بهینه سازی تکالیف بینایی جهت آشکار سازی فعالیت کورتکس بینایی در روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی

علی میرزاجانی [۲،۱]، محمد علی عقابیان[۳]، نادر ریاحی عالم [۳]، کاووس فیروز نیا[۴]، هوشنگ صابری [۵]، ابراهیم جعفرزاده پور [۲]

۱- دانشجوی دکتری تخصصی فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- عضو هیأت علمی گروه اپتومتری دانشگاه علوم پزشکی ایران

۳- دانشیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- استادیار گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۵- استادیار گروه جراحی مغز واعصاب دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸٤/۹/۲ **تاریخ پذیرش مقاله: ۸٤/۹/۲۸**

چکیده

مقدمه: تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی، روش غیر تهاجمی مفیدی جهت بررسی و نقشه برداری از عملکرد مغز انسان بویژه برای مطالعات عملکرد بینایی در کورتکس پس سری می‌باشد. "بهینه سازی محرک های بینایی در قالب تکالیف بینایی مختلف" کسب پاسخ های معنی دار و سیگنال های قوی، یکی از مهمترین موارد قابل بررسی دراین زمینه می‌باشد.

مواد و روشها: تأثیر پارامترهای فیزیکی محرک های بینایی از جمله فرکانس زمانی، الگو های مختلف شبکه موج مربعی و شبکه موج سینوسی و دو وضعیت مختلف استراحت یعنی بکارگیری صفحه سیاه و سفید جهت آشکار سازی فعالیت کورتکس بینایی در روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی در چهارده داوطلب سالم مورد ارزیابی قرار گرفت.

نتایج: نتایج نشان می‌دهد که پاسخ سیگنال " بُلد"[1] در فرکانس زمانی ۸ هرتز و استفاده از صفحه یکنواخت سیاه در حالت استراحت به حداکثر خود می‌رسد و در دو الگوی مختلف شبکه موج مربعی و شبکه موج سینوسی اختلاف معنی داری نشان نمی‌دهد.

بحث و نتیجه گیری: پارامترهای فیزیکی تکلیف بینایی در آشکار سازی فعالیت کورتکس بینایی در روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی موثر بوده، بطوریکه محرک بینایی با فرکانس زمانی ۸ هرتز و ترجیحاً به شکل الگوی موج مربعی همراه با استفاده از یک صفحه کاملاً سیاه در هنگام استراحت جهت اخذ سیگنال های قوی و معنی دار مناسب است. این نتایج با نتایج تحقیقات اخیر، مکانیزم اپتیکی چشم و ویژگیهای عملکرد سلولهای عصبی در کورتکس بینایی هماهنگی دارد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۲، شماره ۶، بهار ۸۴: ۹۰-۷۹)

واژگان کلیدی: تکالیف بینایی، تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی، کورتکس بینایی

* **نویسنده مسؤول: علی میرزاجانی**

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، و گروه اپتومتری دانشگاه علوم پزشکی ایران mirzajani@sina.tums.ac.ir

تلفکس: ۶۶۴۶۶۳۸۳- (۰۲۱) ۹۸+

1- BOLD (Blood Oxygenation Level Dependent)

Archive of SID

www.SID.ir

۱- مقدمه

در چند سال اخیر کاربرد تصویر برداری تشدید مغناطیسی عملکردی[1] تحولی بسیار مهم در زمینه بررسی پردازش مغز و کورتکس تحت تأثیر حواس مختلف در انسان بوجود آورده است. این روش، تکنیکی قوی و غیر تهاجمی برای نقشه برداری از عملکرد مغز انسان می‌باشد [۱]. از آنجائیکه همراه با تحریکات بینایی تغییرات قابل ملاحظه ای در شدت سیگنال اتفاق می‌افتد، لذا تصویر برداری تشدید مغناطیسی عملکردی بطور ویژه برای مطالعات عملکرد بینایی در کورتکس مفید می‌باشد [۲].

هرچند بهره گیری از تصویر برداری تشدید مغناطیسی عملکردی آنچنان جدید است که قدمت آن به بیش از چند سال نمی رسد ولی ورود آن به عرصه تحقیقات و مطالعات عملکرد و نقشه برداری از فعالیت های نواحی مختلف مغز بویژه در ارتباط با بینایی آنچنان تحولات مهم به همراه داشته است که در همین اندک زمان مطالعات متعددی در ارزیابی پاسخ های مغز نسبت به بینایی صورت گرفته است [۴-۳]، از آنجائیکه بررسی پاسخ های تصویر برداری تشدید مغناطیسی عملکردی مجموعه تحقیقات کاملاً جدیدی بوده، لذا دامنه گسترده‌ای از جنبه های متفاوت برای کار و ادامه تحقیقات در این زمینه مطرح می‌باشد.

محرک های بینایی با ویژگی های فیزیکی متعددی از قبیل فرکانس زمانی، فرکانس فضایی، لومینسانس و کنتراست سیستم بینایی انسان را تحت تأثیر قرار می‌دهند [۵].

