



## ارائه ی یک الگوریتم کارآمد در تطبیق تصاویر سه بعدی مغزی برای تشخیص بیماران مبتلا به تومور

الهه جوزپور<sup>۱</sup>، شیوا صنعتی<sup>۲\*</sup>

۱- کارشناسی ارشد انفورماتیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی تهران، تهران، ایران  
۲- دانشجوی دکتری مهندسی کامپیوتر، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

\* نویسنده مسئول: دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده مهندسی، ایمیل: shiva\_sanati@ymail.com

### چکیده

**مقدمه:** تومور مغزی در بین افراد جامعه و حتی جهان بسیار شایع و در سال های اخیر با رشد چندین برابری مواجه بود. اگر بتوانیم تومور مغزی را در مراحل اولیه تشخیص دهیم، امکان درمان و جلوگیری از پیشرفت بیماری افزایش خواهد یافت. شناسایی تخصصی تومور مغز در تصاویر تشدید مغناطیسی یک فرآیند بسیار وقت گیر برای متخصصان پزشکی است. بنابراین، در طول دهه گذشته، تلاش قابل توجهی در توسعه رویکردهای جدید با استفاده از تکنیک های کامپیوتری برای تقسیم بندی تومور مغزی انجام شده است.

**روش کار:** یکی از پردازش های اولیه برای تشخیص تومور مغزی به صورت اتوماتیک این است که حجم نواحی مختلف مغز فرد با اطلس استاندارد مقایسه شود و در صورت مشاهده افزایش حجمی متوجه وجود تومور می شویم. بدین منظور مغز را با اطلس استاندارد تطبیق می دهیم. در این مقاله به رفع مشکلات موجود در نرم افزار IBASPM (از جمله ارائه الگوریتم دقیق برای تطبیق) و اندازه گیری دقیق حجم نواحی مختلف مغز پرداختیم

**یافته ها:** میانگین دقت تطبیق در روش پیشنهادی ۹۵٪ بود که نسبت به نرم افزار IBASPM با دقت ۸۲٪ بهبود قابل توجهی داشت. همچنین میانگین زمانی CPU در اجرای الگوریتم تطبیق سخت پیشنهادی ۱۳۰ ثانیه بود که در مقایسه با SPM (روش پاول) با میانگین زمانی ۳۷۷ ثانیه، سرعت ۲۰۹ برابر داشت.



فصلنامه علمی تخصصی پژوهش های نوین بین رشته ای علوم پایه و فنی و مهندسی  
Specialized Scientific Quarterly of New Interdisciplinary Researches in Basic  
Science and Technical and Engineering

نتیجه گیری: با تطبیق دقیق تصاویر مغزی با اطلس می توان حجم نواحی مغزی را با دقت بیشتری بدست آورد و افزایش ناگهانی حجم مغز به منزله وجود تومور مغزی است. بدین ترتیب می توان در مراحل اولیه تومور را شناسایی کرد. این سیستم در کارهای پزشکی بسیار پر کاربرد خواهد بود و به پزشک متخصص در تشخیص تومور مغزی کمک می کند.

واژه های کلیدی: تومور مغزی، جعبه ابزار SPM، تصاویر تشدید مغناطیسی مغزی، تطبیق سخت



دریافت مقاله: 1402/08/20

اصلاحیه مقاله:-

پذیرش مقاله: 1402/09/18

انتشار مقاله: 1402/09/20

دوره: سوم

شماره: یک

آدرس سایت: nrbste.ir

ایمیل: nrbste@gmail.com

## ۱. مقدمه

اخیرا تلاش‌های زیادی برای تشخیص زود هنگام بیماری تومور بر اساس پردازش تصاویر تشدید مغناطیسی و اندازه‌گیری حجم نواحی مختلف مغز توسط دانشمندان صورت گرفته است. دو روش متداول برای اندازه‌گیری تغییرات حجمی مغز حجم‌سنجی دستی [۱] و استفاده از پروتکل SPM [۲] است. معمولا حجم‌سنجی به صورت دستی بر روی یکسری از اسلایس‌های MRI انجام می‌گیرد. این روش دارای معایبی از جمله: نیاز به اپراتور آموزش‌دیده، ایستگاه کار، نرم‌افزار و همچنین وقت‌گیر بودن آن است. علاوه بر آن، این روش امکان بخش‌بندی بین ماده سفید و خاکستری مغز را نمی‌دهد. این روش تنها می‌تواند در مناطق مورد نظر (ROI<sup>۱</sup>) انجام شود و به همین دلیل احتیاج به تعریف و تعیین قبلی مرزهای آناتومیک وجود دارد. همچنین بین افراد تفسیرکننده که تصویر را گزارش می‌کنند اختلاف سلیقه و اختلاف نظر نیز وجود دارد [۳-۵]. با وجود تمام این نقاط ضعف این روش دارای این مزیت است که یک روش اندازه‌گیری مستقیم و به‌هنگام<sup>۲</sup> است [۶]. به‌طور معمول، روش ترسیم دستی به‌عنوان روش استاندارد طلایی در نظر گرفته می‌شود [۷، ۸]. یک فرد مجرب ممکن است برای تعیین ساختارهای پیچیده‌ای مانند هیپوکامپ به دو ساعت زمان احتیاج داشته باشد [۱]. در نتیجه کمی‌سازی معمولا به مراکز تحقیقاتی محدود می‌شود و خیلی از تغییرات حجمی از همان ابتدا قابل شناسایی نیستند، بنابراین وجود یک روش اتوماتیک و قابل اعتماد جهت اندازه‌گیری حجم مناطق مختلف مغز ضروری به نظر می‌رسد [۹]. روش‌های اتوماتیک با تکرارپذیری و دقت بالا این توانایی را دارند که کارآمدتر از روش‌های حجم‌سنجی دستی عمل کنند [۱۰]. پروتکل IBASPM [۱۱] که در جعبه‌ابزار SPM5 به وجود آمده است و در محیط متلب<sup>۳</sup> قابل اجرا است، یک روش اتوماتیک است و اندازه‌گیری تغییرات حجمی را با روش مبتنی بر تطبیق انجام می‌دهد [۱۲]. هرچند که روش خودکار IBASPM، نتایجی سازگار و قابل مقایسه با بخش‌بندی دستی ارائه می‌دهد اما گاهی ناحیه بخش‌بندی‌شده توسط این پروتکل، ناپیوسته است. خطای ناشی از بخش‌بندی IBASPM مربوط به تطبیق اشتباه می‌باشد [۱۳].

<sup>1</sup> Region of interest

<sup>2</sup> Real time

<sup>3</sup> MATLAB

هدف اصلی این مقاله رفع مشکلات موجود در نرم افزار IBASPM (از جمله ارائه الگوریتم دقیق برای تطبیق) و اندازه گیری دقیق حجم نواحی مختلف مغز می باشد.

