

# 智慧型腦中風偵測系統

余懿真

中山醫學大學

應用資訊科學學系

a1221134@yahoo.com.tw

秦群立

中山醫學大學

應用資訊科學學系

ernestli@csmu.edu.tw

## 摘要

腦中風的發生常造成無可挽回的結果，而從腦中風一直高居國人十大死因第二名來看，便不難瞭解其危險性。本論文先以前處理得到較清晰的影像，再經由分割找到特徵，最後以規則導向的方法(Rule-based)找到腦中風的地方。而目前腦中風偵測的學術研究有很多，但是能夠正確偵測出腦中風的成功率卻不高，而研究的成功實踐將可以改善現有偵測方法的準確度，產生一個真正可以使用在輔助醫療診斷系統的腦中風偵測系統，並能有效的減少醫師判斷的時間。本研究目前的成功率為85%，而成功率無法達到100%的原因可能是每一位患者腦部電腦斷層掃描影像不一定為方正的，未來的研究方向，我們將加入傾斜矯正的方法，針對患者的腦部電腦斷層掃描影像進行矯正，以提高偵測的正確率。

**關鍵詞：**腦中風、規則導向、醫療診斷系統、腦中風偵測系統

## 1. 前言

據衛生機關統計，台灣地區的十大死亡原因自民國五十六年起，腦中風就一直高居第一位，直到民國七十三年才被惡性腫瘤所取代，但此病仍繼續保持在十大死因的第二名，佔全部死亡人數的百分之十八左右。若以六十五歲以上的老年人計算，則腦中風仍居死因之首位。腦中風除了是死亡的重要原因之外，也是造成國人長期殘廢的主要原因，一般來說，中風以後大概百分之十五會死亡，其餘的百分之八十五可以生存，保守的估計，每年大約有三萬人「活下來」的中風病人需要做復健，

其中完全康復的比率是百分之十五，由於如此高的盛行率，再加上其高死亡率和嚴重的後遺症，腦中風不僅造成患者家庭的照護負擔，更會導致龐大的社會國家成本負擔。

治療腦中風最重要的是預防其發生，預防醫學中最重要的就是偵測疾病的早期症狀，但是腦中風並沒有任何前兆，甚至有時候患者已經中風了還不知道。這種沒有自覺症狀的中風稱為無症狀性腦中風，無症狀性腦中風絕大部份都是範圍很小的洞性梗塞，因為梗塞的區域很小所以患者常常沒有任何不適感覺。另外有一小部份的無症狀性腦中風是發生在腦中掌管肢體運動、肢體感覺和視覺以外的區域，因為這些區域的功能缺損所造成的症狀，患者較不易察覺，雖然沒有自覺症狀，也是中風。中風過的人很容易再復發，中風發作次數愈多，神經功能障礙也就愈厲害，也更容易有多發性腦中風痴呆症的可能。無症狀性腦中風算是輕度的腦中風，如果能因此知道該預防，便不會有嚴重的腦中風，但是如果因為沒有自覺症狀而不知該預防，等到嚴重的腦中風發生了或是痴呆症的症狀出現了才後知後覺，這才是大不幸。

一般偵測腦中風的方法可分為三類：腦部電腦斷層掃描(Computed Tomography, CT)、核磁共振造影(Magnetic Resonance Imaging, MRI)和與腦部超音波(Ultrasound Images)等。腦部電腦斷層掃描的優點是提供器官的完整三維信息優於X光影像只能提供多斷面的重疊投影；缺點是電腦斷層掃描被視為中度至高度輻射的診斷技術，雖然技術的進步已經增加了輻射的效率，但是同時為了增加影像品質或為了更複雜的技術，還是有增加劑量的考量。MRI的優點是可在30分鐘內完整呈現兩側內頸動脈與顱內血管是否有狹窄、動脈瘤及動

靜脈畸形，並可早期發現因腦血管疾病引起的微小梗塞和腦萎縮，以及腦瘤和其他腦實質病變等；缺點是費用較昂貴且大部分醫師對MRI尚未熟悉，故不普遍。腦部超音波的優點是費用便宜、操作方便，而缺點是操作醫師需要極佳經驗才不容易誤診，且儀器好壞影響判讀。若以醫師常用不易誤判的情況下，因此我們採用了腦部電腦斷層掃描的方式來完成我們的研究，傳統的偵測都必須藉重醫師們的專業知識，如此會使的醫師的疲勞感增加而產生判斷錯誤的發生。因此我們提出這個研究的目的是要發展出一套成功率高且精確度高的腦中風偵測系統，此系統可以輔助醫師的檢測減少醫師的疲勞和錯誤率的發生，並且改善了目前偵測演算法所存在的問題，能夠精準的偵測出腦部病變的地方。最後將本計劃所發展出的軟體功能移植到輔助醫療診斷系統作即時測試，以便連接理論與實務的銜界面與改善的重點。

