



بخش بندی پوتامن در تصاویر MR مغزی با استفاده از الگوریتم خوشه بندی فازی

^۱ محمد امین بخشعلی، ^۲ موسی شمسی، ^۳ عطاله عباسی

^۱ دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران، m_bakhshali@sut.ac.ir

^۲ دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران، shamsi@sut.ac.ir

^۳ دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران، ata.abbasi@sut.ac.ir

چکیده

پوتامن ناحیه ای در مغز است که دارای ساختار هسته ای و عدسی شکل می باشد. این بخش با تاثیر بر فعالیت های حرکتی و اعصاب حسی حرکتی عمل می کند. با استفاده از تصاویر تشدید مغناطیسی (MR)، تجزیه و تحلیل شکل شناسی مغز به همراه بیماری های عصبی و روانی ممکن می شود. بیشترین روش های بخش بندی تصاویر MR بر اساس تشخیص الگو برای طبقه بندی کلی بافت ها طراحی شده است ولی بخش بندی پوتامن با استفاده از روش های معمول خوشه بندی دارای مشکلاتی است. در این مقاله با بهره گیری از سیستم های مبتنی بر قوانین فازی و همچنین الگوریتم خوشه بندی فازی، بخش بندی با دقت و کارایی مناسب از ناحیه پوتامن در تصاویر MR مغزی به دست آوردیم.

واژه های کلیدی: ناحیه پوتامن، تصویر MR مغز، قانون فازی، کانتور فعال، خوشه بندی فازی.

۱- مقدمه

پوتامن ناحیه ای در مغز است که دارای ساختار هسته ای و عدسی شکل می باشد. هسته اصلی پوتامن دارای فرم استوانه ای است. این بخش با تاثیر بر فعالیت های حرکتی و اعصاب حسی حرکتی عمل می کند. در تحقیقات اخیر کشف شد که رابطه بسیار نزدیکی بین پوتامن و برخی از بیماری های عصبی وجود دارد. در [۱] رابطه معکوسی بین نرخ پوتامن و میزان شدت بیماری پارکینسون کشف شد. در یک مطالعه و بررسی، ارتباط بین ضایعات پوتامن و اختلال بیش فعالی و کمبود توجه (ADHD) مشخص شد. در [۲] نشان داده شد که ضایعات موجود در پوتامن خطر ابتلا به ADHD را افزایش می دهد. که ممکن است به صورت سندروم کمرویی بروز کند و این امر مرتبط با اختلال در قشر تالاموس است. همچنین ممکن است کاهش اندازه پوتامن از آثار مخرب بیماری هانتینگتون باشد [۳].

تصویربرداری تشدید مغناطیسی مغز، فن آوری بسیار کاربردی و عملی در مشاهده آناتومی مغز و پوتامن است. با استفاده از تصاویر MR، تجزیه و تحلیل شکل شناسی مغز به همراه بیماری های عصبی و روانی ممکن می شود. علاوه بر این، اندازه گیری های کمی مغز در تصاویر MR به مطالعه بیماری های هانتینگتون، آلزایمر [۴]، ADHD [۵]، اسکیزوفرنی [۶] و MS [۷] کمک کرده است. به منظور اندازه گیری های کمی عصب شناسی و موضعی، تصویر MR نیاز به بخش بندی دارد. این بخش بندی بایستی دقیق و قوی باشد و نتایج قابل توجهی برای ساختارهای عصبی خاص ایجاد نماید.

بخش بندی پوتامن با استفاده از روش های معمول خوشه بندی به آسانی انجام نمی گیرد. بیشترین روش های بخش بندی تصاویر MR بر اساس تشخیص الگو برای طبقه بندی کلی بافت ها طراحی شده است. برای مثال طبقه بندی پیکسل-وکسل به ماده خاکستری (GM) و ماده سفید (WM) و مایع مغز نخاعی (CSF) را می توان نام برد [۸]. این روش ممکن است برای شناسایی ساختار آناتومیکی مناسب نباشد. حتی اگر اطلاعات فضایی از فرآیند بخش بندی و یکپارچه سازی میدان های مارکوف و بیشینه سازی انتظار (HRMF-EM) را با هم دارا باشد، باز نمی تواند نتایج رضایت بخشی را برای طبقه بندی پوتامن تضمین کند [۹].