### ۱-۱. معرفی تومور مغزی

هنگامی که بیشتر سلول های طبیعی، پیر و یا آسیب دیده می شوند از بین می روند و سلول های جدیدی جای آن ها را می گیرند. برخی اوقات این فرایند اشتباه پیش می رود؛ سلول های جدید در هنگامی که بدن به آن ها نیاز ندارد تشکیل می شوند و سلول های پیر و یا آسیب دیده عادی از بین نمی روند. تولید سلول های اضافی اغلب تشکیل توده ای از بافت را می دهد که به آن رشد زائد و یا تومور اطلاق می شود [۱۴]. تومورهای اولیه مغز می توانند خوش خیم و یا بدخیم باشند.

معمولا تومورهای خوش خیم قابل برداشتن اند و به ندرت دوباره رشد می کنند. تومورهای خوش خیم معمولا دارای مرز و یا لبه مشخصی هستند. سلول های تومورهای خوش خیم به ندرت بافت های اطراف خود را مورد هجوم قرار می دهند و در دیگر قسمت های بدن گسترش نمی یابند. به هر حال، تومورهای خوش خیم می توانند با فشار بر نقاط حساس مغز باعث مشکلات جدی در سلامتی شوند. تومورهای خوش خیم مغز ممکن است به بدخیم تبدیل شوند. تومورهای مغزی بدخیم حاوی سلول های سرطانی هستند. تومورهای مغزی بدخیم عموما جدی تر و اغلب تهدیدی برای زندگی محسوب می شوند. احتمال دارد سریع تر رشد و تجمع کرده یا به بافت های مغزی مجاور حمله کنند.

### ۲-۱. دلیل ایجاد تومور

دلیل اصلی ایجاد تومور هنوز به طور کامل مشخص نشده است. پزشکان به ندرت می توانند توضیح دهند که چرا یک فرد دچار تومور مغزی می شود ولی دیگری نمی شود. محققان در حال مطالعه هستند که ببینند آیا افرادی دارای عوامل خطر ساز خاصی نسبت به دیگران، بیشتر در معرض خطر ابتلا به تومور مغزی هستند یا خیر (عامل خطر ساز بیماری آن چیزی است که احتمال ابتلا به یک بیماری را افزایش می دهد) [۱۵].

### ۳-۱. علائم تومور مغزی

علائم تومور مغزی بستگی به اندازه تومور و نوع و محل آن دارد. علائم هنگامی بروز می‌کنند که تومور بر عصب‌های یک قسمت از مغز فشار آورد و یا به آن صدمه بزنند. علاوه بر این، علائم ممکن است هنگامی آشکار شوند که تومور، مانع جریان مایع در داخل یا اطراف مغز شود و یا تجمع مایع موجب تورم مغز شود. رایج‌ترین علائم تومورهای مغزی عبارتند از: سردردها (که معمولا در اوایل صبح شدیدتر هستند)، حالت تهوع و استفراغ، تغییرات در صحبت، تغییرات بینایی و شنوایی، مشکلات در تعادل و راه رفتن، تغییرات در خلق و خو، تغییرات شخصیت و توانایی تمرکز، مشکلات در حافظه، حرکات پرشی و ناگهانی عضلات (حمله عصبی یا تشنج)، خواب رفتگی و یا سوزش در بازوها و پاها. لازم به ذکر است که اغلب اوقات این علائم به علت وجود تومور مغزی نیستند و برخی دیگر از مشکلات سلامت نیز می‌توانند باعث بروز این علائم شوند. افرادی که دارای تومور مغزی هستند، چند گزینه درمان در اختیار دارند؛ این گزینه‌ها عبارتند از جراحی، پرتو درمانی و شیمی درمانی. بسیاری از بیماران ترکیبی از این درمان‌ها را دریافت می‌کنند. انتخاب نحوه درمان اساسا بستگی به موارد مختلف از جمله نوع و درجه تومور، مکان تومور در مغز، اندازه تومور، سن و سلامت عمومی بیمار دارد.

## ۲. روش پیشنهادی

### ۲-۱. معرفی تصاویر

در این پروژه، از تصاویر تشدید مغناطیسی پایگاه داده Brats 2018 استفاده شده است. یکی از رایج‌ترین انواع تومورهای مغزی Glioma است که درجات مختلفی دارد و به طور کلی به دو دسته  ${}^4$ HG و  ${}^5$ LG تقسیم می‌شود. تشخیص نوع درست Glioma در ارزیابی بیماری و نوع درمان بسیار مهم است. پایگاه داده BRATS شامل این دو دسته از تومورهای مغزی می‌باشد. در پایگاه داده BRATS2018، اطلاعات ۱۰۱ فرد مبتلا به HG و ۷۵ فرد مبتلا به LG موجود است. برای هر فرد ۴ نوع تصویر تشدید مغناطیسی مغزی در پوشه‌ای با شماره آن فرد موجود است. این تصاویر عبارتند از

- $T_1$  Weighted MRI
- $T_2$  Weighted MRI
- FLAIR

<sup>4</sup> High grade

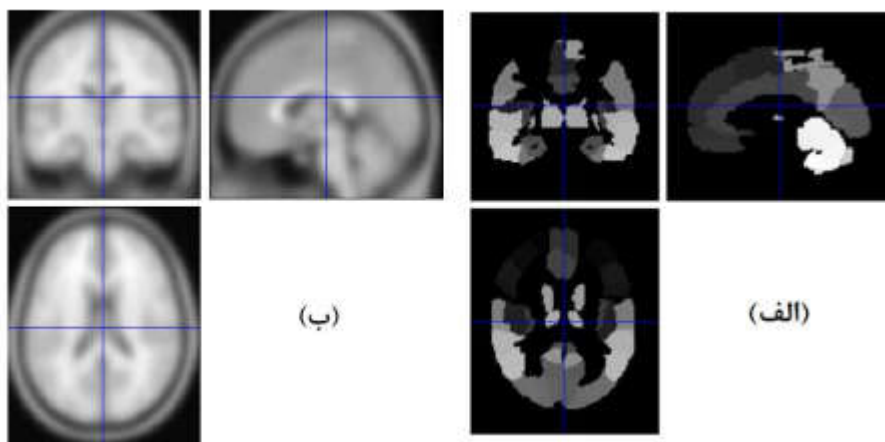
<sup>5</sup> Low grade

- T1-contrast enhanced

همچنین در هریک از تصاویر تشدید مغناطیسی، ۴ نوع برجسب با نامهای enhancing tumor, necrosis, edema و nonenhancing tumor داریم که می توانیم با روش های segmentation مختلف آن ها را از یکدیگر جدا کنیم. ابعاد هر تصویر 240\*240\*155 می باشد.

## ۲-۲. معرفی اطلس

تصاویر مغزی، تصاویر مبتنی بر سطح خاکستری هستند، بنابر این برای تطبیق این تصاویر و نرمال سازی آن ها از اطلس ICBM152 [۱۶] که اطلس احتمالاتی و مبتنی بر سطح خاکستری است، استفاده می شود. ICBM152<sup>۶</sup> میانگین ۱۵۲ اسکن MRI نرمال است که با استفاده از تبدیل افاین ۹ پارامتری به فضای MNI305<sup>۷</sup> انتقال داده شده است. اطلس برجسب گذاری شده متناظر با ICBM152، اطلس MNI AAL [۱۷] می باشد و این دو اطلس کاملاً برهم منطبق<sup>۸</sup> هستند (شکل ۱). اطلس برجسب گذاری شده MNI AAL<sup>۹</sup> برای بخش بندی خودکار ماده خاکستری مغز با اطلس اسکن های مغزی استفاده می شود.



