



پرديس علوم
دانشکده ریاضی، آمار و علوم کامپیوتر

نرمال سازی تصاویر ام آر آی

نگارش

سینا محمدزاده توتونچی

استاد راهنما

دکتر هدیه ساجدی

پایان نامه برای دریافت درجه کارشناسی

در رشته علوم کامپیوتر

بهمن ۱۳۹۷

تقديم به

پدر و مادرم.

تشکر و سپاس فراوان از استاد گرانقدرم دکتر ساجدی.

سینا محمدزاده توتونچی

بهمن ۱۳۹۷

فهرست مطالب

۶	تصویر سازی	۱
۶	۱.۱ اشعه ایکس	۱.۱
۷	۲.۱ تصویر سازی تشدید مغناطیسی	۲.۱
۷	۱.۲.۱ fMRI	۱.۲.۱
۸	۲.۲.۱ sMRI	۲.۲.۱
۸	۳.۲.۱ T۱ Relaxation and Contrast	۳.۲.۱
۱۰	۲ نرمال سازی آماری	۲
۱۰	۱.۲ مقایسه تغییرات ناحیه ای و تغییرات سراسری	۱.۲
۱۱	۲.۲ نرمال سازی فضایی	۲.۲
۱۲	۳.۲ استنباط توپولوژیکی	۳.۲
۱۳	۴.۲ نقشه برداری پارامتری آماری	۴.۲
۱۴	۳ فرمت های داده	۳
۱۴	۱.۳ Analyze ۷.۵	۱.۳
۱۵	۲.۳ فرمت داده nifti	۲.۳
۱۶	۳.۳ فرمت داده Dicom	۳.۳

۱۷	نرم افزار SPM	۴
۱۷	معرفی	۱.۴
۱۸	تصویرسازی	۲.۴
۱۹	تابع نمایش	۱.۲.۴
۲۱	تابع چک رجیستر	۲.۲.۴
۲۳	توابع پیش پردازش فضایی	۳.۴
۲۳	تابع Realign	۱.۳.۴
۲۴	تابع Normalize	۲.۳.۴
۲۸	تابع Smooth	۳.۳.۴
۳۰	تابع Segment	۴.۳.۴
۳۱	جمع بندی	۵

چکیده

نرمال سازی تصاویر تشدید مغناطیسی بر روی داده هایی که از روش های پزشکی و فیزیکی به دست می آیند انجام می گیرد. اطلاعاتی از قبیل نحوه تصویرسازی و فرمت های داده ذخیره سازی می توانند برای موثر بودن روش های نرمال سازی مفید باشند. همچنین استفاده از نرم افزار های موجود نیز نیاز به دانش کلی از تصویربرداری عصبی برای بهره گیری هر چه بهتر از این نرم افزار ها دارد.

در این پایان نامه ابتدا تاریخچه ای از روش های الکترومغناطیسی برای تصویرسازی دو بعدی، سه بعدی و چهاربعدی از مغز را تشریح می کنیم. همچنین روشی برای تعیین قسمت های مختلف مغز با استفاده از خواص فیزیکی قسمت های مختلف مغز معرفی می کنیم. سپس تاریخچه ای از روش های آماری و ریاضی برای نرمال سازی تصاویر مغزی ارائه می کنیم. همچنین در همین بخش به بررسی ابزار ها و جنبه های ریاضیاتی نرمال سازی می پردازیم.

در ادامه، فرمت های داده را معرفی می کنیم و سپس موضوعات عملی نرمال سازی با استفاده از نرم افزار SPM را بررسی می کنیم. در این بخش توابع مورد استفاده در این نرم افزار را با ارائه شکل هایی به تفصیل بررسی می کنیم. در انتها به دو نمونه از کاربرد های نرمال سازی تصاویر اسکن شده در تشخیص بیماری ها را معرفی می کند.

فصل ۱

تصویر سازی

در این فصل به مطالبی در رابطه با تصویرسازی و انواع آن می پردازیم. سپس مشخصات و ویژگی های هر یک از روش های تصویرسازی را بررسی می کنیم. در انتهای این فصل یکی از شاخصه های اصلی تصاویر تصویرسازی تشدید مغناطیسی برای استخراج اطلاعات ساختاری را بررسی می کنیم.

۱.۱ اشعه ایکس

ویلیام رونتگن^۱ با کشف اشعه ایکس در سال ۱۸۹۵ انقلابی را در پزشکی ایجاد کرد. این کشف جدید باعث شد دانشمندان بتوانند تصاویری از اعضای داخلی موجودات زنده را بدون صدمه زدن به موجود زنده مشاهده کنند. این تصاویر به وسیله تاباندن باریکه ای از اشعه ایکس به یک جسم و تشکیل تصویر روی یک فیلم عکاسی در پشت جسم تهیه می شوند. مهمترین نقص تصویربرداری به وسیله اشعه ایکس این بود که این تصویربرداری، نمایشی دو بعدی از جسم سه بعدی ایجاد می کرد.

^۱William Rontgen

برای رفع نقص های تصویربرداری به وسیله اشعه ایکس، روش های دیگری مانند برش نگاری رایانه ای^۲، برش نگاری با گسیل پوزیترون^۳ و تصویر سازی تشدید مغناطیسی^۴ ابداع شدند.

۲.۱ تصویر سازی تشدید مغناطیسی

در این روش هسته اتم های تشکیل دهنده سلول های مغزی به وسیله فرکانس رادیویی و یک میدان مغناطیسی خارجی و قوی تحریک می شوند. زمانی که پالس حذف می شود، سیستم به حالت تعادل بر می گردد و هسته های اتم ها شروع به گسیل انرژی جذب شده می کنند. این انرژی سیگنالی را تولید می کند که اسکنر تشدید مغناطیسی^۵ می تواند با استفاده از آن تصاویری از اعضای داخلی موجود زنده تولید کند. تصویر سازی تشدید مغناطیسی می تواند تصاویر کالبدشناسی از ماده سفید و ماده خاکستری مغز با دقت فضایی کمتر از ۱ میلی متر مکعب تولید کند [۱].

۱.۲.۱ fMRI

fMRI^۶ نوعی از تصویر سازی تشدید مغناطیسی است. عملکرد یک آزمایش معمولی fMRI به این صورت است که یک توالی از محرک ها را به فرد نشان می دهد و در عین حال فعالیت های عصبی فرد را ضبط می نماید. در طول یک جلسه، مجموعه ای از اسکن ها با رزولوشن زمانی بین ۵۰۰ میلی ثانیه تا ۳ ثانیه تولید می شود. fMRI در تحقیقات مرتبط با علوم اعصاب شناختی نیز بسیار مفید است. fMRI رابطه ای بین فعالیت های عصبی و طول دوره ی زمانی محرک را پیدا می کند. به طور معمول، هدف اصلی از تحلیل fMRI مشخص کردن نواحی است که به محرک پاسخ می دهند و fMRI این نواحی را با عملکردهای مختلف، مرتبط می کند [۲].

