیه مقایسه شدند و تنها شرایط دارای کوتاه‌ترین تأخیر، شواهد مشخصی از یادگیری ریتم آلفای پاریتال نشان دادند (۲۰).

از دیدگاه مهندسی، تأخیر کل حلقه حاصل مجموع زمان ثبت و انتقال EEG، پنجره تحلیل، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی، تصمیم‌گیری الگوریتم و تولید فیدبک است. بنابراین، کاهش Latency تنها با افزایش سرعت مدل محقق نمی‌شود و بهینه‌سازی باید کل زنجیره سخت‌افزار، پردازش سیگنال و تولید فیدبک را دربرگیرد (۲۱).

بر این اساس، ۲۵۰ میلی‌ثانیه را می‌توان به‌عنوان یک هدف مهندسی برای طراحی سامانه‌های کم‌تأخیر در نظر گرفت، نه یک مرز مطلق که پس از آن شرطی‌سازی عامل متوقف شود. این عدد بر اساس مطالعات شرطی‌سازی عامل پیشنهاد شده است، اما شواهد اخیر نشان می‌دهند که مغز می‌تواند با تأخیرهای تا ۵۰۰ میلی‌ثانیه نیز سازگار شود، مشروط آنکه تأخیر ثابت و قابل پیش‌بینی باشد. یافته‌های تجربی نشان می‌دهند که افزایش تأخیر می‌تواند اثربخشی یادگیری نوروفیدبک را کاهش دهد، اما شواهد موجود از وجود یک آستانه مطلق ۲۵۰ میلی‌ثانیه‌ای حمایت نمی‌کنند (۲۰).

در طراحی عملی، اندازه‌گیری Latency کل حلقه و تعیین سهم هر مرحله از زنجیره پردازش برای ارزیابی عملکرد سامانه ضروری است. این اندازه‌گیری امکان شناسایی گلوگاه‌های محاسباتی و سخت‌افزاری را فراهم می‌کند و می‌تواند مبنایی برای طراحی سامانه‌های نوروفیدبک بلادرنگ قرار گیرد؛ سامانه‌هایی که در آن‌ها تبدیل فعالیت عصبی به فیدبک با تأخیر حداقلی و قابل‌اندازه‌گیری انجام می‌شود (۱۹).

۵.۲. الگوریتم‌های تطبیقی و یادگیری تقویتی (RL)

فعالیت EEG و عملکرد کاربر در طول جلسه ثابت نیست و تغییرات وضعیت ذهنی و عملکردی می‌تواند پاسخ سیستم را تغییر دهد. در چنین شرایطی، آستانه‌های ثابت ممکن است با سطح عملکرد فعلی فرد سازگار نباشند. روش‌های تطبیقی با به‌روزرسانی پارامترهای آموزش بر اساس عملکرد کاربر، امکان تنظیم پویای شرایط بازخورد را فراهم می‌کنند (۲۲).

یکی از چالش‌های این رویکردها Sample Efficiency،کارایی نمونه است؛ یعنی توانایی الگوریتم برای یادگیری از تعداد محدودی نمونه یا تعامل. این مسئله در سامانه‌های عصبی حلقه‌بسته اهمیت دارد، زیرا فرصت جمع‌آوری داده برای آموزش و سازگاری مدل محدود است و افزایش تعداد تعاملات می‌تواند زمان کالیبراسیون و هزینه محاسباتی را افزایش دهد (۲۳).

یادگیری تقویتی (RL)[12] می‌تواند این مسئله را به‌صورت یک فرایند تصمیم‌گیری متوالی مدل کند؛ در این چارچوب، وضعیت سیستم و پیامد اقدامات قبلی برای انتخاب اقدام بعدی به کار گرفته می‌شوند. کاربرد RL در سامانه‌های BCI[13] برای سازگارکردن تصمیم‌های سیستم با اطلاعات عصبی و پاسخ کاربر بررسی شده است (۲۴). در نوروفیدبک مدیتیشن، همین چارچوب می‌تواند برای تنظیم پویای آستانه یا سطح دشواری مورد استفاده قرار گیرد؛ برای نمونه، تغییر پارامتر بازخورد بر اساس روند عملکرد فرد می‌تواند از ثابت‌ماندن تکلیف در سطحی نامتناسب با توانایی فعلی جلوگیری کند. مطالعات نوروفیدبک تطبیقی نیز امکان شخصی‌سازی پارامترهای آموزش بر اساس عملکرد کاربر را نشان داده‌اند (۲۵).