شکل ۱- نمایش نقاط متناظر در دو اطلس. (الف) اطلس برجسب گذاری شده MNI AAL، (ب) اطلس ICBM152

<sup>6</sup> International consortium of brain mapping

<sup>7</sup> Montreal neurological institute

<sup>8</sup> align

<sup>9</sup> Montreal neurological institute Automated anatomical labeling



### ۲-۳. اندازه گیری حجم نواحی مختلف مغز

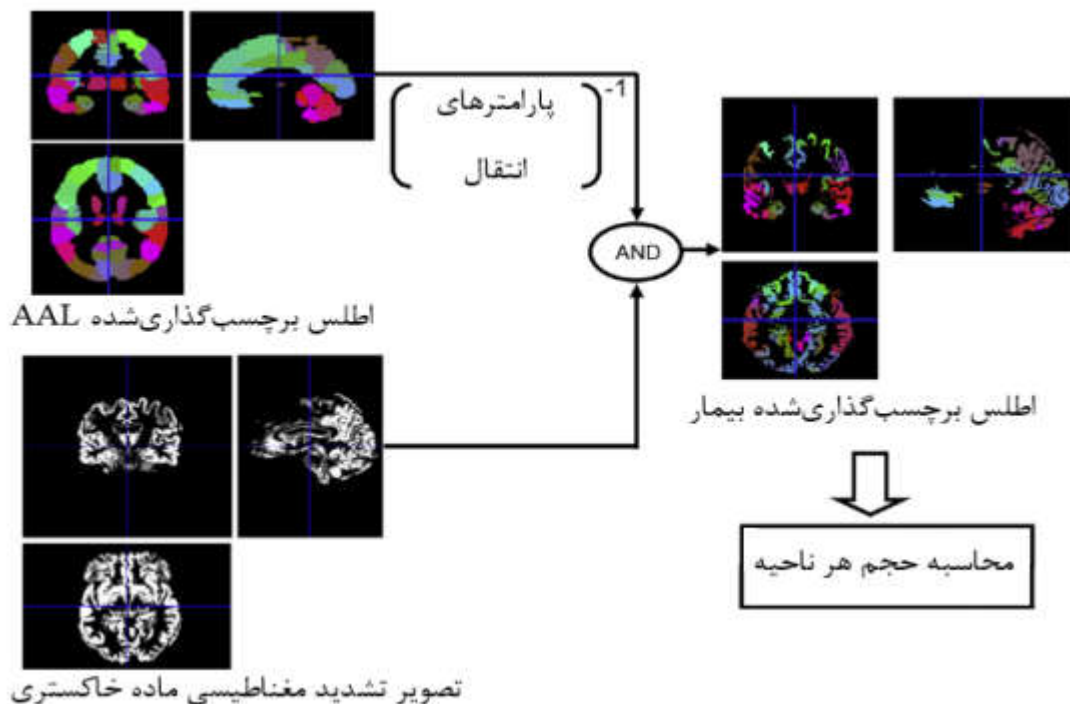
هدف این مقاله، اندازه گیری حجم نواحی مختلف آناتومیکی مغز در تصاویر تشدید مغناطیسی  $T_1$ -weighted می باشد. روش پیشنهادی برای حجم سنجی مغز همانند پروتکل IBASPM دارای ۵ گام است. (۱) هر تصویر تشدید مغناطیسی به سه تصویر ماده سفید، ماده خاکستری و مایع مغزی نخاعی بخش بندی می شود. (۲) تصویر ماده خاکستری از بیمار، با اطلس استاندارد ICBM152 طی دو مرحله (یک بار با تبدیل سخت افاین<sup>۱۰</sup> و در ادامه، با یک تبدیل نرم<sup>۱۱</sup>) تطبیق داده می شود. (۳) نواحی مختلف مغزی در تصویر بیمار با استفاده از اطلس برچسب گذاری شده MNI AAL مشخص می شود. در اطلس اخیر، ۱۱۶ ناحیه مختلف مغزی به تفکیک مشخص شده اند. (۴) حجم هر یک از ۱۱۶ ناحیه، از مجموع وکسل هایی با شماره (شدت روشنایی) یکسان بدست می آید و سپس در اندازه وکسل<sup>۱۲</sup> ضرب می شود. (۵) حجم کل جمجمه از جمع حجم ماده سفید، خاکستری و مایع مغزی نخاعی بدست می آید. از حجم کل جمجمه برای نرمال نمودن حجم هر یک از ساختارهای مغزی استفاده می شود.

---

<sup>10</sup> Affine Rigid Registration

<sup>11</sup> NonRigid Registration

<sup>12</sup> Voxel size



شکل ۲- شمای کلی روش حجم سنجی

شمای کلی الگوریتم حجم سنجی در شکل ۲ دیده می شود. به کمک پارامترهای انتقال، برچسب های اطلس برچسب گذاری شده AAL به ماده خاکستری مغز تعمیم می یابد و اطلس برچسب گذاری شده بیمار بدست می آید. با شمارش تعداد وکسل های هر ناحیه و ضرب آن در اندازه وکسل، حجم هر ناحیه بدست می آید.

## ۲-۴. تطبیق تصاویر

برای انجام مقایسه داده ها را به کمک روش پیشنهادی و همچنین جعبه ابزار SPM، با اطلس ICBM152 تطبیق داده ایم. در هر دو روش تطبیق به صورت دو مرحله ای صورت می گیرد. به این ترتیب که ابتدا کلیات تصویر متحرک به وسیله یک تبدیل سخت با تصویر ثابت تطبیق داده شده [۱۸] و سپس از یک مدل فرم پذیر پارامتری برای تطبیق جزئیات استفاده می شود. همانطور که در ادامه نشان داده می شود، الگوریتم پیشنهادی از لحاظ سرعت، دقت و کیفیت برتر از SPM می باشد.

## ۲-۴-۱. تطبیق سخت



در تبدیل های سخت، مختصات نقاط تصویر با تبدیل های خطی نگاشت داده می شوند. مدل های جسم سخت<sup>۱۳</sup> [۳۶] و افاین<sup>۱۴</sup> [۳۷] در این دسته قرار می گیرند. جسم سخت در فضای سه بعدی تبدیلی با ۶ درجه آزادی (متشکل از سه پارامتر انتقال و سه پارامتر چرخش) ایجاد می کند (شکل ۳). با افزودن سه پارامتر مقیاس و سه پارامتر برشی<sup>۱۵</sup> به تبدیل سخت، تبدیل افاین بدست می آید که مدلی با ۱۲ درجه آزادی و مناسب برای نگاشت تصاویر عملکردی به تصاویر آناتومیکی مغز است (شکل های ۴). این تبدیل ها در تهیه اطلس و نیز در مواردی که نیاز به تطبیق تفاوت های محلی نمی باشد، کاربرد دارد.