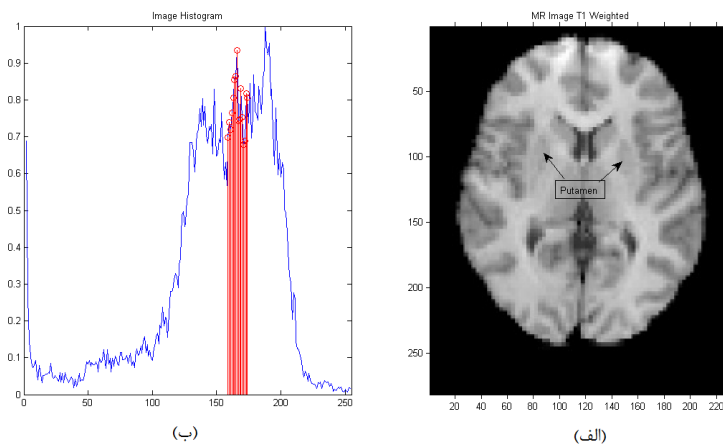
ویژگی های فازی پوتامن، احتمال استفاده از نظریه فازی در فرآیند بخش بندی پوتامن را افزایش می دهد. تئوری منطق فازی چارچوب ریاضیاتی برای عدم قطعیت موجود در فرآیندهای شناختی بشر ایجاد می کند [۱۰]. ترکیب بین الگوریتم های خوشه بندی و تئوری مجموعه های فازی به توسعه موثر الگوریتم های خوشه بندی فازی با هدف مدل سازی فازی و تشخیص الگو منجر شده است. در عمل برای شناسایی ساختار آناتومیک که بسیار سخت تر از کار بخش بندی کلی است بایستی به تجربه و قضاوت رادیولوژیست ها تکیه کنیم. با استفاده از دانش فرد خبره و متخصص در سیستم های مبتنی بر قوانین فازی (FRB) می توان نتایج بخش بندی را بهبود بخشید. در [۱۱]، خوشه های فازی با سیستم FRB برای بخش بندی

تصاویر MR مغز ترکیب شده است. دقت آن خوب گزارش شده است اما پارامترهای تابع عضویت (MF) برای تنظیمات مختلف تصویربرداری مورد نیاز است.

در این مقاله، ابتدا به بررسی و شناسایی ناحیه پوتامن در تصاویر MR می پردازیم. در بخش ۳ الگوریتم پیشنهادی ارائه شده است که با بهره گیری از کانتور فعال و خوشه بندی فازی به بخش بندی ناحیه پوتامن می پردازد. در بخش ۴ نتایج عملی میزان دقت و کارایی الگوریتم پیشنهادی ارزیابی می گردد. نتیجه گیری و بحث در بخش ۵ آمده است.

۲- ناحیه پوتامن مغز

پوتامن در درجه اول از ماده خاکستری تشکیل شده است. شدت پیکسل های آن تدریجاً در نواحی میانی، جانبی و مرزهای بیرونی از خاکستری به سفید تغییر می کند [۸]. شکل ۱(الف) تصویر MR نرمال شده با وزن T_1 را نمایش می دهد و پوتامن ها را با پیکان مشخص کرده است. هیستوگرام تصویر ورودی در شکل ۱(ب) با نمودار آبی نشان داده شده است و هیستوگرام پوتامن با ناحیه قرمز رسم شده است.



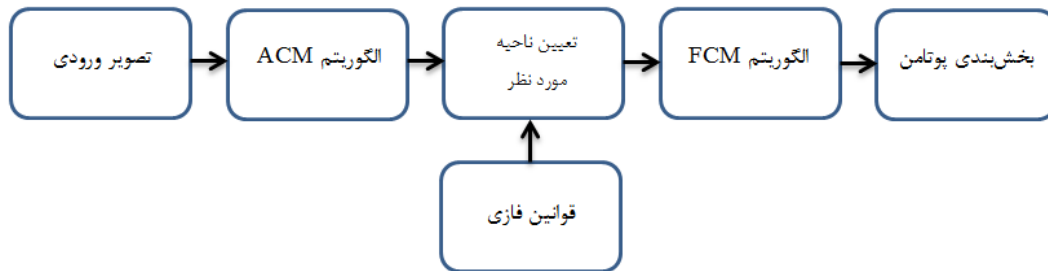
شکل ۱. (الف) تصویر MR با وزن T_1 به همراه نمایش ناحیه پوتامن (ب) هیستوگرام تصویر ورودی و ناحیه پوتامن.