بررسی تأثیر پارامترهای فیزیکی محرکهای بینایی بر چگونگی پاسخ کورتکس بینایی بطور وسیع در تحقیقات الکترودیاگنوستیک از قبیل پتانسیل های برانگیخته بینایی انجام شده است [۹-۶]، با این وجود با توجه به بررسی مطالعات قبلی، اطلاعاتی راجع به این پارامترها و تأثیر آنها بر پاسخ مغز در تحقیقات تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی وجود ندارد. از این رو "بهینه سازی محرک های بینایی در قالب تکالیف بینایی مختلف" برای کسب پاسخ های معنی دار و سیگنال‌های قوی، یکی از مهمترین موارد قابل بررسی در مطالعات تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی مغز می‌باشد.

در برخی از تحقیقات تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی برای ایجاد تحریکات بینایی از فلاشهای نوری استفاده شده است که غالباً این فلاش های نوری از طریق عینک های مخصوصی به نام "لایت-پروف"[2] ارائه می‌گردد که در مقابل چشم‌های فرد مورد آزمون تعبیه می‌شود [۱۲-۱۰]. این فلاش‌های نوری ابتدایی ترین تحریکات بینایی می‌باشند که تنها تغییراتی از شدت نور می‌باشند که بین مقادیر صفر تا یک حد ماکزیمم، بدون در نظر گرفتن پارامترهای تفکیک فضایی ارائه می‌گردند.

همچنین محرکهای بینایی را می‌توان با در نظرگرفتن پارامتر فیزیکی فرکانس فضایی بکارگرفت، استفاده از الگوهای صفحه شطرنجی با اندازه های مختلفی از خانه های شطرنجی و یا شبکه هایی از نوار های تاریک و روشن[3] می‌تواند پارامتر فیزیکی فرکانس فضایی را در ساخت تکالیف بینایی فراهم نماید. در بعضی از تحقیقات تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی نیز ازتکالیف

1- fMRI (Functional Magnetic Resonance Imaging)

2- light-proof goggle

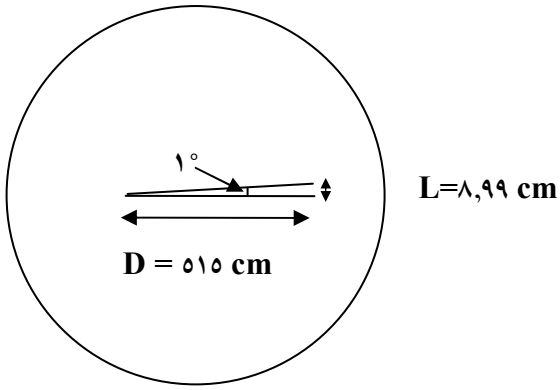
3- Grating

Archive of SID

www.SID.ir

بینایی استفاده می‌شود که از الگوهای صفحه شطرنجی معکوس شونده تشکیل شده اند [۳و۱۳]. خانه های شطرنجی این الگوها با فرکانس‌های زمانی مختلف تاریک و روشن (سیاه و سفید) می‌شوند.

پارامترهای فیزیکی محرک های بینایی جهت بهینه سازی تکالیف بینایی در مطالعات عملکردی تشدید مغناطیسی شامل فرکانس فضایی (اندازه خانه شطرنجی)، فرکانس زمانی (آهنگ تاریک و روشن شدن خانه های شطرنجی)، نوع الگوی محرک بینایی شامل موج مربعی (که شدت نور از خانه های شطرنجی روشن به تاریک و بر عکس با آهنگ موج مربعی تغییر می‌نماید) و موج سینوسی (که شدت نور با آهنگ موج سینوسی از خانه های شطرنجی روشن به تاریک و بر عکس تغییر می‌نماید)، لومینسانس و کنتراست محرک بینایی بوده که در این مطالعه ابتدا توضیحات نظری و ریاضی این پارامترها بیان شده و پس از آن بطور تجربی تأثیر این پارامترها بر پاسخ کورتکس بینایی به روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی بررسی می‌گردد.



شکل ۱- نحوه محاسبه فرکانس فضایی در یک فاصله معین

۲- مواد و روشها

۲- ۱- محاسبات محرک های بینایی

ابتدا محاسبات لازم برای طراحی محرک های بینایی صورت پذیرفت تا بتوان فرکانس فضایی محرک بینایی را بر حسب سیکل بر درجه با توجه به فاصله چشم های فرد مورد آزمون در دستگاه MRI تا سطحی که تحریکات بینایی بر روی آن تصویر می‌گردید بدست آورد. در اتاق MRI مورد استفاده در این مطالعه که واقع در مرکز تصویر برداری تشدید مغناطیسی بیمارستان امام خمینی (ره) بود، فاصله (D) چشم های فرد مورد آزمون تا صفحه ای که محرک های بینایی بر روی سطح آن تصویر می‌گردید، ۵۱۵ سانتیمتر بود. ابتدا اندازه خطی کمان (L) روبروی زاویه یک درجه ای در فاصله ۵۱۵ سانتیمتر مطابق شکل (۱) و بر اساس فرمول ذیل محاسبه گردید:

$$L = \frac{2\pi R}{360} = \frac{2 \times 3.14 \times 515}{360} = 8.99cm \qquad (۱)$$

حال اگر الگوی شطرنجی با ابعاد خانه ۸/۹۹ سانتیمتر یا شبکه ای از نوار های تاریک و روشن با عرض نوار ۸/۹۹ سانتیمتر بر روی صفحه تصویر می‌شد. اندازه زاویه ای آن معادل ۱° می‌گردید و از آنجائیکه یک زوج خانه تاریک و روشن (یا یک زوج نوار تاریک و روشن) را یک سیکل می‌نامند لذا الگویی با ابعاد ۸/۹۹ سانتیمتر در واقع دارای فرکانس فضایی ۰/۵ سیکل بر درجه (۰/۵ cpd) می‌باشد. بدین ترتیب می‌توان فرکانس فضایی و ابعاد خانه شطرنجی و یا عرض نوار مربوط به آن را در فاصله موردنظر محاسبه نمود.

