

بهبود سرعت "انطباق مبتنی بر روش برش گراف"

جهت انطباق غیر صلب تصاویر تشذید مغناطیسی مغز

فرناز ظهورپرواز^{۱*}، عمام الدین فاطمی زاده^۲ و حمید بهنام^۳

مهندسی پزشکی بیوالکتریک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، تهران، ایران

دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران



چکیده

فرآیند نگاشت نقاط از یک تصویر به نقاط متناظر آن در تصویر دیگر، انطباق تصویر نامیده می‌شود که تبدیلی مکانی است. روش‌های انطباق تصویر را می‌توان به لحاظ ماهیت تبدیل انجام گرفته بر روی تصویر به انطباق صلب و غیر صلب طبقه‌بندی کرد. یکی از راه‌کارهای انطباق تصویر غیر صلب، حل مسئله انطباق به عنوان یک مسئله بهینه‌سازی است. نمونه‌ای از این روش‌ها، انطباق بوسیله برش گراف است. اساس این روش بر مبنای ایجاد گرافی اختصاصی شده برایتابع انرژی موردنظر (که باید بهینه شود) است، بهنحوی که برش کمینه روی این گراف منجر به کمینه‌سازی انرژی نیز شود. با توجه به اهمیت مسئله زمان در کاربردهای بالینی و پزشکی، در این پژوهش با ایجاد تغییراتی در روشی که از برش گراف برای انطباق تصویر استفاده می‌کند، روشی پیشنهاد داده شده که در آن زمان انجام فرآیند انطباق بهشت کاهش می‌باشد. نتایج حاصل از پیاده‌سازی روش پیشنهادی این پژوهش بر روی تصاویر تشذید مغناطیسی مغز نشان می‌دهد که سرعت اجرای الگوریتم پیشنهادی نسبت به الگوریتم اصلی در قبال اندکی افزایش خطای افزایش مقدار متوسط معیار SAD از 0.7 ± 0.07 به 0.6 ± 0.06 بهتر تقریبی سه برابر می‌شود.

واژگان کلیدی: انطباق تصویر غیر صلب، برش گراف، تصویر تشذید مغناطیسی

Speed improvement in graph-cuts-based registration for non-rigid image registration of brain magnetic resonance images.

Farnaz ZohourParvaz^{*1}, Emad Fatemizadeh² & Hamid Behnam³

Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Science and Research Branch of Tehran , Iran

Electrical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology,
Tehran, Iran

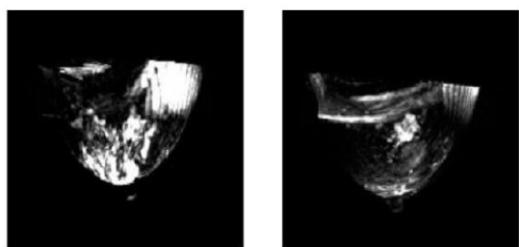
Abstract

Image processing methods, which can visualize objects inside the human body, are of special interests. In clinical diagnosis using medical images, integration of useful data from separate images is often desired. The images have to be geometrically aligned for better observation. The procedure of mapping points from the reference image to corresponding points in the floating image is called Image Registration. It is a spatial transform. These images might be different because they were taken at different times or applied by using different devices. By the nature of this image transformation, image registration can be classified into rigid registration and non-rigid registration. The freedom's degree in a rigid transformation is relatively low and the methods of rigid image registration are becoming mature. In contrast, non-rigid image registration is

still a challenging problem because of its high degree of freedom. One of the non-rigid image registration methods is turning the registration problem into an optimization problem and obtaining the optimal value as the result of registration. An example of these methods is the graph-cuts based registration. The basic technique is to construct a specialized graph for the energy function to be minimized in a way that the minimum cut on this graph also minimizes the energy. Given that our focus in this research, is on the medical image registration, and time is one of the critical factors in medical applications. It seems that improvement of this method in terms of run time will be helpful for its clinical and medical applications. In order to achieve this goal, in this research, with modifying the energy function, we proposed a method that significantly reduces the run time of registration process. The implementation results of our proposed method on the images with artificial deformations which are similar to the most pessimistic possible deformation modes in real image data, show that the proposed algorithm is about three times faster than the existing algorithm, while the average amount of SAD criterion will be increased from 0.7 to 1.

Keywords: Non-rigid image registration, Graph-cuts, Magnetic resonance images

۱)، بررسی درمان، مقایسه داده‌های بیمار با اطلاعات آناتومیکی، خود بیان‌گر میزان اهمیت و ضرورت پژوهش و مطالعات بیشتر در این حوزه از پردازش تصویر است. شکل (۱) یک تصویر بیشینه شدت (MIP^۴) از ماموگرافی MR را بدون انطباق (سمت چپ) و با انطباق (سمت راست) نشان می‌دهد. این تصاویر نشان دهنده عملکرد عالی انطباق در شناسایی ضایعات سرطانی است [۱].



[۱]: کاربرد انطباق تصویر در ماموگرافی MR
(Figure-1): Registration of MR mammography images

انطباق تصویر را می‌توان به لحاظ ماهیت تبدیلی که بر روی تصویر انجام می‌گیرد به انطباق تصویر صلب^۵ و انطباق تصویر غیر صلب^۶ طبقه‌بندی کرد. تبدیل صلب شامل یک چرخش^۷ و بهدبال آن یک انتقال^۸ در فضای سه‌بعدی است [۲]. بهطور کلی به سایر روش‌های انطباق تصویر به غیر از روش‌های انطباق تصویر صلب، انطباق تصویر غیر صلب اطلاق می‌شود. در تبدیل صلب فقط چرخش و انتقال مجاز است؛ بنابراین روش‌های انطباق صلب بهدلیل محدودیتی که بر روی تبدیل اعمال می‌کنند، درجه آزادی تاحدودی پایین داشته و روش‌های انطباق تصویر صلب بهطور تقریبی به

۱- مقدمه

روش‌های پردازش تصویر که قادر به تصویرکردن درون بدن آدمی هستند، مورد توجه ویژه‌ای قرار دارند. در بحث تشخیص پزشکی، تجمعیه داده‌های مفید که از تصاویر مجزا حاصل می‌شود، بهطور معمول مطلوب است. جهت مشاهده بهتر چنین تصاویری لازم است، آنها از لحاظ هندسی هم‌طراز شوند. فرآیند نگاشت نقاط از یک تصویر به نقاط متناظر آن در تصویر دیگر انطباق تصویر^۱ نامیده می‌شود که یک تبدیل مکانی است. به بیانی دیگر انطباق فرآیند هم‌طرازکردن و تطبیق دو یا چند تصویر است که به دلایلی با هم متفاوت هستند. تفاوت این تصاویر ممکن است، ناشی از عوامل مختلفی باشد. مانند این‌که این تصاویر توسط حس‌گرهای تصویربرداری مختلفی ثبت شده‌اند (به عنوان مثال انطباق میان یک تصویر^۲ MRI با یک تصویر^۳ CT)، یا این‌که تصاویر از یک حس‌گر تصویربرداری اما از زوایای دید مختلف یا در زمان‌های مختلفی گرفته شده‌اند. تصویری که در حین انطباق تغییر نمی‌کند و تصویر دیگر باید با آن انطباق پیدا کند، بهطور معمول تصویر مرجع یا مبدأ نامیده می‌شود. تصویر دوم که باید در طی فرآیند انطباق تا حد امکان شبیه به تصویر مرجع شود و در حین انطباق تغییر خواهد کرد، تصویر مقصد یا شناور نامیده می‌شود.

امروزه انطباق تصویر یکی از مسائل مهم در زمینه تصویرگری پزشکی بهشمار می‌آید. کاربردهای پزشکی گوناگون انطباق تصویر همچون ترکیب داده‌های حاصل از روش‌های مختلف تصویربرداری CT و MRI جهت بهدست آوردن اطلاعات کامل‌تر درباره بیمار، پایش رشد تومور (شکل

^۴ Maximum Intensity Projection

^۵ Rigid image registration

^۶ Non-rigid image registration

^۷ Rotation

^۸ Translation

^۱ Image Registration

^۲ Magnetic Resonance Imaging

^۳ Computed Tomography



پیشنهاد می‌کنیم که کاهش چشمگیری در زمان انجام انطباق بهوسیله برش گراف ایجاد می‌کند. در بخش ۴ به ارائه نتایج حاصل از روش پیشنهادی و مقایسه آن با نتایج روش اصلی می‌پردازیم. درنهایت بخش ۵ دربرگیرنده نتیجه‌گیری و جمع‌بندی کلی این پژوهش است. همچنین پیشنهادهایی که به نظر می‌رسد برای انجام مطالعات و کارهای آینده در زمینه‌های مرتبط با کار انجامشده در این پژوهش مفید واقع شود، مطرح شده است.