میانگین پوتامن (μ) برابر با ۰.۶۸ است و انحراف معیاری (σ) برابر با ۰.۰۴۵ دارد. بدیهی است که هیستوگرام پوتامن بین دو پیک قرار می گیرد که به ترتیب یک پیک مربوط به ماده خاکستری (GM) و دیگری مربوط به ماده سفید (WM) می شود. این ویژگی باعث می شود که بخش بندی پوتامن با استفاده از روش های معمول خوشه بندی به آسانی انجام نگیرد.

ناحیه پوتامن در دو طرف خط میانی مغزی و نزدیک به آن واقع شده است و همین امر باعث می شود تا در تشخیص ناحیه مورد نظر برای اعمال الگوریتم پیشنهادی خود راحت تر عمل کنیم. همچنین ناحیه پوتامن در طرفین ساقه مغزی است و با توجه به این نکته که ساقه مغزی در تصاویر MR به راحتی بخش بندی می گردد، می توان به عنوان ویژگی مهمی از آن بهره جست.

۳- الگوریتم پیشنهادی

در این مقاله، برای بخش بندی ناحیه پوتامن با استفاده از منطق فازی و خوشه بندی فازی، الگوریتمی پیشنهاد شده است که مطابق شکل ۲ از بلوک هایی تشکیل شده است. ابتدا تصویر ورودی MR مغزی با وزن T_1 وارد سیستم می شود. این تصویر دارای نویز و غیر یکنواختی هایی است که می توان با استفاده از الگوریتم های بهبود تصاویر، این اختلالات را به حداقل رساند. سپس با استفاده از مدل های کانتور فعال (ACM) ناحیه مغز از پس زمینه حذف کرد. در مرحله بعد با بهره جستن از قوانین فازی و دانش خبره، ناحیه مورد نظر خود را انتخاب کرده، سپس با استفاده از الگوریتم خوشه بندی فازی ناحیه پوتامن مشخص می شود.



شکل ۲. بلوک دیاگرام الگوریتم پیشنهادی.

در ادامه ابتدا مدل کانتور فعال توضیح داده می شود و سپس دخالت قوانین فازی در تعیین ناحیه مورد نظر بررسی می گردد و در نهایت الگوریتم خوشه بندی فازی بیان می گردد.

۱-۳ مدل کانتور فعال (ACM)

مدل کانتور فعال (مدل مار) به صورت منحنی $X(s) = [x(s), y(s)]$ است که s متعلق به $[0,1]$ است و داخل تصویر حرکت می کند تا تابع انرژی را کمینه سازد. این منحنی از حالت اولیه با نیروهای داخلی و خارجی تغییر شکل می دهد. نیروهای داخلی هموار بودن منحنی را ممکن می سازد در حالی که نیروهای خارجی، منحنی را به سمت ویژگی های شکلی نظیر لبه ها فشار می دهد. کانتور یک شکل، زمانی که تابع انرژی کمینه شد، تشکیل می گردد. انرژی به صورت معادله (۱) تعریف می گردد [۱۲]:

$$E = \int_0^1 \frac{1}{2} [\alpha |X'(s)|^2 + \beta |X''(s)|^2] + E_{ext}(X(s)) ds \quad (1)$$

$X'(s)$ و $X''(s)$ مشتق اول و مشتق دوم نسبت به s هستند. پارامتر α میزان کشش و β میزان سختی منحنی را کنترل می کند. $E_{ext}(X(s))$ نیروی خارجی است که از داده های تصویر به دست می آید. به منظور کمینه کردن تابع انرژی، منحنی مار بایستی معادله اویلر (معادله (۲)) را ارضا کند.

$$\alpha X''(s) - \beta X'''(s) - \nabla E_{ext} = 0 \quad (2)$$

معمول ترین نیروهای خارجی عبارتند از (معادله ۳ تا ۶):

$$E_{ext}^{(1)}(x, y) = -|\nabla I(x, y)|^2 \quad (3)$$

$$E_{ext}^{(2)}(x, y) = -|\nabla G_{\sigma}(x, y) * I(x, y)|^2 \quad (4)$$

$$E_{ext}^{(3)}(x, y) = I(x, y) \quad (5)$$

$$E_{ext}^{(4)}(x, y) = G_{\sigma}(x, y) * I(x, y) \quad (6)$$

در روابط فوق $G_{\sigma}(x, y)$ تابع گوسی دوبعدی با انحراف معیار σ و میانگین صفر است. $I(x, y)$ شدت پیکسل های تصویر است. ∇ نماد گرادیان و $*$ نماد کانولوشن خطی است.

