

بررسی تغییرات سیگنال‌های مغزی نواحی CZ، C3 و C4، تحت تابش موضعی میدان مغناطیسی پالسی کم شدت و با فرکانس پایین بمنظور ارتقای سیستم‌های نوروفیدبک

زینب امیری‌فلاح^۱، سیدمحمد فیروزآبادی^{۱*}، سیدعلی شفیعی دارابی^۲، عباسعلی اسدی^۳
 ۱. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس تهران، تهران
 ۲. گروه بیوشیمی و بیوفیزیک، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی رفسنجان، رفسنجان
 ۳. شورای عالی پزشکی وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشکی، تهران
 پذیرش: ۲۰ بهمن ۸۹ دریافت: ۱۶ آبان ۸۹

چکیده

مقدمه: آثار میدان‌های مغناطیسی کم‌شدت (کمتر از ۵۰۰ میکروتسلا) در فرکانس‌های پایین (کمتر از ۳۰۰ هرتز)، ELF-MF، بر فعالیت مغز انسان، از دیرباز مورد توجه پژوهشگران بوده است. این مطالعه با هدف بررسی آثار پالس‌های این میدان‌ها بصورت موضعی در نواحی مغزی CZ، C3 و C4، بر الکتروانسفالوگرام (EEG) انسان و القای اثر تشدید بمنظور استفاده درمانی در سیستم‌های نوروفیدبک کم‌انرژی (LENS)، انجام شد.

روش‌ها: EEG ۱۵ زن سالم در ۴ جلسه (۳ جلسه تابش و یک جلسه بعنوان شام) ثبت شد. در جلسات تابش پالس‌های ELF-MF برای مدت ۳ دقیقه با شدت‌های ۱۰۰، ۲۰۰ و ۴۰۰ میکروتسلا به صورت موضعی با فرکانس ۱۰ هرتز بر ناحیه CZ، ۱۸ هرتز بر C3 و ۱۴ هرتز بر C4، اعمال شدند. توان باندهای فرکانسی، از EEG افراد استخراج شد و در زمان‌های قبل، بعد و حین تابش، با یکدیگر و نیز با همین دوره‌ها در گروه‌های شام مقایسه شد. بررسی‌های میان گروه‌های تابش و گروه‌های شام با آزمون t مستقل و در هر گروه با آزمون t جفت‌شده، انجام شد.

یافته‌ها: بررسی‌ها نشان داد ELF-MF پالسی و موضعی، در حین تابش توان باند بتا را در هر سه ناحیه (میزان ۷/۹ تا ۱۱/۶ درصد)، نسبت به قبل از تابش، با ضریب اطمینان ۹۵٪، کاهش می‌دهد. از طرفی تغییرات ایجاد شده حین تابش، گذرا و متفاوت از تغییرات پس از قطع تابش است. بعلاوه اثر تشدید در هیچ کدام از نواحی مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: اعمال پالس‌های ELF-MF بر مغز انسان بصورت موضعی، الگوی EEG را دستخوش تغییر می‌کند و ماندگاری تغییرات تا ۱۵ دقیقه پس از تابش نیز مشهود است. همچنین با توجه به تغییر EEG دیگر نواحی مرکزی در تحریک یکی از مواضع، بنظرمی‌رسد پرداختن به تابش‌های همزمان و بین‌نیمکره‌ای ELF-MF بمنظور شناخت آثار این میدان‌ها و بکارگیری آگاهانه آنها در LENS، ضروری و سودمند باشد.

واژه‌های کلیدی: تابش موضعی و پالسی ELF-MF، EEG، اثر تشدید، سیستم‌های نوروفیدبک کم‌انرژی (LENS)

مقدمه

عظیمی از میدان‌های الکترومغناطیس احاطه شده است. تحقیقات بسیاری در خصوص کشف آثار بیولوژیک، فیزیولوژیک و رفتاری میدان‌های الکترومغناطیسی در بدن انسان انجام شده است. در این میان اکثر دانشمندان به آثار زیانبار میدان‌ها توجه کرده‌اند و به جامعه بشری هشدار داده‌اند

انسان امروز در دنیایی زندگی می‌کند که با اقیانوس

pourmir@modares.ac.ir
www.phypha.ir/ppj

*نویسنده مسئول مکاتبات:
وبگاه مجله:

مغز انسان (EEG) را تأیید می‌کنند [۶]. تحقیقاتی که در زمینه آثار ELF-MF بر EEG انسان انجام شده است؛ عمدتاً ناقص بوده و نتایج آنها نیز با هم در توافق نیستند. دلایل زیادی وجود دارد که منجر به چنین اختلافاتی شده است. از این جمله می‌توان به اختلاف در پروتکل آزمایش‌ها و اختلاف در ویژگی‌های میدان‌های مغناطیسی اعمال شده (اعم از شدت، فرکانس، زمان تابش و شکل موج^۱ تابشی) اشاره کرد [۶]. علاوه در کلیه مطالعاتی که انجام شده، پروتکل‌ها به گونه‌ای هستند که در مرحله تابش همواره تمام سر در معرض مغناطیسی حاصل از کوئل‌های هلمهولتز می‌باشد و به تابش موضعی توجهی نشده است [۶، ۵]. از دیدگاهی دیگر، دانشمندان معتقدند که دستگاه عصبی خودمختار^۲ می‌تواند تحت تأثیر محرک‌های بیرونی قرار گیرد. یکی از راههای تحت تأثیر قرار دادن دستگاه عصبی خودمختار استفاده از «بازخورد زیستی» یا «بیوفیدبک»^۳ است [۳ و ۱۳]. بیوفیدبک به انواع مختلفی تقسیم‌بندی می‌شود. یکی از انواع بیوفیدبک‌ها، «EEG بیوفیدبک» یا «نوروفیدبک»^۴ است. در روند نوروفیدبک، فرد تلاش می‌کند تا با یادگیری، به طور معکوس با تغییر الگوی فعالیت مغزی‌اش (اصلاح EEG)، خود را به بهترین حالت رفتاری برساند. برای رسیدن به سطح مطلوبی از خودتنظیمی^۵، افراد بر اساس شدت ناهنجاری‌شان، باید چندین جلسه، نوروفیدبک را انجام دهند.

نوروفیدبک نیز به انواع مختلفی تقسیم می‌شود. یکی از انواع نوروفیدبک‌ها، نوروفیدبک کم‌انرژی (Low Energy Neurofeedback System) یا به اختصار LENS است. در این نوع تقریباً متفاوت از سایر انواع نوروفیدبک، پالسی از میدان الکترومغناطیسی، به عنوان فیدبک، به فرد داده می‌شود. شدت میدان اعمال شده در LENS بسیار کم و فرکانس آن نیز در حد فرکانس‌های مغزی است [۱۷]. در واقع میدان‌های بکارگرفته شده در سیستم‌های نوروفیدبک کم‌انرژی، در محدوده میدان‌های مغناطیسی کم‌شدت با فرکانس پایین

[۱]. اما هر پدیده‌ای را نمی‌توان صرفاً زیانبار دانست. در سال ۱۹۸۵ دانشمندی به نام Barker با ابداع روشی موسوم به «تحریک مغناطیسی گذرنده از مغز» یا (Transcranial Magnetic Stimulation) برای اولین بار از میدان‌های الکترومغناطیسی به عنوان یک ابزار تشخیصی-درمانی استفاده کرد [۱۴]. با مطرح شدن روش درمانی TMS و با گسترش استفاده از آن، بررسی آثار فیزیولوژیک میدان‌های الکترومغناطیسی با جدیت بیشتری نسبت به قبل ادامه یافت. آثار فیزیولوژیک میدان‌های الکترومغناطیسی در شکل‌های استاتیک و همچنین متناوب در فرکانس‌های مختلف، با شدت‌های متفاوت، بر تغییرپذیری ضربان قلب، فرآیند خواب، ترشح هورمون‌ها، فرآیندهای شناختی و الکتروفیزیولوژی انسان مورد بررسی قرار گرفته‌اند [۶].

یکی از زمینه‌هایی که تا کنون مورد توجه محققان واقع شده، بررسی آثار میدان‌های مغناطیسی ضعیف (با شدت‌های کمتر از $500 \mu T$) و کم‌فرکانس (کمتر از 300 Hz) (Extremely Low Frequency Magnetic Field)، یا به اختصار ELF-MF، است. از سال ۱۹۹۱ تاکنون محققان متعددی در زمینه کشف تأثیر میدان‌های ELF بر فعالیت مغز انسان و همچنین سایر آثار آن، فعالیت کرده‌اند [۶ و ۵]. در سال ۱۹۹۲، Bell دریافت که توان طیفی EEG در ۸۰٪ افرادی که تحت تابش میدان مغناطیسی متناوب با فرکانس 60 Hz و شدت 0.78 گاوس قرار گرفتند؛ در نواحی مرکزی و آهیانه، افزایش یافته است [۱]. Lyskov، Marino و Heusser پژوهشگرانی بودند که پس از Bell به مطالعه در این زمینه پرداختند [۶]. Lyskov پس از یک ساعت تابش دهی با شدت $1/26$ میلی‌تسلا در فرکانس ۴۵ هرتز کاهش توان باندهای دلتا و تتا را در نواحی پیشانی و مرکزی گزارش کرد [۶]. پس از آن Marino با بکارگیری میدان 80 میکروتسلا در دو فرکانس $1/5$ و 10 هرتز برای مدت ۲ ثانیه، افزایش توان آلفا و بتا را در نواحی مرکزی و پس‌سری مشاهده کرد [۶]. Heusser نیز پس از یک تابش 20 دقیقه‌ای با شدت 0.1 میلی‌تسلا در فرکانس ۳ هرتز به افزایش توان تتا و بتا در نواحی پس‌سری رسید [۶]. Cook در مقاله خود در سال ۲۰۰۴ بیان کرده که مطالعات انجام شده در زمینه بررسی آثار میدان‌های مغناطیسی ELF در ۲۰ سال اخیر، به طور قوی، ایجاد تأثیراتی بر فعالیت الکتریکی

1. Waveform
2. Autonomic
3. Biofeedback
4. Neurofeedback
5. Self Regulation

هستند. تفاوت اساسی و کاربردی LENS با سایر نوروفیدبک‌ها در این است که هنگام انجام آن، لازم نیست بیمار از هدف درمان آگاهی کامل داشته باشد. این ویژگی برای برخی از مقاصد درمانی یک مزیت عمده محسوب می‌شود. علاوه سبب کارکرد راحت‌تر، کاهش تعداد جلسات درمان و در نتیجه سرعت بخشیدن به روند درمان می‌شود [۱۷]. بنابراین می‌توان گفت که یکی از کاربردهای درمانی میدان‌های مغناطیسی ELF، در سیستم‌های نوروفیدبک کم‌انرژی است. بدیهی است که شناخت دقیق‌تر آثار این میدان‌ها بر فعالیت الکتریکی مغز انسان در جهت توسعه بیشتر این نوروفیدبک نوین، امری ضروری است. به عبارت دیگر گسترش و کسب اطمینان در توانمندی سیستم نوروفیدبک کم‌انرژی، در گرو نتایج حاصل از مطالعاتی است که با هدف کشف آثار میدان‌های مغناطیسی ضعیف با فرکانس پایین بر مغز انسان انجام می‌شوند.

