



ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

نقشه برداری قبل از جراحی مغز در زمان فلج مغزی با استفاده همزمان از EEG و MRI کاربرد ی با بزرگ نمایی بالا : امکان سنجی و نخستین نتایج

چکیده :

هدف این مطالعه نشان دادن این امر است که قشر مغزی و فلج مغزی مربوط به تغییرات همودینامیک می تواند با خیال راحت و قابل اعتماد با استفاده الکتروانسفالوگرافی همزمان (EEG) کاره تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (fMRI) در میدان (UHF) برای ارزیابی بالینی تشخیص بیماران مبتلا به فلج مغزی استفاده شود . مواد و روش های EEG-fMRI در T7 با استفاده از یک راه اندازی بهینه سازی شده در نه بیمار مبتلا به فلج مغزی به دست آمده است. با توجه به محل ضایعه، نقشه برداری قشر مغزی (زبانی و حرکتی) نیز در دو بیمار انجام شد.

نتایج با وجود آثار قوی، اصلاح MRI EEG می تواند با الگوریتم حذف مصنوع بهینه سازی شده به آید، و اجازه شناسایی قوی از تخلیه فلج مغزی را می دهد. تجزیه و تحلیل مربوط توپوگرافی حساس به نویز و محلی سازی منبع الکتریکی نیز با موفقیت انجام شد. محلی سازی تغییرات همودینامیک مربوط به فلج مغزی سازگار با ضایعه در سه بیمار تشخیص داده و هماهنگ با یافته های به دست آمده در T3 است. تلفات محلی سیگنال در مناطق خاص، در اصل به ناهمگونی های B1 به علت بستگی به آرایش هندسی EEG منجر شده است . نتیجه گیری این نتایج نشان می دهد که نقشه برداری پیش از جراحی شبکه مبتلا به فلج مغزی و قشر مغزی در UHF امکان پذیر است، بر طبق مکان یابی زخم، یی نقشه برداری قشر مغزی زبانی و حرکتی T3 در دو بیمار انجام شد.

لغات کلیدی : EEG-fMRI ، نقشه برداری قبل از جراحی، فلج مغزی، بزرگنمایی با وضوح بالا

تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (fMRI) یک روش غیر تهاجمی است که قادر به تشخیص تغییرات همودینامیک مربوط به فعالیت های عملکردی مغز است. روش به طور گسترده در سطح خون اکسیژن وابسته (BOLD) اثر استفاده می شود، که با توجه به اصلاح محلی حساسیت مغناطیسی ناشی از خواص پارامغناطیس [1] دزوکسی هموگلوبین است. توانایی به دست آوردن fMRI در میدان (UHF) این فرصت را به حد زیادی افزایش می دهد، حساسیت کنتراست BOLD پس از بهبود رزولوشن فضایی با کاهش تعداد حوادث مورد نیاز برای مشاهده یک اثر قابل توجه [2,3] ارائه می شود. علاوه بر این، سهم سیگنال داخل عروقی از رگ تخلیه با قدرت میدان مغناطیسی [4] کاهش می یابد، فرض می شود محلی سازی دقیق تر است. این مزایا این امکان را برای مشخص کردن بهتر شبکه های مبتلا به فلج مغزی با استفاده از الکتروانسفالوگرافی همزمان (EEG) و به منظور افزایش درک ما از BOLD [5] با پاسخ منفی است. EEG-fMRI در UHF شناسایی دقیق تر از مناطق فلج مغزی و قشر حیاتی کاربردی در طول ارزیابی پیش از جراحی فراهم می کند. حساسیت بهتر EEG-fMRI ممکن است برای بیماران با چند تخلیه تشنج فلج مغزی (IED) و یا کسانی که با کاهش در T3 مواجه شده اند مفید باشد.

با این حال، EEG در انجام FMRI، به خصوص در UHF، از مصنوعات مختلف کیفیت داده مصالحه رنج می برد. نخست، مصنوعات شیب EEG در کسب fMRI کاملاً مبهم می باشد. سوئیچینگ سریع شیب میدان مغناطیسی تولید القای الکترومغناطیسی برای حلقه تشکیل شده توسط سیم EEG می کند، دامنه آن بستگی به نرخ کشت شیب [6] دارد. اگر EEG با MR هماهنگ باشد، مصنوعات گرادیان شدت دوره ای و تکرار آن به راحتی می تواند با استفاده از میانگین متحرک قالب مصنوع [7,8] حذف شود. دوم، حرکت یا لرزش الکترودها منجر به تولید میدان مغناطیسی نیروهای الکتریکی القا شده در EEG می شود که متناسب با قدرت میدان هستند [9]. به طور خاص، مصنوعات پالس (PA)، به دلیل ترکیبی از تکان حرکت تحت هر ضربان قلب می باشند، گسترش

پوست سر القا حرکت الکتروود نزدیک شریان سطحی و اثر هال تولید شده توسط جریان خون [10,11] را منجر می شود ، EEG به شدت آلوده. بر خلاف آثار شیب، PA ثابت و بین ضربان های پی در پی بسیار متغیر هستند. استفاده متوسط مصنوع (AAS) برای حذف PA کافی است، به خصوص در زمینه بالاتر [8، 12، 13]، که در آن دامنه و تنوع تا حد زیادی با قدرت میدان مغناطیسی [14] افزایش نمی یابند. دومین گام با استفاده از تجزیه و تحلیل مستقل جزء (ICA) [15] و یا مجموعه ای بهینه اساس (OBS) [16] به طور کلی برای حذف مورد استفاده بوده است. در UHF، ارتعاشات ناشی از پمپ هلیم [17] و یا از طریق سیستم تهویه [18] می تواند به طور جدی بر روی کیفیت EEG تاثیر بگذارد، اما می توان آن ها را با استفاده از یک راه اندازی بهینه سازی شده [19] محدود کرد. حرکت خود به خود EEG در زمینه بالاتر تاثیر می گذارد و سازش شیب پس از آن و تصحیح PA با استفاده از میانگین متحرک تفریق الگو می باشد. پارامترهای تجدید fMRI می تواند برای بهبود حذف شیب مصنوع [20] مورد استفاده قرار گیرد ، و سنسورهای پیرو الکتریک و یا حلقه های اضافی در EEG می تواند برای فیلتر کردن نقائص [9,21,22] مورد استفاده قرار گیرد.

