

# 行政院國家科學委員會專題研究計畫 期末報告

## 自動化初期缺血性腦中風偵測使用小波轉換和 GMM-EM 演算法

計畫類別：個別型  
計畫編號：NSC 101-2221-E-040-005-  
執行期間：101年08月01日至102年07月31日  
執行單位：中山醫學大學醫學資訊學系

計畫主持人：秦群立

計畫參與人員：碩士班研究生-兼任助理人員：李明憲

報告附件：出席國際會議研究心得報告及發表論文

公開資訊：本計畫涉及專利或其他智慧財產權，2年後可公開查詢

中華民國 102 年 09 月 21 日

中文摘要： 在本文中，我們提出了一套智慧型初期缺血性腦中風偵測系統，它能夠輔助醫師診斷，使原本不易看出的腦中風區域更有視覺上的感知增強。本論文分成三個主要的部份。首先，將輸入的電腦斷層掃描(Computed Tomography, CT)影像作前處理使之利於後續的步驟使用，並利用數學形態學提取大腦組織的部分。接著，是使用自動化的區域生長算法分割腦組織區域。這是為了在隨後的第三階段中可以明確區分白質和灰質為八個區域。第三階段，本系統使用所提出的簡易區域亮度比較算法，來找到一致的大腦區域位置的方法。目的在找到腦中風區域位於右半腦或左半腦後，將進行最後的修正和白色標記的面積就是本系統執行完預測的腦中風區域。最後，為了驗證本系統所提出的方法，本文將程序執行完的結果經過實際的測試，先由本校附設醫院的專業醫師的幫助將有中風的影像取出來，再透過兩位沒有經驗的放射科醫生進行檢測，比較是否本系統能夠真正的幫助到醫師來提升腦中風診斷的正確率，實驗數據證明成功率由原本的最低 33% 經由本系統輔助後，醫師的結果有超過一半進行了更動，並且經由更動後最終成功率可達到 64% 以上，系統偵測的靈敏度經測試後也達到了 85.55%，且在 Object-level Consistency Error(OCE)的評估上其成功率達到了 0.8678。

中文關鍵詞： 缺血性腦中風、電腦斷層掃描、數學形態學、區域生長

英文摘要： In this paper, we propose an intelligent early ischemic stroke detection system. It can help doctor to diagnosis. The system will be divided into three parts. First, the input Computed Tomography (CT) image will be performed preprocessing. The preprocessing step includes contrast enhancement using cubic curve, and extraction brain tissue using morphology technology in the image processing. The second, the brain tissue area will be segmented using Unsupervised Features region growing algorithm (UFRGA). Its goal is to distinguish the white matter and gray matter in the brain area. Finally, we use a simple position coincidence method to coincide the intensity according to the intensity of areas obtained by our proposed method. Hence, the brain stroke area will be found out. In the experiment result, we invite the two radiologists to help us to test our proposed system. And, the three statistic indices and an empirical evaluation index are used to

evaluate our proposed system. From the result, we know that our proposed system can aided radiologist to increase themselves success rate to 64% up and the sensitivity of the system is 85.55%. The empirical evaluation index (Object-level Consistency Error, OCE) is 0.8678.

英文關鍵詞： Ischemic Stroke, Computed Tomography, Mathematical Morphology, Region Growing, Object-level Consistency Error

行政院國家科學委員會補助專題研究計畫

期中進度報告

期末報告

自動化初期缺血性腦中風偵測使用小波轉換和

GMM-EM 演算法

Automatic detection of early ischemic stroke using wavelet transform  
and the GMM-EM algorithm

計畫類別：個別型計畫 整合型計畫

計畫編號：NSC 101-2221-E-040-005-

執行期間：101 年 08 月 01 日至 102 年 07 月 31 日

執行機構及系所：中山醫學大學醫學資訊學系（所）

計畫主持人：秦群立

共同主持人：

計畫參與人員：李明憲

本計畫除繳交成果報告外，另含下列出國報告，共 1 份：

移地研究心得報告

出席國際學術會議心得報告

國際合作研究計畫國外研究報告

處理方式：除列管計畫及下列情形者外，得立即公開查詢

涉及專利或其他智慧財產權，一年二年後可

公開查詢

中 華 民 國 102 年 07 月 24 日

## 中文摘要

在本文中，我們提出了一套智慧型初期缺血性腦中風偵測系統，它能夠輔助醫師診斷，使原本不易看出的腦中風區域更有視覺上的感知增強。本論文分成三個主要的部份。首先，將輸入的電腦斷層掃描(Computed Tomography, CT)影像作前處理使之利於後續的步驟使用，並利用數學形態學提取大腦組織的部分。接著，是使用自動化的區域生長算法分割腦組織區域。這是為了在隨後的第三階段中可以明確區分白質和灰質為八個區域。第三階段，本系統使用所提出的簡易區域亮度比較算法，來找到一致的大腦區域位置的方法。目的在找到腦中風區域位於右半腦或左半腦後，將進行最後的修正和白色標記的面積就是本系統執行完預測的腦中風區域。最後，為了驗證本系統所提出的方法，本文將程序執行完的結果經過實際的測試，先由本校附設醫院的專業醫師的幫助將有中風的影像取出來，再透過兩位沒有經驗的放射科醫生進行檢測，比較是否本系統能夠真正的幫助到醫師來提升腦中風診斷的正確率，實驗數據證明成功率由原本的最低33%經由本系統輔助後，醫師的結果有超過一半進行了更動，並且經由更動後最終成功率可達到64%以上，系統偵測的靈敏度經測試後也達到了85.55%，且在Object-level Consistency Error(OCE)的評估上其成功率達到了0.8678。

關鍵詞：缺血性腦中風、電腦斷層掃描、數學形態學、區域生長、Object-level Consistency Error。

## Abstract

In this paper, we propose an intelligent early ischemic stroke detection system. It can help doctor to diagnosis. The system will be divided into three parts. First, the input Computed Tomography (CT) image will be performed preprocessing. The preprocessing step includes contrast enhancement using cubic curve, and extraction brain tissue using morphology technology in the image processing. The second, the brain tissue area will be segmented using Unsupervised Features region growing algorithm (UFRGA). Its goal is to distinguish the white matter and gray matter in the brain area. Finally, we use a simple position coincidence method to coincide the intensity according to the intensity of areas obtained by our proposed method. Hence, the brain stroke area will be found out. In the experiment result, we invite the two radiologists to help us to test our proposed system. And, the three statistic indices and an empirical evaluation index are used to evaluate our proposed system. From the result, we know that our proposed system can aided radiologist to increase themselves success rate to 64% up and the sensitivity of the system is 85.55%. The empirical evaluation index (Object-level Consistency Error, OCE) is 0.8678.

Keywords - Ischemic Stroke, Computed Tomography, Mathematical Morphology, Region Growing, Object-level Consistency Error.

## 一. 前言

腦中風為目前各個國家中最高為常見而且是對性命最具威脅性的神經疾病，並為全球死亡率增加的主要因素之一，所以本文為了要避免這類疾病造成死亡的發生率，必須要改進在傳統的初期腦中風偵測方法，而這些方法都必須藉重資深醫師們的專業知識，配合一般的醫院都會購買的醫療影像儲傳系統(Picture Archiving and Communication Systems, PACS)中附加的Window Level (WL)和window width (WW)功能來對每一張影像進行觀察，如此時間一久會使的醫師的疲勞感增加而產生判斷錯誤的發生，因此本文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，精準的偵測出腦部病變的地方。

## 二. 研究目的

由於MRI (Magnetic Resonance Imaging)尚未普及、費用較昂貴、時間花費較CT來的久，所以醫師一開始都不會建議病患照MRI，而且若以醫師常用不易誤判的情況下，本研究就是採用大部分中小型醫院都可以幫患者照射的CT影像，而且目前在這方面的研究工作是很少的，因此能夠將它開發完成是非常重要的，本研究提出這個論文的目的是要發展出一套有效的初期腦中風偵測系統，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，並提高醫師的判斷成功率。

## 三. 文獻探討

現今電腦科技發達，數位電腦影像處理技術被廣泛的應用在各種疾病診斷上，並且可以利用經由電腦輔助診斷的病例來訓練資淺醫師，使得每一病例的診斷結果更準確、快速，針對腦中風的偵測，近年來也有不少的學者利用不同的領域觀點，提出不同的電腦輔助診斷方法[1-4]，而本文也是使用相近的方法來完成本研究。在過去這方面的相關文獻中，其中最近的一篇[5]，使用GLCM特徵抽取配合數個類神經網路來完成，但是卻沒有附上正確的腦中風位置影像，以及判斷抓取的結果，其結果可能無法讓人信服。學者Lu [6]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，較無法得知其正確位置。在國內對腦中風所做的相關研究，Lee [7] 提到了一個找特徵點的方法，使用CT影像作模糊化並分析其腦組織的邊緣再進行高斯權重距離模型去找出特徵點最後重建3D人腦模型。Chawla M. [8] 發展出一個自動化的方法來檢測腦部異常現象分為急性梗塞，慢性梗塞和出血CT圖像。建議的方法包括三個主要步驟：圖像增強、中線對稱的檢測和分類的異常切片。Lin [9]是以人工智慧領域中類神經網路的技術，建構一套偵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。另有其它研究，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。Aleksandra Rutczyńska [10] 提出了一種使用區域增長方法，配合高斯混和模型找最大期望值，並配合貝氏定理去更新最大值位址。其成果只對於大面積中風區域有效，無法有效顯現早期腦中風之區域。Fueanggan S. [11] 提出一種新的設計方案，初步分析從Computed Tomography Perfusion(CTP)基於電腦圖像處理技術，來分析缺血性中風區。並用MATLAB程序應用開發設計的軟件分析缺血性中風的面積。新設計的軟件，可以指定分配CBV (Cerebral Blood Volume)，CBF (Cerebral Blood Flow) 和MTT (Mean Transit Time) 圖像的閾值水平的CTP 缺血性中風的面積。

目前的腦中風偵測儀器如CT和MRI只能協助有經驗的放射科醫師，以確定該病患是否罹患了腦中風，但是如果是一般放射科醫生可能會產生錯誤的判斷，使患者錯過了最佳的治療時機[12]。

由先前提到的文獻可以知道腦中風的嚴重性及威脅性，但是也發現了目前在缺血性腦中風的診斷技術上卻沒有太大的突破，如某學者提到利用小波轉換影像頻域之方法，增強了腦中風影像之整體對比度並無確切地顯示出中風的位置，這有可能會讓醫師選取到強化後像是中風的區域，或是將原本是中風的區域模糊掉，而增加診斷的時間進而導致延誤治療的第一時間。而且並非只有這篇提到的方法有這種不確定性，目前幾乎所有在這方面研究相關的論文都是如此，幾篇使用類神經網路訓練特徵的方法，雖然準確率相較之下會比較高，但效率會較慢，並且缺乏具有驗證性的討論說明，即使換了影像儲存方式也不一定可以成功抓出中風區域，這種情況下就只能用半自動(監督式)的方法去更改閾值並適合每台造影機器所照出之DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)影像；其他造成影像判斷上的問題還有以下幾點：1.高解析度之設備昂貴 2.人體組織的多樣性 3.疾病的惡化時間過短，導致了醫師在短時間內無法即時找出中風的區域來治療，進而造成每年全世界超過600萬個家庭的遺憾。最後因為以上所述之種種原因，所以本文將改善目前的狀況並發展出一套非監督式的腦中風偵測系統，來解決在診斷腦中風時的困難，也能夠清楚地顯示出中風區域以及提高診斷速度與準確性，同時也能驗證說明在不同成像儀器上的可行性與實用性。為了要改善這幾個地方，本文提出了一種自動化、有效、簡單且高辨識的腦中風偵測系統，以下將對本系統來做詳細的說明。