[12] Reinforcement Learning

[13] Brain-Computer Interface

۵.۳. ادغام با محیط‌های غوطه‌ور (VR/AR) و فیدبک چندحسی

ادغام نوروفیدبک با محیط‌های واقعیت مجازی (VR)[14] امکان تبدیل فیدبک EEG به محرک‌های دیداری و تعاملی را فراهم می‌کند و می‌تواند تجربه آموزش را از یک رابط ساده به یک محیط غوطه‌ور تبدیل کند. در یک مطالعه پژوهشی روی ۴۳ نفر، ترکیب EEG-neurofeedback با محیط VR برای مدیتیشن توانست تجربه حضور، عمق مدیتیشن و برخی شاخص‌های فعالیت مغزی را تحت تأثیر قرار دهد و نشان داد که محیط غوطه‌ور می‌تواند بستری مناسب برای ارائه فیدبک سازگار با وضعیت عصبی کاربر باشد (۲۶).

از دیدگاه مهندسی، VR امکان تبدیل تغییرات لحظه‌ای EEG به تغییرات قابل مشاهده در محیط را فراهم می‌کند؛ برای مثال، تغییر وضعیت یک منظره، حرکت یک عنصر یا شدت یک محرک می‌تواند مستقیماً با شاخص عصبی هدف مرتبط شود. در پژوهشی در سال ۲۰۲۵، امکان به‌کارگیری نوروفیدبک مبتنی بر EEGدر محیط واقعیت مجازی (VR)برای آموزش تنظیم توان آلفای ناحیه پاریتال بررسی شد .نتایج نشان داد که این رویکرد حتی با کاهش تعداد کانال‌های EEG و استفاده از تجهیزات قابل‌حمل، قابلیت اجرا در محیط‌های غوطه‌ور را حفظ می‌کند(۲۷).

فیدبک چندحسی نیز می‌تواند با ترکیب کانال‌های دیداری، شنیداری و تعاملات محیطی، اطلاعات EEG را به شکلی طبیعی‌تر به کاربر منتقل کند. در این معماری، به‌جای وابستگی به یک شاخص بصری ثابت، تغییرات عصبی می‌توانند به‌صورت هم‌زمان بر چند ویژگی محیط، مانند صدا، حرکت یا عناصر بصری اثر بگذارند. چنین طراحی‌ای می‌تواند تکراری بودن تمرین را کاهش داده و حفظ درگیری کاربر در جلسات طولانی را تسهیل کند؛ هرچند شواهد جدید نشان می‌دهند که اثر VR بر انگیزه و پایبندی به تمرین به طراحی محیط و ویژگی‌های تعامل نیز وابسته است (۲۸).

در نتیجه، ترکیب EEG، نوروفیدبک و VR/AR را می‌توان به‌عنوان یک لایه تعاملی در معماری حلقه‌بسته در نظر گرفت که در آن وضعیت عصبی کاربر نه‌تنها برای محاسبه پاداش، بلکه برای تغییر خودِ محیط استفاده می‌شود. این رویکرد می‌تواند زمینه را برای سامانه‌های شخصی‌سازی‌شده فراهم کند که سطح فیدبک، نوع محرک و میزان غوطه‌وری را متناسب با وضعیت لحظه‌ای کاربر تنظیم می‌کنند.

۶. چالش‌های روش شناختی و بالینی

۶.۱. دوگانگی پروتکل‌ها: تمرکز یافته (FA) در برابر پایش باز (OM)

یکی از منابع مهم ناهمگونی در مطالعات EEG مدیتیشن، تفاوت در ماهیت فرایند شناختی موردنظر در (FA)[15] و (OM) [16]است. در FA، توجه بر یک هدف مشخص مانند تنفس حفظ می‌شود و پس از آشکار شدن حواس‌پرتی به آن بازگردانده می‌شود، درحالی‌که OM بر پایش پیوسته تجربه‌های جاری بدون تثبیت توجه بر یک محرک واحد استوار است (۴). در نتیجه، این دو شیوه را نمی‌توان صرفاً دو وضعیت معادل از یک مداخله کلی «مدیتیشن» در نظر گرفت.

[14] Virtual Reality

[15] Focused Attention

[16] Open Monitoring

شواهد تجربی جدید نشان می‌دهد که این تفاوت در سطح الگوهای عصبی نیز قابل مشاهده است. در یک مطالعه طولی EEG در سال ۲۰۲۶(۲)، تمرین FA و OM در ۱۶ فرد تازه‌کار طی حداکثر ۲۴ جلسه بررسی شد و تحلیل شبکه‌ای، الگوهای متفاوتی از رابطه میان فعالیت عصبی و شاخص‌های ذهن‌آگاهی را برای دو شیوه نشان داد؛ در عین حال، برخی مؤلفه‌های مشترک نیز مشاهده شد. بنابراین، ترکیب FA و OM در یک طبقه واحد می‌تواند بخشی از ناهمگونی مشاهده‌شده در شاخص‌های EEG را به تفاوت نوع تمرین نسبت دهد و تفسیر یکپارچه نتایج را دشوارتر کند.