^۲ Computed Tomography (CT)

^۳ Positron Emission Tomography (PET)

^۴ Magnetic Resonance Imaging

^۵ Magnetic Resonance Scanner

^۶ functional Magnetic Resonance Imaging

۲.۲.۱ sMRI

sMRI^y عموماً برای نمایش ساختار مغز مورد استفاده قرار می‌گیرد. sMRI بر خلاف fMRI برای هر نمونه تنها یک اسکن با دقت فضایی بالا تولید می‌کند. sMRI تضاد بسیار خوبی بین انواع بافت‌ها در تصویر ایجاد می‌کند و این ویژگی در یافتن تغییرات کالبدشناسی در مغز بسیار مفید است. با توجه به تحقیقات و مطالعات انجام شده در زمینه‌ی رابطه‌ی ساختار مغز با سن و بیماری‌های مرتبط با اعصاب و روان، از sMRI افراد سالم و بیمار به منظور مشاهده‌ی این تفاوت‌ها استفاده می‌شود. sMRI نه تنها در تحقیقات در مورد ساختار مغز، بلکه در کاربرد های پزشکی و تشخیص سریع بیماری‌ها نیز محبوبیت بسیاری دارد [۲].

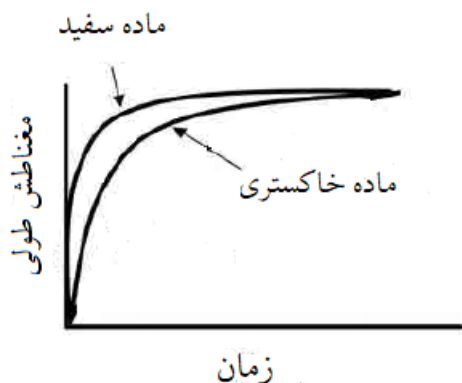
۳.۲.۱ T₁ Relaxation and Contrast

با توجه به مفاهیم ذکر شده، می‌توان مفاهیم پیچیده‌تری از تصویر سازی تشدید مغناطیسی را بیان کرد. به مغناطش خالص که با جهت طولی همسو می‌شود، مغناطش طولی گفته می‌شود. پس از اینکه یک پالس فرکانس رادیویی، مغناطش طولی را ۹۰ درجه به سوی جهت متقاطع می‌چرخاند، به آن مغناطش متقاطع گفته می‌شود. در واقع، پس از یک پالس ۹۰ درجه‌ی فرکانس رادیویی، مغناطش طولی صفر می‌شود. سپس این میدان در جهت طولی رشد خواهد کرد. به این فرآیند، relaxation longitudinal یا T₁ relaxation گفته می‌شود. اینکه این مغناطش طولی با چه نرخ‌ی برمی‌گردد، متفاوت است و به پروتون‌های بافت‌های مختلف بدن بستگی دارد و منبع اصلی تضاد در تصاویر T₁-weighted است. T₁ پارامتری است که به عنوان مشخصه‌ی بافت خاصی از بدن است و همچنین به قدرت میدان مغناطیسی اصلی بستگی دارد و به نرخ رشد دوباره‌ی میدان مغناطیسی طولی بستگی دارد.

structural Magnetic Resonance Imaging^y

میدان مغناطیسی خالص چرخشی ندارد و در راستایی موازی با میدان مغناطیسی اصلی افزایش می یابد. در واقع، T_1 مدت زمانی است که طول می کشید تا مغناطش طولی به ۶۳ درصد از مقدار نهایی خود برسد. مغناطش بافت های مختلف با نرخ های متفاوتی باز می گردند. ماده سفید زمان T_1 کمی دارد و سریع ریلکس می شود و ماده خاکستری به نسبت زمان T_1 بیشتری دارد. اگر در زمانی که محنی های بازگشت مغناطش طولی بیشترین فاصله را از هم دارند تصویر برداری انجام گیرد، تصویری به دست می آید که دارای کنتراست بالا بین قسمت های مختلف مغز است. در این تصویر قسمت های روشن تر مربوط به ماده سفید و قسمت های تیره تر مربوط به ماده خاکستری است. به این نوع از مکانیزم کنتراست، نام وزن دهی T_1 اطلاق می شود.

برای قطعه بندی دقیق تصاویر، این تصاویر باید تمایزات بسیاری بین بافت های مختلف نشان دهند. برای این کار معمولا از تصاویر با وزن T_1 استفاده می شود [۲].



شکل ۱.۱: مقایسه بازگشت مغناطش های طولی ماده سفید و ماده خاکستری

فصل ۲

نرمال سازی آماری

تاریخ نقشه برداری مغز کوتاه تر از آن است که عده ای تصور می کنند. مطالعه فعالیت مغزی بر پایه تغییرات تصویری در حالت مغز در یک دوره استوار است. این نوع مطالعه توسط پرتو پی یاب های با نیمه عمر کوتاه و برش نگاری با گسیل پوزیترون ممکن شد. این تکنیک ها در دهه هشتاد میلادی قابل دستیابی شدند و برای اولین بار در سال ۱۹۸۵ نقشه های فعالیت مغزی منتشر شدند. تا قبل از این زمان تفاوت های ناحیه ای در بین اسکن های مغزی توسط ناحیه های سودمندی که با دست رسم شده بودند، شناخته می شدند. این ناحیه هایی که با رسم توسط دست شناخته می شدند، صدها هزار ووکسل را به مساحت هایی به تعداد انگشتان دست کاهش می دادند و صحت اعتباری غیردقیق داشتند. ایده استنباط آماری خاص ووکسل ها در پاسخ به نیاز مبرم به استنباط واکنش های مغزی بدون دانستن اینکه این واکنش ها در کجا شکل می گیرند، مطرح شد [۷].

۱.۲ مقایسه تغییرات ناحیه ای و تغییرات سراسری

تا سال ۱۹۹۰ تصاویر معمولاً با آنالیز واریانس توسط میانگین ناحیه های سودمند، آنالیز می شدند. این رویکرد در آنالیز داده های اتورادیوگرافی اتخاذ می شد. در این رویکرد هر ناحیه به

مانند یک سطح از یک فاکتور در نظر گرفته می شد. این بدین معنی بود که ویژگی های ناحیه ای یک روش توسط تعاملات روش در آن ناحیه ذخیره می شد. به بیان دیگر، چون برخی از روش ها، اثری سراسری بر روی تمامی ناحیه های سودمند القا می کردند، اثر اصلی روش به خودی خود برای استنباط واکنش خاص ناحیه ای کافی نبود. پس اثرات سراسری از اولین مشکلات مفهومی در توسعه SPM بود. رویکردی که اتخاذ شد این بود که فعالیت سراسری به عنوان یک عامل غیر قابل تمایز در یک آنالیز جداگانه در هر ووکسل در نظر گرفته شود و استنباط با یک ویژگی ناحیه ای انجام شود که تغییرات سراسری روی آن تاثیری نگذارد. مبحث تغییرات ناحیه ای و تغییرات سراسری و اعتبار تخمین زنده های سراسری سال هاست مورد مناقشه بوده است و موضوعی است که حتی با اختراع تصویر سازی تشدید مغناطیسی نیز جای بحث و بررسی دارد.