## 四. 研究方法

如圖4.1所示，為本論文所提出之腦中風辨識系統之流程圖，當一張CT影像進入系統後，會先做影像前處理，保留影像中腦組織的部分，去除像是頭骨及頭骨外部的組織，接下來是判斷該張輸入的影像是否包含腦脊液(CerebroSpinal Fluid, CSF)的部分，如果有便將之去除，再使用自動化區域增長演算法(Unsupervised Feature Region-Growing algorithm, UFRG)，將腦中風的區域增強出來並完成辨識腦中風的工作，在結果驗證的部份本實驗請兩位合作醫院的醫師與放射科醫師來協助完成。

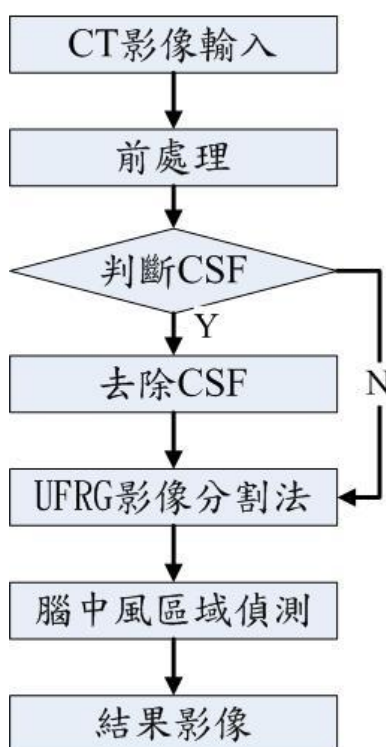
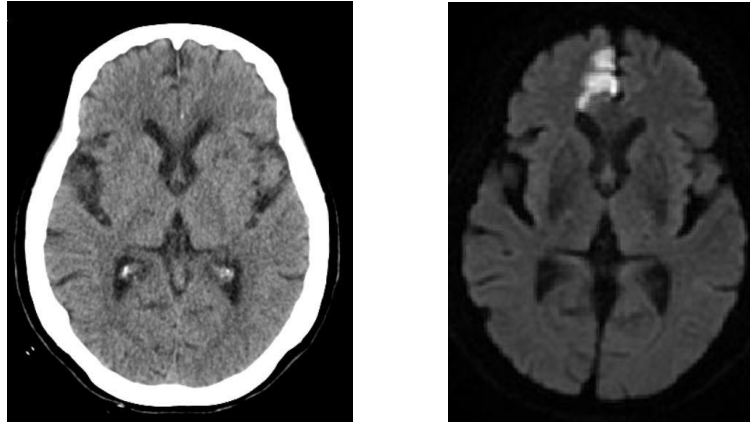


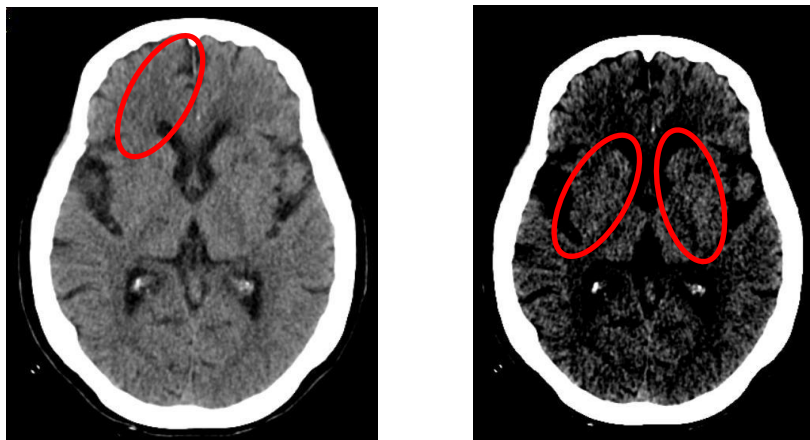
圖4.1 腦中風偵測流程圖

在過去大部分的醫師要進行診察病人的 CT 或 MRI 影像時，如圖 4.2 (a)及 (b)所示，都是要使用一個叫 window method [19] 的方法來增加影像的亮度及對比度，並且是用手動調整，舉例來說：像是要看腦中風區域的話就會把 window center 設成 40 HU(Hounsfield Units)並將 window width (W) 設成 80 HU 左右，如圖 4.3 (a)，或是要看基底核區域的話就會把 window center 設成 45 HU 並將 window width (W) 設成 35 HU 左右，如圖 4.3 (b)。



(b)

圖 4.2 (a)為 CT 影像，(b)為 MRI 影像



(b)

圖 4.3 (a)為腦中風區域影像，(b)為基底核區域影像

但是因為上述的方法缺乏彈性，所以在本篇採用 Cubic Curve method [20]來做影像的對比調整，因為它對影像亮暗的變化敏感度有不錯的感知效果，能夠將影像的亮度區間自動的調整到適合人眼觀看的範圍，其三次曲線方程式假設如(1)所示，而曲線示意圖如圖 4.4 所示，又因為該曲線方程式醫定會通過原點  $(0,0)$  所以  $f(0)=d$  而曲線方程式會如(2)所示，並且曲線也會通過  $(255,255)$  故曲線方程式會如(3)所示，再經移項計算後即可求得方程式(4)，將方程式(4)帶回方程式(2)可得方程式(5)，再經由曲線中一定存在一個的反曲點  $(A,B)$ ，而  $A$  代表三次曲線中反曲點的  $x$  座標，而  $B$  代表三次曲線中反曲點的  $y$  座標，可以得到  $A$  即為方程式(6)，其中  $x$  為影像中任一點的像素值  $\min_{x \in I} \{x\}$  表示  $x$  為影像中最小的像素值， $\max_{x \in I} \{x\}$  則表示為影像中最大的像素值，再將  $A$  帶入方程式(7)中即可得到  $B$ ，本系統再利用所求出之  $A, B$  來進一步求出三次曲線(1)中所有未知常數(4)、(5)和(8)，進而得到本系統所需要的三次補償曲線。在前處理之後，本系統可以從原始圖像中，如圖 4.5 (a)所示，經由三次曲線調整亮度對比後取出本系統想要做處理的腦組織區域，如圖 4.5 (b)所示。

$$y = f(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d$$

$$y = f(x) = ax^3 + bx^2 + cx$$

$$f(255) = a \times (255)^2 + b \times (255) + c$$

$$c = 1 - a \times (255)^2 - b \times (255)$$

$$b^2 = 3 \times a - (255)^2 \times 3a^2 - 255 \times 3 \times a \times b$$

$$A = \frac{\min_{x \in I} \{x\} + 0.7 \{ \max_{x \in I} \{x\} - \min_{x \in I} \{x\} \}}{2}$$

$$B = f(A), 0 \leq A \leq 255 \text{ and } 0 \leq B \leq 255$$

$$a = \frac{1}{(255)^2 - 3 \times 255 \times A + 3 \times A^2}$$

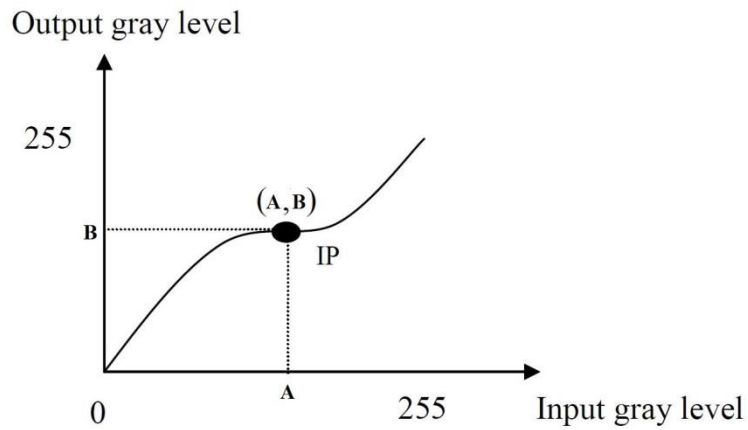


圖 4.4 背光圖像補償自適應三次曲線圖



(b)

圖 4.5 (a)為未經曲線調整亮度影像，(b)為經曲線調整亮度後影像

由上一步驟進行人眼可視化的前處理後，接下來這一個步驟主要目的是要找出並取得非大腦組織的部位且將之去除，像是頭骨或是在頭顱附近被一起照入 CT 的儀器設備等，不可能為腦中風的區域。在這裡做的第一步，是先藉由頭骨(外圍白色區域)與大腦組織有著明顯的數值上的差異，能輕易地用數值統計將明顯的頭骨與雜訊去除，如圖 4.6 所示會去除由 CT 值為 0 點開始向左右尋找統計為空值得 CT 值，此方法可以去除大部份的頭骨，接著本系統使用 Anisotropic Filter 進行 3\*3 模糊化處理[21]，公式如(9)到(11)所示，其中  $I(x, y)$  為原影像， $I_0(x, y)$  為經高斯函數  $G(\bar{x}, \bar{y})$  處理後之結果， $k$  為一高斯函數給定之閾值，此公式能使本系統의 影像減少雜訊並增加區域亮度的差異值，如圖 4.7 (a)所示，再使用數學形態學將其剩下的頭骨及非大腦組織的區域去除，最後結果如圖 4.7 (b)。

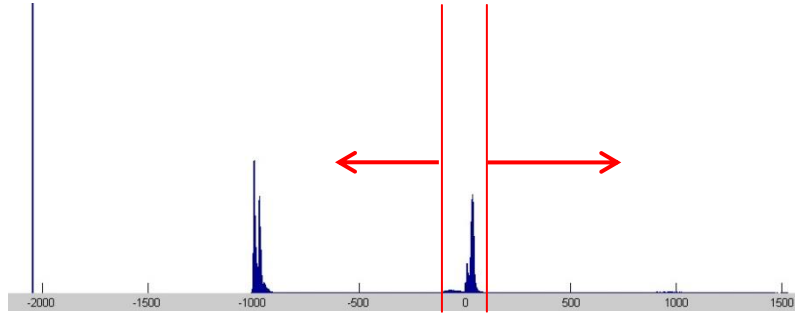
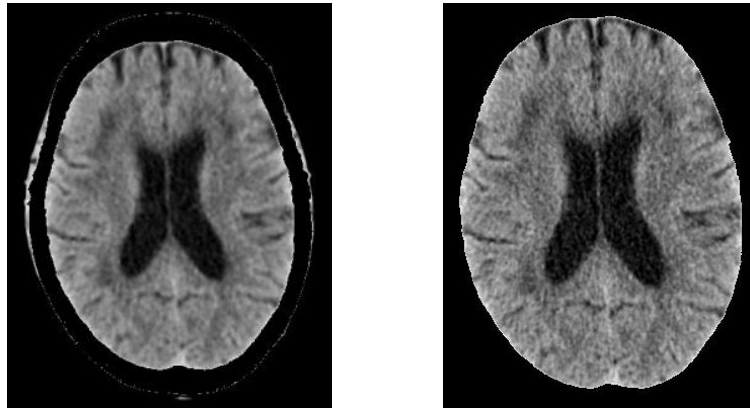


