

## Segmentation of Mid-Brain Structures Based on Active Contours

L. Amini<sup>\*1,2</sup>, H. Soltanian-Zadeh<sup>1,2,3</sup>, C. Lucas<sup>1,2</sup>, M. Gity<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Electrical and Computer Engineering Department, Faculty of Engineering, University of Tehran

<sup>2</sup>School of Intelligent Systems, Institute for Studies in Theoretical Physics and Mathematics, Tehran

<sup>3</sup>Radiology Research Image Analysis Laboratory, Henry Ford Health System, Detroit, MI 48202, USA

<sup>4</sup>Radiology Department, Faculty of Medicine, University of Tehran

*Received 19 November 2003; received in revised form 23 April 2005; accepted 25 May 2005*

---

### Abstract

Based on a discrete dynamic contour model, a method for segmentation of brain structures like thalamus and red nucleus from magnetic resonance images (MRI) is developed. A new method for solving common problems in extracting the discontinuous boundary of a structure from a low contrast image is presented. External and internal forces deform the dynamic contour model. Internal forces are obtained from local geometry of the contour, which consist of vertices and edges, connecting adjacent vertices. The image data and desired image features such as image energy are utilized to obtain external forces. The problem of low contrast image data and unclear edges in the image energy is overcome by the proposed algorithm that uses several methods like thresholding, unsupervised clustering methods such as fuzzy C-means (FCM), edge-finding filters like Prewitt, and morphological operations. We also present a method for generating an initial contour for the model from the image data automatically. Evaluation and validation of the methods are conducted by comparing radiologist and automatic segmentation results. The average of the similarity between segmentation results is 0.8 for the left and right thalami indicating excellent performance of the new method. Additional noise and intensity inhomogeneity changed the evaluation results slightly illustrating the robustness of the proposed method to the image noise and intensity inhomogeneity.

**Keywords:** Dynamic contours; Clustering; Segmentation; Image processing; Thalamus; Red nucleus; Magnetic Resonance Imaging (MRI)

---

\* Corresponding author

Address: Electrical and Computer Engineering Department, Faculty of Engineering, University of Tehran, Tehran, I.R.Iran

Tel: +98 21 88020403

Fax: +98 21 88633029

E-mail: [ldamini@hotmail.com](mailto:ldamini@hotmail.com), [ldamini@ipm.ir](mailto:ldamini@ipm.ir)

## جداسازی ساختارهای مغز میانی مبتنی بر مدل‌های دینامیک

لادن امینی<sup>۱\*</sup>، حمید سلطانیان‌زاده<sup>۲،۳</sup>، کارو لوکس<sup>۱</sup>، معصومه گیتی<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> دانشگاه تهران، دانشکده فنی، گروه مهندسی برق و کامپیوتر، قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند

<sup>۲</sup> مرکز تحقیقات فیزیک نظری و ریاضیات، پژوهشکده علوم شناختی

<sup>۳</sup> مؤسسه پزشکی فورده آمریکا

<sup>۴</sup> دانشگاه تهران، دانشکده پزشکی، بخش رادیولوژی

تاریخ ثبت اولیه: ۱۳۸۲/۸/۳۰، تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۱۳۸۴/۲/۳، تاریخ پذیرش قطعی: ۱۳۸۴/۳/۴

### چکیده

هدف از انجام این تحقیق، معرفی روشی جدید برای جداسازی ساختارهای خاص مغز میانی مانند تالاموس و هسته قرمز از روی تصاویر تشدید مغناطیسی است. روش پیشنهادی مبتنی بر مدل کانتورهای دینامیک می‌باشد. این مدل حاوی یک کانتور یا یک چند ضلعی است که رئوس آن توسط اضلاع به هم وصل شده‌اند. فرآیند تغییر شکل کانتور از حرکت رئوس کانتور اولیه تحت تأثیر نیروهای داخلی و خارجی آغاز می‌شود. نیروهای داخلی از روی شکل هندسی کانتور و نیروهای خارجی از روی ویژگی‌های داده‌های تصویری مانند لبه‌ها محاسبه می‌شوند. ساختارهای مغزی مانند تالاموس در MRI دارای تصویری با لبه‌های ناپیوسته و کنتراستی پایین هستند که محاسبه نیروهای خارجی را مشکل می‌سازند. روش پیشنهادی این مقاله مبتنی بر روش‌های خوشه‌یابی بدون سرپرستی فازی، فیلتر لبه‌یابی پریویت و عملگرهای شکلی معرفی شده است. به علاوه، در روش کانتور دینامیک متداول، کانتور اولیه توسط کاربر تعریف می‌شود که منجر به وابستگی نتایج جداسازی نهایی ساختار به کاربر می‌شود. در رفع این کاستی، یک روش جدید جهت ایجاد کانتور اولیه به صورت خودکار معرفی شده است. روش‌های پیشنهادی، پیاده‌سازی شده و بر روی تصاویر واقعی از مغز انسان جهت جداسازی تالاموس و هسته قرمز اعمال شده‌اند. جهت ارزیابی نتایج جداسازی رادیولوژیست‌ها با روش پیشنهادی مقایسه شده است. درصد شباهت نتایج جداسازی تالاموس راست و چپ برابر ۰/۸ بوده که توانایی روش پیشنهادی در جداسازی ساختارهای مغزی مانند تالاموس را نشان می‌دهد. معیارهای ارزیابی نتایج جداسازی روی داده‌های با درصد نویز و شدت غیریکنواختی متفاوت جهت بررسی اثر این دو عامل روی روش پیشنهادی مورد مطالعه قرار گرفت. تغییر ناچیز نتایج معیارها، نشانگر پایداری روش نسبت به نویز و شدت غیریکنواختی است.

واژه‌های کلیدی: کانتورهای دینامیک؛ خوشه‌یابی؛ بخش‌بندی؛ پردازش تصویر؛ تالاموس؛ هسته قرمز؛ تصویربرداری با تشدید مغناطیسی (MRI)

\* عهده‌دار مکاتبات

نشانی: دانشگاه تهران، دانشکده فنی، گروه مهندسی برق و کامپیوتر، قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند  
تلفن: ۰۲۱-۸۸۰۲۰۴۰۳، دورنگار: ۰۲۱-۸۸۶۳۳۰۲۹، پیام‌نگار: [ldamini@ipm.ir](mailto:ldamini@ipm.ir)، [ldamini@hotmail.com](mailto:ldamini@hotmail.com)

## ۱- مقدمه

است. محققین از روش کانتورهای شکل پذیر نیمه خودکار برای جداسازی و تعیین محل ساختارهایی چون هیپوکمپوس از روی تصاویر MR مغز بهره جسته‌اند [۱۲-۱۴]. لبرگت و ویرگور<sup>۱۹</sup> [۱۵] مدل کانتور دینامیک گسسته جدیدی معرفی کرده‌اند که برای جداسازی تصاویر با کنتراست پایین مناسب نیست. قانعی و همکاران [۱۲] هندسه پیشنهادی ارائه شده در مرجع ۱۵ را استفاده کرده، نیروی خارجی را با برابر گرفتن با عکس گرادیان انرژی تصویر اصلاح نموده و با به‌کارگیری یک روش تعقیب لبه، مدل را گسترش داده‌اند.

در این تحقیق، بر روی مدل کانتور دینامیک (مدل لبرگت و ویرگور [۱۵]) و خوشه‌بندی فازی<sup>۲۰</sup> تکیه شده است. از مدل لبرگت و ویرگور جهت جداسازی در تصاویر پزشکی استفاده شده است [۱۲]. مدل ارائه شده در مرجع ۱۲ و تغییرات معرفی شده در مرجع ۱۵، پیاده‌سازی شد اما از آنجایی که، ساختارهای با کنتراست پایین و لبه‌های ناپیوسته مانند تالاموس با این روش جداسازی نمی‌شدند، مدل جدیدی برای بهبود قابلیت آن در جداسازی خودکار ساختارهای مغز میانی ارائه شده است. در این راستا، به جای روش‌های لبه‌یابی استاندارد، الگوریتم جدیدی مبتنی بر خوشه‌یابی بدون سرپرستی فازی FCM [۱۷، ۱۸]، آستانه-گذاری<sup>۲۱</sup> و عملگرهای شکلی<sup>۲۲</sup> معرفی گردید. این الگوریتم جدید برای استخراج مشخصات مطلوب از تصویر MR مغز به کار می‌رود تا مقادیر صحیح نیروی خارجی جهت حرکت کانتور به لبه‌های واقعی ساختارهای خاص مغز میانی محاسبه شود. بدین ترتیب با ارائه روشی جدید در ایجاد انرژی تصویر و معرفی الگوریتمی در خودکارسازی تولید کانتور اولیه می‌توان ساختارهای خاص مغز میانی را به طور خودکار با کانتورهای دینامیک جداسازی نمود.

## ۲- روش کار

## ۲-۱- بررسی مدل پایه و توسعه کانتور دینامیک پیشنهادی

روش‌های خوشه‌یابی فازی و مدل‌های دینامیک مرسوم، قادر

ویژگی‌هایی از تالاموس<sup>۱</sup> و هسته قرمز<sup>۲</sup> مانند حجم، به علت بیماری‌های نورولوژیک تغییر می‌کنند چرا که این ساختارها به ویژه تالاموس، نقش مهمی در بسیاری از فعالیت‌های مغزی دارند. رله و تجزیه و تحلیل حسی و حرکتی، تشخیص محرک‌های دردآور و پاسخ هیجانی به حس‌ها از جمله اعمال تالاموس می‌باشند. هم‌چنین تالاموس در حافظه، رفتار غریزی افراد، فعالیت و هوشیاری آنها دخالت دارد. سیگنال‌های ورودی به هسته قرمز از نواحی موتوری قشر مغز<sup>۳</sup> و از منچه<sup>۴</sup> نشأت گرفته به طوری که این هسته، در کنترل حرکت دخیل است [۱-۳].

برخی از روش‌های جداسازی ساختارهای مغزی مبتنی بر روش‌های معرفتی<sup>۵</sup> است [۴]. از جمله این روش‌ها، روش فازی و ترکیب اطلاعات<sup>۶</sup> [۲]، اصل فرضیه و تأیید<sup>۷</sup> به کمک روش بهینه‌سازی الگوریتم ژنتیک<sup>۸</sup> [۵]، طبقه‌بندی ناحیه‌ای<sup>۹</sup> با استفاده از الگوریتم ژنتیک [۶] و روش ساها و ادوپا<sup>۱۰</sup> [۷] است که این روش، آستانه بهینه را از طریق عدم اطمینان دسته‌ای<sup>۱۱</sup> و همگنی ناحیه‌ای<sup>۱۲</sup> تعیین می‌کند. روش‌های دیگر بر مبنای راه‌کارهای پردازش تصویر<sup>۱۳</sup> بوده و یا چندین روش را با هم ترکیب می‌کنند. با این وجود، اکثر روش‌های جداسازی در این موضوع تاکنون بر ردیابی دستی استوار بوده و بنابراین، تحت تأثیر خطاهای مشاهده‌کننده می‌باشند. در تصاویر تشدید مغناطیسی<sup>۱۴</sup>، تالاموس دارای کنتراست<sup>۱۵</sup> پایین و لبه‌های ناپیوسته است. این موضوع جداسازی اتوماتیک و دقیق تالاموس را با پیچیدگی مواجه می‌نماید.