۲.۲ نرمال سازی فضایی

کوشش های پیشازانه گروه سنت لوییس در سال ۱۹۸۸ مفهوم کالبدشناسی یا فضای استروتاکی را که در آن ها نقشه های اختلاف یا تمایز به عنوان مرجع قرار می گرفتند بنا نهادند. مشکل مهم این بود که تصاویر چگونه به صورت بهینه به آن فضا برده شوند. در ابتدا، سعی شد مرزما های قسمت های مختلف مغز شناسایی شوند تا توسط آن قسمت ها شناسایی قسمت های مختلف مغز انجام شود. این رویکرد در ابتدای به کارگیری کنار گذاشته شد، چرا که این روش بر پایه شناسایی مرزما ها^۱ بود و قابلیت تکثیر صد در صدی نداشت. در حدود یک سال بعد راه حلی با قابلیت اطمینان بالا ولی با دقت کم تر پیشنهاد شد که می توانست تصاویر را بدون استفاده از مرزما ها با یک الگو مطابقت دهد. تکنیک های نرمال سازی فضایی با استفاده از الگو یا رویکرد های بر پایه مدل، از آن زمان پیشرفت زیادی کرده اند. رویکرد های امروزی نرمال سازی را به مثابه معکوس سازی از مدل های مولد برای تغییرات کالبدشناسی در نظر می گیرند [۷].

^۱Landmarks

۳.۲ استنباط توپولوژیکی

به وضوح انجام تست آماری روی هر ووکسل باعث ایجاد نرخ زیادی از مثبت های کاذب^۲ (زمانی که از آستانه تنظیم شده نشده ای برای تعیین پر اهمیت بودن یک فعالیت مغزی استفاده می کنیم) می شود. این مشکل زمانی حادثتر می شود که بدانیم داده ها مستقل فضایی نیستند. چیزی که در این زمان نیاز بود، روشی برای تخمین رفتار احتمالی نقشه های پارامتری آماری تحت فرض صفر نبود فعالیت، بود که همواری یا ارتباط فضایی بین ووکسل ها را توجیه می کرد. با توجه با تجربه های عملی، مشخص بود که کنترل مثبت های کاذب راه چاره خوبی نبود. ممکن بود تعداد ووکسل ها با کاهش اندازه ووکسل ها بدون تغییر در مشخصه های توپولوژیکی افزایش یابد. بدیهی بود که روش های کنترلی متعارف برای کنترل نرخ خطای خانوادگی^۳ در استنباط از تصویر های پیوسته هیچ نقشی نداشتند. نرخ خطای خانوادگی احتمال کشف های اشتباه و یا احتمال بروز مثبت های کاذب را نشان می دهد. با توجه به اینکه اثرات ناحیه ای مشخصه ای توپولوژیکی بود، به چارچوبی نیاز بود که در آن امکان کنترل نرخ مثبت های کاذب برخاسته از خود اثرات ناحیه ای وجود داشت.

جست و جوی چارچوبی برای استنباط توپولوژیکی در تصویربرداری عصبی ریشه در نظریه فرآیند های تصادفی و تقاطع های همسطح دارد. به زودی آشکار شد که نتایج روش های اکتشافی همانند نتایج تثبیت شده از نظریه میدان های تصادفی بودند. میدان های تصادفی فرآیند های تصادفی هستند که با فهم و نمایش اسکن های مغزی در شرایط عادی سازگار هستند. در طی چند ماه، فناوری لازم برای تصحیح مقدار های احتمال در ذیل نظریه میدان تصادفی تعریف شد. گرچه اصول پایه استنباط توپولوژیکی در این زمان تعریف شده بود، پیشرفت های قابل توجهی در ریاضیات که قابل تعمیم به انواع نقشه های پارامتری آماری و توانایی تنظیم مقدار احتمال برای حجم های محدود کوچک بودند، نیز شکل گرفت.

False Positive^۲

Family-wise Error Rate^۳

۴.۲ نقشه برداری پارامتری آماری

انتخاب این نام دلایل مختلفی دارد. دلیل اول این بود که با کد اختصاری نقشه برداری احتمال اهمیت^۴ سازگار باشد. نقشه برداری احتمال اهمیت شامل ساخت شبه-نقشه های درونیابی شده از مقدارهای احتمال برای نشان دادن ساختار فضایی و زمانی واکنش های الکتریکی تحریک شده بود. دلیل دوم ریشه در گفتار داشت. در روش برش نگاری با گسیل الکترون، تصویر های بسیاری از داده خام به دست می آیند که نشان دهنده پارامتر های روانشناختی مختلف از جمله سوخت و ساز اکسیژن، گردش خون در نواحی مغزی و ... هستند. این تصاویر به تصاویر پارامتری معروف بودند. همه نقشه های پارامتری توابعی غیر خطی از داده اصلی اند. عامل تمایز که در کلمه آماری مشهود است این است که نقشه های پارامتری آماری توزیع شناخته شده ای تحت فرض صفر دارند. مناقشه مهمی که در رابطه با مدل های آماری به کار گرفته شده وجود دارد این است که آیا نوسان های تصادفی یا واریانس خطا از یک ناحیه از مغز به ناحیه دیگری از مغز ثابت است یا خیر. دیده شده است که اینگونه نیست و باید خطاهای مربوط به ووکسل ها مد نظر قرار بگیرند. برای برش نگاری با گسیل پوزیترون، گروه مونترال فرض کردند که اختلافات در تغییرها می توانند کاهش یابند. این مسئله به آن ها اجازه داد تا تخمین زننده واریانس خطا را روی ووکسل ها حرکت دهند تا نقشه های پارامتری آماری حساس تری ایجاد کنند. سومین دلیل برای این نامگذاری این بود که این نام این مفهوم را در ذهن تداعی می کرد که آن ها در حال به کار بستن آمار پارامتری که فرض می کند خطاها گاوسی و جمعی اند، هستند. این رویکرد با رویکرد های ناپارامتری که به طور کلی دارای حساسیت کمتر و سربار محاسباتی بیشتری است ولی هیچ فرضی را در مورد توزیع خطا نمی کنند تفاوت دارد. رویکرد های پارامتری برای داده های تصویری مغز به طور کلی مناسب تر است چرا که این نوع داده ها عمدتاً با فرض های پارامتری سازگارترند.

فصل ۳

فرمت های داده

در این فصل فرمت های داده برای ذخیره اطلاعات کالبدشناسی را معرفی می کنیم. همچنین ساختار فایل ها و نحوه ذخیره داده در هر فرمت داده را بررسی می کنیم.

فرمت های داده تصویری روش های استاندارد برای ذخیره اطلاعات در یک فایل کامپیوتری را شامل می شوند. یک مجموعه داده پزشکی شامل یک یا چند تصویر از یک حجم آناتومی در یک فضای تصویری، مجموعه ای از تصاویر که نشان دهنده برش هایی از یک جسم اند (تصویر سازی دو بعدی)، مجموعه ای از داده ها تصویری از یک جسم (تصویر سازی سه بعدی) و یا مجموعه ای از داده های تصویری در طی زمان است که یک مجموعه پویا از تصاویر را تشکیل می دهند (تصویر سازی چهار بعدی) [۳].

Analyze ۷.۵ ۱.۳

این فرمت داده در اواخر دهه ۱۹۸۰ در آمریکا ابداع شد. فرمت Analyze ۷.۵ اولین فرمت داده ای بود که با قابلیت ذخیره ی تصاویر سه و چهار بعدی به وجود آمد (بعد چهارم معمولا برای

ذخیره‌ی اطلاعات موقتی استفاده می‌شود). این فرمت شامل دو فایل با پسوندهای `.img` برای ذخیره‌ی داده‌ی تصویر و `.hdr` برای ذخیره‌ی اطلاعات ابر داده است. اندازه‌ی فایل سرآیند ۳۴۸ بایت بوده و به عنوان یک ساختار در زبان برنامه نویسی C تعریف شده است و به نرم افزارهای خاصی جهت خواندن و ویرایش کردن نیاز دارد.