圖 4.6 影像數值統計圖

$$I(x, y) = \frac{\sum_{i=-1}^{+1} \sum_{j=-1}^{+1} I_0(x+i, y+j) G(\bar{x}, \bar{y})}{\sum_{i=-1}^{+1} \sum_{j=-1}^{+1} G(\bar{x}, \bar{y})} \quad (9)$$

$$G(\bar{x}, \bar{y}) = \exp\left(-\frac{\left|\sqrt{G_x^2 + G_y^2}\right|^2}{2k^2}\right) \quad (10)$$

$$(G_x, G_y) = \left(\frac{\partial I(\bar{x}, \bar{y})}{\partial \bar{x}}, \frac{\partial I(\bar{x}, \bar{y})}{\partial \bar{y}}\right) \quad (11)$$



(a)

(b)

圖 4.7 (a)為 Anisotropic 模糊化運算後，(b)為所提取出之腦組織影像

經由前處理後，接下來這一個步驟主要目的是要找出並判斷該張 CT 影像內是否存在著腦脊液，如果有便將之去除，這是因為有些腦脊液的數值會過於接近腦中風的區域範圍值，容易造成後續程式對於腦中風區域的混淆進而造成判斷上的錯誤，因為 CSF 在大腦內的 CT 值都是最暗的，所以本系統會由所取出之大腦組織去找到最大外接矩形，並將其水平、垂直各接劃分為五等分，其中 CSF 的區域會位於五分之二到五分之四的範圍內，如圖 4.8 (a)所示，又因為 CSF 所占區域的 CT 值較小，故經由反覆實驗後得知需再取該區域所有值的前 30% 將其當成本系統不需要的 CSF 區域去除，最後去除後的結果會如圖 4.8 (b)所示。



(b)

圖 4.8 (a)為 CSF 組織影像，(b)為去除 CSF 後之腦組織影像

有了去除過 CSF 的 CT 影像後即可將其當作下一步驟的輸入影像，因為後續的處理有去抓取一些特殊區域的值來進行比較的動作，所以將 CSF 去除後，程式在後續的判斷上也比較不會出現判斷出現錯誤的情形。

## UFRG 影像分割法

在接下來這一步驟，是本系統程式最主要的一個步驟，本系統會使用改進的自動化區域增長方法會採取一序列的處理來自動的分割出大腦的各個區塊，並增

強原始影像裡不易看到的區域，而以下為本系統的步驟流程如 step1 和 step2 所示。

**Step1.** 首先本系統會將先前去除 CSF 後之影像讀入再利用 Canny 邊緣偵測演算法[22]來抓取影像的邊緣，如圖 4.9 所示，並將所取得的邊緣周遭的 CT 值，也就是白線周圍的原始影像值(紅色區域)，有四種可能性一種是直線型一種是斜線型，如圖 4.10(a)到(d)所示，收集起來做統計取其直方圖的峰值，如圖 4.11 (a)及 (b)所示。

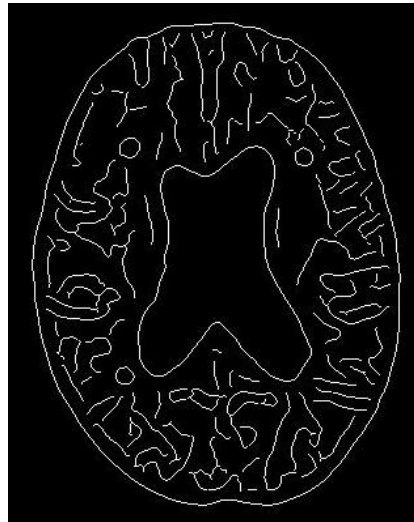


圖 4.9 所提取出之腦組織邊緣影像

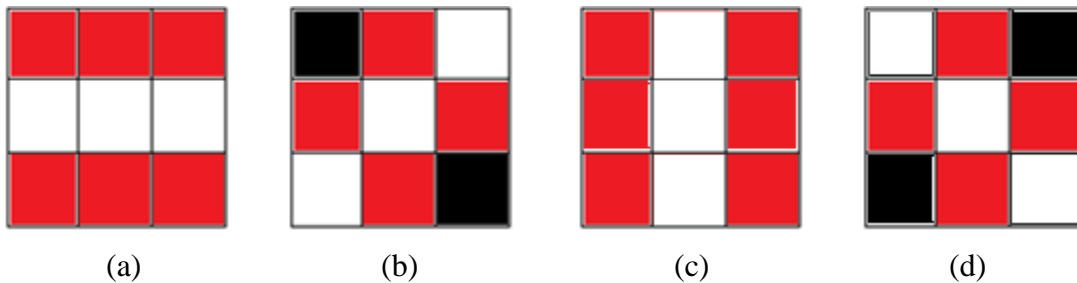


圖 4.10 (a)為直線邊緣值(b)為右斜線邊緣值(c)為橫線邊緣值(d)為左斜線邊緣值

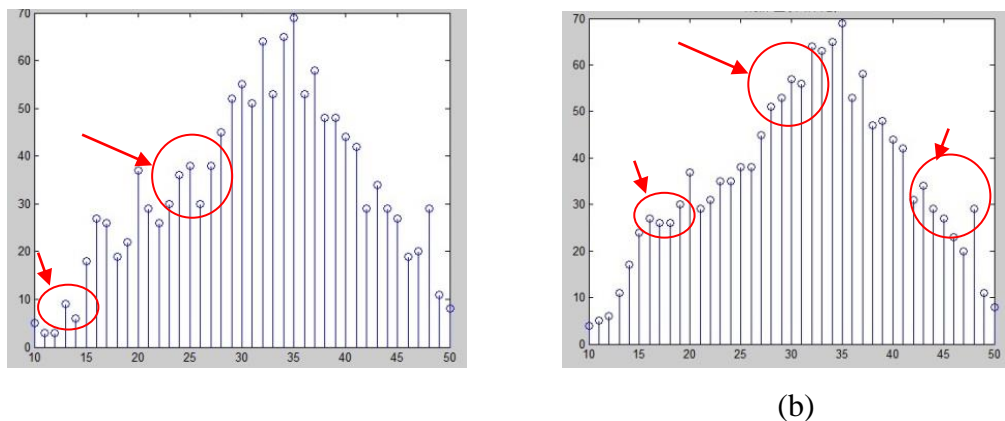


圖4.11 (a)為統計直方圖，(b)為修正後之統計直方圖



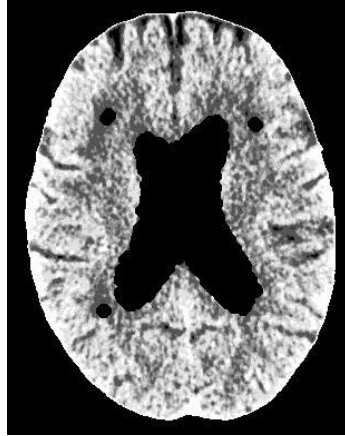


圖 4.12 經由自動化區域生長後的影像

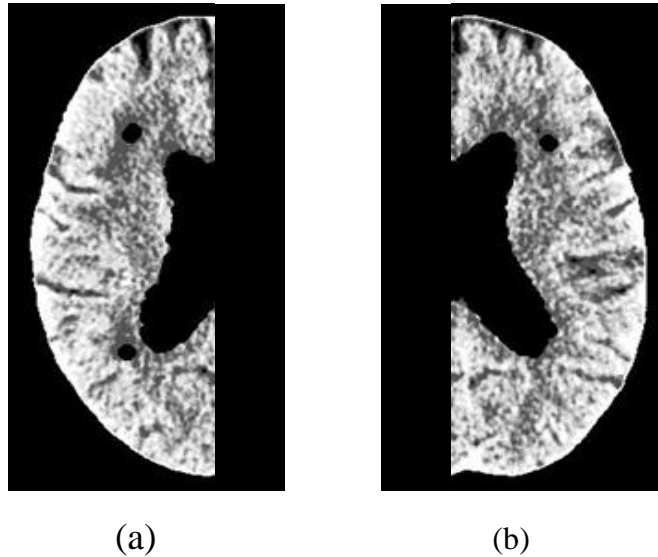


圖 4.13 (a)為左半腦影像，(b)為右半腦影像

**Step2.** 接著用上一步獲得的峰值來作為本系統自動化區域生長的 SEED 值一個一個做完區域增長後結果會如圖 4.12 所示，並且當作完以上這些步驟之影像對比原圖 4.7(b)，已經對人眼視覺上有一定程度的對比差異了；但是在這一步裡本系統只能增強影像還是無法清楚的指出腦中風的區域在哪一個區域，也就是只能將腦中風讓人比較明顯的看出來，所以接下來的一個方法會使用一個區域位置找尋的演算法，其方法就是互相比對左右兩邊之灰階度來判斷腦中風是在哪一半腦 (Cerebral hemisphere)，如圖 4.13(a)與(b)所示。

### 腦中風區域偵測

一般情況下醫師都是透過觀察腦部 CT 影像的左右半腦組織影像來找出疑似腦中風的區域，由此可知也應該要將此知識放入偵測系統中，因此本系統先利用

影像投影的方法找出腦組織影像的最大外接矩形，接著本系統以此矩形為依據，此矩形長的中心和寬的中心做為腦組織的中心座標，如此可將腦組織分成四個部份。接著本系統希望能區分出灰質與白質的所在區域，正常人腦的灰質區域都是位在大腦組織的外圍並且因為細胞密度較高，所以呈現較白的顏色，相對於白質就會比較暗，故本篇會使用一橢圓形線圈來比較周圍之 CT 值變化大小，來找出合適的區域分界，如此一來便會將原圖分割成八個區域，如圖 4.14 所示。