این الگو های تاریک و روشن با یک آهنگ مشخص معکوس می‌شوند. یعنی با فرکانس های زمانی مختلف

Archive of SID
www.SID.ir

الگوی تاریک به روشن و روشن به تاریک تغییر می‌نمود. اگر الگوی روشن در هر ثانیه یک مرتبه تاریک و سپس روشن می‌گردید در آن صورت فرکانس زمانی محرک های بینایی ۱ هرتز در نظر گرفته می‌شد.

۲-۲- طراحی تکالیف بینایی

پس از محاسبات و طراحی محرک‌های بینایی می‌بایست این محرک های بینایی جهت ایجاد فعالیت بینایی در کورتکس بینایی در قالب یک تکلیف بینایی متشکل از یک مرحله فعالیت به همراه یک مرحله دیگر عاری از تحریکات بینایی در یک دوره زمانی تعریف شده نمایش داده می‌شد.

تکالیف بینایی در یک طرح بلوک دوره ای[1] ۶۰ ثانیه ای متشکل از۳۰ ثانیه فعالیت (نمایش محرک صفحه شطرنجی یا شبکه نواری با فرکانس فضایی و زمانی خاص و۳۰ ثانیه استراحت (شامل نمایش یک صفحه یکنواخت سیاه و یا یکنواخت سفید) ارائه می‌گردید. این طرح بلوک۶۰ ثانیه ای سه بار تکرار می‌گردید. یعنی هر آزمایش[2] در مجموع ۱۸۰ ثانیه متشکل از سه دوره فعالیت- استراحت بود. تکالیف بینایی به کمک نرم افزار "Presentation" بر اساس طراحی بلوک تعریف شده برای تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی به نمایش در می‌آمدند. این محرک‌ها به کمک یک ویدیو پروژکتور مدل پروکسیما بر روی یک سطح یکنواخت سفید تصویر می‌گردید. این تصویر از طریق یک آینه تخت با اجزای غیر مغناطیسی که در سیستم تصویربرداری در مقابل صورت فرد داوطلب تعبیه گردیده بود، قابل رویت می‌شد.

محرکهای بینایی صفحه شطرنجی میدان بینایی $^{\circ}$۶/۶۸×$^{\circ}$۶/۶۸ برای فرد مورد آزمون ایجاد می‌نمود.

در هنگام طراحی محرک های بینایی سعی می‌گردید با روشنایی حداکثر خانه های روشن و تاریکی مطلق خانه های تاریک صفحه شطرنجی میزان کنتراست بین خانه های تاریک و روشن۱۰۰٪ باشد ولی بعلت انتقال تصاویر از پروژکتور و تصویر نمودن آنها بر روی صفحه نمایش و تاریکی نسبی اتاق MRI و در مجموع به این علت که تابع انتقال تصویر[3] در سیستم تا صفحه نمایش کمتر از یک (OTF<1) و از این رو کنتراست خانه های تاریک و روشن کمتر از ۱۰۰٪ بود.

ازآنجائیکه برای اندازه گیری کنتراست نیاز به میزان لومینسانس خانه‌های تاریک و روشن است، لذا برای اندازه‌گیری لومینسانس محرک های بینایی از یک فتوسل مدل "Leibold" آلمان استفاده گردید.

در شرایط تصویرسازی محرک های بینایی بر روی صفحه نمایش، با قراردادن یک صفحه کاملاً سیاه که تنها رویت یک خانه از طرح صفحه شطرنجی ممکن بود، میزان لومینسانس(L) یک بار برای یک خانه روشن و یک بار برای یک خانه تاریک اندازه گیری شد. میزان لومینسانس برای خانه روشن ۱۷۲/۲cd/m^2 و میزان لومینسانس برای خانه تاریک بدلیل عدم تاریکی مطلق اتاق مخالف صفر و برابر با ۱/۳cd/m^2 بود، سپس بر اساس فرمول زیر کنتراست (C) صفحه شطرنجی محاسبه می‌گردید.

1- Block Design
2- Trial
3- Optical Transfer Function

Archive of SID
www.SID.ir

$$c = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \times 100 \qquad (۲)$$

$$c = \frac{172.2 - 1.3}{172.2 + 1.3} \times 100 = 98.5\%$$

کنتراست محرک های بینایی در طول مراحل تحقیق بطور تقریباً ثابت و برابر با ۹۸/۵٪ و فرکانس فضایی محرک های بینایی نیز از نوع فرکانس فضایی پایین و برابر با ۰/۵ cpd در نظر گرفته شد. متغییرهای مورد نظر جهت بررسی تأثیر آنها بر پاسخ کورتکس بینایی عبارتند از :

۱- فرکانس زمانی (TF)

۲- نوع طرح تکلیف بینایی در هنگام فعالیت شامل طرح موج مربعی و طرح موج سینوسی

۳- نوع طرح تکلیف بینایی در هنگام استراحت شامل صفحه یکنواخت سفید و صفحه یکنواخت سیاه

جهت بدست آوردن تکلیف بهینه برای مطالعات تصویر برداری تشدید مغناطیسی عملکردی هر یک از موارد بالا بطور مجزا مورد ارزیابی قرار گرفت.