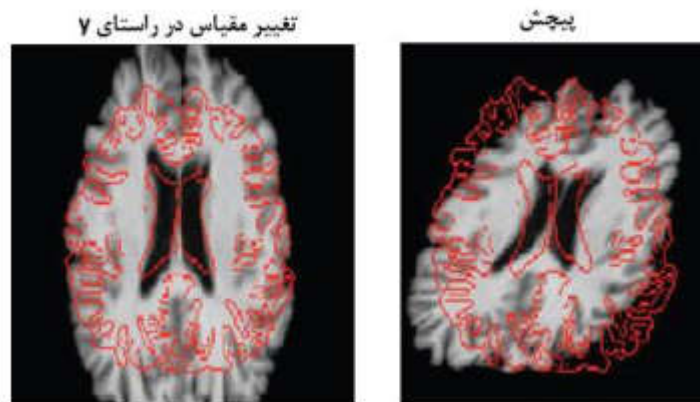


شکل ۳- اعمال تبدیل جسم سخت به تصویر

<sup>13</sup> Rigid body

<sup>14</sup> Affine

<sup>15</sup> Shearing



شکل ۴- اعمال تبدیل افاین به تصویر

تطبیق سخت تصاویر سه بعدی در پروتکل IBASPM براساس تطبیق موجود در جعبه ابزار SPM2 می‌باشد. روش تطبیق در این جعبه ابزار استفاده از الگوریتم‌های بهینه‌سازی غیرگرادیانی، تبدیل افاین ۱۲ پارامتری و به روش بهینه‌سازی پاول<sup>۱۶</sup> [۱۹]، است. از جمله نقاط ضعف الگوریتم‌های تطبیق مبتنی بر روش‌های بهینه‌سازی غیرگرادیانی، می‌توان به همگرایی کند و وابستگی به مقداردهی اولیه (مقادیر اولیه پارامترهای تبدیل) اشاره کرد. در مقایسه با روش‌های غیرگرادیانی، الگوریتم‌های بهینه‌سازی گرادیانی مانند روش کاهش گرادیانی و لونبرگ-مارکواد<sup>۱۷</sup> (LM)، اگرچه نیازمند محاسبه مراتبی از مشتق معیار شباهت/خطا هستند، بسیار کارآمد و مستقل از مقداردهی اولیه می‌باشند. همچنین، نشان داده شده است که روش‌های بهینه‌سازی چند مقیاسی، سرعت و دقت همگرایی بالاتری نسبت به سایر روش‌ها دارند. پیشنهاد می‌شود برای تطبیق سخت از یک روش مبتنی بر گرادیان استفاده شود که به کمک آن می‌توان تصاویر پزشکی را با روش تطبیق سخت مبتنی بر شدت، بر یکدیگر منطبق نمود. در روش پیشنهادی از معیار شباهت  $^{18}CC$  استفاده شده است و سعی بر این است که این معیار تا حد ممکن ماکسیمم شود. برای غلبه بر مشکلات الگوریتم گرادیان نزولی که گیر کردن در مینیمم محلی و کند بودن آن بود، پارامتر  $\lambda$  باید به طور مناسب تنظیم شود. بدین ترتیب الگوریتم سریع، دقیق و با کیفیتی برای تطبیق بدست می‌آید که به مقداردهی اولیه حساس نیست و برای همه‌ی

<sup>16</sup> Powell's method

<sup>17</sup> Levenberg-Marquardt (LM)

<sup>18</sup> Cross Correlation

تبدیلات سخت قابل استفاده می باشد. در واقع در روش پیشنهادی، گرادیان نزولی که یک الگوریتم بهینه سازی مرتبه اول می باشد، اجرا می شود. بدین ترتیب پیاده سازی الگوریتم ساده است و همگرایی آن تضمین می شود. در ادامه روش پیشنهادی برای تطبیق سخت به اختصار شرح داده می شود.

فرض می کنیم بردار  $P$  شامل همه پارامترهای تبدیل است. مثلاً برای تبدیل افاین (رابطه ۱) می توانیم  $P$  را به صورت (رابطه ۲)

بنویسیم.

$$T_{affine} = \begin{bmatrix} \eta_x \cos \beta \cos \theta & s_{xy} (\cos \beta \sin \theta \cos \alpha - \sin \alpha \sin \beta) & s_{xz} (\cos \beta \sin \theta \sin \alpha + \sin \beta \cos \alpha) & t_x \\ -s_{xy} \sin \theta & \eta_y \cos \theta \cos \alpha & s_{yz} \cos \theta \sin \alpha & t_y \\ -s_{xz} \sin \beta \cos \theta & -s_{yz} (\sin \beta \sin \theta \cos \alpha + \sin \alpha \cos \beta) & \eta_z (-\sin \beta \sin \theta \sin \alpha + \cos \beta \cos \alpha) & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$P_{affine} = [\alpha \quad \beta \quad \theta \quad t_x \quad t_y \quad t_z \quad \eta_x \quad \eta_y \quad \eta_z \quad s_{xy} \quad s_{xz} \quad s_{yz}]^T \quad (2)$$

در اینجا معیار شباهت الگوریتم تطبیق، روش شباهت همبستگی<sup>۱۹</sup> در نظر گرفته شده است که به اختصار با CC نمایش داده می شود. در صورتی که فرض کنیم از حوزه  $g(x)$ ،  $n$  پیکسل انتخاب شده است، این معیار بین تصویر ثابت و متحرک به صورت زیر تعریف می شود:

(۳)

$$c_{CC} = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} (g(Tx_i) - \mu_g)(f(x_i) - \mu_f)}{\hat{\sigma}_g \hat{\sigma}_f}$$

در رابطه فوق  $\mu_g$  و  $\mu_f$  میانگین سطح خاکستری تصویر ثابت و متحرک و  $\hat{\sigma}_g$  و  $\hat{\sigma}_f$  انحراف معیار سطح خاکستری دو تصویر می باشد. همواره مقدار  $C_{CC}$  در بازه  $[-1, 1]$  است. با افزایش میزان شباهت در توزیع شدت تصویر ثابت و متحرک مقدار  $C_{CC}$  به ۱ نزدیک می شود و برعکس.

بر اساس الگوریتم گرادیان نزولی، ماکسیمم محلی معیار شباهت  $C$  با حل معادله عددی زیر بدست می آید:

$$p^{k+1} = p^k + \lambda \nabla c \quad (4)$$

که در آن  $\lambda$  نرخ بهینه سازی است و  $\nabla$  نمایش دهنده عملگر گرادیان است ( $\nabla c = \partial c / \partial p$ ). مقدار  $\lambda$  در فرآیند بهینه سازی تاثیر بسزایی دارد. انتخاب مقادیر خیلی کوچک برای آن موجب گرفتاری الگوریتم در مینیمم های محلی ضعیف می شود؛ در حالی که مقادیر خیلی بزرگ برای  $\lambda$ ، ممکن است موجب ناپایداری و نوسانی شدن الگوریتم گردد. پاسخ بهینه حاصل از روش گرادیان نزولی (همانند سایر روش های بهینه سازی گرادیانی) یک مینیمم محلی تابع هزینه می باشد. برای آنکه پاسخ بهینه حاصل منطبق بر مینیمم عمومی تابع هزینه باشد، باید مقدار اولیه  $p$  به اندازه کافی نزدیک به مینیمم عمومی انتخاب شود.