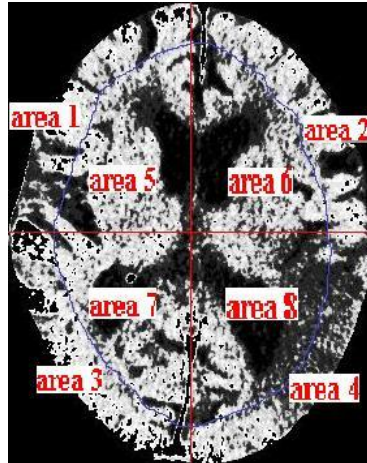




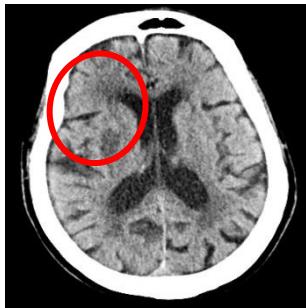
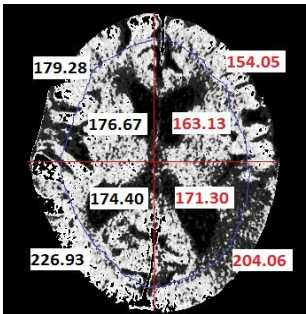
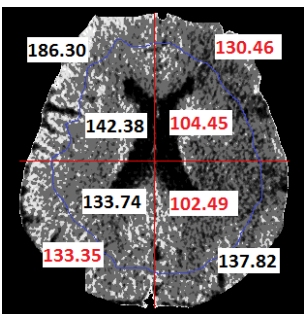
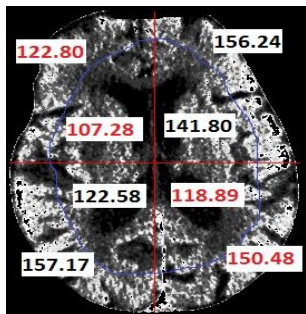
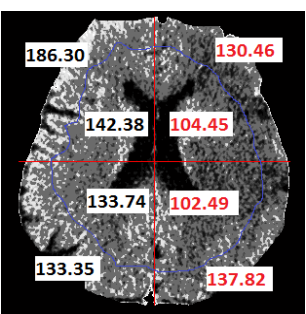
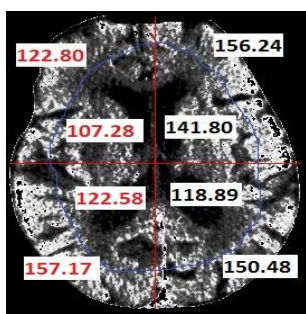
圖 4.14 腦中風的八區域預測分割示意圖

本系統將腦組織影像分割為八個區域後，基於先前提到的相關醫學認知以及相關文獻[23]提到說，通常腦中風都只會發生在病人大腦組織的一個半球部分，左右腦同時發生腦中風的機率低於 19%，故在本文只會去探討如何找尋單一半球的腦中風區域，至於同時有左右腦中風的案例在本文並不討論，接著本系統再針對分界後所劃分的八個區域來計算這八個區域的亮度平均值。由上述步驟，本系統希望能判斷出左腦或右腦發生腦中風可能性較高的區域，所以本系統將計算出來的亮度平均值，來接著進行這八個區域亮度平均值的相互比較，得到四個亮度平均值較小的區域，最後進行下述的區域位置一致化。

為了找出有可能為腦中風的腦組織區域，且能更清楚判斷腦中風可能會出現的位置。首先本系統將在腦組織中取得亮度平均值較小的區域做為判斷，依據本系統將腦組織部分化分為八個區域來分析，接著在左腦或右腦組織影像中取出其一個亮度平均值較小的區域比較後，本系統將會區分出可能為腦中風的區域。



表 4.1 比較亮度之結果

	Example 1	Example 2	Example 3
原圖			
第一步			
第二步			

接著本系統將得到的四個亮度平均值較小區域分布結果分為三種情形：如表4.1所示，第一種情形為四個亮度平均值較小的區域皆在同邊，則可確定可能為腦中風區域會出現在四個相同亮度平均值較小區域的左腦或右腦組織區域。第二種情形為三個亮度平均值較小的區域皆在同邊，另一個亮度平均值較小的區域則在相異邊，如為此情形則需要進行判斷，從Weber law相關文章中[24]，可得知一般情形下人眼能辨識的亮度差異為20個灰階左右，它相當於4HU，所以本系統將亮度平均值差異度訂為4HU來作判斷，然後本系統計算並比較相同與相異亮度平均值較小區域間的差異性，若差異性小於4HU時，本系統則將相異的亮度平均值較小區域與另三個相同的亮度平均值較小區域進行合併，使四個亮度平均值較小區域皆在相同左腦或右腦區域，若差異大於等於4HU，則將相異邊之上或下半腦之區域改成同邊。第三種情形則又可再細分為兩種不同分布情形：若二個亮度平均值較小區域相同，且另有二個亮度平均值較小區域也相同，則需要進行判

斷，並比較上下半部份腦組織的亮度值差異較小區域是否為同邊，若上半部份為同邊；下半部份亦也為同邊，則須計算上部分亮度平均值較小區域的差異性與下部分亮度平均值較小區域的差異性，以差異性較大的邊為主，並將差異性小的亮度平均值較小區域合併至差異性大的亮度平均值較小區域使四個亮度平均值較小區域的位置一致化，以判斷可能為腦中風區域。若上半部份腦組織不為同邊，而下半部份腦組織亦不為同邊時，本系統將計算上半腦部分的左右腦組織的亮度間差異，以差異性較大區域的亮度平均值較小區域為主，並將差異性小的區域與差異性大的區域進行合併，下半腦部份也是以同樣方式作判斷，接著再判斷至四個區域皆位置一致化，判斷流程圖如圖4.15所示。

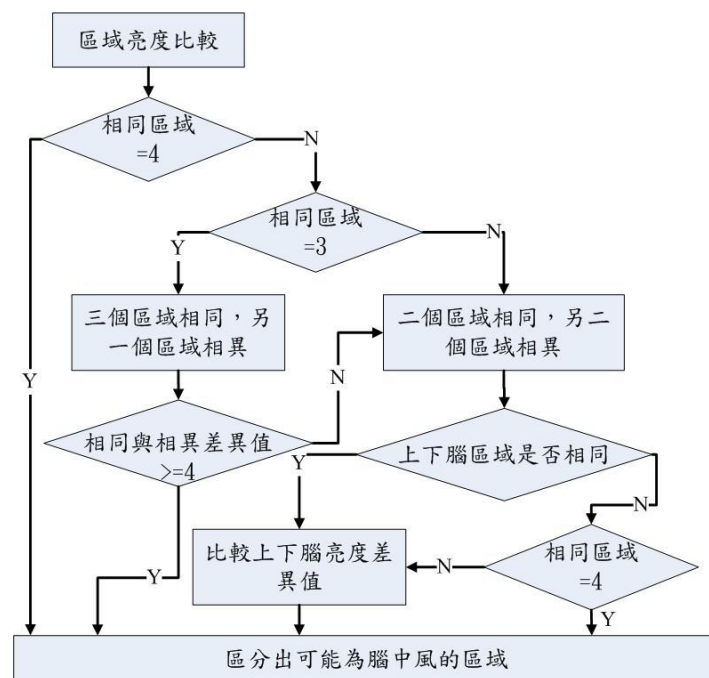


圖 4.15 區域判斷流程圖

在接下來的結果裡，本系統會經由區域位置比對判斷後將最後的結果找出來，並得到了腦中風的區域位於右半腦或左半腦，並經由大多數文章中的統計數據[25]得知的腦中風 CT 值通常都是落在 20~36 之間，故本系統再將這些區域接近該腦中風 CT 值區間的區域顏色塗上紅色，而這些紅色區域就是本系統程式所偵測出來，如圖 4.16 所示，讓人眼能更有所感知的影像區域，並且為極有可能是腦中風的區域。

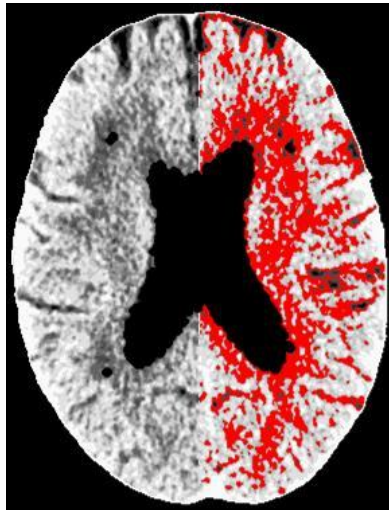


圖 4.16 最後的腦中風的預測區域

但是有了以上的紅色區域還是不夠，所以，在原本的腦中風例子裡，再經由先前區域位置比對判斷後最後的結果得到了腦中風的區域位於右半腦，本系統再對每個紅色區域做區域生長找出最大面積的區域來當成本系統的首要腦中風區域位置，再將這個區域值的區域顏色塗上白色，而這些白色區域就是本系統程式最後偵測出來，認為極有可能是腦中風的區域位置，如圖 4.17 所示。

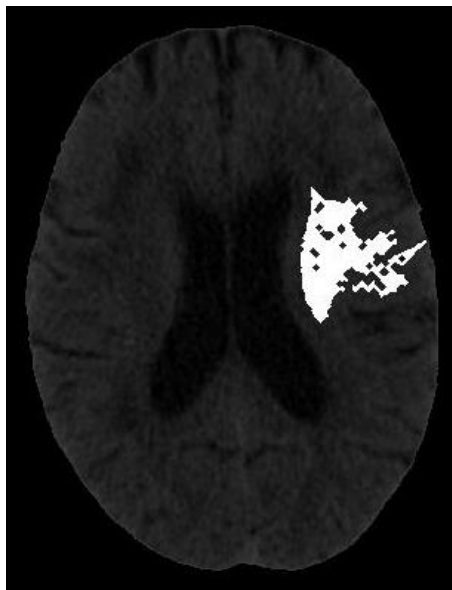


圖 4.17 最後的腦中風的預測區域

## 五、結果與討論

### 1. 影像來源說明

本論文所使用的CT影像皆是由本院專業醫師所提供，目前一共找了26位病人，每一位病人各40張的CT影像，以及每一位病人各20張的MRI影像，總共1560張的去連結影像，並都是以DICOM格式來進行編碼儲存，CT影像大小也都固定為 512×512。而DICOM內文資料中4-bit被用於存儲TAG信息，和12-bit用於查看在CT圖像的灰階度，它所能儲存的CT值量非常的大，故每個大腦組織都能更準確的區分出來，而其中每一個像素等於0.2mm的實質長度，至於本文挑選的有腦中風的病人影像都是患病區域大小介於 $25mm^2 \sim 30mm^2$ 的影像，這個大小是本文討論出來醫師可以在CT影像上看得見並且以一般情形醫師會判斷該位病人有患有初期缺血性腦中風的大小，所以接下來所提到並使用的影像都是基於以上的標準來進行處理，以下為本系統的實驗結果。

### 2. 實驗結果

最後由表 5.1 中，可以看出分別兩位放射科醫師在 Test1 以及 Test2 所做的結果統計，以及本系統的偵測結果統計，跟醫師看過本系統的程式處理後的結果所做的變動率，從第一位放射科醫師可以看出他的判斷成功率由原本的 33% 也就是 31 張成功選取，經由本系統的結果輔助後做了 55% 也就是 48 張的修改進而有了 54 張成功選取，使成功率提升到了 60%；而第二位放射科醫師也是可以看出他的判斷成功率由原本的 40% 也就是 36 張成功選取，經由本系統的結果輔助後做了 60% 也就是 54 張的修改進而有了 58 張成功選取，使成功率提升到了 64%，並且本系統有 75 張成功偵測出腦中風區域，故本系統的成功率為 83%，所以藉由以上實驗數據由此可以初步的判斷得知本系統的診斷輔助系統是可以有效的幫助醫師來增加腦中風區域的成功率。