۲- مسئله انطباق تصویر به روش برش گراف

۲-۱- اصول مسئله انطباق تصویر

عمل انطباق تصویر معادل با پیداکردن تناظر مکانی میان دو تصویر I و J است. این کار به طور معمول با پیداکردن تبدیل T به گونه‌ای که I و T(J) از نظر مکانی و با توجه به یک معیار عدم تشابه تصویر به تصویر C(I, T(J)) منطبق شوند، انجام می‌شود. I و J به ترتیب اشاره به تصاویر مبدأ و مقصد و T(J) اشاره به تصویر حاصل پس از اعمال T بر J دارد. از طرفی لازم است که T با افزودن یک تابع S(T) جهت جرمیه تصویرگری پژوهشی [7]-[4] مورد استفاده قرار گرفته است؛ اما استفاده از آن بهمنظور انطباق تصویر، به سال‌های اخیر بر می‌گردد [14]-[8]. در بخش ۳-۲ خواهیم دید که روش برش گراف در حل مسئله انطباق تصویر روش کارآمدتری نسبت به برخی روش‌های نوآورانه که به طور گستردگی جهت انطباق تصاویر غیر صلب استفاده می‌شوند، می‌باشد.

که در آن λ ثابت مثبتی است که میزان جرمیه را برای T‌های غیر واقعی کنترل می‌کند. اگر T را به عنوان یک میدان برداری جایه‌جایی در نظر بگیریم که هر نقطه را توسط یک بردار از موقعیت اصلی آن جایه‌جا می‌کند، یک T غیر واقعی به طور معمول به معنی یک میدان برداری جایه‌جایی ناهموار است.

بنابراین S اغلب تابع همواری خوانده می‌شود. به طور معمول در عمل از مجموع دامنه‌های مشتقات مختلف به عنوان یک معیار همواری استفاده می‌شود. از آنجا که در کارهای انطباق تصویر غیر صلب به طور معمول تصاویر I و J توسط یک روش تصویربرداری یکسان گرفته می‌شوند، استفاده از SSD^۱ یا SAD^۲ به عنوان تابع عدم تشابه C مناسب است.

اشبع رسیده‌اند؛ اما مسئله انطباق تصویر غیر صلب به خاطر درجه آزادی بسیار بالای آن و نیاز ذاتی به همواری، همچنان به صورت مسئله‌ای چالش‌برانگیز باقی مانده و پژوهش‌های بیشتر و کامل‌تر در این حوزه بهدلیل کاربردهای مفید و مهم آن بهخصوص در زمینه تصویرگری پژوهشی، هنوز در حال انجام است. جهت مروری کلی بر روش‌های انطباق تصویر غیر صلب به [۳] رجوع کنید.

یکی از راه‌کارهای انطباق غیر صلب تصاویر، تبدیل مسئله انطباق تصویر به یک مسئله بهینه‌سازی و به دست آوردن مقدار بهینه این مسئله به عنوان نتیجه حاصل از انطباق است. یکی از روش‌هایی که مسئله انطباق تصویر را به نحو مطلوبی به عنوان یک مسئله بهینه‌سازی حل می‌کند، روش انطباق مبتنی بر برش گراف است. اساس این روش بر مبنای ایجاد یک گراف اختصاصی شده برای تابع انرژی مورد نظر (که باید بهینه شود) است، به نحوی که برش کمینه روی گراف منجر به کمینه‌سازی انرژی (سراسری یا محلی) نیز بشود. روش برش گراف، ابزار بهینه‌سازی ترکیبی قدرتمندی است که تاکنون به طور موفقیت‌آمیزی در بسیاری از زمینه‌های پردازش تصویر همچون بازیابی تصویر، استریو و حرکت، سنتز تصویر، ناحیه‌بندی تصویر و همچنین در تصویرگری پژوهشی [7]-[4] مورد استفاده قرار گرفته است؛ اما استفاده از آن بهمنظور انطباق تصویر، به سال‌های اخیر بر می‌گردد [14]-[8]. در بخش ۳-۲ خواهیم دید که روش برش گراف در حل مسئله انطباق تصویر روش کارآمدتری نسبت به برخی روش‌های نوآورانه که به طور گستردگی چشم‌پوشی است) با سرعت بیشتری انجام گیرد.

ساختمار بخش‌های باقیمانده مقاله حاضر به این صورت است: در بخش ۲ به نحوه فرمول‌بندی مسئله انطباق تصویر به عنوان یک مسئله بهینه‌سازی و چگونگی حل آن به روش برش گراف خواهیم پرداخت؛ سپس در بخش ۳ روشی

¹Sum of Squared Difference

²Sum of Absolute Differences

۲-۲- روش برش گراف

به طور کلی روش برش گراف جهت حل مسائل برچسب‌گذاری گستته، با کمینه‌سازی تابع انرژی E_f به شکل استاندارد زیر به کار می‌رود.

تصاویر به طور معمول به شکل گستته ثبت می‌شوند. با جای‌گذاری تمام انتگرال‌ها با مجموع و مشتق‌ها با تفاضل‌های محدود و همچنین در نظر گرفتن یک سامانه همسایگی N چهار اتصالی در فضای دو بعدی، در نهایت به صورت زیر حاصل خواهد شد:

$$\begin{aligned} D^* = \arg \min_D E_f(D) \\ \text{for } E_f(D) = \sum_{x \in X} |I(x) - J(x + D(x))| \\ + \lambda \sum_{(x,y) \in N} \|D(x) - D(y)\|. \end{aligned} \quad (3)$$

که در آن $N(x, y) \in N$ است، اگر و تنها اگر x و y پیکسل‌های همسایه باشند. برای تبدیل این مسئله بهینه‌سازی به یک مسئله برچسب‌گذاری گستته، $D(x) \in \mathbb{R}^d$ باید به یک مجموعه متناهی محدود شود. در اینجا مرحله دوم گستته‌سازی صورت می‌گیرد. همچنین برای مشخص کردن میزان جایه‌جایی هر پیکسل، یک پنجره d بعدی گستته به صورت زیر:

$$W = \{0, \pm s, \pm 2s, \dots, \pm ws\}^d \quad (4)$$

انتخاب می‌شود؛ به طوری که $D(x) \in W$. توجه داشته باشید که W نسخه گستته‌شده ناحیه d بعدی پیوسته $[-ws, ws]^d$ با دوره نمونه‌برداری s در همه جهات است. همچنین اگر $s < 1$ باشد، می‌توان جایه‌جایی‌هایی با واحد کمتر از پیکسل در نظر گرفت. اکنون با استفاده از W به عنوان مجموعه‌ای از برچسب‌ها که هر $D(x)$ می‌تواند به خود بگیرد، بهینه‌سازی رابطه (۳) را می‌توان توسط برش گراف از طریق یک توالی از جایه‌جایی‌های گسترشی آلفا حل کرد. این فرآیند در الگوریتم ۱ خلاصه شده است [۱۰]. با داشتن برچسب‌گذاری کنونی f برای مجموعه پیکسل‌های P و یک برچسب جدید α ، یک جایه‌جایی گسترشی آلفا بدین معنی است: برای هر پیکسل $p \in P$ ، این پیکسل یا برچسب کنونی f_p خود را نگاه می‌دارد و یا برچسب خود را در برچسب‌گذاری بعدی f' به α تغییر می‌دهد. بنابراین یک جایه‌جایی گسترشی آلفا یک مسئله دو برچسبی^۱، با برچسب ۰ به معنی $f'_p = f_p$ و برچسب برچسب ۱ به معنی $f'_p = \alpha$ است. به عبارت دیگر، یک جایه‌جایی گسترشی α اجازه می‌دهد که هر مجموعه‌ای از پیکسل‌های تصویر برچسب خود را به α تغییر دهنده. در شکل (۲) نمونه‌ای از یک جایه‌جایی گسترشی آلفا نشان داده شده است.

^۱ Two-label problem

$$E_f = \sum_{p \in P} D_p(f_p) + \sum_{(p,q) \in N} V_{p,q}(f_p, f_q). \quad (2)$$

که در آن P مجموعه پیکسل‌ها و N یک سامانه همسایگی تعریف شده روی P است. $L: P \rightarrow L$ یک تابع برچسب‌گذاری است که L یک مجموعه از برچسب‌ها و $f_i \in L$ برچسب یک پیکسل i در f می‌باشد. عبارت $D_p(f_p)$ جرمیه تخصیص برچسب (f_p) به پیکسل p را اندازه‌گیری کرده و عبارت $V_{p,q}(f_p, f_q)$ جرمیه تخصیص برچسب‌های (f_p) و (f_q) به ترتیب به پیکسل‌های همسایه p و q را اندازه می‌گیرد. از مجموع نخست به طور معمول به عنوان مؤلفه داده می‌شود؛ چون مقدار آن به طور معمول از داده مشاهده شده محاسبه می‌شود. از مجموع دوم نیز اغلب به عنوان مؤلفه همواری یاد می‌شود، زیرا ناپیوستگی‌های برچسب‌ها در طی پیکسل‌های همسایه را جرمیه می‌کند.

