

بهبود استانداردسازی تصاویر تشدید مغناطیسی مغز انسان با استفاده از اطلاعات مبتنی بر چند روش آماری

امیر انصاری سعدآباد^۱، دانشجوی کارشناسی ارشد؛ سمیه ماکویی^۲، استادیار

۱- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - emiir_hs@yahoo.com

۲- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - makouei@tabrizu.ac.ir

چکیده: در این مقاله، استانداردسازی تصاویر MRI مغز انسان با اعمال چندین روش آماری مد نظر است که هدف بعد از مرحله استاندارد سازی با حذف نقاط تار و سیاه نویز، مرز نواحی تومور و بخش‌های مختلف مغز و مایع مغزی با وضوح بیشتر نمایش داده خواهد شد که میتوان به سه بخش سفید و خاکستری و مایع مغزی تقسیم بندی کرد. هنگامی که یک پروتکل استاندارد در دسترس باشد، روش استانداردسازی و ناحیه‌بندی مبتنی بر روش‌های ترکیبی یکی از مناسب‌ترین ابزارها برای ناحیه بندی تصاویر پزشکی محسوب می‌شود. این روش علیرغم دقت بالایی که دارد، به دلیل بالا بودن حجم محاسبات، زمان بر و طولانی است. روش‌های مبتنی بر مفاهیم آماری به ترتیب مد، میانه و میانگین می‌باشند که جهت اعمال بر روی داده‌های موجود از تصاویر MRI مغز انسان در بیماران مختلف، پردازش بسیار ساده و صریح دارند. همچنین روش کرانه‌ای، دهک و صدک با مفاهیم ساده برای استخراج نقاط عطف از داده‌های موجود استفاده می‌شوند. نتایج استانداردسازی تصاویر مغزی به دست آمده می‌تواند به کمک پردازش‌های بعدی در تحلیل آناتومی و یا تشخیص بیماری‌ها و آسیب‌های مغزی مورداستفاده قرار گیرد. برای ارزیابی عملکرد این مقاله ابتدا طرح به صورت سیستمی در نرم‌افزار Matlab شبیه‌سازی و سپس برای استانداردسازی و مقایسه با تصاویر قبل از مرحله استانداردسازی، از نرم‌افزاری به نام یوونتی ۸ برای استخراج و نمایش لایه‌های خاکستری رنگ استفاده می‌شود. نتایج حاصل از پردازش این مقاله، به صورت بصری از تصاویر استاندارد شده و تحلیل آماری خطا و ضریب تغییرات بدست آمده و در نهایت در مرحله مقایسه کارآمدترین روش استخراج می‌شود.

واژه‌های کلیدی: MRI، ناحیه‌بندی مغز، روش‌های مبتنی بر مفاهیم آماری.

Improving Magnetic Resonance Imaging Standardization of Human Brain using Several Statistical Methods-based Data

A. Ansari Sa'ad Abad¹, MSc Student; Somayeh Makouei², Assistant Professor

1- Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, Email: emiir_hs@yahoo.com

2- Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, Email: makouei@tabrizu.ac.ir

Abstract: In this paper, standardization of human brain MRI images is performed by applying several statistical methods. The goal will be more clearly displayed after the standardization phase by removing the blurry and black noise spots, the border of the tumor areas and the different parts of the brain and cerebral fluid, which can be divided into three sections: white, gray and cerebral fluid. When a standard protocol is available, hybridization-based standardization and segmentation methods are one of the most appropriate tools for medical image segmentation. This method, despite its high accuracy, is time consuming and lengthy due to the high volume of computing. Methods based on statistical concepts are fashion, median, and mean, respectively, which are simple and explicit processing to apply to existing data from human brain MRI images. Boundary, decimal, and percentile methods are also used with simple concepts to extract milestones from existing data. To evaluate the performance of this paper, the scheme is first systematically simulated in MATLAB software, and then, for the area of comparison and comparison with the pre-standardization images, a software term Uvneti 8 was used to extract the gray layer. The results of the processing of this paper are visualized from standard images and statistical analysis of error and coefficient of variation are obtained and finally the most efficient method is extracted.

Keywords: Magnetic Resonance Imaging, Brain zoning, Statistical concepts-based methods.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۸/۰۶/۲۱

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۸/۰۸/۲۳

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۰۸/۲۷

نام نویسنده مسئول: سمیه ماکویی

نشانی نویسنده مسئول: ایران - تبریز - بلوار ۲۹ بهمن - دانشگاه تبریز - دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - گروه مهندسی پزشکی.