این تفاوت تنها به تعریف پروتکل محدود نیست و می‌تواند در پیامدهای رفتاری نیز دیده شود. در یک مطالعه درون‌آزمودنی، FA و OM تحت شرایط آزمایشی یکسان مقایسه شدند و تفاوت‌هایی در شاخص‌های کنترل شناختی گزارش شد (۲۹). از این منظر، نوع مدیتیشن می‌تواند در تحلیل نتایج EEG به‌عنوان یک عامل تعدیل‌کننده بالقوه در نظر گرفته شود. تفکیک مطالعات بر اساس نوع تمرین یا واردکردن نوع پروتکل به‌عنوان moderator در تحلیل‌های آماری، امکان بررسی دقیق‌تر منشأ تفاوت میان یافته‌ها را فراهم می‌کند.

۶.۲. استانداردسازی

حتی در مطالعاتی که از یک نوع مدیتیشن استفاده می‌کنند، تفاوت در نحوه طراحی و گزارش پروتکل می‌تواند مقایسه نتایج را محدود کند. مدت و تعداد جلسات، ساختار هر جلسه، میزان آموزش پیش از ثبت EEG، وضعیت پایه و معیارهای ارزیابی در مطالعات مختلف یکسان نیستند (۴). در نتیجه، عنوان مشترک یک مداخله لزوماً به معنای اجرای پروتکل‌های مشابه نیست.

این مسئله در مطالعات نوروفیدبک اهمیت بیشتری دارد، زیرا علاوه بر مشخصات تمرین مدیتیشن، باید رابطه میان تمرین، نشانگر هدف و نحوه ارائه بازخورد نیز به‌طور دقیق تعریف شود. مرور نظام‌مند مطالعات نوروفیدبک مبتنی بر ذهن‌آگاهی نشان داده است که پروتکل‌های مداخله، شرایط کنترل و دستورالعمل‌های مدیتیشن در مطالعات مختلف تفاوت داشته‌اند (۱۹). در چنین شرایطی، تفاوت در پیامدها لزوماً به عملکرد سامانه نوروفیدبک مربوط نیست و می‌تواند از تفاوت در طراحی مداخله نیز ناشی شود.

استانداردسازی در این حوزه به معنای یکسان‌کردن همه پروتکل‌های مدیتیشن نیست، بلکه به گزارش شفاف مؤلفه‌هایی نیاز دارد که برای تفسیر و بازتولید مطالعه اهمیت دارند؛ از جمله ساختار و مدت جلسات، سطح تجربه شرکت‌کنندگان، وضعیت مقایسه، معیارهای پیامد و مشخصات بازخورد عصبی (۴, ۱۹). گزارش این مؤلفه‌ها، مقایسه بین مطالعات و تکرارپذیری یافته‌ها را تسهیل می‌کند.

۶.۳. کارآزمایی‌های Sham

یکی از چالش‌های اصلی در ارزیابی اثر اختصاصی نوروفیدبک، تفکیک اثر بازخورد وابسته به فعالیت عصبی از عوامل غیراختصاصی مداخله است. عواملی مانند انتظار، تعامل با سامانه، مشارکت در تکلیف و دریافت بازخورد می‌توانند بر پیامدهای نوروفیدبک اثر بگذارند. ازاین‌رو، انتخاب شرایط کنترل باید بر اساس هدف مطالعه و نوع عوامل مداخله‌گر موردنظر انجام شود. در طراحی‌های نوروفیدبک، کنترل‌هایی مانند sham feedback، بازخورد حاصل از یک سیگنال

جایگزین، yoked feedback و شرایط بدون بازخورد برای کنترل جنبه‌های متفاوت مداخله به کار رفته‌اند و هیچ شرایط کنترلی واحدی برای همه اهداف پژوهشی مناسب نیست (۳۰).