表 5.1 實驗成功率與醫師更動率

	Radiologist 1	Radiologist 2
醫師專業判斷結果的獲取(Test1)	31/90=33%	36/90=40%
醫師參考本系統後所得結果之獲取(Test2)	54/90=60%	58/90=64%
上述兩實驗之變動率	48/90=55%	54/90=60%

表 5.2 實驗更動率詳細表

	Radiologist 1	Radiologist 2
由勾選到中風區域改成非中風區域	0/48= 0.00%	1/54= 1.85%
由勾選到非中風區域改成中風區域	20/48=41.67%	26/54=48.15%
由原本沒勾選改成勾選到接近中風區域	28/48=58.33%	27/54=50.00%

而上表 5.2 中，可以看出分別為兩位放射科醫師在表 5.1 中 Test1 以及 Test2 所做的更改率詳細比較表，正確改成錯誤的張數皆不超過兩張，並且由錯誤改成正確的比率均有將近五成，剩餘的張數也皆有較原本的尚未修改的結果有更接近選取到腦中風的區域位置。

由上述的幾個表雖然已經足以驗證本實驗的作法的確可以幫助到醫師了，但是還不夠完整，還要再經由一些外國的學者的研究來加強本系統不足的地方，並可以了解到其他人是如何來完成這一項具有挑戰性的研究，在本研究裡就找了一篇排名不低的國外期刊論文所提出來的小波增強的方法來進行比較，其實驗數據如表 5.3 所示，與波蘭結果在數據上的比較中可以得知本系統所提出的方法比起該篇論文更能夠讓人準確的發現腦中風的位置，表中分別為波蘭與本研究的兩位醫師來做比較，測試的影像分為原始與加上各別系統的結果，以及在所有影像中有抓到中風的張數，最後是，並且其與波蘭結果在影像上的比較，如表 5.4 所示，也可得知本系統所提出的方法比起該篇論文在影像上更能夠讓人快速的發現腦中風的位置。


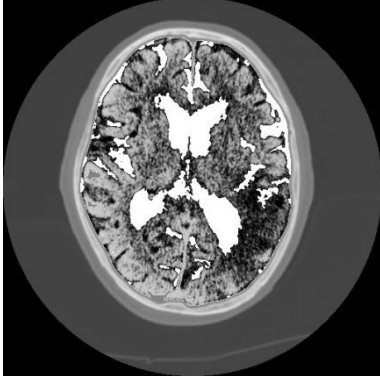
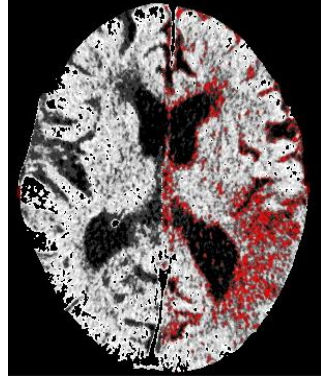

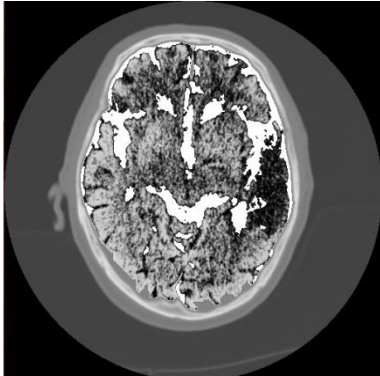
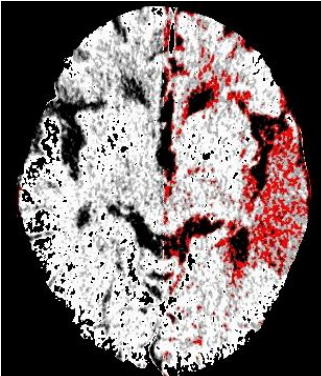

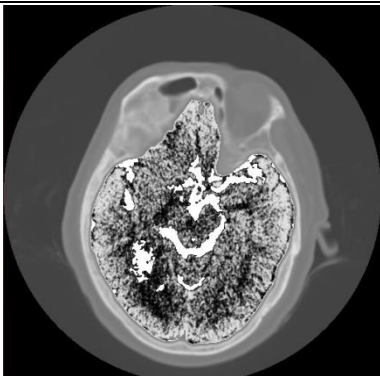


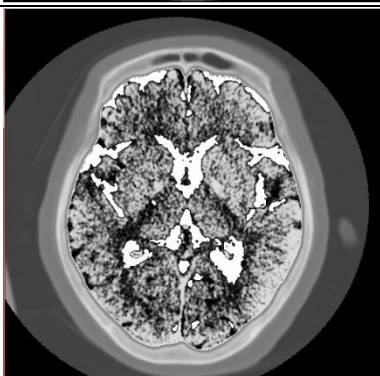
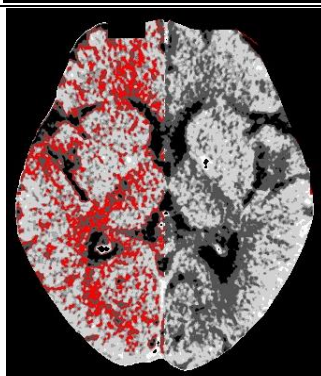
表 5.3 與波蘭結果在數據上的比較

	Reader	Exam type	Sensitivity
Wavelet based Processing Methods for Improving Acute Stroke Detection [25]	Radiologist1	CT review	1/8=13%
		CT review & stroke display	5/8=63%
	Radiologist2	CT review	1/8=13%
		CT review & stroke display	4/8=50%
Proposed system	Radiologist1	CT review	31/90=33%
		CT review & stroke display	54/90=60%
	Radiologist2	CT review	36/90=40%
		CT review & stroke display	58/90=64%

下表 5.4 最左邊為本系統輸入的初期缺血性腦中風之原始影像，中間結果 Wavelet based Processing Methods for Improving Acute Stroke Detection [25] 為本系統透過與該篇作者所要求提供之可執行檔來進行處理的結果，該篇的使用的方法是使用小波轉換增強腦中風區域的方法，最後將得出之結果影像，以及最右邊之本系統所執行後得到之結果影像來進行比較，可看的出來經由本系統塗上紅色後比起該篇的方法更易於一眼看出腦中風位於哪一半腦，也是其中本系統的方法中有使用到判斷哪一半腦的步驟，所得的結果。



表 5.4 與波蘭結果在影像上的比較

Original image	Wavelet based Processing Methods for Improving Acute Stroke Detection [25]	Proposed system results
		
		
		
		

但是在醫學的診斷程序上，實驗的準確性必須以公正方式來評比才能令人信服。因此除了以上的結果以外還另外針對本系統所提出各種設計系統的優劣評估，將根據醫學影像技術普遍採用的五個效能因子，這五個效能因子包括：偵測率(Detection Rate, *DR*)、錯誤警示率(False Alarm Rate, *FAR*)和正確分類率(Correction Classification Rate, *CR*)、靈敏度(Sensitivity)及特異度(Specificity)，這些效能因子須由四個參數計算求得它們分別為：腦中風組織-正確辨識個數(True Positive Number, *TPN*)，正常組織-正確辨識個數(True Negative Number, *TNN*)，腦中風組織-錯誤辨識個數(False Negative Number, *FNN*)，和正常組織-錯誤辨識個數(False Positive Number, *FPN*)，而結果驗證的部分本實驗會請兩位合作醫院的放射科醫師來完成，整個效能因子計算方式如下(11)到(15)：

$$DR = \frac{TPN}{TPN + FNN}$$

$$FAR = \frac{FPN}{TNN + FPN}$$

$$CR = \frac{(TPN + TNN)}{TPN + FNN + TNN + FPN}$$

$$Sensitivity = \frac{TPN}{TPN + FPN}$$

$$Specificity = \frac{FNN}{FNN + TNN}$$

其中  $N_p$  代表正樣本(腦中風組織)的個數， $N_p = TPN + FNN$ ； $N_n$  代表負樣本(正常組織)的個數， $N_n = TNN + FPN$ 。全部樣本的個數  $N = N_p + N_n$ 。

*DR* 代表是腦中風偵測的偵測率，若百分比越高則偵測率越高，*FAR* 代表是腦中風偵測的錯誤率，若百分比越低則錯誤率越低，*CR* 代表是腦中風偵測的正確分類率，若百分比越高則正確分類率越高，由 *CR* 值高達 85.55% 可以知道在正確分類率上也可以評斷出本系統的有效性，另外其他的結果也一併列於表 5.5 中。

表 5.5 效能因子結果表

TPN	FPN	TNN	FNN	DR	FAR	CR	Sensitivity	Specificity
51	6	26	7	87.93%	18.75%	85.55%	89.4%	78.7%

## 國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

- 達成目標
- 未達成目標（請說明，以 100 字為限）
- 實驗失敗
  - 因故實驗中斷
  - 其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

- 論文：已發表 未發表之文稿 撰寫中 無
- 專利：已獲得 申請中 無
- 技轉：已技轉 洽談中 無
- 其他：(以 100 字為限)

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

本計畫是發展一套自動化初期缺血性腦中風偵測系統，由於初期缺血性腦中風對經驗較少的醫放科醫師來說是很難診斷出來的，因此藉由經驗豐富醫師的知識本計劃開發出了這套系統，它可以輔助經驗少的醫放科醫師做初期缺血性腦中風的診斷，計畫中所使用到的方法都是與醫師討論後所產生的結果，我們將醫師的經驗變為演算法，並加入了許多影像處理與圖形識別的技術，讓本系統可以偵測出程度不同的腦中風，並明確地點出腦中風所在的位置，所以是非常符合醫師需求的系統，並且此套系統也與波蘭教授所開發的系統給醫師做過比較，發現本系統是較他們好的。



# 國科會補助專題研究計畫出席國際學術會議心得報告

日期：102年07月24日

計畫編號	NSC 101-2221-E-040-005-		
計畫名稱	自動化初期缺血性腦中風偵測使用小波轉換和 GMM-EM 演算法		
出國人員姓名	秦群立、李明憲	服務機構及職稱	中山醫學大學醫學資訊學系（所）
會議時間	102年07月06日至 102年07月07日	會議地點	香港 八度海逸
會議名稱	(中文)第四屆訊號與資訊處理國際研討會 (英文) 4th International Conference on Signal and Information Processing		
發表題目	(中文)使用 iFuzzyLDA 紋理特徵抽取應用於腦中風偵測 (英文) Stroke Area Detection using Texture Feature and iFuzzyLDA Algorithm		

## 一、參加會議經過：

民國 102 年 3 月初，接到香港 ICSIP 來函同意參加第四屆訊號與資訊處理國際研討會論文之受理通知及各項註冊規定。5 月底向學校提出出國申請並著手辦理訂購機票與出國手續。於 7 月 5 日啟程飛往香港 (Hong Kong)，抵達八度海逸飯店會場辦理報到手續。在開幕式與歡迎會中與多位參與訊號與資訊處理的研究學者及業者見面，交換彼此間之研究結果。