目前電腦斷層掃描(Computed Tomography, CT)影像廣泛的應用於腦中風(Cerebral Vascular Accident, CVA)的診斷與研究，然而不是所有CT影像都如此清晰容易判讀，許多微小病灶特徵無法根據肉眼判定，可能錯失醫治最佳時機。[1]雜訊和解析度是兩個主要影響影像品質的因素，運用在醫學診斷中，影像的低雜訊和高解析度最理想的情況。在過去的相關文獻中，[2]以MATLAB為開發工具使用分群演算法，增強腦中風CT影像中腫瘤的辨識率，但其辨識結果無法與原始腦中風CT影像比對，無法得知其正確位置。[3]則是以平均值濾波器及標準差濾波器對腦中風CT影像進行運算，再將其結果進行3D影像的建置。

在國內對腦中風所做的相關研究，[8]是以人工智慧領域中類神經網路的技術，建構一套預測再發性腦中風的預測模型，減低因罹患腦中風對家庭、社會與醫療資源所造成的負擔。另一方面，由於臨床醫師進行診斷時，通常依據個人的主觀經驗，很難將自己的記憶與個人診斷結合進行診療的判斷，可能存在評估的風險，藉著電

腦模擬的技術，整合病患臨床相關資訊以幫助醫師進行診療分析的參考，不過並沒有針對腦中風CT影像的部分進行加強。本研究希望對腦中風CT影像進行加強及研究，[9]應用紋理特徵量化分析中大腦缺血性中風於急性期的紋理變化情形，並建立倒傳遞類神經網路架構以辨別病患腦部梗塞與否；另一方面，則應用影像增強技術，突顯病灶區域之對比度以提高醫師鑑別能力，透過這兩種影像處理技術的結合，以提供醫師於電腦斷層影像上病灶診斷的參考依據，進一步提高電腦斷層攝影檢查的偵測率。另一篇文獻則是[10]特別針對急性缺血性腦中風病發3小時內之腦部電腦斷層影像，藉由影像分析處理技術，建立了一套輔助缺血性中風病患診斷的工具，可以在救治急性中風病患時，將銨-99m六甲基丙胺錯化物(Tc-99m HMPAO)和單光子射出電腦斷層掃描結合，協助臨床醫師標示腦中風缺血區域，並同時進行缺血嚴重程度分級和比較，協助醫師偵測出視覺無法正確判別的初始輕微中風區塊，並且立刻給予正確的治療，以降低損傷區塊的蔓延及腦組織的不可逆壞死。另外還有磁振照影術(MRI)影像的應用，[13]利用各種不同的影像分析技術，針對磁振照影術獲取的頭部腦組織影像進行處理，以半自動化技術精確的描繪出腦組織損傷區域，利於進行臨床診斷與治療。研究過程使用不同的演算法則(Sobel演算法、Marr-Hildreth演算法和Canny演算法)進行腦組織損傷區域描繪，其中以Canny演算法結果與真實腦組織損傷區域之吻合度最高，也能精確的描繪出腦組織損傷區域和鄰近正常腦組織或是顱骨的界線。

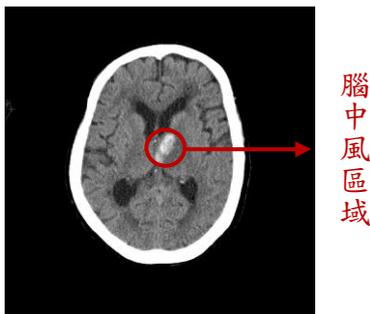
本研究希望利用影像與圖形識別的應用技術，針對電腦斷層掃描所獲得的影像進行腦中風病灶特徵抽取，採用規則導向的方法(Rule-based)，並評估其可靠度和精確度，再與人為圈選進行腦中風病灶特徵區域的辨識，希望降低人為因素造成區域的差異，進而提升臨床醫師對患者的診斷與治療價值。