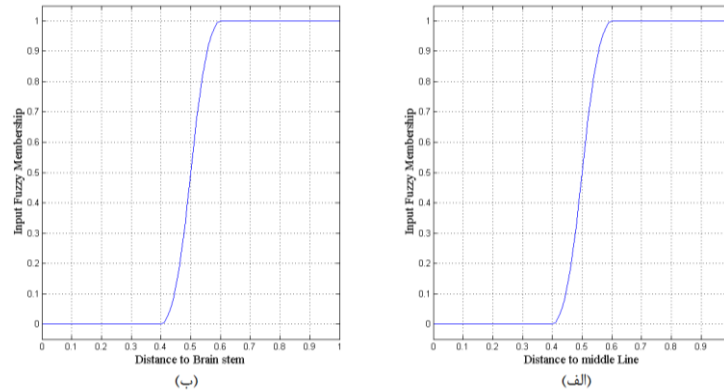
۲-۳ تعیین ناحیه مورد نظر با استفاده از قوانین فازی

با توجه به بخش ۲ و اطلاعات آناتومیکی که از ناحیه پوتامن داریم، می توان از سیستم های مبتنی بر قوانین فازی بهره گرفت و ناحیه مورد نظر برای بخش بندی پوتامن را محدودتر ساخت تا دقت بخش بندی و کارایی آن افزایش یابد. این مرحله به عنوان، مرحله پیش پردازش مطرح است و در یافتن دقیق تر ناحیه پوتامن کمک می کند. ویژگی آناتومیک اول برای پوتامن در تصاویر MR مغز، نزدیک بودن آن به خط میانی مغز است و ویژگی دوم آن، موقعیت جانبی نسبت به ساقه مغزی دارد. با توجه به این دو ویژگی قوانین فازی را به صورت زیر می توان در نظر گرفت:

- اگر پیکسل های تصویر MR به خط میانی مغز نزدیک باشند، آنگاه آن پیکسل متعلق به ناحیه مورد نظر است.

- اگر پیکسل های تصویر MR به ساقه مغزی نزدیک باشند، آنگاه آن پیکسل متعلق به ناحیه مورد نظر است.

سیستم استنتاج این سامانه فازی، الگوریتم ممدانی است [۱۳] و خروجی به صورت پیکسل‌هایی از ناحیه مورد نظر است که از بیشترین درجه فازی برخوردار شده‌اند. برای تعیین درجه عضویت فازی از تابع عضویت گوسی استفاده می‌کنیم که به صورت شکل ۳ است.



شکل ۳. الف) تابع عضویت ورودی فاصله تا خط میانی مغز. ب) تابع عضویت ورودی فاصله تا ساقه مغز.

۳-۳ الگوریتم خوشه‌بندی فازی

الگوریتم خوشه‌بندی فازی (*Fuzzy c-means*) از مؤثرترین و بهترین الگوریتم‌ها در خوشه‌بندی فازی است. این الگوریتم در سال ۱۹۷۰ ابداع شد، البته بعدها نیز استفاده از آن گسترش چشمگیری یافت [۱۴]. تعداد خوشه‌ها معمولاً به عنوان پارامترهای ورودی مطرح هستند. تقسیم‌بندی فازی داده‌های ورودی معمولاً به این صورت انجام می‌گیرد که تابع هدف را با تعداد مشخصی خوشه کمینه می‌کنیم. البته با این شرط که مجموع درجه عضویت فازی داده‌ها در یک خوشه برابر با یک باشد. الگوریتم *FCM* بر مبنای کمینه ساختن تابع هدف رابطه (۷) است:

$$J(U, V) = \sum_{i=1}^c \sum_{k=1}^n m_{ik}^f d_{ik}^2 \quad (7)$$

در رابطه (۷)، c تعداد مراکز خوشه‌ها و یا زیرمجموعه داده‌هاست؛ n تعداد نقاط داده‌هاست؛ f مقدار فازی سازی است (مقدار یک برای خوشه‌بندی سخت است)؛ $d_{ik}^2 = \|x_k - v_i\|^2$ فاصله اقلیدسی است که x_k ، k امین داده است و v_i مرکز i امین خوشه است. U ماتریس تقسیم‌بندی فازی و V ماتریس مراکز خوشه‌هاست. مقدار عضویت فازی پیکسل k ام در خوشه i ام است. تابع عضویت بایستی شرایط زیر (رابطه (۸)) را ارضا کند [۱۴]:

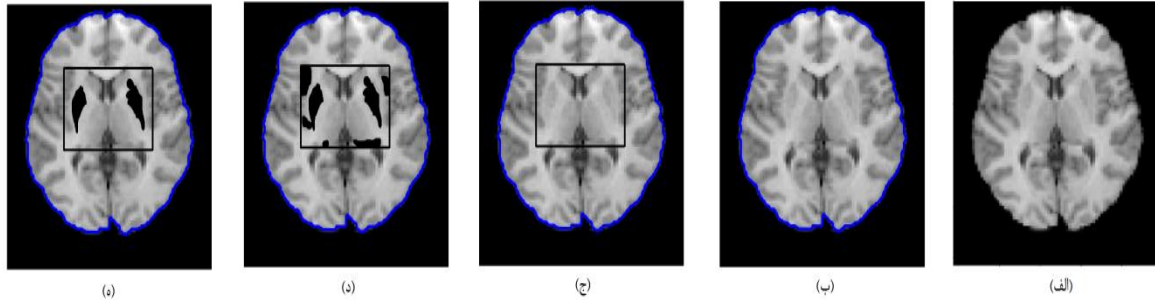
$$0 \leq m_{ik} \leq 1, \quad \text{for } 1 \leq i \leq c, \quad 1 \leq k \leq n,$$

$$0 < \sum_{k=1}^n m_{ik} < n, \quad \text{for } 1 \leq i \leq c, \quad (8)$$

$$\sum_{i=1}^c m_{ik} = 1, \quad \text{for } 1 \leq k \leq n.$$

۴- نتایج پیاده‌سازی الگوریتم پیشنهادی

به منظور اعمال الگوریتم پیشنهادی از یک نمونه تصویر *MR* مغزی با ابعاد $256 * 256$ استفاده می‌کنیم (شکل ۴ الف). همان‌طور که در شکل ۴ ب) مشاهده می‌کنید، با استفاده از الگوریتم *ACM*، مرز مغزی را مشخص می‌کنیم و پس زمینه را حذف می‌کنیم. بعد از تقریباً ۸۰ تکرار، تابع انرژی شکل کمینه می‌شود. با استفاده از قوانین فازی ناحیه مورد نظر را به دست می‌آوریم که با کادر مستطیلی در شکل ۴ ج) مشخص شده است. در شکل ۴ د) نتیجه اعمال الگوریتم *FCM* را می‌بینید. البته بعد از فیلتر شکل‌شناسی، نواحی زائد حذف می‌گردد و ناحیه بخش‌بندی شده پوتامن در شکل ۴ ه) معلوم است.



شکل ۴. (الف) تصویر خام ورودی، (ب) اعمال الگوریتم ACM و مرز بیرونی، (ج) تعیین ناحیه مورد نظر با استفاده از قوانین فازی، (د) اعمال الگوریتم FCM در ناحیه مورد نظر، (ه) اعمال فیلتر شکل شناسی و بخش بندی نهایی پوتامن.

۱-۴ خطای کلاس بندی اشتباه (ME)

این خطا میزان درصد تعداد پیکسل های پس زمینه که به اشتباه ناحیه مورد نظر تشخیص داده شده اند و بالعکس درصد پیکسل های ناحیه مورد نظر که به اشتباه پیکسل های پس زمینه تشخیص داده شده اند. برای بخش بندی دو کلاسی این خطا به صورت رابطه (۹) محاسبه می شود [۱۵]:

$$ME = 1 - \frac{|B_O \cap B_T| + |F_O \cap F_T|}{|B_O| + |F_O|} \quad (9)$$

در این رابطه B_O و F_O به ترتیب تعداد پیکسل های پس زمینه و ناحیه مورد نظر تصویر اصلی هستند و B_T و F_T که به ترتیب تعداد پیکسل های پس زمینه و ناحیه مورد نظر تصویر حاصل از الگوریتم هستند. علامت \cap نیز به معنی تعداد پیکسل های مشترک دو ناحیه می باشد. ME از صفر تا یک تغییر می کند که صفر برای بهترین ناحیه بندی و یک برای اشتباه ترین ناحیه بندی است.