این فرمت امروزه به عنوان یک فرمت داده قدیمی شناخته می‌شود ولی همچنان توسط اکثر نرم افزارها پشتیبانی می‌شود.

۲.۳ فرمت داده nifti

این فرمت داده در اوایل قرن بیست و یک توسط گروهی از دانشمندان در موسسه ملی سلامت آمریکا تعریف شد. فرمت `nifti`^۱ فرمت داده‌ای است برای ذخیره اطلاعات اسکن مغزی فرد که برای برطرف کردن مشکلات فرمت `Analyze ۷.۵` پیشنهاد شده است. یکی از بزرگترین مشکلات فرمت های قبلی این بود که آن ها اطلاعات کافی راجع به جهت در فضای سه بعدی را نشان نمی دادند. در این فرمت سه بعد ابتدایی برای فضا و بعد چهارم برای زمان در نظر گرفته می شود. هر فایل `nifti` به دو فایل `.hdr` و `.img` تقسیم شده است تا با نرم افزارهایی که با فرمت های قبلی کار می کردند سازگار باشد. فایل `.hdr` در واقع فراداده ای است که اطلاعات `.img` را نشان می دهد. اگرچه امکان ذخیره‌ی مجزای فایل سرآیند و فایل تصویر وجود دارد، معمولاً این دو فایل در یک فایل واحد با پسوند `.nii` ذخیره می‌شوند.

امروزه فرمت داده `nifti` جایگزین فرمت داده `Analyze ۷.۵` شده است و به طور گسترده در اکثر نرم افزارها و پکیج های پردازش داده پزشکی استفاده می‌شود.

^۱Neuroimaging Informatics Technology Initiative

۳.۳ فرمت داده Dicom

Dicom^۲ استاندارد تصویربرداری پزشکی به عنوان ستون هر مجموعه‌ی تصویر برداری پزشکی شناخته می‌شود. در این فرمت، داده‌ی تصویری و ابر داده در یک فایل واحد با یکدیگر ترکیب شده‌اند. به علاوه، سرآیند ممکن است به دلیل ماهیت اطلاعات ذخیره شده در آن، اندازه‌های متفاوتی داشته باشد. هدر شامل اطلاعاتی نظیر ماتریس تصویر، فرآیند ایجاد تصاویر، و همچنین اطلاعات شخصی بیماران است.

جدول ۱.۳: انواع فرمت داده

فرمت داده	سرآیند	پسوند
Analyze	طول ثابت، ۳۴۸ بایت در فرمت باینری	hdr. و .img
nifti	طول ثابت، ۳۵۲ بایت در فرمت باینری	.nii
Dicom	طول متغیر، فرمت باینری	.dcm

فصل ۴

نرم افزار SPM

۱.۴ معرفی

در فصل سوم یکی از ابزار های مورد استفاده برای پیش پردازش داده های تصویرسازی تشدید مغناطیسی به نام SPM را معرفی می کنیم سپس به تفصیل روش های رایانه ای نرمال سازی این داده ها را بررسی می کنیم. هدف از معرفی SPM ارائه یک برنامه کاربردی و متداول است که قابلیت های متعددی دارد [۴] [۵].

نرم افزار SPM^۱ توسط کالج دانشگاهی لندن توسعه داده شده است. نرم افزار SPM متن باز است که در محیط برنامه متلب اجرا می شود.

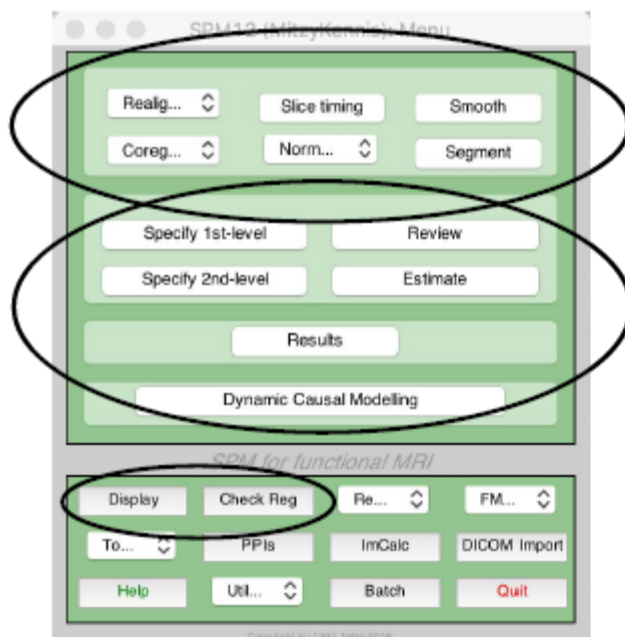
برای پردازش تصاویر ام آر ای منوی نرم افزار SPM به سه قسمت مطابق شکل ۱.۴ تقسیم می شود:

(۱) تصویرسازی

Statistical Parametric Mapping^۱

۲) توابع پیش پردازش فضایی

۳) توابع آماری



توابع پیش پردازش
فضایی

توابع آماری

تصویرسازی

شکل ۱.۴: منوی SPM

۲.۴ تصویرسازی

بخش تصویرسازی در این نرم افزار به دو قسمت تقسیم می شود:

(۱) نمایش^۲

Display^۲

۲) چک رجیستر^۳

این ابزارها برای اهداف زیر به کار می روند:

- ۱) نمایش اسکن های مغزی
- ۲) تغییر دستی نقطه شروع اسکن ها برای انجام پیش پردازش فضایی
- ۳) چک کردن همه مراحل پیش پردازش فضایی

۱.۲.۴ تابع نمایش

با استفاده از این تابع می توان تصاویر اسکن مغزی را همانند شکل ۲.۴ نمایش داد. این تابع به عنوان ورودی یک فایل با فرمت داده nifti می گیرد و تصویر ام آر آی مغز را از سه جهت در فضا نمایش می دهد.

هر نمایش از یک اسکن مغزی اطلاعات و تنظیماتی دارد که مهمترین آن ها به شرح زیرند:

Position Crosshair: موقعیت مکانی خط آبی به میلی متر یا ووکسل.