۲-۳- افراد مورد مطالعه

چهارده داوطلب سالم راست دست (۹ مرد و۵ زن) در این تحقیق شرکت داشتند. محدوده سنی داوطلبان ۱۹-۲۶ سال(mean±SD=22.4±1.8) بود. همه داوطلبان قبل از شرکت در تحقیق از ماهیت کاراطلاع کسب نمودند و بطور جداگانه رضایت نامه کتبی جهت شرکت در این تحقیق پر نمودند. آنها عیوب انکساری قابل توجهی نداشتند یعنی تقریباً امتروپ بودند وحدت بینایی آنها در هر یک از چشم‌ها بر اساس کسر اسنلن[1] ۲۰/۲۰ و یا بهتر بود. میدان بینایی آنها براساس آزمون مواجهه ای[2] طبیعی بود. هیچیک از آنها دارای سابقه اختلالات بینایی و نورولوژیک نبودند.

۲-۴- جمع آوری اطلاعات

تصویر برداری عملکردی به کمک یک دستگاه MRI جنرال الکتریک ۱/۵T مجهز به توالی اکو- پلانار وابسته به سطح اکسیژن خون[3] فراهم می‌گردید. همه لامپ‌ها در اتاق MRI خاموش می‌گردید و اتاق تا حد امکان تاریک می‌شد تا تنها محرک بینایی برای فرد مورد آزمون محرک هایی باشد که از طریق آینه های تعبیه شده به رویت فرد می‌رسید. سر فرد مورد آزمون با یک باند کتانی ثابت می‌گردید و برای وی تفهیم می‌شد که در طول آزمون سر را حرکت ندهد و تنها به قسمت مرکزی تصویر نگاه کند و کاملاً به آنچه می‌بیند توجه داشته باشد. تصاویر عملکردی بطور عرضی به موازات خط (AC_PC)[4] می‌شد. یک حجم عملکردی مرکب از هشت مقطع به فاصله بین مقطعی ۲ میلیمتر و ضخامت ۸ میلیمتر با ٤٨٠ مرتبه تصویر برداری فراهم می‌گردید (٦٠ اسکن برای هر مقطع). یک توالی اکو گرادیان با وزن T_2^* با پارامترهای تصویربرداری زیر مورد استفاده قرار گرفت.

TR=3000 ms، TE = 60 ms، flip angle = 90°، matrix size= 64 x 64، voxel size= 3.44 × 3.44× 8.0mm^3، FOV = 220 mm

1- Snellen's Fraction
2- Confrontation
3- EPI BOLD Sequence
4- Anterior Commissure-Posterior Commissure

Archive of SID

www.SID.ir

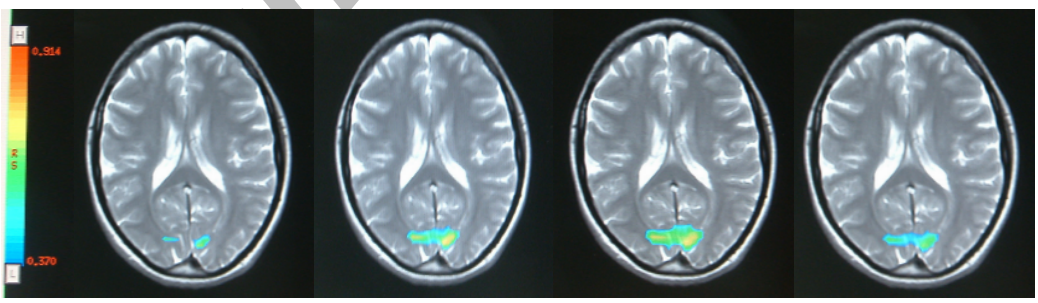
تصاویر تشریحی به شکل توالی اسپین اکو با وزن T_2 فراهم گردید.

۲-۵- تحلیل داده ها

جهت تحلیل داده‌ها ابتدا سه تصویر اولیه در هر مقطع حذف می‌شدند تا تعادل لازم در دوره فعالیت فراهم گردد. سری های زمانی تصاویر به روش محاسبه ضریب همبستگی نسبت به تابع مرجع بوکسکار[1] تحلیل می گردید. پیکسل هایی که میزان ضریب همبستگی آنها از یک حد آستانه ۰/۳۷ بالاتر بود بعنوان نقاط فعال شده در نظر گرفته می شد ($P<0.005$). این پیکسل ها بر اساس میزان ضریب همبستگی کد گذاری رنگ می شدند و بر روی تصویر تشریحی متناظر خود قرار می گرفتند و تصاویر تشریحی همراه با عملکرد تشکیل می گردید. همچنین پیکسل های فعال شده خارج از منطقه کورتکس بینایی از مجموع پیکسل های فعال شده حذف شدند. درصد تغییر شدت سیگنال برای هر پیکسل محاسبه گردید و میانگین درصد تغییر شدت سیگنال برای کل پیکسل های فعال شده – با در نظر گرفتن حدود آستانه تعریف شده مذکور – ضربدر تعداد پیکسل های فعال شده بعنوان معیاری از سیگنال «بلد» در نظر گرفته شد. سپس این مقادیر به نسبت بزرگترین مقدارشان نرمال گردیدند. در هر یک از حالات مورد نظرمقادیر نرمال شده تغییر شدت سیگنال محاسبه شده و بر اساس آزمونهای آمار تحلیلی «اندازه گیری با تکرار»[2] و آزمون t مستقل با هم مقایسه گردید.