علاوه بر این، حضور الکترودهای EEG و سیم رسانای همگن ، میدان مغناطیسی ایستا (B_0) را تغییر می دهد و اخلاص در فرکانس رادیویی (RF) درست (B1) ایجاد می کند ، که منجر به ترک سیگنال محلی و اعوجاج در مجاورت الکترودهای EEG و کاهش جهانی نسبت سیگنال نویز (SNR) می شود. [23]. این مصنوعات به طور عمده به قدرت میدان بستگی دارد و به طور قابل توجهی می تواند تحت تاثیر کیفیت تصویر UHF قرار بگیرد . با این حال، با توجه به اینکه سر و صدا فیزیولوژیکی نیز کاهش می یابد، SNR تصاویر کاربردی ، حتی در حضور متراکم آرایه EEG [24] کمتر آسیب دیده است.

علاوه بر آثار قابل توجهی که ذکر شد ، ضبط همزمان EEG و fMRI در UHF نگرانی مهمی در مورد ایمنی بیمار ایجاد می کند . اول، حضور مواد EEG ممکن است توزیع میدان انتقال B1 را تغییر می دهد، و در نتیجه میزان جذب خاص محلی (SAR) پیش بینی نشده است [25]. دوم، طول موج پالس فرکانس رادیویی با شدت

میدان مغناطیسی ایستا کاهش می یابد ، افزایش خطر عوارض آنتن رزونانس در سیم، به خصوص در T7. [27] ،

[26]

در این گزارش، نتایج اولیه در نه بیمار با استفاده از فلج مغزی همزمان EEG-fMRI در T7 ارائه شده است. هدف ما این است که با استفاده از یک راه اندازی بهینه سازی و مصنوعات مناسب الگوریتم حذف، قشر و تغییرات همودینامیک مربوط به فلج مغزی را می توان با خیال راحت و قابل اعتماد در UHF برای ارزیابی پیش از جراحی بالینی بیماران مبتلا به فلج مغزی تشخیص داد. این اولین گزارش همزمان کسب EEG-fMRI در UHF در بیماران مبتلا به فلج مغزی است.

مواد و روش ها

بیماران

نه بیمار مبتلا به فلج مغزی همزمان EEG و fMRI در T7 برای این مطالعه UHF انتخاب شدند، بیماران با سوء ظن یا اختلالات توسعه قشر مغز قوی، می توانند از تصویربرداری ساختاری با زمینه بالاتر بهره مند شوند، انتخاب شدند. فرکانس یک معیار ورود به مطالعه است. آزمایش تا به حال همزمان در دو بیمار به دلیل تشنج در طول تصویربرداری (بیمار 2) و احساس سرگیجه (بیمار 7) قطع شد. بر طبق مکان یابی زخم، یک بیمار تحت یک آزمایش fmri زبانی (بیمار 9) قرار گرفته و یک بیمار یک fmri حرکتی (بیمار 8) را برای نقشه برداری قبل از جراحی قشر مغزی جهت حفاظت در طی جراحی قرار گرفت. جزئیات بالینی برای هر بیمار در جدول 1 ارائه شده است. همه بیماران با رضایت نامه کتبی ، و با مطالعه توسط کمیته اخلاق محلی تایید شده اند.

جمع آوری داده ها

EEG-fMRI همزمان

جمع آوری EEG-fMRI همزمان در یک اسکنر تنها سر T-7 (زیمنس Magnetom، ارلانگن آلمان) مجهز به انتقال هشت کانال انجام شد، RF (سریع پزشکی، Rimpax، آلمان) در طول 20 دقیقه در حالت استراحت با چشمان بسته انجام شد. همه تصاویر کاربردی با استفاده از یک T_2^* به دست آمد. $(TR = 2000 \text{ ms}, TE = 25 \text{ ms}, \alpha = 78^\circ, \text{voxel size} = 1.5 \times 1.5 \times 1.5\text{-mm}^3)$ ،
 32 axial slices with 1.5-mm interslice gaps)

جدول 1. جزئیات بالینی و نتایج حاصل از هر بیمار

راه اندازی EEG، با یک الکتروود سفارشی 64 بهینه سازی شده، هرشینگ، آلمان (متصل به دو تقویت کننده MR سازگار (محصولات مغز، گیلشینگ، آلمان) از طریق دو کابل فوق العاده کوتاه، مورد استفاده قرار گرفت [19]. هر سرب الکتروود شامل دو الکتروود یکی در نزدیکی و یک مقاومت 5 کیلو اهم در اتصال برای محدود کردن جریان.

بیمار 9 نیز EEG-fMRI را به طور همزمان در T3 (زیمنس پریمزا مناسب، ارلانگن آلمان) انجام داده بود. تصاویر کاربردی با استفاده از یک سیم پیچ 20 کانال با یک توالی $(TR = 2000 \text{ ms}, TE = 25 \text{ ms})$ ، $(TE \alpha = 90^\circ, \text{voxel size} = 3 \times 3 \times 3.75\text{-mm}^3, 32 \text{ axial slices})$ به دست آورد. EEG در 1 کیلوهرتز با 256 کانال EEG MR سازگار (متشکل از سطوح هندسی شرکت، یوجین، USA، OR) ثبت شده است.

تصویربرداری ساختاری

حساسیت وزن (SWI) برای مقاصد محلی سازی در یک جلسه جداگانه و بدون EEG به دست آورد با استفاده از یک سیم پیچ سر 32 کانال (نوا پزشکی، MA، USA).

نقشه یابی عملیات زبانی و حرکتی

دو روش برای محلی سازی عملیات حرکتی اولیه از هر دو دست در بیمار 8 اجرا می شود. در طول چهار بلوک متناوب فعال سازی با چهار بلوک ، هر یک با مدت زمان 24 ثانیه برای باز کردن و بستن دست (چپ یا راست) انجام شد.

بیمار زبانی 9 در طی fMRI آن به هشت جمله خوانا و ناخوانا در 24 ثانیه با بلوک های کنترل متناوب در طی آن جملات [30] انجام شد. برای این بیمار، همان زبان در T3 انجام شد.