## 二、與會心得：

本次香港第四屆訊號與資訊處理國際研討會是由大陸 IACSIT 主辦的國際性會議，會議大約有來自 20 個以上國家之訊號相關學者及業者參加，有七場小型學術研

討座談會。因為本次會議是由四個會議一起合辦，所以除了原本的訊號處理領域之外還可以多了解其他領域的研究方向，該四個會議分別為下列所示：2013 2<sup>nd</sup>

International Conference on Knowledge and Education Technology(ICKET 2013)、2013 2<sup>nd</sup> International Conference on Civil Engineering and Materials(ICCEM 2013)、2013 4<sup>nd</sup> International Conference on Signal and Information Processing(ICSIP 2013)、2013 2<sup>nd</sup> Journal Conference on Modeling and Optimization(JCMO 2013)。

本次參與論文發表之篇數達 100 篇之多。每個場次皆具有不同討論主題，並且無非都是最新研究內容，收穫豐富。我的論文在 7 日下午 salon VII&IX **session4** – ICSIP (Stroke Area Detection using Texture Feature and iFuzzyLDA Algorithm)中發表。並與參與者交換許多有關模糊化理論意見而且提出問題討論，對幾篇論文之探討主題表示非常有興趣。本次赴香港參加訊號與資訊處理國際研討會，除了解目前訊號與資訊處理之發展趨勢外，也能將自己所研究的主題與其他學者作交換意見，或是獲得將自我的主題應用到其他領域。會場極為熱鬧而且有意義。幾經熱烈討論後，與會學者皆依依不捨地相互道別，期待下次的會議再見。



## 摘要：

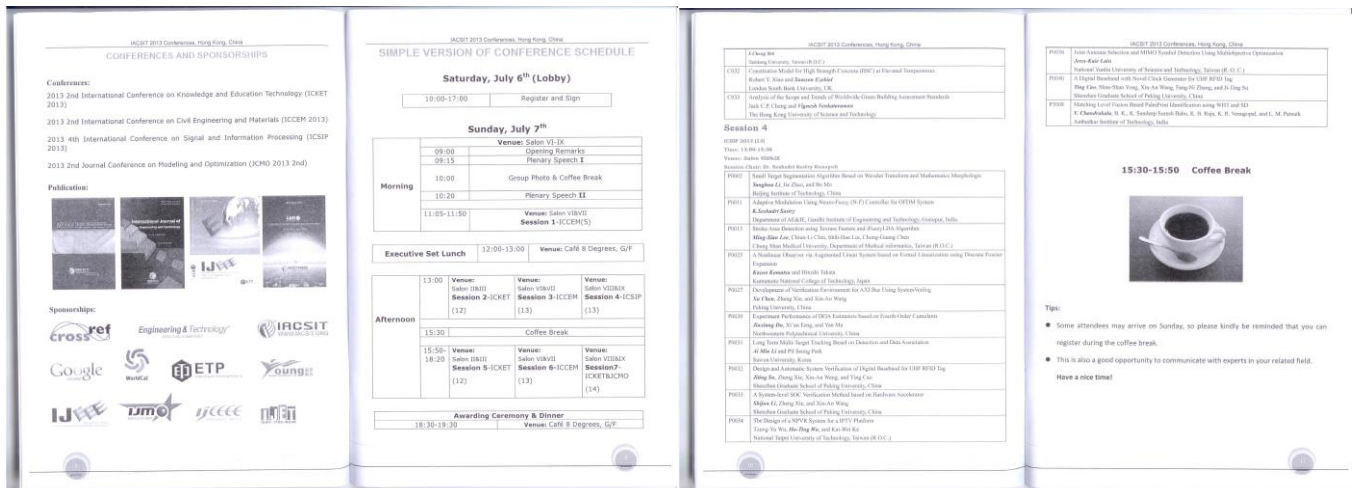
According to the opinions of specialized doctors, being able to accurately make diagnosis with both the regions and types of stroke is very important, and with these information available, only then medical treatments can be applied properly. However, for any delay treatment or misdiagnosis, it is very likely as the key attributed to the fatal death of the patients. Currently, there are a lot of researches on the development of many methods with application of MRI for diagnosis of brain stroke out there already. However, in this paper, CT image is used to diagnosis brain stroke. And, we use laws' mask to extract texture feature on the CT image, and further to input them into our proposed iterative Fuzzy LDA (iFuzzyLDA) method for classification. Next, we will make classification of four different features (stroke, CSF, gray and white matter), as well as to put a link among them, in order to get better accuracy for diagnosis. Experimental result shows our method has a good accuracy, and be able to precisely help the doctors for marking out the regions of brain stroke. In addition, it can be verified that the accuracy rate of our method is up to 90% through object-level consistency error (OCE) method.

**Keywords:** CT scan, laws' mask, iFuzzyLDA, OCE

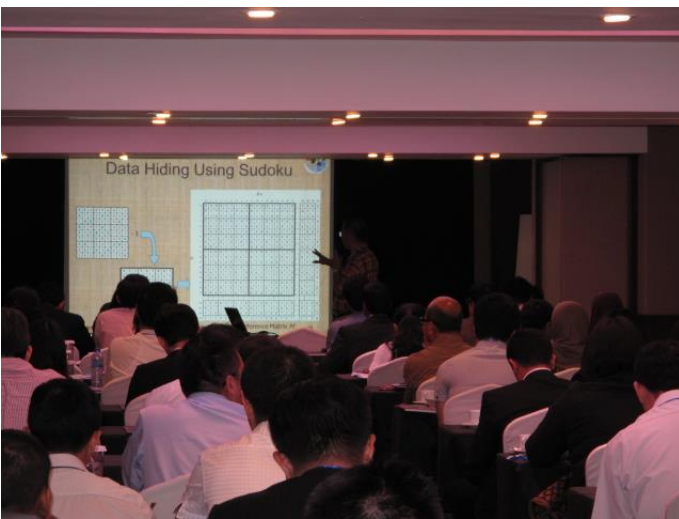


#### 四、攜回資料名稱及內容：

大會議程與論文出版名。



五、參加大會照片：



# 國科會補助專題研究計畫出席國際學術會議心得報告

日期：102年07月24日

計畫編號	NSC 101-2221-E-040-005-		
計畫名稱	自動化初期缺血性腦中風偵測使用小波轉換和 GMM-EM 演算法		
出國人員姓名	秦群立、李明憲	服務機構及職稱	中山醫學大學醫學資訊學系（所）
會議時間	102年07月06日至 102年07月07日	會議地點	香港 八度海逸
會議名稱	(中文)第四屆訊號與資訊處理國際研討會 (英文) 4th International Conference on Signal and Information Processing		
發表題目	(中文)使用 iFuzzyLDA 紋理特徵抽取應用於腦中風偵測 (英文) Stroke Area Detection using Texture Feature and iFuzzyLDA Algorithm		

## 一、參加會議經過：

民國 102 年 3 月初，接到香港 ICSIP 來函同意參加第四屆訊號與資訊處理國際研討會論文之受理通知及各項註冊規定。5 月底向學校提出出國申請並著手辦理訂購機票與出國手續。於 7 月 5 日啟程飛往香港 (Hong Kong)，抵達八度海逸飯店會場辦理報到手續。在開幕式與歡迎會中與多位參與訊號與資訊處理的研究學者及業者見面，交換彼此間之研究結果。

## 二、與會心得：

本次香港第四屆訊號與資訊處理國際研討會是由大陸 IACSIT 主辦的國際性會議，會議大約有來自 20 個以上國家之訊號相關學者及業者參加，有七場小型學術研討座談會。因為本次會議是由四個會議一起合辦，所以除了原本的訊號處理領域之



外還可以多了解其他領域的研究方向，該四個會議分別為下列所示：2013 2<sup>nd</sup>

International Conference on Knowledge and Education Technology(ICKET 2013)、2013

2<sup>nd</sup> International Conference on Civil Engineering and Materials(ICCEM 2013)、2013 4<sup>nd</sup>

International Conference on Signal and Information Processing(ICSIP 2013)、2013 2<sup>nd</sup>

Journal Conference on Modeling and Optimization(JCMO 2013)。

本次參與論文發表之篇數達 100 篇之多。每個場次皆具有不同討論主題，並且無非都是最新研究內容，收穫豐富。我的論文在 7 日下午 salon VII&IX **session4** – ICSIP (Stroke Area Detection using Texture Feature and iFuzzyLDA Algorithm)中發表。並與參與者交換許多有關模糊化理論意見而且提出問題討論，對幾篇論文之探討主題表示非常有興趣。本次赴香港參加訊號與資訊處理國際研討會，除了解目前訊號與資訊處理之發展趨勢外，也能將自己所研究的主題與其他學者作交換意見，或是獲得將自我的主題應用到其他領域。會場極為熱鬧而且有意義。幾經熱烈討論後，與會學者皆依依不捨地相互道別，期待下次的會議再見。



# Stroke Area Detection using Texture Feature and iFuzzyLDA Algorithm

Lee Ming-Sian, Chen Chong-Guang, Chin Chium-Li, and Liu Shih-Hua  
Department of Medical Informatics  
Chung Shan Medical University, Taichung, Taiwan  
Email: {erorre, mindplayer}@livesimail.tw; ernestli@csnu.edu.tw; a1025kb@hotmail.com.tw

According to the opinions of specialized doctors, it is able to accurately make diagnosis with both the region and type of stroke is very important, and with these information available, only then medical treatments can be well planned. However, for any delay treatment or wrong diagnosis, it is very likely to be attributed to the lack of the patients. Currently, there are a lot of researches on the development of many methods with the application of MRI for diagnosis of brain stroke and so on. However, in this paper, CT image is used to extract features from the CT image, and further to input them into our proposed iterative Fuzzy LDA (iFuzzyLDA) for classification. Next, we will make classification of the different features (stroke, CSF, gray and white matter), as well as to put a link among them, in order to get the accuracy for diagnosis. Experimental result shows that our method has a good accuracy, and is able to precisely detect the regions for marking out the regions of brain stroke. It can be verified that the accuracy rate of our method is 90% through object-level consistency error (OCE) method.

same research we are doing here "Ref. [4]-[6]", however, in our study, the CT images often seen in the ordinary hospitals are used, even though MRI offers very good diagnosis results, the MRI machinery is too expensive to be affordable for a lot of small hospitals and clinical centers, and it is generally to exist in large hospitals only; moreover, due to the costs of MRI are high, and the length of time is long to complete scanning, it is not suitable to be used for preliminary brain stroke. After solving the above mentioned problems on examination method and time, we find out that on the aspect of actual examination, using traditional examination method is sometimes with wrong results, and this is possibly due the examination doctor is a new comer who is lack of experience, as well as the trait of ischemic brain stroke itself, for example, for the diagnosis in the preliminary stage of brain stroke, it is possibly to be in a large degree due the changes of images are very delicate for brain stroke in the preliminary stage "Ref. [7]-[9]". It is comparably more obvious for the kind of situation to occur in the developing countries and underdeveloped countries, or they are lack of experiences to create good diagnosis result. Below are introductions to the sections and contents in the chapter.