۱- مقدمه

نیز در حین تصویربرداری MR موجب تغییر فاز در سراسر FOV می-شوند. در نهایت هدف و انگیزه این مقاله و شبیه‌سازی آن، دست یافتن به بالاترین کنتراست و رزولوشن تصاویر بدست آمده از پردازش تصویر-برداری در مرحله استانداردسازی است [۲-۸].

۲- آنالیز روش استانداردسازی مقاله

با توجه به این که داده‌های تصویری MRI مغز انسان از بیماران مختلف به صورت پروتکل از پایگاه داده BRATS در اختیار داریم، برای ناحیه‌بندی و استانداردسازی در این مقاله، از تصویربرداری ۱۰ بیمار مغزی مختلف با فرمت mha استفاده می‌شود. در گام اول نیاز به برش به صورت اسلایس از تصاویر مکعبی شکل با ضخامت مورد نظر داریم. به همین منظور برای بهینه‌سازی، داده‌های موجود در هر اسلایس از تصویر را به صورت جداگانه با حذف داده‌های منفی و صفر و مرتب-سازی از کوچک به بزرگ اعمال می‌کنیم. همچنین با توجه به اعمال روش‌ها باید از اسلایس‌هایی با شرط بالای ۲۰۰ پیکسل برای وضوح و بهتر شدن تصاویر استاندارد شده استفاده کرد. هدف از اعمال روش-های آماری بر روی داده‌های عددی تصویر، استخراج نقاط عطف از هر اسلایس تصویر مورد نظر است. داده‌هایی که از این روش‌ها بدست می-آیند که همان مقادیر نقاط عطف می‌باشند. یعنی تعداد نقاط عطف با تعداد تقسیم‌بندی بازه‌ها یکسان می‌باشند. همچنین شایان ذکر است که تعداد تقسیم‌بندی هیستوگرام و داده‌های عددی مرتب شده کاملاً اختیاری می‌باشد. در این قسمت به بررسی چهارچوب کلی عملکرد مقاله می‌پردازیم تا آشنایی با روند این شبیه‌سازی داشته باشیم. شکل ۱ مراحل کلی کار و چهارچوب پردازش مقاله را نمایش می‌دهد تا دیدگاه مختصری از روش کار و ارزیابی‌های استفاده شده را مفهوم سازد. روش‌های آماری مدنظر برای استخراج نقطه‌های عطف طبق تعاریف قبلی، برای عملیات استانداردسازی را انجام می‌دهیم [۳-۹].

۲-۱- روش کرانه‌ای

اولین روش مورد استفاده، روشی است که بدون لحاظ کردن وسط بازه داده‌های موجود از هر اسلایس به صورت عددی عمل استانداردسازی را انجام می‌دهد. به عبارت دیگر از این روش استانداردسازی براساس کران بالا و پایین بازه و با اعمال تبدیل خطی بر روی داده‌ها انجام می-شود.

۲-۲- روش دهک

در این روش تعداد تقسیم‌بندی هیستوگرام هر اسلایس از تصویر را به ۱۰ قسمت انجام می‌شود. یعنی داده‌های موجود از هر اسلایس را که از کوچک به بزرگ مرتب‌سازی شده می‌باشند، با توجه به کران بالا و پایین موجود به ۱۰ بازه تقسیم‌بندی می‌کنیم و با استخراج نقاط عطف و اعمال درون‌یابی قطعه‌ای عمل استانداردسازی انجام می‌دهیم.