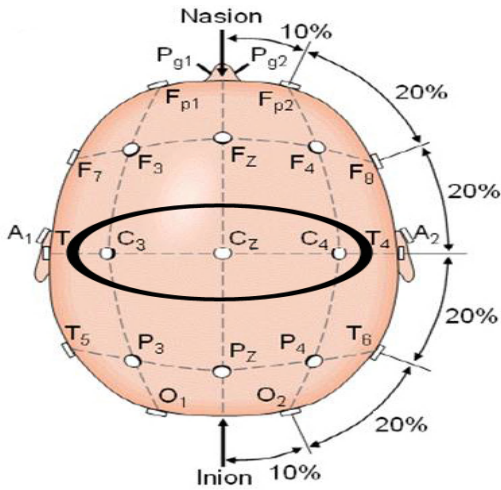
از سویی دیگر با مطرح شدن مبحث همزمانی پارامترهای درمانی با ریتم‌های ارگانیک داخلی، برخی دانشمندان به این نتیجه رسیده‌اند که در شرایط بخصوصی برهم‌کنش بین یک تحریک متناوب خارجی و فرآیندهای ریتمیک داخلی منجر به همزمانی^۱ و نهایتاً تشدید یا رزونانس^۲ می‌شود [۲۲]. در سال ۱۹۹۳، Bell برای اولین بار القای اثر تشدید^۳ را برای امواج مغناطیسی ضعیف و کم‌فرکانس مطرح کرد. وی آزمایش خود را با هدف پاسخ بدین پرسش که آیا تابش میدانی که هم‌فرکانس با ریتم مغزی است، می‌تواند سبب تغییر EEG در همان فرکانس تحریک شود و یا خیر، انجام داد [۲]. Bell این ایده را از تحقیقی گرفت که پیش‌تر بر روی میمون‌ها انجام داده بود و نتیجه گرفته بود که یک پیک نسبی در توان طیفی همان فرکانسی بوجود می‌آید که مطابق با فرکانس میدان مغناطیسی اعمالی است. او با اعمال میدان مغناطیسی در فرکانس‌های ۱/۵ و ۱۰ هرتز و با شدت‌های ۰/۲ و ۰/۴ گاوس، بر روی ۱۳ فرد سالم نتیجه گرفت که اعمال میدان مغناطیسی خارجی سبب تغییر فعالیت EEG در همان فرکانس تحریک، می‌شود [۲].

بنابراین با در نظر گرفتن اثرپذیری مغز و متعاقب آن EEG از ELF-MF، جایگاه این میدان‌ها در LENS و با تکیه بر تئوری تشدید، این مطالعه با اهداف: (۱) بررسی آثار تابش موضعی میدان مغناطیسی کم‌شدت (کمتر از ۵۰۰ μT) و کم‌فرکانس (کمتر از ۳۰۰ Hz) بر سه ناحیه از مغز (C3، Cz) و C4) به طور جداگانه و غیرهمزمان، از حیث تغییر در فعالیت باندهای EEG، در حین تابش و پس از تابش؛ بمنظور شناخت نحوه اثر این امواج بر نورون‌های عصبی و (۲) در صورت شناخت نحوه اثر، بکارگیری آگاهانه از امواج الکترومغناطیس در سیستم نوروفیدبک کم‌انرژی بمنظور افزایش توانمندی آن، انجام شد. در تحقیق حاضر میدان مغناطیسی ELF در سه شدت ۱۰۰، ۲۰۰ و ۴۰۰ میکروتسلا (شدت‌های کمتر از ۵۰۰ میکروتسلا بمنظور کاربرد در LENS) و با سه فرکانس ۱۰، ۱۴ و ۱۸ هرتز انتخاب شد. فرکانس‌ها طوری انتخاب شدند که بترتیب در حد وسط محدوده فرکانسی باندهای آلفا (۱۳-۱۴ Hz) تا SMR (۱۳-۱۵ Hz) و بتا (۱۵-۲۵ Hz) قرار گیرند؛ تا شرایط تشدید ایجاد شود. به بیان دقیق‌تر برای رسیدن به اهداف تحقیق فرض ما با در نظر گرفتن اثر تشدید، بر این بود که: اولاً تابش موضعی و پالسی ELF-MF کم‌شدت با فرکانس ۱۸ هرتز در محل C3، سبب افزایش توان باند فرکانسی بتا در همین ناحیه، با فرکانس ۱۰ هرتز در محل Cz سبب افزایش توان باند آلفا در این ناحیه و با فرکانس ۱۴ هرتز

از آنجایی که در درمان ناهنجاری (ADHD - Attention)

1. Synchronization
2. Resonance

3. Resonance Effect
4. Autism



شکل ۱- نمایش موقعیت نواحی C3، Cz و C4 در سیستم الکتروگذاری ۲۰-۱۰.

ابتدای هر جلسه سیگنال EEG برای مدت ۳ دقیقه با چشمان باز و سپس ۳ دقیقه با چشمان بسته برای هر فرد ثبت می‌شد. این ثبت ۶ دقیقه‌ای برای هر جلسه به عنوان زمینه^۳ فعالیت مغزی او در نظر گرفته می‌شد. پس از آن، اولین فرکانس به صورت تصادفی انتخاب شده و کوئل در محل مربوط به آن نصب فرکانس، با استفاده از باند کشی مخصوص EEG^۴ نصب می‌شد. کوئل طوری قرار می‌گرفت که الکتروود در مرکز کوئل و بدون هیچ نقطه اتصالی با آن باشد. در هنگام نصب کوئل به این مسأله دقت شد که بین بدنه الکتروود با بدنه کوئل هیچ گونه تماسی بواسطه ژل الکتروولیت برقرار نشود. در این دوره سیگنال EEG ابتدا برای مدت ۲ دقیقه با چشمان باز و بلافاصله ۲ دقیقه با چشمان بسته ثبت می‌شد. در مدت این ۴ دقیقه کوئل خاموش بود. بلافاصله بعد از اتمام این زمان با حفظ همان شرایط بسته بودن چشم‌ها، کوئل روشن می‌شد و ناحیه مربوط را با شدت انتخابی مربوط به آن جلسه و با فرکانس تعیین شده؛ برای مدت ۱۸۰ ثانیه اما نه مداوم بلکه متناوب (با وضعیت ۹ ثانیه روشن و ۶ ثانیه خاموش) تحت تابش قرار می‌داد. EEG در زمان خاموش بودن کوئل (یعنی در ۱۲ قطعه زمانی ۶ ثانیه‌ای) برداشت می‌شد. پس از اتمام این زمان ۱۸۰ ثانیه‌ای کوئل خاموش می‌شد و EEG فرد با حفظ همان شرایط بسته بودن چشم‌ها، برای مدت ۲ دقیقه ثبت

در محل C4، سبب افزایش توان باند SMR در همین ناحیه می‌شود. ثانیاً با افزایش شدت میدان مغناطیسی میزان اثرگذاری آن بر توان باندهای EEG افزایش می‌یابد.

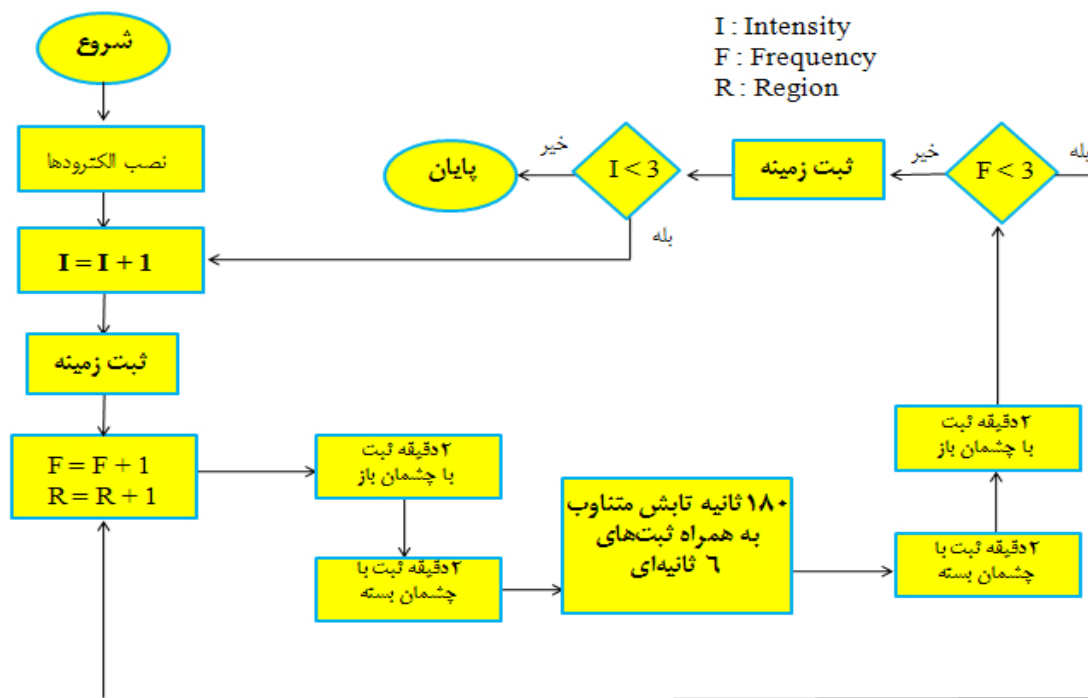
مواد و روش ها

نمونه‌ها: ۱۵ زن، سالم، راست‌دست، با میانگین سنی ۲۴/۵ و با آگاهی کامل از اهداف و شرایط پژوهش، داوطلبانه در این تحقیق، شرکت کردند. با توجه به اینکه تصویب اجرای این تحقیق از طرف کمیته اخلاق پزشکی منوط به کسب رضایت از داوطلبان بود (مطابق با نامه مجوز کمیته اخلاق پزشکی به شماره ۱۳/۳۳۳۱۳/۱۵۰)؛ فرم رضایت‌نامه شرکت در پژوهش تدوین شد و به همراه فرم مشخصات فردی در اختیار هر یک از داوطلبان قرار گرفت. علاوه شرایط آزمایش نیز برای کلیه افراد تشریح شد. داوطلبان در برگه رضایت‌نامه ضمن پذیرفتن شرکت داوطلبانه خود در این تحقیق، کتباً اعلام کردند که دارای سابقه بیماری‌های اعصاب و روان نبوده و معتاد به هیچ نوع دارویی، سیگار و مواد مخدر نیز نیستند.

روش انجام تحقیق: پس از انتخاب نمونه‌ها، برداشت اطلاعات به ازای هر فرد، در چهار جلسه انجام شد. از این چهار جلسه، سه جلسه به عنوان تابش با سه شدت ۱۰۰، ۲۰۰ و ۴۰۰ میکروتسلا و یک جلسه به عنوان شام^۱ (یعنی بدون اعمال میدان مغناطیسی) در نظر گرفته شد. افراد شرکت کننده از ترتیب اجرای جلسات مطلع نبودند و این امر آثار تلقین افراد را در حین جلسات به حداقل رساند. روش انجام کار بدین ترتیب بود که در هر جلسه، داوطلب بر روی یک صندلی راحت در داخل اتاقک فارادی می‌نشست. پس از تمیز کردن پوست با ژل مخصوص، الکتروودها مطابق سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ در مکان‌های C3، C4 و Cz با چسب هادی الکتریکی مخصوص ثبت EEG به سر متصل می‌شد. موقعیت این نواحی بر روی جمجمه در شکل (۱) نشان داده شده است. قبل از شروع هر جلسه یکی از شدت‌های صفر، ۱۰۰، ۲۰۰ و یا ۴۰۰ میکروتسلا به صورت کاملاً تصادفی برای این جلسه انتخاب می‌شد.