در مطالعات مرتبط با مدیتیشن نیز تفاوت میان نوروفیدبک و خودِ تمرین مدیتیشن باید در طراحی کنترل مورد توجه قرار گیرد. در یک کارآزمایی تصادفی، دوسوکور و کنترل‌شده، ۳۸ فرد دارای استرس روان‌شناختی به دو گروه مدیتیشن همراه با نوروفیدبک و مدیتیشن بدون نوروفیدبک تقسیم شدند و مداخله به مدت دو هفته انجام شد. کاهش نمره استرس ادراک‌شده در گروه دریافت‌کننده نوروفیدبک بیشتر بود، درحالی‌که در شاخص‌های EEG کمی و برخی پیامدهای فیزیولوژیک تفاوت معناداری بین گروه‌ها مشاهده نشد (۳۱). این طراحی نشان می‌دهد که مقایسه نوروفیدبک با مدیتیشن بدون نوروفیدبک می‌تواند برای بررسی اثر افزوده بازخورد عصبی نسبت به خودِ تمرین مدیتیشن مورد استفاده قرار گیرد، هرچند چنین کنترلی با sham neurofeedback یکسان نیست.

اهمیت تفکیک اثر اختصاصی نوروفیدبک از تغییرات غیراختصاصی در یک مطالعه پیش‌ثبت‌شده، دوسوکور و Sham-controlled در سال ۲۰۲۶ نیز نشان داده شد. در این مطالعه، ۳۰ نفر بازخورد واقعی آلفا و ۳۰ نفر بازخورد Sham دریافت کردند و یک گروه کنترل غیرفعال نیز برای تفکیک اثر درگیری فعال در تکلیف از اثرات صرفاً ناشی از گذشت زمان در نظر گرفته شد. توان آلفا در هر دو گروه نوروفیدبک واقعی و Sham افزایش یافت و این افزایش به واقعی یا غیرواقعی بودن بازخورد، میزان درگیری در خودتنظیمی یا نرخ به‌روزرسانی فیدبک وابسته نبود. این یافته نشان می‌دهد که افزایش یک نشانگر EEG در طول جلسه لزوماً به معنای یادگیری خودتنظیمی اختصاصی ناشی از نوروفیدبک نیست و وجود شرایط Sham و کنترل غیرفعال می‌تواند برای تفکیک این مؤلفه‌ها اهمیت داشته باشد (۳۲).

در سطح شواهد مربوط به نوروفیدبک مبتنی بر ذهن‌آگاهی نیز ناهمگونی در طراحی شرایط کنترل همچنان قابل توجه است. یک مرور نظام‌مند از مطالعات EEG و fMRI نشان داد که بسیاری از مطالعات موجود از کنترل‌های کافی، از جمله Sham neurofeedback، استفاده نکرده‌اند و در نتیجه، تفکیک اثر اختصاصی نوروفیدبک از اثرات خودِ مدیتیشن یا سایر مؤلفه‌های مداخله در همه مطالعات امکان‌پذیر نیست (۱۹). بنابراین، در مطالعات آینده، نوع کنترل باید به‌صورت صریح گزارش شود و تا حد امکان ارتباط واقعی میان فعالیت عصبی هدف و بازخورد را از سایر اجزای تجربه مداخله جدا کند.

جدول ۳. خلاصه کارآزمایی‌های بالینی کنترل‌شده با Sham در حوزه نوروفیدبک

مطالعه (رفرنس)	جمعیت هدف	پروتکل نوروفیدبک	پیامد عصبی (Target Engagement)	پیامد بالینی / رفتاری	نتیجه‌گیری کلیدی
Rice et al. (2024) (۳۳)	۱۱۶ بیمار درد مزمن	افزایش توان نسبی آلفا در C4 (خانگی)	افزایش موفقیت‌آمیز توان آلفا در گروه فعال	**عدم تفاوت معنادار** بین گروه فعال و Sham در کاهش درد (۴۴٪ در برابر ۴۵٪)	تغییر نشانگر EEG لزوماً به معنای اثربخشی بالینی نیست.

Dousset et al. (2024) (۳۴)	۵۳ فرد سالم	تنظیم ریتم SMR (۱۵-۱۲ هرتز)	افزایش توان SMR و تغییر در مؤلفه ERP (NoGo-P3)	بهبود عملکرد مهاری در تکلیف Go/No-Go	اثر اختصاصی در افراد سالم مشاهده شد، اما تعمیم به بیماران نیازمند بررسی است.
Kwon et al. (2024) [42]	۷۴ کودک مبتلا به ADHD	نوروفیدبک موبایلی ۲ کاناله (۳ ماه)	گزارش نشده	بهبود جزئی در برخی شاخص‌های توجه، اما **عدم تفاوت بین‌گروهی** معنادار	اثربخشی بالینی محدود در پروتکل‌های کم‌کاناله و خانگی.
Kim et al. (2025) [44]	۱۳۹ کودک مبتلا به ADHD	تنظیم نسبت تتا/بتا (موبایلی)	تغییر در جفت‌شدگی تتا-گاما (Theta-Gamma (Coupling	**عدم کاهش معنادار** علائم بالینی ADHD نسبت به گروه Sham	تغییرات نوروفیزیولوژیک بدون انتقال (Transfer) به پیامدهای بالینی پایدار.
Maaz et al. (2026) (۳۲)	۶۰ فرد سالم (۳۰ فعال، ۳۰ Sham)	بازخورد آلفا در برابر بازخورد Sham	افزایش توان آلفا در **هر دو گروه** فعال و Sham	افزایش آلفا وابسته به واقعی بودن بازخورد یا میزان درگیری نبود	افزایش خودبه‌خودی نشانگرها؛ ضرورت حیاتی وجود گروه کنترل غیرفعال و Sham معتبر.