امروزه قیل از هرگونه تصمیم‌گیری در رابطه با تصاویر MRI حاصل از تصویربرداری، باید تمامی اغتشاش‌ها و نویزهای موجود در مرحله‌های تصویربرداری حذف و تصاویر با رزولوشن بالاتری نمایش داده شوند تا در تشخیص بیماری‌های مغزی از قبیل تومور، ام‌اس، خونریزی مغزی و علل بروز تشنج، با دقت بالاتری انجام شود. لازم به ذکر می‌باشد که برای بهبود استانداردسازی تصاویر MRI روش‌های متعددی مانند استفاده از فیلترهای موجود در گستره پردازش تصویر، روش‌های آماری و چندین روش با بازتاب حذف داده‌های صفر و منفی (سیاه) موجود در داده‌های تصویری استفاده کرد. استاندارد سازی شدت تصویر یک عملیات پردازش پس از اکتساب است که برای اصلاح تغییرات شدت سیگنال به مقیاس (غیر استاندارد بودن) ذاتی در تصاویر رزونانس مغناطیسی (MR) طراحی شده است. در حالی که نشان داده شده است که روش‌های استانداردسازی مبتنی بر علائم هیستوگرام باعث افزایش قابل توجهی در شباهت شدت تصویر حاصل می‌شود. ضعف آن‌ها این است که در برخی موارد همان علامت گذاری مبتنی بر هیستوگرام ممکن است یک بافت را نشان دهد، در حالی که در موارد دیگر ممکن است متفاوت باشد. این مفاهیم مقیاس در این مقاله برای تعیین دقیق مناطق اصلی بافت در تصاویر MR استفاده می‌شود. نقاط برجسته به دست آمده از این مناطق برای انجام استاندارد سازی شدت استفاده می‌شود. از تحقیقات پیشین می‌توان به نیول و آدوفا در تحقیق از یک تکنیک دو مرحله ای برای پردازش تصاویر استفاده شده اشاره کرد که در مرحله اول آموزش برای هر پروتکل انجام شد و در مرحله دوم تصاویر دچار یک تبدیل می‌شوند. این تبدیل مقیاس هر پروتکل را استانداردسازی می‌کند. شدت روشنایی پیکسل‌ها در تصویر تبدیل شده، یکپارچه می‌شوند. مهم‌تر از همه، استخراج اطلاعات کمی درباره اندام‌های سالم یا ناهنجاری‌ها می‌تواند به طور قابل توجهی ساده شود. همچنین ادلستاین و همکاران تلاش‌هایی برای کالیبره کردن ویژگی‌های سیگنال MR در زمان تصویربرداری با استفاده از فانتوم‌ها انجام دادند. آن‌ها با اعمال تکنیک‌های پس پردازش، تصاویر مناسب تری را برای بررسی موارد پزشکی تولید کردند. در این مقاله سعی بر آن است که با روش‌های آماری بر روی نقطه‌های عطف استخراج شده از داده‌های تصویر به نتایج قابل قبولی از استانداردسازی نسبت به بقیه روش‌های استفاده شده در تحقیقات قبلی دست یابیم. اغتشاش‌های MRI در سه ناحیه وسیع دسته‌بندی می‌شوند: وابسته به ماشین، وابسته به بیمار و وابسته به پردازش سیگنال. قابل توجه‌ترین و متداول‌ترین اغتشاش در MRI ناشی از حرکت بیمار است، حرکت‌های ارادی و غیر ارادی و فلوی خون (CSF) [۱-۴]. اگرچه اغتشاش‌های حرکت مختص MRI نیستند، اما به دلیل زمان طولانی توالی‌های خاص MRI، احتمال تاری و از دست رفتن قدرت تفکیک کنتراست به علت حرکت افزایش می‌یابد. اغتشاش‌های حرکت غالباً در جهت کدگذاری فاز رخ می‌دهند. حتی حرکت‌های بسیار آرام

۲-۳- روش صدک

این روش مشابه روش دهک است ولی با این تفاوت که تعداد تقسیم‌بندی هیستوگرام و داده‌های موجود در هر اسلایس تصویر به ۱۰۰ بازه اعمال می‌شود و می‌توان اشاره کرد که اگر دامنه تغییرات داده‌ها زیاد باشند این روش نسبت به روش دهک از دقت بالایی برخوردار است. توجه داشته باشیم که در روش‌های دهک و صدک ابتدای هر بازه مقدار نقطه عطف اولی می‌باشد.

۲-۶- روش میانه

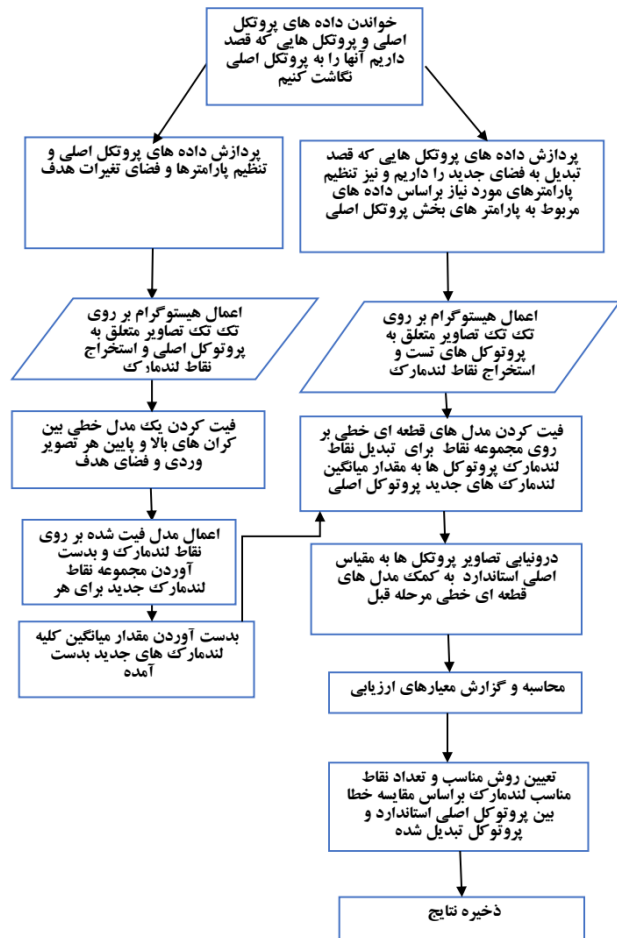
در این روش نیز با توجه به مفهوم میانه در هر بازه هیستوگرام و داده‌های عددی به استخراج میانه از هر بازه می‌پردازیم. این روش نیز مشابه روش مد و میانگین، شامل ۵۰ بازه از داده‌ها می‌باشد.