تحلیل داده ها

پردازش EEG

از آنجا که اکثر آثار متناسب با میدان مغناطیسی بوده و در T7 بسیار قوی تر می باشد ، شیب و اصلاح PA برای محدود کردن باقیمانده مصنوع بسیار مهم است. الگوریتم حذف مصنوع معمولی بر اساس یک حرکت متوسط قالب با استفاده از همسایه مصنوع [7,31] برای جلوگیری از آثار بزرگ، مانند حرکت اقتباس شده است. مصنوعات گرادیان با استفاده از میانگین روش مصنوع تفریق در حال اصلاح حرکت [7] می باشند. با این وجود، فیلتر میانه حساسیت کمتری نسبت به نقاط دورافتاده تر از حد متوسط فیلتر [32] دارد ، و بر این اساس، متوسط L مصنوعات با میانگین ترکیبی و فیلتر میانه قدرت در هر دو روش جایگزین شد. برای هر نقطه ، ارزش L طبقه بندی شده است ، و مقدار ماکزیمم و مینیمم K از متوسط حذف ($L = 30$ ، $K = 3$) می باشد. این روش محرومیت نقاط دورافتاده بزرگ قالب و بسیار کمتر به حرکت حساس هستند.

سپس EEG برای 1KHZ نمونه بود، و PA با استفاده از یک سیگنال بالیستو کاردیوگرام برآورد محاسبه شده است ، به عنوان تفاوت بین سیگنال های EEG متوسط از یک زیر مجموعه از 20 الکتروود (FT9 / FT10، C5 ، FC5 / FC6 ، F5 / F6 ، AF7 / AF8 ، F7 / F8 ، TP7 / TP8 ، T7 / T8 ، FT7 / FT8 ، TP9 / TP10

C6 / تشخیص داده شد، در واقع سمت راست و در مناطق زمانی چپ [33]. حذف PA به طور کلی با استفاده از AAS و بعد از اصلاح PA انجام می شود [31]. با این حال، PA توسط یک تنوع بزرگ در دامنه و شکل موج های پی در پی بین ضربان قلب مشخص شده است، با افزایش شدت میدان مغناطیسی و افزایش دادن آن بعد از اصلاح PA [14]. برای مقابله با این تنوع، روش میانگین متحرک معمولی با میانگین غیر محلی (NLM) فیلتر [34] که در آن PA تکرار می شود مهم است.

برای هر کانال، دوره های EEG در اطراف پیک PA استخراج می شوند، و در نتیجه ماتریس X با ابعاد [T, N] که در آن N تعداد تکرار PA و T تعداد نمونه زمان در دوره است. به طور خودکار برای هر بیمار برای مقابله با تنوع ضربان قلب تنظیم شد. مقدار L2 هنجار دی، J بین هر جفت از دوره PA ذخیره شده در محاسبه X شد. پس از آن یک ماتریس وزن ساخته شده است:

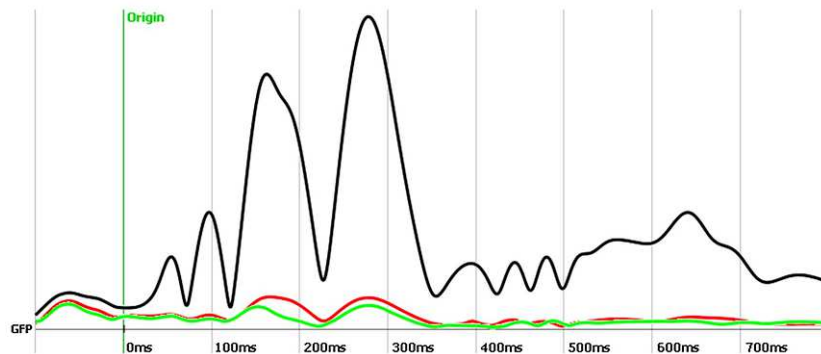
$$w_{i,j} = e^{-\frac{d_{i,j}^2}{\lambda^2}}$$

که در آن λ یک پارامتر فیلتر 0.3 است.

سپس هر PA با استفاده از NLM برآورد شده است:

$$\widehat{PA}_i = \frac{\sum_{j=1}^N (w_{i,j} X_j)}{\sum_{j=1}^N w_{i,j}}$$

این روش اجازه می دهد تا اصلاح PA با حساسیت کمتری به حرکت سر خود به خود و به تنوع بالا بین وقوع PA پی در پی انجام گیرد. با استفاده از این الگوریتم، حضور باقیمانده در مقایسه با اصلاح استاندارد AAS (شکل 1) قابل اغماض بوده است، و هیچ گام اضافی با استفاده از ICA یا OBS مورد نیاز نیست.



شکل 1. قدرت متوسط پالس در یک بیمار قبل از اصلاح (سیاه و سفید) بعد از تفریق مصنوعی متوسط (AAS) (رنگ قرمز) و بعد از میانگین غیر محلی متوسط (NLM) (سبز). مصنوعات باقیمانده بعد از اصلاح NLM کمتر

از بعد از اصلاح AAS

پردازش fMRI

تمام پردازش fMRI و تجزیه و تحلیل مدل خطی عمومی (GLM) با استفاده از SPM8 (مرکز تصویربرداری عصبی، UCL، لندن، انگلستان) انجام شد. تصاویر MRI عملیات حرکتی اصلاح شد، بر روی یک تصویر ساختاری با وضوح بالا ثبت شده است، و فضایی با کرنل گوسی همسان گرد 4 میلی متر عرض کامل در نصف ارتفاع هموار دارد. سری های زمانی کاربردی توسط وکسل با GLM استفاده شد. نویز با فرکانس پایین و رانش سیگنال با استفاده از یک تبدیل کسینوسی گسسته اساس مجموعه ای با یک دوره قطع فیلتر 128 بازدید کنندگان برداشته شد. شش پارامتر (R) و ولترا $R_1 R_1^2 R_{1-1} R_{1-1}^2$ استنباط شده است، که در آن T و T - 1، به ترتیب، نحوه اندازه گیری متغیر فعلی و قبلی [35] با استفاده از تجزیه مقدار منفرد (SVD) می باشند. NC مولفه اول SVD توضیح حداقل 99 درصد از واریانس می باشد، و یا شش مولفه اول SVD اگر $NC > 6$ ، به مدل GLM عنوان رگرورها همگام شدند. این کاهش SVD اجازه می دهد تا در نظر گرفتن 24 پارامترهای تجدید به حذف هر گونه واریانس مربوط به حرکت باقی مانده بدون کاهش بیش از حد تا حد زیادی تعداد درجه آزادی در حالی که اطمینان تعامد مدل ایجاد شده است.