۷. چشم‌اندازهای آینده

شخصی‌سازی سامانه‌های نوروفیدبک مدیتیشن همچنان یک مسئله باز است. تفاوت در EEG پایه، تجربه مدیتیشن و پاسخ افراد به بازخورد باعث می‌شود تنظیمات ثابت برای همه کاربران یکسان عمل نکنند. الگوریتم‌های تطبیقی و یادگیری تقویتی می‌توانند این تفاوت‌ها را در تنظیم پویای پارامترهای بازخورد لحاظ کنند (۲۲, ۲۴). در این میان، کاهش داده موردنیاز برای کالیبراسیون و کوتاه‌شدن زمان سازگاری مدل از الزامات مهم برای استفاده عملی این سامانه‌هاست (۲۳).

اتکا به یک نشانگر EEG نیز ممکن است برای توصیف کامل وضعیت مدیتیشن کافی نباشد. ویژگی‌های نوسانی و آپرودیک، شاخص‌های پیچیدگی و اتصال عملکردی اطلاعات متفاوتی از سیگنال ارائه می‌کنند (۴, ۷). ترکیب این اطلاعات می‌تواند در توسعه مدل‌های چندویژگی مفید باشد، اما افزایش تعداد ویژگی‌ها باید با پایداری برآورد و هزینه محاسباتی سامانه متناسب باشد. بررسی اینکه کدام ترکیب از ویژگی‌ها در شرایط بلادرنگ اطلاعات قابل‌اتکاتری فراهم می‌کند، یکی از موضوعات قابل پیگیری در مطالعات آینده است.

استفاده از EEG در شرایط خارج از آزمایشگاه نیز به توسعه سخت‌افزارهای پوشیدنی و پردازش کم‌مصرف وابسته است. در مطالعات مدیتیشن، ترکیب نوروفیدبک با واقعیت مجازی برای بررسی تجربه حضور، عمق مدیتیشن و فعالیت مغزی مورد استفاده قرار گرفته است (۲۶). اثر زمان و نحوه نمایش بازخورد در محیط VR نیز بررسی شده است (۲۷) و یک مطالعه تکرارپذیری، مدیتیشن تنفسی مبتنی بر VR همراه با بازخورد زیستی را ارزیابی کرده است (۲۸). انتقال این سامانه‌ها به شرایط واقعی مستلزم حفظ کیفیت ثبت و پردازش EEG در کنار قابلیت استفاده مداوم است.

برای ارزیابی بالینی، تغییرات EEG به‌تنهایی کافی نیستند. باید مشخص شود که آیا بازخورد واقعاً نشانگر عصبی هدف را تغییر داده و این تغییر تا چه اندازه با پیامدهای شناختی یا بالینی همراه است (۱۹). کارآزمایی‌های کنترل‌شده با نمونه‌های

بزرگ‌تر و پیگیری طولانی‌تر نیز برای بررسی پایداری تغییرات و ارتباط میان پاسخ عصبی و پیامدهای بالینی مورد نیازند (۳۳).

ترکیب EEG با سایر روش‌های تصویربرداری یا فیزیولوژیک می‌تواند توصیف جامع‌تری از وضعیت مدیتیشن فراهم کند. برای نمونه، ترکیب EEG با fNIRS امکان بررسی هم‌زمان فعالیت الکتریکی و اکسیژن‌رسانی خون را فراهم می‌کند. همچنین، ادغام EEG با شاخص‌های فیزیولوژیک محیطی مانند ضربان قلب(HRV) ، پاسخ گالوانیکی پوست (GSR) و تنفس می‌تواند اطلاعات بیشتری درباره وضعیت خودتنظیمی فرد ارائه دهد.