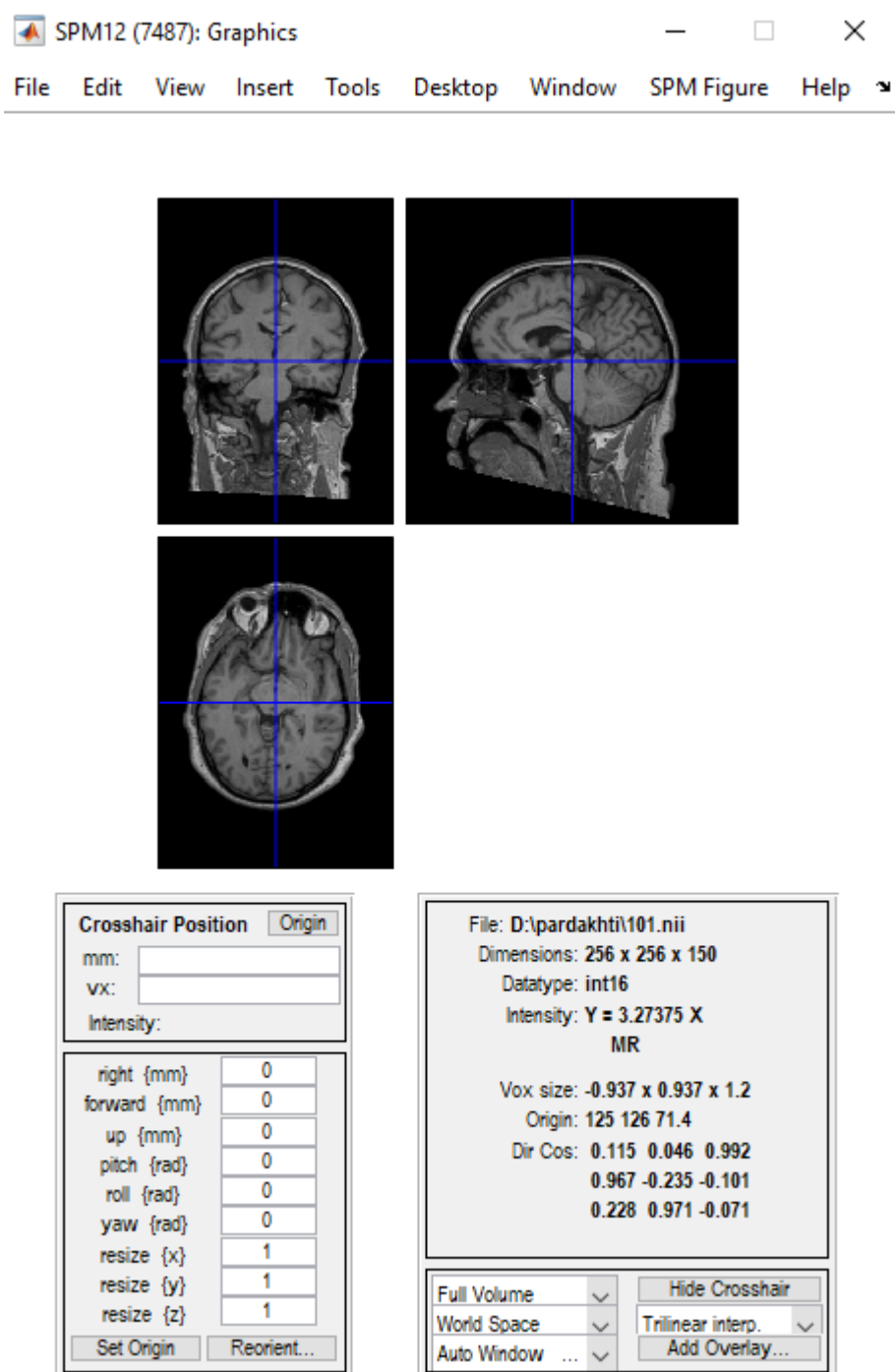
Right forward, Up: تصویر اسکن مغزی را در سه جهت حرکت می دهند.

Pitch Roll, Yaw: تصویر اسکن مغزی را حول محورهای X، Y و Z دوران می دهد.

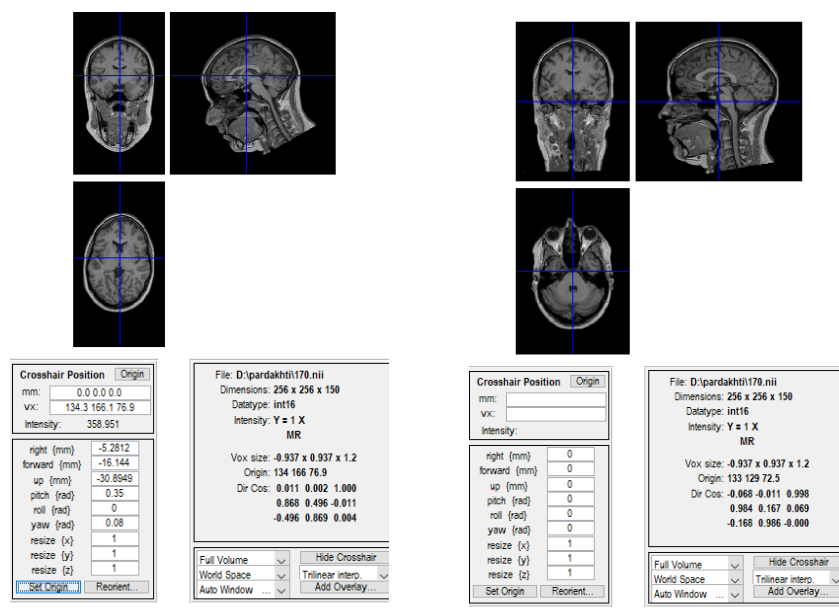
Images Reorient: برای ذخیره تغییرات اعمال شده توسط قسمت های قبلی روی تصویر

اسکن.

Check Reg^۳



شکل ۲.۴: نمونه نمایش یک اسکن ام آر آی

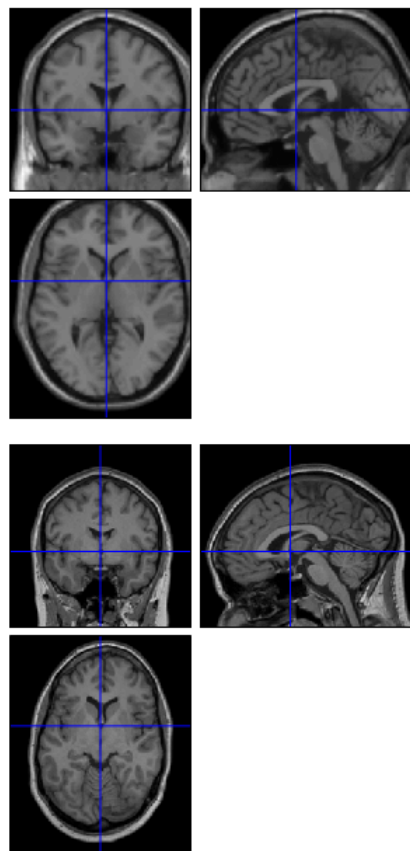


شکل ۳.۴: تطبیق دستی تصویر

علاوه بر مشاهده تصاویر اسکن شده، همانند شکل ۳.۴ از تابع نمایش برای تطبیق دستی تصاویر قبل از شروع پیش پردازش فضایی خودکار نیز استفاده می شود. دلیل این کار این است که اگر اسکن ها به طور تقریبی منطبق نباشند، ممکن است الگوریتم هایی که برای تطابق دقیق استفاده می شوند در یک بهینه محلی گیر کنند. توصیه می شود تصاویر در ابتدا به طور تقریبی به فضای MNI برده شود. برای این کار باید از تصویر "single-subj-T1.nii" در زیر شاخه "canonical" در پوشه SPM12 استفاده شود. با مشاهده این تصویر و ثبت جهت اسکن و مبدا آن می توان تصاویر اسکن شده را به وسیله این اطلاعات و ابزار های تابع نمایش به دلخواه تغییر داد.

۲.۲.۴ تابع چک رجیستر

از این تابع برای بررسی دستی اختلاف دو اسکن همانند شکل ۴.۴ استفاده می شود.