۳- نتایج

نقشه های عملکردی ناشی از تحریکات بینایی نسبت به فرکانس های زمانی ٤، ٦، ٨ و ١٠ هرتز برای یکی از افراد مورد مطالعه منطبق بر تصاویر آناتومیک مربوطه در شکل (۲) نشان داده شده است.



شکل ۲- نقشه های عملکردی ناشی از تحریکات بینایی نسبت به فرکانس های زمانی ٤، ٦، ٨ و ١٠ هرتز (از چپ به راست) برای یکی از افراد مورد مطالعه منطبق بر تصاویر آناتومیک متناظر

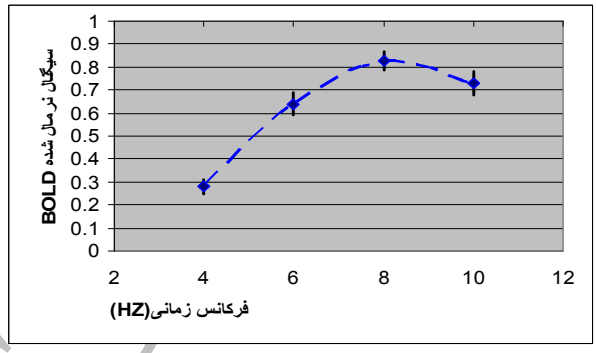
نتایج نشان می‌دهد که پاسخ سیگنال "بُلد" در فرکانس های زمانی ٤، ٦، ٨ و ١٠ هرتز تغییر می‌کند و با افزایش فرکانس زمانی، پاسخ سیگنال افزایش می‌یابد (ANOVA, Repeated Measure, $P<0.05$) و در

1- Boxcar Reference Function

2- ANOVA, repeated measure

www.SID.ir

فرکانس زمانی ۸ هرتز به حداکثر خود می‌رسد و پس از آن کاهش می‌یابد(شکل ۳). آزمون t مستقل تفاوت معنی داری در مقادیر سیگنال "بُلد" بین ۸ و ۱۰ هرتز ($P<0.005$) و همچنین بین ٦ و ۸ هرتز ($P<0.05$) نشان می‌دهد.

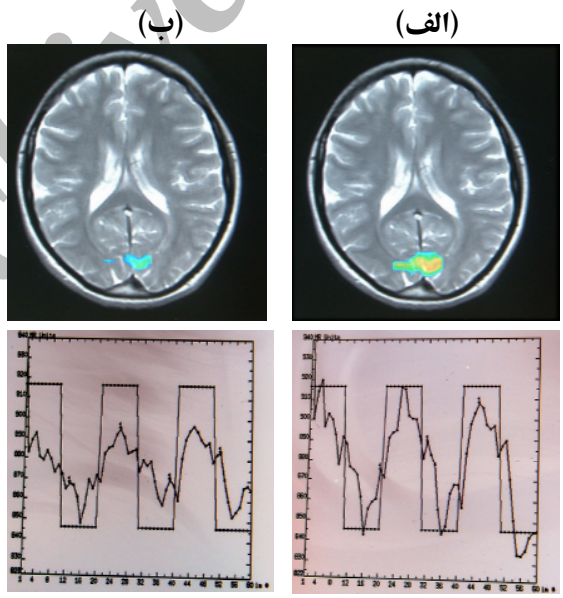


شکل ۳- تغییرات مقدار نرمال شده پاسخ سیگنال "بُلد" در فرکانس های زمانی ٤، ٦، ۸ و ۱۰ هرتز: پاسخ سیگنال با افزایش فرکانس زمانی افزایش یافته و در فرکانس زمانی ۸ هرتز به حداکثر خود می‌رسد و پس از آن با شیب کند کاهش می‌یابد.

در دو مورد از افراد داوطلب، فرکانس زمانی صفر و ۲ هرتز نیز به آزمون گذاشته شد. در هر دو مورد در فرکانس زمانی صفر سیگنال معنی‌داری از لحاظ سطح همبستگی نشان نداد و همچنین در ۲ هرتز، سیگنال کوچکتر از ٤ هرتز بود.

دو وضعیت مختلف تکلیف بینایی در حالت استراحت یعنی بکار گیری صفحه سیاه و صفحه سفید با هم مقایسه گردید. هنگامی که در حالت استراحت از صفحه سفید یکنواخت استفاده می‌شد، سیگنال "بُلد" تشکیل می‌گردد ولی مقادیر نرمال شده سیگنال"بُلد" بطور معنی‌داری کوچکتر از هنگام استفاده از صفحه یکنواخت سیاه در حالت استراحت بود(Independent t- Test, $P<0.001$).

نقشه های عملکردی ناشی از تحریکات بینایی در دو وضعیت مختلف استراحت یعنی بکارگیری صفحه سیاه و سفید برای یکی از افراد مورد مطالعه منطبق بر تصاویر آناتومیک متناظر در شکل (٤) نشان داده شده است.



شکل ٤- نقشه های عملکردی ناشی از تحریکات بینایی منطبق بر تصاویر آناتومیک متناظر همراه با سیگنال مربوطه در دو وضعیت مختلف استراحت یعنی بکارگیری صفحه سیاه (الف) و صفحه سفید (ب) برای یکی از افراد مورد مطالعه

Archive of SID
www.SID.ir

شدت سیگنال "بُلد" در فرکانس ۸ هرتز در دو الگوی مختلف شبکه موج مربعی و شبکه موج سینوسی مقایسه گردیدند. اگر چه مقدار نرمال شده سیگنال در دو وضعیت فوق اختلاف معنی داری نشان نمی دهد (Independent t- Test: t = 0.95, P<0.36)، ولی در ٦٤٪ موارد (۹ مورد از ١٤ نفر) مقدار نرمال شده سیگنال "بُلد" در محرک بینایی موج مربعی بین ۰/۰۲ تا ۰/۱۷ (۰/۰۵ ± ۰/۱۱= انحراف معیار ± میانگین) بیشتر از موج سی‌نوسی، در دو مورد برابر و در سه مورد کمتر بود.

٤- بحث ونتیجه گیری

بر طبق نتایج حاصل تکلیف بینایی بهینه برای مطالعات بینایی به روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی جهت ایجاد حداکثر پاسخ سیگنال بایستی دارای ویژگی‌های فیزیکی زیر باشد:

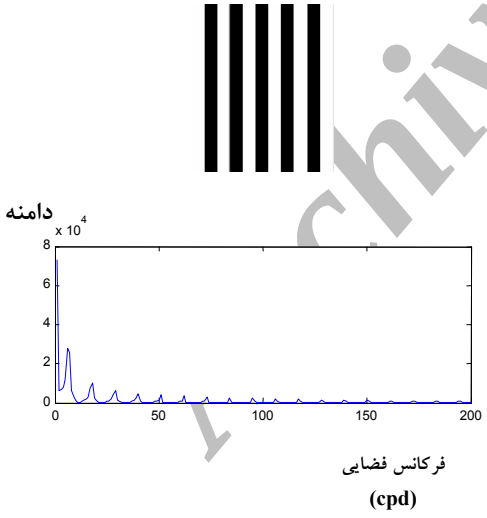
۱- محرک های بینایی در دوره فعالیت با فرکانس زمانی ۸ هرتز نمایش داده شوند.

۲- در دوره استراحت در تکلیف بینایی صفحه یکنواخت سیاه ارائه گردد.

۳- الگوی تحریکات ترجیحاً از نوع موج مربعی تبعیت نماید.

بر طبق نتایج تحقیق حاضر، پاسخ کورتکس بینایی نسبت به محرک های بینایی بر اساس سیگنال "بُلد" با افزایش فرکانس زمانی افزایش می‌یابد و در ۸ هرتز به حداکثر خود می‌رسد و پس از آن کاهش می‌یابد. در خصوص علت این الگوی تغییرات پاسخ کورتکس چنین می‌توان گفت که در فرکانس های زمانی پایینتر از ۸ هرتز نرون‌ها در کورتکس بینایی به خوبی تحریک شده و نسبت به محرک های بینایی پاسخ می‌دهند ولی بدلیل فاصله زمانی نسبتاً طولانی بین تحریکات متوالی یک زمان مرده[1] در سیکل پاسخ کورتکس ایجاد گردیده و منجر به قدرت سیگنال کوچکتری در واحد زمان می‌گردد. لذا پاسخ کورتکس ضعیف تر از پاسخ نسبت به ۸ هرتز خواهد بود. همچنین در فرکانسهای زمانی بالاتر سیستم بینایی فرصت کافی برای تشکیل سیگنال کامل در پاسخ به محرکهای بینایی را نخواهد داشت چرا که سیستم به قدر کافی سریع نیست تا بتواند ورودی بینایی[2] را پردازش نماید [۳].

این نتایج با بسیاری از تحقیقات قبلی که نشان می‌دهند پاسخ "بُلد" در فرکانس زمانی ۸ هرتز به ماکزیمم خود می‌رسد، سازگار است [۱۲-۱۰].



شکل ٥- محرک بینایی نواری موج مربعی (square wave grating) همراه با نمودار دامنه فرکانسی حاصل از تبدیل فوریه آن

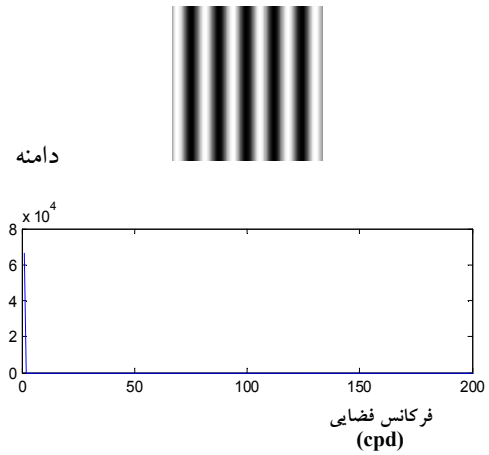
1- Dead time
2- Visual input

Archive of SID
www.SID.ir

همچنین نتایج نشان می‌دهد که استفاده از صفحه یکنواخت سیاه در مقایسه با صفحه سفید بطور معنی دار مقدار نرمال شده سیگنال را افزایش می‌دهد، هر چند که با استفاده از صفحه سفید در هنگام استراحت نیز کماکان پاسخ کورتکس بینایی دیده می‌شود. در این خصوص به نظر می‌رسد از آنجائیکه نمایش صفحه سفید در دوره استراحت خود یک نوع محرک بینایی هرچند با فرکانس فضایی و فرکانس زمانی بسیار پایین بوده لذا می‌تواند سیستم بینایی را بطور ضعیف تحریک نماید و از این رو هنگام مقایسه با دوره فعالیت موجب می‌گردد تا سیگنال در مقایسه با بکارگیری صفحه سیاه در دوره استراحت کاهش یابد [۱٤].

مورد دیگری که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفت مقایسه الگوی موج مربعی و الگوی موج سینوسی بود که به شکل شبکه نوار های تاریک و روشن با فرکانس فضایی cpd ۰/۵ مورد استفاده قرار گرفت. تفاوت این دو نوع الگو تنها در داشتن لبه های تیز و شیب تند تغییرات لومینسانس بین نوارها در الگوی موج مربعی و داشتن لبه های کند و تغییرات لومینسانس بین نوارها با شیب آهسته در موج سینوسی بود.

جهت بررسی فرکانس های فضایی موجود در شکل ها، از هر یک از این دو شکل در فضای نرم افزار MATLAB تبدیل فوریه دو بعدی[1] گرفته شد.



شکل ٦- محرک بینایی نواری موج سینوسی (sine-wave grating) همراه با نمودار دامنه فرکانسی حاصل از تبدیل فوریه آن

نمودار دامنه هر یک از فرکانس های فضایی موجود بر طبق شکل های (۵) و (٦) مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت. همانطور که ملاحظه می‌گردد در شکل الگوی موج سینوسی تنها یک فرکانس فضایی اصلی وجود دارد ولی در شکل الگوی موج مربعی علاوه بر فرکانس فضایی اصلی، فرکانس های فضایی هماهنگ دیگر هم وجود دارد.

حداقل قدرت تفکیک چشم انسان بطور متوسط یک دقیقه از کمان در نظر گرفته می‌شود. یعنی اگر فاصله دو نقطه از هم آنچنان باشد که در چشم زاویه ای به کوچکی یک دقیقه تشکیل دهند. در آن صورت قابل تفکیک می‌باشند [۱۵] و اگر این زاویه کوچکتر از یک دقیقه از کمان باشد، بطور میانگین فرد قادر به تفکیک آن نخواهد بود. جهت

1- Two dimensional furrier transform

Archive of SID

www.SID.ir

برآورد ارزش خطی این زاویه مثلاً در فاصله ۲۵ سانتیمتری می‌توان دایره ای را فرض نمود که شعاع آن ۲۵ سانتیمتر است و پس از آن کمان روبروی زاویه ای به اندازه یک دقیقه را بر روی محیط دایره محاسبه نمود. از آنجائیکه محیط دایره با شعاع ۲۵۰mm، معادل

$$2\pi R = 2 \times 3.14 \times 250\,mm = 1570.8mm$$

است، بنابراین اندازه کمان (x) در مقابل زاویه یک دقیقه ای برابر است با :

$$x = \frac{2\pi R}{360 \times 60} = \frac{2 \times 3.14 \times 250}{360 \times 60} = 0.073mm = 73\mu m \quad (۳)$$

بر این اساس در یک الگوی متشکل از نوارهای تاریک و روشن اگر عرض نوارها ۷۳ µm باشد که معادل یک دقیقه از کمان است، شصت نوار تاریک و روشن در یک زاویه یک درجه ای جا می‌گیرند و اگر هر زوج نوار تاریک و روشن یک سیکل نامیده شود. شصت نوار تاریک و روشن معادل ۳۰ سیکل خواهد بود که در فضای زاویه ای یک درجه قرار گرفته اند. در این صورت گفته می‌شود که فرکانس فضایی ۳۰ سیکل بر درجه[1] می‌باشد که به اختصار ۳۰ cpd بیان می‌گردد. بنابراین قدرت تفکیک چشم انسان ۳۰ سیکل بر درجه (۳۰ cpd) می‌باشد. با توجه به شکل (٤) ملاحظه می‌گردد که در شکل موج مربعی علاوه بر فرکانس اصلی فرکانس‌های هماهنگ دیگری نیز وجود دارد. هر چند که دامنه این فرکانس‌ها در مقایسه با فرکانس اصلی کمتر بوده و بتدریج بطور نمایی کاهش می‌یابد و از یک حدی به بعد با توجه به قدرت تفکیک چشم انسان از محدوده تشخیص چشم خارج می‌باشد، ولی فقط آن گروه از فرکانس‌ها که در محدوده قدرت تفکیک چشم می‌باشند قابل تشخیص بوده و در تشکیل لبه های تیز شکل شرکت می‌نمایند. در اینجا فرکانس اصلی ۰/۵ cpd بوده و با توجه به اینکه قدرت تفکیک چشم انسان در حدود ۳۰ cpd می‌باشد بنابر این مطابق شکل (٤) فرکانسهای تا حدوداً ٦۰ واحد فرکانسی دور از فرکانس اصلی قابل تفکیک بوده و موجب تیز شدن لبه‌ها در شکل می‌گردد. حال سوال دیگری پیش می‌آید که هر چند از لحاظ آماری تفاوت معنی داری بین شدت سیگنال و وسعت منطقه فعالیت بین دو الگوی موج مربعی و موج سینوسی دیده نشده ولی در ٦٤٪ موارد (۹ مورد از ١٤ نفر) شدت سیگنال "بُلد" در الگوی موج مربعی بیشتر از موج سینوسی بوده است. به نظر می‌رسد به دلیل لبه‌های تیز در موج مربعی و فعالیت آشکارسازی لبه[2] در سیستم بینایی و همچنین بدلیل شیب تند تغییرات لومینسانس و در نتیجه وجود کنتراست افتراقی[3] قابل ملاحظه در مقایسه با کنتراست تجمعی[4] [۵] می‌تواند موجب قوی تر شدن پاسخ کورتکس و افزایش تغییرات سیگنال "بُلد" گردد. همچنین وجود فرکانس های هماهنگ دیگر علاوه بر فرکانس اصلی هر چند با دامنه های کمتر (دامنه‌ها بطور نمایی کاهش می‌یابند) می‌تواند درافزایش شدت سیگنال موثر باشد.

با توجه به اینکه در مطالعات الکتروآنسفالوگرافی و پتانسیل های برانگیخته بینایی مشخص گردیده که محرک های بینایی با فرکانس فضایی پایین و کنتراست بالا قوی ترین سیگنال را بدست می‌دهند [۹-٦]، در مطالعات تصویربرداری تشدید مغناطیسی

1- Cycle per degree

2- Edge detection
3- Differential contrast
4- Integral contrast

Archive of SID

www.SID.ir

عملکردی گذشته نیز که موجود بوده و قابل دسترسی است از فرکانس های فضایی پایین با کنتراست بالا استفاده شده است. بر همین اساس در تحقیق حاضر نیز از فرکانس های فضایی پایین با میزان ثابت معادل ۰/۵ cpd (یعنی خانه های شطرنجی بزرگ) و کنتراست بالا نزدیک به ۱۰۰ ٪ استفاده شد. در این راستا به نظر می‌رسد شایسته باشد تا در آینده با تنظیم یک کار تحقیقاتی دیگر تغییرات این دو پارامتر و اثر آنها بر پاسخ کورتکس نیز ارزیابی گردد.

۵- تشکر و قدردانی

این تحقیق در بخش تصویربرداری تشدید مغناطیسی بیمارستان امام خمینی (ره) اجرا شده است و بدین وسیله از جناب آقای دکتر قناعتی مدیریت محترم بخش تقدیر و تشکر می‌گردد. همچنین از کارشناسان و پرسنل محترم بخش تصویربرداری بویژه جناب آقای رفیعی بعلت همکاری های بی شائبه ایشان سپاسگزاری می‌نمائیم.

منابع

1- Mc Fadzean RM, condon Bc, Barr DB: Functional magnetic resonance imaging in the visual system. J Neoroophthalmol. 1999 Sep; 19(3):186-200.

2- Miki A, Haselgrove JC, Liu GT: functional magnetic resonance imaging and its clinical utility in patients with visual disturbances.Surv Ophthalmol.2002 Nov-Des; 47(6): 562-79.

3- Mc Fadzean RM, condon Bc, Barr DB: Functional magnetic resonance imaging in the visual system. J Neoroophthalmol. 1999 Sep; 19(3):186-200.

4- Miki A, Haselgrove JC, Liu GT: functional magnetic resonance imaging and its clinical utility in patients with visual disturbances.Surv Ophthalmol.2002 Nov-Des; 47(6) :562-79.

5- Edwards K, Llewellyn R: optometry. U k, butter worth & co. 1998; 250-4.

6- Regan D: Spatial frequency mechanisms in human vision investigated by evoked potential recording. Vision Res. 1983;23(12):1401-7.

7- Tomoda H, Celesia GG, Toleikis SC: Effect of spatial frequency on simultaneous recorded steady-state patternel elctroretinograms and visual evoked potentials. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1991 Mar-Apr; 80(2):81-8.

8- Nacamura M, Kakigi R, Okusa T, Hoshiyama M , Watanabe K : Effects of check size on pattern reversal visual evoked magnetic field and potential. Brain Res. 2000 Jul 28; 872 (1-2):77-86.

9- Martinez A, Di Russo F, Anllo-Vento L, Hillyard SA: Electrophysiological analysis of cortical mechanisms of selective attention to high and low spatial frequencies. Clin Neurophysiol. 2001 Nov;112(11):1980-98.

10- Kwong KK, Belliveau JW, Chesler DA, Goldberg IE, Weisskoff RM, Poncelet BP, Kennedy DN, Hoppel BE, Cohen MS, Turner R, Cheng H-M, BradyTJ, Rosen BR: Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. Proc Natl Acad Sci (USA).1992; 89: 5675-9.

Archive of SID

www.SID.ir

11- Thomas CG, Menon RS : Amplitude response and stimulus presentation frequency response of human primary visual cortex using BOLD EPI at 4 T. Magn Reson Med 1998;40:203-9.

12- Ozus B, Liu H, Chen L, Iyer M, Fox PT, Gao J: Rate dependence of human visual cortical response due to brief stimulation: An event-related fMRI study. Magnetic Resonance Imaging.2001;19:21-25.

13- Singh M , Kim S , Kim T: Correlation between BOLD-fMRI and EEG signal change s in response to visual stimulus frequency in humans. Magnetic Resonance in Medicine. 2003; 49:108-114.

14- Friston K.J, Holmes A.P, Worsley K.J, Poline J.P, Frith C.d, Frackowiak R.S.J: Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach.Human Brain Mapping. 1995; 2: 189-210.

Archive of SID

www.SID.ir