本論文共有五個章節，前面介紹了第

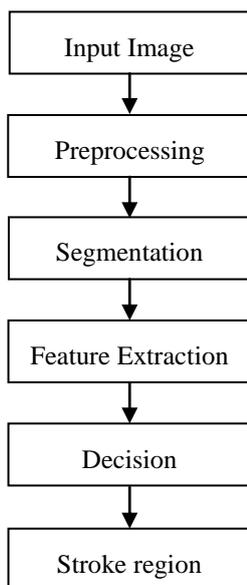
一節前言的部份，接著依序介紹接下來的章節，第二節為研究方法，詳細描述系統的完整流程，包含前處理、分割、特徵擷取及決策等說明；第三節為實驗結果，介紹我們初步偵測出腦中風的結果；第四節是結論及未來展望；第五節為參考文獻。

## 2. 研究方法

在腦部電腦斷層掃描影像中，我們使用影像格式為DICOM格式，其影像大小為 $512 \times 512$ 像素，每一個像素使用12bits來記錄CT值，而每一個像素代表現實長度的0.2mm(如圖一所示)。圖二為本研究所提出之偵測流程圖，整個流程主要分為四個部份：前處理、分割、特徵擷取、決策，接下來我們將詳細說明每一個處理的步驟。



圖一 有腦中風的圖



圖二 腦中風偵測流程圖

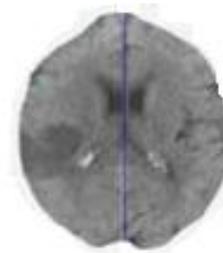
### 2.1. 前處理(Preprocessing)

前處理的目的是要獲得能夠清楚分析的影像，它是由一連串的影響處理方法所組成的，包含影像的二值化、去雜訊的處理和對比增強等。在影像二值化與去雜訊的部分，我們利用腦組織與頭顱骨之間衰減係數相差20~30倍的關係，以Otsu所提出的二值化方式將腦組織與頭顱骨分隔開來，再以邊緣偵測法記錄腦部軟組織邊緣位置藉以去除其他多餘的影響資訊。而在對比增強的部份，初步我們會採用直方圖均化(Histogram Equalization)的方法來完成。

### 2.2. 分割(Segmentation)

在分割這一步驟分為兩個階段，第一階段必須把腦的部分擷取出來，而第二階段則將擷取出的腦部做出分割以便下一步驟的特徵抽取。

在第一階段我們採用動態輪廓線模型(Active Contour Model, ACM)來分割出腦部的區塊，ACM是一個自動校正輪廓模型的系統，它可以對原始影像的內容進行邊緣偵測及其他相關影像技術來自動的對輪廓進行校正，以得到更接近實際物體外型的輪廓線，圖三為經由ACM擷取出腦部的結果。



圖三 ACM分割結果

接下來腦部包含了頭顱與大腦的一些內部結構，所以在進行分割前，我們必須先找出腦部的對稱軸，腦部中各點 $x, y$ 座標的平均值與對稱軸的角度 $(\Phi)$ 將經由下列的公式計算，其中 $m_{p,q}$ 代表第 $p+q$ 階的moment， $\mu_{p,q}$ 代表第 $p+q$ 階的中心moment。

$$m_{p,q} = \sum_{(x,y) \in S} x^p \times y^q \quad (1)$$

$$\bar{x} = \frac{m_{1,0}}{m_{0,0}}, \bar{y} = \frac{m_{0,1}}{m_{0,0}} \quad (2)$$

$$\mu_{p,q} = \sum_{(x,y) \in S} (x - \bar{x})^p \times (y - \bar{y})^q \quad (3)$$

$$\phi = \frac{1}{2} \arctan \left( \frac{2\mu_{1,1}}{\mu_{2,0} - \mu_{0,2}} \right) \quad (4)$$

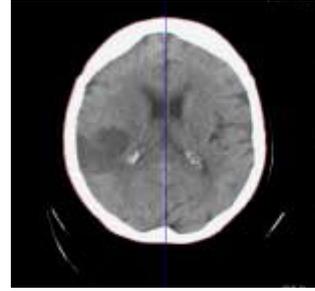
我們將採用標記區域增長(Seeded Region Growing Algorithm, SRGA)來做第二階段的分割，SRGA是一種影像切割(Image Segmentation)的方式，它專門作用在以能量強度(Intensity)來表示的影像上。此外，這些影像中預定要被切割出來的物件或是區域必須由一群有類似值的像素和彼此相連結的像素所組成。下面是這個演算法的流程介紹：