تحلیل های مربوط به توپوگرافی و اسپایک

فیزیولوژیست عصبی تجربه بصری IED در EEG اصلاح شناسایی شده است. اگر IED در طول EEG-fMRI به طور همزمان ثبت شود، یک نقشه توپوگرافی فلج مغزی بیمار خاص با میانگین IED در EEG بالینی به دست می آید، خارج از MRI تشخیص داده ساخته شده است. حضور این نقشه توپوگرافی فلج مغزی در داخل MRI EEG با استفاده از اتصالات مبتنی بر همبستگی اندازه گیری شد. زمان بندی یا زوند زمانی همبستگی مبتنی بر توپوگرافی با تابع پاسخ هیدروینامیک متعارف ترکیب شده و به عنوان رگرسیون برای تحلیل EEG-fMRI استفاده شد. توپوگرافی IED مرتبط و یا بیمار خاص تغییرات همودینامیک مرتبط با استفاده از آزمون $P < 0.05$ ، خطای عاقلانه (FWE) اصلاح برای مقایسه چندگانه [تشخیص داده شد.

تصویربرداری منبع الکتریکی

تصویربرداری منبع برق (ESI) [37] همچنین با نقشه فلج مغزی تشنج [38] و مقایسه با محلی سازی از fMRI با استفاده از نرم افزار کارتول (<https://sites.google.com/site/fbmlab/cartool>) در دسترس انجام شد. این مدل با استفاده از مدل به صورت محلی کروی با محدودیت تشریحی (LSMAC) [38] بر اساس وضوح بالا تصویربرداری ساختاری بیمار ساخته شده است. یک الگوریتم معکوس راه حل خطی توزیع شده با محدودیت بیوفیزیکی برآورد D3 توزیع چگالی جریان [39] استفاده شده است. نقشه EEG در 50 درصد افزایش مرحله از بمب های دست ساز به طور متوسط برای تجزیه و تحلیل منابع در نظر گرفته شده است، این نحوه اندازه گیری متغیر محلی با دقت بیشتری منبع الکتریکی اساسی از پیک در حال حاضر شامل مناطق اسپایک انتشار [40].

نقشه برداری حرکتی و زبانی

برای انجام وظایف حرکتی و زبانی، طرح بلوک با تابع پاسخ همودینامیک متعارف ترکیب شد، و مناطق فعال با استفاده از تجزیه و تحلیل GLM ($P < 0.05$)، اصلاح عاقلانه برای مقایسه چندگانه) مشخص شدند.

نتایج

تجزیه و تحلیل های مربوط به توپوگرافی اسپایک

پس از بهینه سازی شیب و حذف PA، EEG بصری با کیفیت عالی و بدون باقیمانده قابل توجه بود. با وجود PA دامنه بزرگ و با شکل موج پیچیده تر از در زمینه پایین تر، بمب های دست ساز را می توان بعد از اصلاح در دو بیمار شناسایی (بیماران 1 و 9، شکل 2). در چهار بیمار، هیچ IED، تشخیص داده نشد حتی EEG در خارج از MRI به دست آمده است. برای آخرین بیمار، IED خارج MRI مشخص و مورد استفاده برای ایجاد یک نقشه توپوگرافی فلج مغزی (بیمار 4) شد. جزئیات بالینی و نتایج برای هر بیمار در جدول 1 خلاصه شده است.

بیمار 1

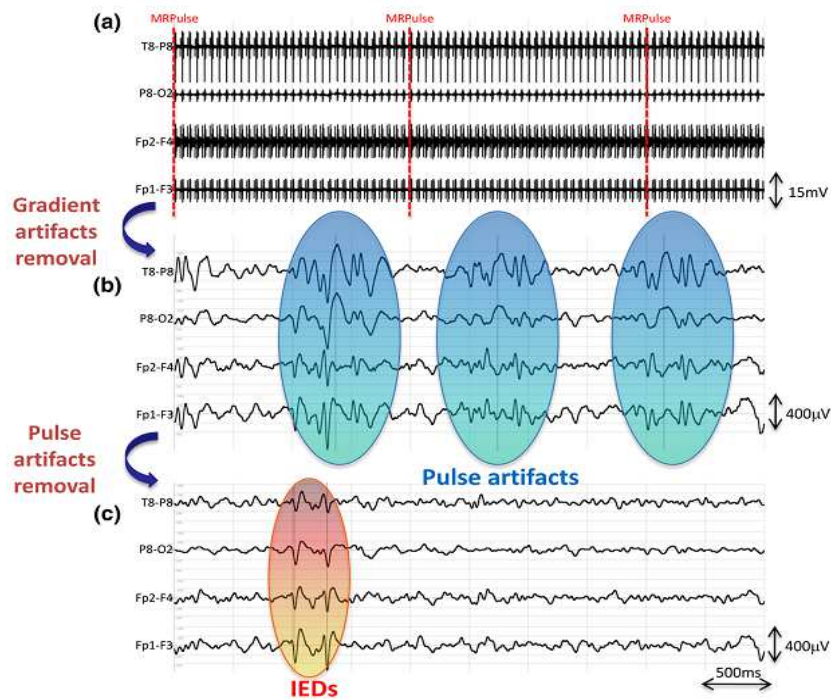
پس از گرادیان و اصلاح PA، 28 جدار چپ IED در EEG در انجام fMRI (شکل 2) مشخص شد. سازه MRI یک ضایعه قشری پراکنده در منطقه چپ گیجگاهی در T2 و مایع ضعیف بهبود واریونگی (FLAIR) توالی فشار بالا ایجاد کرده اند، تمایز مبهم میان ماده خاکستری و سفید در T3 نشان داده شده است، مطرح کننده دیسپلازی قشر کانونی و فشار بالا در SWI در T7 (شکل 3a). تغییرات BOLD مربوط IED در قشر مزیا ل گیجگاهی چپ در تطابق با ضایعه (شکل 3b) قرار گرفتند. ESI با استفاده از داخل EEG MRI شناسایی و در همان منطقه (شکل 3c) واقع شده بود