3. Baseline
4. EEG Band

1. Sham
2. 10-20 International System



شکل ۲- روندنمای تحقیق

اولین جلسه با اولین شدت انتخابی به پایان می‌رسید. شایان ذکر است که بعلت شرایط برداشت سیگنال که لازم بود داوطلبان چندین دقیقه را با چشمان بسته سپری کنند، این امکان وجود داشت که افراد به خواب روند. از آنجایی که رفتن به حالت خواب باعث تغییر طرح EEG و گذار آن به وضعیتی متفاوت با حالت دلخواه می‌شود، در خلال ثبت گاهی از داوطلبان خواسته می‌شد تا عملی را که متحمل کمترین میزان حرکت بود؛ انجام دهند. با این راهکار از عدم به خواب رفتن افراد اطمینان حاصل می‌شد. مثلاً از آنها خواسته می‌شد که دندان‌هایشان را به هم بفشارند.

جلسات دوم، سوم و چهارم هر کدام در روزی دیگر اما در زمان مشابه با جلسه اول، برای هر داوطلب انجام شد. این جلسات با انتخاب سایر شدت‌ها به صورت تصادفی آغاز می‌شد. تمامی مراحل این جلسات نیز همانند جلسه اول بود. تنها تفاوت آن تغییر شدت میدان مغناطیسی اعمال شده، بود. برای این جلسات نیز انتخاب فرکانس‌ها و در نتیجه ترتیب مکان تابش دهی همگی به صورت تصادفی انجام می‌شد. بعلاوه لازم است ذکر شود که تنها تفاوت جلسات ششم با سایر جلسات، خاموش بودن کوئل در آنها بود. برای هر ۱۵ داوطلب ۴ جلسه با همین پروتکلی که توضیح داده شد؛ اجرا شد و بنابراین در

می‌شد. بعد از این ۲ دقیقه از داوطلب خواسته می‌شد تا چشمان خود را باز کند و در این حالت نیز یک ثبت ۲ دقیقه‌ای انجام می‌شد.

در ادامه جلسه پس از ۱۰ دقیقه مکث، فرکانس بعدی انتخاب می‌شد. این زمان با توجه به عدم مشاهده اثر ماندگار ناشی از تابش ELF-MF در مقاله Cook، انتخاب شد [۳]. با انتخاب دومین فرکانس و پس از انتقال کوئل به موضع جدید تمامی عملیات همانند قبل، یعنی ثبت‌های ۲ دقیقه با چشمان باز، ۲ دقیقه با چشمان بسته، ۱۸۰ ثانیه تابش متناوب به همراه ۱۲ ثبت ۶ ثانیه‌ای با چشمان بسته، ۲ دقیقه ثبت با چشمان بسته و در نهایت ۲ دقیقه برداشت EEG با چشمان باز، اما این بار با دومین فرکانس تکرار می‌شد. پس از اتمام عملیات مربوط به فرکانس دوم، دوباره مانند مرحله قبل پس از یک مکث ۱۰ دقیقه‌ای، مرحله سوم آزمایش با تنظیم دستگاه روی سومین فرکانس، آغاز می‌شد. این بار تمامی عملیات را با سومین فرکانس انجام می‌دادیم.

پس از اینکه هر سه فرکانس در موضع مربوط به خود تابش دهی کردند، یک مکث ۱۰ دقیقه‌ای انجام می‌شد و در انتهای جلسه همانند ابتدای آن، زمینه EEG برای ۳ دقیقه با چشمان باز و ۳ دقیقه با چشمان بسته ثبت می‌شد. بدین ترتیب

تک قطبی^۵ با مرجع^۶ قرار دادن لاله گوش و بکاربردن الکتروود زمین^۷ در ناحیه پیشانی انجام شد.

برای ایجاد میدان مغناطیسی پالسی و موضعی، کوپلی به قطر ۲ سانتی متر با ۲۵۰ دور ساخته شد. این کوپل با ورقه های نازک آلومینیوم عایق بندی شد. در قسمت زیرین یک حلقه پلاستیکی سخت به آن متصل شد تا از تماس مستقیم کوپل با پوست سر جلوگیری شود. شایان ذکر است که شدت میدان مغناطیسی در فاصله ۱/۵ سانتی متر از مرکز و در زیر کوپل، با استفاده از گاوس متری با دقت ۱۰ میکروتسلا، اندازه گیری و تنظیم شد؛ تا شدت های مورد آزمایش در محل کورتکس ایجاد شوند. (زیرا فاصله متوسط کورتکس تا سطح پوست تقریباً ۱/۲ سانتی متر است [۲۱]). ثابت القای این کوپل 8.3×10^{-5} هانری بود.

بمنظور اطمینان از صحت عملکرد دستگاه مولد پالس نیز یک حلقه سیم لاکسی روی کوپل قرار گرفت و به یکی از کانال های دستگاه ثبت متصل شد تا تحت عنوان کانال ۷، نقش نمایشگر پالس های تولیدی را ایفا کند. بعلاوه برای جلوگیری از نفوذ نویزهای محیط، از اتاقک فارادی با ابعاد $1 \times 2 \text{ m}$ و با ارتفاع 2 m استفاده شد. شکل (۳) تصویری از ابزار ثبت و تابش و شکل (۴) نمونه EEG ثبت شده مربوط به یکی از جلسات را نشان می دهد.



شکل ۳- نمایش ابزار تابش و ثبت. تصویر وسط: اتاقک فارادی و نمایش موقعیت نشستن افراد در آن، تصویر گوشه پایین و سمت راست: مولد پالس، تصویر گوشه سمت چپ و پایین: ثبت کننده EEG، تصویر گوشه سمت چپ و بالا: کوپل و نمایش ابعاد آن و دو تصویر گوشه سمت راست و بالا: الکتروود فلزی کاسه ای همراه مرجع آن را نشان می دهد.

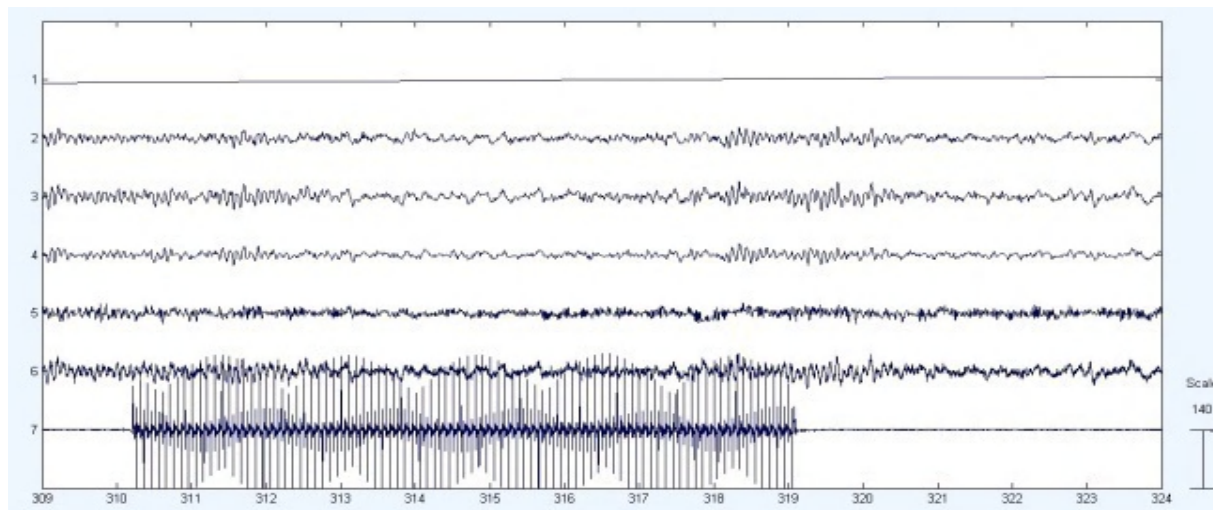
مجموع تعداد ۶۰ جلسه انجام شد. بعلاوه لازم است ذکر شود از آنجایی که EEG افراد در ساعات مختلف شبانه روز و نیز با مصرف برخی مواد غذایی تغییر می کند [۶]، ساعت ثبت EEG برای تمامی افراد یکسان و بین ساعت ۸ تا ۱۱ صبح بوده و بعلاوه از داوطلبان خواسته می شد تا در روز ثبت EEG از مصرف شکلات، کاکائو، قهوه و مواد کافئین دار، پرهیز کنند. به طور خلاصه این تحقیق با اعمال ۳ شدت متفاوت میدان مغناطیسی ELF (۱۰۰، ۲۰۰ و ۴۰۰ میکروتسلا) با ۳ فرکانس مختلف (۱۰، ۱۴ و ۱۸ هرتز) شامل ۹ گروه درمان و ۳ گروه شاهد (به ازای هر فرکانس یک مرحله تابش دهی با شدت صفر یا همان شم) است. شکل (۲) روندنمای تحقیق را نشان می دهد.

ابزار تابش و ثبت: برای تابش و ثبت از ابزارهایی همچون دستگاه مولد پالس، دستگاه ثبت EEG، اتاقک فارادی^۱، الکتروود و کوپل^۲ استفاده شد. دستگاه مولد پالس ساخت دانشکده مهندسی برق دانشگاه تربیت مدرس بوده و قابلیت تولید جریان های پالسی به شکل های مربعی، مثلثی و همچنین جریان پیوسته سینوسی را داشت. این دستگاه مجهز به تایمر بود و این امکان را برای کاربر فراهم می کرد تا زمان تابش و قطع پالس ها را بر روی دستگاه تنظیم کند تا در خلال کار، تابش و قطع میدان بدون دخالت کاربر با کمترین میزان خطا صورت گیرد.

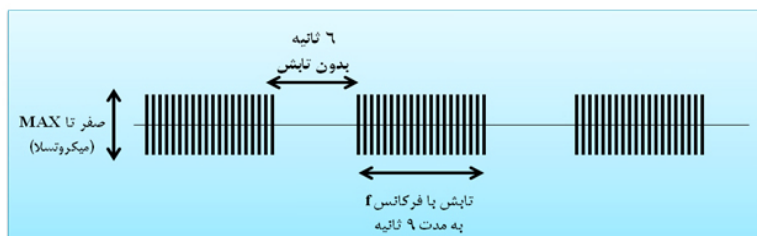
دستگاه ثبت کننده EEG که در این آزمایش مورد استفاده قرار گرفت، مدل Flex Comp Infinity، ۸ کاناله و ساخت شرکت Thought Technology بود. برداشت EEG با این دستگاه با استفاده از فیلتر پایین گذر^۳ با فرکانس ۵۰ هرتز (بمنظور اجتناب از دریافت سیگنال های EMG (Electromyogram)) و با آهنگ نمونه برداری^۴ ۹۹۲ هرتز، انجام شد. این دستگاه امکان نمایش و ثبت همزمان ۸ کانال اطلاعاتی را برای کاربر فراهم می کرد. الکتروودهای مورد استفاده در این مطالعه از نوع فلزی کاسه ای با روکش طلا بودند. قطر این الکتروودها ۱۰ میلی متر بود. ثبت به صورت

1. Faraday's Cage
2. Coil
3. Low-pass Filter
4. Sampling Rate

5. Monopolar
6. Reference
7. Ground



شکل ۴- نمایش دیداری EEG ثبت شده در یکی از جلسات تابش دهی. کانال ۱: نشانگر زمان. کانال ۲: نمایشگر سیگنال‌های برگرفته از C3. کانال ۳: نمایشگر سیگنال‌های برگرفته از Cz. کانال ۴: سیگنال‌های برگرفته از C4. کانال ۵: نمایشگر سیگنال‌های برگرفته از Fp2، بمنظور آشکارسازی حرکات چشم. کانال ۶: نمایشگر سیگنال‌های بدون عبور از فیلتر مربوط به ناحیه‌ای که کویل روی آن واقع شده. کانال ۷: نشانگر حضور پالس‌های میدان بمنظور پایش صحت عملیات تابش دهی.



شکل ۵- طرح نمادین از پالس‌های میدان تابشی

فاصله زمانی آنها نشان داده شده است.