我們輸入了一些種子(Seed)點，種子的數量和我們想要的最大區域數必須相同，也就是說，有 n 個種子就會在影像上切出 n 個區域。種子的選擇對於標記區域成長演算法切割的結果有著絕對性的影響，一般來說種子所採用的特徵要能夠表現出每個區塊間的差異性並且不易被雜訊所影響。當種子決定後便將這些種子鑲嵌在影像中適當的地方，位置的選擇上唯一要滿足的特性就是一個區域中每個相連通的部分只會屬於某一個種子，然後每個區域的內容相似度愈高愈好。演算法的流程是在每一回合中每個區域尋找周圍最相近的像素然後讓該像素成為區域的一份子，直到影像中的每個像素都屬於某一個區域為止。假設經過 m 個回合之後考慮某個未被分配的点 x，令  $\delta(x)$  是像素 x 跟其周圍某個其他種子所形成區域間的差異值，差異值之算法如下：

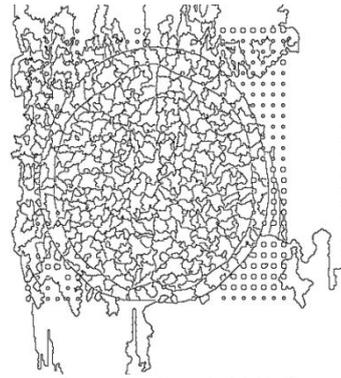
$$\delta(x) = \left| g(x) - \underset{y \in A_i(x)}{\text{mean}}[g(y)] \right| \quad (5)$$

其中  $g(x)$  為點 x 的像素值， $A_i$  是區域的名稱，y 是目前所有屬於區域  $A_i$  的像素值。若點 x 只和區域  $A_i$  相鄰，則點 x 屬於

區域  $A_i$ ；若點 x 和超過一個的區域相鄰，則點 x 屬於  $\delta(x)$  值最小的那個區域，並將點 x 的座標存到另一個專門儲存區域間調整的矩陣中。當每個符合條件(至少和一個區域相鄰接)卻未被分配的點都處理過後，第 m 個回合結束，若仍有點未被分配給任何一個區域，則繼續進行第 m+1 個回合。圖三為腦部原始影像，圖五為 SRG 分割的結果。



圖四 腦部原始影像



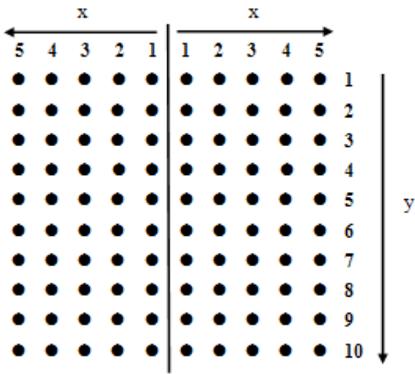
圖五 SRGA 分割結果

### 2.3. 特徵擷取(Feature Extraction)

經由 SRGA 分割的影像，我們將可以得知一些物件，而每個物件代表了一個區域且每一個物件有 9 個屬性，物件將被保存在一個文件，表一為物件的屬性表。

表一、物件的屬性

slot name	description
id	被辨識區域的編號
label	區域被標籤的名稱，一開始每一個區域皆被標示為 "unknown"，而其他可能的標籤名稱如下："background"，"skull"，"brain"，"csf"，"maybe stroke"，"normal"，"stroke"
neigh	被辨識區域的編號
intensity	亮度的程度，包含 5 種程度值 "very bright"，"bright"，"medium"，"dark"，"very dark"
area	區域像素的面積
x	區域中的 x,y 座標，包含了 10*10=100 個種子，中間的黑線代表對稱軸，座標系統如圖五所示
y	
side	1 代表在對稱軸的左邊，0 代表在對稱軸的右邊
includes	與 "stroke" 相連結的區域融合的区域