۳-۲- فرمول‌بندی تابع انرژی و بهینه‌سازی توسط برش گراف

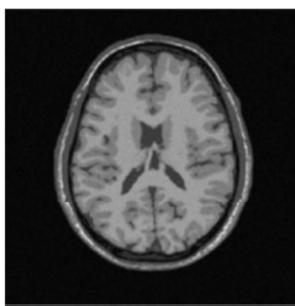
فرض کنید I و J به ترتیب تصاویر مبدأ و مقصد با بعد d بوده و $X = [0, 1]^d$ حوزه مکانی پیوسته هر دو تصویر باشد. برای هر نقطه مکانی $x \in X$ و $I(x), J(x)$ مقادیر شدت (یا به طور کلی بردارهای ویژگی) در x برای هر دو تصویر هستند. در فرمول‌بندی پیشنهادی رونالد سو و همکاران [۱۰]، تبدیل T توسط میدان برداری جایه‌جایی D نشان داده می‌شود که هر نقطه x در J را از جایگاه اولیه خود توسط بردار $D(x) \in \mathbb{R}^d$ به نقطه جدید $x + D(x)$ انتقال خواهد داد. به طور کلی C در رابطه (۱) می‌تواند هر معیار عدم تشابه تصویر به تصویری باشد. در اینجا C به عنوان انتگرال معیار عدم تشابه نقطه به نقطه در حوزه کل تصویر در نظر گرفته می‌شود. همچنین برای این معیار، عدم تشابه نقطه به نقطه از قدر مطلق تفاضل یعنی $|I(x) - J(x + D(x))|$ استفاده می‌شود که در آن L_1 اپراتور نرم است. از مشتق نخست نیز به عنوان تابع همواری S استفاده می‌شود. از آنجا که همه چیز در حوزه پیوسته است، D می‌تواند به طور نظری درجه آزادی نامحدودی داشته باشد. در اینجا نخستین مرحله گستته‌سازی، با گستته‌سازی X به پیکسل‌ها اعمال خواهد شد. گستته‌سازی در این مورد امری طبیعی است، زیرا



انطباق تصاویر غیر صلب استفاده می‌شوند: روش مبتنی بر تغییرشکل‌های آزادانه (FFD^۱) و روش DEMONS^۲ و همچنین با روش دیگری که مسئله انطباق تصویر غیر صلب را به عنوان یک مسئله برچسب‌گذاری گستته فرمول‌بندی می‌کند یعنی روش LP^۳ مقایسه کردند. این مقایسه نشان داد که روش پیشنهادی نسبت به سه روش دیگر در برابر موارد چالش‌برانگیز مختلف انطباق غیر صلب بسیار مقاوم‌تر بوده و همچنین صحت انتباق بالاتری نسبت به سه روش دیگر دارد.

۳- روش پیشنهادی جهت انتباق غیر صلب تصویر با برش گراف

در این پژوهش ما ابتدا پنج تغییر شکل مختلف را بر روی تصویر مبدأ نشان داده در شکل (۳) که یک تصویر MR دو بعدی است، ایجاد کرده و به این ترتیب پنج تصویر مقصده مختلف به دست آورده‌یم؛ سپستابع انرژی را به فرم رابطه (۳) تشکیل داده و پس از آن بهینه‌سازی انرژی را توسط روش برش گراف با استفاده از الگوریتم^۱ انجام دادیم. همانطور که انتظار می‌رفت با توجه به تصاویر حاصل پس از انتباق، صحت انتباق بسیار بالا و تصاویر خروجی الگوریتم بسیار نزدیک به تصویر مبدأ بود؛ اما در عین حال زمان اجرای الگوریتم نیز بسیار زیاد بود. بنابراین در این پژوهش ما به دنبال روشی هستیم که توسط آن زمان اجرای الگوریتم انتباق تصویر با برش گراف را کاهش دهیم. جهت رسیدن به این هدف روشی پیشنهاد خواهیم داد که چارچوب اصلی آن بر پایه الگوریتم^۱ بوده، اما زمان اجرای آن نسبت به الگوریتم^۱ بهشت کاهش می‌یابد. روش انتباق پیشنهادی ما در الگوریتم^۲ خلاصه شده است.

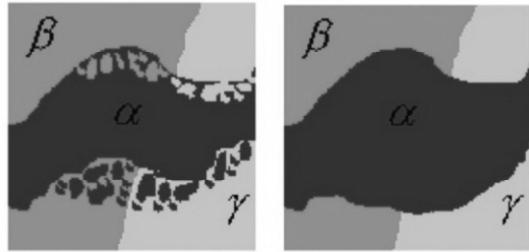


(شکل-۳): تصویر مبدأ استفاده شده در پیاده‌سازی
(Figure-3): The source image used in the implementation

¹ Free-form deformations based method

² Demons based method

³ Linear Programming



(شکل-۲): شکل سمت چپ نمونه‌ای از یک برچسب‌گذاری اولیه معلوم و شکل سمت راست یک جایه‌جایی گسترشی α از این برچسب‌گذاری اولیه را نشان می‌دهد. یک جایه‌جایی گسترشی α به تعداد زیادی از پیکسل‌ها اجازه می‌دهد که برچسب‌هایشان را به طور همزمان تغییر دهند.

(Figure-2): The left figure shows an example of a given initial labeling, and the right figure shows an α -expansion move of this initial labeling. An α -expansion move allows large number of pixels to change their labels simultaneously.

کولوموگروف و زوبی [15] نشان دادند که روش برش گراف قادر به پیدا کردن کمینه قطعی یک مسئله دو برچسبی خواهد بود؛ اگر هر مؤلفه انرژی $V_{p,q}$ در رابطه (۲)، نامساوی زیر را ارضاء کند:

$$V_{p,q}(0,0) + V_{p,q}(1,1) \leq V_{p,q}(0,1) + V_{p,q}(1,0) \quad (5)$$

می‌توان نشان داد که هر جایه‌جایی گسترشی در فرمول‌بندی پیشنهادی رابطه (۵) را ارضاء می‌کند [10].

الگوریتم^۱

وروودی: شروع با یک میدان برداری جایه‌جایی D و یک تابع

انرژی^۴

خروجی: یک میدان برداری جایه‌جایی بهینه^{*}

$$D^* \leftarrow D$$

۱. به تعداد دفعات گسترش آلفا مرحله ۳ را تکرار کن

۲. برای هر برچسب $\alpha \in W$

۳. $E_f(D)$ را نسبت به D و α با استفاده از برش گراف

کمینه کن

۴. اگر $E_f(D^*) > E_f(D)$ باشد آنگاه D

رونالد سو و همکاران [10] با استفاده از الگوریتم^۱ انتباق غیر صلب تصاویر شدید مغناطیسی مغز را انجام دادند. آنها نشان دادند که فرآیند بهینه‌سازی با روش برش گراف به سادگی در کمینه محلی گرفتار نشده و راه حل حاصل به طور تضمین‌شده‌ای در محدوده یک عامل مشخص از کمینه سراسری قرار می‌گیرد؛ که این خود نشان از مقاومت و صحت این روش دارد. آنها همچنین روش پیشنهادی خود را با دو مورد از روش‌های نوآورانه که به طور گستره‌ای جهت

۵. D_s^* را در خروجی قرار بده
۶. خروجی: تصویر J (که با اعمال میدان برداری جابه‌جایی D_s^* به بلوک‌های 2×2 از تصویر J حاصل می‌شود) مرحله دوم:
۷. تصاویر I و J : به ترتیب به عنوان تصاویر مبدأ و مقصد جدید
۸. با میدان برداری جابه‌جایی دلخواه D شروع کن
۹. $T = \text{مقدار آستانه بهینه}$
۱۰. به تعداد دفعات گسترش آلفا مرحله ۱۱ را تکرار کن
۱۱. برای هر برجسب $\alpha \in W_2$
۱۲. برای هر پیکسل با مکان $X \in X$ اگر $E_{\text{data}}(X) \leq T$ در غیر این صورت $E_{\text{data}}(X) = |I(X) - J(X)|$
- $E_{\text{data}} = \sum_{x \in X} E_{\text{data}}(x)$ ۲.۱۱
- $E_{\text{smooth}} = \lambda \sum_{(x,y) \in N} \|D(x) - D(y)\|$ ۳.۱۱
۱۳. $E_f(D)$ را نسبت به D و α با استفاده از برش گراف کمینه کن
۱۴. اگر $E_f(D^*) > E_f(D)$ باشد آنگاه $D^* \leftarrow D$
۱۵. D^* را در خروجی قرار بده

مرحله نخست الگوریتم انطباق پیشنهادی

در مرحله نخست الگوریتم انطباق پیشنهادی ابتدا از دو تصویر مبدأ و مقصد I و J نمونه‌برداری می‌شود تا اندازه تصویر به یک چهارم کاهش یابد. تصویرهای به دست آمده از نمونه‌برداری از تصاویر مبدأ و مقصد را به ترتیب I_s و J_s می‌نامیم. اگر اندازه تصاویر I و J برابر ($n \times m$) باشد، آن‌گاه اندازه تصاویر I_s و J_s برابر $\left(\frac{n}{2} \times \frac{m}{2}\right)$ خواهد بود؛ سپس دو تصویر I_s و J_s را به عنوان تصاویر مبدأ و مقصد جدید در نظر گرفته و عمل انطباق با برش گراف را با الگوریتم ۱ بر روی این دو تصویر انجام می‌دهیم. برای مشخص کردن میزان جابه‌جایی هر پیکسل، پنجره W_1 به صورت:

$$W_1 = \{0, \pm s, \pm 2s, \dots, \pm ws^2\}$$

به طوری که $D(x)$ موجود در رابطه (۳) متعلق به این پنجره است. برجسب‌های α در واقع بردارهای جابه‌جایی هستند که به شکل زوج مرتب‌هایی با استفاده از اعداد موجود در پنجره W_1 ساخته می‌شوند.