شکل ۴.۴: مقایسه دو تصویر با استفاده از تابع Check Reg

۳.۴ توابع پیش پردازش فضایی

این توابع در قسمت بالای منو هستند و برای اهداف زیر به کار می روند:

(۱) برای تطبیق همه اسکن های یک نمونه

(۲) برای تطبیق همه نمونه ها به فضای استاندارد

۱.۳.۴ تابع Realign

تغییرات در شدت سیگنال در طی زمان، در هر یک از ووکسل ها، می تواند به دلیل حرکت سر بروز کند که این تغییرات موجب به هم ریختگی های شدید در تصاویر می شوند. با وجود محدودیت برای حرکت سر، دیده شده است که حرکت های میلی متری اجتناب ناپذیر است. این تابع ساده ترین تابع برای تطبیق دو اسکن است و از تبدیل بدنه صلب^۴ برای تغییرات روی اسکن ها استفاده می کند. در واقع این تابع فقط حرکت اسکن در راستای محورهای X، Y و Z و دوران حول این محور ها را انجام می دهد. تخمین این تابع آفین به وسیله تخمین درجه اول از سری تیلور تاثیرات حرکت روی شدت سیگنال با استفاده از مشتق های فضایی تصاویر انجام می شود. این روش باعث می شود تا جوابی برای مسئله کمترین مربعات با روش تکراری مربوط به الگوریتم گاوس-نیوتون بیابیم. هدف این تابع کمینه کردن اختلاف دو اسکن با روش آزمون و خطاست. تابع هزینه ای که کمینه می شود، مربعات اختلاف دو اسکن است. به طور کلی، این تابع برای تصحیح خطاهای حرکتی حین اسکن کردن کاربرد دارد.

تغییرات در شدت سیگنال در طی زمان، در هر یک از ووکسل ها این تابع سه حالت برای اجرا دارد

(۱) تخمین^۵

(۲) بازبرش^۶

^۴Rigid-Body Transformation

^۵Estimate

^۶Reslice

۳) تخمین و بازبرش^۷

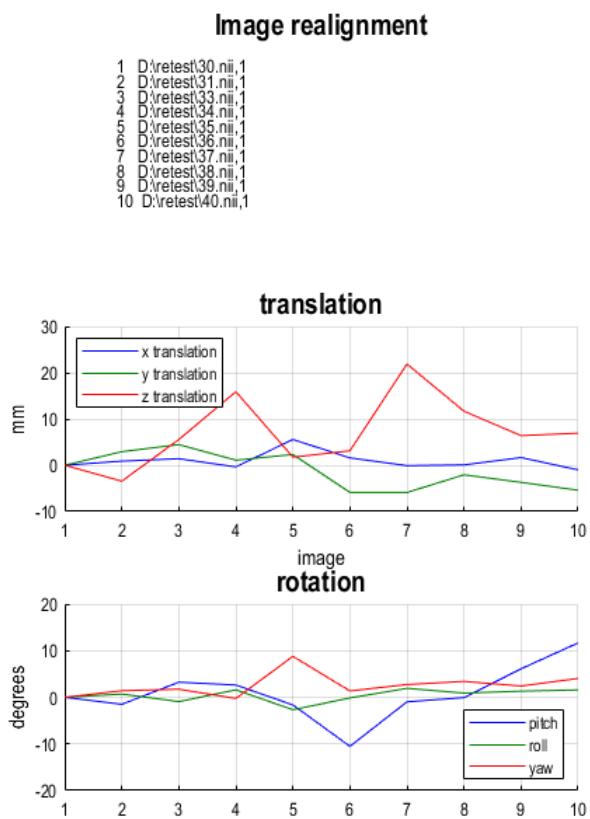
در حالت تخمین، ماتریس تبدیل برای مجموعه ای از اسکن ها محاسبه می شود و در سر آیند^۸ اسکن ها قرار می گیرد. ماتریس تبدیل در یک فایل به صورت نمودار همانند شکل ۵.۴ نشان داده می شود. در حالت بازبرش با استفاده از ماتریس تبدیل اسکن ها با توجه به ماتریس تبدیل تغییر و در فایل دیگری با اضافه پیشوند r ذخیره می شوند. حالت سوم هر دو حالت را یک بار روی مجموعه اسکن ها انجام می دهد.

۲.۳.۴ تابع Normalize

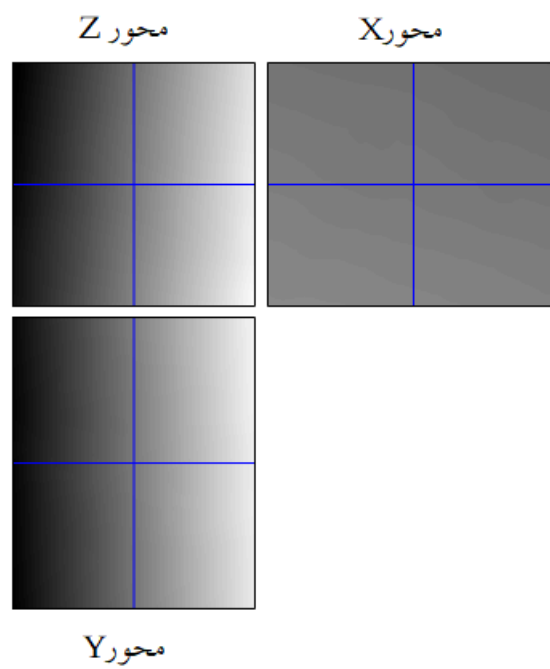
از این تابع برای بردن اسکن ها به فضای MNI استفاده می شود. فضای MNI مورد استفاده در نرم افزار SPM توسط الگویی از ۱۵۲ اسکن تعریف شده است. این تابع سه مرحله را مدل می کند: ۱) قطعه بندی^۹، تصحیح بایاس و نرمال سازی فضایی. قطعه بندی به جداسازی بخش های مختلف مغز اعم از ماده سفید، ماده خاکستری و.. می پردازد. تصحیح بایاس پروسه ای است که طی آن اختلاف شدت مختلف و نرم در تصویر تصحیح می شود. نرمال سازی فضایی با استفاده از ساخت فیلد های تغییر شکل^{۱۰} انجام می گیرد. فیلد های تغییر شکل تصاویری هستند که میزان تغییر مکان برای هر موقعیت در اسکن را نشان می دهند. برای مثال، در مورد مختصات X، رنگ روشن به معنی حرکت به سمت راست و رنگ تیره به معنی حرکت به سمت چپ را نشان می دهد. شکل ۷.۴ در قسمت بالا، اسکن ۱۷۷.nii را خام و بدون اعمال تابع Normalize نشان می دهد. بعد از اعمال فیلد تغییر شکل در شکل ۶.۴ اسکن به صورت شکل ۷.۴ در پایین تبدیل می شود. ذکر این نکته ضروری است که در قسمت مربوط به مختصات Z سمت چپ به رنگ تیره و سمت راست به رنگ روشن است که به معنای بزرگنمایی

Estimate and Reslice^۷Header^۸Segmentation^۹Deformation Fileds^{۱۰}

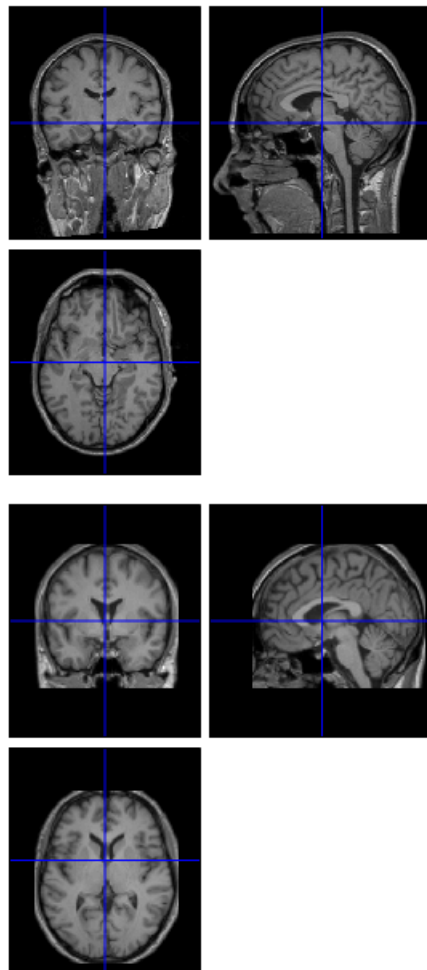
در این راستا می باشد.