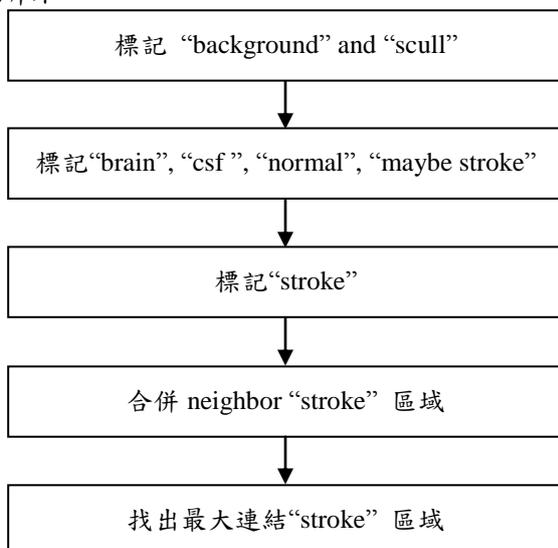


圖六 座標系統

圖六為座標系統，在此座標系統中，中間的黑線代表對稱軸，而在對稱軸左右兩邊的各點表示腦部中各點的座標。

## 2.4. 決策(Decision)

在這一階段中我們將採用規則導向的方法(Rule-based)來完成我們學習，依循著“If-Then”的形式，如果左邊屬性的規則成立則將執行右邊的規則。Rule-based labeling 包含了幾個階段，每一階段只有選定物件的所有集合才可以被執行，這是由一種在專家系統優先執行的規則“特點”所控制。當一些規則激發，議程會被更新成新的活化。只要有一些具有較高顯著性的規則會激發，顯著性較低的規則將不會激發。在我們的研究中，我們使用了6個層次結構並且執行可分為5個階段，如圖七所示。



圖七 Rule-based labeling 流程圖

以下是 Rule-based labeling 前三階段的規則：

1. “background” 的規則：
  - A. 最大的“very dark”區域是“background”
  - B. “very dark”或“dark”的區域如果有“background”的鄰域，則此區域為“background”
  - C. 只有一個鄰域的區域，且此鄰域為“background”，則此區域也為“background”
2. “scull” 的規則：
  - A. 最大的“very bright”區域是“scull”
  - B. “very bright”的區域如果有“scull”的鄰域，則此區域也為“scull”
3. “brain”, “csf”, “normal”, “maybe stroke” 的規則：
  - A. 最大的“bright”, “medium”, “dark”區域如果有“scull”的鄰域，則此區域為“brain”
  - B. 如果區域同時為“brain”與“dark”，則此區域為“csf”
  - C. 如果區域同時為“brain”與“medium”，則此區域為“maybe stroke”
  - D. 如果區域同時為“brain”與“bright”，則此區域為“normal”
4. “stroke” 的規則：
  - A. 沒有對稱性的“maybe stroke 區域”為“stroke”

如果存在兩個被辨識的區域 id1 和 id2 為“stroke”，且 id1 和 id2 為鄰域，則撤銷 id1 的事實，並相加 id1 和 id2 的面積，再相加 id1 和 id2 與“stroke”相連結的區域融合的区域，然後告訴所有 id1 和 id2 的鄰域，現在起 id1 的鄰域皆與 id2 互為鄰域，而 id2 的鄰域皆與 id1 互為鄰域。在合併所有可以合併的區域後，專家系統便可以找到最大的“stroke”區域，圖八為標記過後的影像，黑色的區域為腦中風的區域。

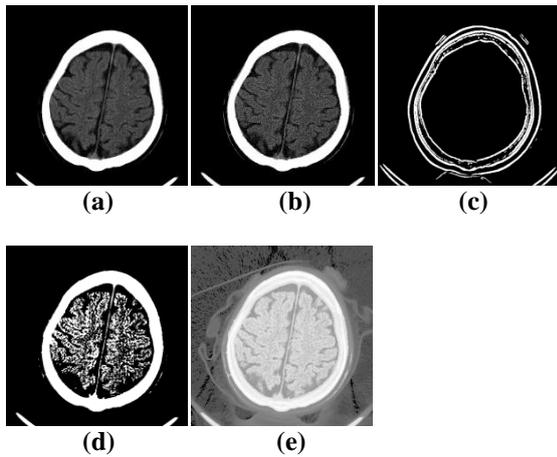


圖八 標記後的影像

### 3. 實驗結果

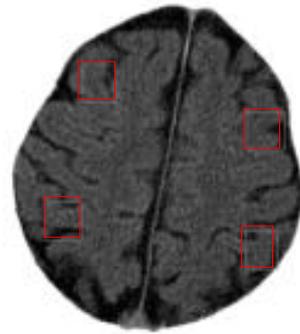
我們使用影像格式為 DICOM 格式，其影像大小為 512×512 像素，每一個像素使用 12bits 來記錄 CT 值，而每一個像素代表現實長度的 0.2 公厘。