تجزیه و تحلیل داده‌ها: کلیه داده‌های بدست آمده از ۶۰ جلسه ثبت سیگنال، با استفاده از نرم‌افزار Matlab-2008a مورد بازبینی قرار گرفت و داده‌های سالم (از حیث میزان نویز) از آرتیفکت‌ها و داده‌های معیوب، جدا شدند. پس از مشخص شدن قطعات زمانی قابل استفاده با حداقل میزان نویز، برنامه‌هایی تحت نرم‌افزار Matlab-2008a نوشته شد. از طریق این برنامه‌ها ابتدا بر روی داده‌های فواصل زمانی مزبور، آنالیز تبدیل سریع فوریه (Fast-Fourier Transformation) یا به اختصار FFT همراه با فیلتر Hanning انجام شد. پس از تبدیل فوریه بمنظور بدست آوردن طیف توان (هم مطلق و هم نسبی) در فضای فرکانس، مقادیر در مزدوج خود ضرب شدند. از آنجایی که ماهیت سیگنال EEG تغییرپذیر بوده و در هر فاصله زمانی دارای نوسان‌های شدیدی است [۱۵]، لازم بود بر روی طیف توان قطعات زمانی انتخاب شده عمل متوسط‌گیری انجام شود. از طرفی اعمال فیلتر Hanning ضروری است؛ زیرا در تبدیل فوریه طول سیگنال بینهایت فرض می‌شود، بنابراین

مشخصات پالس‌های تابشی: با توجه به مطرح شدن موضوع وابستگی پاسخ رفتاری و فیزیولوژیکی بدن انسان به شکل موج تابشی از سوی برخی محققان و انتشار این مطلب که «میدان‌های پالسی نسبت به میدان‌های خالص و ثابت سینوسی، آثار محسوس تری را ایجاد می‌کنند» [۵]، در این پژوهش با فرض اینکه پاسخ بدن به تغییرات «شدید» شدت میدان نسبت به زمان، بیش از تغییرات «آهسته‌تر» آن است، شکل موج به صورت مربعی و با شیب $10 \text{ V}/\mu\text{s}$ انتخاب شد. شایان ذکر است که برای برداشت سیگنال EEG در خلال دوره تابش، بجهت اجتناب از تداخل فرکانسی میدان تابشی با سیگنال حیاتی، تابش بصورت مداوم و بدون توقف نبوده بلکه در هر ۱۵ ثانیه برای مدت ۶ ثانیه قطع شده و سپس دوباره بمدت ۹ ثانیه پالس‌های میدان مغناطیسی برقرار می‌شوند و این روند در دوره‌های تابش دهی برای مدت ۳ دقیقه ادامه می‌یابد. در شکل (۵) طرحی نمادین از پالس‌های تابشی و مدت و

1. Waveform

تحلیل آماری پژوهش با استفاده از نرم افزار SPSS-17.0 انجام شد. برای مقایسهٔ ثبت‌های بین گروه‌های آزمایش و شم از آزمون t مستقل و برای مقایسهٔ درون گروه‌ها از آزمون t جفت‌شده استفاده شد. برای بررسی وجود و یا عدم وجود روند^۱ در ثبت‌های حین تابش‌دهی از آنالیز واریانس درون‌موردی و برای مقایسهٔ میزان اثرگذاری شدت‌ها از آنالیز واریانس بین‌موردی یک‌طرفه (ANOVA یک‌طرفه) استفاده شد. در مورد داده‌های تعداد معدودی از قطعات زمانی که نرمال نبودند نیز از آزمون‌های معادل ناپارامتری (که بترتیب عبارتند از: من-ویتنی^۲، ویلکاکسون^۳، فریدمن^۴ و کروسکال-والیس^۵) استفاده شد.

یافته‌ها

از مقایسهٔ توان‌های مطلق و نسبی باندهای EEG بین گروه‌های شم و گروه‌های آزمایش و همچنین سیگنال‌های ثبت شده در خلال دوره‌های ۳ دقیقه‌ای تابش‌دهی از حیث بررسی وجود روند نتایج معناداری حاصل نشد. اما از مقایسهٔ داده‌های درون گروه‌ها در دوره‌های زمانی بعد و حین تابش با قبل از تابش‌دهی و همچنین زمینه‌های قبل و بعد از تابش، در گروه‌های آزمایش نتایج معناداری مشاهده شد. نتایج در جداول (۱)، (۲) و (۳) آورده شده است.

تغییرات EEG در دوره‌های زمانی مختلف:

(الف) همانطور که از جدول (۱) پیداست، مقایسهٔ توان باندهای EEG دوره‌های زمانی پس از تابش با قبل از تابش نشان داد که تابش‌دهی ناحیهٔ Cz با فرکانس ۱۰ هرتز و در شدت ۱۰۰ میکروتسلا منجر به کاهش آلفای نسبی (به میزان ۱۲/۷٪)، تتا (به میزان ۱۶/۵٪) و SMR (به میزان ۱۳/۳٪) و نیز افزایش دلتای نسبی (به میزان ۳۱/۹٪) در همین ناحیه در وضعیت چشم بسته و کاهش باندهای بتا (به میزان ۱۹/۳٪) و SMR (به میزان ۱۹/۳٪) در وضعیت چشم باز شده است (P<0.05).

اغلب برای جلوگیری از افت رزولوشن فرکانسی طیف توان و رفع آرتیفکتهای ناشی از لبه‌های برداشته شده، در بکاربردن این تبدیل برای سیگنالهای قطعات محدود از فیلتر متداول Hanning استفاده می‌شود [۲۳، ۲۴ و ۲۵]. بنابراین توان باندهای فرکانسی EEG، اعم از توان مطلق باند آلفا (۱۳-۸ هرتز)، بتا (۲۵-۱۵ هرتز)، SMR (۱۵-۱۳ هرتز)، دلتا (۵-۳ هرتز) و تتا (۸-۴ هرتز) بترتیب مطابق روابط (۱) تا (۵) و همچنین توان‌های نسبی (نسبت توان هر باند به توان طیف EEG) تحت عناوین آلفای نسبی، بتای نسبی، SMR نسبی، دلتای نسبی و تتای نسبی مطابق روابط (۶) تا (۱۰) استخراج شدند.

$$\int_8^{13} |FFT(EEG * hann)|^2 df \quad (1)$$

$$\int_{15}^{25} |FFT(EEG * hann)|^2 df \quad (2)$$

$$\int_{13}^{15} |FFT(EEG * hann)|^2 df \quad (3)$$

$$\int_2^{3.5} |FFT(EEG * hann)|^2 df \quad (4)$$

$$\int_4^8 |FFT(EEG * hann)|^2 df \quad (5)$$

$$\frac{\int_8^{13} |FFT(EEG * hann)|^2 df}{\int_2^{45} |FFT(EEG * hann)|^2 df} \quad (6)$$

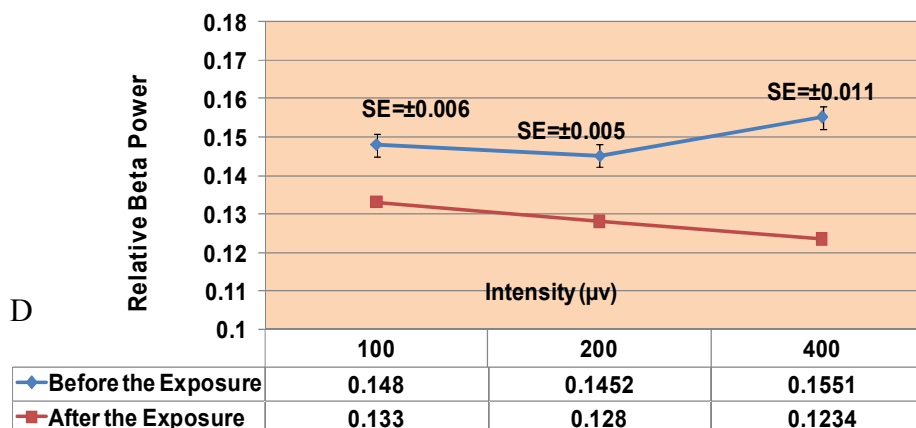
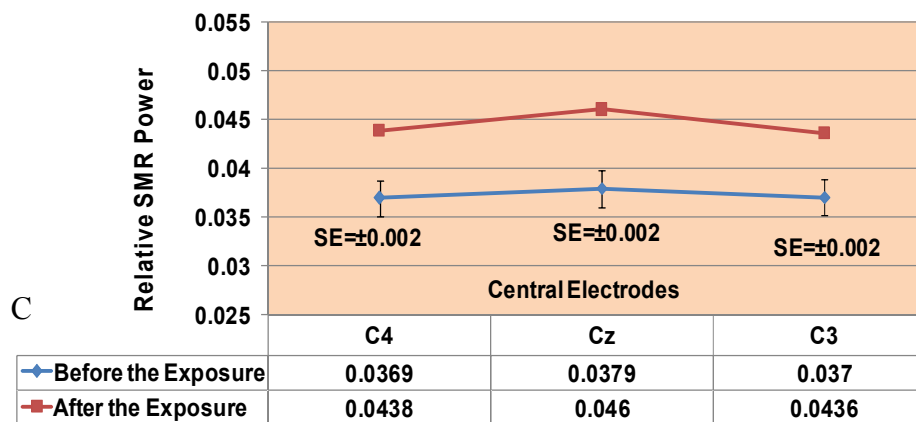
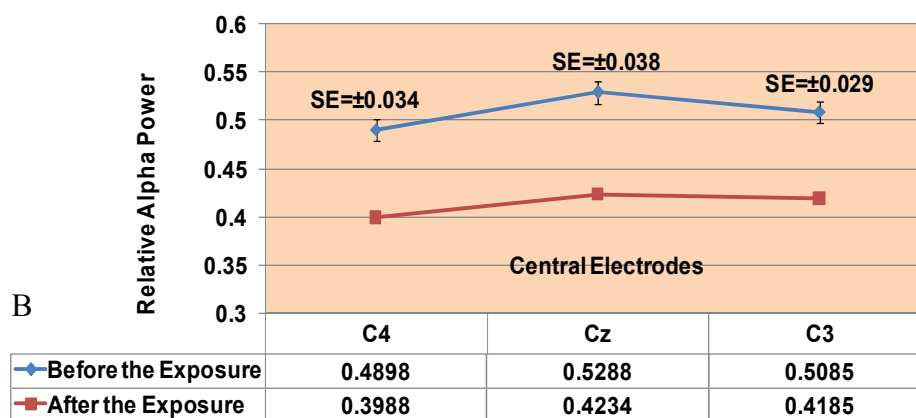
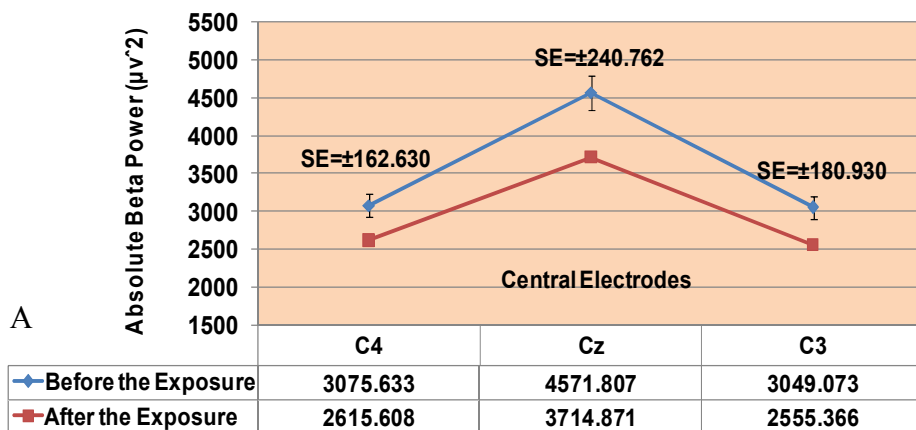
$$\frac{\int_{15}^{25} |FFT(EEG * hann)|^2 df}{\int_2^{45} |FFT(EEG * hann)|^2 df} \quad (7)$$

$$\frac{\int_{13}^{15} |FFT(EEG * hann)|^2 df}{\int_2^{45} |FFT(EEG * hann)|^2 df} \quad (8)$$