روش‌های کانتور دینامیک<sup>۱۶</sup> یا مدل مار [۸-۱۰] و پخش موج<sup>۱۸</sup> مانند مجموعه‌های تراز [۱۱]، مدعیان جدیدی برای جداسازی هستند. قابلیت این روش‌ها به تغییر شکل آزادانه و انعطاف‌پذیر، استفاده از آنها را بیش از پیش ترغیب می‌کند. محدودیت‌های ذاتی این روش‌ها، استفاده از آنها را در بسیاری از موارد جداسازی پزشکی نامناسب می‌سازد. یکی از این محدودیت‌ها ناشی از ایجاد مدل اولیه به طور دستی

<sup>1</sup> Thalamus

<sup>5</sup> Knowledge based

<sup>9</sup> Region wise classification

<sup>13</sup> Image processing

<sup>17</sup> Snakes model

<sup>21</sup> Thresholding

<sup>2</sup> Red nucleus

<sup>6</sup> Information fusion

<sup>10</sup> Saha and Udupa

<sup>14</sup> Magnetic Resonance Imaging (MRI)

<sup>18</sup> Wave propagation

<sup>22</sup> Morphological operators

<sup>3</sup> Cerebral Cortex

<sup>7</sup> Hypothesis and verify

<sup>11</sup> Class uncertainty

<sup>15</sup> Contrast

<sup>19</sup> Lobregt and Viergever

<sup>4</sup> Cerebellum

<sup>8</sup> Genetic Algorithm (GA)

<sup>12</sup> Region homogeneity

<sup>16</sup> Dynamic contours

<sup>20</sup> Fuzzy C-Means (FCM)

اگر انرژی  $S_{\alpha,i}$  از همسایه‌هایش روی  $r_i$  کمتر باشد و از مقدار انرژی آستانه،  $E_t$ ، نیز کمتر باشد، آن محل به عنوان لبه در نظر گرفته می‌شود و جستجو خاتمه می‌یابد. شرط کمتر بودن از مقدار آستانه، از گیر افتادن کانتور در حداقل‌های محلی ناچیز ناشی از نویز جلوگیری می‌کند. مقدار بهینه  $E_t$  از مقایسه نواحی لبه‌دار تصویر با نواحی بدون لبه آن به دست آید. مقدار  $E_t$  برای تصاویر مشابه قابل استفاده می‌باشد. نحوه جستجوی ارائه شده در این تحقیق علاوه بر مزایای فوق، وابستگی مدل را نیز به این پارامتر کاهش می‌دهد.

بعد از پیدا کردن لبه از روی حداقل محلی انرژی تصویر، نیروی خارجی رأس مربوطه محاسبه می‌شود. این نیرو، منفی گرادیان انرژی تصویر و به طرف لبه می‌باشد. اگر هیچ لبه‌ای یا هیچ حداقل محلی انرژی یافت نشود مقدار انرژی خارجی برابر صفر قرار داده می‌شود. نیروی خارجی به مانند نیروی فنری است که رئوس کانتور را به سمت مرزهای ساختار مورد نظر می‌کشاند:

$$f_{ex,i} = \beta \left( (S_{min,i} - P_i) \cdot r_i \right) r_i = -\beta \alpha_{min} r_i \quad (2)$$

به طوری که  $\beta$  ثابت مثبتی است که طول نیروی خارجی را نرمالیزه می‌کند،  $S_{min,i}$  همان  $S_{\alpha,i}$  در محل لبه بوده و برابر  $P_i - \alpha_{min} r_i$  است.

الگوریتم زیر فرآیند بهبود یافته فوق را خلاصه می‌کند:

$$1- i=0 \text{ قرار بده.}$$

$$2- \text{اگر } i=N, \text{ آنگاه خارج شو.}$$

$$3- \alpha=0 \text{ قرار بده.}$$

$$4- S_{\alpha,i} = P_i - \alpha r_i \text{ قرار بده.}$$

$$5- \text{اگر } E_{im}(S_{\alpha,i}) \leq E_{im}(S_{\alpha,i} + \Delta\alpha r_i) \text{ و } E_{im}(S_{\alpha,i}) < E_t, \text{ آنگاه،}$$

$$6- \text{لبه مشخص شد. } S_{min,i} = S_{\alpha,i} \text{ و } \alpha_{min} = \alpha \text{ قرار بده.}$$

$$7- f_{ex,i} \text{ را از روی رابطه ۲ محاسبه کن. } i=i+1 \text{ قرار بده و برو به مرحله ۲.}$$

$$8- \text{در غیر این صورت، اگر } \alpha < \alpha_{max}, \alpha = \alpha + \Delta\alpha \text{ قرار بده و برو به مرحله ۴.}$$

$$9- f_{ex,i} = 0 \text{ قرار بده. } i=i+1 \text{ قرار بده و برو به مرحله ۲.}$$

به جداسازی ساختارهای خاصی مانند تالاموس نیستند (توضیحات بیشتر در ضمیمه ۱ آورده شده است). از این رو مدل کانتور دینامیک را توسعه داده‌ایم. ساختار هندسی مدل، نیروها و فرآیند تغییر شکل [۱۲، ۱۵] در ضمیمه ۲ ارائه شده است. در این بخش تغییرات اعمال شده بر مدل و نیروی خارجی بهبود یافته شرح داده شده است.

## ۲-۱-۱- نیروی خارجی بهبود یافته

غنی و همکاران، روشی جهت جلوگیری از به دام افتادن کانتور در لبه‌های ناخواسته یا حداقل‌های محلی انرژی نامطلوب ارائه داده‌اند [۱۲]. در این روش، تعقیب لبه برای هر رأس،  $i$ ، در راستای بردار شعاعی،  $r_i$  و تا فاصله مشخصی از لبه جستجو می‌شود. لبه‌ها جایی خواهد بود که انرژی خارجی در آنجا حداقل شود. هر نقطه روی  $r_i$  می‌تواند به صورت یک بردار پارامتری به شکل  $S_{\alpha,i} = P_i - \alpha r_i$  در نظر گرفته شود.  $\alpha$  از  $-\alpha_{max}$  تا  $\alpha_{max}$  با طول گام  $\Delta\alpha$  تغییر می‌کند که این تغییر منجر به حرکت  $S_{\alpha,i}$  در راستای  $r_i$  در جستجوی لبه از داخل تا خارج ساختار می‌شود.  $\alpha_{max}$  تعیین‌کننده بیشینه فاصله بین نقطه نشانه اولیه (نقاط روی کانتور اولیه) تا نقطه روی مرز می‌باشد.  $\Delta\alpha$ ، بیشینه خطا از حداقل محلی انرژی است. در این نحوه جستجو که در مرجع ۱۲ جهت جلوگیری از به دام افتادن کانتور در لبه‌های ساختارهای کناری ارائه شده است به گیر افتادن کانتور در لبه‌های مقابل خود ساختار مورد نظر، توجهی نشده است. در این تحقیق با تغییر  $\alpha$  از صفر تا  $\alpha_{max}$ ، مشکل به دام افتادن کانتور به مرز مقابل مرز مورد نظر ساختار حل شده و بیشینه فاصله جستجو از  $2\alpha_{max}$  به  $\alpha_{max}$  کاهش یافته است که منجر به افزایش سرعت جستجو می‌شود.

با تغییر  $\alpha$  از صفر تا  $\alpha_{max}$ ،  $S_{\alpha,i}$  در راستای  $r_i$  از نقطه نشانه اولیه روی کانتور اولیه تا لبه مورد نظر حرکت می‌کند. در هر مرحله انرژی  $S_{\alpha,i}$  با همسایه‌اش روی  $r_i$  مقایسه می‌شود

$$E_{im}(S_{min,i}) < E_{im}(S_{min,i} + \Delta\alpha r_i) \quad (1)$$

به طوری که  $E_{im}(x)$ ، انرژی تصویری در نقطه  $x$  و  $S_{min,i}$  همان  $S_{\alpha,i}$  در محلی است که لبه در آنجا یافت شده است.

## ۲-۱-۲- روش پیشنهادی جهت ایجاد انرژی تصویر

در اینجا ابتدا فرآیند تغییر شکل به طور مختصر بیان می‌گردد. تا اهمیت استفاده از انرژی خارجی مناسب مشخص شود. سپس الگوریتم پیشنهادی جهت استخراج ویژگی‌های مطلوب از تصویر شرح داده می‌شود. فرآیند تغییر شکل از یک کانتور اولیه آغاز می‌گردد. برای هر رأس در راستای شعاعی،  $I_i$ ، لبه جستجو می‌شود. مکانی از تصویر بر روی  $I_i$  لبه شناخته می‌شود که انرژی تصویر در آن مکان به صورت محلی حداقل شده باشد، بنابراین، جستجو تا زمانی که حداقل محلی یافت نشود ادامه می‌یابد. سپس نیروی خارجی محاسبه می‌شود که رأس را به سمت لبه ساختار مورد نظر می‌کشاند. اگر لبه‌ای یافت نشود مقدار نیروی خارجی صفر قرار داده می‌شود.

در مرجع ۱۵ شرط توقف هنگامی مهیا می‌شود که سرعت، شتاب و مجموع وزنی نیروهای همه رؤس صفر شود که بسیار وقت‌گیر است. در این تحقیق، وقتی همه رؤس متوقف شده باشند فرآیند تغییر شکل به طور اتوماتیک، به اتمام می‌رسد. هر رأس، وقتی نیروی خارجی خیلی کوچک شود سرعت، وزن نیروی خارجی، وزن تطبیقی نیروی داخلی و وزن نیروی میراکننده  $(W_{damp,i}, W_{in,i}, W_{ex,i})$  و سرعتش  $(v_i)$  صفر قرار داده شده و در نتیجه، رأس متوقف می‌شود.

ساختارهای مغز میانی در تصاویر MR و به ویژه، تالاموس، دارای کنتراست و سیگنال به نویز پایین هستند لذا انرژی تصویر به دست آمده با روش‌های استاندارد قادر به استخراج ویژگی‌های مطلوب از تصویر نیست. از این رو، ایجاد روشی مناسب برای محاسبه انرژی تصویر جهت محاسبه نیروهای خارجی و حرکت کانتور به سمت لبه‌ها، امری ضروری است. استفاده از عملگرهای استاندارد تشخیص لبه ممکن است برای موارد استفاده خاص خوب عمل کنند ولی برای کاربرد این تحقیق مناسب نیستند. به هر حال، به دلیل وجود لبه‌های ناپیوسته، سیگنال به نویز پایین و کنتراست پایین لبه‌های ساختار مورد نظر، انرژی تصویر استخراج شده توسط روش‌های استاندارد، مانند لبه‌یابی پریویت<sup>۲۳</sup> [۱۹]، به تنهایی

نتایج جداسازی قابل قبولی در کاربرد این تحقیق ندارند. از این رو، الگوریتم جدیدی به نام "یابنده انرژی تصویر بهبود یافته (IEEF<sup>24</sup>)" برای تولید توزیع انرژی مناسب جهت استخراج ویژگی‌های مطلوب از تصویر، محاسبه صحیح نیروهای خارجی و حرکت کانتور به سمت لبه‌ها پیشنهاد شده است که به شرح زیر است:

۱- روش پریویت جهت به دست آوردن توزیع انرژی اولیه به کار گرفته می‌شود. روش پریویت، لبه‌ها را با استفاده از تقریب پریویت برای مشتق پیدا می‌کند. خروجی این روش، نقاطی هستند که در آنها، گرادیان شدت روشنایی تصویر بیشینه بوده و این نقاط، همان لبه‌ها هستند. توزیع انرژی اولیه در شکل ۱- الف آمده است.

۲- با آستانه‌گذاری از روی تصویر اصلی نرمالیزه، یک تصویر باینری<sup>۲۵</sup> به نام نقشه باینری تهیه می‌شود. مقدار بهینه آستانه، یک بار که توسط کاربر انتخاب شود برای تمامی حالت‌های مشابه قابل استفاده می‌باشد. در اینجا، مقدار  $0.3$  با آزمایش روی تعدادی از تصاویر مغزی متفاوت، برای آستانه انتخاب شده است. با برهم‌نهی<sup>۲۶</sup> تصویر باینری بر توزیع انرژی اولیه، لبه‌ها مشخص‌تر می‌شوند. شکل ۱- ب، نتیجه برهم‌نهی تصویر باینری بر توزیع انرژی اولیه را نشان می‌دهد. شرح تفصیلی این مرحله از الگوریتم در مرجع ۲۰ آمده است.

۳- از آنجایی که تالاموس یک ساختار ماده خاکستری است، نقشه لبه<sup>۲۷</sup> ماده خاکستری را محاسبه کرده و انتظار می‌رود کانتور نهایتاً به مرزهای ماده خاکستری مطلوب همگرا شود. جهت استخراج مرزهای ماده خاکستری، الگوریتم خوشه‌یابی فازی FCM [۱۷] با درجه فازی برابر  $1/7$  و تعداد خوشه‌های برابر ۶ [۲۰، ۲۲] بر روی تصویر اصلی اعمال می‌شود (شکل ۱- پ). خوشه‌هایی که شامل ماده خاکستری هستند ترکیب می‌شوند تا نقشه بهتر و جامع‌تری از ماده خاکستری حول تالاموس به دست آید. لازم به ذکر است خروجی الگوریتم خوشه‌یابی FCM، تصاویر باینری می‌باشند. در شکل ۱- ت نتیجه ترکیب خوشه‌ها مشاهده می‌شود.