بیمار 4

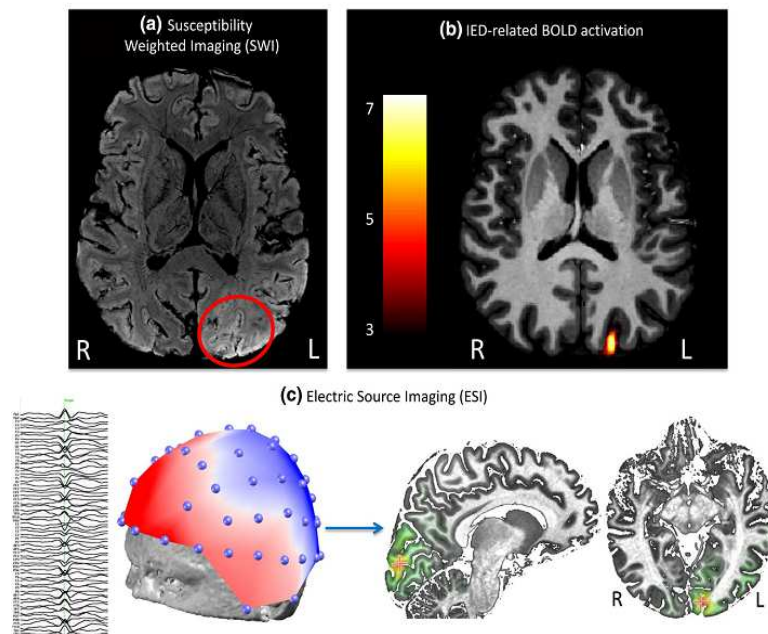
دیسپلازی پیشانی چپ در تصویر برداری ساختاری از این بیمار شناسایی شد ، در حالی که دو جانبه IED در EEG خارج MRI تشخیص داده شد. با این حال، در طول به طور همزمان EEG-fMRI تشخیص داده شد، و تغییرات BOLD مربوط به توپوگرافی در مناطق پیشانی گیجگاهی دو طرفه با استفاده از نقشه های توپوگرافی تشنج به دست آمده در خارج از MRI قرار داشتند.

بیمار 9

تصویر برداری ساختاری در T7 دیسپلازی قشر کانونی کوچک در چپ (شکل a4) را نشان داد . تشنج EEG در خارج و داخل MRI توسط خوشه ثبت شد ، مجموع، خوشه و موج غیر طبیعی تتا و فعالیت دلتا مشخص شد. ما تصمیم به انجام تجزیه و تحلیل مربوط توپوگرافی به مدل بهتر فعالیت فلج مغزی تشنج گرفته ایم . نقشه توپوگرافی فلج مغزی در خارج از اسکنر MRI با استفاده از EEG به دست آمد (برق ژئودزیک، 256 الکتروود). این نقشه محلی سازی از منابع فلج مغزی با ESI در لوب چپ زمانی (شکل b4) در تطابق با حضور ضایعه می شود. فعال سازی BOLD با تجزیه و تحلیل مربوط به توپوگرافی با استفاده از این نقشه همان در همان منطقه از لوب تمپورال (شکل c4) به دست آمده است . برای این بیمار، همزمان EEG-fMRI را نیز در T3 با MR سازگار EEG مختلف (EGI، 256 الکتروود) به دست آورد. تجزیه و تحلیل مربوط توپوگرافی متوجه در T3 با دقت در همان محل به عنوان T7 با قدرت آماری پایین تر (شکل c4) تولید تغییرات BOLD مثبت انجام داده است.



شکل 2. رزونانس مغناطیسی (MR) مربوط به حذف مصنوع و الکتروانسفالوگرافی (EEG). از EEG خام با مصنوعات شیب. EEG B پس از حذف مصنوع شیب در مدت زمان مشابه. مصنوعات پالس به رنگ آبی مشخص شده است. EEG C پس از حذف مصنوع پالس در همان دوره زمانی. تخلیه تشنج فلج مغزی (IED)، خارج از تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (MRI) به دست آمده، با رنگ قرمز برجسته شده است.



شکل 3. محلی سازی فعالیت فلج مغزی تشنج در بیمار 1. تصویربرداری حساسیت وزن یک ضایعه آشکار مزیال گیجگاهی چپ (رنگ قرمز) است. b تخلیه فلج مغزی تشنج (IED) در سطح خون اکسیژن وابسته به تغییرات مربوط (BOLD) ($P < 0.001$ ، 20 و کسل خوشه حد، برای تجسم) در سمت چپ مزیال گیجگاهی هماهنگ با ضایعه می شود. c داخل تصویر برداری مغناطیسی رزونانس (MRI) میانگین IED و پوست سر مربوطه بر روی نقشه توپوگرافی. تصویربرداری منبع الکتریکی هماهنگ با ضایعه و IED از BOLD