۳- آنالیز استخراج نقاط عطف

حال با توجه به اعمال مفاهیم آماری در هر کدام از روش‌ها بر روی بازه‌های عددی از هر اسلایس تصویر، به نتایج عددی رسیدیم که همان مقادیر نقاط عطف می‌باشند. شایان ذکر است که این فرآیند دارای شرط‌هایی با انتخاب داده‌های غیر صفر و مرتب‌سازی شده از کوچک به بزرگ و با انتخاب اسلایس‌هایی با دارا بودن ۲۰۰ پیکسل به بالا می‌باشد. به عنوان مثال فرض کنید که در یک اسلایس تصویر مورد نظر از مغز انسان داده‌های عددی از صفر تا ۳۰۰ موجود باشد. ابتدا با حذف داده‌های صفر و مرتب‌سازی ارقام به حذف پیکسل‌های سیاه کمک می‌کنیم. حال داده‌های عددی مرتب شده از کوچکترین عدد غیر صفر تا ۳۰۰ را به ۵۰ قسمت تقسیم‌بندی کرده و در هر بازه به استخراج میانگین یا مد یا میانه می‌پردازیم. این اعداد بدست آمده نقطه عطف مورد نظر می‌باشند [۳-۵].

۴- مرحله درون‌یابی قطعه‌ای و استانداردسازی

در نهایت، به درون‌یابی قطعه‌ای از مقیاس اورجینال بدست آمده از نقاط عطف به مقیاس استاندارد شده در مرحله استانداردسازی می‌پردازیم. این درون‌یابی قطعه‌ای در اصل همان درون‌یابی خطی به صورت قطعه به قطعه در هر قسمت از نمودار و اسکیل بدست آمده است که با استفاده از چهار بازه مشخص در ابتدا برای درک بهتر انجام می‌شود. این درون‌یابی با نسبت دادن ارقام متناظر نقاط عطف انجام می‌پذیرد که شکل ۲ تبدیل مقیاس اورجینال که شامل داده‌های m_{11} مقدار کران پایین (کوچک‌ترین مقدار داده غیر صفر) و m_{21} مقدار کران بالا موجود در داده‌های اسلایس و p_{11} مقدار نقطه عطف استخراج شده در بازه اول و p_{21} مقدار نقطه عطف استخراج شده در بازه آخر، به مقیاس استاندارد با نسبت دادن ارقام را نمایش می‌دهد. فرمولی جهت نسبت دادن درون‌یابی بازه‌ها با نسبت دادن مقدار ۰ به ۰ و مقدار m_{11} به ext_min و مقدار p_{11} به S_1 و مقدار p_{21} به S_2 و مقدار m_{21} به ext_max انجام می‌پذیرد. نقاط ext_min ، S_1 ، S_2 و ext_max فرآیند شبیه‌سازی جهت نسبت دادن نقاط و نواحی به صورت اختیاری تعریف شده می‌باشند. در این قسمت مقدار ext_min از حاصل ضرب $0.95 * S_1$ و ext_max از حاصل $1.05 * S_2$ بدست می‌آیند. توجه



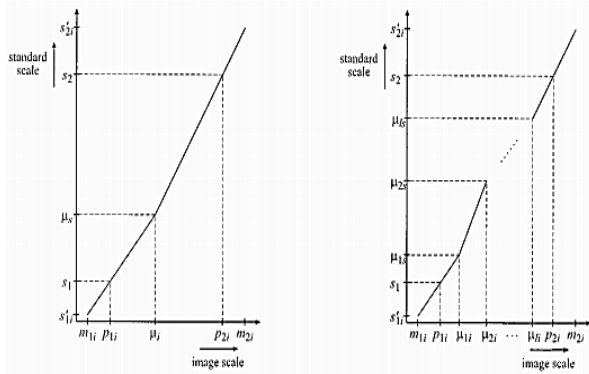
شکل ۱: بلوک دیاگرام و چهارچوب کلی عملکرد

۲-۴- روش مد

با توجه به آشنایی با مفهوم مد در تحلیل آماری در این قسمت نیز با اعمال مد در هر بازه به استخراج نقطه عطف مورد نظر می‌رسیم. توجه داشته باشیم که تقسیم‌بندی نواحی هیستوگرام و داده‌های عددی در هر اسلایس به ۵۰ قسمت انجام شده‌اند. این روش بیش‌ترین فراوانی را نیز برخوردار است.

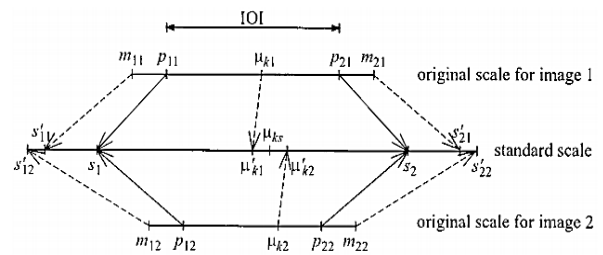
۲-۵- روش میانگین

با توجه به مفهوم میانگین، در هر بازه داده‌های اسلایس به استخراج میانگین اعداد می‌پردازیم. این اعداد استخراج شده در مقیاس اورجینال



شکل ۳: فرایند تبدیل مقیاس اورجینال به مقیاس استاندارد با درون-یابی قطعه‌ای چندین نقاط عطف [۳]

داشته باشیم که S_1 و S_2 به ترتیب کمینه و بیشینه کران داده‌ها می‌باشند [۷-۳].



شکل ۴: فرایند درون‌یابی قطعه‌ای و تبدیل به مقیاس استاندارد [۳]

۵- بحث و بررسی نتایج

با توجه به پردازش استانداردسازی که اشاره داشتیم، برای مقایسه و درک بهتر نتایج، در این بخش قسمتی را به بررسی نمایش تصویری از داده‌های MRI از مغز بیماران و چگونگی تغییرات در روش‌های مختلف می‌پردازیم. مقایسه قبل و بعد از عملیات استانداردسازی داده‌ها با چندین روش می‌تواند درک بهتری را در اختیار ما بگذارد. توجه داشته باشیم در اصل شبیه سازی این الگوریتم با یک پروتکل بیس و دو پروتکل تست جهت مقایسه روش‌ها انجام شده است که در هر پروتکل ۱۰ تصویربرداری از ۱۰ بیمار مختلف مغزی انجام گرفته شده است ولی با توجه به نتیجه گیری‌های مشابه از تکرار در هر مرحله مقایسه، جهت نمایش نتایج از هر پروتکل یک تصویر گلچین و عمل مقایسه با تصاویر پروتکل های تست انجام شده است. به همین دلیل برای سه بیمار مختلف در شرایط متفاوت نتایج بدست آمده‌اند.

ستون اول شکل ۴ تصاویر بدست آمده از عملیات تصویربرداری MRI از سه بیمار مختلف است که با عمل استانداردسازی تمامی پیکسل‌ها روشن تر و با رزولوشن بالایی برای مشاهده بهتر جزئیات از تصاویر در اختیار قرار گرفته‌اند. هریک از ستون‌های بعدی از اعمال استانداردسازی آماری با روش‌های ذکر شده را نمایش می‌دهند. به طوری که ستون دوم، روش دهک و ستون سوم، روش صدک و ستون‌های بعدی روش‌های مد، میانه و میانگین را به ترتیب نمایش می‌دهند. با توجه به این تصاویر نمی‌توان با یقین دریافت که کدام روش آماری بر روی داده‌های تصویری بهترین استانداردسازی را در اختیار دارد. به همین دلیل باید برای مقایسه و دسته‌بندی روش‌ها به بررسی نتایج آماری دیگری پرداخت. شایان ذکر است که برای نمایش این نتایج، از روش نرم‌افزاری یوونتی ۸ رایج برای جداسازی نواحی داده‌های سیاه، خاکستری و سفید رنگ، مورد استفاده می‌باشد.

در فرمول شماره (۱) عملیات درون‌یابی قطعه‌ای برای هر یک از روش‌های در نظر گرفته شده در هر کدام از اسلایس‌ها، انجام می‌شود. به عبارت دیگر اگر ۱۴۰ اسلایس از یک تصویر بیمار در اختیار داریم، ۱۴۰ بار این مرحله با توجه به روش مورد نظر تکرار می‌شود و مقادیر آن در حافظه‌ای به نام M2 ذخیره می‌شود. با توجه به این عملیات که پنج روش مورد استفاده می‌باشد، پنج ماتریس از ده بیمار در اختیار داریم که برای میانگین‌گیری کلی این ماتریس‌ها را به یک ماتریس واحد تبدیل می‌کنیم. در نهایت یک تابع با نام انتقال به مقیاس استاندارد در نظر داریم که تصویر سه‌بعدی و ماتریس M2 و روش مد نظر را از ما به عنوان ورودی می‌گیرد. قدم بعدی میانگین‌گیری از ماتریس کلی است که با این اقدام رزولوشن تصویر بالا می‌رود [۶-۱۰].

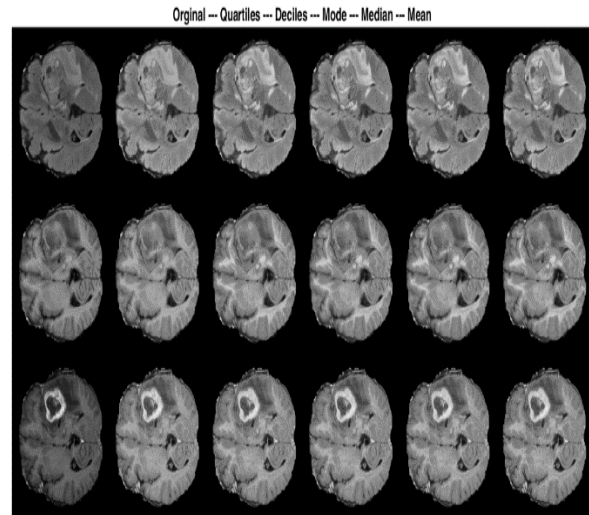
$$M_2(cont, :) = \text{interp1}([0m_{11}p_{11}p_{21}m_{21}], [0ext_min\ s1s2ext_max], M(cont, :), 'linear', 'extrap');$$

شکل ۳ در این مرحله نقاط عطفی که استخراج می‌کنیم را به مقدار نقاط عطف قسمت قبلی تبدیل می‌کند. به صورتی که در مرحله قبلی فقط چهار نقطه مد نظر بود ولی در این بخش همه بازه‌های میانی بدست آمده از تقسیم‌بندی و استخراج نقطه عطف با توجه به مفهوم آماری روش‌ها، مد نظر هستند و در نهایت این نواحی بدست آمده به صورت تابع قطعه‌ای درون‌یابی می‌کنیم و این نقاط عطف را به یکدیگر نسبت می‌دهیم تا به یک مقیاس استاندارد دست یابیم [۴-۳].

جدول ۱: محاسبه خطا در روش‌های استفاده شده برای استانداردسازی

[۳]

Method	MRI_T1		MRI_T1c		MRI_T1 original	MRI_T1c original
	Mean	std	mean	std	Mean	Mean
None	0.038813	9.1641e-05	0.056184	0.00010927	0.0612	0.0631
Quartiles	0.00015901	6.147e-06	0.00019514	6.8362e-06	0.0040	0.0045
Deciles	0.00016099	6.1962e-06	0.00020287	6.9669e-06	0.0039	0.0036
Mode	0.00016277	6.2317e-06	0.00020626	7.0245e-06	0.0040	0.0055
Median	0.00016072	6.191e-06	0.00020242	6.9589e-06	0.0039	0.0035
Mean	0.00016062	6.1891e-06	0.0002021	6.9535e-06	-	-