۸. نتیجه‌گیری

شواهد بررسی‌شده نشان می‌دهند که فعالیت EEG مرتبط با مدیتیشن را نمی‌توان به یک نشانگر فرکانسی منفرد تقلیل داد. تفاوت میان پروتکل‌های مدیتیشن و افراد، همراه با نقش مؤلفه آپرودیک، شاخص‌های پیچیدگی و اتصال عملکردی، ضرورت انتخاب نشانگر متناسب با سؤال پژوهش و شرایط ثبت را نشان می‌دهد. در کاربرد نوروفیدبک، این مسئله با الزامات پردازش برخط پیوند می‌خورد؛ زیرا نشانگری که در تحلیل آفلاین تمایزبخشی مناسبی دارد، لزوماً برای استخراج پایدار و کم‌تأخیر در یک سامانه حلقه‌بسته مناسب نیست.

از دیدگاه سامانه، عملکرد نوروفیدبک حاصل تعامل میان کیفیت ثبت EEG، پیش‌پردازش، استخراج ویژگی، مدل تصمیم‌گیر، زمان انتقال اطلاعات و نحوه ارائه فیدبک است. معماری‌های تطبیقی می‌توانند این زنجیره را با وضعیت و عملکرد فرد سازگار کنند، اما افزایش پیچیدگی الگوریتم به‌تنهایی تضمین‌کننده بهبود عملکرد نیست و باید در برابر نیازهای محاسباتی، پایداری برآورد و محدودیت داده‌های آموزشی ارزیابی شود. استفاده از VR نیز ظرفیت توسعه فیدبک‌های تعاملی‌تر را فراهم می‌کند، اما اثربخشی آن همچنان به طراحی محیط و نحوه ارتباط آن با نشانگر عصبی وابسته است.

محدودیت مهم در توسعه نوروفیدبک مبتنی بر EEG برای مدیتیشن، ناهمگونی روش‌شناختی مطالعات است؛ تفاوت در نوع مدیتیشن، مدت و ساختار پروتکل، نشانگر هدف و شرایط کنترل، تفسیر و مقایسه مستقیم یافته‌ها را دشوار می‌کند. استفاده از شرایط Sham یا گروه‌های کنترل مناسب می‌تواند به تفکیک اثر اختصاصی نوروفیدبک از اثر خود مدیتیشن و سایر عوامل غیراختصاصی کمک کند، هرچند اعتبار این تفکیک به طراحی دقیق شرایط کنترل وابسته است. ازاین‌رو، تغییر در نشانگرهای EEG به‌تنهایی برای اثبات اثربخشی مداخله کافی نیست و پیامدهای رفتاری و بالینی نیز باید به‌طور مستقل ارزیابی شوند. در مجموع، پیشرفت این حوزه مستلزم هماهنگی سه سطح است: اعتبار عصب‌فیزیولوژیک نشانگر، عملکرد مهندسی حلقه‌بسته و اعتبار روش‌شناختی مداخله. به همین دلیل، مطالعات آینده باید با بهره‌گیری از پروتکل‌های شفاف، شرایط کنترل مناسب، نمونه‌های کافی و پیگیری طولانی‌مدت مشخص کنند که کدام نشانگرها و معماری‌های نوروفیدبک، افزون بر ایجاد تغییرات قابل‌اندازه‌گیری درEEG ، به بهبودهای پایدار و معنادار در پیامدهای شناختی یا بالینی منجر می‌شوند.

منابع

.۱ Neri B, Callara AL, Vanello N, Menicucci D, Zaccaro A, Piarulli A, et al. Report from a Tibetan Monastery: EEG neural correlates of concentrative and analytical meditation. Frontiers in psychology. 2024;15:1348317.

.۲ Lin Y, White ML, Zhang J, Braver TS. Neural dynamics of mindfulness training: A longitudinal EEG network analysis of focused attention and open monitoring meditation. Network Neuroscience. 2026;10(3):655–82.

.۳ Duda AT, Clarke AR, Barry RJ, De Blasio FM. Mindfulness meditation is associated with global EEG spectral changes in theta, alpha, and beta amplitudes. International Journal of Psychophysiology. 2024;206:112465.

.٤ Barrows P, Van Gordon W, Gilbert P. Current trends and challenges in EEG research on meditation and mindfulness. Discover Psychology. 2024;4(1):148.

.٥ Donoghue T, Haller M, Peterson EJ, Varma P, Sebastian P, Gao R, et al. Parameterizing neural power spectra into periodic and aperiodic components. Nature neuroscience. 2020;23(12):1655–65.

.٦ McQueen B, Murphy OW, Fitzgerald PB, Bailey NW. The mindful brain at rest: Neural oscillations and aperiodic activity in experienced meditators. Mindfulness. 2024;15(10):2484–502.