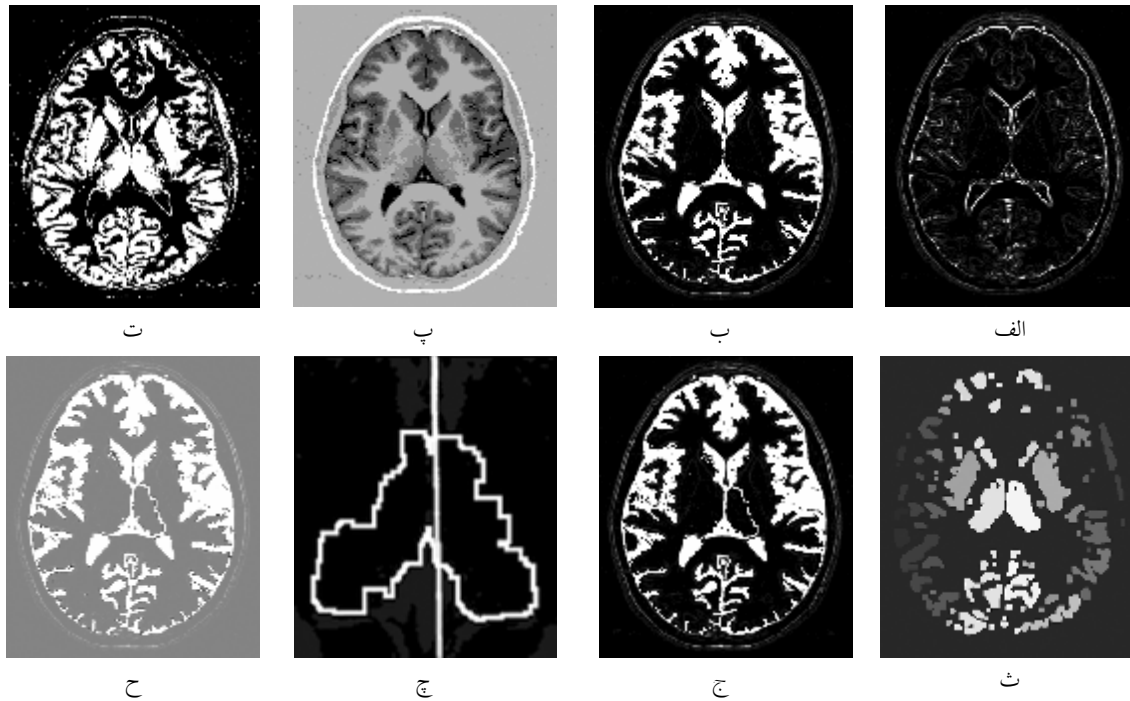
<sup>23</sup> Prewitt edge-finding filter

<sup>26</sup> Over lay

<sup>24</sup> Improved Image Energy Finder

<sup>27</sup> Edge map

<sup>25</sup> Binary



شکل ۱

الف- انرژی تصویر اولیه که توسط روش پریویت به دست آمده است؛ ب- نتیجه برهم نهی نقشه باینری بر روی انرژی تصویر اولیه؛ پ- نتیجه خوشه‌یابی فاز (FCM)؛ ت- نتیجه ترکیب خوشه‌های شامل تالاموس؛ ث- نتیجه برچسب‌گذاری اجزاء هم‌بند در نقشه لبه‌های ماده خاکستری؛ ج- نتیجه برهم‌نهی مرز نادقیق (Coarse) تالاموس روی انرژی تصویر نیمه بهبود یافته (مرحله دوم از الگوریتم قسمت ۲-۱-۲)؛ چ- نتیجه پیدا کردن خط وسط مغز جهت جدا کردن تالاموس‌ها؛ ح- نتیجه درون‌یابی انرژی تصویر بهبود یافته

مرکز ثقل مغز) به دست می‌آید. از این رو، در تصاویری که تالاموس‌ها به هم چسبیده‌اند خط وسط مغز جهت جدا کردن آنها استفاده می‌شود (شکل ۱-چ).  
 ۷- به دلیل گسسته بودن توزیع انرژی بدست آمده، وقتی دو وضعیت با حداقل انرژی برای کانتور وجود دارد کانتور نهایی بین آن دو، نوسان می‌کند. برای حل این مشکل، انرژی تصویر با تابع اسپلاین<sup>۳۳</sup> درون‌یابی می‌شود تا بتوان به نقشه پیوسته‌ای دست یافت. نتیجه درون‌یابی [۲۳] در شکل ۱-ح نشان داده شده است.

### ۲-۱-۳- ایجاد کانتور اولیه

فرآیند تغییر شکل از یک کانتور اولیه آغاز می‌گردد. جهت حل مشکل وابستگی نتایج جداسازی مدل‌های کانتور دینامیک، روشی برای تولید کانتور اولیه معرفی می‌شود. همان‌طور که گفته شد تالاموس یک ساختار ماده خاکستری است و محل تقریبی<sup>۳۴</sup> آن با استفاده از نقشه لبه ماده

۴- جهت جدا کردن ماده خاکستری اطراف تالاموس که متعلق به این ساختار نیستند، نقشه ماده خاکستری منقبض<sup>۲۸</sup> می‌شود. المان ساختاری<sup>۲۹</sup> متناظر این انقباض، یک ماتریس  $3 \times 3$  شامل یک‌ها می‌باشد. اجزاء هم‌بند در تصویر باینری بدست آمده برچسب‌گذاری<sup>۳۰</sup> می‌شوند تا هر تالاموس در یک خوشه مجزا قرار گیرد. نتیجه با همان المان ساختاری مشابه انقباض، منبسط<sup>۳۱</sup> می‌شود تا نقشه دقیق‌تری از شکل تالاموس به دست آید (شکل ۱-ث).

۵- اگر چهار همسایه هر پیکسل همگی ۱ باشند آن پیکسل از تصویر، صفر قرار داده می‌شود بنابراین، فقط پیکسل‌های مرزی باقی می‌مانند. نتیجه برهم‌نهی مرز تالاموس بدست آمده بر روی نتیجه مرحله ۲، در شکل ۱-ج آمده است.

۶- از آنجایی که در برخی از تصاویر، لایه‌های مغزی، تالاموس‌ها در خط وسط<sup>۳۲</sup> به هم متصل شده‌اند برای افزایش کارایی الگوریتم در شناسایی تالاموس در تمام لایه‌های مغزی، خط وسط مغز (محور تقارن [۲۳]) گذرنده از

<sup>28</sup> Erode  
<sup>32</sup> Midline

<sup>29</sup> Structuring Element (SE)  
<sup>33</sup> Spline

<sup>30</sup> Labeling  
<sup>34</sup> Coarse location

<sup>31</sup> Dilate

شامل یک‌ها منبسط شده تا خوشه بهتر و دقیق‌تری از شکل هسته قرمز به دست آید. در مرحله پنجم، مرز هسته قرمز به دست می‌آید. جهت به دست آوردن مرز، مقدار هر پیکسل از تصویر که چهار همسایه‌اش یک باشند، صفر قرار داده می‌شود. در مرحله ششم، درون‌یابی توزیع انرژی بدست آمده با تابع اسپلاین محاسبه می‌شود.

## ۲-۲- روش تهیه داده‌های تجربی برای ارزیابی مدل پیشنهادی

در این تحقیق، از تصاویر MR مربوط به ۱۱ فرد استفاده شده است. این تصاویر توسط سه پروتکل متفاوت تهیه شده‌اند. تصاویر پروتکل اول، تصاویر MR، T1-Weighted از دو مغز انسان با برش محوری<sup>۳۷</sup> از اسکنر فیلیپس<sup>۳۸</sup> سه تسلا با سایز ماتریس تصاویر  $512 \times 512$  پیکسل می‌باشند. نویز این تصاویر،  $2/8$ ٪ و شدت غیریکنواختی<sup>۳۹</sup> آنها  $4/5$ ٪ است.

تصاویر پروتکل دوم، تصاویر MR، T1-Weighted از ۴ مغز انسان با برش محوری از اسکنر GE 1.5T Signa با سایز ماتریس تصاویر  $256 \times 256$  پیکسل، محدوده میدان<sup>۴۰</sup> برابر ۲۵ cm، TR برابر ۴۰۰ ms و TE برابر ۲۵ ms می‌باشند. تصاویر، با درون‌یابی به تصاویر  $512 \times 512$  پیکسل تبدیل شده‌اند تا با سایر ماتریس تصاویر پروتکل اول سازگاری داشته باشند. نویز این تصاویر،  $6/10$ ٪ و شدت غیریکنواختی آنها  $9/2$ ٪ است. تصاویر پروتکل اول و دوم جهت ارزیابی روش پیشنهادی برای جداسازی تالاموس به کار گرفته شده‌اند.

تصاویر پروتکل سوم، تصاویر MR، T2-Weighted از ۵ مغز انسان با برش محوری با سایز ماتریس تصاویر  $128 \times 128$  پیکسل، TR برابر ۲۵۰۰ ms، TE برابر ۹۰ ms، ضخامت برابر  $3/3$  mm و فاصله  $1/1$  mm می‌باشند. تصاویر با درون‌یابی به تصاویر  $512 \times 512$  پیکسل تبدیل شده‌اند تا با ماتریس تصاویر سایر پروتکل‌ها سازگاری داشته باشند. تصاویر پروتکل سوم جهت ارزیابی روش پیشنهادی برای جداسازی هسته قرمز به کار رفته‌اند.

حاکستری، در الگوریتم IIEF (قسمت ۲-۱-۲) به دست آمد. از این رو، با بهره‌گیری از نتایج شناسایی<sup>۳۵</sup> این الگوریتم و انجام مراحل زیر کانتور اولیه مورد نظر حاصل می‌گردد:

۱- نقشه مرزهای ماده خاکستری بدست آمده در مرحله پنجم الگوریتم IIEF منقبض می‌شود. المان ساختاری انقباض، یک ماتریس  $5 \times 5$  شامل یک‌ها می‌باشد.

۲- نقاط روی مرز با نمونه‌برداری کاهشی [۲۰] به تعداد دلخواه کاهش داده می‌شوند. تعداد نقاط روی کانتور اولیه با انتخاب نرخ نمونه‌برداری کاهشی مشخص می‌شوند. کانتور بدست آمده مطمئناً داخل ساختار قرار دارد بنابراین، عملکرد فرآیند تعقیب و محاسبه نیروهای خارجی بدون وابستگی به تعریف کانتور اولیه توسط کاربر، به درستی انجام می‌پذیرد.

پس از ایجاد توزیع انرژی مناسب و کانتور اولیه، مدل کانتور دینامیک اعمال می‌شود که چگونگی آن برای تالاموس و هسته قرمز به تفصیل در مرجع ۲۰ آمده است.

## ۲-۱-۴- اصلاح روش پیشنهادی جهت استخراج هسته قرمز

جهت اصلاح روش ایجاد توزیع انرژی، برخی از مراحل الگوریتم شرح داده شده در قسمت ۲-۱-۲، جهت استخراج هسته قرمز تغییر داده شده‌اند.