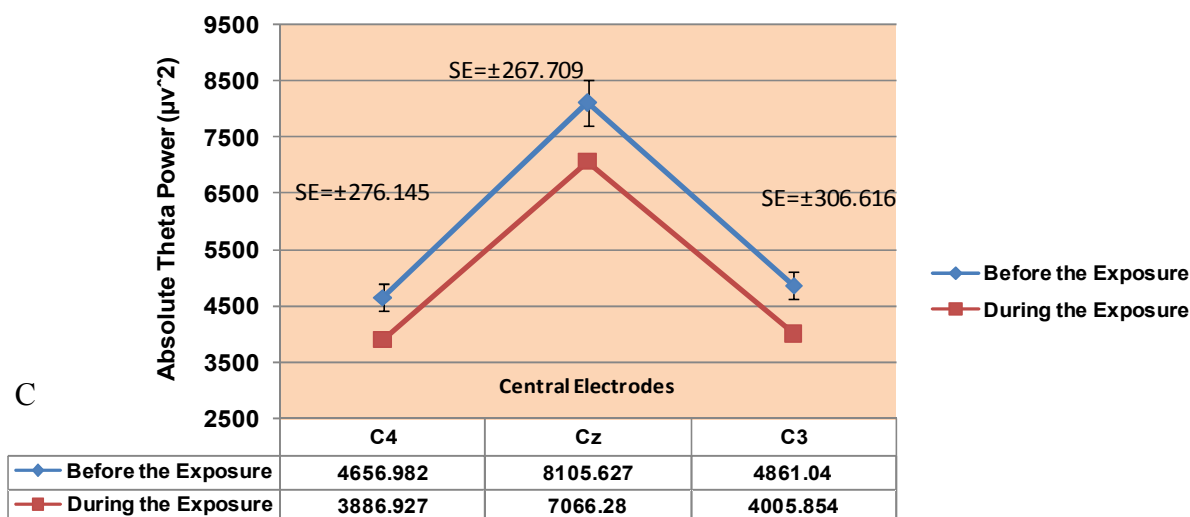
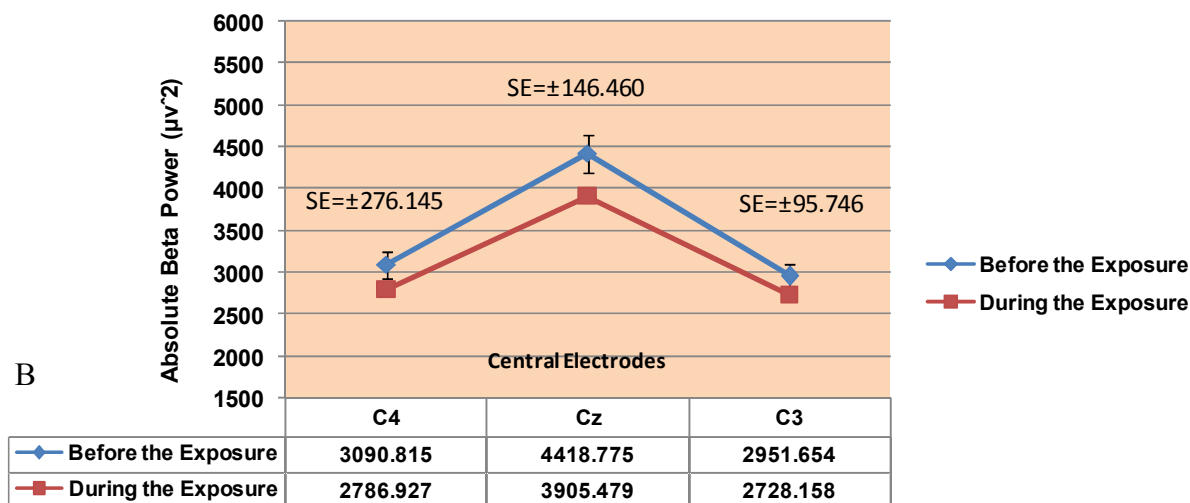
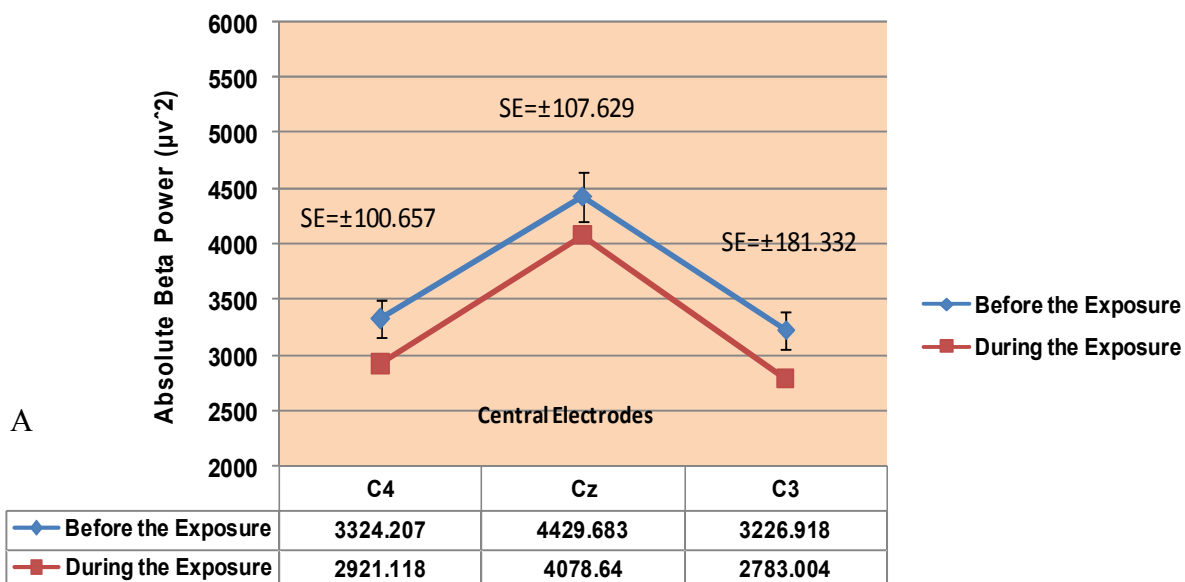
$$\frac{\int_2^{3.5} |FFT(EEG * hann)|^2 df}{\int_2^{45} |FFT(EEG * hann)|^2 df} \quad (9)$$

$$\frac{\int_4^8 |FFT(EEG * hann)|^2 df}{\int_2^{45} |FFT(EEG * hann)|^2 df} \quad (10)$$

1. Trend
2. Mann-Whitney
3. Wilcoxon
4. Friedman
5. Kruskal-Wallis



شکل ۶- نمونه‌ای از تغییرات مشاهده شده در توان باندهای EEG پس از تابش. (A): کاهش توان نسبی باند آلفا در هر سه ناحیه مرکزی پس از تابش ناحیه C4 با شدت ۴۰۰ میکروتسلا نسبت به قبل از تابش در وضعیت بسته بودن چشمها (بهمراه مقادیر عددی تغییرات میانگین توان باند مربوطه در هر سه ناحیه) (B): کاهش توان مطلق بتا در هر سه ناحیه مرکزی پس از تابش ناحیه C3 با شدت ۱۰۰ میکروتسلا نسبت به قبل از تابش در وضعیت بسته بودن چشمها (بهمراه مقادیر عددی تغییرات میانگین توان باند مربوطه در هر سه ناحیه) (C): افزایش توان نسبی SMR در هر سه ناحیه مرکزی پس از تابش ناحیه Cz با شدت ۴۰۰ میکروتسلا نسبت به قبل از تابش در وضعیت باز بودن چشمها (بهمراه مقادیر عددی تغییرات میانگین توان باند مربوطه در هر سه ناحیه) (D): کاهش توان نسبی باند بتای زمینه ناحیه Cz پس از تابش نسبت به قبل از تابش در وضعیت باز بودن چشمها در هر یک از شدت‌های میدان تابشی. (بهمراه مقادیر عددی تغییرات میانگین توان باند مربوطه در هر سه شدت)



شکل ۷- کاهش توان مطلق بتا در هر سه ناحیه مرکزی حین تابش دهی نسبت به قبل از تابش (بهمراه مقادیر عددی تغییرات میانگین توان باند مربوطه در هر سه ناحیه). (A): کاهش توان مطلق بتای هر سه ناحیه مرکزی حین تابش دهی ناحیه Cz با شدت ۱۰۰ میکروتسلا نسبت به قبل از تابش. (B): کاهش توان مطلق بتای هر سه ناحیه مرکزی حین تابش دهی ناحیه C4 با شدت ۱۰۰ میکروتسلا نسبت به قبل از تابش. (C): کاهش توان مطلق باند تتا در هر سه ناحیه مرکزی حین تابش دهی ناحیه C4 با شدت ۲۰۰ میکروتسلا نسبت به قبل از تابش.

جدول ۱- خلاصه نتایج حاصل از بررسی تغییرات توان باندهای EEG در دوره‌های پس از تابش نسبت به قبل از تابش (در حالات چشم بسته و چشم باز) در گروه‌های آزمایش

ناحیه ثابت ناحیه تابش	پس از تابش نسبت به قبل از تابش (چشم بسته)			پس از تابش نسبت به قبل از تابش (چشم باز)		
	Cz	C3	C4	Cz	C3	C4
Cz	آلفای نسبی (۰/۰۲۳ - ۰/۰۲۸) دلتای نسبی (۰/۰۱۱ - ۰/۰۱۹) SMR (۰/۰۲۵ - ۰/۰۲۳) تتا (۰/۰۱۷)	بتا (۰/۰۱۶) SMR (۰/۰۲۲ - ۰/۰۵۰) تتا (۰/۰۳۸)	بتا (۰/۰۰۲) تتا (۰/۰۳۱)	SMR نسبی (۰/۰۰۶) بتا (۰/۰۲۴) SMR (۰/۰۰۶)	SMR نسبی (۰/۰۱۹) آلفای نسبی (۰/۰۳۵) بتا (۰/۰۲۶)	SMR نسبی (۰/۰۳۳) بتا (۰/۰۰۷) بتا (۰/۰۳۰) SMR (۰/۰۲۶)
C3	آلفا (۰/۰۱۰) آلفای نسبی (۰/۰۳۵) تتا (۰/۰۰۷) بتا (۰/۰۰۳)	آلفا (۰/۰۰۴ - ۰/۰۱۱) بتا (۰/۰۱۷ - ۰/۰۴۳) آلفای نسبی (۰/۰۲۸) SMR (۰/۰۰۰ - ۰/۰۱۱) تتا (۰/۰۳۸ - ۰/۰۳۰)	SMR (۰/۰۲۸) بتا (۰/۰۱۴)	آلفای نسبی (۰/۰۴۸) بتا (۰/۰۳۴) SMR (۰/۰۱۴) تتا (۰/۰۴۷)	آلفای نسبی (۰/۰۰۸) بتا (۰/۰۴۱) SMR (۰/۰۰۱) تتا (۰/۰۱۹)	بتای نسبی (۰/۰۴۶) تتا (۰/۰۰۵)
C4	آلفای نسبی (۰/۰۱۵) بتای نسبی (۰/۰۳۸) بتا (۰/۰۳۸)	آلفای نسبی (۰/۰۰۸)	آلفای نسبی (۰/۰۱۹) تتا (۰/۰۴۷)	آلفای نسبی (۰/۰۴۴) دلتای نسبی (۰/۰۳۴) تتا (۰/۰۴۹)	SMR نسبی (۰/۰۲۲) دلتای نسبی (۰/۰۳۹) تتا (۰/۰۲۸)	دلتای نسبی (۰/۰۳۵) تتا (۰/۰۴۵)

• پیکان‌های سبز مربوط به شدت ۱۰۰ میکروتسلا، پیکان‌های آبی نشان‌دهنده شدت ۲۰۰ میکروتسلا و پیکان‌های قرمز مربوط به شدت ۴۰۰ میکروتسلا است.
 • پیکان‌های رو به بالا بیان‌کننده افزایش و پیکان‌های رو به پایین بیان‌کننده کاهش توان در باند مربوط است.
 • اعداد داخل پرانتز مقدار P. Value را نشان می‌دهد.