قشر مغزی

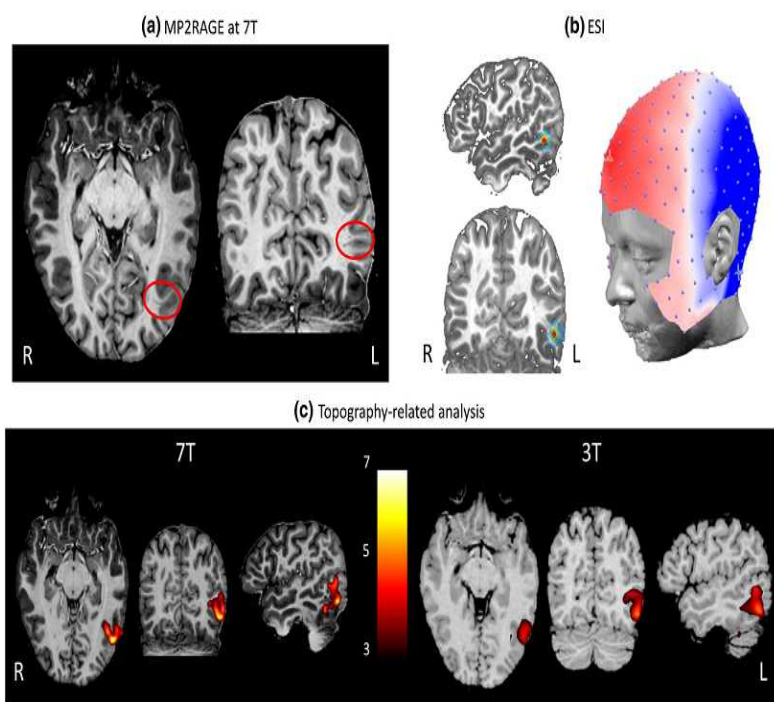
بیمار 8

از fMRI حرکتی متوجه شدم در بیمار 8 هیچ فعال سازی قابل توجهی در مقابل قشر حرکتی اولیه تنها در مخچه همان طرف تولید نمی شود. این می تواند توسط یک ترک تحصیل سیگنال مهم در مناطق اطراف (شکل a5) با توجه به حضور اتصال EEG و سیم است. تصاویر اکو و B_1^+ نقشه با استفاده از یک توالی [41] در فانتوم با همان 64 کانال این یافته (شکل B5) تایید شده است. این ناهمگونی B_1^+ به شدت وابسته به آرایش

هندسی منجر رسانا در EEG است. استفاده خالص MR سازگار (EGI، 256 الکتروود، با سیم همگرا به سمت پشت گردن به جای بالای سر) به طور کلی در کاهش SNR منجر به B1 بسیار متفاوت توزیع (شکل C5 تولید شده است).

بیمار 9

fMRI در بیمار زبانی 9 فعال سازی قابل توجهی در شکنج قدامی پائین چپ و شکنج گیجگاهی چپ (شکل a6) داشته است، هماهنگ با گزارش قبلی [30] نشان داده شده است. همان کاری که در T3 در بیمار تولید همان فعالانه به شدت در همان مناطق متوجه شدم، هر چند با ارزش آماری پایین تر (شکل b6).



شکل 4. محلی سازی فعالیت فلج مغزی تشنج در بیمار 9. با وضوح بالا تصویربرداری ساختاری (MP2RAGE)، آشکار زمانی دیسپلازی قشر کانونی چپ (برجسته به رنگ قرمز). b تصویربرداری منبع برق متوجه استفاده از تخلیه فلج مغزی تشنج (IED) ثبت خارج تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (MRI). منبع الکتریکی در خلفی چپ شکنج گیجگاهی میانی نزدیک به ضایعه واقع شده است. c توپوگرافی مربوط به خون

اکسیژن-وابسته به تغییرات سطح (BOLD) به دست آمده توسط همبستگی مکانی از نقشه توپوگرافی به فلج مغزی به دست آمده در خارج از MRI (fMRI). تغییرات BOLD ($P < 0.001$, 20 خوشه حد، برای تجسم) در وسط گیجگاهی نزدیک به ضایعه در T7 (چپ) و T3 (سمت راست) قرار داده شد.

بحث

این کار نشان می دهد که امکان ضبط همزمان EEG-fMRI در T7 در بیماران مبتلا به فلج مغزی با استفاده از یک راه اندازی بهینه سازی شده است که برای کاهش سر و صدای محیط [19] و با استفاده از تکنیک های اصلاح مصنوعی اصلاح شده برای حذف بهتر باقیمانده مصنوعی (شکل 1) نشان داده شده است. پس از اصلاح شیب و تشخیص IED PA، با کیفیت EEG اجازه و امکان انجام تحلیل توپوگرافی تشنج و جود دارد. ما همچنین امکان تکمیل ارزیابی پیش از جراحی توسط محلی سازی قشر مغزی با FMRI را نشان می دهیم.

ایمنی و آسایش بیمار

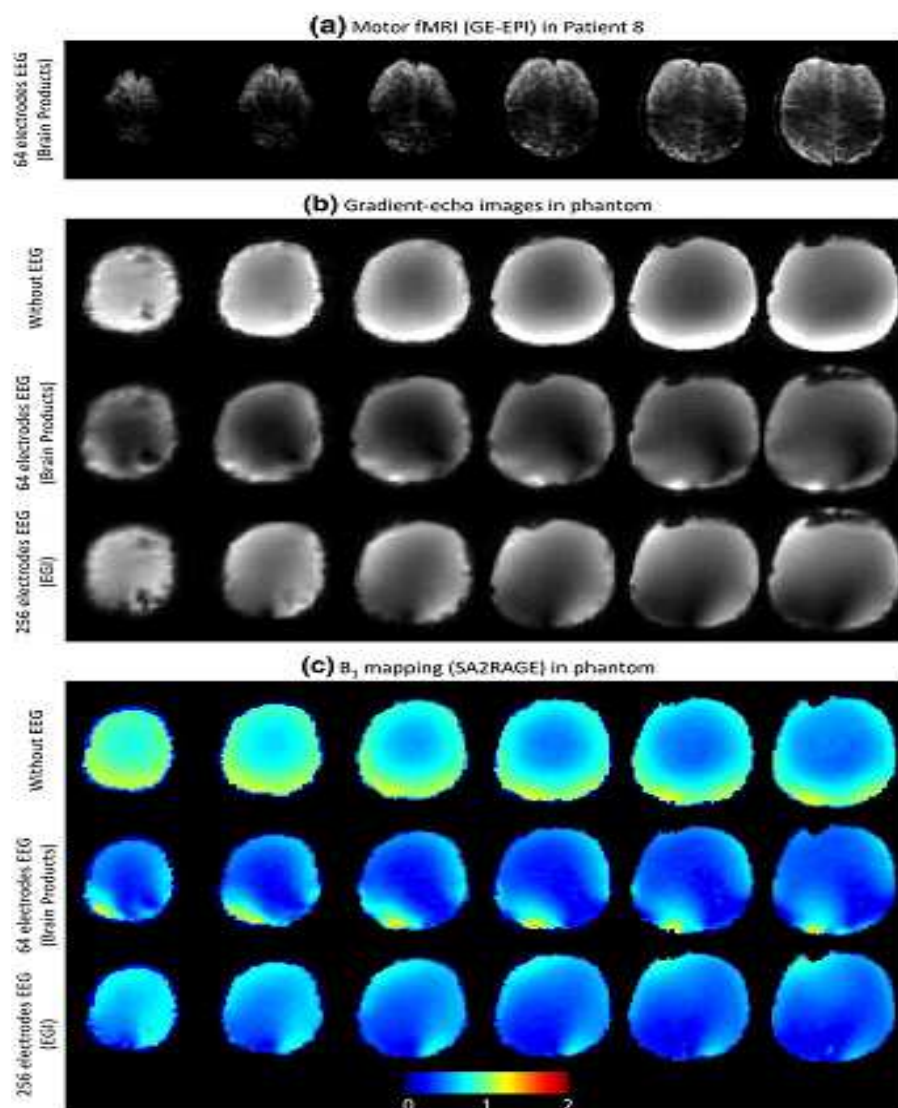
همانطور که در مطالعه قبلی در فانتوم و افراد سالم با این راه اندازی گزارش شد، هیچ افزایش درجه حرارت قابل توجهی در الکترودهای EEG به طور همزمان [19] پیدا نشد. هیچ کدام از بیماران هر گونه احساس گرما یا ناراحتی در طول ضبط نداشته اند. یکی از بیماران در طول تصویربرداری ساختاری تشنج کرده و آزمون بلافاصله به دلایل ایمنی قطع شد. خطر ابتلا به تشنج در MRI وابسته به قدرت است و ممکن است میدان را کاهش دهد. ما بیمارانی که مکرر تشنج تونیک کلونیک ژنرالیزه ندارد استخدام و دارو قبلا امتحان شد بر روی آن ها. یکی دیگر از بیماران هنگامی که به میدان مغناطیسی منتقل شد سرگیجه گرفت. عوارض جانبی مانند تهوع، سرگیجه، طعم فلز در دهان، و یا چشمک نور در UHF در مقایسه با زمینه پایین تر افزایش یافته است اما به طور کلی به خوبی تحمل شده است [42].