圖九顯示了腦部進行去雜訊處理、Sobel 邊緣偵測結果及二值化與直方圖均化的結果。

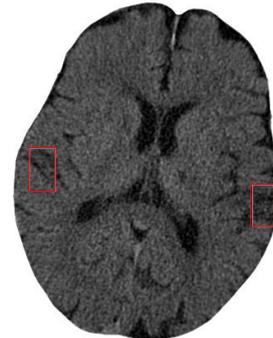


圖九 (a)腦中風原圖 (b)去雜訊處理(c) Sobel 邊緣偵測 (d)二值化結果 (e)直方圖均化

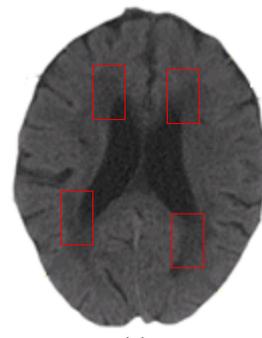
我們以中山醫學大學附設醫院 20 位患有腦中風的患者來做為我們的測試，圖十顯示了三位患者成功偵測出腦中風的偵測圖，紅色框線中為腦中風的部分。



(a)



(b)



(c)

圖十 腦中風偵測圖

### 4. 結論與未來展望

目前腦中風偵測的學術研究有很多，但是能夠正確的偵測出腦中風的成功率卻不高，所得到的結果也不一定準確，本研究藉由影像與圖形識別的技術，建構一套使用在輔助腦中風的偵測系統，藉此幫助醫師的診斷，並能有效的節省醫師診斷的時間。本研究目前的成功率為 85%，而成功率無法達到 100% 的原因可能是每一位患者腦部電腦斷層掃描影像不一定為方正的，未來我們將加入傾斜矯正的方法，針對患者的腦部電腦斷層掃描影像進行矯正，以提高偵測的正確率。而我們也將持續的

做一些相關的文獻研究，增加本系統完整性的效率，並與本校的醫院醫師合作，將軟體功能移植到輔助醫療診斷系統作即時測試，以便連接理論與實務的銜接面與改善的重點。

## 5. 參考文獻

- [1] 行政院衛生署
- [2] 呂啟維，“利用色彩特徵和輪廓偵測的半自動視訊物件切割法”，國立成功大學電腦與通信工程研究所碩士論文，九十六年一月
- [3] 李玉綸，“腦中風患者在SPECT影像的缺血區域分析方法之建立”，元培科技大學放射技術系碩士論文，2006
- [4] 官生華，“注意無症狀性腦中風”，衛教文章
- [5] 亞東紀念醫院，腦中風血管超音波檢查
- [6] 黃綠宣、蔡佩娟、李愛先、蘇振隆，“結合紋理析與影像增強技術於電腦斷層影像中輔助診斷急性缺血性腦中風”，年台灣國際醫學資訊聯合研討會(JCMIT2008)
- [7] 彰化基督教醫院，腦血管疾病介紹
- [8] 鄭信鈴，“以類神經網路建構再發性腦中風之預測模式”，國立成功大學工業與資訊管理學系碩士在職專班碩士論文，九十六年六月
- [9] Du-Yih Tsai, Noriyuki Takahashi and Yongbum Lee, “An Adaptive Enhancement Algorithm for CT Brain Images,” *Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai*, , September, 2005
- [10] Giarratano, G. Riley, “Expert Systems, Principles and Programming,” PWS Publishing Company, Boston, 1993
- [11] Michael Kass, Andrew Witkin, Demetri Terzopoulos, “Snakes : Active Contour Model,” *International Journal of Computer Vision*, pp.321-331,1988
- [12] Milan Mate.in, Sven Lončarić and Damir Petravić ,“A Rule-Based Approach to Stroke Lesion Analysis from CT Brain Images,” *2nd Int'l Symposium on Image and Signal Processing and Analysis (ISPA01)*, Pula, Croatia, June, 2001
- [13] T Kesavamurthy , S SubhaRani , “Pattern Classification using imaging techniques for Infarct and Hemorrhage Identification in the Human Brain,” *Calicut Medical Journal* 2006
- [14] Takeshi Hara, Naoto Matoba, Xiangrong Zhou, Shinya Yokoi, Hiroaki Aizawa Hiroshi Fujita, Keiji Sakashita, Tetsuya Matsuoka “Automated Detection of Extradural and Subdural Hematoma for Contrast-enhanced CT Images in Emergency Medical Care,” *Medical Imaging: Computer-Aided Diagnosis, Proc. of SPIE Vol. 6514*, 2007
- [15] Yongbum Lee, Noriyuki Takahashi, Du-Yih Tsai, Hiroshi Fujita, “Detectability improvement of early sign of acute stroke on brain CT images using an adaptive partial smoothing filter,” *Proceedings of Medical Imaging: Image Processing, Vol.6144, March 2006*