جدول ۲- خلاصه نتایج حاصل از بررسی تغییرات توان باندهای EEG در دوره‌های حین تابش دهی نسبت به قبل از تابش و بلافاصله پس از قطع تابش نسبت به حین تابش در گروه‌های آزمایش

		حین تابش نسبت به قبل از تابش			بلافاصله پس از قطع تابش نسبت به حین تابش		
ناحیه ثبت		Cz	C3	C4	Cz	C3	C4
ناحیه تابش							
Cz		↓ آلفای نسبی (۰/۰۵۰) ↓ بتا (۰/۰۰۷) ↓ SMR (۰/۰۲۶)	↓ بتا (۰/۰۳۱) ↓ SMR (۰/۰۲۶)	↓ بتا (۰/۰۰۲)	↓ آلفای نسبی (۰/۰۱۲) ↓ دلتای نسبی (۰/۰۱۶) ↑ (۰/۰۴۴) ↑ بتای نسبی (۰/۰۲۱)	↓ بتا (۰/۰۴۶) ↓ SMR (۰/۰۲۵) ↓ دلتای نسبی (۰/۰۰۳) ↑ (۰/۰۴۶) ↓ آلفای نسبی (۰/۰۲۴)	↓ آلفای نسبی (۰/۰۱۶) ↑ دلتای نسبی (۰/۰۱۶)
C3		↓ آلفا (۰/۰۳۹) ↓ بتا (۰/۰۱۳ - ۰/۰۰۲ - ۰/۰۵۰) ↓ تتا (۰/۰۱۵)	↓ بتای نسبی (۰/۰۴۸) ↑ دلتای نسبی (۰/۰۳۷) ↓ SMR (۰/۰۰۴)	↓ بتا (۰/۰۱۳) ↓ SMR (۰/۰۱۲)	↓ آلفا (۰/۰۱۷) ↓ آلفای نسبی (۰/۰۴۶) ↑ دلتای نسبی (۰/۰۲۱)	↓ آلفا (۰/۰۴۹) ↓ SMR (۰/۰۲۸ - ۰/۰۴۲) ↓ تتا (۰/۰۴۰)	-
C4		↓ آلفا (۰/۰۰۵) ↓ بتا (۰/۰۰۴ - ۰/۰۰۱) ↓ تتا (۰/۰۰۲) ↓ SMR (۰/۰۰۲)	↓ آلفا (۰/۰۰۹ - ۰/۰۰۸) ↓ بتا (۰/۰۳۶ - ۰/۰۰۲) ↓ تتا (۰/۰۱۴) ↓ SMR (۰/۰۰۳)	↓ تتا (۰/۰۱۵) ↓ بتا (۰/۰۴۹)	↓ آلفای نسبی (۰/۰۱۳) ↑ دلتای نسبی (۰/۰۲۸)	↑ بتا (۰/۰۳۶)	-
<ul style="list-style-type: none"> • پیکان‌های سبز مربوط به شدت ۱۰۰ میکروتسلا، پیکان‌های آبی نشان‌دهنده شدت ۲۰۰ میکروتسلا و پیکان‌های قرمز مربوط به شدت ۴۰۰ میکروتسلا است. • پیکان‌های رو به بالا بیان‌کننده افزایش و پیکان‌های رو به پایین بیان‌کننده کاهش توان در باند مربوط است. • اعداد داخل پرانتز مقدار P. Value را نشان می‌دهد. 							

جدول ۳- خلاصه نتایج حاصل از بررسی تغییرات توان باندهای زمینه EEG پس از تابش نسبت به قبل از تابش (در حالات چشم بسته و چشم باز) در گروه‌های آزمایش

ناحیه ثبت شدت میدان	تغییرات زمینه EEG در حالت چشم بسته پس از تابش دهی			تغییرات زمینه EEG در حالت چشم باز پس از تابش دهی		
	Cz	C3	C4	Cz	C3	C4
۱۰۰ میکروتسلا	-	-	-	بتای نسبی (۰/۰۲۵) ↓	-	-
۲۰۰ میکروتسلا	بتا (۰/۰۳۵) ↓ بتای نسبی (۰/۰۳۹) ↓	-	بتای نسبی (۰/۰۲۸) ↓	بتا (۰/۰۳۰) ↓ بتای نسبی (۰/۰۰۸) ↓	-	آلفا (۰/۰۳۱) ↑
۴۰۰ میکروتسلا	-	-	-	SMR (۰/۰۳۰) ↓ SMR نسبی (۰/۰۱۶) ↓ بتای نسبی (۰/۰۱۰) ↓	بتای نسبی (۰/۰۰۱) ↓ دلتای نسبی (۰/۰۴۵) ↑	-
<ul style="list-style-type: none"> • پیکان‌های رو به بالا بیان‌کننده افزایش و پیکان‌های رو به پایین بیان‌کننده کاهش توان در باند مربوط است. • اعداد داخل پرانتز مقدار P. Value را نشان می‌دهد. 						

شده که جزئیات آنها در جدول (۲) و شکل (۷) ارائه شده است. تغییرات EEG در ثبت‌های زمینه: از مقایسهٔ زمینهٔ EEG بعد از تابش با قبل از آن نیز نتایج معناداری ($P < 0.05$) حاصل شد. در شدت ۲۰۰ میکروتسلا در زمینهٔ چشم بسته نواحی Cz و C4 کاهش توان بتای نسبی (در Cz به میزان ۸/۵٪ و در C4 به اندازهٔ ۹/۶٪) مشاهده شد. در وضعیت چشم باز نیز در توان باند بتای نسبی ناحیهٔ Cz در شدت ۱۰۰ میکروتسلا (به میزان ۱۰/۱٪) در ۲۰۰ میکروتسلا (به میزان ۱۱/۷٪) و در ۴۰۰ میکروتسلا (به میزان ۲۰/۶٪) کاهش معناداری مشاهده شد. در همین وضعیت توان باند بتای نسبی ناحیهٔ C3 در شدت ۴۰۰ میکروتسلا به میزان ۱۶/۹٪ کاهش یافت. بعلاوه در توان آلفای ناحیهٔ C4 در شدت ۲۰۰ میکروتسلا نیز افزایش معناداری به میزان ۲۳/۸٪ مشاهده شد. سایر تغییرات همراه با جزئیات بیشتر در جدول (۳) و شکل (۶) آورده شده است.

مقایسهٔ میزان اثرگذاری شدت‌ها: در میزان اثرگذاری سه شدت ELF-MF بکاربرده شده در این مطالعه (۱۰۰، ۲۰۰ و ۴۰۰ میکروتسلا) بر توان باندهای EEG، اختلاف معناداری مشاهده نشد.

بحث

تحقیق حاضر با این دیدگاه انجام شد که از القای موضعی میدان‌های پالسی الکترومغناطیسی ELF در جهت ارتقای سیستم‌های نوروفیدبک کم‌انرژی، استفاده شود. از آنجایی که استفاده از ELF-MF تاکنون با چنین هدفی انجام نشده بود و با توجه به اینکه نحوهٔ اعمال میدان بر مغز برای اولین بار در دنیا به صورت موضعی (و نه تمام سر) انتخاب شد؛ نتایج متفاوت از سایر مطالعات انجام شده در زمینهٔ بررسی آثار میدان‌های ELF بر مغز و متعاقب آن بر الگوی EEG است.

وجود جلسات شم در این پروژه این حسن را بدنبال داشت که ما بتوانیم تغییراتی را که در توان باندهای EEG بوجود می‌آیند و ناشی از تابش میدان نیستند؛ شناسایی کنیم. این تغییرات اغلب ناشی از کاهش انگیزتگی فرد در طول جلسه است [۷]. بنابراین در این تحقیق تغییرات مشترک مشاهده شده در جلسات شم و آزمایش شناسایی شده و از نتایج حذف شدند. یافته‌های تحقیق حاکی از این است که:

تابش این ناحیه با شدت ۲۰۰ میکروتسلا سبب کاهش آلفای نسبی (به میزان ۱۳/۳٪) و افزایش دلتای نسبی (به میزان ۳۳/۷٪) در حالت چشم بسته شده و تابش‌دهی Cz با شدت ۴۰۰ میکروتسلا به کاهش توان باند SMR (به میزان ۱۸/۸٪) در وضعیت چشم بسته و به افزایش SMR نسبی (به میزان ۲۱/۰٪) در حالت چشم باز انجامید ($P < 0.05$). تابش‌دهی ناحیهٔ C3 در فرکانس ۱۸ هرتز و با شدت ۱۰۰ میکروتسلا منجر به کاهش آلفا (به میزان ۱۶/۳٪) و بتا (به میزان ۱۶/۲٪) در حالت چشم بسته و کاهش بتا (به میزان ۱۸/۴٪) و SMR (به میزان ۱۲/۱٪) در وضعیت چشم باز، در شدت ۲۰۰ میکروتسلا سبب کاهش آلفای نسبی (به میزان ۹/۸٪) مربوط به وضعیت چشم بسته و افزایش آلفای نسبی (به میزان ۱۶/۷٪) و تتای چشم باز (به میزان ۲۴/۵٪)، شد ($P < 0.05$). تابش‌دهی ناحیهٔ C4 با فرکانس ۱۴ هرتز و در شدت ۲۰۰ میکروتسلا به کاهش تتا (به میزان ۲۰/۴٪) و دلتای نسبی (به میزان ۱۸/۱٪) حالت چشم باز و در شدت ۴۰۰ میکروتسلا به کاهش آلفای نسبی (به میزان ۱۸/۶٪) و تتا (به میزان ۱۰/۰٪) در حالت چشم بسته و در همین ناحیه انجامید ($P < 0.05$). بعلاوه در تابش هر کدام از این نواحی، در هر سه شدت، تغییرات معناداری نیز در توان باندهای فرکانسی دیگر نواحی مشاهده شد. جزئیات بیشتر در جدول (۱) و شکل (۶) آورده شده است.