حذف نمونه های مربوط به MRI

راه اندازی بهینه سازی شده با سیم همراه خیلی کوتاه در این کار اجازه می دهد تا کاهش قابل توجهی در سهم سر و صدای محیط ایجاد شود، با توجه به ارتعاشات، که در نتیجه در آثار مکشوفه مهم در UHF [19] می باشد. به منظور حساسیت کمتری نسبت به نقائص ، ما با استفاده از میانگین ترکیبی و الگوریتم حرکت متوسط به حذف آثار شیب می پردازیم. به لطف هماهنگ سازی EEG با MR، این آثار با موفقیت اصلاح شد. PA در UHF توسط یک دامنه بزرگ و تنوع زیادی بین ضربان پی در پی قلب های است. برای مقابله با آن، ما یک الگوریتم NLM با موفقیت PA با استفاده از AAS معمولی (شکل 1) اجرا کرده ایم . با توجه به اینکه EEG اصلاح با کیفیتی داشته، باقیمانده قابل مشاهده است، مرحله دوم با استفاده از ICA یا OBS مورد نیاز نمی باشد، در نتیجه کاهش زمان پردازش و ساخت خط لوله اصلاح مصنوع به طور کامل برای پردازش زمان واقعی است.

شکل 5 تصویر با کیفیت کاربردی در حضور الکتروانسفالوگرافی (EEG). تصاویر کاربردی آگرادپان اکو تصویربرداری اکو مسطح (GREEPI)] در طول حرکتی تصویرسازی تشدید مغناطیسی کارکردی (fMRI) در بیمار 8. تلفات سیگنال مهم در مناطق قابل مشاهده است. b تصاویر GRE در یک فانتوم بدون EEG (ردیف بالا)، با سیستم 64 کاناله مغز (ردیف وسط) و با 256 کانال سیستم EGI (ردیف پایین). تلفات سیگنال در بخش محوری بالا با سیستم مغز آمپر واقع، در حالی که آن ها در مناطق خلفی با سیستم EGI واقع شده است.

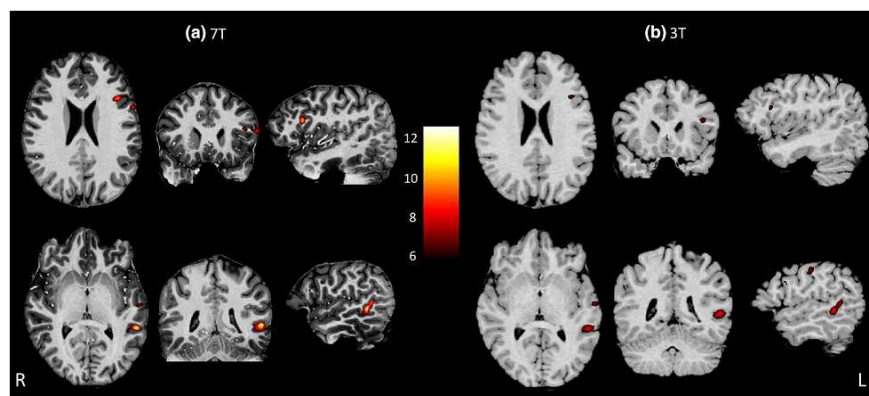
B_1^+ C نقشه های به دست آمده با توالی SA2RAGE بدون EEG (ردیف بالا) بوده است، با 64 کانال سیستم مغز (ردیف وسط) و با 256 کانال سیستم EGI (ردیف پایین). B_1^+ توزیع درست به عنوان کسری از زاویه اسمی بیان شده است



ترکیب EEG-fMRI

پس از حذف MR مصنوعی، در داخل MRI EEG تغییرات همودینامیک مربوط به این فعالیت تشنج با موفقیت انجام شده بود. محلی سازی منبع فلج مغزی با این درون MRI IED انجام شد، برای محلی سازی فضایی و زمانی بهتر از فعالیت فلج مغزی تشنج [43، 44] ارائه شده است. در صورت عدم حضور و یا حوادث نادر تشنج، یک نقشه توپوگرافی برای فلج مغزی در خارج از MRI می توان مورد استفاده برای شناسایی تغییرات همودینامیک مربوط به فعالیت تشنج [36] قرار گیرد. این نوع تحلیل توپوگرافی بسیار حساس به نویز، مانند

باقیمانده PA و یا حرکت است. محل هماهنگ به فعالیت فلج مغزی با این روش، با توجه به ضایعه در تصاویر ساختاری، کیفیت فوق العاده EEG را اصلاح کرده و نشان می دهد.