There are five chapters in this paper. The earlier part of this section is Introduction. Then order description is the first section, in section II is a detailed description of the complete process. In section III is experimental results. In section IV is conclusions.

## II. MATERIALS AND METHODS

In the paper, we use CT images with DICOM format for analysis and processing, all of which are 8 bites images at pixel size of 512x512 created by the instrument of TOMIIBA MEC CT from the doctors who are in cooperation with us. Next, we put our focus on regions likely to occur brain stroke at a division of 25x25 pixel size for extraction of texture features, further to make classification of them. There are a total of 90 cases in the study.

## I. INTRODUCTION

The cerebrovascular disease is a commonly seen death around the world, for example, in the United States, brain stroke is marked the third major death factor according to the survey of World Health Organization. There are about 17 million people who died of brain stroke every year "Ref. [1]-[3]". In this paper, from the experiences of specialized doctors, to know that the accurate diagnosis is very important for people with preliminary brain stroke, if there is no good prognosis taken at the beginning stage, it is hard to study to follow with severe effects. Generally, for example, within the first three hours after brain stroke is taken place, if there is no proper treatment given to the patient, the condition of the brain will become difficult to recover, turning into permanent damage instead.

For the DWI application of MRI, it just happens to identify the position of brain stroke, and this MRI is commonly used massively for completion of

The system process flow chart offered by us is shown in Fig. 1. The system is divided into four parts. Firstly, the input will work on preprocessing of the images. Afterwards, the system will use URGA (unsupervised region growing algorithm) to extract automatically for the parts in suspicion of brain stroke. Then, for the regions in suspicion of brain stroke, they are divided into sections for extraction of traits. Finally, we will enter the traits extracted into our proposed iFuzzyLDA method for classification "Ref. [10]", and the area with brain stroke can be obtained accurately right away.

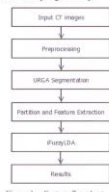


Figure 1. System flowchart.

## A. Preprocessing

In the past, for most of the doctors, if they want to view CT or MRI images, they will use an approach called "window method" "Ref. [11]" to increase on the degree of contrast for images, for example, viewing a region with brain stroke, they will then put a set of parameters; window center is set as 40HU and the window width (W) is set as 80, however, for this approach, it is lack of flexibility, instead in the chapter, we will take adoption of cubic curve method "Ref. [12]" for contrast adjustment on images due the approach is with nice responsive effects in its sensibility to light changes, and its formula is shown as (1). The adaptive cubic curve is shown in Fig. 2. After preprocessing, we can enhance the brain tissue from the original image in Fig. 3(a), as well as the one with preprocessing in Fig. 3(b).

$$y = f(x) = ax^3 + bx^2 + cx + d \quad (1)$$

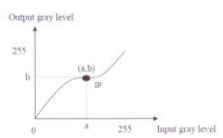


Figure 2. Adaptive cubic curve for backlight image compensation.



Figure 3. (a) is original image, (b) is preprocessed image.

## B. URGA segmentation

And in the following procedure, we will present array to divide the region with brain stroke into segments and the process flow is as shown below.

- Step 1: We will use anisotropic to process the input images into obscurity, and to clear out the miscellaneous noises and frequencies, it will be beneficiary for the processing of subsequent steps.
- Step 2: Use mathematical morphology to dilate and erosion of images, with eliminating skeletons not set of cerebrum as well as not necessary, while the remaining part can be used to judge the region with brain stroke, shown in Fig. 4(a).
- Step 3: Use Canny's edge detector to detect the edges of the images, as well as to collect the values nearby the edges for statistics, then obtain the peak values of histogram to be used as the seed values for automatic region growth.

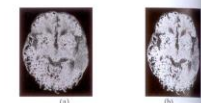


Figure 4. (a) is brain tissue area, (b) is the result of region growing.

- Step 4: After using the peak values for comparison of regional growth, the results are as shown in 4(b), and after completing the above steps, the definitely a degree of difference in contrast between human eyes for the images; however, our system is still not able to clearly identify which region with brain stroke is, as a result, we are going to use an algorithm with search of regional position for which it will make comparison of gray values on both right and left sides, to see which side is with brain stroke.
- Step 5: After judgment, the final result is made by brain stroke to be on the right side of the image, moreover, through statistical data "Ref. [13]", we know that CT values with brain stroke are all within the range between 30 and 36, they are

the points will be color of red, which are very likely to be the regional points for brain stroke, as shown in Fig. 5(a).



Figure 5. (a) is possible stroke area, (b) is a divided image for performing laws mask.

## C. Partition and Feature Extraction

When we obtain the red regions which are possibly as the areas of brain stroke, as shown in Fig. 5(a), some of the regions we will eliminate them, that is to say, the regions are without brain stroke, for example, the ones as shown in Fig. 5(a), such as region 1, region 2 and region 3. In order to making the further elimination of them, we will divide these regions, and use Laws' mask, whose size is 25x25 pixel to extract texture feature on these areas, as shown in Fig. 5(b), later on, extracting them as the input training values for iFuzzyLDA. The reason we will use texture feature extraction and classification is due there is a lot of tissues in the brain, and when there is clotting of blood vessels, the tissue brightness value of such a region will change along, moreover, the given tissues possibly with occurrence of brain stroke are respectively as White matter, Grey matter and Basal Nuclei, as a result, there are differences on textures, in the way for us to detect stroke detection, an approach which is to extract features on the basis of texture edge principle, and it has one-dimensional mask, respectively as edge, level, spot, ripple, and wave, afterwards, using the ID mask, we can create a combination of 25 2D masks, next, by filtering on the original images with the 25 masks, there will come up 25 sheets of result images, moreover, due the 25 sheets of result images will vary according to the different position of one-dimensional mask, there are creations of 14 sheets of images with constant spinning, while for each of image with constant spinning, our system where the area are going to regional position, of gray levels is which side is

## D. iFuzzyLDA

Subsequently, given the result from the classification made by our proposed iFuzzyLDA, it is shown in Table I of Confusion Matrix, and the algorithm of iFuzzyLDA is shown as Fig. 6. To know from the Confusion Matrix, if the values in the diagonal positions are higher as well as lower values in other positions, it is meant that the result is more accurate accordingly.

the points will be color of red, which are very likely to be the regional points for brain stroke, as shown in Fig. 5(a).



Figure 5. (a) is possible stroke area, (b) is a divided image for performing laws mask.

## C. Partition and Feature Extraction

When we obtain the red regions which are possibly as the areas of brain stroke, as shown in Fig. 5(a), some of the regions we will eliminate them, that is to say, the regions are without brain stroke, for example, the ones as shown in Fig. 5(a), such as region 1, region 2 and region 3. In order to making the further elimination of them, we will divide these regions, and use Laws' mask, whose size is 25x25 pixel to extract texture feature on these areas, as shown in Fig. 5(b), later on, extracting them as the input training values for iFuzzyLDA. The reason we will use texture feature extraction and classification is due there is a lot of tissues in the brain, and when there is clotting of blood vessels, the tissue brightness value of such a region will change along, moreover, the given tissues possibly with occurrence of brain stroke are respectively as White matter, Grey matter and Basal Nuclei, as a result, there are differences on textures, in the way for us to detect stroke detection, an approach which is to extract features on the basis of texture edge principle, and it has one-dimensional mask, respectively as edge, level, spot, ripple, and wave, afterwards, using the ID mask, we can create a combination of 25 2D masks, next, by filtering on the original images with the 25 masks, there will come up 25 sheets of result images, moreover, due the 25 sheets of result images will vary according to the different position of one-dimensional mask, there are creations of 14 sheets of images with constant spinning, while for each of image with constant spinning, our system where the area are going to regional position, of gray levels is which side is

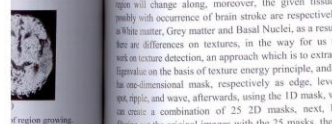


Figure 6. (a) is original image, (b) is ground-truth segmentation, (c) is our segmented images.

Also, in the results of iFuzzyLDA, there are respectively with indications as TPN, FPN, TNN and FNN. Meanwhile, the DR (detection rate) is defined as DR = TPN / number of malignant cases; FAR (false alarm rate) is defined as FAR = FPN / number of benign cases; and CR (correct classification rate) is defined as CR = (TPN - TNN) total number of cases. All three values can be calculated, and their results are as shown in Table II. Finally, we use a novel error measure, OCE for evaluating a segmentation algorithm at the object level "Ref. [14]". The OCE is a better approach on whether there are divisions as being less or excessive, as well as to make differentiation with the segmented results

more sensibly. The reason we use OCE in our case here is due OCE will not become flimsy under high-level recognition tasks.

TABLE II. CLASSIFICATION RESULT

TPN	FPN	FNN	FNN	DR	FAR	CR
51	0	26	7	87.99%	18.79%	85.53%

TABLE III. OCE ERROR MEASURES RESULT

Procedure rate	LCE	OCE	OCE
	0.1011	0.1369	0.9078

In Table III, we sum up the deviation standards as result of comparison among one another, and the approaches used are respectively as OCE, LCE and OCE, in which the value of OCE is higher than 90%, to represent that the comparison results are satisfying.

## IV. CONCLUSIONS

In the recent years, there are more and more academic researches on the examinations of brain stroke, but the rate of success to accurately predict the region with brain stroke is relatively low. In the paper, with adoption of image identification technology and image processing techniques, there is offering of brain stroke examination system with enhancement of visualized perception. This is able to effectively help the doctors of Radiology who are lack of experiences for diagnosis and treatment within a short period of time, as well as to reduce the rate of mistakes. In the future, we will continue to do researches of the related documents, enabling the system to become more ideal, as well as in auxiliary to the doctors from the hospitals we are in cooperation with, to have nice results in actual implementation of the software functions in the medical diagnosis system.

## ACKNOWLEDGMENT

The work was supported by the Free Software Research Grant contract NSC 101-2221-E-040-005 from the National Science Council, Taiwan, R. O. C.

## REFERENCES

- J. S. Jung and T. C. Su, "Epidemiological studies of Cerebrovascular diseases and Coronary Atherosclerosis in Taiwan," *Acta Neurologica Taiwanica*, vol. 4, pp. 190-202, 2007.
- K. L. Chen, T. C. Su, and C. C. et al., "Constructing the prediction model for the risk of stroke in a Chinese population: report from a cohort study in Taiwan," *STROKE*, vol. 41, pp. 1858-1864, 2010.
- S. Y. Liao, C. C. Yen, and H. H. Hung, "Analysis and evaluation of the National Natifake Diseases in Taiwan," *Epidemiology Bulletin*, vol. 26, pp. 374-382, 2010.
- Leira-Salinas C and Wintermark M, "Imaging of acute ischemic stroke," *Radiologic Clinics of North America*, vol. 20, pp. 455-468, 2010.
- M. Kama and P. W. Schaefer, "Ischemic Stroke," *Radiologic Clinics of North America*, vol. 49, pp. 1-26, 2011.