در مرحله اول، هم‌چنان از روش لبه‌یابی پرپویت جهت استخراج توزیع انرژی اولیه استفاده می‌شود. در مرحله دوم نیز نواحی تصویر اصلی با الگوریتم خوشه‌یابی FCM با درجه فازی  $1/7$  و تعداد خوشه‌های برابر ۶، جداسازی می‌شوند. خوشه‌ای که شامل هسته قرمز است به طور خودکار، انتخاب می‌شود. در مرحله سوم، خوشه انتخابی منقبض می‌شود تا در صورت اتصال ماده خاکستری هسته قرمز با ماده خاکستری هسته سابستنسیا نایاگرا<sup>۳۶</sup>، ساختارها از هم جدا شوند. المان ساختاری این انقباض یک ماتریس  $3 \times 3$  شامل یک‌ها می‌باشد. در مرحله چهارم، اجزاء هم‌بند در تصویر باینری بدست آمده از مرحله سوم، برچسب‌گذاری می‌شوند. نتیجه با المان ساختاری برابر یک ماتریس  $3 \times 3$

<sup>35</sup> Detection  
<sup>38</sup> Philips

<sup>36</sup> Substantia nigra  
<sup>39</sup> Intensity inhomogeneity

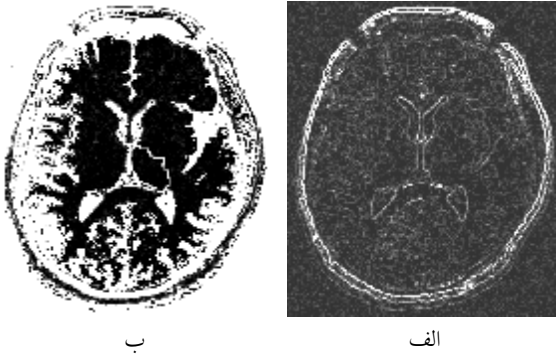
<sup>37</sup> Axial plane  
<sup>40</sup> Field Of View (FOV)

## ۳- نتایج

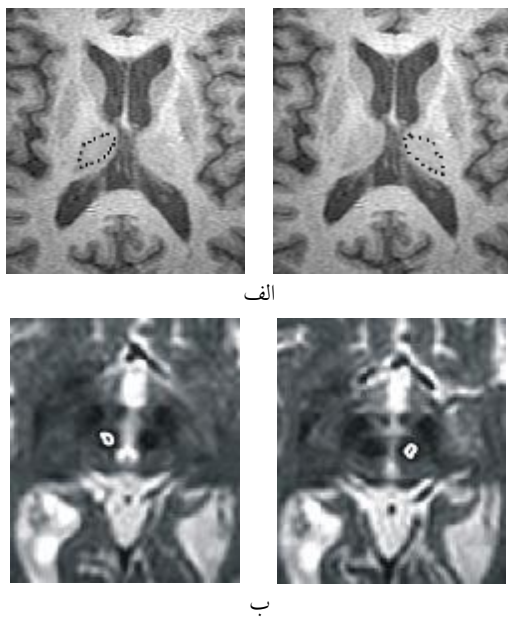
روش‌های پیشنهادی جهت جداسازی ساختارهای خاص مغزی پیاده‌سازی شد و سپس، روی تصاویر واقعی تشدید مغناطیسی جهت جداسازی تالاموس و هسته قرمز اعمال گردید. در این قسمت، نتایج روش‌های ارزیابی و جدول ارزیابی ارائه می‌شود.

همان‌طور که گفته شد به دلیل کنتراست پایین و سیگنال به نویز کم تصاویر MR مغزی، روش‌های استاندارد لبه‌یابی جهت ایجاد توزیع انرژی، برای کاربرد این تحقیق مناسب نیستند. از میان روش‌های استاندارد لبه‌یابی، روش استاندارد پریویت جهت ایجاد انرژی تصویر اولیه انتخاب شده است. شکل ۲، توزیع انرژی بدست آمده با روش پریویت (شکل ۲-الف) و الگوریتم پیشنهادی ارائه شده در قسمت ۲-۱-۲ (شکل ۲-ب) را مقایسه می‌کند (شکل‌های ۱-الف و ۲-الف نتایج بدست آمده روی دو تصویر از دو پروتکل متفاوت می‌باشند). همان‌طور که دیده می‌شود لبه‌های ساختارها در شکل ۲-الف واضح نیستند و تغییرات لازم در شدت روشنایی لبه‌ها وجود ندارد. وقتی در فرآیند تعقیب جستجوگر، لبه‌ای در راستای شعاعی پیدا نکند نیروی خارجی صفر قرار داده می‌شود و نیروهای داخلی و میراکننده نیز قادر به حرکت کانتور به سمت لبه‌ها نیستند لذا، جداسازی ساختارهای مورد نظر از روی تصاویر مغزی، ایجاد روشی مناسب جهت تولید توزیع انرژی بهینه را لازم می‌نماید. به دلیل وجود تغییرات واضح و مشخص شدت روشنایی در لبه‌های ساختارهای مورد نظر در انرژی تصاویر بدست آمده با الگوریتم پیشنهادی، وابستگی مدل به پارامتر  $E_1$  (معرفی شده در ۲-۱-۲) کم می‌شود. از آنجایی که، تالاموس و هسته قرمز ساختارهای ماده خاکستری هستند یافتن نقشه لبه‌های ماده خاکستری در به دست آوردن لبه‌های ساختارها بسیار مؤثر واقع شد. الگوریتم پیشنهادی با استفاده از الگوریتم خوشه‌یابی فازی FCM، روش‌های آستانه‌گذاری، برچسب‌گذاری و اپراتورهای شکلی، ویژگی‌های مورد نظر را از تصاویر MR استخراج نموده است.

شکل ۳، کانتورهای اولیه بدست آمده توسط روش معرفی



شکل ۲- مقایسه انرژی توزیع بدست آمده با روش پریویت (الف) و روش قسمت ۲-۱-۲ (ب)

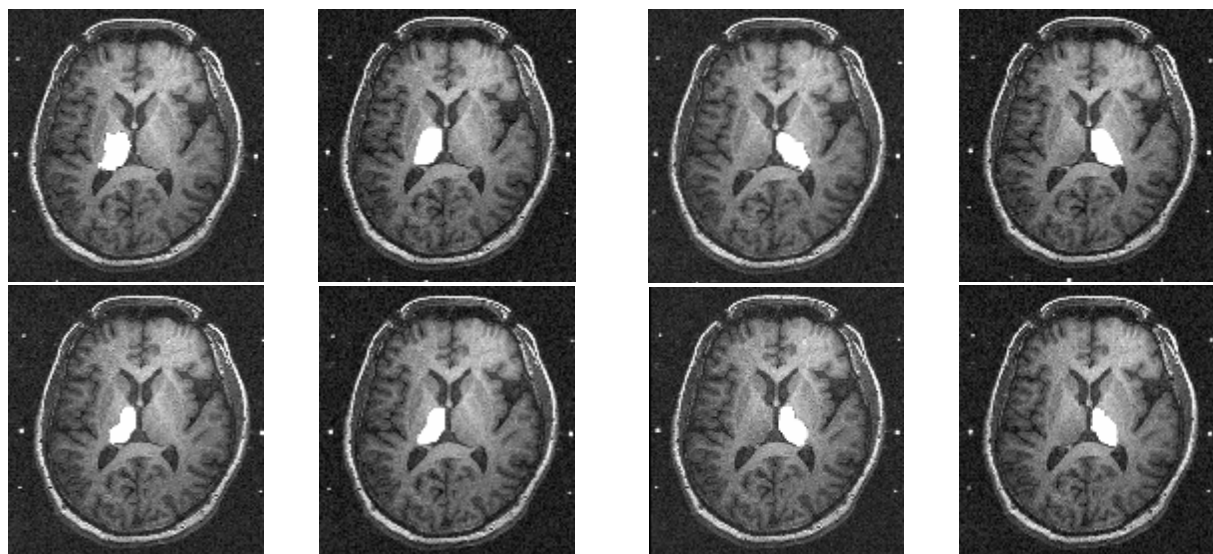


شکل ۳- کانتورهای اولیه بدست آمده با روش قسمت ۲-۱-۲ جهت جداسازی تالاموس‌ها (الف) و هسته‌های قرمز (ب)

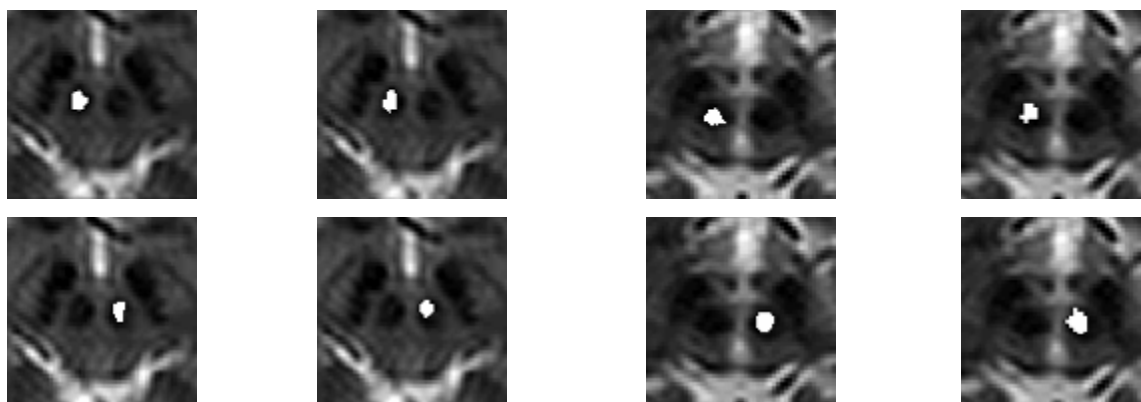
شده در بخش ۲-۱-۳ را برای تالاموس و هسته قرمز راست و چپ نشان می‌دهد. ایجاد روشی جهت تولید کانتور اولیه، مشکل وابستگی نتایج جداسازی مدل‌های کانتور دینامیک به کاربر در تعریف کانتور اولیه را حل می‌کند و علاوه بر آن، کاربرد مدل را سریع‌تر، راحت‌تر و تکرارپذیر می‌سازد.

شکل ۴، نتایج اعمال روش پیشنهادی با استفاده از مدل مار را روی دو لایه مغزی جهت جداسازی تالاموس و هسته قرمز نشان می‌دهد. هم‌چنین، نتایج جداسازی توسط رادیولوژیست خبره نیز قابل مشاهده است. لازم به ذکر است تصاویر شکل ۴-الف از تصاویر پروتکل دوم حاصل شده





الف



ب

شکل ۴- ستون‌های اول و سوم (از سمت راست) نتایج جداسازی هسته‌های تالاموس (الف) و هسته‌های قرمز (ب) توسط رادیولوژیست خبره روی دو لایه متفاوت از تصاویر اصلی را نشان می‌دهد و ستون‌های دوم و چهارم (از سمت راست) نتایج جداسازی هسته‌های تالاموس (الف) و هسته‌های قرمز (ب) توسط روش پیشنهادی را ارائه می‌دهد.

مقداردهی شوند برای تمامی حالت‌های مشابه، قابل استفاده می‌باشند. مقادیر  $w_{ex,i}$  و  $w_{damp,i}$  در کاربردهای جداسازی تالاموس و هسته قرمز به ترتیب برابر ۱۰ و ۰/۵- برای همه رؤس مقداردهی شده‌اند. مقدار  $\alpha_{max}$  جهت جداسازی تالاموس ۴۲ و برای جداسازی هسته قرمز ۲۵ قرار داده شده است. این مقدار از روی بیشینه فاصله هر نقطه روی کانتور اولیه که برای تعدادی از تصاویر واقعی تشدید مغناطیسی به دست آمده بود تا مرزهای ساختار، محاسبه شده است. در فرآیند تعقیب بهبود یافته،  $\alpha$  بین صفر و  $\alpha_{max}$  با نمو  $\Delta\alpha$  برابر ۰/۵ تغییر می‌کند. مقادیر  $w_0$  و  $\lambda$ ، به ترتیب ۲/۵- و ۰/۷۵ برای جداسازی تالاموس و هسته قرمز است.

است که دارای نویز و شدت غیریکنواختی بیشتری نسبت به پروتکل اول هستند. همان طور که گفته شد با توجه به مشکلات ذکر شده در جداسازی ساختارهای مغزی از روی تصاویر MR، استخراج ویژگی‌های مطلوب از روی تصاویر به کمک روش‌های استاندارد غیرممکن است ولیکن روش پیشنهادی، انرژی تصاویر بدست آمده با روش‌های استاندارد را به گونه‌ای بهبود می‌بخشد که مدل مار قادر به جداسازی ساختارهای دلخواه می‌گردد.

فرآیند تعقیب و تولید انرژی تصاویر با الگوریتم پیشنهادی، وابستگی مدل را به پارامترهای آن کم می‌کند به علاوه، این پارامترها یک بار که توسط کاربر برای یک کاربرد، به درستی

همان طور که گفته شد علت تغییر محدوده تغییرات  $\alpha$  از  $-\alpha_{max}$  تا  $+\alpha_{max}$  به از صفر تا  $\alpha_{max}$ ، عدم گیر افتادن کانتور در لبه مقابل بود، زیرا با تغییر  $\alpha$  در محدوده اول، جستجو از یک فاصله‌ای در داخل جسم، آغاز و در فاصله‌ای خارج جسم پایان می‌یابد در حالی که، وقتی کانتور اولیه در داخل جسم است نیازی به جستجوی لبه در داخل ساختار نیست و این نحوه جستجو، علاوه بر مشکل آفرینی (قسمت ۱-۲)، سرعت جستجو را نیز پایین می‌آورد.