شکل ۵.۴: نمایش تبدیلات برای ۱۰ داده آزمایشی



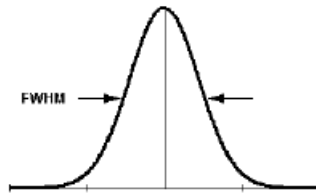
شکل ۶.۴: فیلد تغییر برای داده ۱۷۷.nii



شکل ۷.۴: اعمال تابع Normalize روی داده ۱۷۷.nii

۳.۳.۴ تابع Smooth

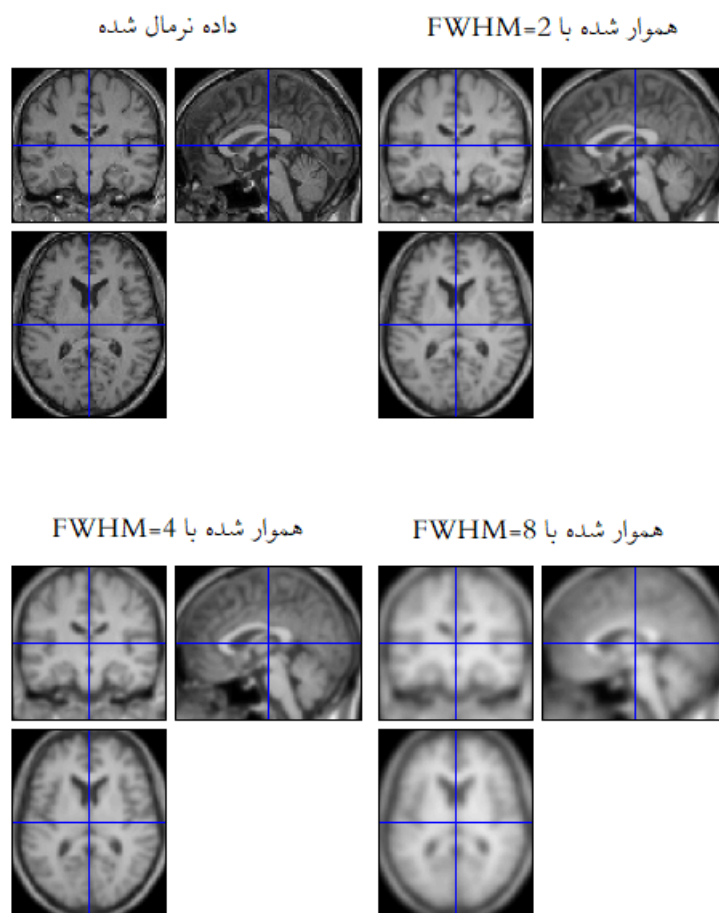
این تابع به عنوان آخرین مرحله از پیش پردازش فضایی برای هموار کردن اسکن ها استفاده می شود. هموار کردن تصاویر به منظور از بین بردن نوفه در داده استفاده می شود. البته با اعمال این تابع وضوح تصویر کاهش می یابد. در واقع میزان هموار کردن بسته به هدف پردازش تغییر می یابد. برای مثال اگر ساختارهای به نسبت کوچک مغزی مورد مطالعه باشند، میزان هموار کردن باید به نسبت کم باشد. هموار کردن توسط این تابع به وسیله محاسبه میانگین وزن دار همه ووکسل های همسایه یک ووکسل انجام می شود. وزن این میانگین گیری توسط یک هسته گاوسی همانند شکل ۸.۴ تعریف می شود. هر چه FWHM^{۱۱} بیشتر باشد، میزان هموار کردن بیشتر است. به عنوان یک قانون کلی معمولا FWHM دو برابر اندازه ووکسل تعیین می شود.



شکل ۸.۴: هسته گاوسی

شکل صفحه بعد اعمال تابع Smooth روی داده ی نرمال شده با تابع Normalize را نشان می دهد. اندازه ووکسل در این اسکن برابر ۲ است.

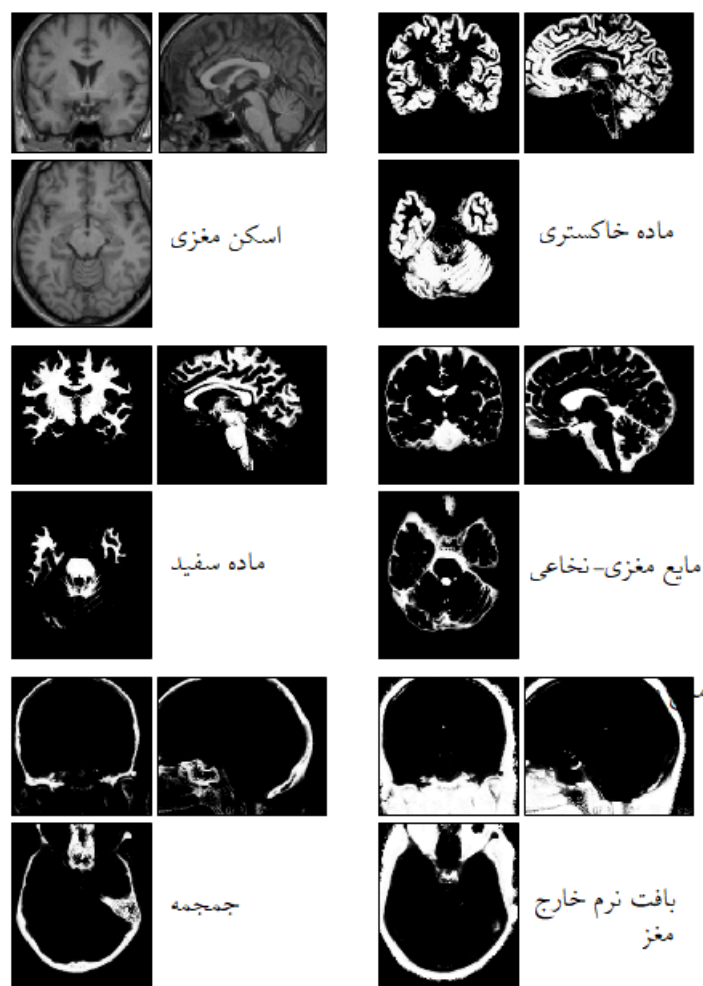
^{۱۱} Full Width at Half Maximum



شکل ۹.۴: اعمال تابع Smooth

۴.۳.۴ تابع Segment

از این تابع برای جداسازی و مشخص نمودن قسمت های مختلف مغز اعم از ماده سفید، ماده خاکستری و... استفاده می شود. قطعه بندی توسط نقشه های احتمالی بافت ها و از روی اسکن های با وزن T1 انجام می گیرد.