۲-۴ غیر یکنواختی (NU)

این اندازه گیری که به اطلاعات پس زمینه تصویر اصلی نیاز ندارد به صورت رابطه (۱۰) است [۱۶]:

$$NU = \frac{|F_T|}{|F_T + B_T|} \frac{\sigma_f^2}{\sigma^2} \quad (10)$$

F_T ، تعداد پیکسل های ناحیه مورد نظر تصویر حاصل از الگوریتم است و B_T ، تعداد پیکسل های پس زمینه پس از اعمال الگوریتم است. انتظار می رود که یک تصویری که به خوبی بخش بندی شده، دارای NU نزدیک به صفر باشد و حالت بد بخش بندی دارای NU برابر یک است.

۳-۴ خطای مساحت ناحیه (RAE)

محاسبه این خطا بر مبنای خواص شکلی ناحیه مورد نظر است که با توجه به تصویر اصلی بخش بندی شده است و به منظور محاسبه دقت اندازه گیری مساحت ناحیه مورد نظر در شکل است که با A نشان داده می شود. نحوه محاسبه آن به شکل رابطه (۱۱) است [۱۷]:

$$RAE = \begin{cases} \frac{A_O - A_T}{A_O} & \text{if } A_T < A_O \\ \frac{A_T - A_O}{A_T} & \text{if } A_T \geq A_O \end{cases} \quad (11)$$

A_O مساحت ناحیه مورد نظر ما در تصویر است و A_T مساحت ناحیه مورد نظر بعد از اعمال الگوریتم است. واضح است که در بهترین حالت بخش بندی، RAE برابر صفر خواهد بود.

با استفاده از روش های ارزیابی دقت که در بالا به آن اشاره شد، الگوریتم پیشنهادی را برای بخش بندی ناحیه پوتامن مغز، مورد ارزیابی قرار می دهیم. این الگوریتم را بر روی ۲۰ تصویر اعمال کردیم و نتایجی مطابق جدول ۱ به دست آمد. از روش های EM و FCM کلاسیک نیز برای بخش بندی ناحیه پوتامن نیز استفاده کردیم. در مقایسه با الگوریتم پیشنهادی، این روش ها دقت پایین تری داشتند و میزان خطای آن ها بیشتر بود.

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار سه روش ارزیابی دقت الگوریتم پیشنهادی بخش بندی پوتامن.

RAE		NU		ME		
انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	
۰,۰۴	۰,۰۷	۰,۰۶	۰,۰۸	۰,۰۳	۰,۰۶	الگوریتم EM
۰,۰۴	۰,۰۶	۰,۰۶	۰,۰۹	۰,۰۳	۰,۰۷	الگوریتم FCM
۰,۰۴	۰,۰۳	۰,۰۶	۰,۰۳	۰,۰۳	۰,۰۱	الگوریتم پیشنهادی

۵- نتیجه گیری

در این مقاله سعی شد تا با نگاهی اساسی به تصاویر تشدید مغناطیسی مغز، نواحی حساسی چون پوتامن را مورد نظر داشته باشیم و بتوانیم با کمک روش های پردازش تصویر فازی، این نواحی را نیز از تصویر MR مغز استخراج کنیم. روش فازی و استفاده از داده ها و اطلاعات گذشته که از طریق سیستم های مبتنی بر قوانین فازی میسر می شوند نیز در بخش بندی های سخت و پیچیده دارای نقش کلیدی هستند. با به کارگیری الگوریتم های خوشه بندی فازی نیز می توان الگوریتمی مقاوم و با درصد خطای کم داشت.