شکل 6 نقشه برداری به زبان پیش از جراحی با استفاده از تصویرسازی تشدید مغناطیسی (fMRI) در بیمار 9 [خطای عاقلانه (FWE) اصلاح] در یک T7 و 3T. B در سطح ترکیب با اکسیژن خون (BOLD) $P < 0.05$ ، فعال در سمت چپ تشنج قدامی پائین به دست آمده و تشنج گیجگاهی در T3 و T7 مانده بود.

نقشه برداری قشر مغزی

مطالعات بسیار کمی نتایج fMRI به بیماران در UHF، گزارش شده است. در مطالعه ما، زبانی و یا حرکتی از fMRI برای نقشه برداری پیش از جراحی قشر مغزی در بیمارانی که ضایعه بالقوه به این مناطق دارند ارائه شده است، که در حین عمل جراحی پیشنهاد شد. شبکه زبانی، از جمله اتصال زمانی-جداری و مناطق فرونتال تحتانی، موفقیت در یک بیمار نقشه برداری شد. در مقابل، قشر اولیه حرکتی نمی تواند در بیمار دوم به دلیل استعفا سیگنال محلی قوی ناشی از سیم EEG و اتصالات کشیده شود. نقشه برداری پیش از جراحی قشر کاربردی را می توان در UHF متوجه شد، اما باید ترجیحا بدون الکترودهای EEG انجام شود. حتی در این مورد، توجه به آثار محلی، به خصوص در مناطق تحتانی پیشانی پرداخته می شود.

کیفیت تصویر

حضور نتایج سیستم EEG در تلفات SNR ، اگر چه تصاویر عملکردی کمتر از تصاویر ساختاری تحت تاثیر قرار [19، 24] می گیرند. مصنوعات حساسیت محلی به دلیل حضور الکتروود به مجموعه محدود بود و بر روی مغز تاثیر نمی گذارد. با این حال، نقشه های B_1^+ به شدت با حضور الکترودهای EEG قرار گرفتند. این منجر به ترک تحصیل سیگنال مهم در مناطق خاص ، بسته به پیکربندی EEG می شود. ترک سیگنال در منطقه با استفاده از 64 کانال مغز EEG تشخیص و تغییرات همودینامیک در قشر حرکتی اولیه بیمار 8 به خطر می افتد . با این حال، نقشه B_1^+ به دست آمده با استفاده از یک سیستم EGI 256 کانال در فانتوم توزیع های مختلف نشان داد ، با ضرر و زیان سیگنال غالباً در مناطق گیجگاهی. بسته به ناحیه ای از مغز مورد علاقه است، انتخاب EEG می تواند بسیار مهم باشد. بهبود احتمالی عبارتند از اصلاح طراحی برای به دست آوردن توزیع میدان همگن و یا استفاده از یک EEG بر اساس تکنولوژی جوهر رسانا (InkCap) که بهبود کیفیت تصویر در طول ضبط به طور همزمان [47] اجازه می دهد.

مقایسه با T3

تغییرات BOLD مربوط به توپوگرافی به دست آمده در T3 و T7 در بیمار 9 به طور مداوم و با دقت در همان منطقه از مغز در نزدیکی ضایعه واقع شد، شهادت به تکرارپذیری خوب در سراسر نقاط قوت درست، در حال حاضر با مقایسه T1.5 و T3 [48] نشان داده شده است. حساسیت BOLD به دست آمده در T7 بیشتر از T3 شناخته شده است ، اما این مقایسه از جمله در فلج مغزی به ویژه در مورد فعالیت های خود به خودی دشوار است زیرا ممکن است تا حد زیادی بین ضبط بسته به نوع فعالیت فلج مغزی (تعداد حوادث IED متفاوت است) است. محلی سازی زبان هر دو در T3 انجام شده و T7 در همان بیمار شبکه نشان داده شده است، اما حساسیت تا حد زیادی در زمینه بالاتر (شکل 6) افزایش یافته بود. مقایسه با تعداد بیشتری از بیماران برای تأیید این یافته مورد نیاز است ، هر چند افزایش حساسیت قدرت میدان خود را در مناطق مغز های مختلف [2,3] نشان داده شده است.

امکان سنجی بالینی و اهمیت

با وجود مزایای مختلف آن، نقش UHF MRI در زمینه های بالینی هنوز هم موضوع بحث است. این نتایج اولیه نشان می دهد که همزمان EEG-fMRI در UHF می تواند با خیال راحت برای نقشه شبکه های فلج مغزی استفاده شود. این تصویر برداری پیش از جراحی می تواند با محلی سازی قشر مغزی با استفاده از fMRI با حساسیت بیشتری تکمیل شود. این فرصت برای افزایش قدرت تفکیک فضایی، بهبود محلی سازی و ویژگی های فضایی می باشد؛ و یا برای کاهش مدت زمان آزمایش، افزایش بهره وری. به طور کلی، امکان ضبط-EEG fMRI در UHF دیدگاه های جدید برای مشخص کردن بهتر شبکه های مبتلا به فلج مغزی باز می شود و در نتیجه ممکن است برای هر دو پژوهش های اساسی و عملکرد بالینی بسیار مرتبط باشد.

نتیجه گیری

شبکه فلج مغزی و کاربردی قشر مغزی با استفاده از بهینه سازی راه اندازی EEG-fMRI و الگوریتم حذف مصنوع می تواند با خیال راحت در UHF انجام شود. کیفیت EEG اجازه می دهد تا تجزیه و تحلیل حساس به نویز مانند EEG توپوگرافی همبستگی مکانی، بازده محل دقیق تغییرات همودینامیک همبسته. B_1^+ ناهمگونی به شدت وابسته به انتخاب EEG است و می تواند به طور بالقوه در مناطق مورد نظر با تطبیق طرح کاهش یابد. این نتایج دیدگاه های جدید برای مشخص کردن بهتر شبکه های مبتلا به فلج مغزی در میدان بالاتر، با کیفیت فضایی بیشتری و حساسیت BOLD بهتر در T3 ایجاد می کند، و می تواند برای افراد مبتلا به نتایج به دست آمده با کاهش MRI بالینی سودمند باشد.



این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

لیست مقالات ترجمه شده ✓

لیست مقالات ترجمه شده رایگان ✓

لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI ✓

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی