Archive of SID

طراحی و پیاده‌سازی تصویرگری عملکردی از مغز براساس میزان اکسیژن بافتهای مغز با استفاده از رزونانس مغناطیسی

محمد علی عقابیان[1]، ناصر شاکری، حسن هاشمی، هژیر سیگارودی

چکیده مقاله

مقدمه. مغز آدمی مهمترین قسمت در کنترل و اجرای فعالیتهای مختلف حسی، حرکتی و فکری است و شناخت چگونگی انجام این فعالیتها و میزان آن در هر بخش از مغز نقش مؤثری در تشخیص نارسائیهای مغزی دارد. برخلاف سایر اندامها، به سبب نبود حرکات فیزیکی در مغز تشخیص مراکز فعال، پیچیده‌تر از سایر اعضاست و محتاج روشهای خاص می‌باشد. امروزه بکمک روش‌های PET (Positron Emission Tomography) ، الکتروآنسفالوگرافی مغزی و تصویر برداری عملکردی تشدید مغناطیسی FMRI (Functional Magnetic Resonace Imaging) سعی در تهیه نقشه فعالیت مغز براساس متابولیک سلولهای مغزی، خواص الکتریکی مغز و یا تغییرات میزان جریان خون اکسیژن در قسمتهای فعال مغز می‌شود. اگر چه روش PET دارای توانائیهای زیادی در نمایش مناطق فعال و میزان فعالیت آنهاست، اما چون این روش نیاز به دستگاههای پیچیده دارد بسهولت قابل استفاده نیست. بتازگی تلاشهایی در جهت بکارگیری از سیستمهای MRI در تهیه تصاویر عملکردی صورت گرفته است که در کشورهای پیشرفته در حال تحقیق و توسعه است. در این پروژه ضمن طراحی پروتکل تصویرگیری MR و بهینه سازی پارامترهای آن، امکان بررسی نواحی فعال مغز توسط این سیستم از طریق تهیه تصاویر عملکردی ارزیابی شده است.

روش. با گسترش روشهای تصویر برداری عملکردی FMRI، امکان تهیه این تصاویر با استفاده از پروتکلهای معمولی گرادیان اکو GE که بر روی تمامی دستگاهها موجود است فراهم می‌شود. در تحقیق حاضر تصاویر عملکردی بکمک دستگاه ۱/۵ - تسلا ساخت کمپانی PICKER با استفاده از پروتکلهای گرادیان اکو براساس کنتراست وابسته به سطح اکسیژن خون BOLD(Blood Oxygenation Level Dependent) بدست آمد. با بهینه سازی پارامترها، پروتکل جدیدی بنام (CE-FAST TE-35) در دستگاه طراحی و مورد استفاده قرار گرفت. جهت تحریک مرکز حرکتی انگشت شست دست راست در مغز، از طریق حرکت و زدن نوک انگشت شست به سایر انگشتان این عمل انجام شد و تصاویر حاصل در ناحیه حسی، حرکتی مورد ارزیابی قرار گرفتند. درهر آزمایش، دو سری تصاویر تحریکی و سه سری تصاویر بدون تحریک تهیه شد و تعداد ۱۰ تصویر در هر سری در مدت زمان پنج دقیقه از ناحیه حسی - حرکتی مورد مطالعه قشر مغزی بدست آمد. تصاویر حاصل سپس مورد بررسی‌های پردازشی و آماری قرار گرفتند. در این مرحله تغییرات حاصل درهر سری تصاویر بکمک انجام آزمون - t مورد بررسی قرار گرفتند. با انجام این اقدامات تغییرات شدت سیگنال مورد انتظاردر نواحی عملکردی در نیمکره چپ مغز مشاهده و بصورت تصویر نشان داده شد.

نتایج. نتایج حاصل نشان داد، در این روش میزان تغییرات اکسیژن خون و یا فعالیت باطریقه و شدت حرکت انگشتان دست ارتباط دارد و از این رو می‌توان با ارائه این روش مراکز حسی و حرکتی مغز و فعالیت آنها را به تصویر کشید. از طرفی نشان داده شد، وجود بعضی عوامل مزاحم مثل جریان خون در عروق بزرگ بر تصویر عملکردی تأثیر می‌گذارند و لذا نیاز به رعایت نکات تکنیکی زیادی در جهت حذف این اثرات می‌باشد. اگر چه تحقیقات جاری نشان داد با ایجاد تغییراتی در برنامه‌های موجود در بعضی دستگاههای MRI می‌توان تصاویر عملکردی از مغز تهیه نمود، جا دارد بعلت اهمیت این روش و امکان استفاده از پروتکل‌های خاص تصویر برداری عملکردی، سیستم‌های خریداری شده از این به بعد حداقل مجهز به روشهای سریع تصویربرداری باشند تا تصویر برداری عملکردی را عملی‌تر و در شرایط روتین قابل انجام سازند.

بحث. با توسعه این روش در سایر مراکز MRI فعال در کشور، بخصوص در دستگاههای میدان بالا ۱/۵ تا ۲ تسلا امکان افزایش اصلاعات در زمینه تشخیص زود هنگام و درمان بسیاری از بیماریها و یا نارسائیهای مغزی دراین مراکز فراهم میشود.

● *واژه‌های کلیدی: روش تصویر برداری عملکردی FMRI،تصاویرعملکردی Functional MRI ،کنتراست BOLD ،تحریک قشر حسی حرکتی Somatosensory Motor cortex.*

مقدمه

مغز آدمی نقش فرماندهی بر کلیه فعالیتهای ارادی و غیرارادی را بعهده دارد ولی برخلاف سایر اندامهای بدن، نارسایی در مغز بسهولت قابل شناسایی نیست. این نخست بدان علت است که مغز آدمی فعالیتهای بسیار زیادی را بعهده دارد و این فعالیتها تنها محدود به هدایت اعمال فیزیولوژیک بدن از قبیل کنترل حرکات ارادی و غیر ارادی، کنترل حواس، تعادل و غیره نمی‌شود، بعلاوه برخی از اعمال بطور مستقیم بر جسم فرد تأثیر نمی‌گذارند

۱- مرکز تحقیقات و تکنولوژی پزشکی، بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران E-mail: Oghabian@sina.tums.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

و از نظر عضوی یک فرد سالم با فردی که دارای مشکلات روانی یا مغزی است فرقی چندانی ندارد. این موارد همگی سبب می‌شوند تا تشخیص نارساییهای مغزی بخصوص آنهائی که علایم واضح و مشخص عضوی ندارند بسختی صورت گیرند و در بسیاری از موارد جهت تشخیص بیماریهای روانی از روشهای روانشناسی متکی بر بررسی نکات اخلاقی و رفتاری بیماران استفاده شود. اما این روشها هیچکدام نمی‌توانند بدرستی نقص مغزی مشخصی را برای بیمار بیان کنند. مثلاً نمی‌توان نارسایی رفتاری بیمار را به قسمت خاصی از مغز وی با ذکر علت مربوط نمود.

گاهی اوقات در جراحی‌های اعصاب که درگیر در یک موقعیت خطرناک هستند و بافت هدف در همسایگی یک بافت مهم قرار گرفته است نمی‌توان حدود این دو را بکمک روشهای موجود تصویربرداری در حین عمل مشخص نمود. در این موارد، تعیین موقعیت فیزیولوژیک بخشهای مختلف مغز از روی تصویر عملکردی نواحی فعال مربوط به بافت سالم و نواحی غیرفعال مربوط به تومور اهمیت خاصی دارد. همچنین در بعضی مواقع اگر چه کل یک بافت را می‌توانیم تصویربرداری نمائیم اما عملکرد زیر بخشهای آن بافت دارای اهمیت می‌باشد. در این شرایط تعیین حدود بافتهای سالم از بافت غیر سالم و یا مرده بوسیله روشهای تصویربرداری عملکردی قابل بررسی است: بعنوان نمونه، آزمون کلینیکی و اندازه‌گیری مقدار از دست دادن حس بویایی hyposemia کار بسیار مشکلی است و فن آوریهای مورد استفاده برای این اندازه‌گیری بر پایه اندازه‌گیری‌های روانشناختی متکی است که برای بیشتر متخصصین، نامأنوس است و از طرف دیگر روشهای الکتروفیزیولوژی اغلب پیچیده و در اجرا مشکل هستند. همگی اینها سبب می‌شوند تا متخصصین نتوانند یک محدودهٔ پایداری را بعنوان عملکرد نادرست تعیین نماید با استفاده از روشهای تصویربرداری عملکردی، با قرار دادن یک ظرف محتوی مواد معطر موفق شدند تصاویری از نواحی بویایی تهیه کنند و تغییرات زیادی را در شدت سیگنال در تصاویر مربوط به افراد بیمار نسبت به افراد سالم مشاهده کنند. نتایج حاصل از تحقیقات نشان داد دربیماران مبتلا به hyposmia، کاهش فعالیت مغز نسبت به افراد سالم، از طریق تحریک با بخار مواد معطر، در تصاویر عملکردی براحتی قابل مشاهده است. آنها دریافتند روش FMRI بعنوان یک فن آوری جدید جهت بررسی عملکردهای حسی بیماران و تهیه نقشه فعالیت‌های CNS بدون مشارکت خود آنها قابل انجام است.

تهیه تصاویر عملکردی توسط MRI با انجام آزمایشی توسط گروهی از محققین در سال ۱۹۹۰ توسط اوگاوا و همکارانش با انجام تحقیقاتی بر روی جانوران شروع شد (۱، ۲). آنها با بررسی نتایج آزمایشها متوجه شدند که در تصاویر MRI بدست آمده از مغز جوندگان کوچک با تغییر میزان اکسیژن خون بکمک استنشاق گازهای مختلف خطوط تیره‌ای در تصاویر بدست آمده به روش گرادیان اکو (Gradient Recalled Echo) مشاهده با ادامه بررسیها مشخص شد این خطوط نمایانگر عروق خونی موجود در مغز جانور می‌باشند و می‌توان از دستگاه MRI جهت بررسی میزان تغییرات در میزان اکسیژن خون بهره گرفت.

از اولین مواردی که در تهیه تصاویر عملکردی توسط MRI مورد توجه قرار گرفت، مشخص کردن ناحیه قشر حسی (۳، ۴، ۵) در تحریک بینایی بود. در این آزمایش با بکارگیری نور فلاش که در تهیه الکتروآنسفالوگرافی با فرکانس 8-HZ برای تحریک بینایی بکار می‌رفت تصاویر عملکردی با بیشترین تحریک بدست آمد در این تصاویر، نواحی مربوط به قشر بینایی در مخچه بخوبی مشاهده شد. همچنین نشان داده شد، تغییر فرکانس نور فلاش نیز باعث تغییر در تحریک فعالیت بینایی نمایش داده شده در تصاویر FMRI می‌شود و این نتایج با مشاهدات قبلی انجام شده توسط PET موافقت دارند.

ادامه مطالعات که در میدانهای مغناطیسی بالا صورت گرفت نشان داد که علت این تغییرات به خواص مغناطیسی خون مربوط می‌شود در این زمینه مشخص شد هموگلوبین خون که ساختار مولکولی پیچیده‌ای داشته و حاوی عنصر آهن است وقتی که با اکسیژن (اکسی هموگلوبین [1]) یا منواکسید کربن ترکیب شده باشد ماده‌ای دیامغناطیس است اما وقتی هموگلوبین خون اکسیژن خود را از دست می‌دهد ماده‌ای پارامغناطیس می‌شود. و در نتیجه تغییر سطح اکسیژن خون سبب تغییر خواص مغناطیسی یا پذیرفتاری مغناطیسی (x) خون می‌شود که این تغییرات پذیرفتاری بر خطوط میدان مغناطیسی اصلی در دستگاه MRI اثر می‌گذارد و منجر به غیر یکنواخت شدن میدان و ناهمفاز شدن سریعتر اسپینها میشود. از آنجائیکه روشهای گرادیان اکو به این تغییرات حساسند می‌توان در تصاویر گرادیان اکو حساس به $T2^*$ تغییرپذیرفتاری ایجاد شده در رگهای خونی را مشاهده نمود. اما در روش اسپین اکو چون پالس وارون ۱۸۰ درجه که سبب باز همفازی اسپینها می‌شود اثر غیریکنواختی میدان را نیز از بین می‌برد، روشی غیر حساس به غیریکنواختی میدان مغناطیسی است و هر چند تصاویر آناتومیک خوبی ارائه می‌دهد اما جهت ثبت تغییرات پذیرفتاری مغناطیسی نامناسب است.

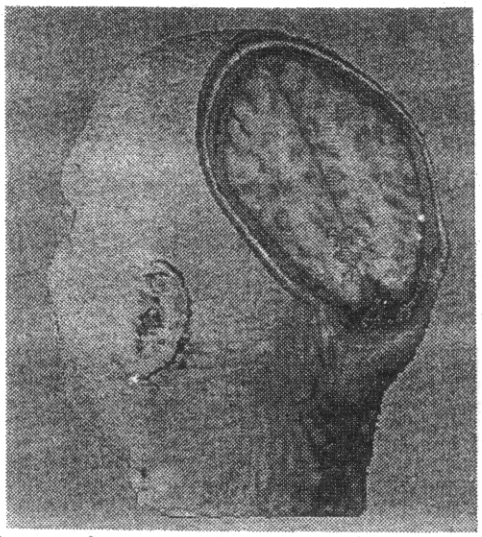
با کشف این اثر که به کنتراست وابسته به سطح اکسیژن خون یا BOLD (Blood Level Oxygen Dependent Contrast) معروف شد امکان جدیدی برای بکارگیری MRI بوجود آمد. از مطالعات انجام شده بر روی دستگاه PET بر روی مغز مشخص شده است که هنگامی که قسمتی از مغز در اثر فعالیتی در یک اندام حرکتی و یا تحریکی در یک اندام حسی شروع به فعالیت می‌کند، میزان جریان خون مغز (CBF) حجم خون مغز CBV (Cerebral Blood volume) و مصرف اکسیژن در بافت مغز تغییر می‌کند و این در حالیست که تغییر چندانی در میزان مصرف اکسیژن قسمتهای غیر فعال مغز رخ نمی‌دهد. این امر سبب می‌شود تا میزان اکسیژن خون و یا اکسیژن موجود در هموگلوبین خون، تنها در ناحیه مورد نظر تغییر کند و بعلت حساسیت روشهای گرادیان اکو در MRI به این تغییرات می‌توان تغییرات، را ثبت نمود از این پس تلاشهایی جهت تهیه تصاویر عملکردی از

1- Oxyhaemoglobin

www.SID.ir

Archive of SID

مغز توسط MRI صورت گرفت و به نتایج مثبتی منجر شد و این روش بطور اختصاری FMRI (Functional Magnetic Resonance Imaging) نامیده شد.



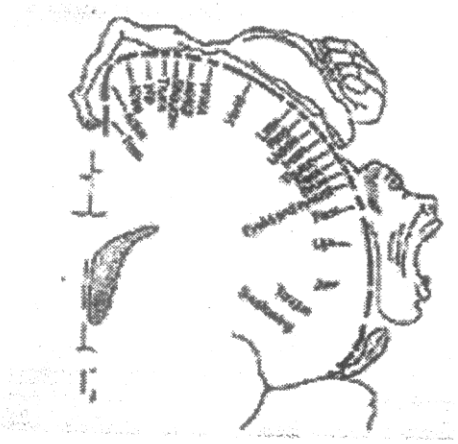
شکل ۱: شمای نمایش موقعیت نواحی عملکردی تعیین شده بوسیله PET بر روی تصاویر آناتومیک مغز

از آنجائی که تصویربرداری عملکردی FMRI کاملاً حساس به تغییرات در جریان خون، حجم خون و میزان اکسیژن بافت در طی فعالیتهای عصبی است، تلاشهای زیادی در جهت بکارگیری پروتکلهای حساس به هر یک از این ویژگیها بکار رفته است که به بررسی تغییرات جریان و حجم خون در حین فعالیت مغزی پرداخته‌اند. در ساختار فعالیت‌های مغز، یک عمل شناخت یا تشخیص به بخشهای مختلفی تجزیه می‌شود که هر یک در بخش خاصی از قشر مغز انجام می‌شوند و فعالیت همه این قسمتها بطور موازی با یکدیگر صورت می‌گیرد. از آنجائیکه فعالیت در مغز دربخشهای مجزا بطریقی رخ می‌دهد که درهر فعالیت خاص قسمتهای مشخصی از مغز فعالیت می‌کند و در عین حال دارای ارتباط با کل شبکه ارتباطی مغز است، بعلت این پیچیدگی‌ها بکارگیری روش FMRI بدون بهره‌گیری از تجربیات متخصصین مغز و اعصاب خیلی مؤثر نخواهد بود.

در سالهای اخیر گروههای زیادی با بکارگیری تحریکات مختلف از قبیل تحریک لمس اجسام (۶)، تحریک حس بویایی (۷)، تحریک بینایی (۸، ۹) توسط لامپ فلاش، تحریک حس شنوایی (۱۰)، انجام محاسبات ذهنی ساده (۱۱)، اداکردن حروف و کلمات، و فعالیت حافظه حین تشخیص حروف اقدام به تهیه تصاویر FMRI نموده‌اند.

مواد و روشها

تحقیق به منظور تهیه تصاویر FMRI از مغز بوسیله دستگاه ۱/۵ تسلا موجود در مرکز تصویربرداری بیمارستان امام خمینی تهران انجام شد. در این پروژه به منظور تهیه تصاویر عملکردی از تحریک حسی، حرکتی، با حرکت دادن انگشت شست دست و زدن نوک انگشت شست به سایر انگشتان تحریک انجام شد. انتخاب این تحریک به سبب وسعت قشر حرکتی مربوط به انگشت شست در مغز و سهولت یافتن موقعیت آناتومیک آن در مغز ساده تراز سایر قسمتها بوده و همچنین نیاز به ابزار و وسایل خاصی برای تحریک ندارد.



شکل ۲: نمایش نواحی حسی حرکتی بر روی مغز

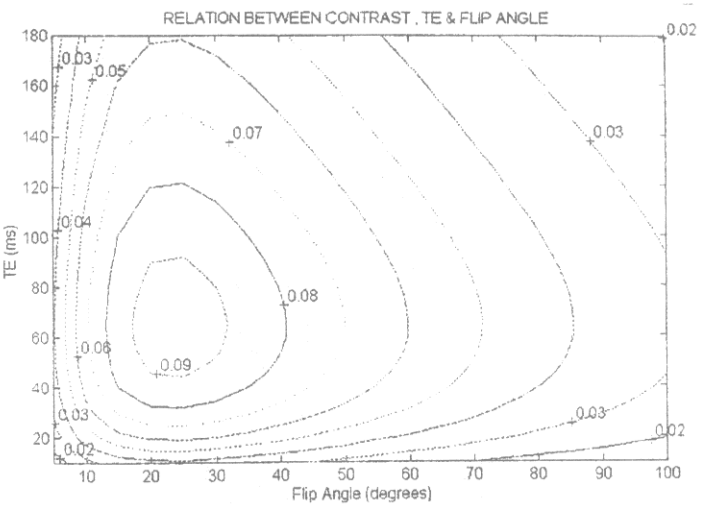
از آنجائی که کنتراست BOLD وابسته به تبدیل یک ماده دیامغناطیس به پارامغناطیس (تبدیل خون اکسیژن دار به خون کم اکسیژن) است در نتیجه تفاوت مغناطیش در این دو وضعیت سبب افزایش غیریکنواختی میدان مغناطیسی شده و منجر به کوتاه شدن $T2^*$ می‌شود.

چون کنتراست $T2^*$ وابسته به TE است می‌توان با انتخاب مناسب مقدار TE، پروتکلها را بنحوی بهینه سازی کرد که بیشترین حساسیت را به تغییر $T2^*$ داشته باشند. با توجه به مشکل کوتاه بودن TE پروتکلهای موجود و نیاز به پروتکلهایی با TE بزرگتر، با بررسی دستورالعملهای دستگاه مشخص شد که در پروتکلهای گرادیان اکو موجود در دستگاه، مقدار TE در ابتدا حین طراحی پروتکل تعریف شده هستند و برخلاف پروتکلهای اسپین اکو نمی‌توان مقدار آنها را به دلخواه در صفحات پروتکل تغییر داد و تنها می‌توان سایر پارامترها بجز TE را در محدوده تعیین شده در پروتکل تعیین نمود. با توجه به اهمیت مقدار TE در کنتراست تصاویر FMRI جهت بهبود کیفیت تصاویر، پروتکلی با TE بالا تهیه شد. بدین منظور ابتدا شکل موجهای پالس RF، گرادیانهای انتخاب برش، گام گذاری فاز و فرکانس، پهنای باند پالس RF، حداقل ضخامت برش و حداقل FOV تعریف و براساس آنها پروتکل طراحی شد و بدین ترتیب یک پروتکل از نوع CE-FAST با زمان TE حدود ۳۵ms تهیه شد. پس از طراحی، پروتکل بر روی دستگاه نصب و اجرا شد و ایرادات آن بررسی و کیفیت لازم بهینه شد.

در این راستا، جهت تهیه تصاویر با کیفیت و بهینه سازی پارامترهای تصویربرداری از فانتوم تفکیک‌پذیری (Resolution phantom) استانداردMRI استفاده شد. جهت بهبود کیفیت تصاویر FMRI با توجه به فرمول شدت سیگنال برحسب پارامترهای تصویرگیری اقدام به بررسی نظری و رسم نمودارهای بستگی شدت سیگنال، TE، زاویه پرش و کنتراست شد تا بتوان بطور کمی تأثیر پارامترهای مختلف را بررسی نمود و

www.SID.ir

Archive of SID



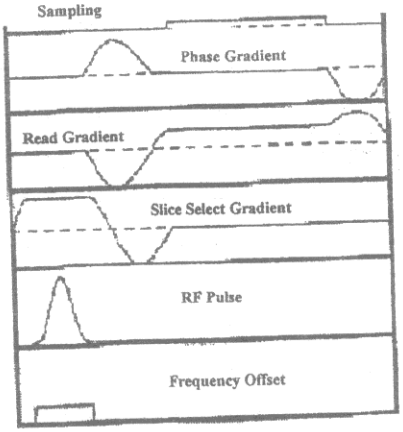
شکل ۳: نمودار کنتراست بر حسب TR, Flip Angle

مقادیر بهینه برای کنتراست را از روی منحنی آن بدست آوردیم. در شکل ۳ این وابستگی کنتراست به پارامترهای تصویربرداری نشان داده شده است.

برای مشخص نمودن چگونگی ارتباط TR و زاویه پرش برای بافتهای مختلف با استفاده از فرمول ارنست، این منحنی بر حسب T1 بافتهای مختلف رسم شد و مشاهده شد که در TR=100 برای افزایش شدت سیگنال بافتهای مختلف، نیاز به زوایای پرش مختلفی است. اندازه زاویه پرش مناسب برای CSF، ۱۰ درجه و برای ماده خاکستری و ماده سفید، حدود ۲۵ درجه تا ۳۵ درجه و برای خون نیز ۲۳ درجه بدست آمد.

بدین ترتیب می‌توان با ثابت نگهداشتن TR=100ms براساس منحنی شکل ۳ شدت سیگنال و کنتراست بافتها را بطور انتخابی تغییر داد.

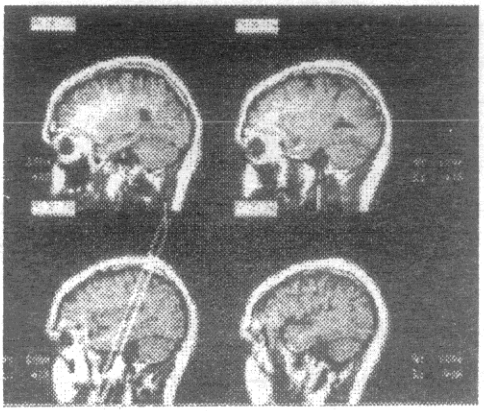
توالی پالس پروتکل طراحی شده با پارامترهای TR=100, TE=35, NEX=1 و ابعاد ماتریس برابر ۱۲۸×۱۲۸، در شکل ۴ نشان داده شده است در این پروتکل پارامترهای تصویربرداری بر مبنای Flip Angle=30°, Matrix Size = 128*128 و



شکل ۴: پروتکل CE-FAST TE35

Slice Thickness=10mm, NEX=1 استفاده شدند تا بهترین تصویر عملکردی را نمایش دهد.

در این پروتکل همچنین سعی شد با تنظیم دیگر پارامترهای تصویربرداری (مثل کاهش پهنای باند فرکانسی گیرنده) جهت کاهش اثر نویز و افزایش SNR اقدام شود. از آنجائیکه کاهش بیشتر پهنای فرکانس گیرنده منجر به حذف کناره‌های تصویر می‌گردید. با این انتخاب پهنای باند فرکانسی در هر پیکسل به ۴۹ Hz/pixel محدود گردید. پس از بهینه سازی پروتکل فوق، تصاویر عملکردی تا ناحیه حسی حرکتی شست دست در سطح مقطع تصویربرداری قرار گیرد. در زمان ۱۲/۸ ثانیه برای هر تصویر در برشهای نیمه اگزیال، نیمه کرونال به شکل زیر تهیه شدند.



شکل ۵: نمایش نحوه انتخاب برش از ناحیه عملکردی مغز

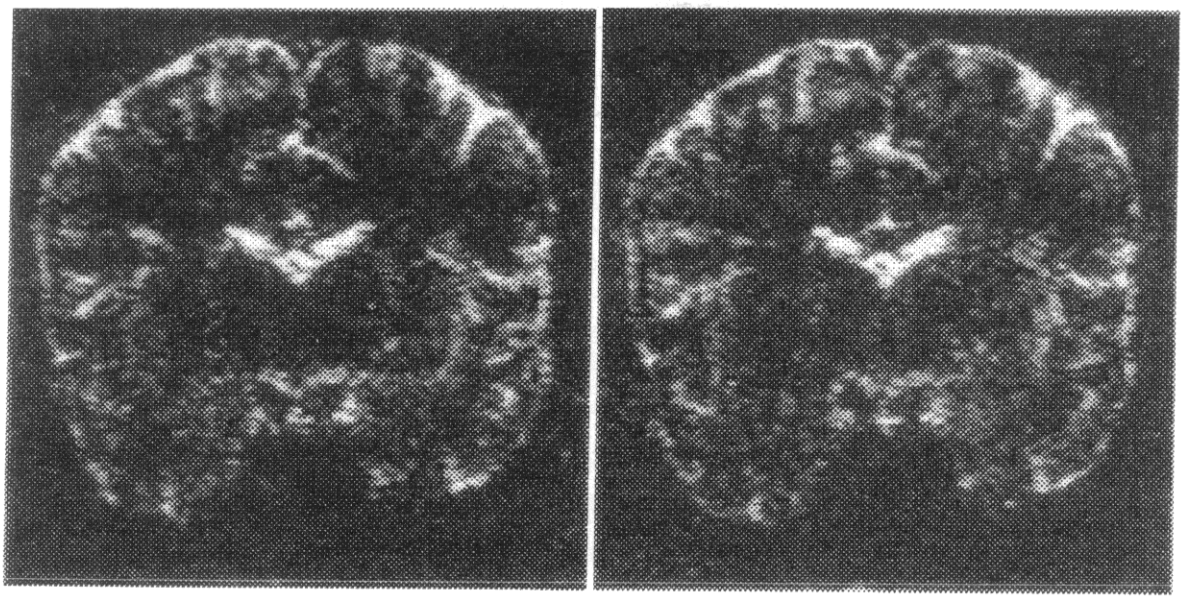
جهت آنالیز و پردازش اطلاعات تصویری، در دو مرحله هر بار سه سری تصویر ۵ تایی در حال آسایش و دو سری تصویر ۵ تایی در حال تحریک تهیه شد و عملیات پس پردازشی شامل متوسطگیری از تصاویر، محاسبه انحراف معیار، آزمون – t دانشجو بکمک برنامه نویسی در MATLAB پیاده سازی و انجام شد.

تصاویر حاصل ابتدا بر روی فیلم چاپ و سپس بکمک دوربین CCD دیجیتایز شده و بصورت تصاویر رایانه‌ای درآمدند در انتها تصاویر تحریکی و حالت استراحت متوسطگیری شده و انحراف معیار (SD) مربوط به هر عنصر ماتریس که در واقع پیکسلهای تصویر هستند برای هر دو سری تصویر تحریکی و استراحت بدست آمد. جهت بدست آوردن تصاویر بر حسب پارامتر t، اختلاف مقدار پیکسل درهر تصویر تحریکی با مقدار میانگین محاسبه شد و سپس عدد حاصل بر مقدار SD تقسیم گردید. در نتیجه از روی این نتایج ناحیه تحریکی بکمک انتخاب آستانه مقدار که در واقع معرف بزرگی تغییرات در هر پیکسل نسبت به مقدار SD است تعیین شد.

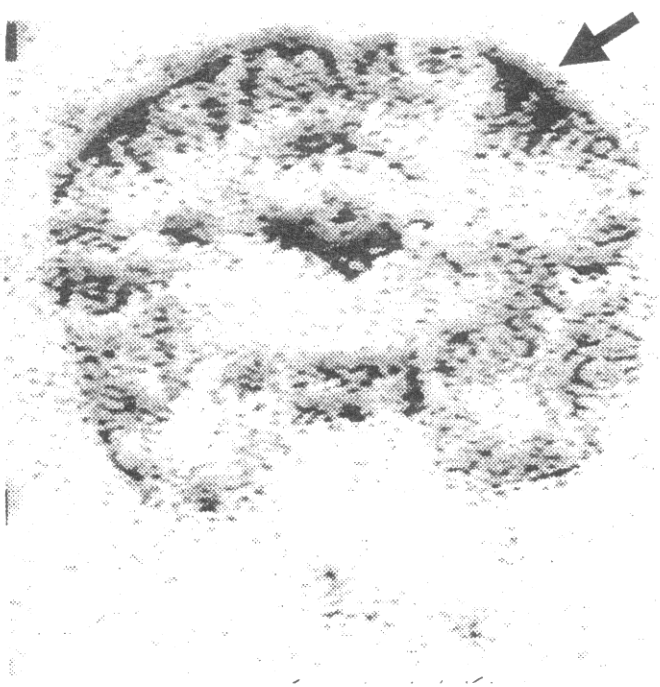
با تغییر پارامتر t که بعنوان مقدار آستانه تحریک شناخته می‌شود می‌توان وسعت نواحی تحریکی را تغییر داد. زیرا آزمون – t معرف میزان تغییرات است و هر چه بزرگتر باشد باید تغییرات یک پیکسل نسبت به مقدار میانگین در پیکسل مجاور از تصویر، مقدار بزرگتری داشته باشد تا نمایان شود. در شکل زیر تصویر حاصل از آزمون t با مقدار آستانه ۱۵۰ نشان داده شده است.

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۶: نمایش یک تصویر در حالت آسایش و حالت تحریکی



شکل ۷: نمایش ناحیه عملکردی در مغز

پس از انجام کارهای پس پردازشی بر روی تصاویر که در نهایت منجر به نمایش قسمتهایی بعنوان نواحی تحریکی در تصویر مغز شد، این تصویر بر روی یک تصویر آناتومیک که از ناحیه مورد نظر تهیه شده بود بطور ترکیبی (در صورت تمایل بطور رنگی) نمایش داده شد. بدین ترتیب با بهره‌گیری از عامل رنگ، مکان نواحی عملکردی در طی یک فعالیت خاص در مغز دقیقاً در محل آناتومیک آن مشاهده شد و این امر امکان شناخت دقیقتر ساختار و عملکرد مغز را فراهم ساخت.

بحث و نتیجه‌گیری

تصاویر بدست آمده نشان دادند که تغییرات قابل مشاهده‌ای ناشی از کنتراست BOLD در تصاویر وجود دارد و می‌توان با افزایش حساسیت روش با طراحی پروتکلهای مناسب قابلیت تشخیص آنها را افزایش داد.

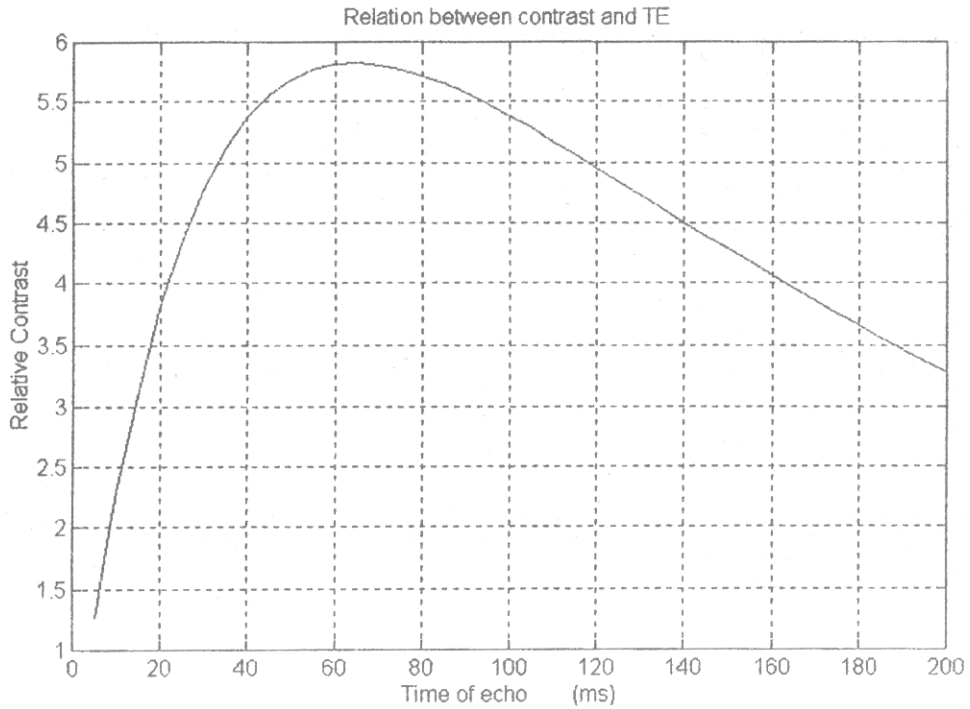
در تصاویر FMRI کیفیت تصویرنهایی به شدت سیگنال و کنتراست تصویر در نقاط مختلف آن بستگی دارد و این دو خود تابعی از پارامترهای مختلف می‌باشند. ازآنجائیکه تأثیر پارامترهای مختلف در تصویر برداری MR غیرخطی هستند، همواره لازمست جهت دستیابی به یک کیفیت خوب اقدام به نوعی مصالحه در انتخاب این پارامترها نمود این بدان معنی است که بهینه سازی کیفیت تصاویر بصورت یک طرح مشخص و کلی ممکن نیست و لازمست همانند همه روشهای بهبود کیفیت، با تأکید بر بعضی از پارامترها، احتمالاً با از دست دادن سایر عواملی کیفی رضایت داد (۱۲، ۱۳).

به دلیل ضعیف بودن SNR (نسبت سیگنال به نویز) در تصاویر گرادیان اکو، متوسط‌گیری از سیگنال نقش بسیار مهمی در تهیه تصاویر FMRI دارد این امر نیاز به تهیه زیاد تصاویر FMRI برای متوسط‌گیری را ایجاد می‌نماید. همچنین علاوه بر تهیه تعداد تصاویر، چگونگی تهیه آنها نیز دارای اهمیت است دراین آزمایش نشان داده شد با مقایسه ۳۰ تصویر بدون تحریک و ۳۰ تصویر تحریکی با وجود دقت در انتخاب محل تحریک، تغییرات زیادی بدست نمی‌آید. در حالی که در بررسی دیگری که درآن (۵) سری تصویر تهیه شدند، بنحوی که تصویرگیری در ۳ مرحله بدون تحریک و ۲ مرحله با تحریک در بین این سه مرحله بطور یک در میان انجام شد، تغییرات بیشتری مشاهده شد. لذا این نتیجه حاصل شد که بهتر است تصاویر FMRI در چند مرحله با تحریک و بدون تحریک تهیه شوند و با میانگین‌گیری ازتصاویر حالت استراحت و تحریکی، مقایسه بین آنها صورت گیرد.

با توجه به بررسی انجام شده و رسم منحنی کنتراست بر حسب TE

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۸: منحنی کنتراست برحسب TE

(شکل ۸)، مشخص شد که پارامتر TE عامل مهمی در تعیین کنتراست تصاویر تحریکی و بدون تحریک محسوب می‌شود در این آزمایش داده شد که TE در محدوده بین ۷۰-۴۰ کنتراست مناسبی را ارائه می‌دهد.

تعیین دقیق محل تهیه تصاویر FMRI برای هر تحریک خاص از اهمیت زیادی برخوردار است و در مواردی این ناحیه در مقاطع ابلیک با سادگی تعیین نمی‌شود. بعلاوه بعلت وجود شیارها و چین و شکنجها زیاد در مغز، تشخیص دقیق شیار مورد نظر را مشکل می‌سازد و لذا نیاز به فرد متخصصی جهت مشخص کردن نواحی عملکردی خاص برای هر تحریک را ایجاد می‌نماید.

با توجه به جوان بودن FMRI، پروژه حاضر بعنوان نقطه شروع کار در این زمینه، نشاندهنده وجود توان لازم جهت تهیه این تصاویر در دستگاه موجود است لازمست با فراهم کردن امکانات بیشتر از قبیل تهیه پروتکلهایی با TE بالاتر، تهیه پروتکلهای سریع مثل Echo Planar Imaging (EPI) فراهم نمودن امکانات وسیعتر پردازش تصاویر، و نیز آشنا ساختن متخصصین مغز و اعصاب با این زمینه جدید و مزایای آن، موجبات بهبود کیفیت تشخیص و درمان مؤثرتر را فراهم ساخت، و بعلاوه بهره برداری هر چه بیشتر از این امکان را در زمینه تشخیص نارسائیها عملکردی مغز بعنوان ابزاری کار آمد عملی ساخت.

تشکر و قدردانی

با تشکر از مسئولین و پرسنل مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی و مرکز تصویربرداری بیمارستان امام خمینی که امکانات و حمایتهای لازم را جهت انجام این تحقیق فراهم نمودند.

مراجع

1- S.Ogawa, T.M.Lee, A.R.Kay, and D.W.Tank; Oxygenation-Sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. Magn. Resin. Med. 1990; 14: 68-78.

2- S.Ogawa, T.M.Lee, A.R.Kay, and D.W.Tank; Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. Proc.Natl.Acad.Sci.USA. 1990; vol.87: PP.9868-9872.

3- Belliveau.J.W, K.K.Kwong, D.A.Chesler, E.Goldberg; Functional mapping of the human visual cortex by magnetic resonance imaging. Science 1991; Vol.254: 716-718.

4- K.K.Kwong, J.W.Belliveau, D.A.Chesler, E.Goldberg, K.M.Weisskoff; Dynamic magnetic resonance of human brain activity during primary sensory stimulation.Proc.Nati.Acad.Sci.USA. 1992; Vol.89: PP.5675-5679.

5- S.Ogawa, D.W.Tank, T.M.Lee, A.R.Kay; Intrinsic signal changes accompnying sensory stimulation: Functional brain mapping with magnetic resonance imaging. Proc.Nati.Acad.Sci.USA. 1992; VOL.89: PP.5951-5955.

www.SID.ir

Archive of SID

6- S.G.KIM, J.Ashe; Functional magnetic resonance imaging of motor cortex: Hemispheric asymmetry and handedness. Science 1994; MRI VOL.12,9-15.

7- Mapping Brain Activation to Odorants in patients with smell loss by functional MRI journal of computer Assisted tomography. 1998; 22 (1): 96-103.

8- Blamire.A.M; S.Ogawa, A.R.Kay, D.W.Tank; Dynamic mapping of human visual cortex by high - speed magnetic resonance imaging. Proc.Nati.Acad.Sci.USA. 1992; VOL.89: PP.11069-11073.

9- Dynamic Magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. proc. Nall, Acad-Sci. USA, 1992; vol. 89. PP 5675-5679.

10- Baudendistel.K, Schad.L.R, F.Wenz, M.V.Knopp; Monitoring of task performance during functional magnetic resonance imaging of sensorimotor cortex at 1.5T. 1996; MRI VOL.14, NO.1, PP.51-58.

11- Functional MR Imaging of the pRefrOntial cortex: specific Activation in a working memory task 1997; MRM vol. (15), No.8, PP: 879-889.

12- Schad.L.R, F.Wenz, M.V.Knopp, K.Baudendistel, E.Muller, W.J.Lorenz; Functional 2D and 3D magnetic resonance imaging of motor cortex stimulated at high spatial resoulution using standard 1.5T imager. 1994; MRI VOL.12, 9-15.

13- Moonen.C.T.W, G.Lio, P.V.Gelderen, G.Sobering; A Fast gradient-recalled magnetic resonance imaging technique with increased sensitivity to dynamic susceptibility effects. 1992; MRM 26: 184-189.

www.SID.ir