شکل ۱۰.۴: اعمال تابع Segment

فصل ۵

جمع بندی

در این پروژه روش های تصویر سازی داده های آنالیز مغزی و پیش پردازش بر روی داده های از این نوع را بررسی کردیم. انجام چنین مراحل پیش پردازشی برای مراحل بعدی هر روش و الگوریتم تحلیلی بر روی داده ها ضروری است. نرمال سازی برای تشخیص سن مغز، تشخیص بیماری هایی مانند ام اس [۶] و... استفاده می شود. به طور خاص، قطعه بندی یکی از مهمترین مراحل در هنگام حل مسائل پزشکی به کمک رایانه است. برای مثال، از اطلاعات بدست آمده از قطعه بندی می توان برای تخمین رشد مغز، طرح ریزی عمل جراحی و... استفاده کرد. در ادامه کاربردهایی از نرمال سازی تصاویر ام آر آی ذکر می شود.

بیماری پارکینسون

بیماری پارکینسون از فراگیرترین اختلالات حرکتی است. نشانه های اولیه بروز این بیماری شامل ارتعاش و لرزش دست و پا در هنگام استراحت، کندی حرکت و خشک شدن دست و پا است. ممکن است در اکثر بیماران مشکلات رفتاری و ادراکی نیز در مراحل پیشرفته بیماری بروز کند. در حالت وخیم این بیماری زوال عقل نیز ممکن است اتفاق بیفتد. تشخیص این بیماری

عمدتاً بر پایه اختلالات حرکتی در مراحل پیشرفته بیماری استوار است. به علاوه، هرگونه درمان و پیشگیری از پیشرفت بیشتر بیماری در مراحل پیشرفته بیماری تاثیر مفیدی ندارد. به همین دلیل ارائه روش موثر برای تشخیص بیماری در مرحله اولیه بیماری از اهمیت بالایی برخوردار است. در طی سال های گذشته روش های مختلفی برای تشخیص این بیماری پیشنهاد شده است. تصویربرداری از مغز و پردازش این تصاویر موفق ترین روش برای تشخیص این بیماری بوده است. دن لانگ و جینوی وانگ [۸] برای پیش پردازش روی داده های تصویری از نقشه برداری پارامتری آماري و نقشه های احتمال نرم افزار SPM8 روی داده های تصویری استفاده کرده اند. آن ها ابتدا روی همه داده ها پروسه های تصحیح بایاس، قطعه بندی و نرمال سازی را اجرا کرده اند. سپس با استفاده از تابع smooth و هسته گاوسی با FWHM ای برابر ۱۰، داده های تصویری را هموار کرده اند. بقیه مراحل پردازش بعد از مراحل پیش پردازشی اشاره شده روی داده ها انجام شده است و در نهایت الگوریتم طبقه بندی دقت ۸۶.۹۶٪ داشته است.

تصلب بافت چندگانه

این بیماری که بیشتر با نام بیماری ام اس شناخته شده است، بیماری التهابی است که در آن غلاف های میلین سلول های عصبی در مغز و نخاع آسیب می بینند. برای تشخیص اولیه بیماری ام اس از تصاویر اسکن شده با وزن دهی T۱ استفاده می شود. مقاله [۹] با استفاده از تکنیک های پیش پردازشی ارائه شده روی تصاویر اسکن مغزی و روش های پردازشی روشی برای تشخیص بیماری ام اس ارائه داده است. در این تحقیق با استفاده از نرم افزار SPM8 و تابع Segment ماده سفید، ماده خاکستری و مایع مغزی-نخاعی جداسازی شده اند. سپس با طبقه بندی ناحیه ای مغز توانسته اند روش موثری را برای تفکیک بیماران ام اس در مراحل اولیه بیماری پیشنهاد کنند.

کتاب نامه

- [1] Ombao, H. (Ed.), Lindquist, M. (Ed.), Thompson, W. (Ed.), Aston, J. (Ed.).(2017). Handbook of Neuroimaging Data Analysis , New York: Chapman and Hall/CRC, <https://doi.org/10.1201/9781315373652>
- [2] Pooley, R. A. (2005). Fundamental physics of MR imaging. Radiographics.25(4), 1087-1099.
- [3] Larobina M, Murino L. (2013). Medical image file formats. Journal of digital imaging, 27(2), 200-206.
- [4] Hermans, E. (2017). SPM12 Starter's Guide. Access Date: 1/25/2019
- [5] Ashburner J.(2015) VBM Tutorial. Access Date: 1/25/2019
- [6] C. P. Loizou, M. Pantziaris, I. Seimenis and C. S. Pattichis (2009) Brain MR image normalization in texture analysis of multiple sclerosis. 2009 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, Larnaca
- [7] Friston, K. J. (2007). Statistical parametric mapping: The analysis of functional brain images. Amsterdam: Elsevier / Academic Press

- [8] Long, D., Wang, J., Xuan, M., Gu, Q., Xu, X., Kong, D., Zhang, M. (2012). Automatic classification of early Parkinson's disease with multi-modal MR imaging. PloS one, 7(11), e47714.
- [9] Weygandt, M., Hummel, H. M., Schregel, K., Ritter, K., Allefeld, C., Dommes, E., Huppke, P., Haynes, J. D., Wuerfel, J., ... Gärtner, J. (2014). MRI-based diagnostic biomarkers for early onset pediatric multiple sclerosis. NeuroImage. Clinical. Vol 7

واژه‌نامه

Magnetic Resonance Imaging	تصویرسازی تشدید مغناطیسی
Computed Tomography	برش نگاری رایانه ای
Positron Emission Tomography	برش نگاری با گسیل پوزیترون
Net Magnetization	مغناطش خالص
Transverse Magnetization	مغناطش متقاطع
Longitudinal Magnetization	مغناطش طولی
White Matter	ماده سفید
Grey Matter	ماده خاکستری
Header File	فایل سرآیند
Exact Matching	تطابق دقیق
Rigid-body Transformation	تبدیل بدنه صلب
Segmentation	قطعه بندی
Deformation Field	فیلد تغییر شکل
Noise	نوفه
Smoothing	هموار کردن
Surgical Planning	طرح ریزی عمل جراحی

Abstract

MR Image normalization is implemented on data attained by means of medical imaging methods. Information about the method of imaging and data formats being used could help us determine a suitable approach to using normalization techniques. Moreover, making use of extant softwares and packages require a general knowledge of neuroimaging methods. In this thesis we explore through electromagnetic methods for 2D, 3D and 4D imaging of brain structure. Moreover, a method for discerning various parts of brain with the use of physical properties of various parts of brain is proposed. In addition, a history of mathematical and statistical methods of normalization is expressed. In the following data formats are introduced and practical consideration using SPM software is explained. Also functions used in SPM are thoroughly explained. At last two instances of applications of Normalization in diagnosing brain diseases are introduced.



Faculty of Science

School of Mathematics, Statistics and Computer Science

MR Imaging Preprocessing

By

Sina Mohammadzade Tutunchi

Supervisor

Dr. Hedieh Sajedi

Project for receiving B.Sc. degree

Computer Science

February 2019