بر اساس رابطه ۴، برای پیاده سازی الگوریتم گرادیان نزولی باید  $\nabla c_{CC}$  محاسبه شود، که پس از حل، رابطه ۵ بدست می آید:

$$\nabla c_{CC} = \sum_{i=0}^{n-1} w_{CC}(\mathbf{x}_i, T) J \nabla g(T\mathbf{x}_i) \quad (5)$$

که در آن  $\nabla g(T\mathbf{x}_i) = \left. \frac{\partial g(\mathbf{x})}{\partial \mathbf{x}} \right|_{\mathbf{x}=T\mathbf{x}_i}$  و ماتریس ژاکوبین  $J$  به صورت زیر تعریف می شود:

$$J = \frac{\partial T_x}{\partial p} \quad (6)$$

در رابطه فوق ضرایب وزن  $w_{CC}(\mathbf{x}_i, T)$  به صورت زیر تعریف می شود:

(۷)

$$w_{CC}(\mathbf{x}_i, T) = \frac{1}{\hat{\sigma}_g} \left( \frac{f(\mathbf{x}_i) - \mu_f}{\hat{\sigma}_f} - c_{CC} \frac{g(T\mathbf{x}_i) - \mu_g}{\hat{\sigma}_g} \right)$$

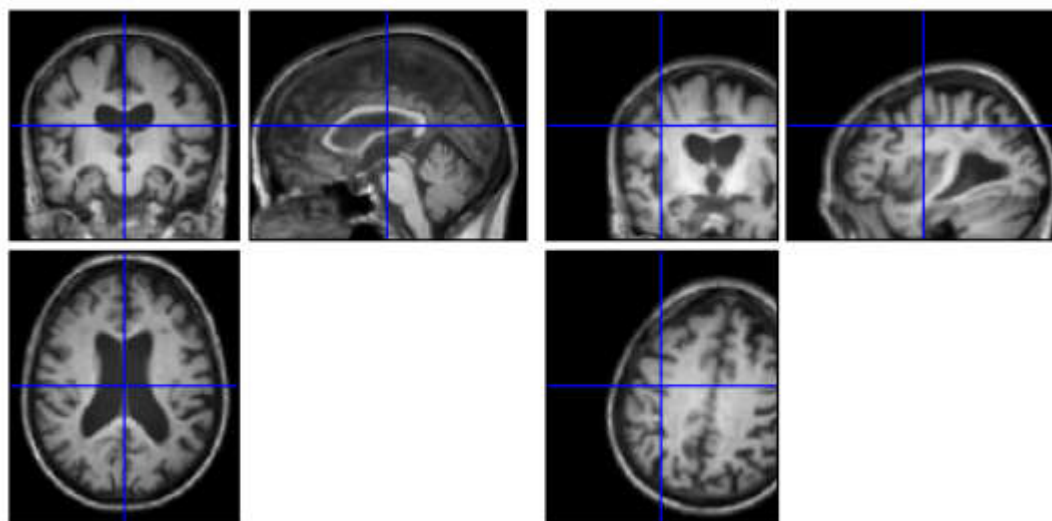
عبارت بدست آمده در رابطه (۵) شامل ۳ ترم مجزا می باشد.  $w_{CC}$  اختلاف شدت بین هر جفت از پیکسل های متناظر در تصویر ثابت و متحرک است. بردار گرادیان  $\nabla g(Tx)$  تغییرات شدت در هر محور را بیان می کند. ماتریس ژاکوبین  $J$  تغییرات شدت مکانی را به پارامترهای تبدیل مرتبط می سازد. به عبارتی می توان گفت  $w_{CC}$  وابسته به معیار شباهت است و  $J$  نشان دهنده تبدیل سخت است. در واقع، کافی است با جایگذاری بردار گرادیان در معادله (۴) پارامترهای تبدیل یک مرحله بهبود یابد. فرآیند فوق تا آنجا ادامه می یابد که پارامترهای تبدیل دیگر تغییر قابل توجهی نداشته باشند. نتایج اعمال این الگوریتم بر روی تصاویر ثابت و متحرک مغز در شکل ۳ نشان داده شده است.

### ۳. پیاده سازی و نتایج

برخلاف تفاوت آشکار اولیه میان تصاویر متحرک و اطلس، روش پیشنهادی مطرح شده موفق به تطبیق مطلوب این تصاویر شده است این موضوع در جدول ۱ نشان داده شده است. میانگین دقت تطبیق در روش پیشنهادی ۹۵٪ بود که نسبت به نرم افزار SPM با دقت ۸۲٪ بهبود قابل توجهی داشت. بنابر این نتایج نشان می دهد، دقت مکانی الگوریتم پیشنهادی بالاتر از SPM است. برتری روش پیشنهادی نسبت به SPM در شکل های ۵ تا ۷ نیز به وضوح مشاهده می شود. میانگین زمانی CPU در اجرای الگوریتم تطبیق سخت پیشنهادی ۱۳۰ ثانیه بود که در مقایسه با SPM (روش پاول) با میانگین زمانی ۳۷۷ ثانیه سرعت ۲.۹ برابر داشت. بنابر این اندازه گیری تغییرات حجمی در روش پیشنهادی با دقت بهتری نسبت به IBASPM صورت می گیرد.

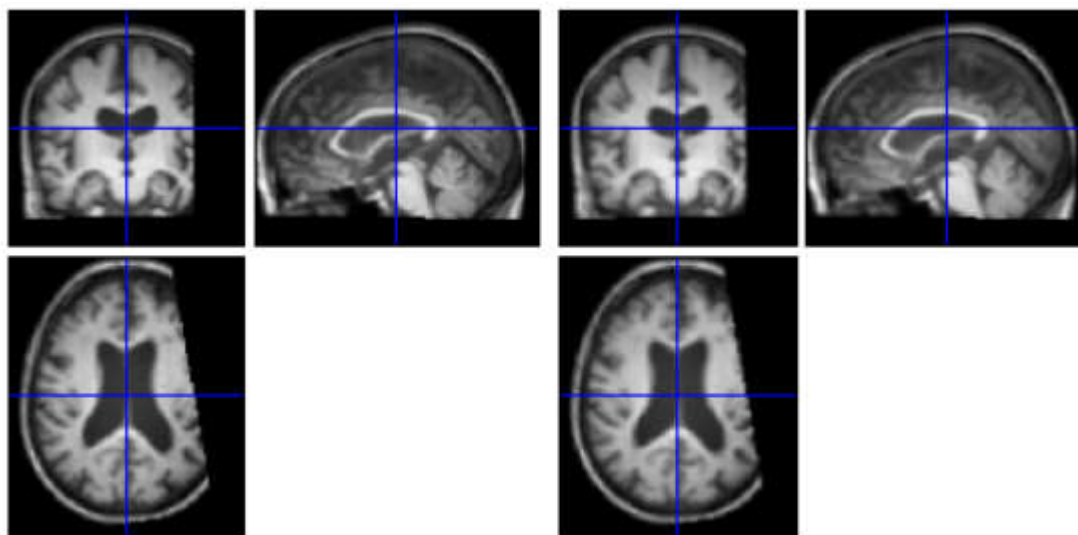
جدول ۱- مقایسه کارایی روش پیشنهادی و SPM در تطبیق سخت (مقایسه براساس ضریب همبستگی)