(ب) مقایسهٔ توان باندهای EEG در دورهٔ حین تابش‌دهی ناحیهٔ Cz نسبت به قبل از آن نشان داد که در خلال تابش‌دهی با شدت ۱۰۰ میکروتسلا، توان باندهای آلفای نسبی (به میزان ۹/۲٪) و بتا (به میزان ۷/۹٪) و با شدت ۴۰۰ میکروتسلا توان SMR (به میزان ۱۳/۸٪) در این ناحیه کاهش یافته است ($P < 0.05$). حین تابش ناحیهٔ C3 با شدت ۱۰۰ میکروتسلا باند SMR (به میزان ۱۳/۹٪) و در شدت ۴۰۰ میکروتسلا بتای نسبی (به میزان ۱۱/۷٪) در این ناحیه کاهش و دلتای نسبی (به میزان ۳۹/۳٪) در همین ناحیه افزایش یافت ($P < 0.05$). در دورهٔ حین تابش ناحیهٔ C4 توان باند بتا (به میزان ۹/۷٪) در شدت ۱۰۰ میکروتسلا و توان باند تتا (به میزان ۱۶/۵٪) در شدت ۲۰۰ میکروتسلا در همین ناحیه دچار کاهش شدند ($P < 0.05$). بلافاصله پس از قطع تابش نیز در توان باندهای فرکانسی هر کدام از نواحی تغییرات معناداری مشاهده

تابش، شدت میدان، فرکانس میدان تابشی و شکل موج، به چشم می‌خورد. مقایسه دوره‌های بعد از تابش با دوره‌های قبل از تابش در حالت چشم باز نشان داد که فعالیت مغز در نواحی مرکزی در باندهای آلفای نسبی و SMR نسبی رو به افزایش است در حالی که در بتا، بتای نسبی، دلتای نسبی و تتای نسبی کاهش یافته است. از بین محققانی که تغییرات EEG را در دوره پس از تابش دهی در حالت چشم باز بررسی کرده‌اند (شفیعی (۱۳۸۹) و Cook(2004,2005) [۵،۷،۲۳،۲۴]) تنها به یک مورد تغییر توان باند آلفا در یکی از نواحی مرکزی (Cz) اشاره شده است [۲۳] و در سایر نواحی مرکزی تغییراتی گزارش نشده است. از آنجایی که بستن چشم‌ها منجر به تغییر حواس بینایی و در نتیجه جابجایی مکان چشمه‌های پتانسیل در مغز می‌شود، الگوی EEG انسان در حالت چشم بسته و در حالت چشم باز اساساً با یکدیگر متفاوت است (احساسات بینایی موجب انقطاع ناگهانی امواج آلفا شده و جای آنرا امواج کم ولتاژ و نامنظم می‌گیرد [۸])، بنابراین وجود اختلاف در نتایج حاصل از بررسی حالات چشم بسته و چشم باز قابل قبول است. شاید بتوان گفت با کاهش حجم اطلاعات ورودی و به دنبال آن کاهش تحریک نورون‌ها و در نتیجه افزایش هماهنگی نورون‌ها در حالت چشم بسته، اثر میدان بر سیگنال‌های مغزی بیشتر بصورت کم کردن هماهنگی شلیک نورون‌ها ظاهر شده است. البته ممکن است تفاوت‌های دیده شده در اینجا صرفاً و ذاتاً بدلیل تفاوت در حالت باز یا بسته بودن چشم‌ها نباشد بلکه ناشی از گذشت زمان و دور شدن از دوره تابش دهی باشد. در بلافاصله پس از قطع تابش (مقایسه دوره پس از تابش با دوره حین تابش) تغییرات EEG اغلب به صورت کاهش در توان آلفا و آلفای نسبی و افزایش در توان امواج دلتای نسبی و بتای نسبی بوده است.

بنابر شواهد بسیاری، دانشمندان سیستم اعصاب مرکزی را مسئول درک آثار میدان‌های الکترومغناطیس می‌دانند [۲۱ و ۲۲]. از آنجایی که با قطع ارتباط کورتکس و تالاموس امواج آلفا حذف شده و امواج دلتا تولید می‌شوند، محققان خاستگاه احتمالی امواج آلفا را ساختارهای مشبک^۱ هسته‌های داخلی تالاموس می‌دانند [۸]؛ بنابراین افزایش و کاهش توان باند آلفا

۱. اعمال میدان‌های پالسی ELF بر مغز انسان به صورت موضعی، الگوی EEG را در همان ناحیه و نیز در دیگر نواحی، هم در دوره‌های حین تابش و هم پس از آن در حالت‌های چشم باز و چشم بسته، تغییر می‌دهد.
 ۲. اکثر تغییرات ایجاد شده در دوره‌های پس از قطع تابش متفاوت از تغییرات ایجاد شده در دوره حین تابش است. این نتیجه با نتیجه حاصل از مطالعه [۷] Cook(2005) مطابقت دارد.
 ۳. پالس‌های ELF-MF در فعالیت زمینه مغز افراد نمونه نیز تغییراتی را بوجود می‌آورد. این تغییرات حداقل تا ۱۲ دقیقه در وضعیت چشم بسته و تا ۱۵ دقیقه در حالت چشم باز بعد از اعمال میدان قابل ثبت است. [۷] Cook(2005) این تغییرات را حداکثر تا ۷ دقیقه پس از تابش مشاهده کرده بود.
 ۴. وجود اثر تشدید در هیچ کدام از نواحی Cz، C3 و C4 و فرکانس‌ها به اثبات نرسید. این نتیجه، یعنی عدم مشاهده اثر تشدید، با نتایج حاصل از مقاله برخی محققان (همچون آقای شفیعی و همکارانش [۲۳ و ۲۴]) در توافق است. جالب‌تر اینکه در تحقیق حاضر برخلاف فرضیه تشدید، در نواحی Cz و C3 توان باندهای آلفا و بتا دچار تضعیف (نه تشدید) شدند.
 ۵. در نواحی مرکزی، تحریک یکی از مواضع، علاوه بر دگرگون کردن الگوی EEG ثبت شده از آن ناحیه، موجب تغییر در توان امواج سایر نواحی نیز می‌شود.
 ۶. در میزان اثرگذاری سه شدت متفاوت ELF-MF بکاربرده شده در این آزمایش تفاوتی بدست نیامد. در مقایسه دوره‌های پس از تابش با دوره‌های قبل از تابش در حالت‌های چشم بسته، اغلب تغییرات در فعالیت مغز به شکل کاهش در باندهای بتا، بتای نسبی، آلفا، آلفای نسبی، تتا، SMR و افزایش در دلتای نسبی بود. افزایش دلتای نسبی در نتایج سایر محققان همچون Bell(1991) و Marino(1996) و کاهش آلفا در نتیجه Schienle(1996) نیز دیده شده بود [۶].
- البته باید یادآور شویم که در هیچ یک از کارهای انجام شده در این زمینه پروتکل‌های تابش ELF-MF و ثبت EEG یکسان نبوده و در اکثر مطالعات تفاوت‌هایی از قبیل مدت زمان

1. Reticular Formation

هنوز ناشناخته‌اند [۲۲] اما توجیهای متعددی برای این پدیده پیشنهاد شده است. عده‌ای از محققان بر این باورند که میدان‌های الکترومغناطیس پیوندهای کلسیمی موجود در گلیکوپروتئین‌های^۵ متصل به غشا را دگرگون می‌کنند و از این طریق بر برهم‌کنش‌های receptor-ligand تأثیر می‌گذارند و در نهایت سیگنالی را به داخل سلول ارسال می‌کنند. از نظر این فرضیه برهم‌کنش میدان با گلیکوپروتئین‌ها وقتی بیشینه می‌شود که فرکانس میدان الکترومغناطیس با فرکانس فعالیت فیزیولوژیک حاکم بر سلول، برابر باشد [۲۲]. فرضیه دیگر این است که ممکن است در طول تابش، نفوذپذیری یونی^۶ کانال‌های پروتئینی غشا با فرآیندی به نام رزونانس یونی^۷، افزایش یابد و این افزایش نفوذپذیری سبب مهار پیام‌رسان‌های ثانوی^۸ شود و بدین ترتیب اثر بیولوژیک ظاهر شود [۲۲و۱]. این دو فرضیه توسط بسیاری از محققان مورد بررسی واقع شده‌اند. نتایج آزمایش‌های اخیر نشان می‌دهد که فرضیه اول نسبت به فرضیه دوم محتمل‌تر است [۲۲و۱]. بعلاوه اگرچه Bell وجود اثر تشدید را با قاطعیت تمام اعلام کرد، عده‌ای از دانشمندان به تئوری تشدید با دیده شک نگرسته‌اند. از بین این محققان می‌توان به Marino اشاره کرد. او در سال ۱۹۹۶ در مقاله خود ادعای Bell را رد کرده است [۱۶]، اما با توجه به فرضیه پیشنهادی محققان در رابطه با مکانیسم درک میدان توسط سیستم اعصاب پذیرش تئوری تشدید چندان خلاف منطقی نیست، زیرا از نظر این فرضیه برهم‌کنش میدان با گلیکوپروتئین‌ها وقتی بیشینه می‌شود که فرکانس میدان الکترومغناطیس با فرکانس فعالیت فیزیولوژیک حاکم بر سلول، برابر باشد [۲۲]. همانطور که ملاحظه می‌شود در تحقیق حاضر اثری که دلالت بر تأیید تئوری تشدید باشد؛ مشاهده نشد. هرچند که تئوری تشدید هنوز اثبات نشده است، اما با توجه به محتمل بودن وجود چنین اثری و نیز با استناد بر مطالعاتی که سایر محققان انجام داده‌اند (Capone [۴])، ما امکان رخداد اثر تشدید را نفی نمی‌کنیم. اینکه چرا در این مطالعه بجای تشدید در امواج مغزی، تضعیف دیده شد ممکن است ناشی از انتخاب

می‌تواند بیان‌کننده افزایش و کاهش فعالیت ساختارهای مشبک تالاموس باشد. منشأ امواج دلتا را مستقل از ساختارهای تحتانی و بیشتر وابسته به کورتکس می‌دانند [۱۲و۸]، بنابراین تغییر در توان باند فرکانسی دلتا به معنای تغییر در فعالیت کورتکس است. از طرفی برخی از محققان فعالیت موج دلتا را به حالت‌هایی از مغز که یک عامل مخدر به آن القا شده است^۱ نیز، مربوط دانسته‌اند [۲۲]. بعلاوه شواهدی در خصوص وجود ارتباط بین درک حس درد و فعالیت مغز انسان ارائه شده است بطوری که برخی محققان معتقدند «وقتی فردی درد را تجربه می‌کند؛ فعالیت امواج آهسته^۲ او کاهش و فعالیت امواج سریع وی، افزایش می‌یابد» [۹و۲۰]. در این مطالعه مشاهده شد که در حین تابش دهی ناحیه C3 با میدان ۴۰۰ میکروتسلا در فرکانس ۱۸ هرتز، توان باند دلتای نسبی افراد در همان ناحیه افزایش یافته است. این نتیجه می‌تواند بیان‌کننده اثر القای بی‌دردی^۲ ELF-MF باشد که دیگر محققان نیز بدان اشاره کرده‌اند [۵و۶].

پژوهشگران ریتم حسی- حرکتی را به مهار تالاموکورتیکال^۳ نسبت داده‌اند [۱۳]، بنابراین افزایش و یا کاهش توان باند SMR ممکن است به معنای افزایش و کاهش مهار تالاموکورتیکال و در نتیجه تغییر در میزان غلظت و یا حتی عملکرد GABA باشد. از طرفی اخیراً مطالعه‌ای با هدف پاسخ به این سؤال که «آیا پالس‌های ELF-MF می‌تواند منجر به بروز تغییرات عملکردی^۴ در مغز انسان شود؟»، توسط Capone و همکاران وی انجام شده است [۴]. آنها در نتایج خود بر تغییر عملکرد رسپتورهای چون GABA، NMDA، گلوتامات و آدنوزین تأکید کرده و در پایان اعلام کرده‌اند که پالس‌های ELF-MF می‌تواند در مغز انسان تغییرات عملکردی ایجاد کند [۴].

خاستگاه امواج بتا و تتا ناشناخته است و برخی احتمال می‌دهند که این امواج مربوط به مسیرهای دوجانبه موجود در قسمت‌های عمیق ساختار مشبک تالاموس باشند [۱۲و۸].