.۷ Lau ZJ, Pham T, Chen SA, Makowski D. Brain entropy, fractal dimensions and predictability: A review of complexity measures for EEG in healthy and neuropsychiatric populations. European Journal of Neuroscience. 2022;56(7):5047–69.

.۸ Lu Y, Rodriguez-Larios J. Nonlinear EEG signatures of mind wandering during breath focus meditation. Current Research in Neurobiology. 2022;3:100056.

.۹ Walter N, Hinterberger T. Determining states of consciousness in the electroencephalogram based on spectral, complexity, and criticality features. Neuroscience of Consciousness. 2022;2022(1):niac008.

.۱۰ Kang X, Liu X, Chen S ,Zhang W, Liu S, Ming D. Major depressive disorder recognition by quantifying EEG signal complexity using proposed APLZC and AWPLZC. Journal of affective disorders. 2024;356:105–14.

.۱۱ Han Y, Du L, Huang Q, Cui D, Li Y. Enhancing specialization of attention-related EEG power and phase synchronism brain patterns by meditation. Cerebral Cortex. 2024;34(7):bhae288.

.۱۲ Malan NS, Khajuria A, Bajpai R, Kapoor D, Kulkarni M, Joshi D. Functional connectivity and power spectral density analysis of EEG signals in trained practitioners of Bhramari pranayama. Biomedical Signal Processing and Control. 2023;84:105003.

.۱۳ D'Andrea A, Croce P, O'Byrne J, Jerbi K, Pascarella A, Raffone A, et al. Mindfulness meditation styles differently modulate source-level MEG microstate dynamics and complexity. Frontiers in Neuroscience. 2024;18:1295615.

.۱٤ Dora M, Holcman D. Adaptive single-channel EEG artifact removal with applications to clinical monitoring. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 20.۹٥–۳۰:۲۸٦;۲۲

.۱٥ Xing L, Casson AJ. Deep autoencoder for real-time single-channel EEG cleaning and its smartphone implementation using tensorflow lite with hardware/software acceleration. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2024;71(11):3111–22.

.۱٦ Liyanagedera ND, Bareham CA, Kempton H, Guesgen HW. Novel machine learning-driven comparative analysis of CSP, STFT, and CSP-STFT fusion for EEG data classification across multiple meditation and non-meditation sessions in BCI pipeline. Brain Informatics. 2025;12(1):4.

.۱۷ Panachakel JT, Kumar P, Sharma K, editors. Automated classification of EEG into meditation and non-meditation epochs using common spatial pattern, linear discriminant analysis, and LSTM. TENCON 2021-2021 IEEE Region 10 Conference (TENCON); 2021: IEEE.