تطبیق سخت		
روش پیشنهادی	SPM	افراد دارای تومور مغزی
۰/۹۶۹۷	۰/۸۰۳۲	۱
۰/۹۳۹۳	۰/۸۴۲۳	۲
۰/۹۷۱۸	۰/۸۲۷۶	۳
۰/۹۲۶۳	۰/۸۶۸۹	۴
۰/۹۳۱۸	۰/۸۵۴۴	۵
۰/۹۴۹۳	۰/۸۳۹۹	۶
۰/۹۲۹۶	۰/۸۰۴۵	۷
		افراد سالم
۰/۹۳۹۲	۰/۸۵۲۵	۱
۰/۸۹۷۷	۰/۷۷۱۴	۲
۰/۹۳۵۹	۰/۷۹۵۷	۳
۰/۹۴۸۰	۰/۷۸۴۷	۴
۰/۹۷۲۲	۰/۸۸۱۸	۵
۰/۹۸۰۹	۰/۸۱۵۷	۶
۰/۹۵۹۹	۰/۸۷۳۷	۷



(a)

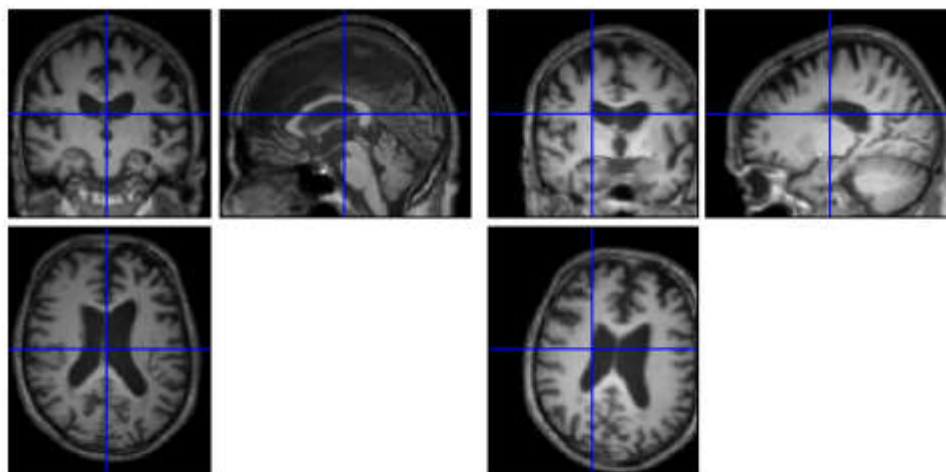
(b)



(c)

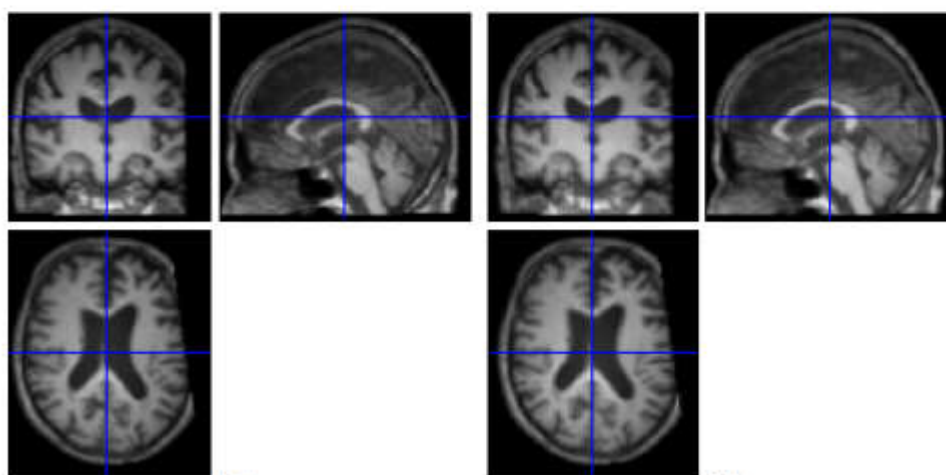
(d)

شکل ۵- تطبیق دو تصویر سه‌بعدی با تبدیل سخت (الف) تصویر ثابت، (ب) تصویر بیمار، (ج) نتیجه تطبیق با روش پیشنهادی، (د) نتیجه تطبیق با SPM



(a)

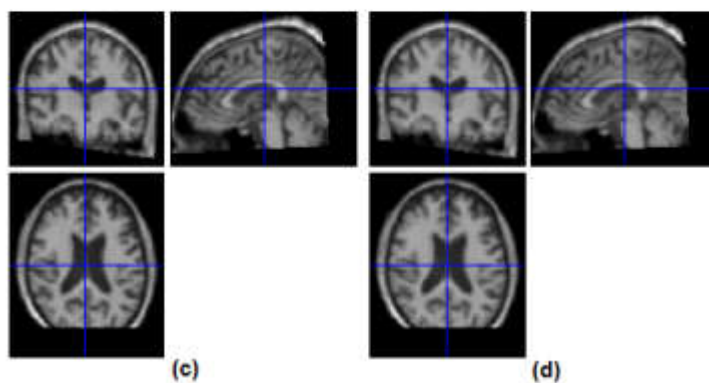
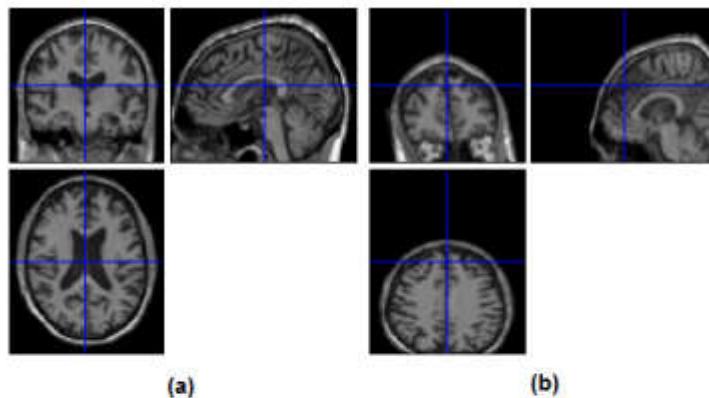
(b)



(c)

(d)