برای شروع ابتدا یک میدان برداری جابه‌جایی دلخواه D_s ایجاد می‌کنیم. میدان برداری جابه‌جایی در واقع ماتریسی با اندازه تصویر تحت انطباق و بیان‌گر این است که به هر

۱-۳- الگوریتم انطباق پیشنهادی

الگوریتم پیشنهادی ما شامل دو مرحله اجرایی است. در مرحله نخست، تصویر مقصد به بلوک‌های 2×2 تقسیم شده و برجسب‌های جابه‌جایی به جای این که به تک‌تک پیکسل‌ها اختصاص داده شوند، به این بلوک‌ها اختصاص داده می‌شوند؛ بنابراین حجم عملیات الگوریتم به شدت کاهش یافته و به دنبال آن زمان اجرای این الگوریتم بسیار کم خواهد شد. آنچه در خروجی مرحله نخست مشاهده می‌کنیم، تصویری است که نسبت به تصویر مقصد اولیه کمی انطباق یافته، اما با توجه به اینکه پیکسل‌ها به صورت بلوک‌های 2×2 جابه‌جا شده‌اند، لازم است که فرآیند انطباق بر روی این تصویر کامل شود. بنابراین اجرای مرحله دوم الگوریتم انطباق پیشنهادی جهت رسیدن به نتیجه مطلوب ضروری است. بدین منظور تصویر خروجی مرحله نخست به عنوان ورودی به مرحله دوم داده می‌شود. در مرحله دوم، تصویر خروجی مرحله قبل این‌بار به عنوان یک تصویر مقصد جدید در نظر گرفته شده و به عنوان ورودی به بخشی از الگوریتم ۱ داده می‌شود که کمینه‌سازی انرژی در آن مشابه الگوریتم ۱ است، با این تفاوت که یک مقدار آستانه بهینه برای مؤلفه داده تابع انرژی قرار داده می‌شود. به این صورت که هنگامی که قدر مطلق تفاضل میان شدت یک پیکسل از تصویر مقصد با شدت پیکسل متناظر آن در تصویر مبدأ از این مقدار آستانه کمتر باشد، مؤلفه داده متناظر آن برابر صفر در نظر گرفته می‌شود. بلوک دیاگرام الگوریتم انطباق پیشنهادی در شکل (۴) آورده شده است. در ادامه به تفصیل به جزئیات این الگوریتم خواهیم پرداخت.

الگوریتم ۲

مرحله اول:

۱. تصاویر I_s و J_s به ترتیب به عنوان تصاویر مبدأ و مقصد جدید با نمونه‌برداری از تصاویر مبدأ و مقصد I و J به دست می‌آید

۲. شروع با میدان برداری جابه‌جایی دلخواه D_s

۳. به تعداد دفعات گسترش آلفا مرحله ۴ را تکرار کن

۴. برای هر برجسب $\alpha \in W_1$

$$E_{\text{data}} = \sum_{x \in X} |I_s(x) - J_s(x + D_s(x))| \quad ۱.۴$$

$$E_{\text{smooth}} = \lambda \sum_{(x,y) \in N} \|D_s(x) - D_s(y)\| \quad ۲.۴$$

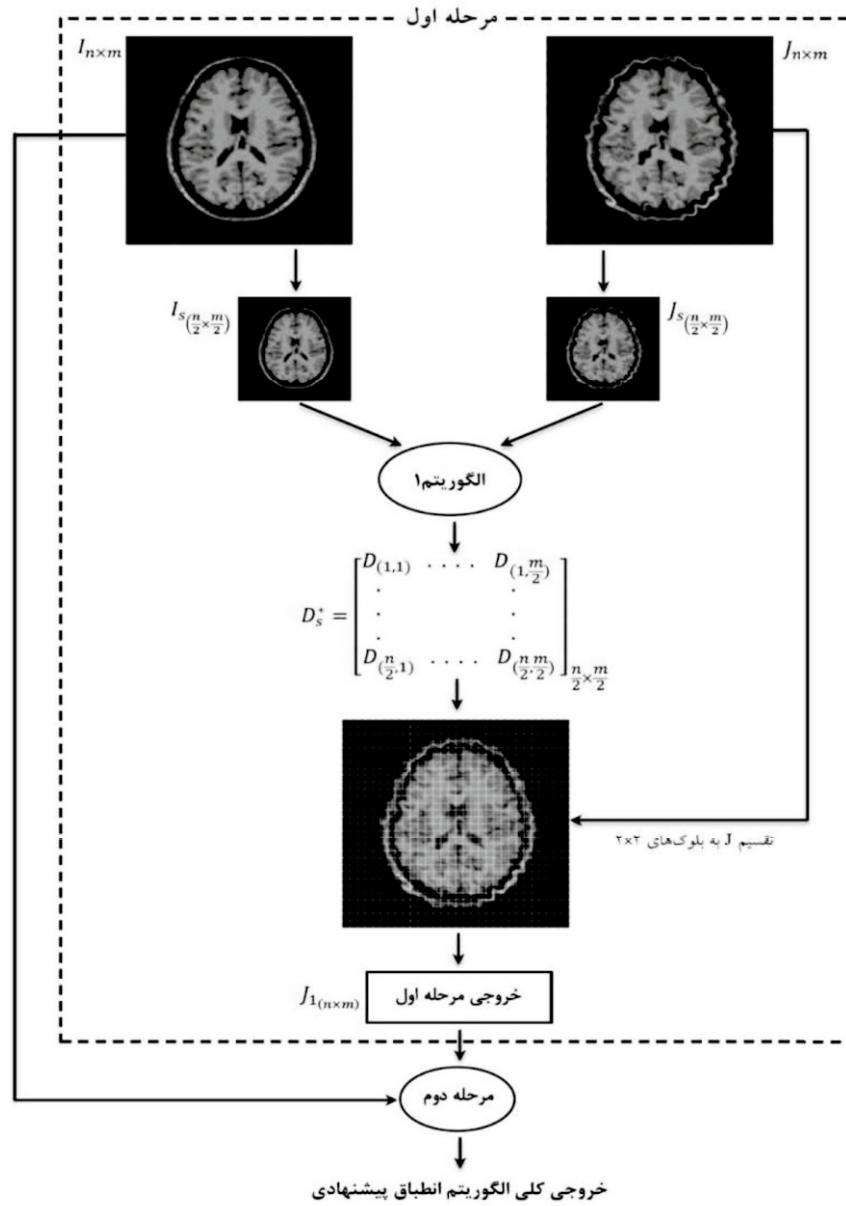
۵. $E_f(D_s)$ را نسبت به D_s و α با استفاده از برش گراف کمینه کن

۶. اگر $E_f(D_s^*) > E_f(D_s)$ باشد آنگاه $D_s^* \leftarrow D_s$

فصل نهم

پروژه‌ورزشی





(شکل-۴): روندnamای روشن انتطباق پیشنهادی
(Figure-4): Block diagram of the proposed registration method

تخصیص برچسب جدید α به پیکسل متناظر این رأس و نگاه داشتن برچسب قبلی آن است. مقدار این هزینهها (وزن t -پیوندها) توسط مؤلفه داده موجود در رابطه (۳) بدست می‌آید. همچنین با توجه به اینکه ما در اینجا سامانه همسایگی چهار اتصالی (بالا، پایین، چپ، راست) را انتخاب می‌کنیم، برای هر رأس چهار n -پیوند (یال‌های اتصال دهنده رئوس به چهار رأس همسایه) خواهیم داشت که وزن‌های آنها توسط مؤلفه همواری موجود در رابطه (۳) محاسبه می‌شود. نمونه‌ای از ساختار یک گراف در شکل (۵) نشان داده شده است که البته برای سادگی، گراف مربوط به یک تصویر یک بعدی را نمایش می‌دهد.

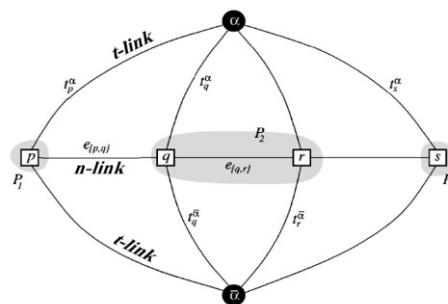
پیکسل از تصویر مقصد چه برچسبی اختصاص داده می‌شود. بنابراین اندازه D_s در اینجا $(\frac{n}{2} \times \frac{m}{2})$ است، سپس برای هر برچسب α ،تابع انرژی $E_f(D_s)$ را تشکیل داده و آن را با استفاده از برش گراف کمینه می‌کنیم. درواقع برای هر برچسب α گرافی ایجاد می‌کنیم که تعداد رؤوس آن به تعداد پیکسل‌های تصویر، به علاوه دو ترمینال α و $\bar{\alpha}$ است. هر رأس این گراف توسط دو t -پیوند (یال‌های اتصال دهنده رئوس به ترمینال‌ها) به دو ترمینال α و $\bar{\alpha}$ متصل می‌شود. برای هر رأس، وزن t -پیوند متصل به ترمینال α برابر با هزینه تخصیص برچسب جدید α به پیکسل متناظر این رأس و وزن t -لینک متصل به ترمینال $\bar{\alpha}$ برابر با هزینه عدم

پیشنهادی داده می‌شوند. در مرحله دوم، تصاویر I و J را به ترتیب به عنوان تصاویر مبدأ و مقصد جدید در نظر گرفته و عمل انطباق را بر روی آنها انجام می‌دهیم. عمل انطباقی که در مرحله دوم انجام می‌گیرد با عمل انطباق صورت‌گرفته در مرحله نخست اندکی متفاوت است و در مرحله دوم یک مقدار آستانه نیز در ساختنتابع انرژی E_f دخیل خواهد بود. در اینجا نیز یک پنجه به عنوان W_2 برای ایجاد برچسب‌های α انتخاب می‌کنیم.