.۱۸ Rivas F, Sierra-Garcia JE, Camara JM. Comparison of LSTM-and GRU-type RNN networks for attention and meditation prediction on raw EEG data from low-cost headsets. Electronics. 2025;14(4):707.
.۱۹ Treves IN, Greene KD, Bajwa Z, Wool E, Kim N, Bauer CC, et al. Mindfulness-based neurofeedback: A systematic review of EEG and fMRI studies. Imaging Neuroscience. 2024;2:imag–2–00396.
.۲۰ Belinskaia A, Smetanin N, Lebedev M, Ossadtchi A. Short-delay neurofeedback facilitates training of the parietal alpha rhythm. Journal of neural engineering. 2020;17(6):066012.
.۲۱ Marzbani H, Marateb HR, Mansourian M. Neurofeedback: a comprehensive review on system design, methodology and clinical applications. Basic and clinical neuroscience. 2016;7.۱٤۳:(۲)
.۲۲ Osuna-Orozco R, Zhao Y, Stealey HM, Lu H-Y, Contreras-Hernandez E, Santacruz SR. Adaptation and learning as strategies to maximize reward in neurofeedback tasks. Frontiers in Human Neuroscience. 2024;18:1368115.
.۲۳ Ravivarapu H, Bagwe G, Yuan X ,Yu C, Zhang L, editors. Sample-Efficient Reinforcement Learning Controller for Deep Brain Stimulation in Parkinson's Disease. 2025 IEEE Intelligent Mobile Computing (MobileCloud); 2025: IEEE.
.۲٤ Xavier Fidêncio A, Grün F, Klaes C, Iossifidis I. Hybrid brain-computer interface using error-related potential and reinforcement learning. Frontiers in Human Neuroscience. 2025;19:1569411.
.۲٥ Wang K, Liu Y, Tian F, Yi W, Zhang Y, Jung T-P, et al. Adaptive Neurofeedback Training Using a Virtual Reality Game Enhances Motor Imagery Performance in Brain-Computer Interfaces. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2025.
.۲٦ Salminen M, Järvelä S, Kosunen I, Ruonala A, Hamari J, Ravaja N, et al. Meditating in a neurofeedback virtual reality: effects on sense of presence, meditation depth and brain oscillations. Behaviour & Information Technology. 2024;43(12):2750–64.
.۲۷ Botrel L, Kreilinger A, Müller M, Pfeiffer M, Scheu V, Vowinkel N, et al. The influence of time and visualization on neurofeedback-guided parietal alpha downregulation and sense of presence in virtual reality. Frontiers in Neuroscience. 2025;19:1476264.
.۲۸ Wieczorek A, Pintz F, Wagner M. Physiological and psychological health effects of a mobile VR-based mindfulness breathing meditation with integrated biofeedback: a replication study. Virtual Reality. 2025;29(4):152.
.۲۹ Lin Y, White ML, Viravan N, Braver TS. Parsing state mindfulness effects on neurobehavioral markers of cognitive control: A within-subject comparison of focused attention and open monitoring. Cognitive, Affective, & Behavioral Neuroscience. 2024;24(3):527–51.
.۳۰ Sorger B, Scharnowski F, Linden DE, Hampson M, Young KD. Control freaks: Towards optimal selection of control conditions for fMRI neurofeedback studies. Neuroimage. 2019;186:256–65.
.۳۱ Lee E, Hong JK, Choi H, Yoon I-Y. Modest effects of neurofeedback-assisted meditation using a wearable device on stress reduction: a randomized, double-blind, and controlled study. Journal of Korean Medical Science. 2024;39.(۹)
.۳۲ Maaz J, Waroquier L, Dia A, Paban V, Rey A. Alpha power increases spontaneously during a neurofeedback session. Communications Psychology. 2026;4(1):75.
.۳۳ Rice DA, Ozolins C, Biswas R, Almesfer F, Zeng I, Parikh A, et al. Home-based EEG neurofeedback for the treatment of chronic pain: A randomized controlled clinical trial. The Journal of Pain. 2024;25(11):104651.
.۳٤ Dousset C, Wyckmans F, Monseigne T, Fourdin L, Boulanger R, Sistiaga S, et al. Sensori-motor neurofeedback improves inhibitory control and induces neural changes: a placebo-controlled, double-blind, event-related potentials study. International journal of clinical and health psychology. 2024;24(3):100501.

Brain Dynamics and EEG-Based Closed-Loop Neurofeedback Systems in Meditation

Faezeh Heydari [1,2], Sahar Mirzarazi [1,2], Mohammad Masoud Namazi [1], Hajar Danesh [1]

[1]Department of Electrical and Biomedical Engineering, Faculty of Engineering and Technology Shahid Ashrafi Esfahani University, Isfahan, Iran

[2]Student Scientific Association, Department of Electrical and Biomedical Engineering, Faculty of Engineering and Technology Shahid Ashrafi Esfahani University, Isfahan, Iran

* Corresponding authors

Abstract: Electroencephalography (EEG)-based neurofeedback in meditation is evolving from approaches focused on regulating individual frequency-band metrics toward multidimensional analysis and closed-loop systems. This article critically examines the neurophysiological and engineering dimensions of this field, with a focus on neural oscillatory dynamics, nonlinear metrics, functional connectivity, and the challenges of online signal processing. Evidence suggests that meditation-related EEG changes are not limited to fixed patterns in the alpha and theta bands; rather, they are influenced by the type of meditation protocol, including focused attention and open monitoring, the individual's level of experience, and the aperiodic component of the power spectrum characterized by a \(1/f\) structure. From a system engineering perspective, a limited number of EEG channels, motion artifacts, and end-to-end feedback-loop latency are among the key challenges affecting real-time neurofeedback performance. Although adaptive architectures and integration with virtual reality (VR) offer the potential to create more interactive environments, target engagement does not necessarily translate into meaningful improvements in clinical outcomes. In this regard, controlled trials using sham feedback are important for distinguishing the specific effects of neurofeedback from nonspecific intervention effects. Overall, advancing this field requires the development of low-latency, self-regulating systems, standardization of signal-processing protocols, and clinical validation emphasizing the durability of effects and long-term behavioral outcomes.

Keywords: Meditation; Electroencephalography (EEG); Neurofeedback; Brain Dynamics; Neural Complexity; Functional Connectivity; Signal Processing; Adaptive Neurofeedback; Closed-Loop Systems.