- S. Y. Liao, C. C. Yen, and H. H. Hung, "Analysis and evaluation of the National Natifake Diseases in Taiwan," *Epidemiology Bulletin*, vol. 26, pp. 374-382, 2010.
- S. H. Fang, L. Roccatagliani, and R. G. Gonzalez et al., "Stroke imaging in ischemic stroke," *Radiologic Clinics of North America*, vol. 21, pp. 345-377, 2011.
- W. A. Cowie, P. Schaefer, and D. Wu, "MR perfusion imaging acute ischemic stroke," *Radiologic Clinics of North America*, vol. 21, pp. 259-283, 2011.
- D. Sannarsaa and R. Mallon, "CT and MR Imaging in Acute Ischemic Stroke Patient: A Nursing Perspective," *Journal Radiology Nursing*, vol. 30, pp. 104-115, 2011.
- S. Y. Wu, C. L. Chen, and Y. S. Chen et al., "Natalix: An Evaluation of the National Natifake Diseases in Taiwan," *Biomedical Engineering Applications*, *Health Communications, Online Ready*, January, 2013.
- Z. Y. Xue, S. Antan, and L. Rodney Long et al., "The Classification of Brain CT Images in Biomedical Science," *Ann. Symp. Proc.*, vol. 2012, pp. 1023-1029, 2012.
- C. T. Lin and C. L. Chen, "Using Fuzzy Inference on Curve to Detect and Compose Backlight Image," *International Journal of Fuzzy Systems*, vol. 8, pp. 2-13, 2006.
- A. Przekorski, K. Skibinska, and P. Buragaj et al., "Early stroke detection: Wavelet-based perception enhanced computerized tomography scans," *Computer in Biology & Medicine*, vol. 37, pp. 524-533, 2008.
- M. Fakh, H. Zhang, and M. H. P., "An evaluation on image segmentation of multiple objects," *Image and Vision Computing*, vol. 27, pp. 1221-1227, 2009.

**Ming-Sian, Lee** is a Master student in Medical Informatics at Chung Shan Medical University, Taichung (Taiwan) since August 2012. My current research interest is Medical Imaging, Bio-Medical Instrumentation, Embedded system and Signal processing. The year of his birth is 1987.

**Chin-Li, Chin** is an Assoc. Prof at Chung Shan Medical University, Taichung (Taiwan) since August 2006. He has graduated with a Ph.D. from the College of Electrical and Control Engineering, Department, National Chiao Tung University, Hsinchu, Taiwan, R.O.C. His research interests include fuzzy inference, neural network, image processing, computer vision, pattern recognition, document image analysis. The year of his birth is 1975.

**Shih-Hua, Liu** is a student in Medical Informatics at Chung Shan Medical University, Taichung. His research interest is Medical Informatics. The year of his birth is 1991.

**Chong-Guang, Chen** is a master in Medical Informatics at Chung Shan Medical University, Taichung. His research interest is Medical Informatics. The year of his birth is 1991.

An Eff on Q

Abstract—In this work, we are presenting a new method for watermarking. This method is based on the use of a watermark bit. The watermark bit is embedded in the image by using a watermarking algorithm. The watermarking algorithm is based on the use of a watermark bit. The watermarking algorithm is based on the use of a watermark bit.

Due to the arbitrary and at the digital watermark multimedia prod images. This is digital contents information. He watermarking is depending the perceptually inv mask be robust watermarking is Several novel proposed based (OSWT) [1], 2, 4 watermark in each authors in [2] in trees to represent

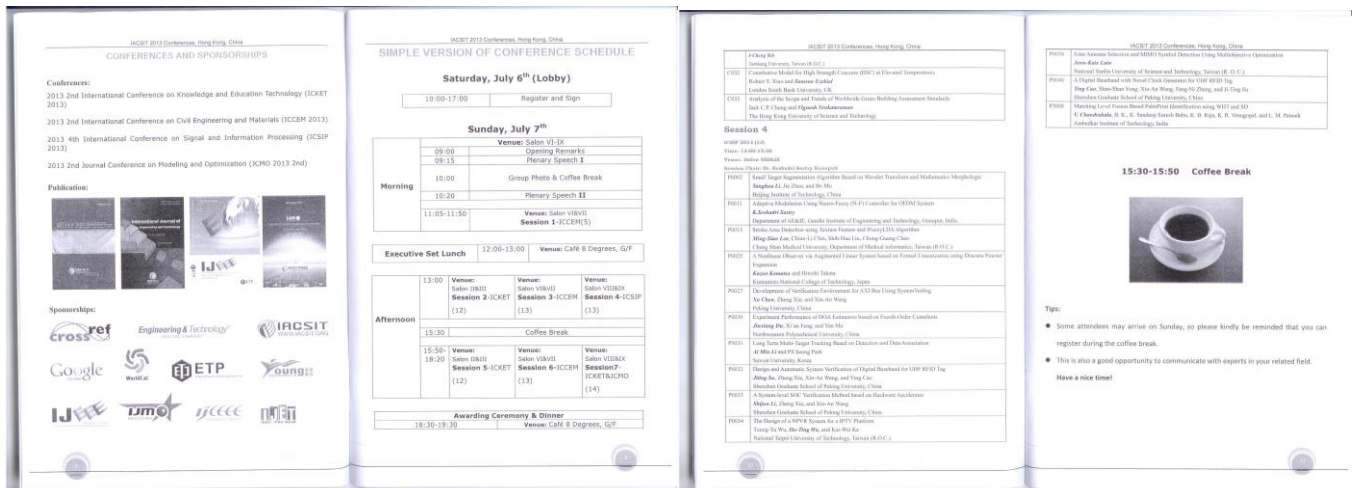
According to the opinions of specialized doctors, being able to accurately make diagnosis with both the regions and types of stroke is very important, and with these information available, only then medical treatments can be applied properly. However, for any delay treatment or misdiagnosis, it is very likely as the key attributed to the fatal death of the patients. Currently, there are a lot of researches on the development of many methods with application of MRI for diagnosis of brain stroke out there already. However, in this paper, CT image is used to diagnosis brain stroke. And, we use laws' mask to extract texture feature on the CT image, and further to input them into our proposed iterative Fuzzy LDA (iFuzzyLDA) method for classification. Next, we will make classification of four different features (stroke, CSF, gray and white matter), as well as to put a link among them, in order to get better accuracy for diagnosis. Experimental result shows our method has a good accuracy, and be able to precisely help the doctors for marking out the regions of brain stroke. In addition, it can be verified that the accuracy rate of our method is up to 90% through object-level consistency error (OCE) method.

**Keywords:** CT scan, laws' mask, iFuzzyLDA, OCE

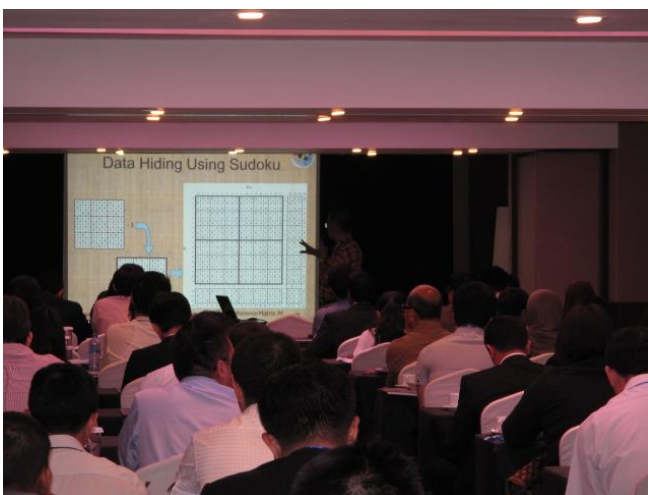


#### 四、攜回資料名稱及內容：

大會議程與論文出版名。



五、參加大會照片：



# 國科會補助計畫衍生研發成果推廣資料表

日期:2013/09/07

國科會補助計畫	計畫名稱: 自動化初期缺血性腦中風偵測使用小波轉換和GMM-EM演算法
	計畫主持人: 秦群立
	計畫編號: 101-2221-E-040-005- 學門領域: 醫學資訊
無研發成果推廣資料	



101 年度專題研究計畫研究成果彙整表

計畫主持人：秦群立		計畫編號：101-2221-E-040-005-					
計畫名稱：自動化初期缺血性腦中風偵測使用小波轉換和 GMM-EM 演算法							
成果項目		量化			單位	備註（質化說明：如數個計畫共同成果、成果列為該期刊之封面故事...等）	
		實際已達成數（被接受或已發表）	預期總達成數（含實際已達成數）	本計畫實際貢獻百分比			
國內	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	0	0	100%		
		專書	0	0	100%		
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（本國籍）	碩士生	0	0	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		
國外	論文著作	期刊論文	0	0	100%	篇	
		研究報告/技術報告	0	0	100%		
		研討會論文	1	0	100%		
		專書	0	0	100%	章/本	
	專利	申請中件數	0	0	100%	件	
		已獲得件數	0	0	100%		
	技術移轉	件數	0	0	100%	件	
		權利金	0	0	100%	千元	
	參與計畫人力（外國籍）	碩士生	1	0	100%	人次	
		博士生	0	0	100%		
		博士後研究員	0	0	100%		
		專任助理	0	0	100%		

<p>其他成果 (無法以量化表達之成果如辦理學術活動、獲得獎項、重要國際合作、研究成果國際影響力及其他協助產業技術發展之具體效益事項等，請以文字敘述填列。)</p>	<p>無</p>
--	----------

	成果項目	量化	名稱或內容性質簡述
科 教 處 計 畫 加 填 項 目	測驗工具(含質性與量性)	0	
	課程/模組	0	
	電腦及網路系統或工具	0	
	教材	0	
	舉辦之活動/競賽	0	
	研討會/工作坊	0	
	電子報、網站	0	
	計畫成果推廣之參與(閱聽)人數	0	

# 國科會補助專題研究計畫成果報告自評表

請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況、研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）、是否適合在學術期刊發表或申請專利、主要發現或其他有關價值等，作一綜合評估。

1. 請就研究內容與原計畫相符程度、達成預期目標情況作一綜合評估

達成目標

未達成目標（請說明，以 100 字為限）

實驗失敗

因故實驗中斷

其他原因

說明：

2. 研究成果在學術期刊發表或申請專利等情形：

論文： 已發表  未發表之文稿  撰寫中  無

專利： 已獲得  申請中  無

技轉： 已技轉  洽談中  無

其他：（以 100 字為限）

3. 請依學術成就、技術創新、社會影響等方面，評估研究成果之學術或應用價值（簡要敘述成果所代表之意義、價值、影響或進一步發展之可能性）（以 500 字為限）

本計畫是發展一套自動化初期缺血性腦中風偵測系統，由於初期缺血性腦中風對經驗較少的醫放科醫師來說是很難診斷出來的，因此藉由經驗豐富醫師的知識本計劃開發出了這套系統，它可以輔助經驗少的醫放科醫師做初期缺血性腦中風的診斷，計畫中所使用到的方法都是與醫師討論後所產生的結果，我們將醫師的經驗變為演算法，並加入了許多影像處理與圖形識別的技術，讓本系統可以偵測出程度不同的腦中風，並明確地點出腦中風所在的位置，所以是非常符合醫師需求的系統，並且此套系統也與波蘭教授所開發的系統給醫師做過比較，發現本系統是較他們好的。