شکل ۴: نتایج حاصل از استانداردسازی در محیط متلب توسط روش-

های آماری برای سه بیمار مختلف

در این مقاله برای مقایسه و دسته‌بندی بهترین روش آماری جهت استانداردسازی به بررسی نتایج میزان خطا در هر روش و ضریب تغییرات آن‌ها با مقادیر بدست آمده در پژوهش‌های پیشین می‌پردازیم. با استفاده از محاسبه NMSE (خطای متوسط مربع میانگین) و NMSD (میانگین متوسط انحراف معیار مربع) در قسمت شبیه‌سازی این مقاله ارقامی از خطاهای روش‌ها در پروسه استانداردسازی را در سه پروتکل مختلف در اختیار ما قرار می‌دهد. جدول شماره ۱ خطای هر کدام از روش‌های آماری در عملیات استانداردسازی را هم برای تحقیقات پیشین و هم نتایج حاصل از شبیه‌سازی این مقاله نمایش می‌دهد. به طوری که ستون‌های اول و دوم نتایج حاصل از تحقیقات قبلی مرجع اصلی و ستون‌های سوم و چهارم نشان‌دهنده پروتکل‌های جدید تست از داده‌های تصویری می‌باشند. اگر به نتایج دقت کنیم می‌توان دریافت که خطای روش دهک در هر دو پروتکل تست و همچنین نتایج تحقیقات پیشین از بقیه کم‌تر می‌باشد اما باید توجه داشت که ارقام نتایج به غیر از روش کرانه‌ای خیلی نزدیک به هم هستند. پس از روش دهک، روش آماری میانگین و میان به ترتیب کم‌ترین خطا را دارند. از طرفی باید در نظر داشت با توجه به تکرار تقریبی ۱۴۰ باری نسبت به هر اسلایس از تصویر نسبت به تحقیقات قبلی و انتخاب تصاویر با حجم بالا، مرتب‌سازی داده‌ها و انتخاب اسلایس‌هایی با شرط بالای ۲۰۰ پیکسل، نتایج بدست آمده از الگوریتم مقاله نسبت به قبل بهتر و خطای کمتری نتیجه شده است. لازم به ذکر می‌باشد که روش دهک با توجه به تقسیم‌بندی کم‌تر، دقت پایین‌تری را دارد و به همین دلیل می‌تواند خطای کم‌تری نسبت به بقیه دارا باشد. پس باید برای نتیجه‌گیری کلی به نتایج آماری کامل‌تری پرداخت.

با توجه به نزدیک بودن ارقام در جدول خطای هر روش، در نهایت برای نتیجه‌گیری کلی در مقایسه روش‌های آماری به سراغ ضریب تغییرات می‌رویم. ضریب تغییرات نشان‌دهنده میزان پراکندگی به ازای یک واحد از میانگین می‌باشد. حال می‌توان نتیجه گرفت که هر چه ضریب تغییرات کم‌تر باشد، میزان پراکندگی داده‌ها در حوزه میانگین مطلوب‌تر و بهتر است. برای بررسی نتایج ضریب تغییرات در هر کدام از روش‌ها، باید بر روی یک اسلایس از تصویر انجام شود. به همین دلیل با توجه به داده‌های تصویری که در اختیار داریم به اختیار اسلایس وسط از حجم تصویر را انتخاب کرده و نتایج جدول را بدست می‌آوریم. در جدول شماره ۲ به ترتیب در ستون اول نتایج ضریب تغییرات داده اسلایس ۷۰ ام از تصویر منتخب پژوهش‌های پیشین و سپس در ستون دوم بررسی روش‌های آماری استفاده شده با شرط الگوریتم در مقاله را می‌پردازد. از نتایج جدول می‌توان دریافت که روش میانه کم‌ترین پراکندگی داده را از بین روش‌های آماری استفاده شده جهت استانداردسازی هم در تحقیقات پیشین و هم در شبیه‌سازی این مقاله دارا می‌باشد. باید توجه داشت که انتخاب اسلایس با شرط ذکر شده در این الگوریتم و تکرار این پردازش برای چندین بار نتایج بهتری نسبت به تحقیقات پیشین را شامل می‌باشد. همچنین در جدول ۲ نتایج ضریب تغییرات روش میانگین و تصویر اورجینال قبل از هرگونه استانداردسازی برای درک و مقایسه بهتر در این الگوریتم مقاله پرداخته شده است.

۶- نتیجه‌گیری

امروزه روش‌های متعددی برای استانداردسازی تصاویر MRI مغز انسان مورد بررسی قرار گرفته ولی در این مقاله سعی بر آن شد که با مفاهیم آماری صریح، بهترین نتایج را هم به صورت بصری و آماری در کم‌ترین زمان شبیه‌سازی حاصل شود و عمل مقایسه و دسته‌بندی در میان روش‌های این مقاله انجام شود. در این مقاله به صورت خلاصه می‌توان گفت که با در نظر گرفتن پروتکل‌های داده و تنظیم پارامترهای آن‌ها و تبدیل به آرایه‌های عددی به اعمال هیستوگرام‌های تصویر پرداختیم و