با اینکه مکانیسم‌های بیوفیزیکی درک میدان‌ها توسط بدن

5. Glycoproteins
6. Ionic Permeability
7. Ion Resonance
8. Second Messengers

1. Opioid-Induced Brain States
2. Analgesia
3. Thalamo-Cortical
4. Functional

نوروفیدبک است. از سویی دیگر تابش میدان‌های ELF نیز سبب تغییر در این فرآیند می‌شود. این مطلب هم یکی دیگر از دلایلی است که نقش میدان‌های کم شدت و کم فرکانس را در سیستم‌های نوروفیدبک کم‌انرژی تأیید می‌کند.

علاوه بر آنچه بیان شد، نتیجه پنجم ما نشان می‌دهد که پاسخ مغز به یک تحریک موضعی، محدود به همان ناحیه تحریک نیست. به نظر می‌رسد پاسخ مغز به اعمال میدان‌های الکترومغناطیس ELF از نوع پاسخ‌های غیراختصاصی^۷ است. این نتیجه با ادعای Othmer(2005) [۱۸] مبنی بر اینکه درمان نوروفیدبکی یک‌طرفه (تنها یک نیم‌کره) در میگرن بی‌نتیجه است و علائم بیماری در نیم‌کره دیگر بروز می‌کند [۱۸]، در توافق است. زیرا اگر درمان نوروفیدبکی را به عنوان تحریکی در یکی از نیم‌کره‌ها در نظر بگیریم، آنگاه تغییرات ایجاد شده در نیم‌کره مقابل را می‌توان پاسخی غیراختصاصی به تحریک، دانست.

با توجه به ادعای Othmer(2005) [۱۸] در مورد انتقال و توزیع مجدد باندهای فرکانسی EEG از یک نیم‌کره به نیم‌کره دیگر و تأکید وی بر درمان همزمان و بین نیم‌کره‌ای^۸ به جای استفاده از درمان در یک ناحیه، به نظر می‌رسد اعمال میدان به صورت همزمان در دو ناحیه از مغز (هر کدام روی یکی از دو نیم‌کره مثلاً C3 و C4) می‌تواند بیشتر از تابش متوالی این نواحی اثربخش باشد. ممکن است در این شرایط بتوان اثر تشدید را در هر دو ناحیه ایجاد کرد. زیرا ممکن است در تابش همزمان نوعی محدودیت در انتقال و تغییر مکان برای توزیع فرکانس‌های EEG ایجاد شود.

این مطالعه نشان داد که اعمال میدان مغناطیسی بصورت موضعی می‌تواند الگوی EEG انسان را متأثر کند؛ اما این تغییر الزاماً محدود به ناحیه تحت تابش نیست. از طرفی بررسی‌ها در هیچ کدام از فرکانس‌های میدان و در تابش هیچ یک از نواحی، اثر تشدید را نشان نداد. بعلاوه ماندگاری تغییرات دیده شده در برخی باندهای فرکانسی تا ۱۵ دقیقه پس از تابش نیز مشهود است.

شدت میدان‌هایی باشد که ما در کار خود از آنها استفاده کردیم. شاید وقوع اثر تشدید نه فقط به فرکانس تحریک خارجی، بلکه به شدت تحریک هم وابسته باشد.

از سویی دیگر Cook در مقاله^{۲۰۰۴} خود، در توجیه افزایش باند آلفا در نواحی پس‌سری بعد از تابش، به این مطلب اشاره کرده که علت افزایش باند آلفا پس از تابش ممکن است به خاطر «عادت کردن»^۱ به تحریک و یا «شرطی شدن»^۲ به آن باشد. در واقع اعمال یک تحریک ریتمیک، همچون میدان مغناطیسی ضعیف و کم‌فرکانس، برای یک مدت زمان کوتاه، ممکن است به مغز اجازه دهد تا به بودن تحریک عادت کند و پس از قطع تحریک به نبودن آن پاسخ دهد [۷]. می‌توان گفت که این موضوع، همان مکانیسم اثر نوروفیدبک [۱۳] است و بیان می‌کند که میدان‌های مغناطیسی کم‌شدت و کم‌فرکانس نیز می‌توانند در نوروفیدبک بکار روند. به عبارتی انتشار این مطالب، در مقالاتی که هدفشان بررسی نوروفیدبک نبوده و اصلاً اشاره‌ای هم بدان نکرده‌اند، می‌تواند به طور غیرمستقیم مؤید LENS باشد. از طرفی در مکانیسم اثر نوروفیدبک مسأله «شکل‌پذیری نورونی»^۳ نیز مطرح می‌شود [۱۱]. این شکل‌پذیری تنها محدود به آناتومی سیناپس‌ها نیست، بلکه به تغییرات عملکردی سیناپس نیز اطلاق می‌شود. در یکی از مقالاتی که اخیراً به چاپ رسیده است، بر این مطلب تأکید شده که پالس‌های میدان‌های الکترومغناطیس ELF در شدت‌های کم می‌تواند در مغز انسان تغییرات عملکردی ایجاد کند. نویسندگان این مقاله اعلام کرده‌اند که تابش پالس‌های ELF برای مدت ۴۵ دقیقه بر مغز انسان سبب افزایش ۲۰ درصدی «تسهیل میان‌قشری»^۴ در مغز می‌شود [۴]. بعلاوه این تابش باعث تغییر غلظت نوروترانسمیترهایی چون گلوتامات^۵ می‌شود [۴]. فرآیند تسهیل در شکل‌دهی و ایجاد تغییر در عملکرد سیناپس‌ها نقش بسزایی را ایفا می‌کند. برخی ایجاد یادگیری را به این فرآیند و همچنین به غلظت نوروترانسمیترهای موجود در محل سیناپس، مربوط می‌دانند.^۶ فرآیند شکل‌پذیری نورونی و در نتیجه ایجاد یادگیری نیز، یکی از مکانیسم‌های اثر

5. Glutamates
6. www.wikipedia.org
7. Non- Specific response
8. Interhemispheric

1. Habituation
2. Conditioning
3. Neural Plasticity
4. Intracortical Facilitation

سپاسگزاری

این پژوهش حاصل مشارکت صمیمانهٔ افراد نمونه بوده که با وجود سختی شرایط، ساعت‌ها وقت گرانبهای خود را در اختیار پیشبرد اهداف مطالعهٔ ما قرار دادند. مؤلفان ضمن قدردانی از همکاری آنها برای ایشان از درگاه خداوند منان، موفقیت روزافزون خواستارند. همچنین از دانشگاه تربیت مدرس بخاطر عنايات مالی و پشتیبانی علمی که از این پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد داشته است؛ قدردانی می‌شود.

هرچند در این مطالعه اثر تشدید دیده نشد و ما نتوانستیم با انتخاب فرکانس میدان اعمالی به عنوان تحریک خارجی، افزایش و یا کاهش توان باندهای EEG را تحت کنترل خود درآوریم، اما با توجه به دلایل مذکور (در بخش ۴) بر امکان بکارگیری میدان‌های الکترومغناطیس کم شدت و کم فرکانس در نوروفیدبک کم‌انرژی، بمنظور جهت‌مند کردن این سیستم‌ها، تأکید می‌کنیم و امیدواریم که در آینده‌ای نه چندان دور با شناخت بیشتر آثار ELF-MF و نیز پی بردن به چگونگی ارتباط نواحی مغزی با یکدیگر، بتوان به این هدف دست یافت.

References

- [1] Bell B, Marino A, Chesson L. Alterations in brain electrical activity caused by magnetic fields: detecting the detection process. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 83 (1992) 389-397.
- [2] Bell B, Marino A, Chesson L. Frequency-specific responses in the human brain caused by electromagnetic fields. *Neurological Sciences* 123 (1994) 26-32.
- [3] Cameron JR, Skofronick JG. *Medical Physics*. Translated by: Takavar A. 4th reprint. Tehran Ayejee. 2006.
- [4] Capone F, Dileone M, Profice P, Pilato F. Does exposure to extremely low frequency magnetic fields produce functional changes in human brain?. *Neural Transm* 116 (2009) 257-265.
- [5] Cook CM, Thomas AW, Keenlside Lynn, Prato FS. Resting EEG is affected by exposure to a pulsed ELF magnetic field. *Bioelectromagnetics* 25 (2004) 196-203.
- [6] Cook CM, Thomas AW, Prato FS. Human Electrophysiological and Cognitive Effects of Exposure to ELF Modulated RF and Microwave Field: A Review of Recent Studies. *Bioelectromagnetics* 23 (2002) 144-157.
- [7] Cook CM, Thomas AV, Keenlside L, Prato FS. Resting EEG Effects During Exposure to a pulsed ELF Magnetic Field. *Bioelectromagnetics* 26 (2005) 367-376.
- [8] Firoozabadi SMP, Saneiei SA. *Introduction to Biomedical Engineering*. Volume 1. Tehran. Azad University 2009.
- [9] Frederick JA, Timmermann DL, Russell HL, Lubar JF. EEG coherence effects of audio-visual stimulation (AVS) at dominant and twice dominant alpha frequency. *Neurotherapy* 10 (2004) 1-17.
- [10] Fuchs T, Birbaumer N. Neurofeedback Treatment for Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder in Children: A Comparison with Methylphenidate. *Psychophysiology and Biofeedback* 28 (2003) 1-12.
- [11] Gunkelman JD, Johnstone J. Neurofeedback and the Brain. *Adult Development* 3 (2005) 93-98.
- [12] Guyton AC, Hall JE. *Textbook of Medical Physiology*. Translated by: Shadan F. Volume 2. 11th ed. Tehran. Chehr co. 2006.
- [13] Heinrich H, Gevensleben H, Strehl U. Annotation: Neurofeedback – train your brain to train behavior. *Child Psychology and Psychiatry* 48 (2007) 3-16.
- [14] Kobayashi M, Pascual-Leone A. Transcranial Magnetic Stimulation in Neurology. *Lancet Neurology* 2 (2003) 145-156.
- [15] Kropotov JD. *Quantitative EEG, Event-Related Potentials and Neurotherapy*, First ed. Elsevier, 2009, p. 131-133.
- [16] Marino A, Bell B, Chesson A. Low-level EMFs are transduced like other stimuli. *Neurological Sciences* 144 (1996) 99-106.
- [17] Ochs L. Low Energy Neurofeedback System (LENS): Theory, background, and Introduction. *Neurotherapy* 10 (2006) 5-39.
- [18] Othmer SF. Interhemispheric EEG Training. *Neurotherapy* 9 (2005) 87-96.

- [19] Pineda JA, Brang D, Hecht E, Edwards L, Carey S, Bacon M, Futagaki C, Suk D, Birnbaum C, Rork A. Positive behavioral and electrophysiological changes following neurofeedback training in children with autism. *Research in Autism Spectrum Disorders* 12 (2008) 389-400.
- [20] Ruchkin D. EEG coherence. *Psychophysiology* 57 (2005) 83-85.
- [21] Rush S, Discoll DA. *EEG electrode Sensitivity: an application of reciprocity. IEEE Trans Biomed Eng* 16 (1969) 15-22.
- [22] Salansky N, Fedotchev A, Bpndar A. Responses of the Nervous System to Low Frequency Stimulation and EEG Rhythms: Clinical Implications. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 22 (1998) 395-409.
- [23] Shafiei Darabi SA, Firoozabadi SM, Ghabaee M, Rasoulzadeh Tabatabaie K. Investigation of Resonance Effect Caused by Exposure of Local extremely low frequency Magnetic Field on Brain Signals. *Qom University of Medical Sciences Journal* 5 (2011) 53-60.
- [24] Shafiei Darabi SA, Firoozabadi SM, Rasoulzadeh Tabatabaie K, Ghabaee M. Investigation of EEG Changes during Exposure to Extremely Low Frequency Magnetic Field (ELF MF) on a Small Area of Brain. *Koomesh* 12 (2011) 167-174.