برای شروع ابتدا یک میدان برداری جایه‌جایی دلخواه D ایجاد می‌کنیم (توجه شود که اندازه D در اینجا $(n \times m)$ است؛ سپس برای هر برچسب α ، تابع انرژی $E_f(D)$ را تشکیل داده و آن را با استفاده از برش گراف کمینه می‌کنیم. تابع انرژی که در اینجا ایجاد می‌کنیم، همانند تابع انرژی مرحله نخست است، با این تفاوت که مؤلفه داده آن به گونه دیگری ساخته شده و یک شرط بر روی آن قرار می‌دهیم. بدین ترتیب که اگر قدر مطلق تفاضل میان شدت یک پیکسل از تصویر مقصد با شدت پیکسل متناظر آن در تصویر مبدأ از یک مقدار آستانه کمتر باشد، مؤلفه داده متناظر آن پیکسل برابر صفر در نظر گرفته می‌شود و در غیر این صورت توسط مؤلفه داده رابطه (۳) محاسبه می‌شود. بنابراین برای آن دسته از پیکسل‌های متناظر در دو تصویر که شدت‌های نزدیک به هم دارند، هزینه‌ای در نظر گرفته نشده و این باعث می‌شود که هزینه کل در تابع انرژی کاهش یافته و در نتیجه کمینه‌سازی تابع انرژی راحت‌تر و با سرعت بیشتری انجام گیرد. مؤلفه همواری تابع انرژی نیز همانند مرحله نخست و توسط مؤلفه همواری رابطه (۳) ایجاد می‌شود. اکنون می‌توانیم گراف مورد نظر را به همان روشی که در مرحله نخست توصیف شد، ایجاد و وزن یال‌های آن را توسط مؤلفه‌های داده و همواری مشخص کنیم (همانند قبل وزن t -پیوندها توسط مؤلفه داده و وزن n -پیوندها توسط مؤلفه همواری مشخص می‌شود).

پس از آنکه گراف را با این مشخصات ایجاد کردیم، برش کمینه بر روی آن را توسط الگوریتم بیشینه فلو/کمینه برش به دست می‌آوریم. بدین ترتیب این برش کمینه معادل با پیداکردن مقدار کمینه تابع انرژی (D) است.

پس از آنکه این فرآیند x_2 بار برای همه برچسب‌های α تکرار شد، درنهایت میدان برداری جایه‌جایی بهینه D^* حاصل می‌شود. اکنون باید این میدان برداری جایه‌جایی بهینه



(شکل-۵): نمونه‌ای از گراف برای یک تصویر یک بعدی. مجموعه پیکسل‌ها در تصویر عبارت است از $P = \{p, q, r, s\}$ و افزار کنونی بصورت $P = \{P_1, P_2, P_a\}$ می‌باشد که در آن داریم $P_1 = \{p\}$ و $P_2 = \{q, r\}$ و $P_a = \{s\}$.

(Figure-5): An example of a graph for a 1D image. The set of pixels in the image is $P = \{p, q, r, s\}$ and the current partition is $P = \{P_1, P_2, P_a\}$, where $P_1 = \{p\}$, $P_2 = \{q, r\}$ and $P_a = \{s\}$

پس از آنکه گراف را با این مشخصات ایجاد کردیم، برش کمینه بر روی آن را توسط الگوریتم بیشینه فلو/کمینه برش Boykov و Kolmogorov [16] به دست می‌آوریم. به دست آوردن این برش کمینه معادل با پیداکردن مقدار کمینه تابع انرژی ($E_f(D_s)$) است. این فرآیند x_1 بار برای همه برچسب‌های α تکرار می‌کنیم، که درنهایت میدان برداری جایه‌جایی بهینه D^* حاصل می‌شود.

اکنون باید این میدان برداری جایه‌جایی بهینه به دست آمده را به تصویر مقصد اولیه J اعمال کنیم. در واقع هدف ما در اینجا این است که برچسب‌های بهینه حاصل را به بلوک‌های چهار تایی از پیکسل‌های J اختصاص دهیم. با توجه به اینکه D_s^* از انطباق دو تصویر نمونه برداری شده I و J_s بدست آمده، اندازه این میدان برداری جایه‌جایی بهینه برابر با $\left(\frac{n}{2} \times \frac{m}{2}\right)$ است. بنابراین برای اینکه بتوانیم آن را به تصویر مقصد اولیه J اعمال کنیم، ابتدا باید J را به بلوک‌های ۲×۲ تقسیم کرده، آن‌گاه D_s^* را به این بلوک‌ها اعمال کنیم. بدین ترتیب هر درآیه ماتریس D_s^* بر روی یک بلوک با چهار پیکسل عمل کرده و به جای اینکه این برچسب‌ها به تک‌تک پیکسل‌های تصویر مقصد داده شوند، به بلوک‌های ۲×۲ از J اختصاص داده شده و هر چهار پیکسل با هم جایه‌جا می‌شوند. آنچه در این مرحله حاصل می‌شود، خروجی مرحله نخست الگوریتم انطباق پیشنهادی است که آن را J_1 می‌نامیم. مرحله نخست در اینجا به پایان رسیده است و پس از آن باید تصویر J_1 و تصویر مبدأ اولیه I به عنوان ورودی وارد مرحله دوم الگوریتم شوند.

مرحله دوم الگوریتم انطباق پیشنهادی

تصویر J_1 به دست آمده از مرحله نخست به همراه تصویر مبدأ اولیه I، به عنوان ورودی به مرحله دوم الگوریتم انطباق



مشخص کردیم، با اجرای الگوریتم پیشنهادی بهازای تک تک این مقادیر آستانه، دو کمیت خطای انطباق و زمان اجرای الگوریتم را برای هر کدام از این آستانهها محاسبه کرده و تابعی بهصورت زیر تشکیل می دهیم:

$$F = a_1 \text{RunTime} + a_2 \text{Error} \quad (6)$$

ضرایب a_1 و a_2 برای هم مقیاس کردن دو کمیت RunTime (زمان اجرا) و Error (خطای انطباق) که از دو جنس مختلف هستند، قرار داده شده است. بنابراین بهازای هر آستانه ابتدا کمیت های خطای زمان را هم مقیاس کرده سپس با هم جمع کرده تا مقدار تابع F بهازای آن آستانه بهدست آید. در مرحله بعد نمودار تابع F را بهازای آستانه های مختلف رسم می کنیم. این نمودار درهای خواهد داشت که مقدار کمینه تابع F به ازای آستانه های مختلف را بهدست می دهد. آستانه منتظر با مقدار کمینه تابع F ، در واقع همان آستانه بهینه مورد نظر ما خواهد بود. آنچه که در رابطه (6) به عنوان مقدار خطای انطباق می گیریم، مقدار معکوس معیار PSNR است.

۴- پیاده سازی و نتایج

۴-۱- داده های تصویر

در پیاده سازی صورت گرفته در این پژوهش از تصاویر تشیدی مغناطیسی T1-weighted موجود در پایگاه داده مغزی شبیه سازی شده [10] استفاده شده است.

از یک برش آکسیال بعنوان تصویر مبدأ استفاده کردیم که در شکل (۳) نشان داده شده است. با ایجاد پنج نوع تغییر شکل مصنوعی مختلف بر روی تصویر مبدأ، پنج تصویر مقصد مختلف بهدست آوردمیم. تصاویر مقصد مذکور به همراه نام تغییر شکل انجام گرفته بر روی آنها در شکل (۶) نشان داده شده است.

این تغییر شکل های مصنوعی را می توان مشابه با رفتارهای مختلف نقشه برداری درون سوزه های و بین سوزه های در دنیای واقعی در نظر گرفت. موارد Pinch30% و Spherize30% در شکل (۶) نشان دهنده تفاوت در اندازه بطن^۲ در میان افراد مختلف یا سنین مختلف، همچنین بیانگر اثر ساختاری تومورها بر روی بافت های مغزی هستند. مورد Ripple130% نیز یک تغییر شکل موجی (Ripple) فرکانس بالا است. این تغییر شکل، برخی اختلافات جزئی ساختاری در میان مغزهای مختلف، همچون مکان و شکل sulci، gyri و بطن را مدل سازی می کند [10].

² Ventricle

به دست آمده را به تصویر ۱ (خروجی مرحله نخست) اعمال کنیم. آنچه در این مرحله حاصل می شود، خروجی کلی الگوریتم انطباق پیشنهادی است.

در مقایسه با تصویر حاصل از انطباق توسط الگوریتم ۱، تصویر حاصل از انطباق توسط الگوریتم پیشنهادی خطای بیشتری دارد؛ اما با توجه به کاهش چشم گیری که الگوریتم پیشنهادی در زمان انجام فرآیند انطباق ایجاد می کند، این مقدار افزایش خطا قابل قبول است.

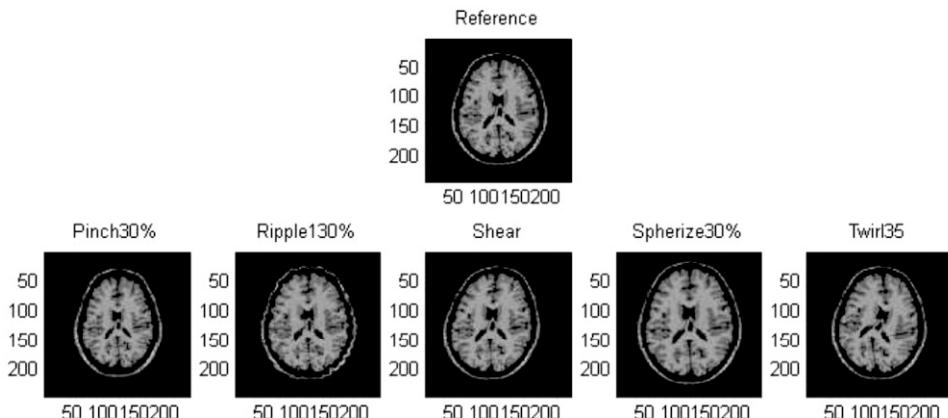
۴-۲-۳- معیار مقایسه

معیارهای مقایسه در انطباق تصویر به منظور ارزیابی نتایج حاصل از انطباق استفاده می شوند. ما در این پژوهش از دو معیار مقایسه SAD و PSNR^۱ [17] برای ارزیابی نتایج انطباق حاصل از الگوریتم پیشنهادی خود و محاسبه مقدار خطای انطباق استفاده می کنیم. همچنین در بخش بعدی یکی از این معیارها را برای به دست آوردن آستانه بهینه به کار خواهیم برد.

۴-۳- انتخاب آستانه بهینه

همانطور که در قبل اشاره کردیم، روش پیشنهادی انطباق تصویر ما (الگوریتم ۲) زمان انجام فرآیند انطباق را نسبت به الگوریتم ۱ به شدت کاهش می دهد. هر چقدر مقدار آستانه ای که در مرحله دوم الگوریتم پیشنهادی انتخاب می کنیم، بزرگتر باشد، زمان انجام انطباق کمتر می شود؛ چون مؤلفه داده منتظر با پیکسل های بیشتری صفر شده و کمینه سازی تابع انرژی با سرعت بیشتری انجام می گیرد؛ اما از طرف دیگر با زیاد شدن مقدار آستانه، هم زمان با کاهش زمان اجرای الگوریتم، خطای انطباق نیز افزایش می یابد. بنابراین لازم است که یک توازن میان کاهش زمان اجرای الگوریتم و افزایش خطای انطباق ایجاد شود. آنچه در اینجا بعنوان آستانه بهینه از آن یاد می کنیم، مقدار آستانه های است که در چنین نقطه توازنی میان کاهش زمان اجراء و افزایش خطای ایجاد شده باشد. برای به دست آوردن مقدار آستانه بهینه ابتدا مقادیر آستانه های مختلفی را که خطای انطباق بهازای آنها قبل قبول است، مشخص کرده و سپس مقدار آستانه بهینه را از میان آنها به روی که در ادامه شرح خواهیم داد، انتخاب می کنیم. پس از آن که آستانه های قبل قبول را

^۱ Peak-signal-to-noise ratio



(شکل-۶): تصویر ردیف نخست تصویر مبدأ و تصاویر ردیف دوم تصاویر مقصد مورد استفاده در پیاده‌سازی انجام گرفته در این پژوهش هستند. تصاویر مقصد، دیف دوم هر کدام مربوط به یک نوع تغییر شکل خاص هستند.

(Figure-6): The first row shows the source image and the second row shows the floating images used in the implementation. Each floating image is related to an especial kind of deformation.

در پیاده‌سازی الگوریتم ۲ نیز برای ایجاد تابع انرژی از نرم L1 برای مؤلفه داده و از نرم L2 برای مؤلفه همواری استفاده می‌شود. همچنین همسایگی بهصورت چهار اتصالی در نظر گرفته شده و برای مقدار ضریب λ همان مقدار استفاده شده در پیاده‌سازی الگوریتم ۱ یعنی $\lambda = 0.05 \times 255$ مناسب است. پنجه W₁ را در مرحله نخست الگوریتم ۲ بهصورت $\{0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm 7\}^2$ انتخاب می‌کنیم. بنابراین با استفاده از پنجه $\{0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm 7\}^2$ می‌توان ۱۵۳=۲۲۵ بردار جابه‌جایی بهصورت (۰، ۰، ۰، ۰، ۰، ۰) بهعنوان برچسب α ایجاد کرد. پنجه W₂ که در مرحله دوم الگوریتم ۲ انتخاب می‌کنیم، بهصورت $\{0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm 15\}^2$ است. بنابراین با استفاده از این پنجه می‌توان ۳۱۲=۹۶۱ بردار جابه‌جایی بهصورت (۰، ۰، ۰، ۰، ۰، ۰) بهعنوان برچسب α ایجاد کرد. در اینجا نیز همانند الگوریتم ۱ ابتدا برچسب‌هایی با جابه‌جایی‌های کوچک‌تر به پیکسل‌ها اختصاص داده و بهتدربیج برچسب‌های اختصاص‌داده شده در مراحل بعدی جایجایی‌های بزرگ‌تری دارند. در پیاده‌سازی الگوریتم ۲، پارامتر x₁ در مرحله نخست برابر دو و پارامتر x₂ در مرحله دوم برابر یک در نظر گرفته می‌شود. پارامترهای x₁ و x₂ در واقع همان تعداد دفعات گسترش آلفا هستند.

٤-٣-نتائج

در این بخش ابتدا الگوریتم اصلی (الگوریتم ۱) را بر روی هر یک از تصاویر مقصود، اعمال و روش پیشنهادی خود را نیز بهارای آستانه‌های قابل قبول، برای هر یک از تصاویر مقصود اجرا می‌کنیم. در مرحله بعدی، آستانه بهینه را برای هر پنج تصویر مقصود به روشنی که در بخش ۳-۳ توضیح دادیم،

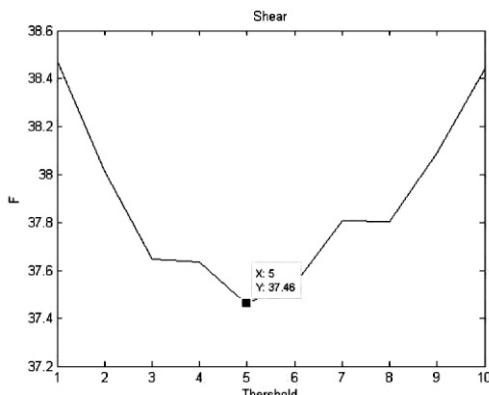
۴-۲- یارامتر ها و جزئیات بساده سازی

در پیاده‌سازی الگوریتم ۱ جهت ایجاد تابع انرژی از ۱۰۰ اپراتور نرم L1 برای مؤلفه داده و از ۱۰۰ اپراتور نرم L2 برای مؤلفه همواری، همان‌گونه که در رابطه (۳) آمده، استفاده می‌شود.

همان طورکه در قبل هم اشاره کردیم، این توابع دارای شرایط لازم جهت کمینه‌سازی توسط روش برش گراف هستند. در پیاده‌سازی انجام شده، همسایگی به صورت چهار اتصالی (بالا، پایین، چپ، راست) و ضریب λ نیز برابر $= 0.05 \times 255$ است. همچنین برای مشخص کردن میزان جایه‌جایی هر پیکسل، پنجره W به صورت ${}^2\{15, \pm 2, \dots, \pm 1, 0\}$ انتخاب می‌شود؛ به طوری که (x, D) موجود در رابطه (۳) متعلق به این پنجره است. بنابراین $31^3 = 961$ برچسب بصورت $(0, 0, 1, 0)$ ، 15 ، -15) خواهیم داشت که مشتمل از زوج مرتب ایجاد شده از اعداد موجود در پنجره W است. در واقع هر برچسب (زوج مرتب) یک بردار جایه‌جایی دو بعدی است که مؤلفه نخست آن بیان گر میزان جایه‌جایی پیکسل در راستای افقی و مؤلفه دوم آن بیان گر میزان جایه‌جایی پیکسل در راستای عمودی خواهد بود. آنچه در الگوریتم ۱ تحت عنوان "تعداد دفعات گسترش آلفا" ذکر شده برابر سه در نظر گرفته شده است. در واقع فرآیند گسترش آلفا هر دفعه برای هر 961 برچسب اجرا می‌شود و تعداد دفعات برابر سه است. در ضمن چینش برچسبها به گونه‌ای است که در مراحل اولیه، جایه‌جایی‌های کوچک‌تر انجام شده و به تدریج در مراحل بعدی مقدار جایه‌جایی‌ها بزرگ‌تر خواهد شد.

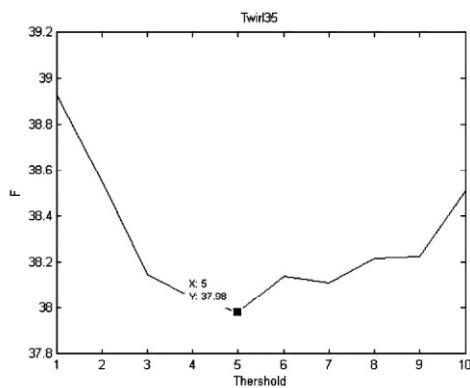
نمودار F بهازی ده مقدار آستانه برای نتایج حاصل از انطباق هر پنج تصویر مقصد ترسیم شده و بدین وسیله مقادیر آستانه بهینه برای هر پنج تصویر مقصد از این نمودارها استخراج و در جدول (۱) آورده شده است. در شکل (۷) نمودارهای F مربوط به تصاویر مقصد Shear و Twirl35 برای نمونه آمده است.

نتیجه پیاده سازی الگوریتم پیشنهادی بهازی آستانه بهینه، به همراه نتیجه پیاده سازی الگوریتم اصلی جهت مقایسه، در شکل (۸) آورده شده است.

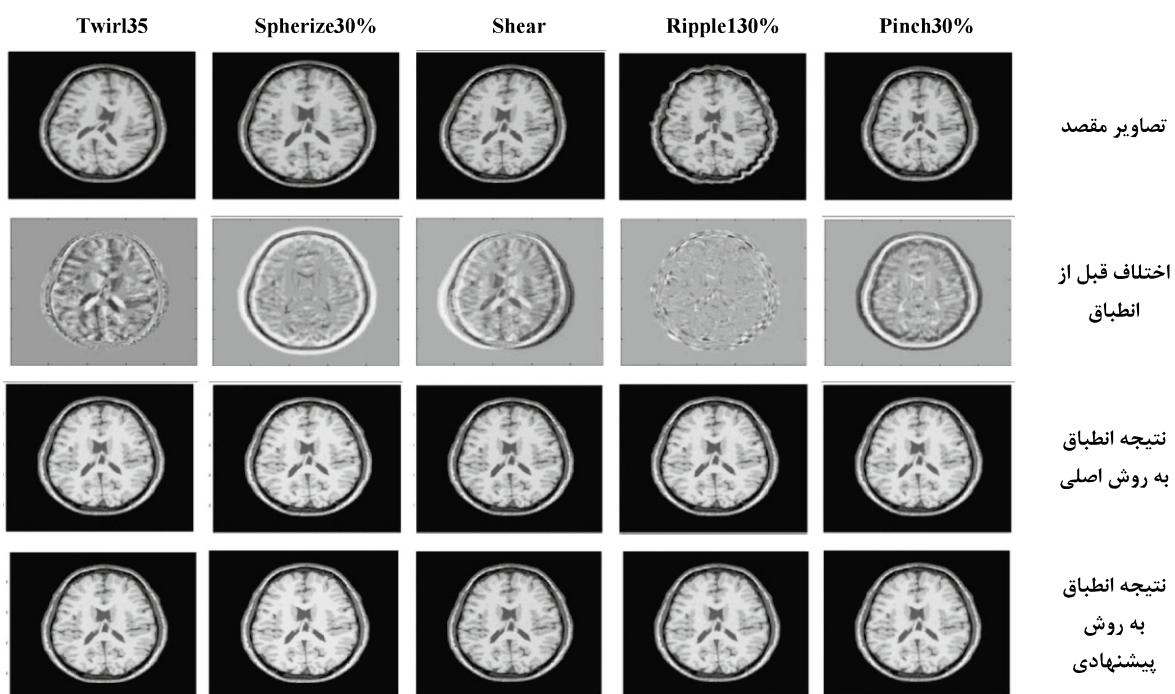


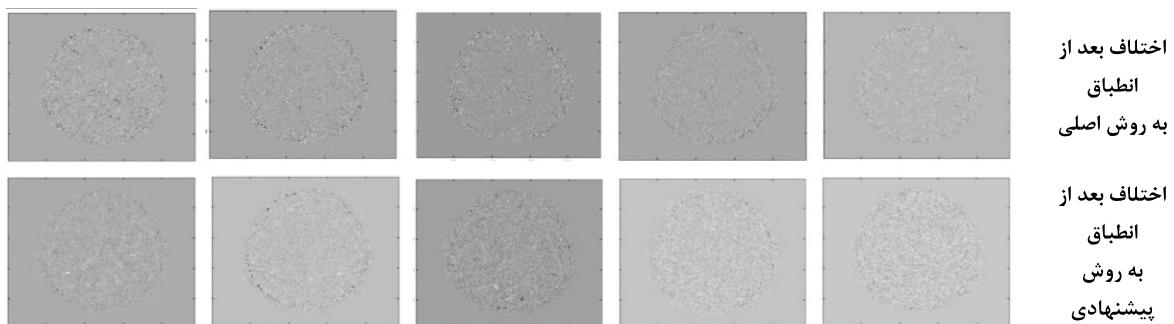
به دست آورده و به مقایسه نتایج انطباق توسط الگوریتم ۱ با نتایج انطباق توسط الگوریتم ۲ (روش پیشنهادی) بهازی آستانه بهینه، خواهیم پرداخت. این مقایسه در غالب تصاویر حاصل از انطباق و نیز خطأ و زمان اجرای الگوریتمها آورده شده است.

برای به دست آوردن آستانه بهینه، آستانه های قابل قبول را مقادیر صحیح یک تا ده انتخاب می کنیم؛ سپس تابع F را به صورت رابطه (۶) بهازی آستانه های یک تا ده برای هر یک از تصاویر تشکیل می دهیم. همان طور که در قبل اشاره کردیم، کمیت خطأ در تابع F را مقدار معکوس معیار PSNR و RunTime در نظر می گیریم. با توجه به مقادیر کمیت های Error به دست آمده برای تصاویر مختلف، ضرایب a_1 و a_2



(شکل-۷): نمودارهای تابع F برای تصاویر مقصد Shear و Twirl35 بهازی آستانه های ۱ تا ۱۰
 (Figure-7): F function diagrams for threshold values of 1 to 10, for "Shear" and "Twirl35" floating images.





(شکل-۸): ردیف اول، تصاویر مقصود برای آزمایش‌های انطباق غیر صلب را نشان می‌دهد. قبل از انطباق، اختلاف میان تصویر مبدأ و مقصود در ردیف دوم نشان داده شده است. پس از انطباق، تصاویر مقصود تغییر شکل داده شده حاصل از روش اصلی و پیشنهادی، همچنین اختلاف میان تصویر مبدأ با این تصاویر به ترتیب در ردیف‌های سوم تا ششم نشان داده شده است.

(Figure-8): The first row shows the floating images for the non-rigid registration experiments. Before registration, the differences between the source image and the floating images are shown in the second row. After registration, deformed floating images obtained by using the existing method and the proposed method, as well as the differences between the source image and these deformed floating images are shown in the third to sixth rows, respectively.

انطباق به قیمت اندکی افزایش خطأ در نتیجه حاصل از انطباق تمام خواهد شد که با توجه به نتایج پیاده‌سازی می‌توان دریافت که این مقدار افزایش خطأ در برای نتیجه مطلوب کاهش زمان اجرا، قابل چشم‌پوشی است.

برای انتخاب پارامترهای الگوریتم پیشنهادی سعی شده با توجه به اثر آنها بر روی مقدار خطأ و زمان اجرای الگوریتم، مناسب‌ترین پارامترها انتخاب شوند. برای مثال اندازه پنجره مناسب برای مرحله نخست، همان اندازه پنجره انتخابی W_1 است که در بخش ۲-۴ عنوان کردہ‌ایم. اگر اندازه پنجره انتخابی مرحله نخست از اندازه W_1 کمتر یا بیشتر باشد باعث افزایش (یا عدم کاهش چشم‌گیر) در زمان اجرای الگوریتم یا افزایش خطأ و یا هر دوی این موارد خواهد شد.

مقادیر معیارهای مقایسه SAD و PSNR ، همچنین زمان اجرای الگوریتم، برای دو الگوریتم پیشنهادی (به‌ازای آستانه بهینه) و اصلی در جدول (۱) با هم مقایسه شده‌اند. مقادیر آستانه بهینه برای هر پنج تصویر مقصود نیز در این جدول آورده شده است.

۵- نتیجه‌گیری و بحث

در این پژوهش روشنی برای انطباق غیر صلب تصاویر با برش گراف توسط گسترش‌های آلفا پیشنهاد دادیم که بر پایه الگوریتم اصلی انطباق بوسیله برش گراف است. ما با ایجاد تغییراتی در روش اصلی، به روشنی دست پیدا کردیم که به مقدار قابل توجهی، زمان اجرای الگوریتم انطباق را کاهش می‌دهد. البته این کاهش قابل توجه در زمان انجام فرآیند

(جدول-۱): زمان اجرای الگوریتم و مقادیر معیارهای مقایسه SAD و PSNR، برای دو الگوریتم پیشنهادی (به ازای آستانه بهینه) و اصلی (Table-1): The run time, SAD value and PSNR value for the proposed algorithm (for optimal threshold) and the existing algorithm.

مقدار آستانه بهینه	الگوریتم پیشنهادی به ازای آستانه بهینه			الگوریتم اصلی			نام تصویر مقصود
	معیار PSNR	معیار SAD	زمان اجرا (دقیقه)	معیار PSNR	معیار SAD	زمان اجرا (دقیقه)	
6	42.1930	1.0653	8.12	43.8535	0.6153	25.16	Pinch30%
5	42.8082	0.9907	8.29	42.2858	0.7623	24.96	Ripple130%
5	42.5928	1.0023	9.06	45.0857	0.4819	26.09	Shear
4	42.7702	0.9518	9.47	42.7849	0.7156	25.30	Spherize30%
5	42.0183	1.0403	9.24	41.3384	0.8848	25.49	Twirl35



- [4] J. Kim, J. Fisher, A. Tsai, C. Wible, A. Willsky, and W. Wells, "Incorporating Spatial Priors into an Information Theoretic Approach for fMRI Data Analysis," in *Proc. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2000, pp. 62–71.
- [5] K. Nakagomi, A. Shimizu, H. Kobatake, M. Yakami, K. Fujimoto and K. Togashi, "Multi-shape graph cuts with neighbor prior constraints and its application to lung segmentation from a chest CT volume," *Medical Image Analysis*, vol. 17 (1), pp. 62–77, 2013.
- [6] Ch. Ballangan, X. Wang, M. Fulham, S. Eberl, and D. Feng, "Lung tumor segmentation in PET images using graph cuts," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 109 (3), pp. 260–268, 2013.
- [7] A.A. Meneses, A. Giusti, A.P. de Almeida, L. Nogueira, D. Braz, C.E. de Almeida and R.C. Barroso, "Segmentation of Synchrotron Radiation micro-Computed Tomography Images using Energy Minimization via Graph Cuts," *Applied Radiation and Isotopes*, vol. 70 (7), pp. 1284–1287, 2012.
- [8] R.W.K. So and A.C.S. Chung, "Multi-level non-rigid image registration using graph-cuts," in *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, 2009, pp. 397–400.
- [9] R.W.K. So and A.C.S. Chung, "Non-rigid image registration by using graph-cuts with mutual information," in *17th IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, 2010, pp. 4429–4432.
- [10] R.W.K. So, T.W.H. Tang and A.C.S. Chung, "Non-rigid image registration of brain magnetic resonance images using graph-cuts," *Pattern Recognition*, vol. 44 (10–11), pp. 2450–2467, 2011.
- [11] S. Liao and A.C.S. Chung, "Nonrigid Brain MR Image Registration using Uniform Spherical Region Descriptor," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 21 (1), pp. 157–169, 2012.
- [12] D. Mahapatra and Y. Sun, "Integrating Segmentation Information for Improved MRF-Based Elastic Image Registration," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 21 (1), pp. 170–183, 2012.

به همین ترتیب پارامترهای x_1 و x_2 (تعداد دفعات گسترش آلفا به ترتیب در مرحله نخست و دوم) را به گونه‌ای انتخاب کردیم که کمترین افزایش در مقدار خطأ و بیشترین کاهش در زمان اجرای الگوریتم پیشنهادی (نسبت به الگوریتم ۱) را در خروجی نهایی نتیجه دهد.

برای انجام مطالعات و کارهای آینده در زمینه‌های مرتبط با کار انجام شده در این پژوهش می‌توان به انتطباق تصاویر سه‌بعدی اشاره کرد. برای موارد انتطباق تصاویر سه‌بعدی به روش برش گراف باید گرافی با اندازه تصویر ایجاد شود که سامانه همسایگی در آن نیز به صورت شب‌اتصالی تعریف می‌شود. در چنین حالتی می‌توان تصور کرد که فضای راه حل‌های موجود چقدر بزرگ خواهد بود. اندازه بزرگ گراف، همچنین وجود مجموعه عظیمی از برچسب‌ها در نهایت باعث افزایش هر چه بیشتر زمان محاسباتی این روش خواهد شد که استفاده از آن را برای کاربردهای پزشکی در محیط‌های بالینی متداول دشوار می‌سازد. بنابراین به نظر می‌رسد، مهم‌ترین جنبه‌ای که لازم است در مطالعات آینده مورد توجه قرار گیرد، تمرکز بر روی کاهش زمان محاسباتی این روش است. علاوه بر این، با توجه به اینکه فرمول‌بندی‌ای که در این پژوهش برای حل مسئله انتطباق استفاده شده، چندان پیچیده نیست، می‌توان آن را بوسیله ترکیب با موارد دیگری همچون قیود نقاط ویژگی توسعه داد. در پایان، نظر به اینکه پیاده‌سازی‌های انجام‌گرفته در این پژوهش بر روی تصاویر تشدید مغناطیسی مغز انجام شده است، به طور نظری امکان پیاده‌سازی روش پیشنهادی بر روی تصاویر حاصل از روش‌های مختلف تصویربرداری دیگر و انواع مختلف تصاویر پزشکی و کاربردهای دیگر نیز وجود دارد.

6-References

- [1] D. Ruckert, L.I. Sonoda, C. Hayes, D.L.G. Hill, M.O. Leach and D.J. Hawkes, "Non rigid registration using free form deformations: Application to breast MR images," *IEEE transactions on Medical imaging*, vol. 18 (8), pp. 712–721, 1999.
- [2] J. B. Antoine Maintz and Max A. Viergever, "A Survey of Medical Image Registration," *Medical Image Analysis*, vol. 2 (1), pp. 1–36, 1998.
- [3] A. Sotiras and N. Paragios, "Deformable Image Registration: A Survey," in *INRIA Research Report n° 7919*, Ecole Centrale de Paris, 2012.

ایشان در سال ۱۳۸۲ دکترای خود را در رشته مهندسی پزشکی در دانشگاه تهران به اتمام رساند. ایشان در حال حاضر دانشیار گروه مهندسی پزشکی دانشکده مهندسی برق دانشگاه صنعتی شریف بوده و در زمینه‌های پردازش تصاویر پزشکی، و یادگیری ماشین، و تشخیص هویت بیومتریک تحقیقات خود را پیش می‌برد.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

fatemizadeh@sharif.edu



حمید بهنام مدرک کارشناسی خود را در رشته الکترونیک از دانشگاه علم و صنعت ایران در سال ۱۳۶۶ و مدرک کارشناسی ارشد خود را در رشته

مهندسی پزشکی از دانشگاه صنعتی شریف در سال ۱۳۷۱ اخذ کرد. ایشان در سال ۱۳۷۷ دکترای خود را در رشته الکترونیک کاربردی در دانشگاه صنعتی توکیو به اتمام رساند. ایشان در حال حاضر دانشیار گروه مهندسی پزشکی دانشکده مهندسی برق دانشگاه علم و صنعت ایران بوده و در زمینه‌های اولتراسوند در پزشکی، پردازش تصاویر پزشکی و پردازش سیگنال‌های حیاتی تحقیقات خود را پیش می‌برد.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

behnam@iust.a

[13] H. Lombaert and F. Cheriet, "Simultaneous image de-noising and registration using graph cuts: Application to corrupted medical images," in *11th International Conference on Information Science, Signal Processing and their Applications (ISSPA)*, 2012, pp. 264–268.

[14] J. Michalek and M. Capek, "A Piecewise Monotone Subgradient Algorithm for Accurate L^1 -TV Based Registration of Physical Slices With Discontinuities in Microscopy," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 32 (5), pp. 901–918, 2013.

[15] V. Kolmogorov and R. Zabih, "What energy functions can be minimized via graph cuts?," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 26 (2), pp. 147–159, 2004.

[16] Y. Boykov and V. Kolmogorov, "An Experimental Comparison of Min-Cut/Max-Flow Algorithms for Energy Minimization in Vision," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 26 (9), pp. 1124–1137, 2004.

[17] A. Horé and D. Ziou, "Image Quality Metrics: PSNR vs. SSIM," in *20th International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, 2010, pp. 2366–2369.



فرناز ظهورپرواز مدرک

کارشناسی خود را در رشته

مهندسی پزشکی از دانشگاه آزاد

اسلامی واحد دزفول در سال ۱۳۸۶

و مدرک کارشناسی ارشد خود را در

رشته مهندسی پزشکی از دانشگاه آزاد اسلامی واحد

علوم و تحقیقات تهران در سال ۱۳۹۱ اخذ و در حال

حاضر مدرس دانشگاه روزبهان ساری است.

پژوهش‌های ایشان به طور عمده بر روی حوزه‌های

پردازش تصویر و سیگنال متتمرکز است.

نشانی رایانامه ایشان عبارت است از:

fzohourparvaz@gmail.com



عماد الدین فاطمی زاده مدرک

کارشناسی خود را در رشته الکترونیک

از دانشگاه صنعتی شریف در سال

۱۳۷۰ و مدرک کارشناسی ارشد خود

را در رشته مهندسی پزشکی از

دانشگاه صنعتی امیرکبیر در سال ۱۳۷۳ اخذ کرد.

فصل نهم