#### ۴- بحث

جهت ارزیابی میزان شباهت نتایج جداسازی شده توسط رادیولوژیست با روش پیشنهادی، از درصد اختلاف میان نواحی جداسازی شده معیار تانیمتو<sup>۴۱</sup> [۱۷] و خطای میانگین استفاده شده است. در جدول ۱، نتایج درصد اختلاف قسمت‌های جداسازی شده توسط رادیولوژیست با روش پیشنهادی برای ۲۰ هسته قرمز در ۱۰ تصویر واقعی MR از ۵ مغز انسان بررسی می‌شود. متوسط اختلاف نواحی جداسازی شده برای هسته قرمز راست، ۱۱٪ و برای هسته قرمز چپ، ۷٪ است. لازم به ذکر است هسته قرمز بسیار کوچک بوده لذا، هر یکسلس اختلاف مابین نتایج جداسازی شده منجر به تغییر بزرگی در درصد اختلاف می‌شود.

جدول ۲ نیز نتایج درصد اختلاف قسمت‌های جداسازی شده برای ۴۴ تالاموس از ۲۲ تصویر واقعی MR از ۶ مغز انسان را نشان می‌دهد. متوسط اختلاف بین نواحی جداسازی شده برای تالاموس راست، ۸/۱٪ و برای تالاموس چپ، ۵/۹٪ می‌باشد. شایان ذکر است جهت بررسی اختلاف حجم‌ها، خطای فوق ارزیابی شده است و از آنجایی که در محاسبه حجم، خطاهای مثبت و منفی یکدیگر را خنثی می‌کنند درصد اختلاف جبری<sup>۴۲</sup> بررسی شده است.

در این تحقیق، دو دسته داده با درصد نویز و شدت غیریکنواختی‌های متفاوت بررسی شده است. برای تصاویر با ۸/۲٪ نویز و شدت غیریکنواختی ۴/۵٪، درصد اختلاف برای تالاموس راست، ۷/۵۲٪ و برای تالاموس چپ، ۳/۴۷٪ می‌باشد. برای تصاویر با ۱۰/۶٪ نویز و شدت غیریکنواختی

۹/۲٪، درصد اختلاف برای تالاموس راست، ۸/۶۶٪ و برای تالاموس چپ، ۸/۲۶٪ است. این مقادیر، نشانگر تأثیر نویز بر درصد اختلاف نتایج جداسازی شده می‌باشد. لازم به ذکر است تغییر ناچیز این مقادیر، پایداری روش پیشنهادی روی تصاویر نویزی را نشان می‌دهد.

به دلیل عبور فیبرهای عصبی سفید رنگ از داخل تالاموس که منجر به ناپوستگی مرزها و ناهمگنی بافت در تصاویر لایه‌های مختلف مغزی می‌شود جداسازی این ساختار، به مراتب دشوارتر از سایر ساختارهای مغز میانی است. از طرف دیگر، نقش این ساختار به جهت تشخیص غیرتهاجمی بیماری‌ها و ارزیابی معالجات، بسیار حیاتی و حائز اهمیت است لذا، ارزیابی‌های بیشتری روی نتایج جداسازی شده این ساختار انجام شده است. روش ارزیابی بعدی مبتنی بر معیار شباهت تانیمتو می‌باشد. این معیار مابین دو مجموعه  $X$  و  $Y$  به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\frac{n_{X \cap Y}}{n_X + n_Y - n_{X \cap Y}} = \frac{n_{X \cap Y}}{n_{X \cup Y}} \quad (3)$$

به طوری که  $n_X$ ،  $n_Y$ ،  $n_{X \cap Y}$  و  $n_{X \cup Y}$  به ترتیب تعداد المان‌های  $X$ ،  $Y$ ،  $X \cap Y$  و  $X \cup Y$  هستند. به عبارت دیگر، معیار تانیمتو، نسبت تعداد المان‌های مشترک دو مجموعه به تعداد کل المان‌ها است. نتایج ارزیابی شباهت بین نتایج جداسازی شده با معیار تانیمتو در جدول ۳ آورده شده است. از آنجایی که مقادیر شباهت بزرگتر از ۰/۷ معرف همسازگی عالی نتایج است، لذا، متوسط معیار شباهت برابر ۰/۸ برای تالاموس راست و چپ، نمایانگر همسازگی مطلوب بین نتایج جداسازی رادیولوژیست و روش پیشنهادی است.

معیار شباهت بر روی داده‌های با درصد نویز و شدت غیریکنواختی متفاوت، برای مطالعه اثر نویز و شدت غیریکنواختی روی این معیار بررسی شده‌اند. متوسط معیار شباهت بین نتایج جداسازی رادیولوژیست و روش پیشنهادی به ترتیب برای تالاموس چپ و راست برای داده‌های با ۸/۲٪ نویز و شدت غیریکنواختی ۴/۵٪، ۰/۸۳ و ۰/۸۶ و برای داده‌های با ۱۰/۶٪ نویز و شدت غیریکنواختی ۹/۲٪، ۰/۷۷ و ۰/۷۳ است. باقی ماندن معیار شباهت در محدوده همسازگی عالی با وجود نویز و شدت غیریکنواختی اضافی، نشانگر

<sup>41</sup> Tanimoto

<sup>42</sup> Signed percent difference

جدول ۱- متوسط تعداد پیکسل‌های نتایج جداسازی هسته قرمز راست و چپ توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی برای تصاویر ۲۰ لایه مغزی تهیه شده از ۵ مغز انسان به همراه درصد اختلاف بین دو دسته نتایج جداسازی و میانگین آنها

درصد اختلاف	جداسازی هسته قرمز چپ با روش پیشنهادی	جداسازی هسته قرمز چپ توسط رادیولوژیست	درصد اختلاف	جداسازی هسته قرمز راست با روش پیشنهادی	جداسازی هسته قرمز راست توسط رادیولوژیست	لایه‌ها
۲۳/۳۱	۱۰۱	۸۲	۱۹/۷۳	۷۸	۶۵	Case 1-S08-09
۱/۹۳	۵۳	۵۲	-۰/۰۸	۴۳	۴۳	Case 2-S10-11
-۱/۲۳	۷۰	۶۹	-۸/۸۸	۵۱	۵۵	Case 3-S08-09
۱/۷۶	۶۰	۵۹	۱۱/۷۶	۹۵	۸۵	Case 4-S08-09
۴/۸۶	۵۷	۵۴	-۱۳/۹۸	۳۴	۳۷	Case 5-S08-09
۶/۶۲			۱۰/۸۹			میانگین

جدول ۲- متوسط تعداد پیکسل‌های نتایج جداسازی تالاموس راست و چپ توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی برای تصاویر ۲۲ لایه مغزی تهیه شده از ۶ مغز انسان به همراه درصد اختلاف بین دو دسته نتایج جداسازی و میانگین آنها

درصد اختلاف	جداسازی تالاموس چپ با روش پیشنهادی	جداسازی تالاموس چپ توسط رادیولوژیست	درصد اختلاف	جداسازی تالاموس راست با روش پیشنهادی	جداسازی تالاموس راست توسط رادیولوژیست	لایه‌ها
-۲/۶۲	۱۷۲۴	۱۷۵۱	۴/۸۳	۱۹۱۵	۱۸۰۹	Case1-S10-12
۴/۳۲	۱۸۲۰	۱۷۴۷	-۱۰/۲۱	۱۵۰۹	۱۶۶۴	Case2-S11-13
۳/۴۷			۷/۵۲			میانگین
۳/۴۷	۱۸۱۲	۱۷۹۳	۱۳/۱۷	۲۲۵۷	۲۰۰۱	B01-S36-39
-۱۳/۷۷	۲۴۷۴	۲۹۱۹	-۹/۹۸	۲۵۵۲	۲۸۸۵	B02-S48-51
-۸/۰۱	۱۴۹۷	۱۶۳۵	۹/۲۰	۱۷۲۶	۱۵۴۹	B03-S66-69
۷/۷۷	۲۲۶۲	۲۱۰۴	۲/۲۷	۲۰۷۷	۲۰۲۸	B04-S122-125
۸/۲۶			۸/۶۶			میانگین
۵/۸۶			۸/۰۹			میانگین کل

به طوری که  $d_i$ ، نشانگر فاصله اقلیدسی جبری مابین نقاط روی بردار شعاعی  $i$  ام متقاطع با مرزهای رادیولوژیست و روش خودکار بوده و  $N$ ، تعداد بردارهای شعاعی (نقاط روی مرز روش پیشنهادی) است. بردار شعاعی در ضمیمه ۲ تعریف شده است.

با وجود مشکلاتی که در جداسازی تالاموس (در مقایسه با سایر ساختارهای مغزی) وجود دارد، از جمله حضور فیبرهای میلین سفید رنگ در میان بافت ماده خاکستری تالاموس که قبلاً ذکر شد، دقت نتایج این تحقیق نزدیک به

پایداری روش نسبت به نویز و شدت غیریکنواختی است. برای مقایسه نتایج جداسازی ارائه شده در این مقاله با نتایج سایر مقالات چاپ شده [۲۷،۲۴]، خطای متوسط جبری<sup>۴۳</sup> و غیرجبری<sup>۴۴</sup> محاسبه شده است. در مرجع ۲۴، مرزهای ساختارهای جداسازی شده توسط رادیولوژیست و روش خودکار با محاسبه روابط ۴ و ۵ مقایسه شده‌اند [۲۶،۲۵]:

$$(۴) \quad \sum_i d_i / N \quad \text{متوسط جبری}$$

$$(۵) \quad \sum_i ||d_i|| / N \quad \text{متوسط غیرجبری}$$

<sup>43</sup> Signed mean error

<sup>44</sup> Unsigned mean error

جدول ۳- شباهت بین نتایج جداسازی شده توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی برای تصاویر ۲۲ لایه مغزی شامل تالاموس راست و چپ تهیه شده از ۶ مغز انسان

متوسط شباهت بین جداسازی توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی	حد اکثر شباهت بین جداسازی توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی	متوسط شباهت بین جداسازی توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی	حد اکثر شباهت بین جداسازی توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی	تالاموس چپ	تالاموس راست
۰/۸۵	۰/۹۱	Case1-S10-12	۰/۹۳	Case1-S10-12	۰/۸۶
۰/۸۱	۰/۹۰	Case2-S11-13	۰/۸۹	Case2-S11-13	۰/۸۶
۰/۸۳	۰/۹۱	میانگین	۰/۹۱	میانگین	۰/۸۶
۰/۷۴	۰/۸۰	B01-S36-39	۰/۸۰	B01-S36-39	۰/۷۱
۰/۷۵	۰/۸۵	B02-S48-51	۰/۸۲	B02-S48-51	۰/۷۲
۰/۷۸	۰/۸۱	B03-S66-69	۰/۹۰	B03-S66-69	۰/۷۴
۰/۸۰	۰/۸۴	B04-S122-125	۰/۸۲	B04-S122-125	۰/۷۵
۰/۷۷	۰/۸۳	میانگین	۰/۸۴	میانگین	۰/۷۳
۰/۸۰	۰/۸۷	میانگین کل	۰/۸۷	میانگین کل	۰/۸۰

مرزها یا خطای متوسط غیرجبری (رابطه ۵))،  $0.1 \pm 0.8$  پیکسل معرفی شده است. با تبدیل خطای روش پیشنهادی به ماتریس  $256 \times 256$  پیکسلی تصاویر آنها، میانگین خطای متوسط غیرجبری<sup>۴۷</sup> برای تالاموس راست و چپ در همه لایه‌های مغزی شامل تالاموس به ترتیب  $0.24 \pm 0.88$  و  $0.14 \pm 0.69$  خواهد شد.

در مراجع اشاره شده، گزارشی در مورد درصد نویز یا شدت غیریکنواختی تصاویرشان ارائه نشده است. در این تحقیق، نتایج جداسازی روش پیشنهادی برای درصد نویز و شدت غیریکنواختی متفاوت بررسی شده است. برای تصاویر با  $0.8/2$  نویز و شدت غیریکنواختی  $0.4/5$ ، خطای متوسط غیرجبری و جبری به ترتیب  $0.44 \pm 0.2/6$  و  $0.45 \pm 0.1/0.7$  - برای تالاموس چپ؛ و  $0.33 \pm 0.2/25$  و  $0.71 \pm 0.1/1$  - برای تالاموس راست است.

برای تصاویر با  $0.1/6$  نویز و شدت غیریکنواختی  $0.9/2$ ، خطای متوسط غیرجبری و جبری به ترتیب  $0.54 \pm 0.2/86$  و  $0.31 \pm 0.1/0.7$  - برای تالاموس چپ و  $0.37 \pm 0.4/15$  و  $0.52 \pm 0.2/23$  - برای تالاموس راست می‌باشد.

زمان شناسایی و جداسازی با استفاده از نرم‌افزار MATLAB

نتایج ارائه شده در مرجع ۲۴ است. نتایج محاسبه خطای متوسط جبری در جدول ۴ آورده شده است. از آنجایی که، ماتریس تصاویر مورد استفاده در این تحقیق  $512 \times 512$  پیکسل و تصاویر [۲۴]،  $300 \times 300$  پیکسل بوده است لذا، جهت مقایسه نتایج باید خطای ارائه شده در جدول ۴ تقریباً تقسیم بر ۳ شود. از این رو، در روش پیشنهادی خطای متوسط غیرجبری و جبری جداسازی تالاموس به ترتیب  $0.19 \pm 0.93$  و  $0.25 \pm 0.60$  - برای تالاموس چپ؛ و  $0.32 \pm 0.117$  و  $0.24 \pm 0.13$  - برای تالاموس راست است.

پیتویوت و همکاران خطای متوسط غیرجبری و جبری را برای جداسازی هیپوکمپوس<sup>۴۵</sup> به ترتیب  $0.7 \pm 0.1$  و  $0.5 \pm 0.1$  محاسبه کردند [۲۴]. آنها مقدار خطا را به علت به دام افتادن نرم‌افزار در لبه‌های ناخواسته<sup>۴۶</sup>، اکثراً بالاتر از مقدار گزارش شده به دست آورده‌اند. روش پیشنهادی با معرفی انرژی تصویر بهبود یافته این مشکل را برطرف نموده است [۲۴].

دوتا و همکاران، تعدادی از ساختارهای نروآناتومیکی را فقط در یک لایه مغزی جداسازی کردند [۲۷]. در مرجع ۲۷ خطای جداسازی هر ساختار به طور جداگانه گزارش نشده است ولی میانگین خطای موقعیت مرزها (خطای موقعیت

<sup>45</sup> Hippocampus

<sup>46</sup> Decoy edges

<sup>47</sup> Averaged mean error

جدول ۴- متوسط جبری و غیرجبری اختلاف مرزهای نتایج جداسازی تالاموس راست و چپ توسط رادیولوژیست و روش پیشنهادی (به پیکسل) برای تصاویر ۲۲ لایه مغزی تهیه شده از ۶ مغز انسان

متوسط جبری	متوسط غیر جبری	تالاموس چپ	تالاموس راست	متوسط جبری	متوسط غیر جبری
Case1-SL10-12	Case1-SL10-12	۰/۶۲	۲/۱۷	۰/۶	۱/۹۲
Case2-SL11-13	Case2-SL11-13	-۱/۵۲	۳/۰۴	-۰/۸۲	۲/۵۸
میانگین $\pm$ انحراف معیار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	-۰/۴۵ $\pm$ ۱/۰۷	۲/۶۰ $\pm$ ۰/۴۴	-۰/۷۱ $\pm$ ۰/۱۱	۲/۲۵ $\pm$ ۰/۳۳
B01-S36-39	B01-S36-39	۰/۰۲	۲/۸۴	۰/۶۷	۴/۲۲
B02-S48-51	B02-S48-51	-۰/۵۲	۳/۸۱	۰/۵۴	۴/۷۵
B03-S66-69	B03-S66-69	۰/۶۶	۲/۱۷	-۱	۳/۵۹
B04-S122-125	B04-S122-125	-۰/۴۴	۲/۶۴	-۱/۱۱	۴/۰۳
میانگین $\pm$ انحراف معیار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	-۰/۰۷ $\pm$ ۰/۳۱	۲/۸۶ $\pm$ ۰/۵۴	-۰/۲۳ $\pm$ ۰/۵۲	۴/۱۵ $\pm$ ۰/۳۷
میانگین $\pm$ انحراف معیار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	-۰/۲۰ $\pm$ ۰/۷۵	۲/۷۸ $\pm$ ۰/۵۶	-۰/۳۸ $\pm$ ۰/۷۲	۳/۵۱ $\pm$ ۰/۹۷
میانگین $\pm$ انحراف معیار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	-۰/۰۶ $\pm$ ۰/۲۵	۰/۹۳ $\pm$ ۰/۱۹	-۰/۱۳ $\pm$ ۰/۲۴	۱/۱۷ $\pm$ ۰/۳۲
میانگین $\pm$ انحراف معیار	میانگین $\pm$ انحراف معیار	-۰/۰۵ $\pm$ ۰/۱۹	۰/۶۹ $\pm$ ۰/۱۴	۰/۱ $\pm$ ۰/۱۸	۰/۸۸ $\pm$ ۰/۲۴

چنین ساختارهایی حل شد. به علاوه، با ایجاد کانتور اولیه خودکار، وابستگی نتایج جداسازی به کاربر در تهیه کانتور اولیه حذف شده است. مزیت خودکار سازی بر جداسازی دستی و نیمه اتوماتیک مشتمل بر کاهش هزینه، افزایش سرعت، راحتی، تکرارپذیری و استقلال از عملکرد کاربر است.

روش‌های پیشنهادی پیاده‌سازی شده و بر روی تصاویر واقعی از مغز انسان جهت جداسازی تالاموس و هسته قرمز اعمال شده‌اند. جهت ارزیابی، نتایج جداسازی رادیولوژیست‌ها با روش پیشنهادی مقایسه شده است که نتایج ارزیابی مطلوب بوده‌اند.

متوسط اختلاف نواحی جداسازی شده توسط رادیولوژیست خبره و روش پیشنهادی برای ۲۰ هسته قرمز در ۱۰ تصویر واقعی MR از ۵ مغز انسان برای هسته قرمز راست، ۱۱٪ و برای هسته قرمز چپ، ۷٪ است. لازم به ذکر است هسته قرمز بسیار کوچک بوده و هر پیکسل اختلاف مابین نتایج جداسازی شده منجر به تغییر بزرگی در درصد اختلاف

با Pentium® 4 CPU 2 GHz حدود ۲۰ دقیقه است. جداسازی نهایی حدود یک دقیقه و خوشه‌یابی FCM روی تصاویر ۵۱۲ × ۵۱۲ حدود ۱۹ دقیقه به طول می‌انجامد. لازم به ذکر است پیاده‌سازی روش پیشنهادی از نظر سرعت، بهینه نشده است.

## ۵- نتیجه‌گیری

روش جدید خودکاری مبتنی بر ترکیب خوشه‌یابی فازی و مدل کانتور دینامیک جهت جداسازی خودکار تالاموس‌ها و دیگر ساختارهای مغز میانی از روی تصاویر MR مغزی طراحی و ارزیابی شده است. در طراحی مدل کانتور دینامیک گسسته، مدل هندسی معرفی شده در مرجع ۱۵ و بهبود یافته در مرجع ۱۲ مبنای قرار گرفته است ولی پیاده‌سازی این روش‌ها، قادر به جداسازی ساختارهایی مانند تالاموس نبود، لذا با ایجاد تغییراتی در مدل و طراحی روش‌های جدید و دقیق‌تری برای تولید انرژی خارجی، مشکلات جداسازی

می‌شود.

از آنجایی که جداسازی تالاموس به مراتب دشوارتر از سایر ساختارهای مغز میانی است (به دلیل مشکلاتی از قبیل ناپیوستگی مرزها و ناهمگنی بافت در تصاویر لایه‌های مختلف مغزی) و هم‌چنین به دلیل اهمیت نقش این ساختار بسیار حیاتی از جهت تشخیص غیرتهاجمی بیماری‌ها و ارزیابی معالجات، ارزیابی‌های بیشتری روی نتایج جداسازی شده این ساختار انجام شده است.

متوسط اختلاف بین نواحی جداسازی شده توسط رادیولوژیست خبره و روش پیشنهادی برای ۴۴ تالاموس از ۲۲ تصویر MR واقعی از ۶ مغز انسان برای تالاموس راست، ۸/۱٪ و برای تالاموس چپ، ۵/۹٪ است. روش ارزیابی دیگری که مورد بررسی قرار گرفته مبتنی بر معیار شباهت تانیمتو است. متوسط معیار شباهت برای تالاموس راست و چپ برابر ۰/۸ است و از آنجایی که مقادیر شباهت بزرگتر از ۰/۷ معرف همسازی عالی نتایج است لذا، معیار شباهت بدست آمده نمایانگر همسازی مطلوب بین نتایج جداسازی رادیولوژیست و روش پیشنهادی است.

به منظور مقایسه نتایج جداسازی ارائه شده در این مقاله با نتایج سایر مقالات چاپ شده [۲۷، ۲۴]، خطای متوسط جبری و غیرجبری محاسبه شده است. با وجود مشکلاتی که در جداسازی تالاموس (در مقایسه با سایر ساختارهای مغزی) وجود دارد دقت نتایج این تحقیق با نتایج ارائه شده در مراجع ۲۴ و ۲۷ سازگار است.

معیارهای ارزیابی نتایج جداسازی روی داده‌های با درصد نویز و شدت غیریکنواختی متفاوت جهت بررسی اثر نویز و شدت غیریکنواختی روی روش پیشنهادی بررسی شده‌اند که تغییر ناچیز نتایج معیارها نشانگر پایداری روش نسبت به نویز و شدت غیریکنواختی است.

## سپاسگزاری

از دکتر اریک اسپیکلر رادیولوژیست مؤسسه پزشکی فورده آمریکا برای جداسازی هسته قرمز تشکر و قدردانی می‌شود.

## ضمیمه الف

چرا روش‌های خوشه‌یابی فازی و مدل‌های دینامیک مرسوم قادر به جداسازی ساختارهای خاصی مانند تالاموس نیستند؟

روش‌های معرفتی نظیر خوشه‌یابی فازی و مدل‌های دینامیک مرسوم [۱۵، ۱۲] پیاده‌سازی گردید ولی قادر به جداسازی ساختارهایی مانند تالاموس از روی تصاویر MR نبودند.

مشکلات این روش‌ها در این قسمت توضیح داده می‌شود. روش خوشه‌یابی فازی FCM حتی برای جداسازی تقریبی یا به عبارتی، تعیین حول و حوش ساختارهایی مانند تالاموس به تنهایی قابل اعمال نیست. صحت مطلب فوق با بررسی نتایج آزمایشاتی که در ادامه توضیح داده می‌شوند، روشن می‌گردد. روش خوشه‌یابی فازی با درجه فازی (m) برابر ۱/۷ و تعداد خوشه‌های (n) ۴، ۵، ۶ و ۷ روی تعدادی تصاویر MR مغزی اعمال شدند. نتیجه بر روی یک لایه مغزی در چهار ردیف در شکل الف-۱ نشان داده شده است، به طوری که در هر ردیف، تصویر سمت چپ، نمای نزدیک تصویر سمت راست است.

خوشه‌یابی فازی روشی شناخته شده و در بسیاری از کاربردها مناسب است ولی برای جداسازی ساختارهای خاص مغزی مثل تالاموس به تنهایی کفایت نمی‌کند. دلیل این امر به خاطر شرایط این ساختار و نحوه تشکیل تصاویر تشدید مغناطیسی است. تالاموس از ماده خاکستری تشکیل شده است ولی ساختارهای دیگری هم در اطراف تالاموس دارای ماده خاکستری هستند لذا، عدم تمایز بین این دو ماده خاکستری با خوشه‌یابی فازی و هم‌چنین حضور فیبرهای میلین<sup>۴۸</sup> سفید رنگ در میان بافت ماده خاکستری تالاموس، منجر به عدم فرارگیری ماده خاکستری ساختار مورد نظر در یک خوشه یا کلاس می‌شود. علاوه بر این، مایع درون مغزی و ماده سفید<sup>۴۹</sup> در اطراف تالاموس وجود دارند که در تصویرنگاری جزء حجم‌هایی که شامل مواد خاکستری، سفید و مایع مغزی- نخاعی<sup>۵۰</sup> هستند، شدت روشنایی شبیه ماده خاکستری تولید می‌کنند (PVAE<sup>51</sup>). شکل الف-۱، به خوبی پیوستگی ماده خاکستری تالاموس را به مواد خاکستری

<sup>48</sup> Myelin

<sup>49</sup> White Matter (WM)

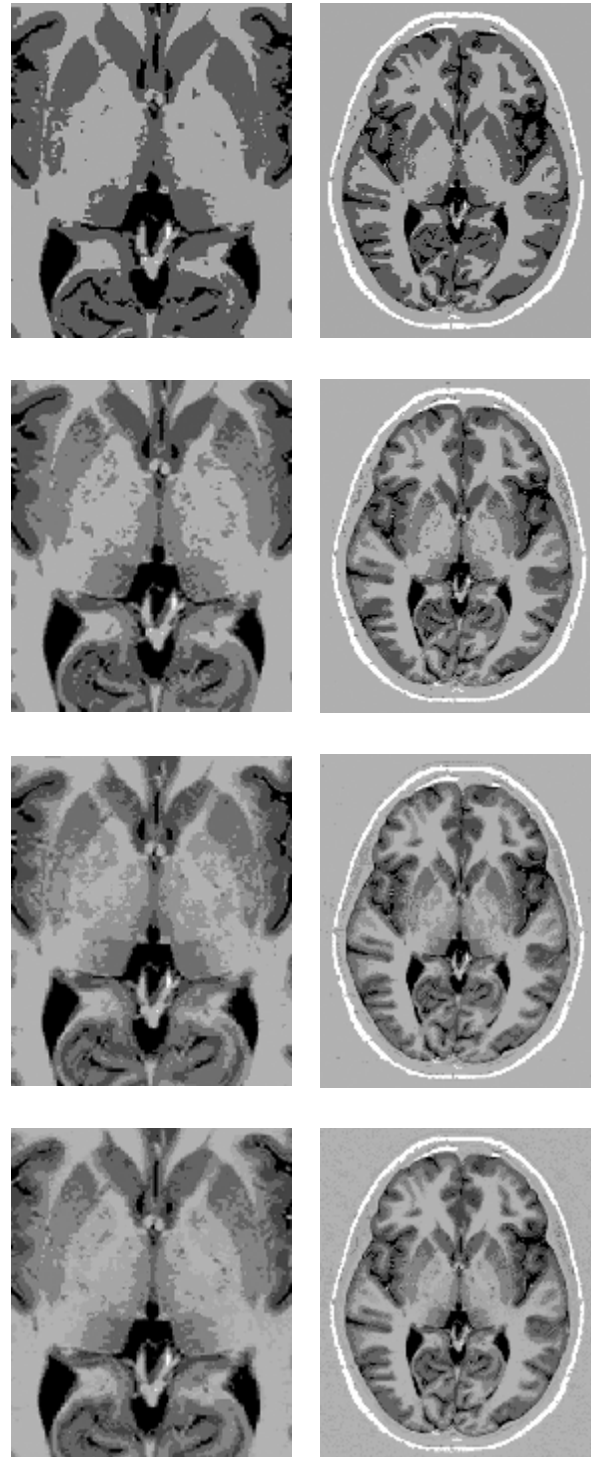
<sup>50</sup> Cerebro-Spinal Fluid (CSF)

<sup>51</sup> Partial volume averaging effect

ساختار مورد نظر با روش خوشه‌یابی فازی به تنهایی امکان‌پذیر نخواهد بود. این فرآیند پردازشی می‌تواند ترکیب خوشه‌های حاوی ماده خاکستری ساختار مورد نظر، انقباض<sup>۵۲</sup> جهت جداسازی ساختارهای مجاور و انبساط<sup>۵۳</sup> برای ایجاد نقشه مناسب‌تری از ساختار یا جهت ایجاد پیوستگی بین تکه‌های ماده خاکستری یک ساختار باشد لذا، در این تحقیق از خوشه‌بندی فازی به همراه فرآیندهای پردازشی برای شروع کار جداسازی (تعیین حول و حوش تالاموس) استفاده شده و سپس با استفاده از کانتورهای دینامیک مرز تالاموس، آن طور که مورد نظر پزشکان است (جداسازی دقیق)، مشخص گردیده است.

سه مشکل منجر به عدم جداسازی ساختارهایی چون تالاموس توسط روش‌های مرسوم کانتورهای دینامیک (از جمله روش قانعی و همکاران [۱۲]) می‌شود. برای حل این مشکلات، روش کانتور دینامیک بهبود یافته برای جداسازی ساختارهای خاص از روی تصاویر MR در این مقاله ارائه شده است.

اولین مشکل، انرژی مورد نیاز جهت استخراج ویژگی‌های تصویر از جمله لبه برای محاسبه نیروی خارجی است که عمده‌ترین عامل حرکت کانتور به سمت لبه‌های ساختار به شمار می‌رود. همان طور که در شکل ۱-الف دیده می‌شود انرژی بدست آمده با روش‌های استاندارد مثلاً روش پرویت<sup>۵۴</sup> [۱۹]، به دلیل کنتراست و سیگنال به نویز<sup>۵۵</sup> کم تصاویر MR، قادر به استخراج ویژگی‌های مطلوب مثلاً لبه‌ها نیست، در نتیجه، نیروی خارجی به درستی محاسبه نشده، نهایتاً کانتور حرکت صحیح به سمت لبه‌ها را نخواهد داشت و ساختار مورد نظر جداسازی نمی‌شود. در روش ارائه شده در مرجع ۱۲ نیز روش‌های استاندارد برای تولید انرژی، بکار گرفته شده است. در اینجا با معرفی روشی جدید جهت ایجاد انرژی مناسب و استخراج ویژگی‌های مطلوب، مشکل فوق حل شده است. مشکل دوم، نحوه ایجاد کانتور اولیه است. در اکثر روش‌های مرسوم کانتورهای دینامیک و روش ارائه شده در مرجع ۱۲، تولید کانتور اولیه به صورت نیمه خودکار بوده و در نتیجه، نتایج جداسازی به کاربر وابسته



شکل الف-۱- نتیجه خوشه‌یابی فازی (FCM) با درجه فازی (m) برابر ۱/۷ و تعداد خوشه‌های (n) برابر ۴، ۵، ۶ و ۷ به ترتیب در ردیف‌های ۱ تا ۴ نمایش داده شده‌اند به طوری که در هر ردیف تصویر سمت چپ نمای نزدیک تصویر سمت راست است.

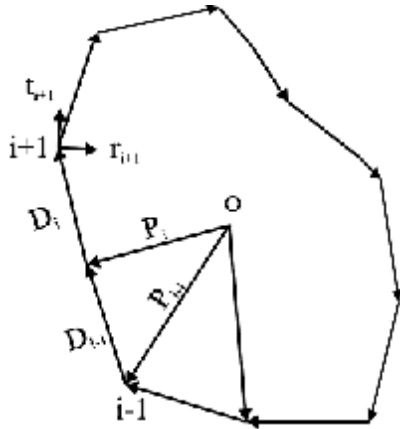
اطرافش و عدم قرارگیری تالاموس در یک خوشه را تحت شرایط متفاوت تعداد خوشه‌ها نشان می‌دهد از این رو، بدون انجام یک فرآیند پردازشی روی خوشه‌بندی فازی، جداسازی

<sup>52</sup> Erosion

<sup>53</sup> Dilation

<sup>54</sup> Prewitt

<sup>55</sup> Signal to Noise Ratio (SNR)



شکل ب-۱- مدل از مجموعه رئوس،  $i$  تشکیل شده است که لبه‌ها،  $D_i$  به هم وصل شده‌اند. حرکت این رئوس تحت نیروهای تعریف شده باعث تغییر شکل خواهد شد. برای هر رأس  $i$  که با بردار  $P_i$  مشخص می‌شود یک بردار شعاعی  $r_i$  و یک بردار مماسی  $t_i$  تعریف شده است.

نیروی داخلی از کانولوشن یک دنباله از کمیات اسکالر  $(c_i, r_i)$  با یک فیلتر ناپیوسته مناسب مانند  $k_i = \left\{ \dots, 0, 0, -\frac{1}{2}, 1, -\frac{1}{2}, 0, 0, \dots \right\}$  برای حذف مقادیر ثابت از این دنباله، به دست می‌آید:

$$f_{in,i} = (c_i \otimes k_i) r_i \quad (\text{ب-۳})$$

نیروی خارجی سعی در حرکت کانتور به سمت حداقل محلی انرژی تصویر یا لبه‌ها دارد. نیروی خارجی در هر رأس،  $f_{ex,i}$ ، از روی داده‌های تصویری به دست می‌آید و برای محاسبه آن از رابطه ۹ استفاده می‌شود:

$$f_{ex,i} = (f_{im}(x_i, y_i) \cdot r_i) r_i \quad (\text{ب-۴})$$

به طوری که  $(x_i, y_i)$  موقعیت رأس  $i$  و  $f_{im}(\cdot)$  حوزه نیرویی است که توسط گرادینان توزیع انرژی بر روی تصویر به وجود می‌آید.

نیروی میراکننده برای هر رأس،  $f_{damp,i}$ ، باعث همگرایی سریع‌تر مدل می‌شود و متناسب با سرعت حرکت رأس است. برای هر رأس بردارهای جابجایی،  $P_i$ ، سرعت،  $v_i$ ، و شتاب،  $a_i$ ، در نظر گرفته می‌شود که از معادلات حرکت ذره جهت محاسبه آنها در هر مرحله از تغییر شکل کانتور استفاده می‌گردد.

تغییر شکل کانتور در اثر حرکت رأس‌های آن و تحت تأثیر  $a_i$ ، در نظر گرفته می‌شود که از معادلات حرکت ذره

است. خودکارسازی روش تولید کانتور اولیه، علاوه بر برطرف ساختن این وابستگی، راحتی، سادگی، سرعت و قابلیت تکرارپذیری را به ارمغان می‌آورد. مشکل سوم، نحوه جستجوی لبه در روش‌های ارائه شده قبلی [۱۲] است. با شروع جستجوی لبه از داخل ساختار تا خارج آن، امکان گیر افتادن در لبه مقابل لبه مورد نظر وجود دارد که در این صورت نیز ساختار مورد نظر جداسازی نمی‌شود. روش جستجوی لبه ارائه شده در این تحقیق، علاوه بر حل مشکل ذکر شده، وابستگی مدل‌های دینامیک مرسوم را نیز به پارامترهای آن کاهش می‌دهد.

## ضمیمه ب

### مدل کانتور دینامیک پایه

ساختار هندسی مدل (شکل ب-۱) و نیروها، در این قسمت شرح داده شده است. ساختار هندسی مدل از یک کانتور یا یک چندضلعی تشکیل شده است که رئوس آن توسط اضلاع یا لبه‌ها به هم وصل شده‌اند. موقعیت هر رأس با بردار  $P_i$ ، و ضلعی که بین رئوس  $i$  و  $i+1$  قرار دارد با بردار  $D_i$  نشان داده می‌شود.  $d_i$  بردار یکه در جهت  $D_i$  است ( $d_i = D_i / \|D_i\|$ ). بردار یکه مماس بر هر رأس  $i$ ، بردار  $t_i$  می‌باشد که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$t_i = \frac{d_i + d_{i-1}}{\|d_i + d_{i-1}\|} \quad (\text{ب-۱})$$

بردار شعاعی،  $r_i$ ، عمود بر بردار مماس بوده و با دوران آن به اندازه  $90^\circ$  در جهت عقربه‌های ساعت به دست می‌آید. هر رأس در راستای بردار شعاعی حرکت می‌کند.

فرآیند تغییر شکل از یک کانتور اولیه آغاز می‌شود. رئوس، تحت تأثیر مجموع وزنی نیروهای داخلی<sup>۵۶</sup>، خارجی<sup>۵۷</sup> و نیروی میراکننده<sup>۵۸</sup> حرکت می‌کنند.

نیروی داخلی،  $f_{in,i}$ ، به منظور صاف کردن و هموار کردن شکل ظاهری کانتور است و برای هر رأس در ارتباط با خمیدگی کانتور در آن قسمت تعریف می‌شود. خمیدگی هر رأس، تفاضل جهت‌های (بردارهای یکه) دو ضلع متقاطع در آن رأس در نظر گرفته می‌شود:

$$c_i = d_i - d_{i-1} \quad (\text{ب-۲})$$

<sup>56</sup> Internal forces

<sup>57</sup> External forces

<sup>58</sup> Damping forces



- [10] Sethian JA; Level Set Methods and Fast Marching Methods (2ed); Cambridge, UK, Cambridge Univ Press; 1999.
- [11] Davatzikos C, Prince JL; Brain image registration based on curve mapping; Biomed Imag Los Alamitos CA USA, Proc IEEE Workshop 1994: 245-254.
- [12] Ghanei A, Soltanian Zadeh H, Windham JP; Segmentation of the hippocampus from brain MRI using deformable contours; Computerized Med Imag and Graphics 1998; 22: 203-216.
- [13] Ghanei A, Soltanian Zadeh H, Windham JP; A deformable model for hippocampus segmentation: Improvements and extension to 3D; Computer in Biology and Medicine 1998; 28: 239-258.
- [14] Shen D, Moffat S, Resnick SM, Davatzikos C; Measuring size and shape of the hippocampus in MR images using a deformable shape model; Neuroimag in Press.
- [15] Lobrege S, Viergever MA; A discrete dynamic contour model; Med Imag, IEEE Trans 1995; 14: 12-24.
- [16] Faugeras O; Three dimensional computer vision: A Geometric Viewpoint; Cambridge MA, MIT Press; 1993.
- [17] Teodiridis S, Kourtoombas K; Pattern Recognition; Academic Press; 1998.
- [18] Jain AK, Duin RPW, Mao J; Statistical pattern recognition: A review; Pat Ana & Mach Intell, IEEE Trans 2000; 22(1): 4-37.
- [19] Parker JR; Algorithms for Image Processing and Computer Vision; John Wiley & Sons Inc, New York; 1997: 23-29.

[۲۰] امینی لادن؛ تحلیل ساختارهای خاص مغزی از روی

تصاویر MRI؛ پایان‌نامه کارشناسی ارشد؛ دانشگاه تهران

۱۳۸۱.

- [21] Barra V, Boire JY; Tissue segmentation on MR images by a possibilistic clustering on a 3D wavelet representation; J Magn Reson Imag 2000; 11: 267-278.
- [22] Krishnapuram R, Keller J; The possibilistic c-means algorithm: Insights and recommendations; Fuzzy Syst, IEEE Trans 1996; 4: 385-393.
- [23] Gonzalez RC, Woods RE; Digital Image Processing; Addison-Wesley Publishing Company; 1992.
- [24] Pitiot A, Toga AW, Thompson PM; Adaptive elastic segmentation of brain MRI via shape-model-guided evolutionary programming; Med Imag, IEEE Trans 2002; 21: 910-923.
- [25] Chalana V, Kim Y; A methodology for evaluation of boundary detection algorithms on medical images; Med Imag, IEEE Trans 1997; 16: 642-652.
- [26] Brejl M, Sonka M; Object localization and border detection criteria design in edge-based image segmentation: Automated learning from examples; Med Imag, IEEE Trans 2000; 19: 973-985.
- [27] Duta N, Sonka M; Segmentation and interpretation of MR brain images: An improved active shape model; Med Imag, IEEE Trans 1998; 17: 1049-1062.

لادن امینی در سال ۱۳۵۶ در تهران متولد شد.

مدارک کارشناسی و کارشناسی ارشد را به ترتیب در سال‌های ۱۳۷۸ و ۱۳۸۱ از دانشگاه‌های شهید بهشتی و تهران با رتبه اول دریافت کرد. او هم



جهت محاسبه آنها در هر مرحله از تغییر شکل کانتور استفاده می‌گردد.

تغییر شکل کانتور در اثر حرکت رأس‌های آن و تحت تأثیر نیروهای وارد بر آن انجام می‌شود. نیروی کل وارد بر هر رأس، مجموع وزنی نیروهای داخلی، خارجی و میراکننده می‌باشد:

$$f_i = w_{ex,i} f_{ex,i} + w_{in} f_{in,i} + w_{damp} f_{damp,i} \quad (\text{ب-۵})$$

افزایش وزن نیروهای خارجی،  $w_{ex}$ ، باعث می‌شود تا مدل به طور دقیق‌تری، جنبه‌ها و داده‌های تصویری را دنبال کند. در مقابل تأکید روی نیروهای داخلی و افزایش نسبی  $w_{in}$  باعث می‌گردد که کانتور، هموارتر و صاف‌تر شده و داده‌های تصویری را به صورت کلی‌تری دنبال نماید.

کانتور به صورت مرحله‌ای به سمت لبه‌ها حرکت می‌کند و در هر مرحله، یک نمونه‌برداری مجدد روی رئوس جهت جلوگیری از تغییرات زیاد رزولوشن که همان فاصله بین هر دو رأس متوالی است جهت اضافه کردن یا کم کردن رئوس، انجام می‌گیرد.

## مراجع

- [1] Tamraz JC, Comair YG; Atlas of Regional Anatomy of the Brain using MRI with Functional Correlations; Springer-Verlag, Berlin Heidelberg; 2000.
- [2] Barra V, Boire J; Automatic segmentation of subcortical brain structures in MR images using information fusion; Med Imag IEEE Trans 2001; 20: 549-558.
- [3] Hendelman WJ; Atlas of Functional Neuroanatomy; CRC Press LLC; 2000.
- [4] Amini L, Soltanian-Zadeh H, Locas C; Segmentation of specific brain structures from MRI; Proc of the Int Conf on Diag Imag and Anal; Shanghai, China, August 2002: 113-118.
- [5] Sonka M, Tadikonda SK and Collins L; Knowledge-based interpretation of MR brain images; Med Imag IEEE Trans 1996; 15: 443-452.
- [6] Xue JH, Ruan S, Morehi B, Revenu M, Bloyet D, Philips W; Fuzzy modeling of knowledge for MRI brain structure segmentation; Med Imag IEEE Trans 2000; 1: 617-620.
- [7] Saha PK, Udupa JK; Optimum image thresholding via class uncertainty and region homogeneity; Pattern Analysis & Machine Intelligence, IEEE Trans 2001; 23: 689-706.
- [8] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D; Snakes: Active contour models; Int Comput Vision 1988; 1: 321-331.
- [9] McInerney T, Terzopoulos D; Deformable models in medical image analysis: A survey; Med Image Anal, IEEE Trans 1996; 1: 91-108.

پژوهشکده‌های سیستم‌های هوشمند و علوم شناختی مرکز تحقیقات فیزیک نظری و ریاضیات است. دکتر لوکس از سال ۱۳۷۲ تا ۱۳۷۶ مدیریت پژوهشکده سیستم‌های هوشمند و از سال ۱۳۶۵ تا ۱۳۶۷ مدیریت گروه مهندسی برق و کامپیوتر دانشکده فنی دانشگاه تهران را به عهده داشته است. در تابستان سال‌های ۱۳۶۸ و ۱۳۶۹ دانشیار مهمان دانشگاه تورونتو، کانادا و در سال‌های ۱۳۶۳ تا ۱۳۶۴ دانشیار مهمان دانشگاه کالیفرنیا، برکلی و در سال‌های ۱۳۶۳ تا ۱۳۶۴ استادیار مهمان دانشگاه قاریونس و در سال‌های ۱۳۵۴ تا ۱۳۵۵ استادیار مهمان دانشگاه کالیفرنیا، لس‌آنجلس (UCLA) و پژوهشگر ارشد مرکز بین‌المللی فیزیک نظری و مرکز بین‌المللی مهندسی ژنتیک و بیوتکنولوژی در تریت ابیتالیا، انستیتو ریاضیات کاربردی، آکادمی علوم چین، انستیتو تکنولوژی برق هاربین و پژوهشگر آزمایشگاه تحقیقاتی الکترونیک دانشگاه برکلی، کالیفرنیا بوده است. موضوعات تحقیقاتی مورد علاقه وی حسابگری زیستی، هوش محاسباتی، سیستم‌های نامعین، کنترل هوشمند، شبکه‌های عصبی و سیستم‌های چندمؤلفه‌ای، استخراج داده‌ها، هوش تجاری، مدل‌سازی مالی و مدیریت علوم می‌باشد. دکتر لوکس مؤسس پژوهشکده سیستم‌های هوشمند بوده است و در تأسیس چندین رشته مهندسی در ایران همکاری داشته است. وی صاحب امتیاز "تشخیص‌گر عصبی کلمات فارسی مجزا مستقل از گوینده" است. دکتر لوکس در سال‌های ۱۳۵۸ تا ۱۳۷۰ سردبیر نشریه دانشکده فنی بوده است. هم‌چنین او نقدکننده مجله *Mathematical Reviews* (از سال ۱۳۶۶)، دبیر مجله *Intelligent and Fuzzy Systems* (۱۳۷۱-۱۳۷۸) و رئیس بخش ایرانی *IEEE* (۱۳۶۹-۱۳۷۱) بوده است. وی هم‌چنین مدیریت تعدادی از کنفرانس‌های بین‌المللی را بر عهده داشته است.

**معصومه گیتی** در سال ۱۳۳۹ در شهر درگز متولد شد. مدرک دکترای پزشکی را در سال ۱۳۶۶ و تخصص رادیولوژی را در سال ۱۳۶۹ با رتبه اول از دانشگاه تهران دریافت کرد. دکتر گیتی از سال ۱۳۶۹ به عضویت هیأت علمی بخش رادیولوژی



دانشکده پزشکی دانشگاه تهران در آمد و هم‌اکنون دانشیار این دانشگاه است. ایشان در رشته‌های متنوعی از رادیولوژی تشخیصی شامل تصویرگری سینه و نورولوژی فعالیت دارد. از جمله موضوعات تحقیقاتی مورد علاقه وی می‌توان به تحلیل تصاویر پزشکی و تشخیص به کمک کامپیوتر اشاره نمود.

اکنون دانشجوی دکتری برق در دانشکده فنی دانشگاه تهران است. وی از سال ۱۳۸۰، پژوهشگر پژوهشکده‌های سیستم‌های هوشمند و علوم شناختی مرکز تحقیقات فیزیک نظری و ریاضیات می‌باشد. مدل‌های شکل‌پذیر، بینایی ماشین، شناسایی الگو و پردازش تصویر به خصوص در زمینه بخش‌بندی تصاویر پزشکی از جمله موضوعات تحقیقاتی مورد علاقه وی به شمار می‌رود.

**حمید سلطانیان‌زاده** در سال ۱۳۳۹ در شهر یزد



متولد شد. مدارک کارشناسی و کارشناسی ارشد را در رشته مهندسی برق، گرایش الکترونیک با رتبه اول در سال ۱۳۶۵ از دانشگاه تهران و مدارک M.S.E. و Ph.D. را به ترتیب در رشته مهندسی برق، گرایش‌های مخابرات- کنترل و سیستم- بیوالکتریک در سال‌های ۱۳۶۹ و ۱۳۷۱ از دانشگاه میشیگان (ان اربور) آمریکا دریافت کرد. وی از سال ۱۳۶۴ تا ۱۳۶۵ با مرکز تحقیقات مخابرات همکاری پژوهشی داشته و در سال ۱۳۶۶ مربی گروه برق و کامپیوتر دانشکده فنی دانشگاه تهران در رشته مهندسی برق بوده است. دکتر سلطانیان‌زاده از سال ۱۳۶۷ با بخش رادیولوژی مؤسسه پزشکی فورد آمریکا همکاری پژوهشی خود را آغاز نمود و هم‌اکنون پژوهشگر ارشد این مؤسسه است. او از سال ۱۳۷۲ مجدداً به گروه مهندسی برق و کامپیوتر دانشکده فنی دانشگاه تهران پیوست و مدیریت گرایش مهندسی پزشکی را به عهده گرفت و هم‌اکنون استاد گرایش مهندسی پزشکی است. هم‌چنین از سال ۱۳۷۴ به عنوان پژوهشگر ارشد با پژوهشکده‌های سیستم‌های هوشمند و علوم شناختی در مرکز تحقیقات فیزیک نظری و ریاضیات همکاری پژوهشی داشته است. موضوعات تحقیقاتی مورد علاقه وی شامل تصویرگری پزشکی، بازسازی تصویر و سیگنال، پردازش و تحلیل سیگنال و تصویر، شناسایی الگو و شبکه‌های عصبی می‌باشد و در این زمینه‌ها تاکنون متجاوز از ۳۰۰ مقاله در مجموعه مقالات کنفرانس‌ها و مجلات علمی به چاپ رسانده است.

**کارو لوکس** مدرک کارشناسی ارشد خود را در



سال ۱۳۵۲ از دانشگاه تهران دریافت کرد و در سال ۱۳۵۵ موفق به اخذ مدرک دکتری از دانشگاه برکلی، کالیفرنیا شد. وی استاد و مدیر قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند گروه برق و کامپیوتر دانشکده فنی دانشگاه تهران و هم‌چنین پژوهشگر ارشد