۶- مراجع

- [1] E. Broussolle, C. Dentresangle, P. Landais, L. Garcia-Larrea, P. Pollak, B. Croisile, O. Hibert, F. Bonnefoi, G. Galy, J.C. Froment, and D. Comar, "The relation of putamen and caudate nucleus 18F-Dopa uptake to motor and cognitive performances in Parkinson's disease," *J Neuro Sci.*, Vol. 166, No. 2, pp. 141-151, July 1999.
- [2] J.E. Max, P.T. Fox, J.L. Lancaster, P. Kochunov, K. Mathews, F.F. Manes, B.A.M. Robertson, S. Arndt, D.A Robin, and A.E. Lansing, "Putamen lesions and the development of attention-deficit/hyperactivity symptomatology," *J Am Acad Child Adolesc Psychiatry.*, Vol. 41, No. 5, pp. 563-571, May 2002.
- [3] G.J. Harris, G.D. Pearlson, C.E. Peyser, E.H. Aylward, J. Roberts, P.E. Barta, G.A. Chase, and S.E. Folstein, "Putamen volume reduction on magnetic resonance imaging exceeds caudate changes in mild Huntington's disease," *Ann Neurol.*, Vol. 31, pp. 69-75. 1992.
- [4] J. Seab, W. Jagust, S.T. Wong, M.S. Roos, B.R. Reed, and T.F. Budinger, "Quantitative NMR measurements of hippocampal in Alzheimer's disease," *Mag Res Med*, Vol. 8, pp. 200-208, 1988.
- [5] P.A. Filipek, M. Semrud-Clikeman, R.J. Steingard, P.F. Renshaw, D.N. Kennedy, and J. Biederman, "Volumetric MRI analysis comparing subjects having Attention-Deficit Hyperactivity Disorder and normal controls," *Neurology*, Vol. 48, No. 3, pp. 589-601, 1997.
- [6] M.E. Shenton and R.F. Kikinis, et al., "Abnormalities of the left temporal lobe and thought disorder in schizophrenia. A quantitative magnetic resonance imaging study," *N-Engl-J-Med.*, Vol. 327, No. 9, pp. 604-612, 1992.
- [7] D. Wicks and P. Tofts, "Volume measurement of multiple sclerosis lesions with magnetic resonance images: A preliminary study." *Neuroradiology*, Vol. 34, pp. 475-479, 1992.
- [8] J.C. Bezdek, L.O. Hall, and L.P. Clark, "Review of MR image segmentation techniques using pattern recognition", *Med. Phys.*, Vol. 20, No. 4, 1993, pp. 1033-1048.
- [9] L.P. Clarke and L.O. Hall, "MRI segmentation: Methods and applications", *Magn. Reson. Imag.*, Vol. 13, No. 3, 1995, pp.3 43-368.
- [10] L.A. Zadeh, "Fuzzy Sets." *Information and Control*, Vol. 8, pp. 338-353, 1965.



دوازدهمین کنفرانس سیستم های فازی ایران

دانشگاه مازندران - بابلسر

۲-۴ آبان، ۱۳۹۱



- [11] M. Clark, D. Goldgof, L.O. Hall, L. Clarke, M. Silbiger, C. Li, "MRI Segmentation Using Fuzzy Clustering Techniques: Integrating Knowledge," *IEEE Eng. In Medicine & Biology*, Vol.13, No.5, pp. 730-742, 1994.
- [12] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, "Snaks: Active Contour Models", *Int. J. Of Computer Vision*, Vol. 1, pp. 321-331, 1988.
- [13] D.R. Keshwani, D.D. Jones, G. E. Meyer, R. M. Brand, "Rule-based Mamdani-type fuzzy modeling of skin permeability", *Applied Soft Computing*, Vol. 8, No. 1, pp. 258-294,2008.
- [14] S. Ramathilagam, R. Pandiyarajan, A. Sathya, R. Devi and S. R. Kannan, "Modified fuzzy c-means algorithm for segmentation of T1-T2-weighted brain MRI," *Journal of Computational and Applied Mathematics*, vol. 235, No. 6, pp. 1578–1586, 2011.
- [15] W.A. Yasnoff, J.K. Mui, J.W. Bacus, "Error measures for scene segmentation", *Pattern Recognition*, Vol. 9, pp. 217–231, 1977.
- [16] Y.J. Zhang, "A survey on evaluation methods for image segmentation", *Pattern Recognition*, Vol. 29, pp. 1335–1346, 1996.
- [17] T. Kampke and R. Kober, "Nonparametric optimal binarization", *ICPR '98, International Conf. Pattern Recognition*, pp. 27–29, 1998.