- [3] F. Shellock, E. Kanal *Magnetic resonance imaging bioeffects, safety, and patient management, 2nd ed.* New York: Lippincott-Raven, 1996.
- [4] L. G. Nyul, J. K. Udupa, X. Zhang, "New variants of a method of MRI scale standardization" *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 19, no. 2, pp. 143-149, 2000.
- [5] L. Dickson, et al, "Scoring systems used for the interpretation and reporting of multiparametric MRI for prostate cancer detection, localization, and characterization" *JMRI*, vol. 37, no. 1, pp. 48-58, 2013.
- [6] R. Paul Joseph, C. Senthil Singh, M. Manikandan, Brain Tumor MRI Image Segmentation and Detection in Image Processing" *International Journal of Research in Engineering and Technology*, vol. 3, pp. 2319-2321, 2014.
- [7] Y. Zhuge, et al, "Image background inhomogeneity correction in MRI via intensity standardization" *Elsevier*, vol. 33, no. 1, pp. 7-16, 2009.
- [8] B. T. Wyman, et al, "Standardization of analysis sets for reporting results from ADNI MRI data " *Elsevier*, vol. 9, no. 3, pp. 332-337, 2013.
- [9] S. Nahum, J. Grassi, F. Cardella, "Image-guided Tumor Ablation: Standardization of Terminology and Reporting Criteria" *Department of Radiology*, vol. 235, no. 3, 2005.
- [10] M. Ellingson, M. Bendszus, "Consensus recommendations for a Standardized Brain Tumor Imaging Protocol in clinical trials" *Neuro-Oncology*, vol. 17, no. 9, pp. 1188-1198, 2015.

از آن‌ها در استخراج نقاط عطف مورد نیاز استفاده شده است. سپس از مقیاس بدست آمده از روی نقاط عطف با یک تابع تبدیل درون‌یابی قطعه‌ای به مقیاس استاندارد مورد نظر با بازه‌های معین استفاده شد که در نهایت با میانگین‌گیری کلی از تمام این نتایج هر اسلایس به یک مقیاس کلی از استانداردسازی رسیدیم. از بررسی کلی و تکرار پردازش نتایج بر روی چندین داده‌های تصویری می‌توان دریافت که روش میانه کارآمدترین روش از بین روش‌های آماری است. چون دارای پراکندگی داده کم‌تر و خطای نسبتاً کم‌تر نسبت به بقیه روش‌ها است. در حالی که با توجه به نتیجه جدول خطا، روش دهک کم‌ترین خطا را دارا بود اما در این قسمت از نتایج، بیش‌ترین پراکندگی را شامل است. به همین دلیل در نهایت می‌توان از چندین نتایج حاصل شده اعلام کرد که روش میانه کارآمدترین روش برای استانداردسازی در بین روش‌ها در این مقاله است.

جدول ۲: نتایج ضریب تغییرات [۳]

Selected slice for show and save plot = 70	
CV results : Method : Original	MRI _result of previous
CV Train protocol : 32.1101%	
CV Test protocol 1 : 20.675%	
CV Test protocol 2 : 23.2358%	
CV results : Method : Quartiles	CV results : Method : Quartiles
CV Train protocol : 30.3777%	CV Train protocol : 25.37%
CV Test protocol 1 : 24.5983%	CV Test protocol 1 : 20.95%
CV Test protocol 2 : 25.027%	
CV results : Method : Deciles	CV results : Method : Deciles
CV Train protocol : 27.1056%	CV Train protocol : 23.22%
CV Test protocol 1 : 26.8717%	CV Test protocol 1 : 20.95%
CV Test protocol 2 : 26.8971%	
CV results : Method : Mode	CV results : Method : Mode
CV Train protocol : 26.6467%	CV Train protocol : 24.65%
CV Test protocol 1 : 27.885%	CV Test protocol 1 : 22.55%
CV Test protocol 2 : 26.8263%	
CV results : Method : Median	CV results : Method : Median
CV Train protocol : 26.912%	CV Train protocol : 26.55%
CV Test protocol 1 : 26.884%	CV Test protocol 1 : 27.88%
CV Test protocol 2 : 26.835%	-
CV results : Method : Mean	CV results : Method : Mean
CV Train protocol : 27.0348%	
CV Test protocol 1 : 26.9056%	---
CV Test protocol 2 : 26.6489%	

مراجع

- [1] HJ. Smith, FN. Ranallo "A non-mathematical approach to basic MR! Madison", *WI: Medical Physics*, 1989.
- [2] A. Madabushi, et al, "Interplay between intensity standardization and inhomogeneity correction in MR image processing" *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 24, no. 5, pp. 561-576, 2005.