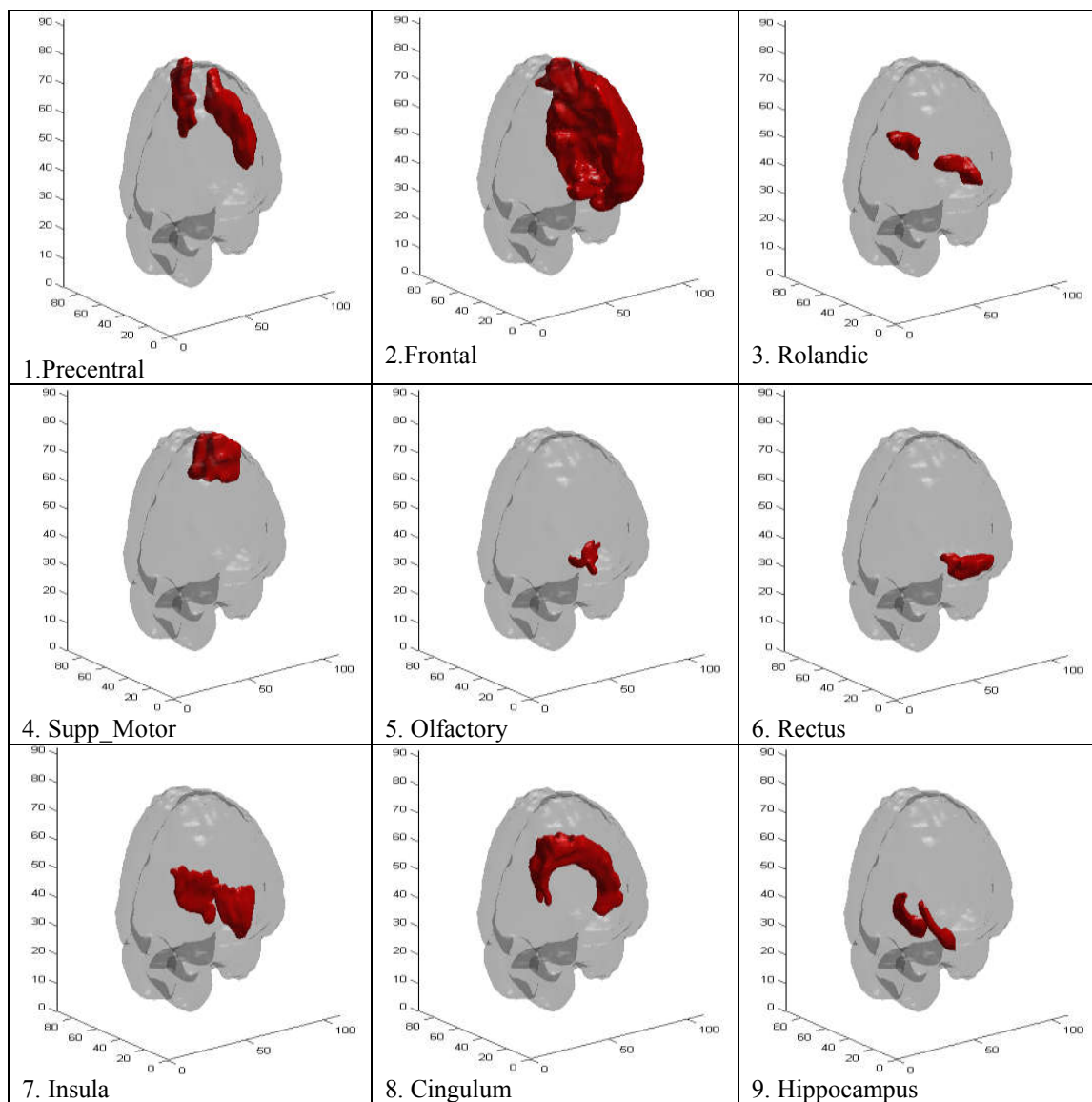
شکل ۶- تطبیق دو تصویر سه بعدی با تبدیل سخت (الف) تصویر ثابت ، (ب) تصویر بیمار، (ج) نتیجه تطبیق با روش پیشنهادی، (د) نتیجه تطبیق با SPM



شکل ۷- تطبیق دو تصویر سه بعدی با تبدیل سخت (الف) تصویر ثابت، (ب) تصویر بیمار، (ج) نتیجه تطبیق با روش پیشنهادی، (د) نتیجه تطبیق با SPM

حجم نواحی مختلف مغزی در تصاویر تشدید مغناطیسی در ۷ نمونه از مجموعه داده های Brats 2018 و ۷ فرد سالم با روش پیشنهادی اندازه گیری شد و مبتلایان به تومور مغزی از افراد سالم جدا شدند. برخی نواحی مغزی که در آنها تومور قرار داشت در شکل های زیر به صورت رنگی نمایش داده شده است.





شکل ۸- نمایش سه‌بعدی نواحی مختلف مغز به دست آمده از روش پیشنهادی

#### ۴. نتیجه گیری

هدف این مقاله تشخیص ناهنجاریهای مغزی مثل تومور در تصاویر تشدید مغناطیسی مغزی  $T_1$  است. در این مقاله تومور مغزی را مورد بررسی قرار دادیم زیرا شیوع این بیماری در بین افراد جامعه و حتی جهان بسیار شایع بوده است این بیماری در سالهای اخیر با رشد چندین برابری مواجه بود. اگر بتوانیم تومور مغزی را در مراحل اولیه تشخیص دهیم، امکان درمان و جلوگیری از پیشرفت بیماری افزایش خواهد یافت. در گذشته تشخیص تومور زمانی رخ می داد که بیمار ناراحتی هایی از قبیل سرگیجه، دوبینی، حالت تهوع و ... داشت و تومور بسیار بزرگ شده بود. اما امروز تلاش دانشمندان این است که تومور را همان مراحل اولیه و بسیار سریع، تشخیص دهند (قبل از اینکه فرد خودش از طریق علائم بیماری را تشخیص دهد). بدین منظور دانشمندان از تصاویر MRI مغزی استفاده می کنند و سعی دارند تا با روش های مختلف پردازش تصاویر این هدف را محقق کنند و این موضوع هنوز یکی از چالش های مهم است و یک مساله باز در حوزه مهندسی کامپیوتر، پزشکی و مهندسی پزشکی می باشد.

هدف این مطالعه طراحی یک سیستم اتوماتیک برای تشخیص تومور مغزی است. بدین منظور به رفع مشکلات موجود در نرم افزار IBASPM (از جمله ارائه الگوریتم دقیق برای تطبیق) و اندازه گیری دقیق حجم نواحی مختلف مغز پرداختیم و سپس به اندازه گیری دقیق حجم مغز افراد مبتلا به تومور مغزی پرداختیم تا بتوانیم آنها را از افراد سالم جدا کنیم. بنابر این می توان در مراحل اولیه تومور را شناسایی کرد. این سیستم در کارهای پزشکی بسیار پرکاربرد خواهد بود و به پزشک متخصص در تشخیص تومور مغزی کمک می کند.

#### ۵. مراجع

- [۱] R. A. Morey, C. M. Petty, Y. Xu, J. P. Hayes, H. R. Wagner, D. V. Lewis, *et al.*, "A comparison of automated segmentation and manual tracing for quantifying hippocampal and amygdala volumes," *Neuroimage*, vol. 45, pp. 855-866, 2009.
- [۲] V. García-Vázquez, S. Reig, J. Janssen, J. Pascau, A. Rodríguez-Ruano, Á. Udías, *et al.*, "Use of IBASPM atlas-based automatic segmentation toolbox in pathological brains: effect of template selection," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS'08. IEEE*, pp. 4270-427, 2008.
- [۳] K. M. Kennedy, K. I. Erickson, K. M. Rodrigue, M. W. Voss, S. J. Colcombe, A. F. Kramer, *et al.*, "Age-related differences in regional brain volumes: a comparison of optimized



- voxel-based morphometry to manual volumetry," *Neurobiology of aging*, vol. 30, pp. 1657-1676, 2009.
- [٤] G. Sánchez-Benavides, B. Gómez-Ansón, A. Sainz, Y. Vives, M. Delfino, and J. Peña-Casanova, "Manual validation of FreeSurfer's automated hippocampal segmentation in normal aging, mild cognitive impairment, and Alzheimer Disease subjects," *Psychiatry Research: Neuroimaging*, vol. 181, pp. 219-225, 2010.
- [٥] N. Cherbuin, K. J. Anstey, C. Meslin, and P. S. Sachdev, "In vivo hippocampal measurement and memory: a comparison of manual tracing and automated segmentation in a large community sample," *Made available in DSpace on 2010-12-20T06: 04: 47Z (GMT). No. of bitstreams: 1 Cherbuin\_In vivo2009. pdf: 688666 bytes, checksum: 49f9dfcaee251df37e5cee9320e1205c (MD5) Previous issue date: 2009-11-08T23: 26: 23Z*, 2009.
- [٦] R. R. Uchida, C. M. Del-Ben, D. Araújo, G. Busatto-Filho, F. L. Duran, J. A. Crippa, *et al.*, "Correlation between voxel based morphometry and manual volumetry in magnetic resonance images of the human brain," *Anais da Academia Brasileira de Ciências*, vol. 80, pp. 149-156, 2008.
- [٧] W. S. Tae, S. S. Kim, K. U. Lee, E.-C. Nam, and K. W. Kim, "Validation of hippocampal volumes measured using a manual method and two automated methods (FreeSurfer and IBASPM) in chronic major depressive disorder," *Neuroradiology*, vol. 50, pp. 569-581, 2008.
- [٨] K. Mevel, B. Desgranges, J. C. Baron, B. Landeau, V. de La Sayette, F. Viader, *et al.*, "Which SPM method should be used to extract hippocampal measures in early Alzheimer's disease?," *Journal of Neuroimaging*, vol. 21, pp. 310-316, 2011.
- [٩] A. Hammers, R. Heckemann, M. J. Koepp, J. S. Duncan, J. V. Hajnal, D. Rueckert, *et al.*, "Automatic detection and quantification of hippocampal atrophy on MRI in temporal lobe epilepsy: a proof-of-principle study," *Neuroimage*, vol. 36, pp. 38-47, 2007.
- [١٠] T. M. Doring, T. T. Kubo, L. C. H. Cruz, M. F. Juruena, J. Fainberg, R. C. Domingues, *et al.*, "Evaluation of hippocampal volume based on MR imaging in patients with bipolar affective disorder applying manual and automatic segmentation techniques," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 33, pp. 565-572, 2011.
- [١١] V. García-Vázquez, S. Reig, J. Janssen, J. Pascau, A. Rodríguez-Ruano, Á. Udías, *et al.*, "Use of IBASPM atlas-based automatic segmentation toolbox in pathological brains: effect of template selection," in *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS'08. IEEE*, 2008, pp. 4270-4272.



- [۱۲] F. L. Seixas, D. C. M. Saade, A. Conci, A. S. de Souza, F. Tovar-Moll, and I. Bramatti, "Anatomical brain MRI segmentation methods: volumetric assessment of the hippocampus," *IWSSIP*, vol. 17, pp. 247-251, 2010.
- [۱۳] N. Tzourio-Mazoyer, B. Landeau, D. Papathanassiou, F. Crivello, O. Etard, N. Delcroix, *et al.*, "Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain," *Neuroimage*, vol. 15, pp. 273-289, 2002.
- [۱۴] Singh, Sheila K., et al. "Identification of a cancer stem cell in human brain tumors." *Cancer research* 63.18 ,5821-5828,2003.
- [۱۵] Bhandari, Ajay, et al. "Effect of tumor volume on drug delivery in heterogeneous vasculature of human brain tumors." *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy* 2.2 , 021004,2019.
- [۱۶] T. M. Doring, T. T. Kubo, L. C. H. Cruz, M. F. Juruena, J. Fainberg, R. C. Domingues, *et al.*, "Evaluation of hippocampal volume based on MR imaging in patients with bipolar affective disorder applying manual and automatic segmentation techniques," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 33, pp. 565-572, 2011
- [۱۷] P. Lopez-Garcia, H. J. Aizenstein, B. E. Snitz, R. P. Walter, and C. S. Carter, "Automated ROI-based brain parcellation analysis of frontal and temporal brain volumes in schizophrenia," *Psychiatry Research: Neuroimaging*, vol. 147, pp. 153-161, 2006.
- [۱۸] J. Ashburner, P. Neelin, D. Collins, A. Evans, and K. Friston, "Incorporating prior knowledge into image registration," *Neuroimage*, vol. 6, pp. 344-352, 1997.
- [۱۹] M. J. Powell, "An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives," *The computer journal*, vol. 7, pp. 155-162, 1964.



## Introducing an efficient algorithm for registering 3D brain images to diagnose tumors

Elaheh jozpoor<sup>1</sup>, Shiva Sanati<sup>2\*</sup>

1- Medical Informatics, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2- PhD Student in Computer Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran

### Abstract

**Introduction:** In recent years, brain tumors have experienced a rapid growth among people in society and around the world. Early detection of brain tumors will enable us to treat and prevent the progression of the disease. The process of identifying brain tumors from magnetic resonance images is time consuming and requires special expertise. For this reason, many efforts have been made during the last decade to develop new approaches for segmenting brain tumors using computational techniques.

**Method:** A primary method for automatically diagnosing a brain tumor is to compare the volume of different areas of a person's brain with a standard atlas. An increase in volume is indicative of the presence of a tumor. This article provides a solution to the problems in the IBASPM software (including providing a precise algorithm for registration) and accurately measures the volume of different parts of the brain.

**Results:** According to the proposed method, the average registration accuracy was 95%, which was a significant improvement over IBASPM software, which had an accuracy of 82%. A rigid registration algorithm was implemented with an average CPU time of 130 seconds. There was a 2.9-fold improvement over the SPM (Powell's method) with an average time of 377 seconds.

**Conclusion:** When the brain images are accurately registered with the atlas, the volume of the brain regions is more accurately determined, and any sudden increase in the volume of the brain indicates the presence of a brain tumor. As a result, the tumor can be detected in its early stages. A brain tumor diagnosis will be greatly improved with this system, as it will be very widely used in medical work.

**Keywords:** Brain Tumor, SPM toolbox, brain magnetic resonance images, Rigid Registration